

Instituto Tecnológico de Costa Rica

Área Académica de Ingeniería Mecatrónica



Desarrollo de un banco de pruebas para la caracterización de electrodos para el tomógrafo por impedancia eléctrica.

Informe de proyecto de graduación para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica con el grado académico de Licenciatura

Frederik Orozco Reyes

2015138429

Cartago, Junio de 2021



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/).

## DECLARATORIA DE AUTENTICIDAD

---

Declaro que el presente Proyecto de Graduación ha sido realizado enteramente por mi persona, utilizando y aplicando literatura referente al tema e introduciendo conocimientos propios.

En los casos en que he utilizado bibliografía, he procedido a indicar las fuentes mediante las respectivas citas bibliográficas.

En consecuencia, asumo la responsabilidad total por el trabajo de graduación realizado y por el contenido del correspondiente informe final.

Cartago, 21 junio 2021

  
Frederik Orozco Reyes

Céd: 11-7000-865804

**INSTITUTO TECNOLÓGICO DE COSTA RICA**  
**PROGRAMA DE LICENCIATURA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA**  
**PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN**  
**ACTA DE APROBACIÓN**

El profesor asesor del presente trabajo final de graduación, indica que el documento presentado por el estudiante cumple con las normas establecidas por el programa de Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica del Instituto Tecnológico de Costa Rica para ser defendido ante el jurado evaluador, como requisito final para aprobar el curso Proyecto Final de Graduación y optar así por el título de Ingeniero(a) en Mecatrónica, con el grado académico de Licenciatura.

Estudiante: Frederik Orozco Reyes

Proyecto: Desarrollo de un banco de pruebas para la caracterización de electrodos para el tomógrafo por impedancia eléctrica.

JAIME ALONSO MORA  
MELENDEZ  
(FIRMA)

Digitally signed by  
JAIME ALONSO MORA  
MELENDEZ (FIRMA)  
Date: 2021.06.15  
11:11:28 -06'00'

---

MSc. -Ing. Jaime Mora Meléndez

Asesor

Cartago, 21 de junio 2021

**INSTITUTO TECNOLÓGICO DE COSTA RICA**  
**PROGRAMA DE LICENCIATURA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA**  
**PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN**  
**ACTA DE APROBACIÓN**

Proyecto final de graduación defendido ante el presente jurado evaluador como requisito para optar por el título de Ingeniero(a) en Mecatrónica con el grado académico de Licenciatura, según lo establecido por el programa de Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica, del Instituto Tecnológico de Costa Rica.

Estudiante: Frederik Orozco Reyes

Proyecto: Desarrollo de un banco de pruebas para la caracterización de electrodos para el tomógrafo por impedancia eléctrica.

Miembros del jurado evaluador

JOHANNA VANESSA  
MUÑOZ PEREZ  
(FIRMA)

Firmado digitalmente por  
JOHANNA VANESSA MUÑOZ  
PEREZ (FIRMA)  
Fecha: 2021.06.21 13:51:04 -06'00'

MSc. -Ing. Johanna Muñoz Pérez

Jurado

IVAN ARAYA  
MENESES (FIRMA)

Firmado digitalmente por IVAN  
ARAYA MENESES (FIRMA)  
Fecha: 2021.06.21 21:01:09  
-06'00'

MSc. -Ing. Iván Araya Meneses

Jurado

FELIPE GERARDO  
MEZA OBANDO  
(FIRMA)

Digitally signed by FELIPE  
GERARDO MEZA OBANDO  
(FIRMA)  
Date: 2021.06.22 08:09:08  
-06'00'

MSc. -Ing. Felipe Meza Obando

Jurado

Los miembros de este jurado dan fe de que el presente proyecto final de graduación ha sido aprobado y cumple con las normas establecidas por el programa de Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica.

Cartago, 21 de junio 2021

## Carta de filóloga

Heredia, 28 de junio del 2021.

Señor

MSc. Ing. Carlos Salazar García

Profesor e Investigador

Área Académica de Ingeniería Mecatrónica

Instituto Tecnológico de Costa Rica

Estimado señor

La suscrita Edith Raissa Pizarro Alfaro con cédula de identidad No 401780133, profesional en Filología, hace constar que revisó el documento que lleva por título “ **Desarrollo de un banco de pruebas para la caracterización de electrodos para el tomógrafo por impedancia eléctrica** ”, del estudiante **Frederik Orozco Reyes** , cédula de identidad No 11700865804 , al cual se le aplicaron las revisiones y observaciones relacionadas con aspectos de construcción gramatical, ortografía, redacción, entre otros.

Dado lo anterior, certifico que el documento contiene las observaciones y correcciones quedando de conformidad con lo pactado.

Atentamente,

Firmado por EDITH RAISSA PIZARRO ALFARO (FIRMA)  
PERSONA FISICA, CPF-04-0178-0133. Fecha declarada: 28/06/2021 09:40 PM  
Esta representación visual no es una fuente de confianza, valide siempre la firma.

---

Licda. Edith Raissa Pizarro Alfaro

Código 35554

## RESUMEN

---

En el siguiente trabajo se describe el proceso de diseño de un banco de pruebas para la caracterización y validación de los electrodos utilizados en SIBILA para el desarrollo del EIT. Se habla del EIT y trabajos previos en SIBILA, parámetros que afectan a los electrodos y su modelo equivalente. También se adjunta un manual de uso y calibración.

Se tiene como dispositivo principal de control una Raspberry Pi 4B+ con Raspbian y el dispositivo encargado de generar las señales y medirlas es un Teensy 3.2. Cuenta con una interfaz que permite realizar las mediciones y almacenamiento de datos de medición en formato .xlsx. El Banco de pruebas presenta una desviación estándar porcentual máxima de 2.82% y un error máximo de 1.997% en la magnitud de la impedancia y de 1.531% para la fase. Una SNR estimada de 30.6835 dB para las mediciones realizadas entre 10 Hz y 500 Hz. En frecuencias mayores baja hasta 28.42dB.

El dispositivo se calibró para la medición para cargas puramente resistivas en un rango de 20 k $\Omega$  a 340k $\Omega$  y cargas resistivo-capacitivas con las características del sistema equivalente planteado para los electrodos de acero. Este rango de medición se puede ampliar siguiendo el procedimiento indicado en el manual de calibración al final de este documento.

**Palabras clave:** Banco de Pruebas, Electrodos, EIT, Medición, Raspberry Pi, SNR

## ABSTRACT

---

The following work describes a test bank design that characterizes and validates electrodes that are used within SIBILA. SIBILA allows for the development of EIT. The operation and background of both EIT and SIBILA are presented as well as their equivalent model, measurement issues, calibration and design of experiments. Important variables for measuring and the user manual on how to use the device is explained.

The computerization consists of Raspberry Pi 4B+ with Raspbian, and ADC/DAC 3.2 Teensy. The interface it possesses allows for measurements and storage of data in .xlsx format. The maximum standard deviation percentile is 2.82%, 1.997% is the maximum error, and the magnitude of impedance phase is 1.531%. There is an estimated SNR of 30.6835 dB for measurements made between 10 Hz and 500 Hz. In higher frequencies it lowers down to 28.42dB.

The device was calibrated to measure resistive loads in a range from 20 k $\Omega$  to 340 k $\Omega$ , it holds a resistive-capacitive load with the same characteristics of the equivalent system that was proposed for steel electrodes. This measuring range can be extended by following the procedures indicated in the calibration manual attached at the end of this document.

**Keywords:** Electrodes, EIT, Measurement, Raspberry Pi, SNR, Test Bench

Dedicado a mis padres Alinson y Luz Elena, y a mi hermano mayor Fernando.

Siempre me apoyaron y me impulsaron a dar lo mejor.

## AGRADECIMIENTO

---

A mis padres Alinson Orozco, Luz Elena Reyes y a mi hermano Fernando Orozco que estuvieran a mi lado o no, me apoyaron, amaron y animaron incondicionalmente. Sin ellos no hubiera podido llegar a donde estoy ahora.

A don Saúl y doña Lula que me recibieron en su hogar y me trataron como parte de su familia.

A los profesores Marco Alvarado, Yeiner Arias, Jaime Mora, Roger Meléndez y a Marta Vílchez que me ayudaron en el desarrollo de este trabajo y durante la carrera.

A Emanuel Fallas, Jazmín Gómez, Sebastián Rodríguez y a todos los compañeros de carrera que fueron más que compañeros, amigos, con los que compartí buenos momentos y de los que recibí valiosos consejos.

A Marco Rodríguez que estuvo dispuesto a ayudar en todo momento.

Por último y más importante, a Dios, por mi familia, mis amigos, la vida, las oportunidades, la maravillosa gente que me rodea y tantas bendiciones que me sorprenden día a día.

Con cariño,

Frederik Orozco Reyes

## TABLA DE CONTENIDOS

---

Índice de Figuras.....	iv
Índice de Tablas .....	vi
índice de Abreviaciones .....	viii
Capítulo 1: Introducción .....	1
1.1 Entorno.....	1
1.2 Definición del problema.....	2
1.2.1 Planteamiento del problema y justificación .....	2
1.2.2 Justificación .....	2
1.2.3 Síntesis del problema .....	2
1.3 Objetivos.....	3
1.3.1 Objetivo General.....	3
1.3.2 Objetivos Específicos.....	3
1.4 Estructura del documento.....	4
Capítulo 2: Marco Teórico.....	5
2.1 Generalidades del EIT y del banco de pruebas .....	5
2.1.1 Adquisición de datos.....	6
2.1.2 Reconstrucción de imagen .....	15
2.2 Antecedentes del EIT en SIBILA .....	15
2.2.1 Recopilación de especificaciones.....	17
2.3 Instrumentación.....	19
2.3.1 Diseño de experimentos .....	20
2.3.2 Medición de impedancia .....	21
2.3.3 Ruido eléctrico .....	23
2.3.4 Técnicas para disminuir el ruido o interferencia.....	25
2.3.5 Transformada de Hilbert .....	26
2.3.6 Transformada de Fourier.....	27
2.3.7 Calibración.....	28
Capítulo 3: Marco Metodológico.....	30
3.1 Metodología de diseño .....	30
3.1.1 Investigación .....	31
3.1.2 Diseño .....	31
3.1.3 Construcción .....	31

3.1.4	Validación .....	32
3.2	Metodología de software.....	32
3.3	Selección de conceptos .....	32
3.4	Estructura de pruebas .....	33
3.4.1	Cuadro de experimento o prueba .....	33
3.4.2	Áreas de interés para las pruebas .....	33
Capítulo 4:	Desarrollo.....	34
4.1	Necesidades y métrica.....	34
4.1.1	Métrica .....	34
4.1.2	Valores ideales y marginales.....	35
4.2	Descomposición funcional.....	37
4.3	Descripción de variables del sistema .....	39
4.4	Descripción matemática de la medición .....	40
4.5	Subsistema de procesado y análisis .....	44
4.5.1	Selección de método de medición de impedancia.....	44
4.5.2	Microcontrolador o sistema de procesamiento .....	48
4.6	Subsistema de recolección de información .....	51
4.6.1	Selección de Multiplexor .....	53
4.6.2	Dispositivo de contacto con el electrodo .....	53
4.6.3	Dispositivo de sujeción de electrodos.....	57
4.6.4	Probetas.....	63
4.7	Circuito de medición.....	67
4.7.1	Consideraciones de ruido .....	71
4.7.2	Cálculo de impedancia de carga.....	73
4.7.3	Filtrado.....	74
4.7.4	Subsistema generación de reportes y diagnóstico.....	75
4.8	Medición .....	76
4.8.1	Conexión del circuito.....	76
4.8.2	Comunicación .....	78
4.8.3	Generación de señal .....	79
4.8.4	Procesado y análisis .....	81
4.8.5	Extracción de información .....	82
4.9	Visualización.....	85
4.10	Diagnóstico .....	88
Capítulo 5:	Resultados y Análisis .....	89

5.1	Medición de elementos por utilizar.....	89
5.2	Pruebas de concepto.....	91
5.2.1	Prueba 1 - Variabilidad alterando <b><i>Rp</i></b> .....	91
5.2.2	Prueba 3 - Medición de <b><i>Zmux</i></b> .....	92
5.2.3	Prueba 4 - Medición de <b><i>Zmux + Rcarga – conocida</i></b> .....	97
5.3	Calibración.....	100
5.4	Corrección.....	104
5.4.1	Corrección para cargas puramente resistivas .....	104
5.4.2	Corrección para probeta SS1.....	105
5.5	Validación y resultados.....	105
5.6	Acondicionamiento de electrodos .....	110
5.7	Limitaciones.....	111
5.8	Consideraciones económicas del proyecto.....	111
Capítulo 6:	Conclusiones y recomendaciones .....	114
6.1	Conclusiones .....	114
6.2	recomendaciones.....	115
Bibliografía	.....	116
Anexo A.	Tablas.....	122
Anexo B.	Manual uso y calibración .....	130
B.1	Manual del Banco de Prueba .....	130
B.2	Manual de uso.....	130
B.3	Manual de calibración.....	134
B.3.1	Método 1 – Calibración por V medida.....	134
B.3.2	Método 2 – Calibración por probeta conocida.....	137
Anexo C.	Planos.....	140

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIG. 2.1-1 DIAGRAMA DE SISTEMA DE EIT [9].	5
FIG. 2.1-2 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA DE EIT [12].	6
FIG. 2.1-3. SISTEMA EQUIVALENTE DE ELECTRODO-ELECTROLITO-PIEL [14].	8
FIG. 2.1-4. COMPARATIVA DE IMPEDANCIAS A DIFERENTES FRECUENCIAS.	9
FIG. 2.1-5. MODELO EQUIVALENTE DE ELECTRODO OBTENIDO DE [16].	10
FIG. 2.1-6. INYECCIÓN DE CORRIENTE Y MEDICIÓN CON EL MÉTODO ADYACENTE [23].	13
FIG. 2.1-7. INYECCIÓN DE CORRIENTE Y MEDICIÓN CON EL MÉTODO OPUESTO O POLAR [23].	13
FIG. 2.1-8. INYECCIÓN DE CORRIENTE Y MEDICIÓN CON EL MÉTODO CRUZADO [23].	14
FIG. 2.1-9. INYECCIÓN DE CORRIENTE Y MEDICIÓN CON EL MÉTODO TRIGONOMÉTRICO O ADAPTATIVO [22].	14
FIG. 2.2-1. ELECTRODOS DE ALUMINIO VISTA (A) FRONTAL, (B) TRASERA Y (C) SÓLIDO DE INVENTOR.	17
FIG. 2.2-2. ELECTRODOS DE ACERO DISEÑADOS POR J. CASTRO [1].	17
FIG. 2.2-3. MODELO EN 3D DEL EIT DISEÑADO POR J. CASTRO [1].	18
FIG. 2.3-1. DIAGRAMA DE SISTEMA DE EIT [9].	20
FIG. 2.3-2. GRAFICA DE COSTO DE SOLUCIÓN DE RUIDO VS ETAPA DEL PROYECTO [33].	25
FIG. 2.3-3. RESULTADOS DE APLICAR LA TRANSFORMADA DISCRETA DE FOURIER A UNA SEÑAL SEOIDAL PURA [42].	27
FIG. 4.2-1. FIGURA DE DESCOMPOSICIÓN FUNCIONAL.	38
FIG. 4.3-1.FIGURA DE VARIABLES DEL SISTEMA EIT.	39
FIG. 4.4-1. MODELO EQUIVALENTE DE ELECTRODOS CON ANTEBRAZO DEL SISTEMA EIT [16].	41
FIG. 4.4-2. MODELO EQUIVALENTE DE UN ELECTRODO OBTENIDO DE [16].	42
FIG. 4.5-1. FIGURA DE DIAGRAMA DE BLOQUES DE SOLUCIÓN.	47
FIG. 4.6-1. (A)PUNTAS DE PRUEBA DE MEDICIÓN Y (B) PRENSAS O LAGARTOS.	54
FIG. 4.6-2. ELECTRODO DE PRUEBA ILUSTRATIVO.	55
FIG. 4.6-3. PUNTOS DE MEDICIÓN DE CADA EP.	57
FIG. 4.6-4. VALORES DE RESISTENCIA DE EP.	57
FIG. 4.6-5. BOCETO DE CONCEPTO DE TORNILLO.	59
FIG. 4.6-6. BOCETO DE CONCEPTO CON FAJA, (IMAGEN SUPERIOR) VISTA FRONTAL, (IMAGEN INFERIOR) VISTA SUPERIOR.	60
FIG. 4.6-7. MODELADO EN 3 DE EL SOPORTE PARA LOS ELECTRODOS.	61
FIG. 4.6-8. DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DEL TORNILLO.	62
FIG. 4.6-9. ACOMODO DE ELECTRODOS CON GEL ELECTROLÍTICO.	64
FIG. 4.6-10. ELECTRODOS DE PLATA Y SS.	65
FIG. 4.7-1. DIAGRAMA DE LOS COMPONENTES DE LA SOLUCIÓN.	67
FIG. 4.7-2. CIRCUITO SENCILLO DE MEDICIÓN.	68
FIG. 4.7-3. DISTRIBUCIÓN DE PINES DE RASPBERRY PI 4. OBTENIDO DE WWW.RASPBERRYPI.ORG.	68
FIG. 4.7-4. DISTRIBUCIÓN DE PINES DE TEENSY. OBTENIDA DE WWW.PJRC.COM.	70
FIG. 4.7-5. BOSQUEJO DE CONEXIÓN DE CIRCUITO DE MEDICIÓN.	71
FIG. 4.7-6. TIPOS DE CONEXIÓN A TIERRA SINGLE-PONT, EN SERIE Y EN PARALELO[33].	71
FIG. 4.7-7. CONFIGURACIONES DE CABLE RIBBON[33].	72
FIG. 4.8-1. CIRCUITO DEL BANCO DE PRUEBAS ENSAMBLADO.	76
FIG. 4.8-2. ELECTRODOS DE PRUEBA CONSTRUIDOS PARA LA REALIZACIÓN DE PRUEBAS.	77
FIG. 4.8-3. FOTO DE LAS PROBETAS SS1 Y SS2.	77
FIG. 4.8-4. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA COMUNICACIÓN Y MEDICIÓN.	79
FIG. 4.8-5. SEÑAL SENOIDAL GENERADA CON EL TEENSY A: (A) 3KHZ, (B) 2KHZ, (C) 1KHZ Y (D) 100HZ.	80
FIG. 4.8-6. SEÑAL MEDIDA Y DE RUIDO EN V1(AZUL) Y V2(ANARANJADO).	81

FIG. 4.8-7. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROCESO DE MEDICIÓN Y ANÁLISIS. ....	82
FIG. 4.8-8. GRÁFICA DE TRANSFORMADA FFT DE UNA SEÑAL SENOIDAL. ....	84
FIG. 4.9-1. INTERFAZ DE USUARIO. ....	85
FIG. 4.9-2. DATOS DE MEDICIÓN EN MODO DE DEPURACIÓN. ....	86
FIG. 4.9-3. RESUMEN DE LOS VALORES DE IMPEDANCIA Y FASE DE TODOS LOS CANALES Y FRECUENCIAS. ....	87
FIG. 4.9-4. DATOS MOSTRADOS EN EL CUADRO DE DIALOGO. ....	87
FIG. 5.2-1. RESULTADOS DE MEDICIÓN DE Z MUX A 500 HZ. ....	93
FIG. 5.2-2. RESUMEN DE MEDICIÓN A 500HZ CON 5 REPETICIONES. ....	94
FIG. 5.2-3. GRAFICA DE RESIDUOS PARA IMPEDANCIA. ....	96
FIG. 5.2-4. GRÁFICA DE EFECTOS PRINCIPALES PARA LA IMPEDANCIA. ....	96
FIG. 5.2-5. RESULTADOS DE ANÁLISIS DE VARIANZA EN MINITAB. ....	97
FIG. 5.2-6. CURVA DE POTENCIA PARA 4 CANALES DEL MUX Y 5 FRECUENCIAS. ....	98
FIG. 5.2-7. RESUMEN GRÁFICO DE RESULTADOS DE LAMEDICIÓN DE CANALES C0 A C4 DEL MUX. ....	99
FIG. 5.3-1. LECTURA DE SEÑALES MEDIDAS CON RP DE 68K $\Omega$ SIN CARGA. ....	101
FIG. 5.3-2. DATOS CON RP DE 68 K $\Omega$ SIN CARGA. ....	102
FIG. 5.3-3. ERROR A DIFERENTES VALORES DE RESISTENCIA. ....	103
FIG. 5.3-4. ERRORES DE MEDICIÓN CON SS1. ....	104
FIG. B-6.2-1. CARGADO DE CODIGO EN TEENSY. ....	130
FIG. B-6.2-2. CARGADO DE CÓDIGO EN RASPBERRY-PYTHON. ....	131
FIG. B-6.2-3. INTERFAZ DE USUARIO. ....	131
FIG. B-6.2-4. INFORMACIÓN DE PROGRESO EN LA MEDICIÓN. ....	133
FIG. B-6.2-5. GRÁFICA CON RESUMEN DE DATOS DE MEDICIÓN. ....	133
FIG. B-6.2-6. INFORMACIÓN AL FINAL DE LA MEDICIÓN MOSTRADA EN LA INTERFAZ DE USUARIO. ....	133
FIG. B-6.2-7. ARCHIVOS GENERADOS AL SELECCIONAR GUARDAR. ....	133
FIG. B-6.2-8. CONFIGURACIÓN DE MODO DE CALIBRACIÓN. ....	134
FIG. B-6.2-9. POSICIÓN DE RESISTENCIA DE PRESICIÓN. ....	135
FIG. B-6.2-10. MODIFICACIÓN DE VALOR DE RESISTENCIA DE PRESICIÓN. ....	135
FIG. B-6.2-11. CONFIGURACIÓN PARA CALIBRAR CON EL METODO 1 Y 2. ....	135
FIG. B-6.2-12. PARÁMETROS DE CALIBRACIÓN PARA TENSIONES MEDIDAS. ....	136
FIG. B-6.2-13. PARÁMETROS DE CALIBRACIÓN PARA FASE MEDIDA. ....	137
FIG. B-6.2-14. GRÁFICA RESUMEN DE VALORES MEDIDOS. ....	138
FIG. B-6.2-15. FUNCIÓN DE AJUSTE PARA LA IMPEDANCIA Y FASE. ....	139

# ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 2.1-1. POTENCIAL DE VARIOS ELECTRODOS .....	8
TABLA 2.1-2. CONSTANTES DE DIFERENTES MATERIALES [18].....	9
TABLA 2.1-3. VALORES DEL SISTEMA EQUIVALENTE DE DOS ELECTRODOS.....	10
TABLA 2.1-4.TABULACIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE ELECTRODOS DE DIFERENTES MATERIALES[20].....	12
TABLA 2.2-1. RECOPIACIÓN DE ESPECIFICACIONES IMPORTANTES DEL EIT.....	19
TABLA 3.1-1. FASES DE DESARROLLO DEL PROYECTO.....	30
TABLA 3.3-1. EJEMPLO DE TABLA DE PUNTUACIÓN DE CONCEPTOS.....	32
TABLA 3.4-1. EJEMPLO DE INFORMACIÓN PARA CADA EXPERIMENTO O PRUEBA.....	33
TABLA 4.1-1. DESCRIPCIÓN DE MÉTRICAS.....	34
TABLA 4.1-2. MÉTRICA.....	35
TABLA 4.1-3. VALORES OBJETIVO Y MARGINALES.....	37
TABLA 4.5-1. CRITERIOS DE EVALUACIÓN PARA MÉTODO DE MEDICIÓN DE IMPEDANCIA.....	45
TABLA 4.5-2. SELECCIÓN DE MÉTODO DE MEDICIÓN.....	46
TABLA 4.5-3 COMPARATIVA DE DISPOSITIVO DE CONTROL.....	49
TABLA 4.5-4. SELECCIÓN DE DISPOSITIVO DE CONTROL.....	50
TABLA 4.6-1. SELECCIÓN DE ADC/DAC.....	52
TABLA 4.6-2. SELECCIÓN DE MULTIPLEXOR.....	53
TABLA 4.6-3. COMPARACIÓN DE ELECTRODOS DE PLATA Y ELECTRODOS CONSTRUIDOS EN EL LABORATORIO.....	55
TABLA 4.6-4. PROPIEDADES MECÁNICAS DEL EVA.....	56
TABLA 4.6-5. COMBINACIONES PARA ELECTRODOS DE PRUEBA.....	56
TABLA 4.6-6. SELECCIÓN DE CONCEPTO PARA LA SUJECIÓN DE LOS ELECTRODOS.....	61
TABLA 4.6-7. LISTA DE MATERIALES SELECCIONADOS PARA IMPRESIÓN 3D.....	63
TABLA 4.6-8. VALORES DEL SISTEMA EQUIVALENTE DE DOS ELECTRODOS.....	64
TABLA 4.6-9. VALORES PARA LA RÉPLICA DE ELECTRODOS.....	66
TABLA 4.6-10. IMPEDANCIA CALCULADA DE PROBETAS A DIFERENTES FRECUENCIAS.....	66
TABLA 4.7-1. SELECCIÓN DE PINES DE RPI.....	69
TABLA 4.7-2. SELECCIÓN DE PINES DE TEENSY.....	70
TABLA 4.8-1. OPCIONES DE FRECUENCIAS PARA LA MEDICIÓN.....	84
TABLA 5.1-1. VALORES DE IMPEDANCIA ESPERADOS PARA PROBETAS SS.....	90
TABLA 5.1-2. VALORES DE IMPEDANCIA ESPERADOS PARA PROBETAS AG.....	90
TABLA 5.2-1. RESUMEN DE DATOS DE MEDICIÓN ÚNICA.....	93
TABLA 5.2-2. RESUMEN DE RESULTADOS DE PRUEBA 2 CON 5 REPETICIONES A 500 HZ.....	94
TABLA 5.2-3. MEDICIÓN DE CANALES C0 A C4 DEL MUX.....	98
TABLA 5.2-4.MEDICIÓN 1 DE RESISTENCIAS EN CANALES C0 A C4 PARA OBTENER ERROR DE MEDICIÓN.....	99
TABLA 5.3-1. COMPARACIÓN DE VALOR PARA RP.....	101
TABLA 5.3-2.VALORES DE RESISTENCIAS CONOCIDAS A UTILIZAR.....	102
TABLA 5.3-3. RESULTADOS DE MEDICIÓN DE RESISTENCIAS VARIADAS.....	102
TABLA 5.3-4. RESULTADOS OBTENIDOS DE MEDICIÓN RESISTIVA.....	103
TABLA 5.5-1. MEDICIÓN DE IMPEDANCIA DE LA PROBETA SS2.....	107
TABLA 5.5-2.MEDICIÓN DE LA FASE DE LA PROBETA SS2.....	108
TABLA 5.5-3. RESUMEN DE ERROR, %DE Y SNR.....	108
TABLA 5.5-4. ESPECIFICACIONES FINALES DEL BANCO DE PRUEBAS.....	109
TABLA 5.8-1. PRESUPUESTO DE INSUMOS MATERIALES.....	112
TABLA 5.8-2. LISTA DE INSUMOS DE SOFTWARE.....	112

TABLA A-6.2-1. TABLA DE NECESIDADES DEL CLIENTE ..... 122

TABLA A-6.2-2. MEDICIÓN DE RESISTENCIAS DISPONIBLES ..... 123

TABLA A-6.2-3. VALORES DE CAPACITANCIA EMPLEADOS ..... 123

TABLA A-6.2-4. PRUEBA 1 - RESULTADOS ME MEDICIÓN Z MUX A 500 HZ ..... 124

TABLA A-6.2-5. PRUEBA 2-RP  $\sim 10\Omega$  ..... 124

TABLA A-6.2-6. PRUEBA 2-RP  $\sim 50\Omega$  ..... 125

TABLA A-6.2-7. PRUEBA 2-RP  $\sim 100\Omega$  ..... 125

TABLA A-6.2-8. PRUEBA 2-RP  $\sim 200\Omega$  ..... 125

TABLA A-6.2-9. PRUEBA 2 - MEDICIÓN CON 5 REPETICIONES A 500 HZ ..... 126

TABLA A-6.2-10. PRUEBA 3-RESULTADOS DE MEDICIÓN DEL MUX CON DIFERENTES FRECUENCIAS ..... 127

TABLA A-6.2-11. PRUEBA 4 - MEDICIÓN 2 Y 3 EN LA MEDICIÓN DE RESISTENCIAS VARIADAS ..... 128

TABLA A-6.2-12. MEDICIÓN DE IMPEDANCIA DE LA PROBETA SS1 ..... 129

TABLA A-6.2-13. MEDICIÓN DE LA FASE DE LA PROBETA SS1 ..... 129

TABLA B-6.2-14. OPCIONES DE CONFIGURACIÓN PARA EL TIPO DE ANÁLISIS ..... 132

## ÍNDICE DE ABREVIACIONES

---

<b>%DE:</b>	Desviación estándar porcentual
<b>AC:</b>	Alternating Current
<b>ADC:</b>	Analog to Digital Converter
<b>Ag/AgCl:</b>	Electrodo de plata con electrolito de cloruro de plata
<b>DAC:</b>	Digital to Analog Converter
<b>dB</b>	Decibeles
<b>DC:</b>	Direct Current
<b>DE:</b>	Desviación estándar
<b>ECG:</b>	Electrocardiograma
<b>EEG:</b>	Electroencefalograma
<b>EIT:</b>	Electrical Impedance Tomograph
<b>EMG:</b>	Electromiografía
<b>LIANA:</b>	Laboratorio de Inteligencia Artificial para Ciencias Naturales
<b>MUX:</b>	Multiplexor
<b>RPi:</b>	Raspberry Pi
<b>SIBILA:</b>	Simulation for Bioengineering Lab
<b>SNR:</b>	Signal to Noise Ratio
<b>SS:</b>	Electrodo de acero inoxidable
<b>TEC o ITCR:</b>	Instituto Tecnológico de Costa Rica

---

# Capítulo 1: INTRODUCCIÓN

---

## 1.1 ENTORNO

El Área Académica de Ingeniería Mecatrónica del Instituto Tecnológico de Costa Rica (ITCR) cuenta con varias unidades de investigación entre las que se puede encontrar LIANA (Laboratorio de Inteligencia Artificial para las Ciencias Naturales) y SIBILA (Simulation for Bioengineering Laboratory) [1]. En estas unidades de investigación se desarrollan proyectos con diversas áreas de interés generando un aporte tecnológico e investigativo para la universidad y la sociedad. Ambas unidades de investigación colaboran para el desarrollo de diversos proyectos con el fin de aprovechar al máximo sus áreas de expertiz, en SIBILA se trabaja en su gran mayoría con lo físico o *hardware* y en LIANA lo relacionado con simulación y *software*.

Desde el 2019 se encuentra en desarrollo el proyecto de la construcción de un prototipo de tomógrafo por impedancia eléctrica o EIT (Electrical Impedance Tomography) para la zona del antebrazo humano. En el desarrollo de este proyecto, se encuentran involucradas 5 entidades, SIBILA y LIANA por parte del TEC, además se cuenta con la colaboración de El Centro Médico El Roble, Instituto Pfizer para la Ciencia y la Investigación y también de National Instruments [2].

El EIT es un dispositivo que permite visualizar la sección transversal de una parte del cuerpo, en este caso, del antebrazo con el fin de identificar los nervios, los cuales están cubiertos por una capa de grasa para su posterior tratamiento. Además, se mencionó que el objetivo del EIT es ayudar a personas con lesiones de tipo neurológico en la zona del antebrazo en el proceso de rehabilitación mediante la estimulación eléctrica. Para el desarrollo del EIT, en SIBILA se realizó el diseño de un sistema mecánico que permite el posicionamiento de electrodos y del antebrazo, además de monitorear la corriente de inyección para el acondicionamiento de la señal y control para la secuencia de inyección y adquisición de los datos eléctricos para un tomógrafo por impedancia eléctrica [1]. Como parte del proceso de implementación de dicho diseño se tiene planteada la construcción de diversos electrodos cuya función es ser la interfaz entre el EIT y el paciente. Se cuenta con algunos electrodos construidos, pero para poder usarlos en el EIT se debe conocer si dichos electrodos cumplen con los requisitos para la aplicación, es ahí donde entra la elaboración de un banco de pruebas.

## **1.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

### **1.2.1 Planteamiento del problema y justificación**

En SIBILA se tiene un diseño de la estructura del EIT, electrodos y probetas. Los electrodos pueden o no ser aptos para su uso, debido a que se desconoce su comportamiento y su equivalencia, por lo que no se tendría una constancia clara del valor real de la medición, lo cual sería fatal para el desarrollo del proyecto de EIT. Es por esto que los electrodos se deben validar antes de su implementación.

Los electrodos deben tener una variabilidad máxima entre sí, de tal modo que se pueda sustituir un electrodo sin que esto afecte la veracidad de la medición, y si lo hace, que se tenga registrado el grado de afección que este genera para su corrección por medio de software al momento de ser utilizado en el EIT.

### **1.2.2 Justificación**

La interacción entre el paciente y el EIT se da por medio de los electrodos. A fin de que se tenga constancia del valor que los electrodos miden, deben ser validados. Caso contrario, el proyecto no avanzaría de forma adecuada, debido a que al generar la reconstrucción de la imagen se tendrían lecturas incorrectas provocando que el proceso de recuperación del paciente no se pueda lograr de forma adecuada y complicando el desarrollo de las pruebas.

Comercialmente no se encuentran dispositivos cuya finalidad sea validar electrodos, como se detallará en la etapa de desarrollo de la solución hay algunos dispositivos de medición comerciales que podría servir, pero requerirían ser adaptados para la aplicación. El precio de estos dispositivos puede rondar por encima de los \$10.000 lo cual excede el presupuesto del proyecto sin considerar que estos dispositivos tendrán que ser adecuados posteriormente para la aplicación.

### **1.2.3 Síntesis del problema**

Se desconoce la variabilidad y funcionalidad de los electrodos disponibles para la toma de mediciones del EIT.

## **1.3 OBJETIVOS**

### **1.3.1 Objetivo General**

Desarrollar un banco de pruebas para la caracterización de los electrodos del Tomógrafo por impedancia eléctrica, en SIBILA

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

1. Identificar las variables por medir en el banco de pruebas para los electrodos.
2. Diseñar un banco de pruebas para la caracterización de los diversos electrodos para el tomógrafo de impedancia eléctrica.
3. Implementar prototipo de banco de pruebas para la caracterización y acondicionamiento de los electrodos del tomógrafo de impedancia eléctrica.
4. Validar el diseño del banco de pruebas implementado mediante la elaboración de un prototipo o pruebas de concepto.

## 1.4 ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO

El documento se divide en 6 capítulos, la Introducción, Marco Teórico, Marco Metodológico, Desarrollo, Análisis y Resultados, Conclusiones y Recomendaciones y por último Bibliografía y Anexos. En la Introducción se habla de los antecedentes, objetivos y descripción del problema. El Marco Teórico se centra en la fundamentación teórica utilizada para solucionar el problema, se habla del EIT, electrodos, trabajos previos en SIBILA, principios del ruido, señales, medición y calibración. En el Marco Metodológico se habla acerca de cómo se van a llevar a cabo los objetivos, las principales tareas por realizar y la estructura de las pruebas que se llevaron a cabo.

En el Desarrollo se habla del proceso llevado a cabo para solucionar el problema planteado en la etapa inicial del proyecto, se comienza hablando planteando las necesidades del cliente, luego se plantean alternativas para solventar dichas necesidades, se da la selección de la solución y posteriormente el desarrollo de la solución propuesta.

Una vez terminado el desarrollo de la solución, en Resultados y Análisis se plantean las pruebas por realizar para conocer la funcionalidad del sistema, los porcentajes de error y variabilidad que se pueden esperar, se realiza una calibración-corrección provisional y luego se analizan los resultados obtenidos para validar el sistema. También se mencionan las limitaciones presentadas durante el desarrollo del proyecto y se hace un análisis económico.

Por último se encuentran las Conclusiones y recomendaciones donde se condensan los resultados del proyecto y se dan recomendaciones para trabajos futuros, la Bibliografía empleada y al final en Anexos se encuentran: TABLAS, Manual uso y calibración y Planos.

## Capítulo 2: MARCO TEÓRICO

En este capítulo se van a explicar todos los conceptos necesarios para entender el funcionamiento del EIT, la relación del los electrodos con el EIT y conceptos relacionados con el banco de pruebas.

### 2.1 GENERALIDADES DEL EIT Y DEL BANCO DE PRUEBAS

La tomografía por impedancia eléctrica o Electric Impedance Tomograph (EIT) es una técnica que permite generar un mapa de conductividad de la parte del cuerpo que se desea visualizar, esto se puede hacer debido a que se conoce la impedancia o bioimpedancia relativa de los tejidos que componen las partes del cuerpo por estudiar. Esta es una técnica no invasiva, portátil, libre de radiación, con un riesgo para el paciente mucho menor y un costo relativamente bajo con respecto a otras técnicas de imagenología [3], [4]. El mayor riesgo radica en la correcta elección de la corriente a ser inyectada, tal y como indica [5] la corriente aplicada debe rondar 1 mA y no alcanzar los 5 mA. Entre otras consideraciones se debe tener en cuenta la variabilidad de la bioimpedancia de los tejidos pues su valor se ve alterado dependiendo del tipo de tejido y temperatura corporal [1], [6]–[8], cualquier cambio en la impedancia del cuerpo a medir resulta en un aumento en la complejidad para la reconstrucción de la imagen del objeto deseado y en comparación con las técnicas de resonancia magnética, genera imágenes con una resolución menor [3].

En [9] se puede apreciar una diagrama donde se muestra de forma general cómo está compuesto el EIT.

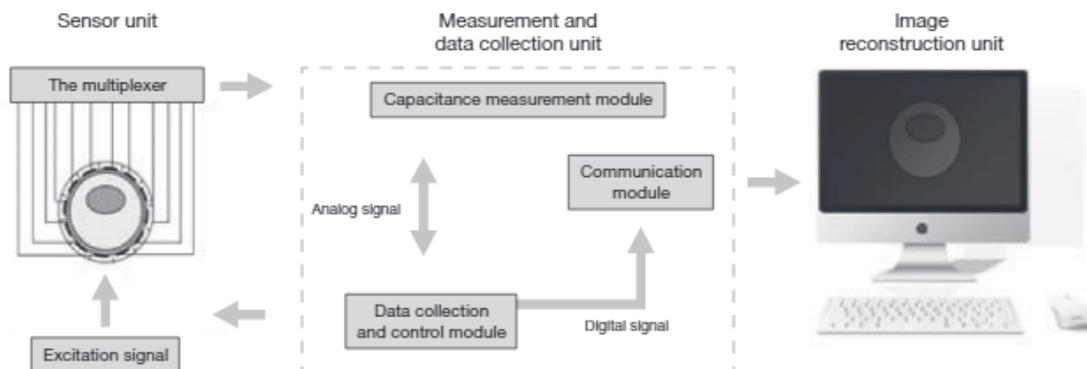


Fig. 2.1-1 Diagrama de sistema de EIT [9].

Para obtener el valor de bioimpedancia se coloca un arreglo de electrodos alrededor del objeto en cuestión, luego, dependiendo del patrón de inyección se aplica por algunos electrodos una pequeña corriente constante en el orden de 1mA mientras con otros electrodos se capta la diferencia de potencial,

luego se calcula la impedancia eléctrica [10] y con el valor obtenido por medio de algoritmos se reconstruye la imagen del objeto original o en este caso del mapa de conductividades [7].

Para simplificar el entendimiento de cómo está constituido un EIT, puede dividirse en dos etapas principales que comprenden toda las diferentes tareas que se deben llevar a cabo para la correcta generación de la imagen: la adquisición de datos y la reconstrucción de la imagen [1], [11].

### 2.1.1 Adquisición de datos

En esta etapa se obtienen las diferencias de potencial de la parte del cuerpo que se desea analizar por medio de la inyección de una corriente conocida. Esta etapa está compuesta por la instrumentación eléctrica y el conjunto de electrodos. La instrumentación eléctrica a su vez se compone de un inyector de corriente constante, un bloque de acondicionamiento de señales, el sistema de adquisición de datos y el módulo de conmutación de los electrodos [1]. Ahora bien, desde un punto de vista más genérico pero enfocado en la funcionalidad, se puede dividir el sistema de adquisición de datos en bloques como los descritos en [12].

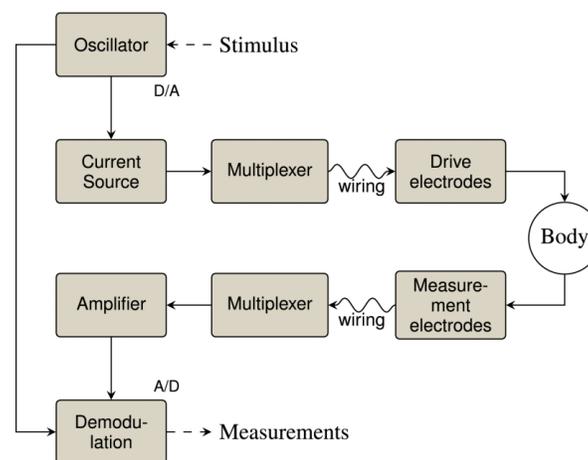


Fig. 2.1-2 Diagrama de bloques del sistema de EIT [12].

Con el sistema descrito en Fig. 2.1-2 se busca obtener una corriente para aplicar a los electrodos de modo tal que se genere un diferencia de potencial en los tejidos del cuerpo que sea medible con los otros electrodos, luego su valor se filtra y amplifica, al conocer la corriente, la frecuencia y el voltaje se puede obtener la impedancia, luego dichos valores son almacenados para la posterior reconstrucción de la imagen [11].

El tratamiento de los datos recopilados por las mediciones puede variar dependiendo de los patrones de estimulación y los métodos de reconstrucción de EIT que se utilicen. Los métodos de reconstrucción

hacen referencia a cómo se va a analizar la información medida para su posterior uso, puede ser en un instante aislado, con una referencia temporal o con una frecuencia de referencia [3]:

- Imagen absoluta: en este método los valores medidos en un instante son inmediatamente enviados al algoritmo de reconstrucción.
- Diferencia de tiempo: se toma una referencia temporal y se usa para comparar sus valores con las consecuentes mediciones.
- Diferencia de frecuencia: este método asume que cada tejido en el cuerpo tiene un espectro de frecuencia característico, se toma una imagen como referencia con la distribución de frecuencias y se compara con el resto.

Como ya se mencionó el EIT puede tener N electrodos los cuales están alternando su función como inyectores de corriente o medidores de tensión. Pero dicha señal es analógica y debe ser procesada. Según [13] para diseñar un sistema de procesamiento de señales se deben seguir 4 pasos:

1. Determinar la magnitud y dependencia del tiempo.
2. Definir el origen y magnitud de las fluctuaciones.
3. Diseñar un filtro.
4. Determinar cómo se va a dar la digitalización de la información.

### **2.1.1.1 Electrodo**

Una parte vital en el proceso de tomografía es la medición de las variables eléctricas en el cuerpo humano, para poder hacer esto se utilizan los electrodos. Un electrodo se puede definir como la interfaz entre el tejido biológico y el circuito electrónico de medición [14]. Para su diseño y uso hay que tener en consideración el material, la colocación y la conexión con el sistema pues si se elige mal se puede estar exponiendo al paciente a lesiones o al sistema a una menor vida útil, mediciones poco precisas o un mayor ruido haciendo que la medición pierda su utilidad. En EIT, los electrodos suelen tener dos estados de funcionamiento, el activo y el pasivo [5].

Los electrodos se pueden clasificar en invasivos y no invasivos [15], los empleados en el EIT son llamados electrodos de superficie o superficiales y son no invasivos, se colocan sobre la piel en la parte del cuerpo que se desea visualizar. Los electrodos suelen utilizarse en técnicas para captar la actividad eléctrica como electrocardiogramas (ECG, del corazón), electroencefalogramas (EEG, neuronas o del cerebro) y electromiografías (EMG, músculos esqueléticos) y para medir la conductancia de partes del cuerpo [15].

Pueden encontrarse electrodos de diversos materiales, suelen fabricarse de metales nobles como la plata, oro o acero y recubiertos con sal como AgCl o polímeros [14]. Dependiendo del material y su composición los electrodos pueden ser polarizables o no polarizables. Los polarizables no intercambian carga en la interfaz electrodo-electrolito y requieren de una corriente para ser polarizables. Por otro lado los no polarizables permiten un intercambio de carga eléctrica sin necesidad de energía.

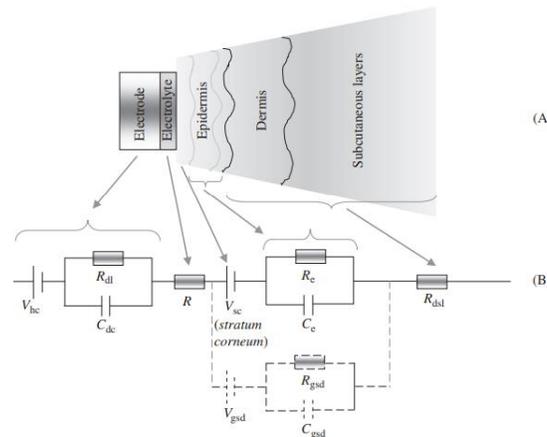


Fig. 2.1-3. Sistema equivalente de electrodo-electrolito-piel [14]

Tomando como referencia la Fig. 2.1-3, se identifican  $R_{dl}$ : Resistencia de la doble capa electrodo-electrolito su valor generalmente está por encima de los 2k ohm.  $C_{dl}$ : Capacitancia de la doble capa electrodo electrolito suele oscilar entre 0.1 y 10 micro Faradios.  $R$ : Resistencia que representa la variación de los iones distribuidos en el electrolito.  $V_{hc}$ : Potencial de media celda para completar la reacción, la polaridad de esta depende de la valencia del metal usado en el electrodo [14] también se describe como la diferencia de potencial entre la piel o el electrolito con el electrodo [16]. El resto del modelo que representa la interfaz electrolito-piel se va omitir dado que hace referencia a tejidos biológicos pero se muestra la imagen del sistema representativo y en caso de que se desee ahondar se puede revisar [14] en el apartado “2.5.1 Offset voltage”. En [17] y en [14] definen el potencial de media celda para diferentes metales, pudiendo generar con esos datos generar la siguiente tabla.

Tabla 2.1-1. Potencial de varios electrodos

Material	Potencial de media celda (V)
Ag/AgCl	+0.23
Aluminio	-1.71
Acero inoxidable 316 con protección contra corrosión	-0.1
Acero inoxidable 316 sin protección contra corrosión	-0.4

En [18] se hace un estudio comparativo de diversos metales para identificar su impedancia a bajas frecuencias demostrando que a bajas frecuencias, de donde se obtienen los datos para calcular un posible modelo equivalente de los electrodos de acero inoxidable.

Tabla 2.1-2. Constantes de diferentes materiales [18].

Metal del electrodo	A	B	$\alpha$	$\beta$
<b>Acero inoxidable</b>	989	1849	0.760	0.734
<b>Plata</b>	104	307	0.674	0.741
<b>Aluminio</b>	2427	10814	0.899	0.874

Ahora bien, utilizando los valores de la tabla anterior y calculando a frecuencias de 10, 100, 1k, 2k y 4kHz se obtuvo la siguiente gráfica representativa para tener una idea de la proporción de las impedancias de cada electrodo a las diversas frecuencias, para mayor información, consultar [18]. Ahora bien, estas pruebas fueron realizadas con un área superficial de 0.005 cm cuadrados, para obtener la impedancia para un set de electrodos dado, se debe utilizar la siguiente relación.

$$Z = \frac{0.005}{S} \sqrt{(Af^{-\alpha})^2 + (Bf^{-\beta})^2} \tag{2.1.1}$$

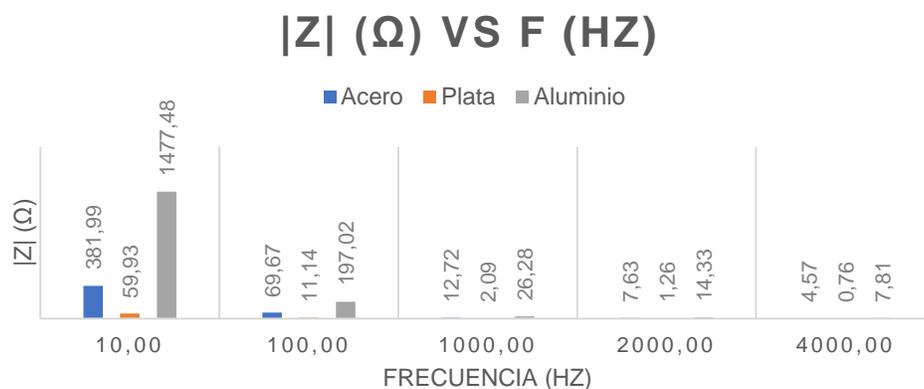


Fig. 2.1-4. Comparativa de impedancias a diferentes frecuencias.

La limitación del modelo anterior es que al realizar pruebas a frecuencia 0, esto es con una estimulación DC, la impedancia tiene a infinito, indicando que se comportaría como un abierto. En [16] se plantea otro modelo equivalente cuyos datos fueron recopilados de la interfaz electrodo-electrolito donde se hicieron

pruebas con diversos sujetos y 3 tipos de electrodos entre los que estaban de acero y de Ag/AgCl con el siguiente modelo equivalente.

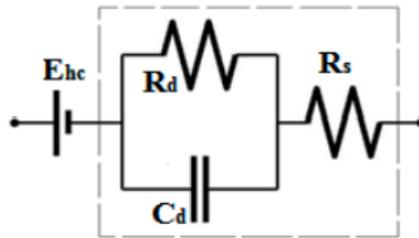


Fig. 2.1-5. Modelo equivalente de electrodo obtenido de [16].

Permitiendo obtener la fórmula que representa la impedancia equivalente del circuito anterior que representa a un solo electrodo obtenido de [16].

$$Z_e = R_s + \frac{R_d}{1+j2\pi f R_d C_d} \quad (2.1.2)$$

De acá se puede deducir que a bajas frecuencias donde  $2\pi f C_d R_d \ll 1$ ,  $Z = R_s + R_d$  y cuando  $2\pi f C_d R_d \gg 1$ ,  $Z = R_s$ . Su frecuencia de corte será cuando  $2\pi f C_d R_d = 1$ , y será:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_d C_d} \quad (2.1.3)$$

Y a su vez la impedancia en este punto será:

$$|Z| = R_s + \frac{R_d}{\sqrt{2}} \quad (2.1.4)$$

Obteniendo los valores del modelo equivalente, indican que los electrodos de Ag/AgCl son los más apropiados para su uso en mediciones debido a su elevada capacitancia Cd que se traduce en una mejor calidad de señal biológica [16]

Tabla 2.1-3. Valores del sistema equivalente de dos electrodos.

Material	Rd (kΩ/cm2)	Cd nF/cm2	Rs (Ω/cm2)
Ag/AgCl	215.82	18.9	399.7
Acero inoxidable	2130.98	3.45	121.1

En [19] obtienen de forma experimental los valores del sistema equivalente para electrodos de Ag/AgCl con la siguiente ecuación:

$$Z(\omega) = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega)^{\alpha}(R_0 - R_{\infty})C} = Z'(\omega) + jZ''(\omega) \quad (2.1.5)$$

Y los valores encontrados son:

$$R_0 = 1.08 \text{ M}\Omega, \quad R_{\infty} = 207.5 \Omega, \quad C = 1.92 \text{ nF}, \quad \alpha = 0.942$$

Posteriormente utilizan estos valores para modelar el comportamiento de los electrodos al exponerlos a diferentes presiones, oscilando entre 0 y 4k Pa donde identifican que la impedancia medida disminuye al ejercer una fuerza sobre el electrodo.

### 2.1.1.2 Fuentes de variabilidad en mediciones

En [14] se indica que hay diferentes efectos que se pueden dar durante la medición o inclusive la construcción del electrodo que pueden alterar las mediciones. Es importante tener en cuenta al hacer pruebas o mediciones el utilizar electrodos de un mismo material, pues cuando se utilizan electrodos de diferentes materiales o inclusive del mismo material pero con un potencial diferente se da paso a flujo de corriente entre electrodos provocando un potencial indeseado. Este potencial se suele añadir a la carga presente en el cuerpo y confundirse con algún evento biológico.

Cuando un electrodo no polarizado está en contacto con el electrolito genera una carga específica y cualquier evento que modifique dicha distribución modificará también el potencial de media celda del electrodo, un evento puede ser el desplazamiento de un electrodo con electrolito, cuando esto pasa se genera un potencial en el electrodo en movimiento, y si hay uno estacionario se provocará una diferencia de potencial que puede interpretarse como un evento biológico, este efecto se llama Motion Artifact [14].

El llamado potencial de media celda de los electrodos metálicos polarizables se define bajo la condición inicial de que no hay flujo de corriente entre el electrodo y el electrolito. Los electrodos donde la corriente fluye libremente entre el electrodo y el electrolito se llama no polarizables, este es el caso de los electrodos de Ag/AgCl y Hg/HgCl y en su caso contrario siendo el caso de metales nobles como oro, platino o titanio se comportan como polarizables, donde se requiere una corriente inicial para permitir el flujo de cargas. Al realizarse una medición sobre un paciente o sujeto de pruebas cuando se tienen dos electrodos, si estos son iguales, el efecto de su resistencia se puede despreciar al ser igual permitiendo captar únicamente el biopotencial, pero cuando una de las resistencias de los electrodos es diferente genera un exceso de potencial óhmico afectando la medición y provocando que haya un potencial indeseado que se añadirá al biopotencial de la medición. También puede darse el exceso de concentración de potencial, que es cuando hay un flujo de corriente iónica entre el electrodo y el electrolito alterando el potencial de media celda del electrodo. Otro efecto producto del exceso de potencial es cuando no fluye la corriente en la interfaz del electrodo-electrolito se da el proceso de oxidación o reducción al mismo

tiempo de forma balanceada, pero cuando fluye la corriente, dependiendo del flujo de la corriente uno de las dos reacciones predominará modificando el potencial de media celda [14].

Un último efecto que puede alterar la correcta medición del biopotencial es el potencial de unión líquida que se da cuando hay dos electrolitos con diferente concentración iónica en contacto, generando una diferencia de potencial por lo tanto modificando el potencial captado de media celda [14]. En [20] se tabulan las siguientes características de los electrodos de diferentes materiales.

Tabla 2.1-4.Tabulación de características de electrodos de diferentes materiales[20].

<b>Electrodo</b>	<b>Voltaje de offset, resistencia y polarización</b>	<b>Tasa de deriva</b>	<b>Nivel de ruido</b>	<b>Funcionamiento con acoplamiento DC</b>	<b>Funcionamiento para señales AC para largos periodos</b>
<b>Ag AgCl sintetizado</b>	Muy baja	Muy baja	Bajo	Excelente	Excelente
<b>Ag AgCl desechable</b>	Baja	Muy baja	Bajo	Bueno	Excelente
<b>Plata</b>	Variable	Variable	Bajo	Pobre	Bueno
<b>Gold-plated silver</b>	Variable	Variable	Bajo	Pobre	Bueno
<b>Acero Inoxidable</b>	Muy alta	N.A*	Bajo	Pobre	Bueno
<b>Platino</b>	Muy alta	N.A*	Medio	Pobre	Mediano
<b>Estaño</b>	Alta	Alta	Alto	Pobre	Pobre

\*No aplica debido a muy rápida polarización del metal

### 2.1.1.3 Regulación para electrodos de uso médico

Para el uso de electrodos según la FDA [21] se recomienda especificar el material del electrodo, la construcción, el tipo de electrodo que es, el tamaño y dimensiones, cómo debe ser utilizado e indicar si tiene alguna característica adicional. También recomienda que para asegurar que el funcionamiento sea el adecuado se revise la biocompatibilidad, el comportamiento eléctrico, el comportamiento adhesivo y la vida de la pieza mientras se mantiene almacenada. Para asegurar el comportamiento eléctrico se puede revisar ANSI/AAMI EC12 “Disposable ECG Electrodes” o normas similares para encontrar métodos para asegurar el comportamiento para:

- Impedancia en AC
- Offset en DC
- Inestabilidad de offset y ruido interno.

### 2.1.1.4 Patrones de estimulación

La configuración usual del EIT es con 8 o 16 electrodos ubicados alrededor del objeto por medir, la forma en que se realiza la inyección y medición puede variar, los patrones más comunes se describen a continuación [1], [3], [7], [8], [22]:

**Adyacente o vecino:** en este método se utiliza un par de electrodos adyacente para inyectar corriente y el resto de pares miden mientras la corriente es inyectada.

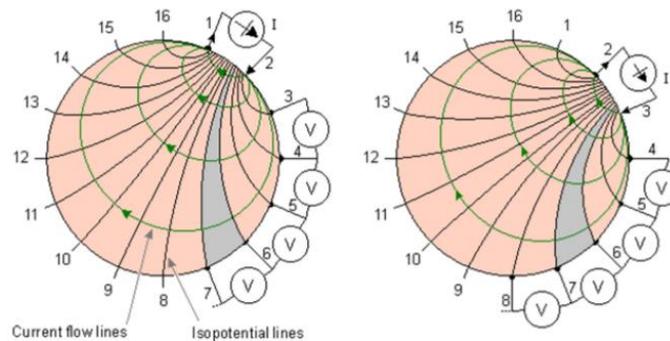


Fig. 2.1-6. Inyección de corriente y medición con el método adyacente [23].

**Opuesto o polar:** para realizar la medición, la corriente es inyectada en un par de electrodos ubicados en puntos diametralmente opuestos y se mide con el resto de electrodos.

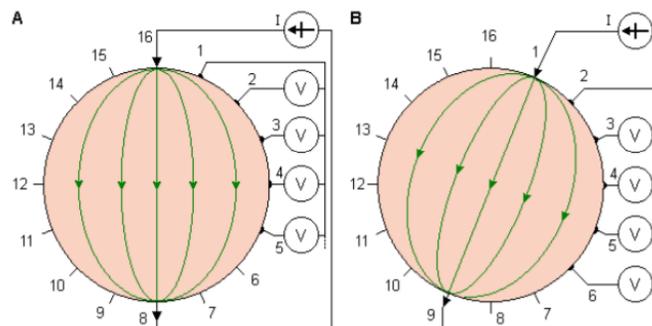


Fig. 2.1-7. Inyección de corriente y medición con el método opuesto o polar [23].

**Diagonal o cruzado:** en este método la corriente se asigna dos electrodos adyacentes como referencia de corriente y de la medición y se aplica corriente con todos los demás, posteriormente se traslada su función el par de electrodos adyacente y se vuelve a realizar la medición [1].

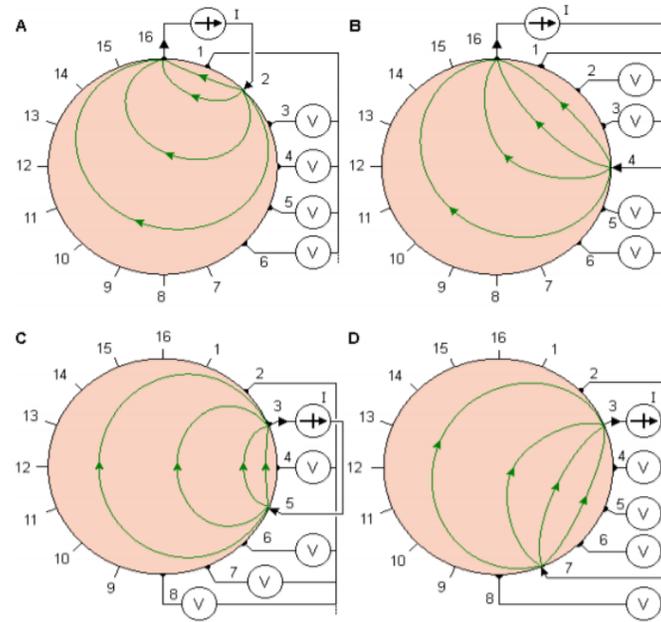


Fig. 2.1-8. Inyección de corriente y medición con el método cruzado [23].

**Trigonométrico o adaptativo:** la inyección de la corriente se realiza en todos los electrodos de forma que haya una distribución uniforme de corriente y se mide la diferencia de potencial con un único par de electrodos.

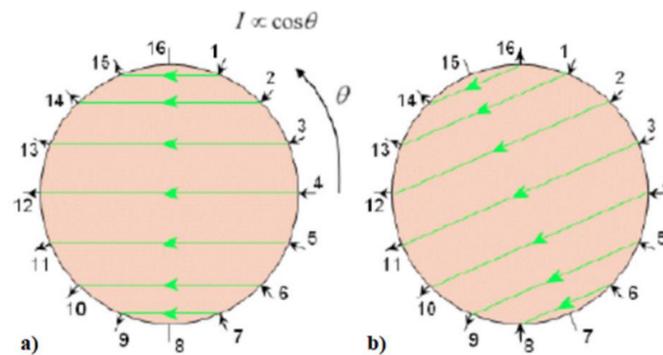


Fig. 2.1-9. Inyección de corriente y medición con el método trigonométrico o adaptativo [22].

### 2.1.1.5 Características de la señal de corriente

Como se menciona en [22] el pulso que aplica el EIT en los electrodos es de 1 mA de amplitud con un ciclo de trabajo de  $1/7$  y  $2/7$  en un periodo de 7 ms.

## 2.1.2 Reconstrucción de imagen

Esta etapa se encarga de tomar los valores de tensión y con estos calcular la impedancia para luego por medio de algoritmos de reconstrucción obtener el mapa de conductancia del medio deseado. Compuesta por el controlador u ordenador encargado de recibir los datos recopilados y con eso generar la imagen del objeto reconstruido. Para la reconstrucción de la imagen se deben resolver dos problemas, el directo y el inverso [12], [24], [25].

- Problema directo: es la predicción matemática de cuales van a ser los valores medidos por un objeto dado en un punto dado. En esta etapa se usan softwares como COMSOL o Matlab para resolver dichos problemas numéricos.
- Problema inverso: esta es la predicción de las conductividades o bioimpedancias de los tejidos dentro del objeto basado en las mediciones realizadas con los electrodos.

El tratamiento de los datos recopilados por las mediciones puede variar dependiendo de los patrones de estimulación mencionados anteriormente y los métodos de reconstrucción que se utilicen. Estos últimos hacen referencia a cómo se va a analizar la información medida para su posterior uso, puede ser en un instante aislado de tiempo, con una referencia temporal o con una frecuencia de referencia [3]:

- Imagen absoluta: en este método los valores medidos en un instante son inmediatamente enviados al algoritmo de reconstrucción.
- Diferencia de tiempo: en este método, se toma una referencia temporal y se usa para comparar sus valores con las consecuentes mediciones.
- Diferencia de frecuencia: este método asume que cada tejido en el cuerpo tiene un espectro de frecuencia característico, se toma una imagen como referencia con la distribución de frecuencias y se compara con el resto.

## 2.2 ANTECEDENTES DEL EIT EN SIBILA

El primer trabajo realizado para plantear el proyecto fue presentado en enero del 2014 en una tesis de maestría realizada por M. Vílchez, en [22] donde resuelve el problema directo y por medio de simulaciones en COMSOL se acerca al valor de la distribución de potencial eléctrico en el brazo. En este documento se describe que se utilizará una frecuencia de operación de 142.8 Hz debido a que lo que se busca identificar es el contorno de los tejidos presentes en el antebrazo, por lo que no hay necesidad de trabajar en frecuencias altas que permiten acceder dentro de los tejidos e inclusive dentro de las células. Se define un periodo de 7 ms para una señal de forma rectangular con un ciclo de trabajo de 28.5% para permitir al tejido despolarizarse y de este modo las mediciones sean lo más independientes. Se menciona

que debido al área de los electrodos y a parámetros biológicos, una corriente apropiada para ser inyectada es de 5mA. Por último, se definió que la incertidumbre esperada de los valores simulados era de 0.001V.

En mayo del 2016 se presentó [24] como tesis de maestría de D. Canales, en dicha tesis se plantean métodos para lograr la reconstrucción de la imagen obtenida en EIT por medio de EIDORS.

En 2017 [26] M. Vílchez et al., se presenta un informe con los resultados más importantes al implementar la metodología planteada y ejecutada en [24].

El siguiente trabajo de importancia fue [7] donde M. Vílchez y R. Rímolo hacen un acercamiento al EIT con el fin de plantear la factibilidad de la construcción y desarrollo de EIT en el Instituto tecnológico de Costa Rica, plantean una breve descripción de los fundamentos del EIT y además se plantea todo lo necesario para su construcción e implementación.

Posteriormente, en diciembre del 2017 M. Alvarenga como tesis de maestría presenta en [8] el diseño electrónico e implementación de lo planteado en los documentos anteriores llevando a cabo la primera implementación completa del EIT como dispositivo funcional realizada en esta línea investigativa. En este documento de demuestra que con el diseño propuesto no era viable la identificación de los nervios del antebrazo, además que los electrodos empleados estaban propensos a corrosión afectando a largo plazo el funcionamiento del dispositivo. En esta tesis se plantea que a frecuencias de trabajo menores a los 4kHz, los electrodos y la piel se comportan de forma principalmente resistiva, despreciando la parte imaginaria de la impedancia, se define que un valor óptimo de SNR para la aplicación sería mayor a 30dB, también que la corriente inyectada debe ser de 1.5 mA en DC, se mantienen los 16 electrodos y se usa el patrón adyacente de inyección. Además define que la resolución óptima del ADC debe ser de 20 $\mu$ V o menos.

En el año 2018, A. Artal diseña e implementa un sistema de control para la adquisición de datos del TIE, sustituyendo el Arduino Uno empleado por M. Alvarenga por un MyDAQ de National Instruments, en [5] indica que la resolución del sistema es de 16 bits, con una corriente de 1.04 mA, utilizando 16 electrodos, aplicando el método de inyección adyacente, con una frecuencia de 200kHz y 30 dB de SNR.

El trabajo más reciente en SIBILA en la línea del EIT fue realizado por J. Castro en [1] donde se realiza un diseño de una versión mejorada del EIT, donde se abarca un sistema mecánico para posicionar los electrodos en el brazo, además de un sistema para monitorear la corriente inyectada y la adquisición de datos. En este caso, se definió una corriente de inyección de 1mA, electrodos de acero inoxidable, dado que los anteriores eran de aluminio, se define un programa en LabVIEW para la recolección de datos y se elabora un presupuesto guía para la construcción del prototipo.

## 2.2.1 Recopilación de especificaciones

Actualmente en el laboratorio de SIBILA se trabaja en el diseño del EIT de J. Castro en [1]. Dicho prototipo es el que se utilizará como guía para las especificaciones. En el laboratorio cuenta con 2 variantes de electrodos, los ya presentes en el laboratorio (Fig. 2.2-1) y los diseñados la tesis de J. Castro (Fig. 2.2-2).

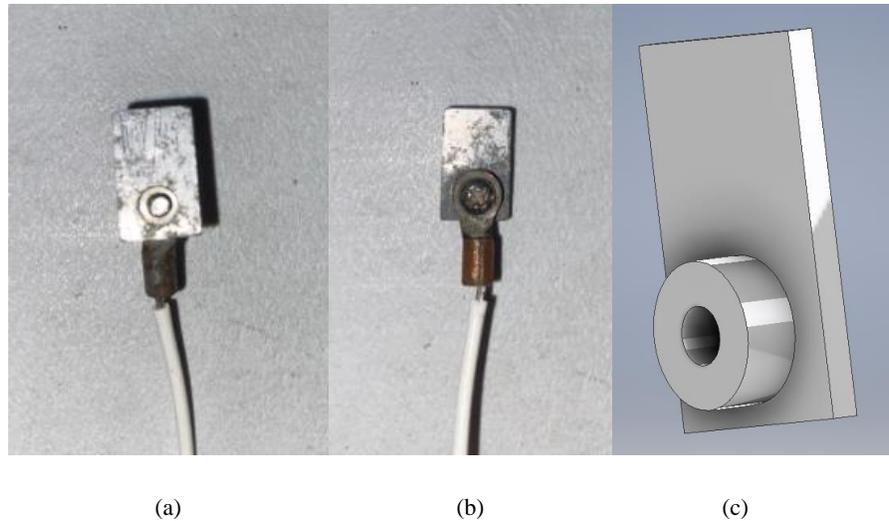


Fig. 2.2-1. Electrodos de aluminio vista (a) frontal, (b) trasera y (c) sólido de inventor.

Se pueden notar varias diferencias entre los electrodos, la primera es la complejidad del método de sujeción y conexión de los electrodos, los electrodos diseñados por J. Castro tienen un sistema más complejo para asegurar su correcta sujeción. Otra diferencia notable es la dimensión, los electrodos de aluminio son mucho más pequeños que los de acero.

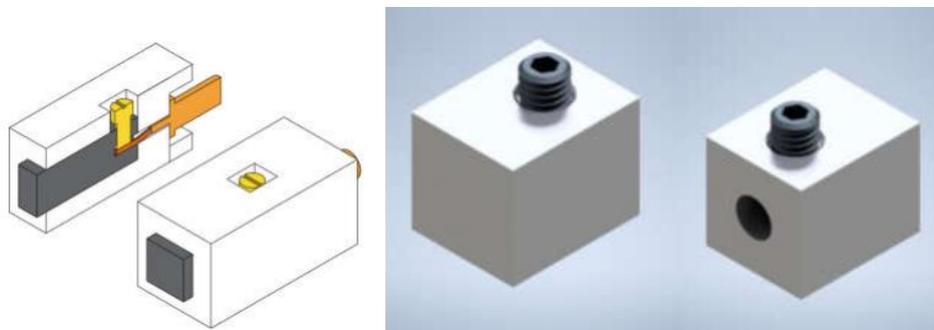


Fig. 2.2-2. Electrodos de acero diseñados por J. Castro [1]

El dispositivo EIT que va a hacer uso de los electrodos anteriormente descritos se puede ver a continuación, tiene un orificio en el centro para colocar el brazo y el EIT se ajusta para hacer contacto de los electrodos con la superficie de la piel del paciente para hacer la lectura.

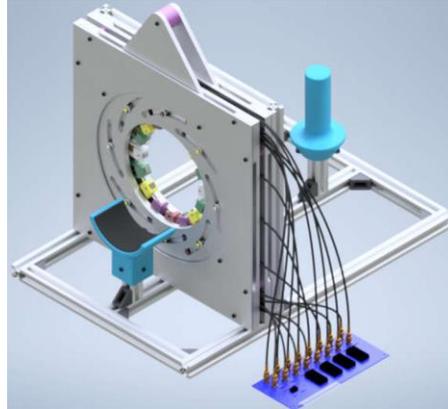


Fig. 2.2-3. Modelo en 3d del EIT diseñado por J. Castro [1].

A continuación se presenta una recopilación de la lista de especificaciones más importantes del EIT, presentes en [1].

Tabla 2.2-1. Recopilación de especificaciones importantes del EIT.

<b>ID</b>	<b>Descripción</b>	<b>Valor</b>
1	Patrón de inyección	Opuesto o polar
2	Número de electrodos	16
3	Periodo de pulso	7 ms
4	Ciclo de trabajo	2/7
5	Corriente aplicada	1 mA
6	Nivel lógico de entradas digitales	3.3 V
7	Alimentación del circuito	5 o 15 V
8	Material de electrodos electrodo 1	Aluminio y rosca de acero inoxidable
9	Dimensiones electrodo 1	0.8 cm ancho, 12.5 cm alto
10	Superficie en contacto de electrodo 1	0.8 cm x 0.8 cm
11	Material de electrodos electrodo 2	acero 316L
12	Dimensiones electrodo 2	0.8 cm x 0.8 cm x 0.1 cm
13	Superficie en contacto de electrodo 2	0.8 cm x 0.8 cm
14	Cable de conexión	RG-174/U
15	Microcontrolador	MyDAQ
16	Resolución	16 bits

Es importante conocer estas especificaciones debido a que la finalidad de los electrodos por medir es ser utilizados en el EIT. Es por esto que se debe tener una noción de cuántos electrodos se utiliza y las condiciones a las que se van someter para de esta forma plantear un acercamiento integral con la aplicación.

## 2.3 INSTRUMENTACIÓN

Tal como se mencionó anteriormente el EIT puede dividir su estructura en dos etapas indispensables la adquisición de datos y reconstrucción de la imagen. En [9] se puede apreciar una diagrama donde se muestra de forma general cómo se divide el EIT y sus diferentes partes.

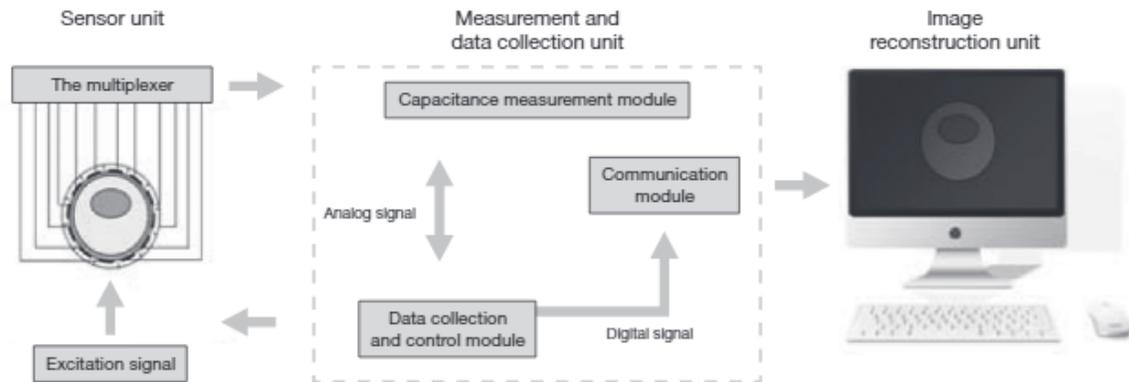


Fig. 2.3-1. Diagrama de sistema de EIT [9].

Este documento trata acerca del desarrollo de un banco de pruebas para validar los electrodos del EIT, ya se ha descrito de forma general qué es el EIT, qué trabajos se han realizado en SIBILA en esa línea, además se describió cómo está conformado y cuáles son los parámetros del EIT actual. Para evaluar el EIT se puede hacer uso de la metodología de evaluación planteada en [27]. Una parte fundamental en la instrumentación son las pruebas o experimentos que se pueden realizar con estos, por lo tanto a continuación se habla un poco acerca de diseño de experimentos.

### 2.3.1 Diseño de experimentos

Al momento de tomar mediciones y de generar datos, usualmente se realizan experimentos basados en la intuición o prueba y error para obtener información que es determinante para el desarrollo de un proyecto, a pesar de que es muy común encontrar esto, no es lo mejor. Para eso se plantea el diseño estadístico de experimentos [28]. Hay diversos conceptos que se deben aclarar en orden de poder hacer uso de esta poderosa herramienta para la realización y análisis de pruebas. Primero, que todo, el *diseño de experimentos* consiste en planear y realizar diversas pruebas para de esta manera generar datos que por medio de análisis estadístico proporcionen evidencia objetiva para responder interrogantes concretas en situaciones concretas. Para generar un experimento se comienza con una hipótesis inicial llevando al *proceso de inducción*, donde la hipótesis se compara con los datos recopilados, en caso de que estos datos no concuerden con la hipótesis, se llega al *proceso de inducción* donde se cambia la hipótesis [28].

Ahora bien, de acuerdo con [28] *experimento* se define como un cambio intencional en las condiciones de operación de un sistema o proceso para medir el efecto de dicho cambio. El grupo de objetos por medir o por comparar con la finalidad de experimentar se llama *unidad experimental*. El efecto de los cambios se conoce por medio de las *variables o factores*, hay factores que se pueden fijar en valores o *niveles* dados, a estos factores se les llama *controlables* y caso opuesto son *no controlables*, entre estas, las variables que se desean estudiar para conocer cómo afectan o se ven afectadas se les llama *factores estudiados*.

Es importante aclarar que los datos recopilados durante un experimento se consideran como parte de una *muestra*, pues no describen todo el espectro del comportamiento. Para el análisis una herramienta muy poderosa es la técnica de análisis de varianza ANOVA [28]. Para implementar este tipo de análisis debe haber una aleatorización en las corridas experimentales, para que se pueda cumplir el supuesto de independencia del error, también pueden hacer repeticiones lo que significa que el experimento se corrió más de una vez.

Por último, Gutiérrez Pulido indica 5 aspectos importantes en la selección del diseño del experimento:

- Tener claro el objetivo del experimento.
- Número de factores por estudiar.
- Número de niveles que se prueban en cada factor.
- Efectos que se desean investigar.
- Costo del experimento, tiempo y precisión.

Al plantear un experimento se plantean primero dos hipótesis, la *Hipótesis Nula* que indica que la hipótesis planteada es correcta y la *Hipótesis Alternativa* indica que el caso contrario es el correcto. Para conocer si una hipótesis se cumple o no, se plantea primero un criterio de rechazo o de aceptación y luego se compara la probabilidad obtenida con el valor de obtenido, se pueden dar dos tipos de errores, el error tipo I que es rechazar la hipótesis nula en un escenario donde esa verdades y el error tipo II donde se acepta la hipótesis nula siendo falsa. La probabilidad de rechazar la hipótesis nula cuando esta es falsa se le denomina *potencia de la prueba*. Se va a obviar la descripción matemática para la definición de los parámetros matemáticos pero si el lector desea ahondar en estos puede hacer referencia en [28].

### 2.3.2 Medición de impedancia

Ya se ha mencionado que hay diversas formas en que se puede dar un potencial indeseado al realizar mediciones de biopotencial con los electrodos. Una forma de reducir esa diferencia de potencial entre los electrodos y evitar generar señales indeseadas es mediante la medición de la impedancia de los electrodos y verificando que su valor de impedancia sea bastante similar. Para poder realizar mediciones apropiadas y un análisis adecuado de la información se van a tomar como referencia los conceptos de mediciones y metrología utilizados en [29]–[32], algunos conceptos que vale la pena retomar son:

**Desviación:** precisión relativa del valor medido con respecto al real. El índice de precisión es la desviación estándar.

$$\sigma_{Población} = \sqrt{\frac{\sum_1^N (x_i - \bar{X})^2}{N}} ; \sigma_{muestra} = \sqrt{\frac{\sum_1^n (x_i - \bar{X})^2}{n-1}} \quad (2.3.1)$$

Donde  $\bar{X}$  es el valor medio de los datos,  $N$  es la cantidad de datos de la población y  $n$  de la muestra,  $x_i$  es el valor de cada dato que hace parte del conjunto por analizar. Si se en suma o multiplican valores con varias desviaciones estándar, la suma de sus desviaciones estándar se da de la siguiente manera.

$$\sigma_{Total} = \sqrt{\sigma_1 + \sigma_2} \quad (2.3.2)$$

**Variabilidad:** estabilidad del valor medido. Se calcula como la desviación estándar al cuadrado.

**Resolución:** es la menor diferencia de valores que puede identificar el dispositivo.

**Exactitud:** valor que representa la cercanía entre el resultado de medición y el valor verdadero,

**Frecuencia:** todos los componentes electrónicos son dependientes del tiempo, además la precisión de los instrumentos de medición de la impedancia varía con respecto a la frecuencia y a la impedancia por medir. Los valores impedancia de una resistencia suelen ser constantes al cambiar la frecuencia, no así del capacitor o inductor, los cuales disminuyen o aumentan al elevar la frecuencia respectivamente.

**Nivel de señal:** es el nivel de la señal de entrada aplicada para medir la impedancia. Para medir impedancia se utiliza una señal AC. A mayor magnitud de dicha señal menor variabilidad se presentará, pero se debe considerar si el dispositivo por medir soportará dicha señal.

**Velocidad de medición:** dependiendo de la precisión de la medición por realizar se selecciona la velocidad. A mayor velocidad se va a obtener más precisión pero más variabilidad. Su valor se puede medir con el periodo (tiempo transcurrido entre dos muestras consecutivas) o la frecuencia de muestreo(cantidad de muestras que se toman por segundo).

**Rango de medición:** depende del valor de la impedancia por medir, si se desconoce se debe empezar por el valor más grande e ir afinando el ajuste hasta encontrar el rango adecuado, a menos que se tenga una función de auto ajuste.

**Sesgo DC:** diversos componentes van a tener un rango de tensión a la entrada donde operarán de forma constante y luego su valor se verá afectado.

Depende del tipo de medición, se debe utilizar una incertidumbre diferente, si es una sola medida directa, se utiliza el error del instrumento. Si son dos o más medidas directas, se utiliza el error estadístico también llamado desviación estándar y para medidas indirectas de utiliza el error propagado. Al momento de calcular la incertidumbre hay diversos métodos que se pueden emplear, está el método del criterio pesimista, donde se asume el valor de mayor incertidumbre. También está el método de propagación de errores por medio del cálculo diferencial.

Hay que recordar también que hay diversos tipos de error en mediciones [29], [31] sistemáticos y aleatorios, los primeros se pueden medir, aproximar y modelar, debido a que tienen un comportamiento para reducir su efecto en la medición a diferencia de los aleatorios que son imposibles de predecir porque puede reducirse aumentando el número de mediciones.

El error sistemático puede tener 4 causantes [29] teóricos (relacionados con redondeos, ecuaciones y simplificaciones matemáticas), ambientales (cambios ambientales que afectan no solo el instrumento de medición sino también el objeto por medir), instrumentales (relacionado con la precisión del instrumento de medición) y de observación (provocados por el uso de instrumentos de medición).

### 2.3.3 Ruido eléctrico

Debido a que las señales recopiladas van a tener que ser amplificadas o filtradas para prevenir algún tipo de ruido, es importante definir qué es el ruido. En toda medición eléctrica se podrá encontrar ruido, esto puede distorsionar la información, afectando las mediciones y provocando que se vea algo que no es realmente lo que está ahí. El ruido según [13], [33], [34], se define como cualquier señal presente en la medición diferente a la señal deseada. Una señal deseable o indeseable no será considerada ruido hasta que esté acoplada en con otra parte del circuito. El efecto indeseable provocado por el ruido se llama interferencia. Según [33] el ruido puede ser clasificado en 3 categorías:

- Ruido intrínseco, interno o inherente
- Ruido causado por humanos
- Ruido causado por fuentes naturales

Según [13], [34], [35] el ruido también puede clasificarse como:

- Ruido Blanco: tiene una distribución gaussiana y su intensidad se mide por medio del valor rms de la señal.
- Ruido Rosa: es aquel cuya densidad espectral es inversamente proporcional a la frecuencia.
- Ruido impulsivo: su valor o potencia media no describe su nivel siendo los valores pico a pico la mejor forma para analizar el ruido.
- Ruidos no correlacionados: esto es cuando varias señales de ruido están mezcladas.
- Ruido en circuitos integrados: en estos suele presentarse una mezcla de ruido rosa en bajas frecuencias y ruido blanco en altas.
- Ruido térmico o de Johnson: presente en toda resistencia, es causado por la agitación térmica de los electrodos.

- Ruido de disparo o shot noise: es un ruido generado al sobrepasar un umbral de potencial. Es un evento aleatorio, en frecuencia se considera constante y es independiente de la temperatura.
- Ruido de fluctuación: es un tipo de ruido rosa, también denominado ruido  $1/f$ , está presente en dispositivos activos. Está en función de la intensidad de la señal que lo atraviesa.

A pesar de que el ruido no puede ser totalmente eliminado, la interferencia sí puede serlo. Para ayudar a reducir la interferencia se presenta la compatibilidad electromagnética (EMC por Electromagnetic Compatibility) de los circuitos la cual según [33] se define como la habilidad de funcionar correctamente en un ambiente rodeado de señales electromagnéticas y asegurar que no será una fuente de ruido. Hay dos propiedades importantes cuando se habla de EMC:

La susceptibilidad que es la capacidad de responder a señales no deseadas, su opuesto es la inmunidad la cual indica el rango de operación en el cual puede operar sin verse afectada la señal o el sistema.

La Emisión que es el potencial de ser una fuente de interferencia.

Para que el ruido se dé, deben haber tres involucrados [33]:

1. Fuente de ruido: es el generador del ruido.
2. Canal de acople: el canal por el cual se moviliza el ruido.
3. Receptor: el que recibe el ruido o afectado.

El canal de acople es el medio por el cual la señal deseada se mezcla con la señal no deseada, algunas de las formas más comunes en que se da el acople de ruido o de interferencia según [13], [33], [34] es:

- Ruido acoplado por un conductor, este se da cuando un cable pasa por un ambiente ruidoso y capta parte del ruido de este y lo transporta consigo.
- Acoplamiento común por impedancia, esto pasa cuando corrientes provenientes de dos circuitos diferentes pasan por una misma impedancia provocando caídas en ambas corrientes.
- Acoplamiento por campo eléctrico o magnético, producto de los campos eléctricos o magnéticos de otros o del mismo circuito cuya señal afecta la señal original, también puede darse por ondas de transmisión de información que están en el ambiente.
- Microfónico, dado por vibraciones indeseadas en electrodos.
- Señales RF, una gran variedad de circuitos son sensibles a las señales RF que pueden provocar interferencia.

### 2.3.4 Técnicas para disminuir el ruido o interferencia

De acuerdo con [33] en Estados Unidos no hay una regulación definida para la EMC de los dispositivos médicos, pero se utiliza de forma no oficial la norma IEC 60601-1-2 para regular la sensibilidad y emisión en el diseño de dispositivos médicos. En Costa Rica se tiene la norma INTE/IEC 61000-4-3:2015 regula la inmunidad a los campos magnéticos del equipo electrónico.

Durante el desarrollo de los dispositivos, para asegurar la reducción de ruido la etapa más barata es en la etapa de diseño, donde se implementan técnicas para reducir teóricamente la aparición de interferencia, la siguiente etapa que requiere menos complejidad técnica y cuyo costo de implementación no es tan avanzado es en la fase de pruebas. La fase donde no se quieren realizar cambios es una vez la producción ha empezado, pues las repercusiones pueden ser bastante caras, a continuación se presenta una gráfica mostrando lo mencionado anteriormente. La ventaja del proyecto llevado a cabo es que se llega hasta la etapa de pruebas, por lo que se puede evaluar la posibilidad de corregir o implementar correcciones para reducir las interferencias una vez construido el banco de pruebas.

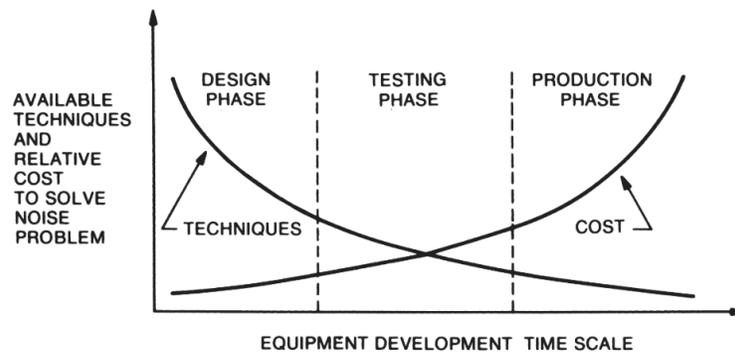


Fig. 2.3-2. Grafica de costo de solución de ruido vs etapa del proyecto [33].

Al hablar de técnicas para reducir el ruido, W. Ott indica 3 formas principales para atacar el ruido:

1. Si el problema es el emisor, se recomienda cambiar las características del ruido en la fuente.
2. Si el problema yace en el receptor, entonces se inmuniza al receptor.
3. Si ninguna de estas opciones es viable, entonces eliminar o disminuir la transmisión dada por el canal de acoplamiento es la mejor opción.

También [34] define que hay dos puntos de vista para abordar el ruido, mediante reducir el ruido en sus fuentes o su propagación mejorando el cableado, con blindaje o por medio del adecuado diseño electrónico, estas técnicas no degradan la señal transmitida. También se puede reducir el ruido filtrándolo y promediando la señal, suele ser más fácil de aplicar y efectivo, pero afecta la señal.

En [36] y [37], se mencionan diversas fuentes de ruido dentro del EIT. Los electrodos en su interacción con el gel o electrolito y la piel con su interacción con el electrolito, siendo estos segundos los que más ruido aportan y más difícil de modelar debido a que las propiedades de la piel varían en cada persona. El ruido generado por los amplificadores sucede al amplificar la señal captada por los electrodos donde a mayor amplificación suele reducirse la fidelidad de la señal original, además suele ingresarse ruido blanco. Ruido térmico, provocado por el movimiento aleatorio de electrones, el ruido producto de la conversión analógica a digital, debido a la falta de resolución de los sistemas digitales para capturar todo el espectro analógico, la interferencia electromagnética de cables y sistemas aledaños, ruido producto de la fuente de corriente y por último ruido psicológico, dependiendo del estado anímico y consideraciones emocionales del paciente.

Para darle seguimiento a la señal que se quiere medir hay una serie de propiedades que deben conocerse [13], [33], [34], [38]:

- Ancho de banda
- Valor RMS del ruido en la salida
- Razón señal a ruido o Signal to Noise Ratio (SNR)
- Error de amplitud
- Frecuencia de muestreo
- Resolución del ADC

El concepto menos familiar puede ser el de la relación señal a ruido. Según [23] Signal to Noise Ratio (SNR) o relación señal a ruido permite estimar la calidad de la medición y se define como la relación de la amplitud de la señal con respecto al nivel de ruido en cada medición. Se mide en decibelios (dB) y hay diversas formas de calcular la SNR, se puede expresar como una relación estadística entre la desviación estándar por cada canal ( $SD_{[\bar{V}]_i}$ ) y el valor medio medido en cada canal ( $[\bar{V}]_i$ ), como una relación de potencias (P) o amplitudes (A) de la señal medida y la señal del ruido presente [39], [40].

$$SNR = \frac{[\bar{V}]_i}{SD_{[\bar{V}]_i}} = 10 \log \left( \frac{P_{señal}}{P_{ruido}} \right) = 20 \log \left( \frac{A_{señal}}{A_{ruido}} \right) \quad (2.3.3)$$

En dado caso que se deseen realizar cálculos para medir la eficacia o confiabilidad del EIT, se puede revisar [23].

### 2.3.5 Transformada de Hilbert

En el campo de teoría y procesamiento de señales se puede encontrar la transformada de Hilbert [41], la cual es uno de los operadores más importantes operadores debido a su vasta cantidad de aplicaciones, se

suele utilizar en análisis de electrocardiogramas para identificar la señal QRS compleja que describe las pulsaciones del corazón, para el análisis de procesos no lineales y no estacionarios y para la modulación de señales, es en esta última que se utiliza en el campo del procesamiento de señales para obtener la envolvente de una señal y la fase instantánea de esta. Su descripción matemática es la siguiente:

$$\mathcal{H}(u(t)) = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{1}{\pi} \int_{|s-t| > \epsilon} \frac{u(s)}{t-s} ds. \quad (2.3.4)$$

### 2.3.6 Transformada de Fourier

Otra potente herramienta en diversos campos es la transformada de Fourier que permite descomponer señales en una suma de señales senoidales de diferentes frecuencias. Lo cual es de utilidad para identificar la senoidal principal de una señal continua, ahora bien, también se puede utilizar para analizar señales directas, con la transformada de Discreta de Fourier, de la cual hay una variante para poder realizar su cálculo más rápido, esta variante se llama la Transformada Rápida de Fourier o FFT(Fast Fourier Transform), entre las diversas aplicaciones de la FFT está el procesamiento y análisis de señales [42], [43].

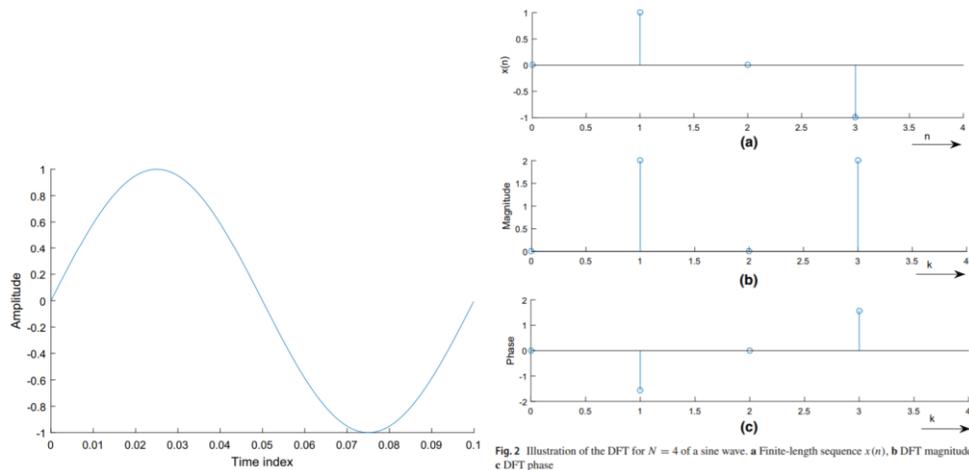


Fig. 2.3-3. Resultados de aplicar la transformada discreta de Fourier a una señal seoidal pura [42].

La teoría detrás de esta poderosa herramienta puede extenderse bastante para cubrir lo básico, debido a que no es una herramienta fundamental en el desarrollo de la solución, se va a conformar su explicación

con lo que se puede lograr con esta señal, en caso de que el lector desee profundizar más se puede encontrar una explicación completa de su descripción matemática y aplicaciones en [42], [43].

### 2.3.7 Calibración

De acuerdo con [31] la calibración se puede definir como una serie de operaciones que en condiciones controladas establecen la relación entre las magnitudes medidas por un instrumento de medición y un sistema de referencia o patrón de medida.

Al usarse un dispositivo de medición se debe conocer con claridad su estado de funcionamiento, el campo de utilización y su comportamiento en el tiempo. Para poder realizar mediciones adecuadas, este debe estar calibrado para asegurar la calidad de los valores obtenidos, esta calidad se transmite por medio de utilizar dispositivos o patrones certificados para poder comparar [31]. Al utilizar un dispositivo de medición se dan algunas recomendaciones:

1. El dispositivo de medición utilizado debe adecuarse correctamente a las necesidades del lugar donde se vaya a utilizar.
2. Utilizar el dispositivo se le debe dar seguimiento a su funcionamiento.
3. Calibrar y verificar el instrumento de medición.
4. Tener los instrumentos de forma homogeneizada, dadas las necesidades de mantenimiento de cada fabricante.
5. Efectuar análisis prospectivo y retroactivo del uso y de las posibilidades de mejora o evolución en los instrumentos.
6. Disponer de la documentación necesaria para el uso, ajuste y reparación del mismo.
7. Llevar un control o bitácora de la calibración de los dispositivos

El dispositivo debe calibrarse antes de su puesta en servicio para definir la calificación y aptitud de uso del instrumento. La calibración del dispositivos permite la asignación de los valores medidos a valores correspondientes y las correcciones que se deben hacer para que se comporte como debería, también puede determinar el efecto de magnitudes influyentes.

Posterior a la calibración, viene la verificación la cual es la confirmación de que el dispositivo cumple con los criterios establecidos. La verificación permite establecer con respecto a alguna norma o reglamento establecido la desviación de los valores medidos de los patrones y la aclaración de los errores máximos permisibles. Esta acción junto con la calibración tienen en su definición la comparación con un patrón. Hay dos formas en las que se puede dar una calibración, comparando los resultados de la operación e calibración con errores máximos permisibles y comparando directamente las indicaciones del instrumento

verificado con un patrón. La calibración lleva consigo la obtención de un valor numérico y la verificación implica juzgar para llevar a cabo una decisión concreta sobre el dispositivo.

Cuando un dispositivo se calibra o verifica se está comparando con algún patrón, este patrón, dependiendo de la precisión del dispositivo se elige el patrón que permita identificar las diferencias adecuadas, a esta relación del valor medido con respecto a un patrón y la relación de este patrón con uno de mayor precisión se le llama trazabilidad.

## Capítulo 3: MARCO METODOLÓGICO

### 3.1 METODOLOGÍA DE DISEÑO

Para la elaboración del proyecto se planteó como referencia la metodología planteada por K. Ulrich y S. Eppinger en Diseño y desarrollo de productos [44] donde se divide el problema en 6 fases:

- Fase 0: Planeación
- Fase 1: Desarrollo de concepto
- Fase 2: Diseño a nivel de sistema
- Fase 3: Diseño a Detalle
- Fase 4: Pruebas y refinamiento
- Fase 5: Inicio de producción

Se abarca con ayuda de esta metodología hasta la fase 3, luego se aborda la realización de pruebas de concepto para definir la funcionalidad del dispositivo y posteriormente su validación, dejando la información necesaria para que en futuras iteraciones se pueda mejorar dicho prototipo.

Tabla 3.1-1. Fases de desarrollo del proyecto.

Etapas	Tareas
<b>Fase 0 y 1: Investigación</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Identificar variables del sistema</li> <li>• Identificar métodos de medición para las variables</li> <li>• Encontrar modelos equivalentes de los electrodos</li> <li>• Clasificación de pruebas necesarias para encontrar las variables</li> </ul>
<b>Fase 1-3: Diseño</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Descripción en diagrama de bloques del sistema</li> <li>• Conceptos de dispositivos de medición de variables</li> <li>• Conceptos de método de análisis de datos</li> <li>• Conceptos de método de visualización de información</li> </ul>
<b>Fase 3 y 4: Construcción</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pedido de piezas</li> <li>• Construcción de módulo de medición</li> <li>• Construcción de módulo de análisis</li> <li>• Construcción de módulo de visualización</li> </ul>
<b>Fase 4: Validación</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Replica de pruebas anteriores con electrodos de aluminio y de acero</li> <li>• Aplicación de pruebas nuevas con electrodos de aluminio y de acero</li> <li>• Comparación de resultados obtenidos</li> <li>• Clasificación de electrodos en funcionales y no funcionales</li> <li>• Generación de recomendaciones</li> </ul>

### **3.1.1 Investigación**

Como se menciona en la tabla anterior, se plantean diversas tareas por cada etapa del proyecto, en la etapa de investigación se recopila la mayor cantidad de información pertinente al proyecto, su contexto y soluciones implementadas por otras personas. Para la búsqueda de información se plantea iniciar con información disponible en el laboratorio, posteriormente información disponible en la bibliografía recomendada por los colaboradores del laboratorio, una búsqueda en bases de datos de dominio público y privado a las que se tenga acceso por medio de los convenios del TEC. Finalmente se plantea recopilar información de internet buscando por palabras clave o datos concisos requeridos durante el desarrollo del proyecto. El principal fin de la investigación es conocer las variables por medir en el banco de pruebas y tener una noción de su relación con el correcto funcionamiento de los electrodos para la aplicación del EIT.

### **3.1.2 Diseño**

Para la etapa de diseño se plantearon diversos diagramas de bloques con el fin de entender la relación de las etapas del proyecto para luego ir ahondando en todo lo que fuese necesario para la correcta elaboración del banco de pruebas. Una vez identificados los sistemas y subsistemas requeridos fue necesario realizar una búsqueda de componentes y una comparación de conceptos para elegir los más apropiados para el problema y las condiciones de SIBILA y del TEC.

Siguiendo el método de diseño en ingeniería previo a la etapa de conceptos se elaboró una lista de necesidades y con eso una métrica para evaluar los conceptos y elegir la solución final. En esta etapa se desarrollaron también pruebas de concepto y modelos de la solución para visualizar el resultado final.

El proceso de diseño fue sistemático, permitiendo identificar lo más importante de cada subsistema y afinar detalles para mejorar el resultado final, además que permite posteriores mejoras donde solo sea necesario modificar un subsistema.

### **3.1.3 Construcción**

En esta etapa se da lugar a la construcción del dispositivo seleccionado, se mantiene la elaboración sistemática del dispositivo. Debido a esto se inicia con los subsistemas fundamentales para el funcionamiento de la aplicación y luego se van añadiendo los demás, para asegurar una buena adhesión de cada subsistema.

### 3.1.4 Validación

Esta etapa se llevó a cabo en paralelo a la construcción del dispositivo y se continuó una vez construido el dispositivo. En cada etapa de la construcción del dispositivo se buscó verificar su correcto funcionamiento para posteriormente validar si funcionaba dentro de los parámetros deseados comparando con dispositivos de medición conocidos. Dadas las limitaciones de trazabilidad del equipo presente y la situación a nivel nacional, las etapas de la calibración y verificación que están dentro de la validación del dispositivo se dejan planteadas para que puedan ser llevadas a cabo en el laboratorio.

## 3.2 METODOLOGÍA DE SOFTWARE

Para la etapa de programación se sigue la misma metodología de diseño planteada anteriormente, se añade al final de cada etapa la realización de pruebas y la paralelización de la investigación con el desarrollo y validación.

## 3.3 SELECCIÓN DE CONCEPTOS

En la etapa de diseño es indispensable seleccionar entre diversas opciones la mejor, para esto se van a utilizar tablas de calificación de características de cada concepto. La calificación se va a realizar por medio de 3 valores, con una puntuación neutra {0} para valores que cumple con las especificaciones marginales y objetivo o se encuentran en el rango medio de funcionalidad, una puntuación positiva equivalente a un +1, {+} para los características que cumplen más de lo establecido las especificaciones o que tienen mejores propiedades que las otras opciones y para una calificación negativa equivalente a un -1 {-} para características que cumplen con los valores marginales pero no los objetivos o que comparativamente se encuentran en desventaja con otras opciones. Las tablas comparativas tendrán una forma similar a la presentada a continuación, cualquier variación se explicará antes de la colocación de la tabla.

Tabla 3.3-1. Ejemplo de tabla de puntuación de conceptos.

	Opción 1	Opción 2	Opción 3
<b>Característica 1</b>	+	-	0
<b>Característica 2</b>	-	0	+
...	...	...	...
<b>Neto</b>	0	-1	+1
<b>Lugar</b>	2	3	1

Al final de cada tabla se indica la posición de los conceptos partiendo del primer lugar como mejor concepto.

### 3.4 ESTRUCTURA DE PRUEBAS

#### 3.4.1 Cuadro de experimento o prueba

Como parte del desarrollo del dispositivo es necesario hacer pruebas para verificar el rango de funcionamiento óptimo. Para esto se deben realizar pruebas con el hardware y el software. Cada prueba llevará un formato similar al descrito a continuación.

Tabla 3.4-1. Ejemplo de información para cada experimento o prueba.

<b>Título del experimento/prueba</b>	<b>Software, Hardware o mixto</b>
Finalidad del experimento o prueba	
Procedimiento	Resultados esperados
Resumen de resultados obtenidos	

Posterior a los resultados se presentarán tablas o gráficos de apoyo si se tuvieran para respaldar los resultados obtenidos.

#### 3.4.2 Áreas de interés para las pruebas

Se desean hacer pruebas para verificar la funcionabilidad del hardware y del software en ciertos escenarios. En caso del hardware, será para conocer valores de resistencia o impedancia que es medible con un multímetro o con el dispositivo de medición. En caso de pruebas de software, será para verificar la funcionalidad de ciertos algoritmos o fragmentos de código de interés. Pruebas mixtas, para verificar áreas que deben funcionar en conjunto el software y hardware.

## Capítulo 4: DESARROLLO

En este capítulo se describe todo lo pertinente para el diseño del dispositivo, incluyendo la justificación de las decisiones tomadas durante la elaboración del banco de pruebas.

Se comienza describiendo las necesidades identificadas del cliente, luego esto se transforma en métricas para evaluar el correcto desempeño de los conceptos planteados y se definen valores marginales y óptimos u objetivos para dichas métricas. Posteriormente, se hace un análisis del problema para proceder a plantear un esquema de solución y los conceptos para llevar a cabo la solución propuesta.

### 4.1 NECESIDADES Y MÉTRICA

Las necesidades se califican de dos modos, en importancia e importancia relativa, la importancia es el grado de importancia que el cliente le da a cada aspecto e importancia relativa que también califica los aspectos clave para el correcto funcionamiento de la solución. La Importancia va de uno a (\*) a tres asteriscos (\*\*\*) , y los aspectos indispensables están acompañados con un signo de exclamación (!).La importancia relativa va del 1(menos importante) al 5(más importante). La tabla de necesidades se encuentra en Anexos en la tabla Tabla A-6.2-1.

#### 4.1.1 Métrica

Con base en las necesidades identificadas, se plantea una serie de métricas para evaluar la idoneidad del diseño, de la solución y conceptos que se van a plantear. Se plantean las siguientes métricas:

Tabla 4.1-1. Descripción de métricas.

Métrica	Definición
<b>Tiempo de configuración-proceso de medición</b>	Tiempo requerido para la colocación de los electrodos, se vincula con la facilidad para intercambiar los electrodos.
<b>Funcionalidad con electrodos disponibles</b>	Indica si el dispositivo permite la conexión y medición de los electrodos disponibles en el laboratorio.
<b>Resolución</b>	Mínima diferencia medible por el dispositivo de medición.
<b>Error de medición</b>	Que tanto se desvían los valores obtenidos con respecto a los resultados reales porcentualmente permite identificar que tan confiable es el dispositivo de medición y si el error está dentro de los rangos establecidos indicará que el sistema puede identificar adecuadamente la diferencia entre los electrodos.
<b>SNR</b>	La relación señal a ruido o SNR permite conocer que tan confiable es la medición al conocer en qué proporción se encuentra el ruido en la señal.
<b>Generación de reporte</b>	La obtención del reporte permite el análisis de los valores medidos.
<b>Precio</b>	El valor total de insumos comprados para la construcción del dispositivo
<b>Vida útil</b>	La vida útil estimada del dispositivo.
<b>Manual de mantenimiento</b>	El manual de mantenimiento permite al usuario conocer los pasos necesarios para realizar la medición y calibración del sistema de forma adecuada.
<b>Dimensiones del dispositivo</b>	Las dimensiones esperadas para el dispositivo.
<b>Interfaz gráfica</b>	El contar con una interfaz gráfica permite la visualización de resultados de una forma más fácil y

	rápida.
<b>Independencia de ordenador</b>	Puede el dispositivo operar sin necesidad de un ordenador de escritorio o laptop.

A continuación se muestra la métrica y su relación con las necesidades del cliente.

Tabla 4.1-2. Métrica.

id	Necesidad	Métrica	imp	Unidad
1	A1	Tiempo de configuración-proceso de medición	1	min
2	A2	Funcionalidad con electrodos disponibles	3	Binario
3	B,C2,D2	Resolución	3	bits
4	B3, C2, E4	Error de medición	3	%
5	B3, C1, E4	SNR	3	dB
7	D1, D2	Generación de reporte	2	Binario
8	E1	Precio	2	Colones
9	E2, E4	Vida útil	2	Horas
9	E2	Manual de mantenimiento	2	Binario
10	E3	Dimensiones del dispositivo	1	Cm2
11	F	Interfaz gráfica	1	Binario
12	E5	Independencia de ordenador	2	Binario

### 4.1.2 Valores ideales y marginales

A continuación se establecen los valores deseados cuyo cumplimiento indican que el funcionamiento del dispositivo se encuentra en el rango ideal y también de los valores marginales que indican que el dispositivo a pesar de no cumplir idealmente con los valores deseados es funcional.

El tiempo tomado para configurar el sistema y tomar mediciones de los electrodos no es fundamental, lo más importante es la seguridad con la que estos queden, por lo que la medición de tiempo colocando los electrodos se tomará como relación de la seguridad de la conexión. El proceso completo desde el ensamble del dispositivo con los electrodos a su puesta en marcha en la configuración más rápida puede ser idealmente de 30 – 40 minutos, en caso de no cumplirse esto, se espera que el tiempo no exceda los 60 minutos.

Es indispensable que el banco de pruebas pueda trabajar con cualquier tipo de electrodo de los disponibles en el laboratorio, en caso de no ser así, el dispositivo sería no funcional.

El EIT diseñado por SIBILA tiene una resolución de 16 bits, por lo que se espera que el banco de pruebas tenga una resolución similar para poder tener una lectura similar a la del EIT. Además de esto, es muy importante una buena resolución para poder identificar las señales medidas y el ruido presente en esta para poder obtener los datos necesarios para evaluar los electrodos. Por esto se espera una resolución de 16 bits o mayor en el caso ideal y de no ser posible, una resolución de 12 bits o mayor sería adecuada.

El error de selección está relacionado al error de la medición, esto es, en cuánto difiere el valor de impedancia o resistencia obtenida con el real. El valor nominal para el error es de 0 al 5%, en caso de no poder lograrse se tiene como marginal un valor del 6 al 10%.

El SNR sirve como un indicador de la calidad de la medición realizada y de la señal. Se espera que el EIT opere con un SNR de entre 25dB a 30dB o más. El banco de pruebas debe cumplir también con dicho requerimiento como mínimo criterio, por lo que en caso de no cumplirse se deberán buscar formas para reducir el ruido en el circuito. El valor ideal de SNR va de 30dB en adelante y el valor marginal iría de 25dB a 30dB.

El requerimiento de la generación de reporte es binario, debido a que se tiene o no un reporte generado. La información contenida en este reporte puede incluir desde SNR o ruido presente en la señal a la variabilidad en los electrodos.

La vida útil del dispositivo al ser la primera iteración, no es indispensable, pero se espera que pueda durar al menos un semestre funcionando por lo que el periodo útil sería de 6 a 9 meses, en caso de no ser así, se debe indicar en el manual de mantenimiento cuáles piezas pueden dañarse para poder ser reemplazadas. El valor marginal de vida útil sería de 3 a 6 meses trabajando de lunes a viernes 8 horas al día, dando como valor marginal 480-960 horas y valor objetivo 960-1440 horas.

Debido al presupuesto del laboratorio, el presupuesto oscila entre ₡200 000 y ₡600 000, ahora bien, en caso de ser necesario, se puede extender a ₡1 000 000.

El manual de mantenimiento se tiene o no, por lo que su calificación es binaria, pero su realización no es un factor crucial del desarrollo del proyecto.

Las dimensiones deseadas del dispositivo fueron descritas como que pueda transportarse en una caja, pero que debido a que es un dispositivo en etapa inicial su tamaño no es crucial, debido a esto se plantea un tamaño nominal de 0.2m x 0.2m x 0.2m esto es 8000 cm<sup>3</sup> o menos, siendo sus dimensiones máximas de 0.5m x 0.5m x 0.5m esto es 125000 cm<sup>3</sup>.

La interfaz gráfica es un añadido de bastante útil, pero su falta no es algo que afecte la funcionalidad del proyecto. Así se indica en la valoración de las necesidades, por lo que su implementación es binaria, indicando si se implementó o no.

Por último la independencia del dispositivo es un factor si bien importante, no define al proyecto como no funcional. Pero es bastante deseable y su calificación es binaria, depende o no para el funcionamiento del dispositivo.

Tabla 4.1-3. Valores objetivo y marginales.

id	Métrica	imp	Valor objetivo	Valor marginal	Unidad
1	Tiempo de configuración-proceso de medición	1	30 - 40	40-60	min
2	Funcionalidad con electrodos disponibles	3	Si	Si	Binario
3	Resolución	3	16-24	12-16	bits
4	Error de medición	3	0-5	6-10	%
5	SNR	3	30 o más	25-30	dB
7	Generación de reporte	2	Si	No	Binario
8	Precio	2	200.000-600.000	600.000-1.000.000	Colones
9	Vida útil	2	480-960	960-1440	Horas
9	Manual de mantenimiento	2	Si	No	Binario
10	Dimensiones del dispositivo	1	1000-8000	8000-125000	Cm3
11	Interfaz gráfica	1	Si	No	Binario
12	Independencia de ordenador	2	Si	No	Binario

## 4.2 Descomposición funcional

Una vez identificados los valores objetivos se procede a identificar los sistemas y subsistemas que interactúan en el entorno de proyecto. A continuación se presenta la descomposición funcional del sistema completo, este sistema incluye los electrodos que son una parte fundamental del EIT además de información dada por el usuario de cómo va a realizar la prueba, aparte de eso, también le facilita la información recopilada y procesada al usuario para que este pueda realizar un diagnóstico sobre los electrodos.

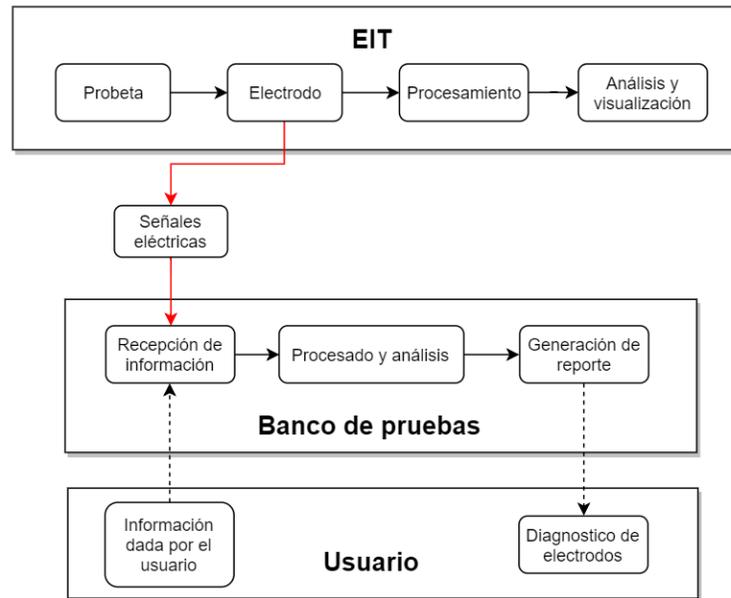


Fig. 4.2-1. Figura de descomposición funcional.

En la Fig. 4.2-1 se puede apreciar la relación del EIT con el banco de pruebas, cabe destacar que se incluyó únicamente para demostrar la relación de los electrodos con ambos dispositivos. Se muestran en rojo los bloques que interactúan directamente con los electrodos. El sistema anteriormente planteado se puede dividir en varios subsistemas:

- **Subsistema de recepción de información:** encargado de todo lo relacionado con la recepción de la información, ya sea por parte del usuario o por parte del circuito medido.
- **Subsistema de procesado y análisis:** Responsable del manejo de los datos, filtrado, procesado y análisis de estos datos para tener como salida de este subsistema la información necesaria para evaluar los electrodos.
- **Subsistema de generación de reportes y diagnóstico:** Subsistema encargado del post procesado de la información de modo tal que quede en un formato que sea fácil de interpretar, permita su almacenamiento y reutilización los datos de la medición. Además de acomodar la información de forma tal que sea más fácil realizar un diagnóstico sobre los electrodos.

A continuación se describe todo el proceso llevado a cabo para desarrollar la solución final que pueda cumplir con los subsistemas planteados en la descomposición funcional.

### 4.3 DESCRIPCIÓN DE VARIABLES DEL SISTEMA

Hay diversas variables que juegan un papel fundamental en la lectura realizada por los electrodos del EIT. Ahora bien, a continuación se plantean algunas variables a las que se puede tener acceso para evaluar los electrodos.

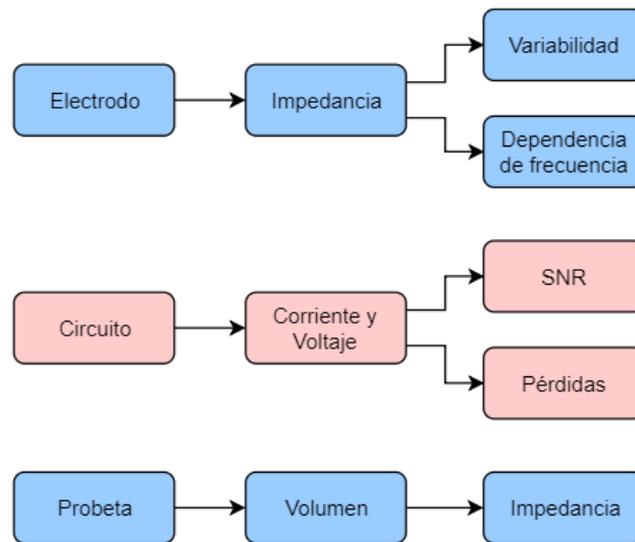


Fig. 4.3-1. Figura de variables del sistema EIT.

La forma de probar los electrodos más usual en la literatura es colocando los electrodos nuevos en un sistema de EIT calibrado, esto requiere de una probeta donde conociendo el volumen se puede calcular su impedancia teórica y luego compararse con la impedancia medida por los electrodos y luego comparar los resultados con los obtenidos con algún par de electrodos caracterizados.. La siguiente manera es tomando los electrodos por aparte y realizándoles distintas pruebas para conocer cómo se comportan. Las pruebas más comunes son:

1. Prueba con una probeta acuosa: Aprovechando el dispositivo EIT, medir la señal de este y con los valores medidos idear una forma para corroborar el funcionamiento de los electrodos, esto requiere de una probeta conocida donde se conozca la salida que debería tenerse.
2. Prueba con un Dummy: Esta es la misma prueba que antes, pero con una probeta elaborada con gel.
3. Prueba con pacientes y comparando resultados obtenidos con un electrodo conocido.

Para las pruebas anteriores se requiere un conocimiento del comportamiento de la probeta o del Dummy por utilizar, un electrodo de referencia, un sistema de EIT funcional o pacientes sobre los cuales realizar

la prueba. Debido a limitaciones de salud presentes actualmente a nivel nacional y del laboratorio no es viable realizar dichas pruebas, por lo que se evalúan otras opciones.

Realizar pruebas directas sobre el electrodo es una opción más viable, debido a que es un material conductor y metálico que se puede caracterizar por su comportamiento eléctrico al estar en contacto con el gel electrolítico, hay otros factores que influyen en el comportamiento del electrodo como el material, condiciones ambientales y reacciones electroquímicas del reactivo con el metal, pero que no se van a abordar debido a que se saldría del área de interés de este proyecto donde se desea una forma automatizable, funcional y confiable de poder verificar la equivalencia de los electrodos. La mejor opción es caracterizar el comportamiento eléctrico de los electrodos aplicando una corriente conocida y una tensión conocida a un sistema conocido donde lo desconocido sea la carga y midiendo las caídas de tensión e impedancia en el electrodo. Las pruebas encontradas abarcan:

1. Medición de impedancia del electrodo con respecto a otro electrodo conocido. Para llevar a cabo esta prueba se requiere un electrodo modelado cuyo comportamiento se conozca y colocar las superficies de medición una con otra. Debido a que no se posee un electrodo conocido esta opción no es viable.
2. Medir impedancia del electrodo en un circuito de medición donde se conozcan las variables de este. Esta es la opción más viable, debido a que no se cuenta con un par de electrodos caracterizados ni el sistema de EIT para realizar las pruebas.

Este subsistema debe poder recibir señales analógicas con una relación señal a ruido mayor a 25dB, en frecuencias de 10 Hz a 500 Hz y transformarlas en información discreta para su posterior procesamiento de donde se extraerá la impedancia del electrodo. Es importante aclarar que en el comportamiento de impedancia del electrodo va incluido el gel electrolítico dado que este es indispensable para el correcto funcionamiento del electrodo como interfaz entre el sistema de medición y el paciente.

#### **4.4 DESCRIPCIÓN MATEMÁTICA DE LA MEDICIÓN**

Se pueden identificar dos pruebas para analizar la respuesta del electrodo. La primera es por medio del análisis transitorio y la segunda es por medio del análisis en AC del sistema. Para la primera opción se requiere de un sistema de análisis que pueda medir el transitorio y luego encontrar los valores RC del sistema con respecto al sistema equivalente. Se ha encontrado en diversa literatura que el sistema puede variar dependiendo del tipo de electrodo, por lo que dicha solución solo serviría para identificar un comportamiento aproximado del electrodo mas no su respuesta exacta ante diversos estímulos, esto será dependiendo de la complejidad y cercanía del método de aproximación empleado. Además se presenta el

inconveniente de la medición del transitorio, debido a que puede ser un lapso muy pequeño, en el orden de los nano y micro segundos, por lo que requeriría una frecuencia de muestreo muy elevada lo que restringiría el controlador que se puede utilizar y el modelo obtenido puede no ser una representación fiable del comportamiento real.

Como ya se mencionó, los datos que se necesitan saber del electrodo son la variabilidad que hay entre el valor de impedancia de todos los electrodos con la finalidad de identificar si puede haber alguna diferencia de potencial indeseada provocando una medición incorrecta. De acuerdo con lo establecido por el cliente, para esta iteración se tomarán como funcionales los electrodos que difieran menos de un 5% con respecto a la media.

Dado que la impedancia es dependiente de la frecuencia, también se desea conocer la dependencia de la frecuencia que tiene el sistema, esto debido a que anteriormente se había representado el modelo equivalente de los electrodos puramente resistivo, si el modelo empleado anteriormente es acertado el valor medido de impedancia de los electrodos no debería tener una variación notable en el rango de frecuencias en que se va a trabajar.

El sistema del EIT se puede representar como dos electrodos y en medio una carga desconocida que es el cuerpo. En el caso hipotético ideal donde los electrodos fueran iguales, este sistema se podría simplificar, permitiendo así caracterizar mejor el sistema. Debido a que en la realidad los electrodos pueden tener diversos valores es necesario analizar cada electrodo por separado.

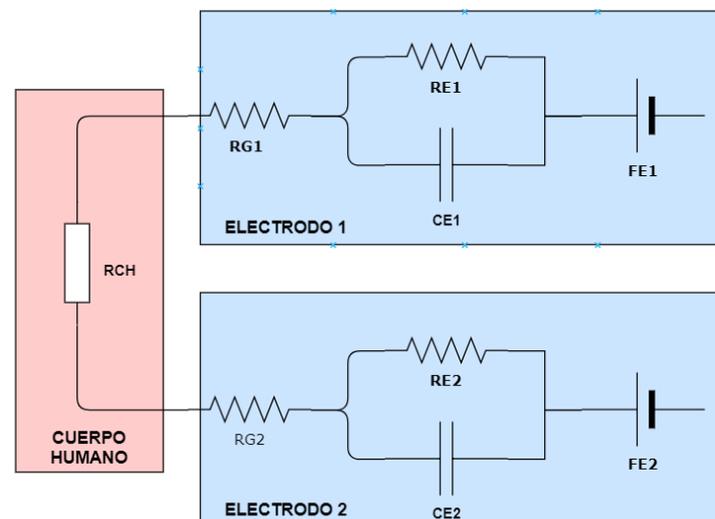


Fig. 4.4-1. Modelo equivalente de electrodos con antebrazo del sistema EIT [16].

En este modelo anterior se contempla la resistencia y capacitancia del electrodo con RE y CE, luego se modela la resistencia equivalente del electrolito utilizado para mejorar el contacto del electrodo con RG y finalmente la resistencia del medio por medir como RCH.

Al observar únicamente el electrodo 1 o el 2, se puede ver que es un sistema RC, para poder caracterizar cada electrodo se presentan dos posibilidades, mapear la respuesta en frecuencia del electrodo o medir la resistencia y el transitorio del electrodo para obtener el modelo equivalente. Con la respuesta en frecuencia se puede analizar el sistema más a profundidad encontrando la impedancia equivalente del sistema como un todo, ahora bien realizando las mediciones individuales para encontrar los valores de resistencia podría restringir el conjunto solución de la verdadera respuesta de los electrodos a un modelo equivalente.

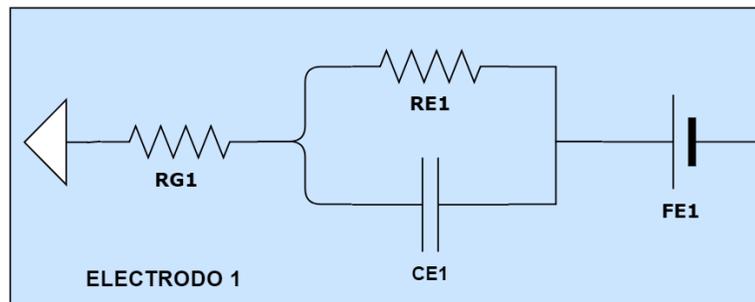


Fig. 4.4-2. Modelo equivalente de un electrodo obtenido de [16].

Conociendo cómo se comportan los electrodos de forma aproximada se puede plantear un análisis y pruebas más adecuadas. Gracias a la investigación realizada se puede entonces identificar que los electrodos tienen un comportamiento resistivo a muy bajas frecuencias y el comportamiento capacitivo empieza a aparecer al aumentar la frecuencia y al llegar a una frecuencia infinita el capacitor se comportaría como un corto provocando que la única resistencia presente sea la del gel. Ahora bien, en un escenario ideal se haría un análisis con un rango de frecuencia de 0 Hz a infinito para identificar el comportamiento completo del electrodo. Limitando el rango de medición a la aplicación práctica y a las necesidades del cliente, se requiere conocer el comportamiento desde los 10Hz hasta los 500Hz y si el hardware lo permite, incluir mayores frecuencias. Reescribiendo la ecuación 2.1.2 para que tenga la misma notación que el sistema equivalente planteado.

$$Z_e = R_G + \frac{R_e}{1 + j2\pi C_e R_e} \quad (4.4.1)$$

Como lo que se desea saber es qué tanto varían los electrodos entre sí, es suficiente comparar la impedancia de estos. Lo que se puede obtener con una señal senoidal y el desfase de la señal de salida con

respecto a la de entrada. Con los valores medidos se puede realizar un análisis fasorial para obtener la impedancia y el desfase de forma sencilla y funcional. También se podría realizar una medición en DC, pero en ese caso no se identificaría la componente capacitiva de la impedancia.

Para medir el comportamiento en AC a diferentes frecuencias la tensión a medir o  $V_{medida}$  se puede analizar por medio de su amplitud o de su valor RMS [45]. La primera forma consiste en identificar la amplitud de la onda y utilizar su amplitud, tal y como se muestra a continuación.

$$V_{medida} = V_{amplitud} \cos(\omega t + \alpha) \quad (4.4.2)$$

El valor RMS, cuadrático medio o eficaz, se calcula de forma general de la siguiente manera para una señal continua:

$$X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{T_0}^T x^2 dt} \quad (4.4.3)$$

Donde T es el periodo de la señal y  $T_0$  es el tiempo inicial del periodo. Simplificando, para una señal senoidal AC se calcula de la siguiente manera:

$$V_{rms} = \frac{V_{amplitud}}{\sqrt{2}} \quad (4.4.4)$$

Ahora bien, debido a que los dispositivos electrónicos operan en el dominio discreto, es necesario obtener las señales y luego procesarlas de modo tal que se puedan hacer los cálculos respectivos, para dominio discreto se obtiene el valor eficaz de la siguiente forma.

$$X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_0^N x^2} \quad (4.4.5)$$

Donde N es el número de muestras tomadas, al utilizar esto se evitan las ambigüedades dadas para obtener la amplitud de una señal que está siendo muestreada donde debido a ruido y factores de orden estocástico el valor máximo y mínimo de la señal que se utilizan para obtener la amplitud pueden variar constantemente. Los cálculos que se hacen con la amplitud de la señal también se pueden hacer con el valor eficaz. Esto aclarado, se pueden entonces definir una señal de tensión en AC utilizando operadores fasoriales de forma polar y rectangular respectivamente:

$$V_{medida} = V_{amplitud} \angle \alpha \quad (4.4.6)$$

$$V_{amplitud} = V_{real} + i V_{imaginaria} \quad (4.4.7)$$

Para medir la respuesta en frecuencia se procede a aplicar una tensión en forma constante y luego en forma senoidal desde 10 Hz hasta 500Hz, obtenida la respuesta de cada electrodo a dicho estímulo se grafica su impedancia con respecto a la frecuencia.

El ángulo de fase va a variar dependiendo del desfase de la señal, se toma la señal generada por la fuente como con desfase 0 y partiendo de ahí, si el ángulo es negativo, se dice que se tiene un comportamiento capacitivo y si el ángulo es positivo, es un comportamiento inductivo.

Conociendo el voltaje lo siguiente es conocer la corriente que circula por la carga y su ángulo de desfase para obtener la impedancia en la carga por ley de Ohm o su equivalente fasorial que sería.

$$V = I Z = I (R + iX) \tag{4.4.8}$$

Sabiendo que  $Z$  se puede representar de forma rectangular o polar, conteniendo la resistencia  $R$  y la reactancia  $X$  que es su componente imaginaria, producto de las capacitancias o inductancias en el sistema. Se plantea de la siguiente forma lo anteriormente expuesto:

$X > 0$  el circuito es inductivo

$X < 0$  el circuito es capacitivo

$X = 0$  el circuito es resistivo

La respuesta de la impedancia con respecto a la frecuencia permite conocer cómo se comportará cada electrodo ante las diferentes variaciones de frecuencia en el EIT. De acuerdo al modelo equivalente planteado el comportamiento debería ser capacitivo debido a que el gel electrolítico tiene un comportamiento dieléctrico y resistivo, de ahí el sistema planteado anteriormente.

## 4.5 SUBSISTEMA DE PROCESADO Y ANÁLISIS

El subsistema de procesamiento debe poder obtener la frecuencia, amplitud, offset y desfase de la o las señales medidas con el fin de describir dicha señal de forma apropiada para los cálculos necesarios. Este subsistema debe poder analizar dicha información y obtener la impedancia de los electrodos para luego compararlos.

### 4.5.1 Selección de método de medición de impedancia

Haciendo una análisis bibliográfico se encontraron varias opciones para medir la impedancia en una carga desconocida. La opción inicial fue comprar un dispositivo manufacturado cuya funcionalidad sea medir y analizar impedancias, como el Keysight 4294A Precision Impedance Analyzer o Agilent 4294APrecision

Impedance Analyzer entre otros, que cuentan con muy buenas prestaciones, pero una cantidad de entradas inferior a la necesitada, por lo que sería necesario adaptarlos a otro sistema para poder tener un sistema automatizado que permita obtener la información para diagnosticar los electrodos. Ahora bien, el precio de estos dispositivos parte supera los \$10000 [46], [47], considerando que el presupuesto máximo del proyecto son aproximadamente \$2000 se descarta como una opción viable.

Ahora bien, la primera opción viable por considerar es haciendo uso del circuito integrado AD5933 que es un analizador de impedancia como en [48] dicho integrado es una opción de alta confiabilidad, pero no se encuentra en ningún distribuidor local y el distribuidor *Mouser Electronics* lo trae del extranjero, sin embargo se tomará en cuenta para la comparación dado que tiene una alta funcionalidad, la segunda opción es construyendo desde cero un circuito capaz de medir la impedancia como en [49], [50], dichos circuitos son hechos tomando diversas consideraciones para formular un generador de onda y un sistema de medición y filtrado.

Ahora bien, se plantea una tercera opción que es haciendo uso de un microcontrolador con un circuito de medición sencillo permitiendo encontrar una solución interactiva, confiable y que permita mejorarse en futuras iteraciones de forma sencilla. En la primera y segunda opción el circuito mide directamente sobre la carga, en la tercera opción se mide una carga conocida conectada a la carga desconocida y aplicando teoría de circuitos eléctricos se identifican las propiedades de la carga. La gran ventaja de la tercera opción es la posibilidad de generar diferentes pruebas posterior a la terminación de la validación del diseño de una forma sencilla a diferencia de los otros métodos anteriores. Para evaluar las opciones de solución se presenta una tabla con los criterios de evaluación y su explicación.

Tabla 4.5-1. Criterios de evaluación para método de medición de impedancia.

<b>Criterio</b>	<b>Descripción</b>
<b>Complejidad</b>	Esfuerzo requerido para el diseño y puesta en marcha de la solución.
<b>Confiabilidad</b>	Relacionado a cantidad de piezas independientes y posibles puntos de fallo en la solución. También se relaciona con la propensión a fallos aleatorios y al ruido.
<b>Precio</b>	Que tan cara podría ser la puesta en marcha e implementación de dicha solución.
<b>Flexibilidad</b>	Capacidad de realizar modificaciones a la solución una vez completada la construcción
<b>Facilidad de construcción</b>	Relacionado al esfuerzo requerido para la construcción del dispositivo y que sea funcional además de la complejidad para armarlo.
<b>Facilidad para caracterización</b>	Cantidad de consideraciones adicionales que se deben hacer para obtener los datos deseados.
<b>Dependencia de piezas únicas</b>	Que tan dependiente es la solución de piezas que son difíciles de conseguir o que pueden ser bastante propensas a daños y son fundamentales para el funcionamiento
<b>Intercambiabilidad de piezas</b>	Facilidad de cambiar piezas del diseño sin correr el riesgo de alterar gravemente la funcionalidad
<b>Generación de reportes</b>	Facilidad para adaptar un sistema capaz de generar reporte de los datos obtenidos
<b>Disponibilidad</b>	Que tan rápido se puede contar con las piezas necesarias, y si se consiguen a nivel local o no.

A continuación se presenta una tabla comparativa de dichas propuestas. Para la calificación de los conceptos se toma como referencia el circuito construido con el integrado AD5933 dado que no se puede conseguir de forma inmediata, pero es bastante empleado en la medición de impedancias.

Tabla 4.5-2. Selección de método de medición.

<b>Criterio</b>	<b>Circuito con AD5933</b>	<b>Circuito diseñado desde cero</b>	<b>Circuito con microcontrolador</b>
<i>Complejidad</i>	0	-	0
<i>Confiabilidad</i>	0	-	-
<i>Precio</i>	0	0	-
<i>Flexibilidad</i>	0	-	+
<i>Facilidad de construcción</i>	0	-	0
<i>Facilidad para caracterización</i>	0	-	+
<i>Dependencia de piezas únicas</i>	0	0	+
<i>Intercambiabilidad de piezas</i>	0	+	+
<i>Generación de reportes</i>	0	0	0
<i>Disponibilidad</i>	0	+	+
<b>Suma +</b>	0	2	5
<b>Suma 0</b>	0	4	3
<b>Suma -</b>	0	5	2
<b>Neto</b>	0	-3	3
<b>Lugar</b>	2	3	1

Una vez realizada la comparación resalta el circuito con el microcontrolador y el circuito de medición, por lo que a continuación se va a desarrollar más a profundidad dicha solución.

El sistema mostrado en Fig. 4.5-1 una extensión del mostrado en el diagrama de bloques de la Fig. 4.2-1, pero añadiendo el generador de funciones, controlador/procesador y una etapa de multiplexación, lo que permite el control de una señal de características deseadas para probar la respuesta de los electrodos ante los cambios de frecuencia y a diferentes estímulos eléctricos para modelar su comportamiento. El sistema está conformado por:

- **Microcontrolador:** encargado de propiciar la correcta recepción, el procesamiento y el análisis de datos medidos, además del envío de instrucciones.
- **ADC:** Dispositivo encargado de recibir las señales eléctricas del circuito de medición.
- **Generador de funciones:** para generar las formas de onda necesarias para obtener la impedancia, los transitorios y la información necesaria para modelar el sistema.
- **Multiplexor:** También llamado MUX, se utiliza para transmitir las diferentes señales de prueba a los diferentes electrodos.

- **Carga conocida:** Permite funcionar como punto de partida para medir la corriente del sistema con un ADC. Se debe conocer con certeza su valor para medir su caída de potencial.
- **Sistema de contacto con los electrodos:** Encargado de propiciar el adecuado contacto con la superficie de medición del electrodo para indicar al sistema que el electrodo está debidamente posicionado y se puede realizar la medición.
- **Electrodos a caracterizar:** La incógnita de la cual se desea conocer su impedancia y comportamiento a diferentes frecuencias, entre otros.

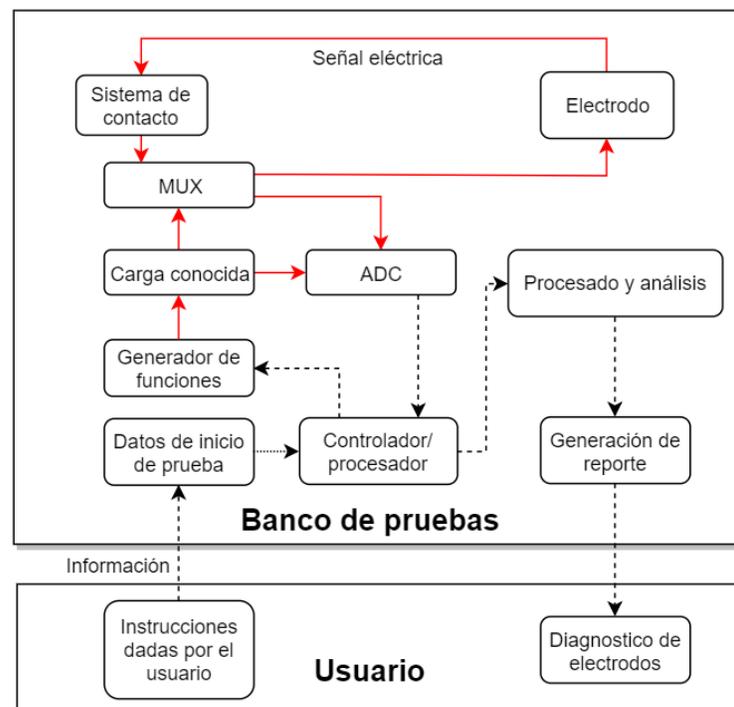


Fig. 4.5-1. Figura de diagrama de bloques de solución.

Debido a que se debe enviar señales a los electrodos y recopilar datos de estos es necesario un microcontrolador que al menos permita la ejecución de acciones concretas. Ahora bien, la finalidad es que la toma de datos se realice de forma automática, por lo que la independencia del sistema de algún ordenador externo es importante. Además de esto, para facilitar las mediciones se utilizará una resistencia de precisión con un valor conocido para tomarlo como referencia del sistema.

Seguidamente se encuentra el MUX, que permite utilizar un solo circuito de medición y evaluación para los electrodos que se desee evaluar. La impedancia del MUX es algo que debe tenerse en cuenta, debido a que altera el valor medido.

Luego se encuentran los electrodos, que es la carga por conocer, un extremo de estos irá conectado al circuito de medición mientras que la superficie que debe hacer contacto con la piel debe ir en contacto con alguna otra superficie que permita maximizar el contacto y al mismo tiempo sujetar el electrodo de forma segura para evitar ruidos por movimiento o mal contacto en la medición.

Añadido a esto se desea incluir una interfaz gráfica para visualizar los datos obtenidos y una forma de almacenar la información de las mediciones.

#### **4.5.2 Microcontrolador o sistema de procesamiento**

Debido a la finalidad de la aplicación y a que el EIT va a estar conectado a un MyDAQ con una resolución de 16 bits, se desea que el sistema de medición tenga condiciones similares para realizar una evaluación similar a la que realizaría dicho dispositivo y así conocer cómo se comportaría los electrodos con dicha fiabilidad. Para esta tarea se plantean las opciones presentadas en Tabla 4.5-3.

Debido a la dependencia de un ordenador para el muestreo y la recolección de datos además del elevado precio de compra el MyDAQ y el MyRIO a pesar de ser controladores de altas prestaciones y empleados para diversos proyectos en SIBILA se descartan. Quedando Teensy 3.2 y Raspberry Pi. El Teensy puede operar de forma autónoma pero no cuenta con una interfaz gráfica o pantalla, por lo que para ver los resultados sería necesario adaptar algún tipo de pantalla o lo más sencillo sería conectarlo a un ordenador. La Raspberry Pi 4, a pesar de tener muy buenas prestaciones para su precio, no tiene un clock interno que le permita realizar muestreos de forma constante, lo que puede dificultar el proceso de medición.

Ambos controladores (Teensy 3.2 y Raspberry Pi) tienen como gran ventaja la amplia comunidad que permite el fácil aprovechamiento del potencial de ambos controladores.

Tabla 4.5-3 Comparativa de dispositivo de control.

Microcontrolador	MyDAQ	MyRIO	Teensy 3.2	Raspberry py 4
ADC	16 bits	12 bits	12-16 bits	No posee / adaptable por medio de módulo-24 bits
Disponibilidad	Si	Si	Si	Si
V max de muestreo	200 kS/s	500kS/s	33.3 kS/s	30 kS/s
Entradas analógicas	2	4	21	8
Entradas digitales	8	14	34	40
Salidas analógicas	2	2	1	2
Salidas digitales	8	14	34	40
Voltaje de salida	+10, +-2,5V	+5 y +3.3	3.3	3.3
Corriente max mA	2	100, 150	500	3-16
Comunicación	UART, USB	UART, USB	USB, SERIAL, SPI, I2C...	SPI, I2C, Serial, USB...
Interfaz	LabVIEW	LabVIEW	Adaptable pero no disponible en el país	Adaptable y disponible
Programación	Gráfica	Gráfica	C++	Python, C++
Almacenamiento de datos	No	No	No	Si
Precio*	\$219.99	\$578.00	\$19.80	\$53.50

\*Precio de compra estimado en Estados Unidos sin impuestos ni envío.

A continuación se presenta una tabla comparativa de los dos microcontroladores, en dicha tabla se evaluará de como + (indicando que tiene una mejor prestación que la referencia) o –(indicando que tiene una peor prestación que la referencia) las prestaciones de ambos controladores con respecto al MyDAQ que a pesar de que está descartado es el controlador presente en el EIT. Posteriormente se sumarán los + y se restarán los -.

Tabla 4.5-4. Selección de dispositivo de control.

<i>Característica</i>	<b>MyDAQ</b>	<b>Raspberry Pi 4</b>	<b>Teensy 3.2</b>
<i>Facilidad para adaptar interfaz</i>	0	+	0
<i>Capacidad de operar independiente a un ordenador</i>	0	+	+
<i>Capacidad de almacenar información sin necesidad de un ordenador</i>	0	+	0
<i>ADC/DAC</i>	0	-	-
<i>Comunicación</i>	0	+	+
<i>Facilidad para guardar datos en dispositivos de almacenamiento</i>	0	+	0
<i>Frecuencia máxima de muestreo</i>	0	-	-
<i>Precio de controlador</i>	0	+	+
<i>Total de puntos</i>	0	4	1
<b>Lugar</b>	3	1	2

El dispositivo central con mejor puntuación fue el Raspberry pi 4 debido a su mayor capacidad de procesamiento, manejo de información, posibilidad de generar una interfaz gráfica y además mejor capacidad de mejora en el futuro. Ahora bien, el Teensy no se va a descartar, debido a que al ser un dispositivo que puede funcionar en tiempo real a diferencia de la Raspberry Pi permite asegurar que haya un muestreo más constante. Debido a esto se colocará en la lista comparativa para el ADC/DAC.

La Raspberry Pi es un dispositivo al que se le pueden integrar diversos sistemas operativos basados en Linux, es por esto que es importante seleccionar el sistema operativo óptimo para su funcionamiento. El lenguaje de soporte oficial para Raspberry pi es Raspbian, este y otros SO se pueden instalar por medio de Raspberry Pi Imager. Algunos de los sistemas operativos de uso general disponibles son [51]–[53]:

- Raspberry Pi OS (32-bits): Variante recomendada del OS, con interfaz gráfica y aplicaciones básicas.
- Raspberry Pi OS lite: Con la misma funcionalidad que el anterior pero sin interfaz gráfica.
- Raspberry Pi OS Full: Con interfaz gráfica y varias aplicaciones recomendadas.
- Ubuntu: SO para dar experiencia de ordenador con bastante funcionalidad pero pesado.

- Manjaro ARM Linux: SO similar a Raspbian, con una interfaz gráfica mejorada.
- RISC OS Pi: SO muy liviano y con limitada funcionalidad pero con interfaz gráfica.

A pesar de haber diversas opciones de SO que pueden funcionar de forma muy similar a Raspbian se decide utilizar Raspbian debido a que es el SO elaborado por el fabricante, tiene buen soporte, bastante documentación y una amplia comunidad.

Raspberry soporta la programación en C, C++ y Python, pero el lenguaje de desarrollo soportado oficialmente es Python [54], por lo que para aprovechar toda la funcionalidad del dispositivo se elige Python.

## 4.6 SUBSISTEMA DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

Debido a que la Raspberry Pi por sí sola no cuenta con ADC o DAC es necesario adaptarle un circuito para la conversión de datos analógicos a digitales y viceversa. Por facilidad y prestaciones se evitará la construcción de un ADC o DAC debido a que requería evaluar su funcionalidad y caracterizar su funcionamiento independientemente, cosa que extendería el diseño en una dirección que a pesar de que es importante se pueden encontrar opciones fiables ya disponibles en el mercado.

Entre las consideraciones importantes por tener en cuenta es la fácil adaptabilidad, frecuencia de muestreo y resolución, además de conveniencia, esto es, la facilidad para obtener dicho dispositivo o si se encuentra ya en el laboratorio.

La primera opción por considerar fue implementar el microcontrolador Teensy 3.2 disponible en el laboratorio. El Teensy estaría encargado de generar la señal senoidal y de medir luego transmitir los datos requeridos a la Raspberry Pi. El precio estimado como ya se mencionó es de \$19.80, pero como se cuenta con varios en el laboratorio no hace falta comprarlo.

Como segunda alternativa se presenta la utilización de diversos módulos disponibles en CRcibernética al momento de la redacción de este documento la opción para ADC es usar un módulo ADC “Raspberry Pi High-Precision 24bit AD/DA Expansion Board” el cual se acopla a la raspberry y tiene documentación accesible sobre cómo utilizarlo. Y para evitar problemas con el muestreo, utilizar un módulo generador de señales “AD9833 Wave Generator”. El costo estimado es de \$54.95 el ACD expansión Board y \$13.95 el módulo generador de funciones para un total estimado de \$68.9.

Es importante aclarar que ambos dispositivos van a operar en su rango óptimo de operación y no van a estar expuestos a sobre tensiones durante su funcionamiento, por lo que el tiempo de vida útil no es un factor por considerar.

Las características por evaluar son la frecuencia de muestreo (mayor frecuencia de muestreo), frecuencia de generación (máxima frecuencia en la que puede generar una señal senoidal que sea reconocible y funcional), muestreo constante (capacidad de muestrear de forma constante de forma sencilla y confiable), Resolución del ADC, Precio estimado de adquisición, Independencia (capacidad de operar sin necesidad de depender totalmente del sistema central), comunicación (Facilidad o confiabilidad de establecer la comunicación entre ambos dispositivos), capacidad de mejora (permite realizar mejoras al sistema en iteraciones futuras o reutilizar lo ya implementado) conveniencia (se cuenta con el dispositivo para iniciar su desarrollo o hay que comprarlo). Para comparar las opciones se utilizará una tabla como la Tabla 3.3-1. Tomando como referencia los datos descritos anteriormente y los presentados en la Tabla 4.5-3, tomando como referencia las prestaciones de los módulos como la referencia dado que representaría la opción más compacta. La puntuación (+) indica que la alternativa tiene una mejor o peor (-) prestación en dicho apartado o en su defecto tienen prestaciones iguales (0).

Tabla 4.6-1. Selección de ADC/DAC.

	Módulos	Teensy 3.2
<i>Frecuencia de muestreo</i>	0	0
<i>Frecuencia de generación</i>	0	-
<i>Muestreo constante</i>	0	+
<i>Resolución</i>	0	-
<i>Precio</i>	0	+
<i>Independencia</i>	0	+
<i>Comunicación</i>	0	0
<i>Capacidad de mejora</i>	0	-
<i>Conveniencia</i>	0	+
<b>Total</b>	0	1

De la tabla anterior se puede ver la ver que la diferencia entre utilizar el Teensy y los módulos, la mayor desventaja por encima del precio es la capacidad de muestrear de forma constante por parte del módulo ADC, que viene para conectarse directamente a la Raspberry, al este no contar con una recepción de datos constante o capacidad de muestreo constante debido a su propia priorización de procesos se pueden generar irregularidades indeseadas en las mediciones. La mayor ventaja de los módulos es que permiten operar a mayores frecuencias, cosa que el Teensy al tener que realizar la medición y la generación de la señal junto con la comunicación se ve limitado y además permite mayor personalización futura de la solución. Se selecciona entonces el Teensy como dispositivo de medición y generación de señales.

### 4.6.1 Selección de Multiplexor

Para la selección del multiplexor se deberá considerar que no tenga una resistencia mayor a  $100\Omega$  en caso de que se desee trabajar con cargas pequeñas y que permita la transmisión de señales analógicas. Es bien sabido que los multiplexores aportan una capacitancia al sistema, pero esta capacitancia se puede desestimar con el adecuado proceso de medición.

A continuación se presenta una tabla con las opciones disponibles en el mercado local y de fácil acceso o presentes en el laboratorio. Para este caso, se utilizaron únicamente referencias de MicroJPM debido a que es un comercio con página web y cercano para realizar las compras en caso de ser necesario. Ahora bien, debido a las limitaciones de salud presentes actualmente se dará importancia a lo disponible en el laboratorio. Otro factor importante por considerar es que el EIT cuenta con 16 electrodos, por lo que debe tener deseablemente 16 entradas disponibles para realizar mediciones.

Tabla 4.6-2. Selección de multiplexor.

Característica	74HC4051	Sparkfun CD74HC4067	CD4051BE
<i>Disponible en</i>	MicroJPM	MicroJPM	MicroJPM
<i>Precio</i>	\$1.95	\$10.50	\$1.15
<i>Resistencia en ON</i>	80 Ohms @ 4.5V	70 Ohms @ 4.5V	80 Ohms @ 4.5V
<i>Canales</i>	8	16	8

Al considerar la lista presente, se elige el sparkfun CD74HC4067 debido a que tiene menor resistencia, cuenta con 16 canales y está disponible en el laboratorio. Hay que tener en consideración que ese multiplexor va a ser descontinuado, por lo que para futuras iteraciones del banco de pruebas se recomienda utilizar otro multiplexor con prestaciones similares o mejores.

### 4.6.2 Dispositivo de contacto con el electrodo

Para poder medir de forma adecuada los electrodos es necesario asegurar tener un buen contacto con la superficie de este, para esto es necesario elaborar puntas de pruebas que permitan medir la impedancia o resistencia en toda la cara del electrodo.

Las puntas de medición más comunes tienen forma de punta o aguja y forma de prensa, también conocidos como lagartos.



Fig. 4.6-1. (a)Puntas de prueba de medición y (b) prensas o lagartos.

Las puntas de prueba tienen un contacto muy puntual, por lo que requeriría de varias puntas por electrodo para tener una medición confiable. Las prensas tienen un poco más de contacto, pero de igual forma, no logran cubrir toda el área de medición, por lo que sería necesario incluir al menos otra prensa. El realizar las mediciones con esto presenta bastantes inconvenientes e incógnitas tales como: cómo saber dónde colocar las puntas de medición o qué tantas poner o si se debería promediar la resistencia medida. También surge el inconveniente del ruido por movimiento de la pieza o mal contacto de la punta o prensa con la superficie. Todo esto aunado provoca que no sea la mejor opción utilizarlos para las mediciones. Para las mediciones se desea que el dispositivo de medición pueda cubrir una gran parte de la cara del electrodo, para tener una medición más uniforme. También se desea que el dispositivo de medición pueda tener un grado de flexibilidad para que se adapte a las irregularidades del electrodo reduciendo el ruido por mal contacto. Para esto se plantea la elaboración de un electrodo de prueba.

Se plantean dos posibles opciones, la compra de electrodos de Plata con gel de Cloruro de Plata y la construcción de electrodos de prueba. A continuación una tabla comparativa de ambas opciones.

Tabla 4.6-3. Comparación de electrodos de plata y electrodos construidos en el laboratorio.

Características	Electrodos de Ag/AgCl	Electrodos construidos
<b>Precio</b>	\$12.5 x 10 piezas	\$3-\$8 Fabricado en el laboratorio
<b>Datos eléctricos</b>	Con documentación disponible[55]	Es necesario caracterizarlo
<b>Disponibilidad</b>	15 días a 2 meses	inmediata
<b>Flexibilidad</b>	rígidos	flexibles

Un factor de gran importancia es la disponibilidad, debido a la ya mencionada situación a nivel nacional es indispensable acortar tiempos y hacer uso de los recursos disponibles, es por esto que a pesar de que los electrodos construidos podrían presentar mayores ventajas, se va a proceder con electrodos de prueba construidos en el laboratorio. Este electrodo de prueba consta de diversas partes. El cable, la superficie de contacto y un material de apoyo para la superficie de contacto. A continuación una imagen ilustrativa.

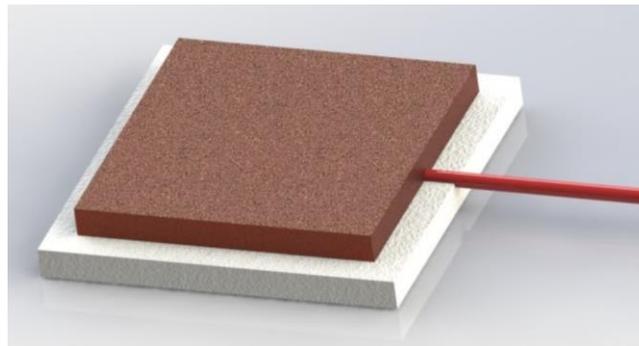


Fig. 4.6-2. Electrodo de prueba ilustrativo.

La superficie de material conductor debe ir adherido al cable y luego se adhiere el material de soporte. El material conductor se decantará de las opciones que se tengan a disposición en el laboratorio o de fácil acceso. Al igual que el material de soporte. Los materiales disponibles en el laboratorio para el material conductor son papel aluminio y cinta de cobre. Posteriormente se evaluará cuál de los dos materiales es más apropiado. De ahora en adelante se va a referir al dispositivo de contacto con el electrodo como electrodo de prueba o EP.

Se busca que el material utilizado sea suave, fácil de utilizar y de conseguir. Se propone utilizar un tipo de polímero, foam y foamy, el foam es una espuma ligera formada al inyectar gas a presión al polietileno (rígido y duro) y poliuretano (suave y blando) [56] el foami también llamado goma EVA(Etileno Vinil

Acetato) es impermeable con una textura esponjosa y elástica [57]. Los tres se pueden conseguir fácilmente pero de estos, los más fáciles de trabajar son el papel y la goma EVA y el más suave es este último, por lo que aportaría un mejor soporte para la superficie de medición, permitiéndole acomodarse mejor a las superficies donde se coloque sin perder la forma. A continuación se presentan las propiedades más importantes del material seleccionado [58].

Tabla 4.6-4. Propiedades mecánicas del EVA.

<b>Propiedades mecánicas</b>	<b>Valor</b>
<b>Elongación máxima</b>	200-990%
<b>Módulo de flexión</b>	0.007-0.1 GPa
<b>Módulo de Young</b>	0.01-0.2 GPa

El cable debe ir adherido a la superficie conductora, se plantean dos posibilidades, adhiriendo el cable y la superficie conductora con silicón usando el material de soporte para hacer una especie de sándwich, en esta opción se deben limpiar bien las superficies para asegurar que haya un buen contacto entre el cable y el material conductor y la otra opción es soldando el cable a la superficie conductora con estaño y luego adherir la superficie de contacto con silicón frío. También se presentan dos opciones en cuanto al acomodo del cable, la primera opción es tomando el cable y adherirlo en un costado de la superficie conductora, la otra opción es esparciendo el cable en la superficie conductora. A continuación se presenta una tabla con las combinaciones de EP.

Tabla 4.6-5. Combinaciones para electrodos de prueba.

<b>Id</b>	<b>Material conductor</b>	<b>Método de adhesión</b>	<b>Distribución de cable</b>
<b>Tipo 1.A</b>	Cinta de cobre	Silicón frío	Cable en un costado
<b>Tipo 1.B</b>	Cinta de cobre	Silicón frío	Cable esparcido
<b>Tipo 2.A</b>	Cinta de cobre	Soldadura de estaño	Cable en un costado
<b>Tipo 2.B</b>	Cinta de cobre	Soldadura de estaño	Cable esparcido
<b>Tipo 3.A</b>	Papel aluminio	Silicón frío	Cable en un costado
<b>Tipo 3.B</b>	Papel aluminio	Silicón frío	Cable esparcido
<b>Tipo 4.A</b>	Papel aluminio	Soldadura de estaño	Cable en un costado
<b>Tipo 4.B</b>	Papel aluminio	Soldadura de estaño	Cable esparcido

Para elegir el concepto ganador se realiza la construcción de las diferentes variaciones y se mide su resistencia, se seleccionará el EP con menor resistencia. Se miden 5 puntos y se realiza el promediado del valor de resistencia.

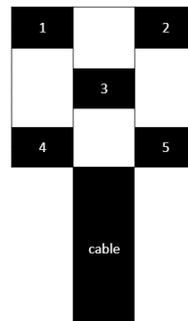


Fig. 4.6-3. Puntos de medición de cada EP.

A continuación se tabulan los resultados obtenidos de la medición de los electrodos.

Fig. 4.6-4. Valores de resistencia de EP.

Id	Resistencia ( $\Omega$ )	Desv. Estándar ( $\Omega$ )
Tipo 1.A	0.3518	0.2689
Tipo 1.B	0.3878	0.0368
Tipo 2.A	0.2212	0.0855
Tipo 2.B	0.1328	0.0205

Los Tipos 3 y 4 no presentaron resultados concluyentes, por lo que se omiten en la tabla. Esto se debe a que el aluminio utilizado para los electrodos no se adhirió de forma apropiada al cable empleado, por lo que la resistencia tendía a infinito o valores muy altos.

Con los datos anteriores se muestra que el concepto con mejores resultados es el Tipo 2.B, por lo que se utilizará este para el desarrollo del proyecto.

### 4.6.3 Dispositivo de sujeción de electrodos

Debido a que se va a contar con diversos electrodos que se desean medir, estos se deben fijar de una forma tal que no se muevan durante la medición generando ruido y por lo tanto mediciones incorrectas. Pueden darse cuatro casos con la sujeción de los electrodos [19]:

- Electrodo flojo: elevada resistencia y ruido, también se puede generar una capacitancia entre las superficies.
- Electrodo mal ajustado: se genera un contacto pero aún así hay ruido y capacitancias debido al mal contacto.
- Electrodo ajustado: debido a la estructura de los electrodos no hay riesgo que una fuerza moderada pueda afectar la integridad estructural de ambos.
- Electrodo con el ajuste adecuado: los electrodos tienen el contacto adecuado de modo que ambas superficies se encuentran en contacto y no se pueden mover a menos que se aflojen.

Cabe destacar que se están excluyendo del análisis casos extremos, solo se consideran casos donde la fuerza puede generarse con algún dispositivo de sujeción que no sea permanente y no afecta la integridad de los electrodos como una prensa, resorte, una faja o tornillo, se descartan medios que pueden dejar residuos como adherentes o cintas adhesivas. Haciendo un análisis previo, las dimensiones de los electrodos:

- Electrodo de aluminio: 8mm de ancho, 13 mm de largo y 1 mm de espesor en la parte más delgada.
- Electrodo de acero: 8mm de ancho, 8mm de largo 10 mm de espesor.
- Electrodo de prueba: 8 mm de ancho, 8 mm de largo y 2 mm de espesor.

Debido a las diversas dimensiones de los electrodos, se busca una forma que sea flexible y al mismo tiempo ajustable para permitir ejercer una fuerza o presión sobre el electrodo de forma constante en toda su superficie.

La alternativa de prensa y de resorte tiene como inconveniente que dependiendo de la altura del electrodo la fuerza aplicada variaría, por lo tanto se descartan. Ahora bien, quedan las alternativas de sujetar los electrodos con una faja o con un tornillo. A continuación se abordan ambas variantes.

#### 4.6.3.1 Concepto de tornillo

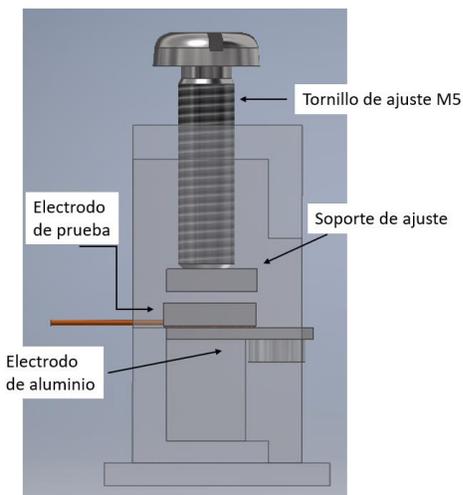


Fig. 4.6-5. Boceto de concepto de tornillo.

**Descripción:** se coloca el electrodo en el espacio indicado donde cuenta con guías a los lados y al final para evitar que se mueva encima de este se coloca el electrodo de medición y se genera una presión con el tornillo. El tornillo en la punta tiene un revestimiento de un polímero para que el ajuste sea más suave que con metal y no haya efectos de ruido debido al contacto del tornillo con el electrodo, al mismo tiempo propiciando una presión uniforme para el contacto entre electrodos. El planteamiento inicial de este sistema de sujeción es para un par de electrodos. La longitud del tornillo debe poder ser suficiente para que pueda ejercer presión sobre cualquiera de los electrodos antes mencionados, por lo que debería ser de más de 1 cm de largo, además de esto, se requiere una placa de algún material no deformable como acrílico para colocarse en la punta del tornillo entre el tornillo.

**Método de fabricación:** la estructura al igual que el soporte de ajuste se hacen impresora 3D y luego se liman las superficies para asegurar una superficie adecuada.

**Ventajas:** ajuste firme, bajo precio, versatilidad para su construcción.

**Desventajas:** permite sobre ajustar los electrodos, lo que si se hace sin cuidado puede generar algún daño en el electrodo de prueba. Si se fuera a construir algún electrodo con un espesor mayor a 1cm podría no caber. La fuerza aplicada se puede concentrar en el centro del electrodo.

### 4.6.3.2 Concepto de faja

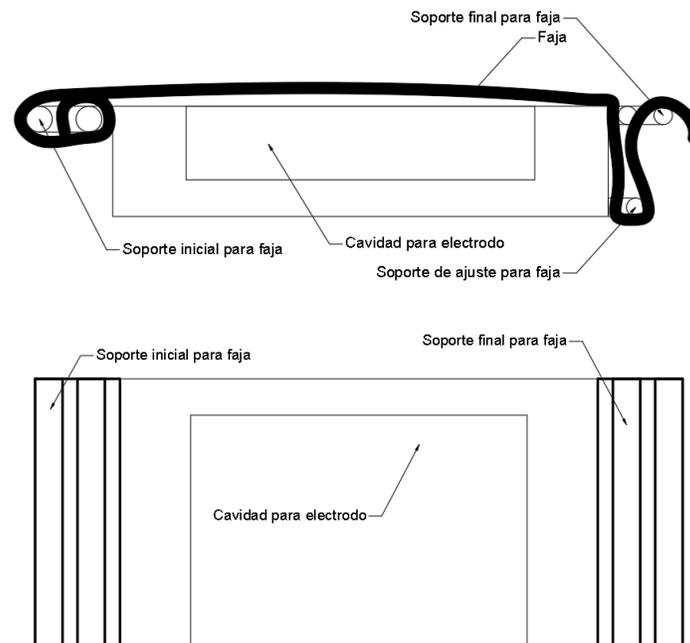


Fig. 4.6-6. Bosceto de concepto con faja, (imagen superior) vista frontal, (imagen inferior) vista superior.

**Descripción:** se coloca el electrodo en el espacio indicado donde cuenta con guías a los lados y al final para evitar que se mueva encima de este se coloca el electrodo de medición y se genera una presión con la faja. La faja se pasa por los orificios de los costados y se utiliza la guía para faja para ejercer presión, al colocarse de esta forma la faja tendría un ajuste firme y se evitarían excesos de presión debido a que la faja cedería antes que el metal o el cobre. El ancho de la faja debe ser de al menos 8 mm para cubrir toda el área de interés, el largo de la faja no es un inconveniente siempre y cuando se coloque de más.

**Método de fabricación:** la estructura o base se puede hacer en algún tipo de polímero que se pueda imprimir en 3d o se puede hacer a base de láminas de acrílico en corte láser y luego pegarlas. La faja puede ser de lona o algún material común usado en la creación de fajas para bolsos. Las guías y seguro para la faja pueden comprarse y adaptarse de algún bolso o hacerse en algún tipo de resina o impresión 3d.

**Ventajas:** ajuste firme y homogéneo, versatilidad para la sujeción de diferentes electrodos.

**Desventajas:** la construcción u obtención de las guías y seguro para la faja puede ser un inconveniente, además puede ser incómodo tener el exceso de faja. No se puede aplicar una fuerza precisa sobre los electrodos. La caracterización de la fuerza aplicada en la faja puede ser muy compleja para la aplicación.

A continuación se va a realizar una comparativa entre ambos conceptos para seleccionar el concepto a desarrollar. Se tomará como referencia el concepto del tornillo. La puntuación por utilizar indicará si la alternativa tiene mejores (+), peores (-) o muy similares (0) prestaciones con respecto a la referencia.

Tabla 4.6-6. Selección de concepto para la sujeción de los electrodos.

	<b>Tornillo</b>	<b>Faja</b>
<i>Facilidad de construcción</i>	0	0
<i>Facilidad de obtención</i>	0	-
<i>Aplicación de fuerza específica</i>	0	-
<i>Uniformidad de presión</i>	0	+
<i>Adaptabilidad</i>	0	+
<i>Comodidad</i>	0	-
<i>Replicabilidad</i>	0	-
<b>Total</b>	0	-2

Dado que el concepto de faja tiene una menor puntuación que la referencia, se prosigue a desarrollar el concepto del sujetador con tornillo. Los planos se pueden encontrar en Planos.

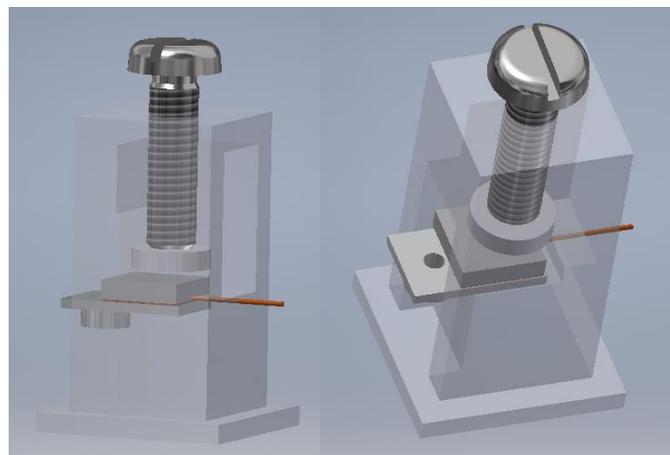


Fig. 4.6-7. Modelado en 3 de el soporte para los electrodos.

La siguiente etapa es definir el material del soporte y del tornillo. Debido a que el dispositivo es únicamente de soporte y a que el contacto entre los electrodos se va a facilitar con el gel electrolítico que se utilice en las mediciones de EIT el soporte no debe realizar ninguna fuerza aparte de la presión necesaria para que los electrodos no se muevan, esto se logra con una fuerza mínima para que el electrodo no se mueva, el mismo gel electrolítico funciona como un adhesivo para las superficies, ahora bien, en

[19] identifican que la impedancia de los electrodos de plata disminuye al aplicarse una fuerza de 4kPa en comparación con solo dejarlos colocados con el adhesivo del electrodo. Utilizando esto como referencia se seleccionará una fuerza de 4kPa. Se procede a calcular el torque requerido para lograr esta fuerza. Se tiene que la fuerza  $F$  es la fuerza que se desea aplicar en la unión, para esto, se le aplica un torque  $T$  y la fuerza que lo genera  $P$  (si se quiere bajar la carga  $P$  es negativa, si se quiere subir es positiva), el tornillo tiene un paso de  $p$  y un ángulo de filete de  $\theta$  además de la componente normal  $N$ , el coeficiente de fricción del tornillo con la rosca  $\mu$  y el diámetro de la rosca  $d_m$

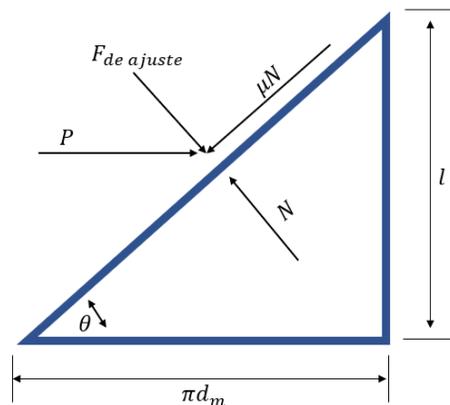


Fig. 4.6-8. Diagrama de cuerpo libre del tornillo.

Al realizar sumatoria de fuerzas en los ejes X y Y, se obtienen las siguientes ecuaciones.

$$\sum F_x = P - N \operatorname{sen}(\theta) - \mu N \cos(\theta) = 0 \quad (4.6.1)$$

$$\sum F_y = -F - N \cos(\theta) + \mu N \operatorname{sen}(\theta) = 0 \quad (4.6.2)$$

Al despejar  $P$ , descartar  $N$  debido a que no es importante en el análisis y sustituir  $\theta$  por  $l/\pi d_m$  se obtiene la siguiente relación para tornillos de rosca que no es cuadrada ya sea para subir o bajar la carga:

$$T = \frac{F \pi d_m}{2} \left( \frac{l + \mu \pi d_m \operatorname{sec}(\theta)}{\pi d_m - \mu l \operatorname{sec}(\theta)} \right) \quad (4.6.3)$$

Se elige un tornillo de acero m5x18, con un  $\theta = 30^\circ$ ,  $l=0.8$ ,  $\mu=0.74$  y un diámetro de 5mm, además, la superficie de la cara del soporte de ajuste es de 8 mm x 8 mm, por lo que la fuerza necesaria para aplicar la presión de 4kPa sería de 0.256 N, al sustituir estos valores en la ecuación se obtiene lo siguiente:

$$T = -0.002449 \text{ Nm} \quad (4.6.4)$$

Este valor indica que el tornillo baja sin esfuerzo por el orificio calculado, permitiendo tener un torque de 0 hasta el momento en que hace contacto con el electrodo. Debido a que no se desea alterar la interacción del electrodo en su estado de funcionamiento, la función del tornillo será únicamente de sujeción sencilla para asegurar la posición deseada del electrodo, si se ejerce una presión, la impedancia va a cambiar, pero dado la construcción de los electrodos presentes, si se ejerciera una fuerza, provocará que el gel electrolítico se vea desplazado por la presión de la prensa. Dado esto, el tornillo se debe ajustar con una torque menor a 0.5 Nm, asegurando que no se desplace el gel electrolítico.

A continuación, se selecciona el material para el soporte de los electrodos y se presenta una lista de los materiales más aptos para la aplicación que se pueden utilizar por medio de impresión en 3d tomando como referencia [59].

Tabla 4.6-7. Lista de materiales seleccionados para impresión 3D,

<b>Materia</b>	<b>Pros</b>	<b>Contras</b>
<b>ABS(Acrylonitrile Butadiene Styrene)</b>	Buena resistencia mecánica, altamente utilizado, se puede soldar con procesos químicos	No es biodegradable, se reduce su tamaño al entrar en contacto con el aire.
<b>PLA(ácido poliláctico)</b>	Biodegradable, fácil de imprimir.	Se deteriora en contacto con el agua.
<b>ASA (acrilonitrilo estireno acrilato)</b>	Mejor resistencia mecánica que ABS, resiste a radiación UV	Se debe tener cuidado al imprimir.
<b>Policarbonato(PC)</b>	Elevada resistencia mecánica, buenas propiedades ópticas	Absorbe humedad del ambiente.
<b>PEEK, PEKK, ULTEM</b>	Propiedades similares al metales, buena resistencia mecánica y térmica, utilizados en industria aeroespacial y médica.	Caro y no se puede imprimir en cualquier impresora 3D.

Utilizando una calificación cualitativa de las opciones, se selecciona el ASA debido a su balance entre resistencia mecánica, precio y resistencia a radiación UV, por lo que va a tener una mayor vida útil que las otras opciones. Debido a que es únicamente un dispositivo de sujeción, lo que se necesita es que los electrodos queden paralelos. El plano del dispositivo de sujeción se muestra en Planos.

#### 4.6.4 Probetas

Para la realización de las mediciones y validación del dispositivo se tienen diferentes opciones por considerar. Debido a que los electrodos utilizados en EIT se modelan junto con el gel electrolítico que van

a utilizar es necesario tomar esto en consideración al momento de medir la impedancia del electrodo, de otro modo, la medición no tendrá un punto de comparación con lo encontrado en la literatura.

Aclarado esto, se plantean dos opciones de medición las cuales se llevarán a cabo dependiendo de la disponibilidad. La primera opción es utilizar el electrodo junto con el electrodo de pruebas y en medio colocar el gel electrolítico para asegurar el contacto y además simular las condiciones uso.

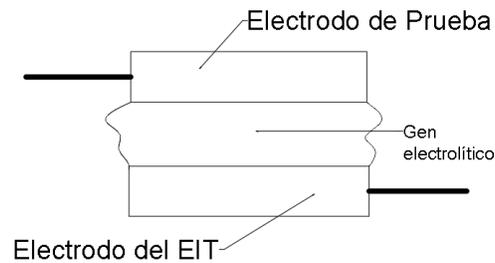


Fig. 4.6-9. Acomodo de electrodos con gel electrolítico.

La siguiente opción planteada es reconstruir modelos equivalentes planteados en [16]. Tomando como referencia los datos de la Tabla 2.1-3 y sabiendo que el área conductora planteada es de  $8\text{mm} \times 8\text{mm}$ , se obtienen los siguientes valores.

Tabla 4.6-8. Valores del sistema equivalente de dos electrodos.

Material	Rd (k $\Omega$ )	Cd (nF)	Rs ( $\Omega$ )
Ag/AgCl	138.12	12.096	255.808
Acero inoxidable	1363.83	2.208	77.504

Teniendo una idea de las magnitudes de las resistencias se pueden plantear sistemas con resistencias y capacitancias similares y manteniendo la forma planteada en la Fig. 2.1-5. Modelo equivalente de electrodo obtenido de [16].Fig. 2.1-5 y Fig. 4.4-2. Para la realización de pruebas se simularon ambos electrodos en Proteus de la siguiente forma.

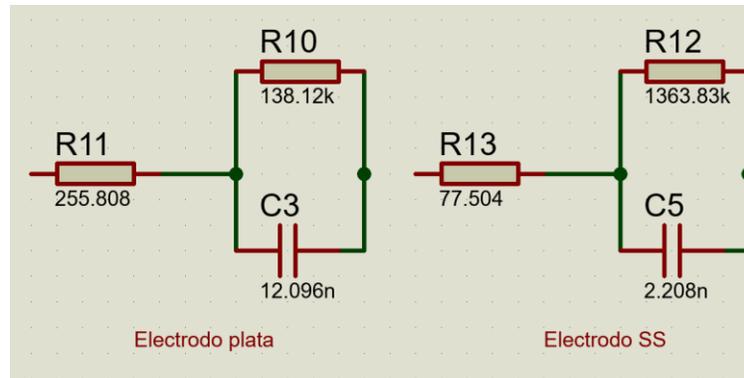


Fig. 4.6-10. Electrodos de plata y SS.

En orden de replicar el modelo equivalente de cada electrodo es necesario construir al menos una réplica de cada electrodo que tenga valores similares, lo importante no es la precisión de la réplica sino sus magnitudes, las cuales deben estar en la misma escala para poner a prueba el banco de pruebas y verificar si el valor medido describe el comportamiento de la impedancia en el circuito. Para la construcción de estos electrodos, se proponen los siguientes valores de resistencia y se comparan con el equivalente de cada modelo. A los componentes utilizados para elaborar el electrodo simulado cuyo valor ideal de resistencias y capacitores sean conseguibles comercialmente se le llama réplica y al valor real de dichos componentes medidos se le llama probeta.

Tabla 4.6-9. Valores para la réplica de electrodos.

<b>Material</b>	<b>Rd (kΩ)</b>	<b>Cd (nF)</b>	<b>Rs (Ω)</b>
<b>Ag/AgCl</b>	138.12	12.096	255.808
<b>Réplica Ag/AgCl</b>	130	12	220
<b>Probeta Ag/AgCl</b>	<b><math>R_{g Ag}</math></b>	<b><math>C_{Ag}</math></b>	<b><math>R_{E Ag}</math></b>
<b>Acero inoxidable (SS)</b>	1363.83	2.208	77.504
<b>Réplica SS</b>	1360	2.2	100
<b>Probeta SS</b>	<b><math>R_{g SS}</math></b>	<b><math>C_{SS}</math></b>	<b><math>R_{E SS}</math></b>

La impedancia esperada de estos electrodos equivalentes o réplicas para diferentes frecuencias se muestra a continuación. A continuación se muestra el valor simulado obtenido para la impedancia de ambas probetas a diferentes frecuencias.

Tabla 4.6-10. Impedancia calculada de probetas a diferentes frecuencias

<b>Réplica Ag/AgCl</b>			<b>Réplica SS</b>		
<b>F (Hz)</b>	<b> Z (Ω)</b>	<b>Ang (°)</b>	<b>F (Hz)</b>	<b> Z (Ω)</b>	<b>Ang (°)</b>
<b>10</b>	129598.93	-2.79	10	949592.87	-45.71
<b>100</b>	92996.70	-22.17	100	132012.65	-84.39
<b>250</b>	49202.56	-33.78	250	53015.32	-87.66
<b>500</b>	26035.17	-39.00	500	26522.92	-88.67
<b>1000</b>	13218.56	-41.61	1000	13263.63	-89.01

## 4.7 CIRCUITO DE MEDICIÓN

Una vez seleccionados el dispositivo central y el ADC es importante definir la forma del circuito de medición y cómo va a estar compuesto. A continuación se presenta un diagrama de bloques de los elementos que conforman la solución planteada.

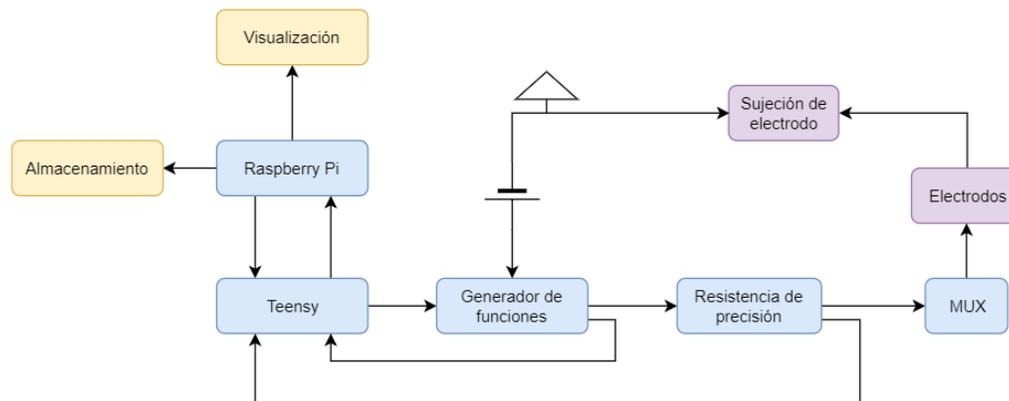


Fig. 4.7-1. Diagrama de los componentes de la solución.

Para la medición se sigue con el diagrama presentado anteriormente, donde se muestra la composición del banco de pruebas como tal. Se mide con el Teensy y luego se envían esos datos a la Raspberry Pi (RPi) donde se realiza la etapa de procesamiento, análisis y generación del reporte. Es muy importante tener en cuenta consideraciones de ruido para evitar que se encuentre algún ruido que afecte gravemente la medición, para esto es importante que la tierra tenga un flujo adecuado, a bajas frecuencias el circuito se cierra por la distancia más corta, a altas frecuencias por donde haya menor impedancia, por lo que si se colocan capacitores en las tierras se bloqueará el flujo de la señal provocando que se sature y que la única salida para el ruido de baja frecuencia sea por medio del circuito mismo, además para prevenir ruidos indeseados se van a mantener separadas las referencias, se colocará un capacitor en la tierra analógica del Teensy para filtrar los ruidos de alta frecuencia y suavizar la señal generada por este [33].

Ahora bien, como se indica en la Fig. 4.7-1 las mediciones se van a tomar antes y después de la resistencia de precisión para esto es necesario evitar que la señal original sea alterada por el hecho de medirla, es por esto que se necesita una elevada impedancia en el punto de medición. La ventaja de usar un microcontrolador como el Teensy para la medición es que no hay que preocuparse por colocar seguidores en cada punto de medición.

Debido a que la señal se genera y se mide con el Teensy se va a medir la señal de entrada y la señal previa al MUX. La primera para corroborar la señal de salida del generador y la segunda para conocer el comportamiento de la carga. Se podrían colocar 16 salidas a medir directamente en cada salida del MUX,

pero esto implicaría más cables, más entradas habilitadas del microcontrolador y más puntos de ruido. En la página del fabricante del microcontrolador se indica que la mayor resolución que puede dar es de entre 13 a 16 bits con dos entradas, ahora al aumentar la cantidad de entradas disminuye la resolución, lo que implica un mayor riesgo de perder información. Priorizando la calidad de información, se eligen solo dos puntos de medición.

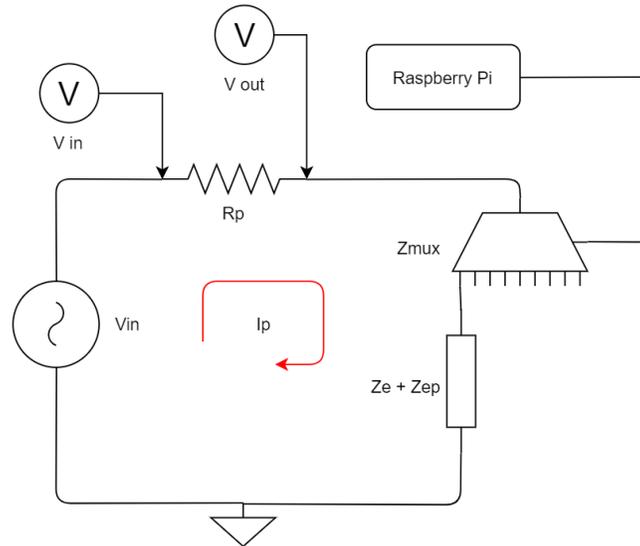


Fig. 4.7-2. Circuito sencillo de medición.

El primer paso para realizar la medición es realizar las conexiones apropiadas para armar el circuito deseado, para esto se dará un vistazo a la distribución de pines de la RPi y del Teensy.

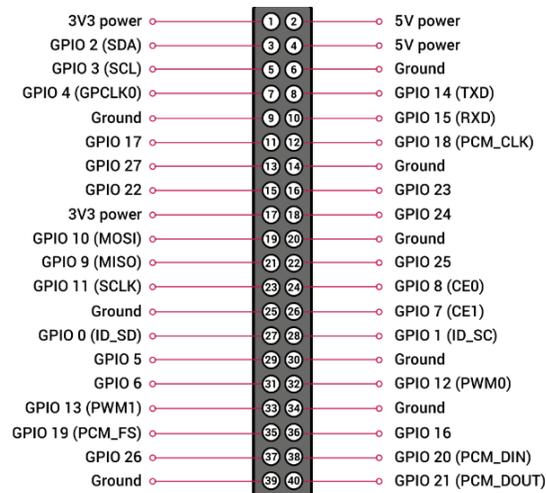


Fig. 4.7-3. Distribución de pines de Raspberry Pi 4. Obtenido de [www.raspberrypi.org](http://www.raspberrypi.org).

La RPi 4 cuenta con 26 pines configurables como entrada o salida, 2 pines de 3.3V y 2 de 5V, además de esto cuenta con 8 pines de Ground. El multiplexor CD74HC4067 de acuerdo con su hoja de datos [60] cuenta con 16 canales, por lo tanto 16 pines destinados a la salida y un pin destinado a la entrada, además de esto cuenta con 4 pines de control, para indicar cuál canal se quiere habilitar, un pin de Enable, uno de alimentación y otro de ground. Esto implica que se requieren 4 salidas GPIO de la RPi para el control, el enable y ground van unidos por lo que solo requiere una salida de ground y una salida de alimentación, dado que la RPi cuenta solo con 3.3V o 5 V, al revisar la hoja de datos indica que a 4,5V su impedancia es de  $70\Omega$  y a 6V su impedancia es de  $60\Omega$ , por lo que haciendo una aproximación a 5V se espera tener una impedancia de  $67.778\Omega$ . Haciendo un recuento, se requiere de 6 pines de la RPi. Para conectar la RPi con el Teensy se plantea utilizar comunicación serial por USB, esto se abordará más a profundidad más adelante. Se plantea a continuación la distribución de pines seleccionados.

Tabla 4.7-1. Selección de pines de RPi.

<b>Pin RPi</b>	<b>GPIO</b>	<b>Función</b>
<b>4</b>	-	V+ para mux
<b>39</b>	-	Ground
<b>37</b>	26	S0
<b>35</b>	19	S1
<b>33</b>	13	S2
<b>31</b>	6	S3
<b>USB</b>	-	Comunicación con Teensy

Una vez especificada la distribución de pines por utilizar para controlar el MUX se abordará la distribución de pines del Teensy para indicar cuáles serán los pines empleados en el circuito.

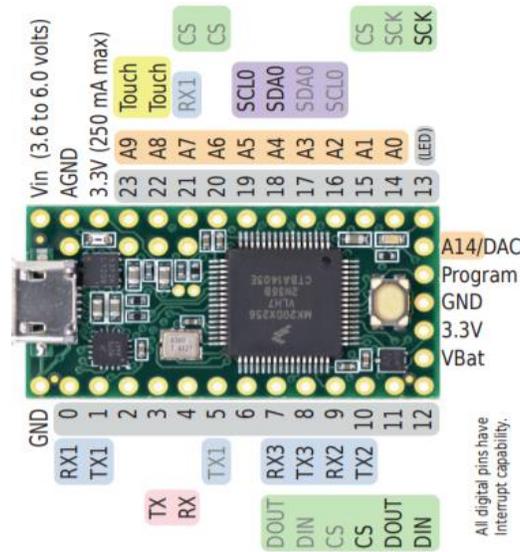


Fig. 4.7-4. Distribución de pines de Teensy. Obtenida de [www.pjrc.com](http://www.pjrc.com).

El Teensy cuenta con una basta cantidad de pines analógicos y digitales, pero solo cuenta con una tierra, referencia analógica o Analog Ground y 1 pin de DAC que permite generar una señal analógica cuyos valores estén entre 0 y 3.3 V. Se requieren dos pines analógicos para medir la señal en dos puntos, antes y después de la resistencia de precisión, por lo que se plantea la siguiente distribución de pines.

Tabla 4.7-2. Selección de pines de Teensy.

Pin Teensy	Función
A14/DAC	Generador de señales/Fuente
A0	Medición antes de la resistencia
A1	Medición después de la resistencia
AGND	Tierra para el circuito
GND	Tierra compartida para el MUX

A continuación se presenta un bosquejo de conexión del circuito de medición, se aprecian los pines de salida del Teensy y de la RPi junto con la resistencia de precisión, el mux y la carga.

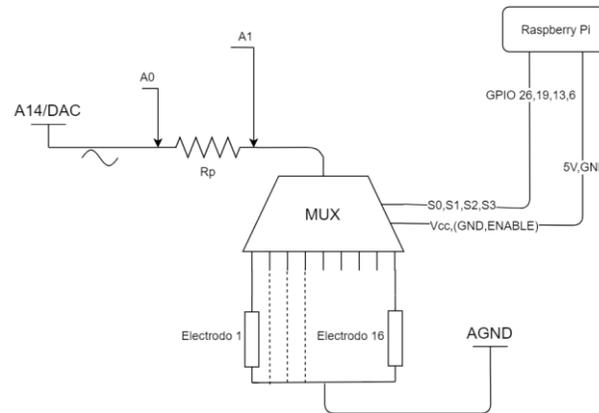


Fig. 4.7-5. Bosquejo de conexión de circuito de medición.

### 4.7.1 Consideraciones de ruido

El diagrama de conexión se muestra en Planos. En el AGND del Teensy se coloca un capacitor de 100  $\mu\text{F}$  para suavizar la señal transmitida por el Teensy y de paso la señal generada por la RPi [33]. Se utiliza la conexión a tierra single-point o a un mismo punto, la cual es la recomendada por Ott para bajas frecuencias. También, se interconectan las referencias digitales de la RPi y del Teensy, dado que ambos dispositivos operan a 3.3V servirá para proveer una mejor conexión al proveer más opciones para que se disipe el ruido digital en el Teensy.

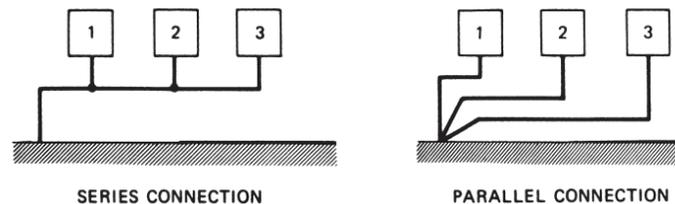


Fig. 4.7-6. Tipos de conexión a tierra single-pont, en serie y en paralelo[33].

En este caso, se utilizará la conexión en serie dado que se cuenta con una única entrada de referencia. La RPi tiene una serie de pines macho los cuales vienen acompañados de cables tipo hembra macho para conectarlos en protoboards usualmente se utilizan cables tipo ribbon para generar la transferencia de datos entre la RPi y lo que se desee comunicar en [33] se indica que para la transmisión de información, el cable ribbon o tipo cinta puede generar ruido, por lo que se aconseja utilizar cables que no estén agrupados o cables coaxiales. En caso de utilizar cable de tipo cinta, se presentan las siguientes configuraciones de ground.

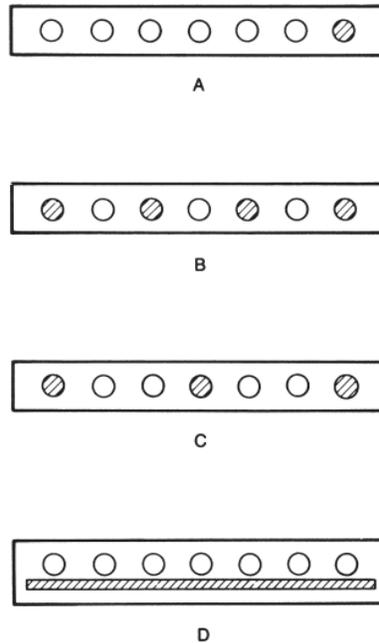


Fig. 4.7-7. Configuraciones de cable ribbon[33].

Las configuraciones más recomendadas son las configuraciones B y D. El problema con la comunicación tipo B es que es más costoso en términos de cables y puertos utilizados. Ahora bien la comunicación entre la RPi y el Teensy se da por USB, estos cables se utilizarán únicamente para indicarle al MUX cual salida habilitar, la frecuencia de cambio de esta señal será menor a 1 Hz, debido a que se realizan varias mediciones para cada electrodo antes de pasar al siguiente, debido a que la información a ser enviada no es sensible, se utilizará la opción más sencilla en término de implementación, la cual es la opción A.

En cuanto a los electrodos o probetas que se vayan a conectar se van a colocar dos tipos de conectores disponibles, los pin headers y terminales atornillables. Se consola ambos tipos para permitir la fácil conexión de distintos electrodos con diferentes cableados, además, las terminales atornillables vienen a evitar que haya ruido ocasionado por el movimiento del cable cosa que con los pin headers es más fácil que suceda.

Para obtener el valor de la relación SNR del circuito lo primero que se va a hacer será medir el circuito con el generador de funciones conectado pero sin generar una señal, esto es  $V_{in} = 0 V$ , con esto se mide la presencia del ruido en el circuito. Se toma la amplitud del ruido  $A_{ruido}$  y la amplitud de la señal senoidal generada  $A_{señal}$  quedando la siguiente ecuación.

$$SNR = 20 \log \left( \frac{A_{señal}}{A_{ruido}} \right) \quad (4.7.1)$$

## 4.7.2 Cálculo de impedancia de carga

El circuito por medir será un divisor de tensión, con la resistencia de conocida  $R_p$ , y la impedancia de carga  $Z_c$  que será la suma de  $Z_{mux}$  (impedancia del multiplexor),  $Z_e$  (Impedancia del electrodo) y  $Z_{ep}$  (Impedancia electrodo de prueba) además de las pérdidas de línea por cables que irán incluidas en  $Z_{mux}$ . Aplicando teoría de circuitos, más precisamente la ley de tensiones de Kirchhoff [45] se tiene la siguiente malla donde  $I_p$  es la corriente que circula por el circuito y  $V_{in}$  es la tensión de entrada dada por el generador de funciones:

$$V_{in} = R_p I_p + Z_c I_p = R_p I_p + Z_{mux} I_p + (Z_e + Z_{ep}) I_p \quad (4.7.2)$$

El valor de  $R_p$  se da por conocido y se seleccionará de manera experimental, en la hoja de datos del multiplexor se indica que tiene una resistencia de  $70 \Omega$  a  $4.5V$ , por lo que primero se deberá realizar una medición con el multiplexor cortocircuitando su salida con la tierra, de esta forma se tendrá la siguiente malla:

$$V_{in} = R_p I_p + Z_{mux} I_p \quad (4.7.3)$$

Debido a que se conoce el valor de  $R_p$  se puede calcular el valor de  $Z_{mux}$  para cada canal del multiplexor. Como se puede apreciar en la Fig. 4.7-2 se tienen dos puntos de medición conectados al circuito, uno para medir el valor de voltaje la señal generada  $V_{in}$  y otro para medir el la caída de tensión dada después de la resistencia de precisión  $R_p$ ,  $V_{out}$ . Este segundo valor de tensión se puede expresar como la caída de tensión en la carga por lo que se puede expresar de la siguiente manera:

$$V_{out} = Z_c I_p \quad (4.7.4)$$

Con esto se procede a sustituir (4.7.4) en (4.7.2), quedando como única incógnita la corriente  $I_p$  por lo que se procede a despejar para obtener dicho incógnita.

$$V_{in} = R_p I_p + V_{out} \quad (4.7.5)$$

$$I_p = \frac{V_{in} - V_{out}}{R_p} \quad (4.7.6)$$

Con este valor conocido, se procede a sustituir en la (4.7.4) y despejando la impedancia de la carga queda:

$$V_{out} = Z_c * \frac{V_{in} - V_{out}}{R_p} \quad (4.7.7)$$

$$Z_c = \frac{V_{out} R_p}{V_{in} - V_{out}} \quad (4.7.8)$$

Con esto la impedancia de la carga queda en términos de variables conocidas por lo que al realizar las mediciones se puede calcular. Una vez conocida la impedancia de la carga se vuelve a realizar este mismo procedimiento pero sin los electrodos conectados. Se toman ambas impedancias de carga y se obtiene el valor de la impedancia de los electrodos y de los electrodos de prueba, dado que se construyeron los electrodos de prueba de forma tal que tuvieran la menor resistencia y esta es menor a  $1\Omega$ , se considerará despreciable, por lo que el resultado final se considerará el valor de la impedancia del electrodo.

### 4.7.3 Filtrado

El rango de operación del sistema va de 10 Hz a 500 Hz, considerado como baja frecuencia. En este rango pueden haber diversos tipos de ruido. Además se desea medir su comportamiento en DC, por esto se incluirá un offset en la señal.

Para filtrar la señal de alta frecuencia se utilizará un filtro pasa bajas, en este caso la implementación se dará a nivel de software con un filtro de media para reducir la variabilidad y el error aleatorio, esto reducirá la sensibilidad del sistema, pero permitirá obtener resultados más uniformes.

Para reducir posibles efectos de ruido transitorio se deja un tiempo considerable entre cada prueba. Este tiempo puede ser entre 1 periodos de la menor frecuencia hasta 15, para poder decidir se realizan pruebas y se determina un balance. La menor frecuencia es de 10 Hz, por lo tanto el tiempo de espera entre cada medición va desde 0.1 s hasta 1.5 s.

Es necesario considerar el ruido propio del Teensy, es por esto que antes de cada medición se debe corroborar el ruido del sistema para poder eliminarse de la señal medida. Esto también se utilizará para obtener la relación SNR.

Otro factor importante que puede inducir a ruido o errores es al medir, generar la señal y comunicar los datos. Si esto se realiza de manera simultánea el microcontrolador se va a atrasar esperando a que la transmisión de información sea la adecuada y en ese instante la medición y la generación de la señal se verá afectada. Por esto se debe separar en etapa de toma de datos o medición y etapa de comunicación. Primero se genera la onda con la frecuencia deseada y luego se mide, el valor medido se guarda, una vez concretado un periodo estimado de medición o un número considerable de muestras se procede a enviarse.

### 4.7.4 Subsistema generación de reportes y diagnóstico

Debido a que el procesamiento y análisis se lleva a cabo en la Raspberry Pi, esta misma se va a encargar de generar un reporte con todos los datos importantes para diagnosticar los electrodos, dicho reporte se va a guardar en formato “.xlsx” de tal modo que pueda abrirse en Windows y Linux por medio de Excel o LibreOffice Calc, además se generarán gráficas que si el usuario desea puede almacenar para su posterior análisis.

La ventaja de la Raspberry Pi es que se puede tener acceso por medio de diversos métodos, desde línea de comandos, escritorio remoto o pantalla integrada. Por conveniencia se trabaja en escritorio remoto, para tener mayor facilidad al momento de realizar diferentes tareas.

Para la etapa de diagnóstico se facilitará toda la información necesaria para poder seleccionar los electrodos equivalentes con criterio. Esta información está dividida en 3 páginas:

- **Medición:** Recopila la información importante obtenida producto de cada medición
- **Varabilidad:** Recopila los valores medios de las repeticiones solicitadas para cada electrodo en cada frecuencia junto con la desviación estándar asociada.
- **Calibración:** Se muestran los valores medidos de la medición de calibración generada para calcular el punto cero del sistema.

A continuación se muestran los encabezados que describen la información contenida en cada página.

#### **Página 1: Medición**

Repetición	Electrodo	Frecuencia (Hz)	SNR (dB)	Impedancia ( $\Omega$ )	Fase( $^{\circ}$ )
------------	-----------	-----------------	----------	-------------------------	--------------------

#### **Página 2: Variabilidad**

Electrodo	Frecuencia (Hz)	Impedancia ( $\Omega$ )	D.E de impedancia	Fase( $^{\circ}$ )	D.E. de Fase	SNR (dB)	D.E. de SNR
-----------	-----------------	-------------------------	-------------------	--------------------	--------------	----------	-------------

#### **Página 3: Calibración**

Repetición	Electrodo	Frecuencia (Hz)	SNR (dB)	Impedancia ( $\Omega$ )	Fase( $^{\circ}$ )
------------	-----------	-----------------	----------	-------------------------	--------------------

## 4.8 MEDICIÓN

Ya se mencionó que se va a utilizar una señal senoidal para calcular la impedancia de los electrodos, la amplitud de esta señal está limitada a la capacidad del Teensy de generar una señal senoidal funcional. El rango de tensión de salida del Teensy va de 0 V a 3.3V, pero al ponerlo a prueba su máximo valor de salida es de aproximadamente 3.1 V, debido a esto se va a tomar como rango operacional de 0.1V a 3V.

En cuanto a la tasa de muestreo, idealmente podría ser de más de 30kHz, pero debido a que el microcontrolador está realizando diferentes tareas dicha frecuencia se ve afectada. Al realizar pruebas para verificar la frecuencia de muestreo del Teensy mientras genera la señal, toma las dos mediciones y almacena dichos datos la frecuencia de muestreo desciende a aproximadamente 10.4 kHz.

En cuanto a la resistencia de precisión, se van a probar de diversos valores para corroborar el funcionamiento del sistema y se seleccionará la que genere una menor variabilidad. Los valores de resistencia seleccionados son 10Ω, 50Ω, 100Ω, 200Ω, 100kΩ, 220kΩ y 340 kΩ. Los valores menores a 100kΩ son para realizar pruebas de concepto del sistema de medición y los otros son para realizar pruebas con los electrodos.

### 4.8.1 Conexión del circuito

Una vez diseñado el circuito se procede a armarlo y soldar sus componentes, se dejan los componentes delicados tales como el MUX y el Teensy sobre pin headers para facilitar su intercambiabilidad y mantenimiento. También se coloca sobre pines la resistencia de precisión para facilitar la realización de pruebas.

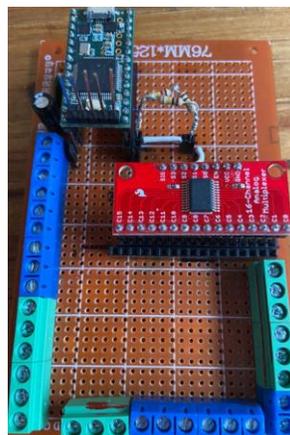


Fig. 4.8-1. Circuito del banco de pruebas ensamblado.

El circuito construido sobre la placa perforada tiene dimensiones de 76 mm x 125 mm, lo que cumple con las condiciones de tamaño planteadas en especificaciones. En cuanto al tiempo de vida de la Raspberry, el

MUX y el Teensy, si se operan bajo condiciones óptimas de humedad, sin golpes sobre la circuitería y sin aplicar tensiones que excedan la capacidad nominal de los sistemas, tal y como se diseñó, el tiempo de vida del dispositivo funcional es de 1 a 2 años.

#### 4.8.1.1 Construcción de electrodos de prueba y probetas

Dado que no es el enfoque para la solución planteada sino únicamente para las mediciones, el proceso de construcción se describirá brevemente. Primero se construyen los EP, haciendo una superficie de 8mm de arista, se limpia su superficie con alcohol, una vez secada y limpiada la superficie del material conductor que es la cinta de cobre se procede a soldarla con el cable y luego sobre la cara con soldadura se adhiere con silicón frío el material de soporte EVA.

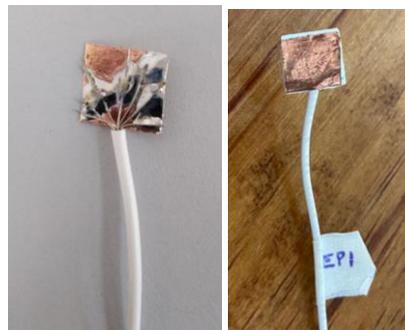


Fig. 4.8-2. Electrodos de prueba contruidos para la realización de pruebas.

Para el caso de las probetas, el proceso de elaboración fue más sencillo, dado que una vez seleccionados los valores de resistencia y capacitor se soldaron de forma que tuvieran la misma conexión mostrada en Fig. 4.6-10, se soldaron los extremos a cable y se cubrió su superficie con material termo contraíble para evitar que hubieran contactos indeseados quedando de la siguiente forma.

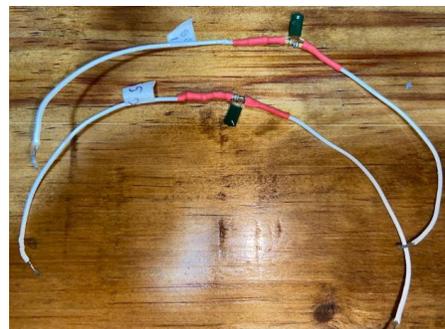


Fig. 4.8-3. Foto de las probetas SS1 y SS2.

Debido a que el laboratorio por el momento no tiene interés en electrodos de plata, se realizarán pruebas únicamente con las probetas de acero (SS), debido a que su comportamiento puede dar un indicio del comportamiento esperable de los electrodos que desean manufacturar de acero.

## 4.8.2 Comunicación

La siguiente tarea es establecer una comunicación clara y estable entre la RPi y el Teensy, ambos dispositivos cuentan con diversos métodos para intercambiar información. La RPi cuenta con 4 puertos USB, por lo que se puede conectar el Teensy directamente. Para esto, una vez instalado el sistema operativo en la RPi, actualizarla e instalar los drivers necesarios, se instala Arduino IDLE y luego se procede a instalar Teensyduino, la plataforma para programar el Teensy desde Arduino IDLE [61]. Como es bien sabido, Arduino utiliza el lenguaje de programación C++ y permite el envío de datos al ordenador al que se encuentre conectado por medio del puerto serial, esto indica que la información se transmite por USB al dispositivo. El teensy envía un dato de tiempo y dos de voltaje, para que la comunicación sea exitosa ambas dispositivos deben estar configurados para leer y escribir en el puerto serial a la misma velocidad, medida en Baudios. Para establecer la comunicación, primero se genera un objeto que hace referencia al puerto serial e inmediatamente se inicia la comunicación, luego referenciando a dicho objeto se puede cerrar el puerto o comunicación.

```
ser = serial.Serial('/dev/ttyACM0', baud, 8, 'N', timeout=1)
```

```
ser.close()
```

En caso de querer leer o escribir en el puerto, se utilizan las siguientes funciones. El dato enviado y recibido es tipo String, lo cual es una cadena de caracteres. Por lo que si se desean enviar números o varios datos, deben colocarse separadores tales como comas, puntos o barras inclinadas y luego tomar los datos separados y convertirlos a su respectivo tipo de dato.

```
ser.write()
```

```
ser.readline()
```

A continuación se muestra un diagrama de flujo que describe las instrucciones para la medición.

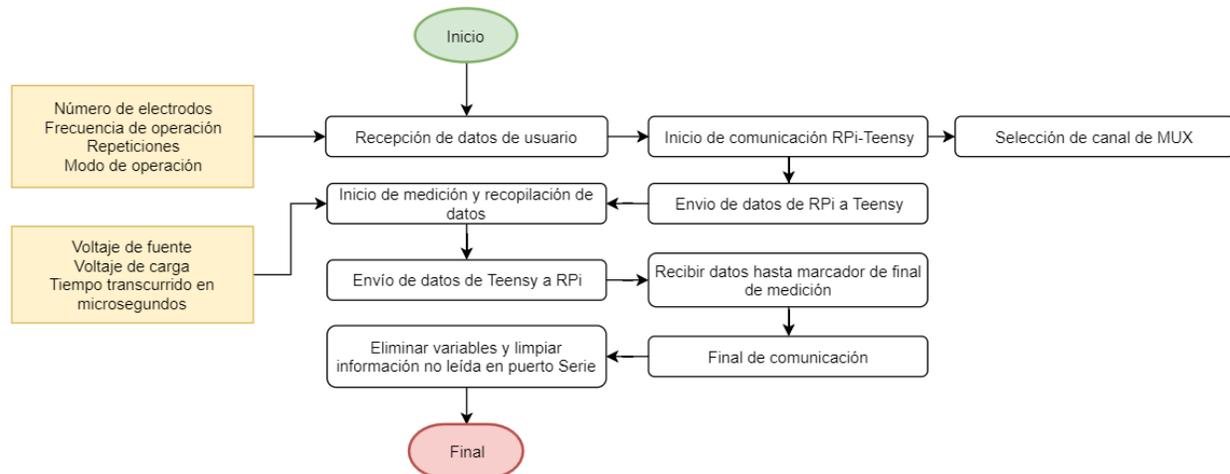


Fig. 4.8-4. Diagrama de flujo de la comunicación y medición.

Una vez se reciben ciertos datos del usuario, la RPi envía la frecuencia de operación al Teensy como señal de inicio del proceso de medición, anterior a esto la RPi envía la señal correspondiente al mux para habilitar el canal conectado al electrodo que se desea medir.

Al iniciar el proceso de medición el Teensy genera una señal con una amplitud de 0.6 V y un offset de 0.7 V, esto debido a que el DAC no puede generar tensiones negativas, entonces se debe generar la señal con un offset.

Una vez generada la señal, se toma la medición en A0, A1 y se almacenan en listas separadas, también se almacena el tiempo en microsegundos en el que se realizó la medición. Los datos se envían en formato de número entero, por lo que se envía en su valor raw o crudo, este es el valor mismo dado por el Teensy a la salida del ADC. El proceso de medición se repite N veces dependiendo de la frecuencia de muestreo, se almacenan los 3 valores como texto y luego se envían, el proceso de envío se repite al menos N+5 veces, lo que implica que 5 mediciones irán en 0, esto se toma como señal de que la medición se ha terminado y se cierra la comunicación.

### 4.8.3 Generación de señal

El pin de DAC del Teensy puede generar diversos tipos de señal a diferentes frecuencia, esto es de gran utilidad para medir el comportamiento de la impedancia de la carga al variar las condiciones. Cuando se calcula el SNR, se debe también presentar la opción para no generar ninguna señal y poder realizar mediciones, para esto se envía un número seleccionado arbitrariamente al Teensy, este cuando reciba ese valor en específico no generará ninguna señal en el DAC, tomará las mediciones y las enviará a la RPi.

Para conocer la máxima frecuencia que a la que puede generar la señal senoidal el Teensy se revisaron diferentes páginas que decían que la máxima frecuencia era entre 2 y 3kHz, debido a esto se decidió realizar una prueba sencilla con el osciloscopio para verificarlo. A continuación las señales captadas por el osciloscopio.

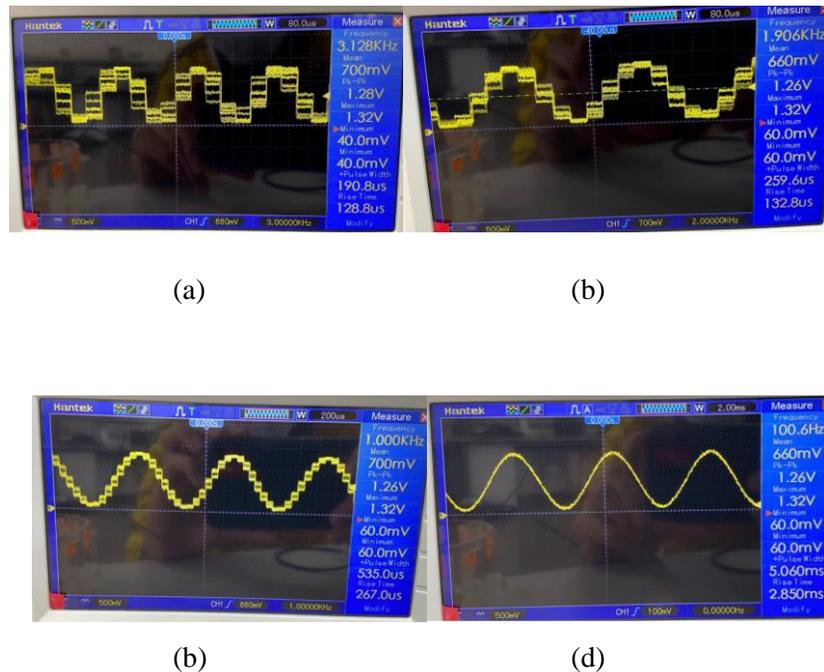


Fig. 4.8-5. Señal senoidal generada con el Teensy a: (a) 3kHz, (b) 2kHz, (c) 1kHz y (d) 100Hz.

Como se puede apreciar la señal a 3kHz está bastante distorsionada, la señal a 2 kHz se ve un poco mejor, pero aun así tiene una elevada componente de ruido, la última señal a 1kHz se aprecia mejor, por último, la señal a 100 Hz, se puede ver con un poco de ruido, pero el componente fundamental es bastante claro. La señal se genera con una resolución de 12 bits y se mide con una resolución de 16 bits lo que significa que se tiene una resolución de  $50.4 \mu\text{V}$  en la medición y de  $805 \mu\text{V}$  en la generación.

Debido al limitado rango de frecuencia a la que se puede generar la señal senoidal, la máxima frecuencia a la que se va a poner a funcionar el sistema será a 2kHz y como el valor enviado al Teensy para generar la señal no superará los 2kHz, se toma un valor mayor a este para indicar que debe medir el ruido del sistema, el número seleccionado es 7777.

Para la reconstrucción de la señal se toman los datos enviados por el Teensy y se almacenan en una matriz de  $N \times 3$  donde  $N$  es la cantidad de datos medidos que son diferentes de 0. Los datos se cambian de formato entero a flotante, dividiendo el tiempo entre 1.000 000 y multiplicando las mediciones de tensión entre  $3.3/65535$ . Después de esto se estima el delta de tiempo entre cada muestra ( $dT$ ), y se normaliza la

tasa de muestreo de la señal asignándole a cada variable en una posición  $n$  (donde  $n$  va de 0 a  $N$ ) un valor temporal de  $n * dT$ .

El periodo durante el cual se va a muestrear la señal debe poder abarcar sin inconvenientes la mínima frecuencia (10Hz) a la máxima (2kHz), para esto se selecciona el equivalente a dos periodos de la mínima señal, lo que serían 0.2 s, realizando el cálculo aproximado, esto serían aproximadamente 2041, Para evitar inconvenientes en caso de que la frecuencia de muestreo se afectada por algún factor externo se va a muestrear un 40% más, esto serían aproximadamente 2900 muestras, debido a que número de muestras es un factor que beneficia a la medición no hay inconveniente sobre el procesado de la información, pero sí puede haber una ralentización indeseada al saturar la memoria del Teensy, es por esto que no se tomará una cantidad mucho mayor de muestras.

#### 4.8.4 Procesado y análisis

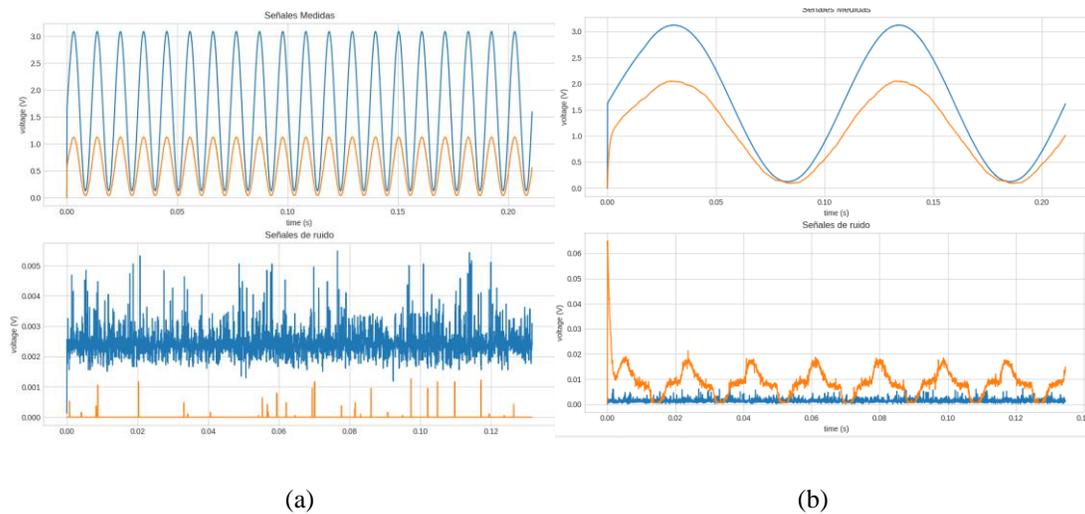


Fig. 4.8-6. Señal medida y de ruido en V1(azul) y V2(anaranjado).

Se puede apreciar en la Fig. 4.8-6 las señales recopiladas en la etapa de medición, por lo que a la etapa de procesado llegan 2 matrices de  $N \times 3$ , una para la señal de ruido y otra para la señal senoidal medida. En la figura (a) se muestra la respuesta del circuito en la etapa de prueba de concepto y en la figura (b) en la etapa de medición. A los datos no se les aplica ningún filtro ni tratamiento de datos para permitir ampliar el análisis de la información obtenida en la medición.

En cuanto a la unión de referencias digitales y analógicas se hace para disminuir el ruido presente. Debido a que de forma experimental logró mejorar la calidad de la señal y aumentar la relación SNR en 10 dB al hacerlo.

Además otra consideración adicional es la adición del capacitor equivalente de  $0.99 \mu\text{F}$  en la referencia analógica, esto se hace como se mencionó para suavizar la señal generada por el Teensy, pero además mejoró la señal entre 5 a 10 dB, permitiendo alcanzar valores de SNR de hasta 40 dB.

#### 4.8.5 Extracción de información

Recopilada la información se procede a extraer de estas la información necesaria para generar el diagnóstico sobre los electrodos. Para representar el proceso realizado se muestra el siguiente diagrama de bloques resumiendo el proceso llevado a cabo.

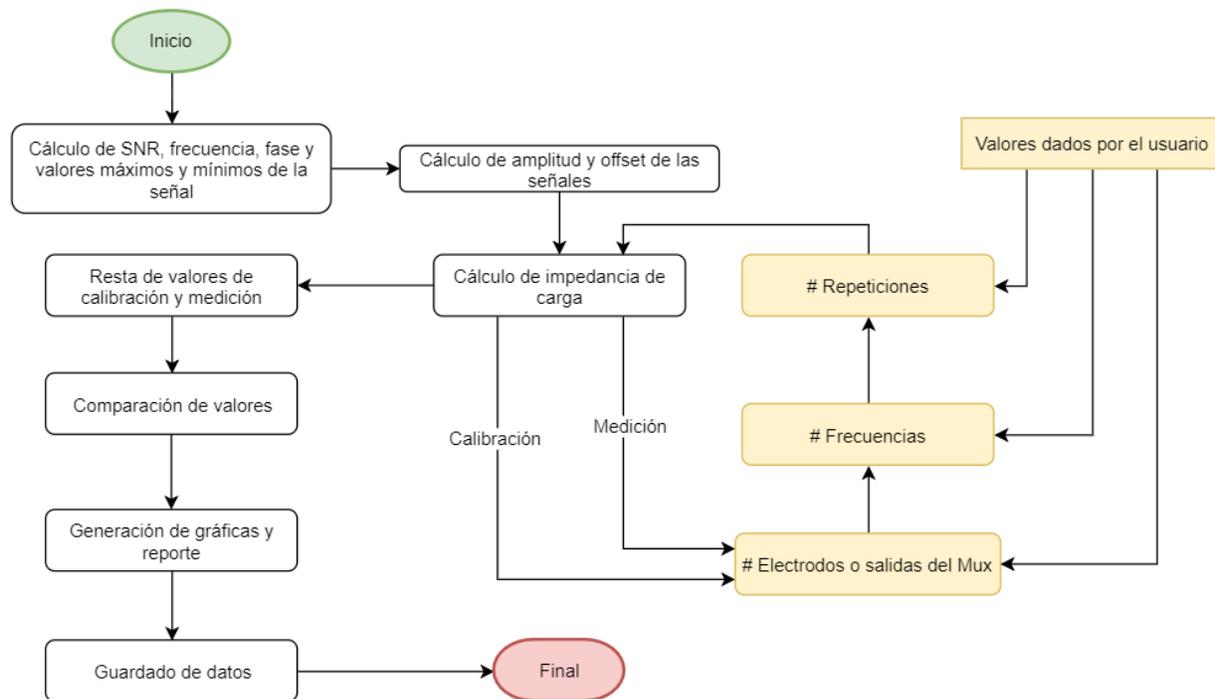


Fig. 4.8-7. Diagrama de bloques del proceso de medición y análisis.

El procesamiento y análisis se describe en la Fig. 4.8-7 se explica a continuación:

1. Se obtienen los valores necesarios para obtener la impedancia.
2. Se calcula la impedancia.
3. Si el sistema se desea calibrar, se coloca antes de realizar la medición el multiplexor sin los electrodos y luego en la medición se colocan los electrodos.
4. Se repite el proceso de medición la cantidad de veces como el usuario lo solicite tanto para la medición como para la calibración, luego el valor calculado para cada caso se promedia y se almacena su valor promediado y su desviación estándar.

5. Se realiza el proceso de medición para la cantidad de frecuencias indicadas.
6. Se realiza el proceso de medición para el número de electrodos indicado.
7. Se tabulan los datos agrupándolos por número de electrodo y frecuencia a la que realizó la medición.
8. Se genera un reporte y gráficas para facilitar el diagnóstico por parte del usuario.

El primer dato obtenido de los datos medidos es el valor máximo y mínimo de la señal, para esto, se divide la información en dos partes debido a que a 10 Hz solo caben dos periodos de la señal. Los valores obtenidos se promedian y se obtiene un valor máximo y mínimo para cada señal.

$$Amplitud = \frac{(V_{max} - V_{min})}{2} = V_{rms} \sqrt{2} \quad (4.8.1)$$

$$Offset = Amplitud + V_{min} = V_{medio} \quad (4.8.2)$$

Dado que el Teensy no es capaz de generar señales negativas, se genera la señal senoidal con un offset el cual se obtiene al calcular el valor medio de los datos medidos. Debido a que el análisis fasorial explicado en la descripción matemática de la solución es solo para señales senoidales y puramente AC, es necesario restar la componente DC y normalizar la señal para que se pueda obtener la fase y frecuencia de la señal de forma apropiada, para esto se toma la señal y se normaliza de la siguiente manera.

$$V_{norm} = \frac{V_{medida} - Offset}{Amplitud} \quad (4.8.3)$$

Con la señal normalizada se procede a obtener la frecuencia, debido a que ambas señales deben tener la misma frecuencia, se obtiene la frecuencia de la señal por medio de FFT para corroborar que la señal generada sea correcta y que la medición se haya realizado adecuadamente, si la frecuencia difiere en más de un 10% de la que debería ser o si el valor de frecuencia es de cero o menor y la señal solicitada es AC se vuelve a realizar la medición. La biblioteca *scypi* tiene un módulo para el cálculo de la transformada rápida de Fourier dicho módulo se llama *fft*. Utilizando varias funciones de esta biblioteca se obtiene la frecuencia de la señal, luego se ordena y se gráfica para corroboración visual del resultado del procedimiento. Una vez corroborado, el algoritmo obtiene el valor de la frecuencia dominante de la señal.

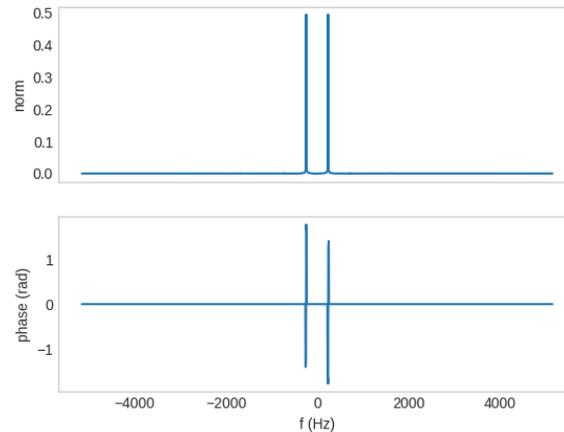


Fig. 4.8-8. Gráfica de transformada FFT de una señal senoidal.

Luego de esto, se obtiene el desfase de las señales por medio de la transformada de Hilbert, dicha transformada se puede encontrar en la misma biblioteca de *scypi*, en el módulo *signal* bajo el nombre de `hilbert()` se tiene la función que realiza dicha transformada, teniendo como entradas la señal normalizada, como salida un array con la señal analítica donde se tiene la fase instantánea de cada punto en la señal se calcula su equivalente entre 0 y  $\pi$  o  $360^\circ$  luego se restan las fases de ambas señales y se calcula el promedio del desfase entre las señales, este promediado se debe hacer debido a que hay pequeñas oscilaciones que se deben debido a ruido o a algún error al momento del muestreo. A continuación se presenta una representación de lo calculado para obtener el desfase de la señal.

$$\begin{aligned}
 fase_1 &= \text{hilbert}(V_{norm_1}); \quad fase_2 = \text{hilbert}(V_{norm_2}) \\
 desfase &= fase_1 - fase_2
 \end{aligned}
 \tag{4.8.4}$$

Debido a que se desea analizar un rango de frecuencia que va de 10 Hz a 500 Hz, se seleccionan valores intermedios y también mayores a los 500 Hz, esto para tener una mejor perspectiva del comportamiento de los electrodos.

Tabla 4.8-1. Opciones de frecuencias para la medición.

Tipo de análisis	Frecuencia (Hz)
Rápido	10, 250, 500
Normal	10,100,250,500,1000
Extendido	10,100,200,300,400,500,1000,2000

El usuario también puede seleccionar la cantidad de repeticiones que desea hacer de la medición y de la calibración, a mayor número de repeticiones la medición va a durar más, pero va a converger a un valor

más estable, esto es que al repetirse varias veces y volverse a medir en otra ocasión hay una mayor posibilidad de que el valor sea el mismo o su oscilación sea muy pequeña.

Se tienen dos funciones que se encargan de medir, la de **calibración** y la de **medición**. La función encargada de calibrar toma la medición del sistema sin electrodos, cambiando estos manualmente por cables para obtener la impedancia de cada canal del multiplexor. Toma el dato medido y lo almacena en un array para que al momento de tomar la medición a los electrodos se pueda restar el valor de cada canal del Mux a cada electrodo en dicho canal. La función encargada de la medición de los electrodos toma el valor medido y lo resta con el promedio de las N repeticiones de la medición de cada canal del mux para cada frecuencia. Esto se hace debido a que se asume que la impedancia del mux también varía con respecto a la frecuencia y a que es un valor considerable. La información generada se almacena en una matriz N x 6, con los siguientes datos.

data=[# de electrodo, Frecuencia, SNR, Magnitud de Z ,Fase de Z, # de repetición]

Esta información se almacena tanto para la calibración como la medición y posteriormente es guardada en un archivo de Excel.

## 4.9 VISUALIZACIÓN

Como parte de la etapa de visualización, se genera una interfaz con la cual el usuario pueda interactuar para facilitar las instrucciones de lo que desea hacer. A continuación se muestra la interfaz que permite al usuario indicar los parámetros de la medición.

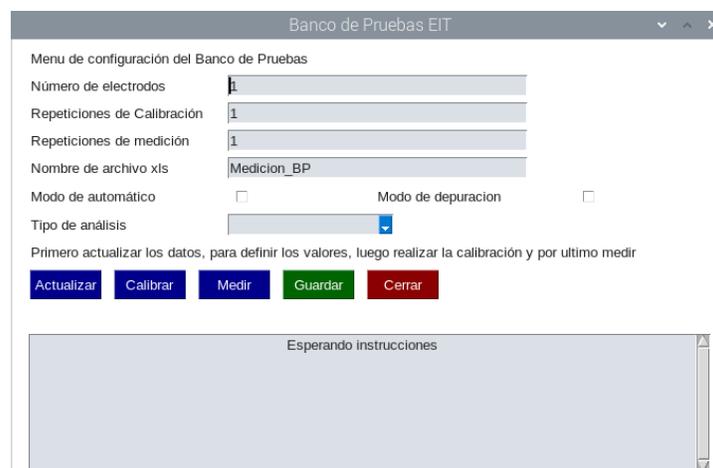


Fig. 4.9-1. Interfaz de usuario.

En la interfaz se pueden ver espacios para indicar el número de electrodos, la cantidad de repeticiones para la calibración y para la medición, el nombre del archivo donde se van a guardar los datos de la medición, el modo de funcionamiento y el tipo de análisis. Cuando se ingresan los datos presiona el botón de **actualizar** y luego en la acción deseada, ya sea calibrar o medir.

El **modo automático** se coloca como una opción de mejora futura para el diseño. En este modo se realiza la calibración y luego se realiza automáticamente la medición, este modo sirve también para realizar pruebas. El siguiente modo es el **modo de depuración**, en esta opción se presentan todos los datos calculados en el proceso para obtener la impedancia junto con gráficas de apoyo como Fig. 4.8-6 y Fig. 4.8-8 junto con los siguientes datos.

```

tiempo inicial de medicion de señal 4e-06
tasa de muestreo 9.645677300046466e-05
tiempo inicial de medición 5e-06
Medicion de ruido finalizada en 4.770183086000088 segundos
Ruido en señal de entrada es 0.002423025629444853 y en señal de salida 4.411142513144586e-06
amplitud en V1: 1.4629903517319267 y en V2 0.5376367654226395
offset V1: 1.6053233136325489 y en V2 0.5791284934814762 1.6053233136325489 0.5791284934814762
frecuencia por FFT 95.86073352633062
Diferencia de fase -0.0025295632488629063
Valores máximos de V1: 3.0683136653644754 y en V2 1.1167652589041157
Valores máximos de V1: 0.1423329619006221 y en V2 0.04149172805883668
#####
(57.21692813456026-0.22882610262405526j)
(57.21738570173122, -0.0039992514476740095)
#####
finalizado en 1266.764220543
magZ 57.21738570173122, vs: 0 phZ -0.22914022916330534 vs: 0
frecuencia 100, electrodo 0 con repeticion 1 de 1 repeticiones
Medicion terminada
Medicion terminada en 37.4611464850002 segundos
    
```

Fig. 4.9-2. Datos de medición en Modo de depuración.

La opción de **Guardar** la información de la medición, dicha información se guarda en un archivo con formato “.xlsx” bajo el nombre indicado por el usuario y guarda el último set de gráficas donde muestra la comparación de las impedancias de cada canal o electrodo Fig. 4.9-3.

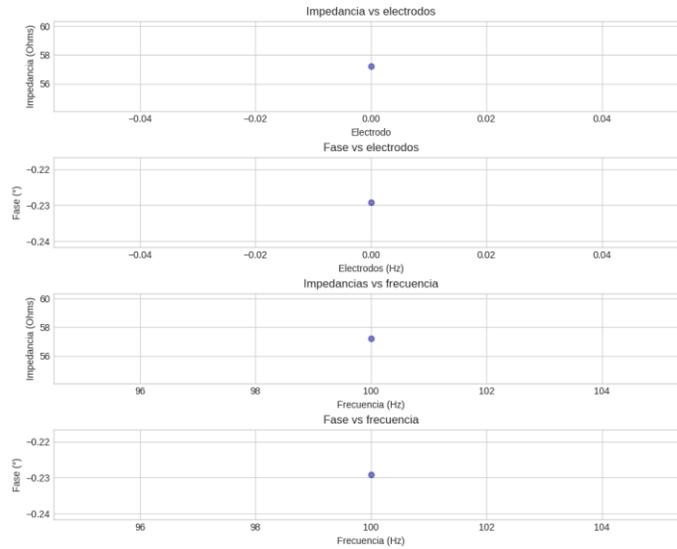


Fig. 4.9-3. Resumen de los valores de impedancia y fase de todos los canales y frecuencias.

En la parte inferior de la interfaz de usuario se muestra un cuadro de diálogo, en este cuadro se presenta la información numérica más importante para el análisis de los electrodos, se presenta la variabilidad porcentual de cada electrodo con respecto a la media y la relación SNR de la medición por cada canal.

Esperando instrucciones  
 La variabilidad de impedancia es:[-0.0115727 0.00808285 -0.00628671 0.00977656]  
 SNR es:[65.19867867 65.0808491 65.20931897 65.08800308]

Fig. 4.9-4. Datos mostrados en el cuadro de dialogo.

## 4.10 DIAGNÓSTICO

Los datos obtenidos sirven para generar el diagnóstico de los electrodos. El primer parámetro por observar en la medición es la relación SNR, debido a que este indica qué tan confiable es la medición y qué tanto ruido hay presente en el sistema. Este valor debe ser mayor a 25dB. El segundo valor que se debe visualizar es la variabilidad de la impedancia, esta variabilidad es porcentual y se calcula como la mezcla de varios valores medios de impedancia. Individualmente, cada cálculo se representa de la siguiente manera.

$$Z_n(f_m) = \frac{Z_n(f_m)_1 + \dots + Z_n(f_m)_j}{j} = \frac{1}{j} \sum_1^j (Z_n(f_m)_j) \quad (4.10.1)$$

$$Z_n = \frac{Z_n(f_1) + \dots + Z_n(f_m)}{m} = \frac{1}{m} \sum_1^m \left( \frac{1}{j} \sum_1^j (Z_n(f_m)_j) \right) \quad (4.10.2)$$

$$Z_{media} = \frac{Z_1 + Z_2 + \dots + Z_n}{n} \quad (4.10.3)$$

Después con el valor medio y el valor de cada electrodo se calcula la diferencia o variación con respecto a la media. Este valor es importante, debido a que el valor máximo en que pueden variar los electrodos es de 5%, o de 0.05.

$$Error_Z(Z_n) = \frac{Z_{media} - Z_n}{Z_{media}} \quad (4.10.4)$$

Los electrodos que difieran entre sí, más que eso no pueden ser utilizados para el EIT y deben ser reacondicionados. En resumen, el electrodo y el banco de pruebas deben cumplir con las siguientes dos condiciones dentro del rango de frecuencias especificado para poder ser utilizado en el EIT.

$$Error_Z(Z_n) < 0.05 \text{ y } 25 \text{ dB} < SNR \quad (4.10.5)$$

Otro valor que se va a utilizar para el diagnóstico, en este caso del banco de pruebas, para conocer qué tanto varían los valores de medición para saber si es capaz de identificar las diferencias entre los electrodos y al mismo tiempo la diferencia de su mismo valor es la variabilidad porcentual, este valor se calcula de la siguiente manera.

$$\%DE = \frac{DE_X}{X_{Medio}} \quad (4.10.6)$$

Este valor describe qué tanto porcentaje de la señal medida oscila y se utiliza para poder comparar valores medidos bajo diferentes condiciones. En este caso, se utiliza para comparar los valores de impedancia y de fase de la señal medida y así identificar en cuáles frecuencias la variación es más significativa.

## Capítulo 5: RESULTADOS Y ANÁLISIS

---

Una vez planteado, programado y construido el sistema se procede a visualizar el resultado de las pruebas y a analizar los datos obtenidos. Para verificar el correcto funcionamiento del banco de pruebas y para medir de forma adecuada los electrodos se van a plantear pruebas por llevar a cabo para con esto establecer márgenes de error del sistema de medición y de los electrodos disponibles para la realización de pruebas. El banco de pruebas debe ser un dispositivo cuya medición sea confiable, esta confiabilidad se establece con que su valor de medición de resistencia o impedancia no sobrepase el 5% de error. Para esto se plantean algunas pruebas cuya finalidad es corroborar el rango de medición de dicho banco de pruebas. Antes de definir las pruebas se plantean algunos criterios experimentales.

Se tiene 7 factores en el banco de pruebas.

1. Electrodo o MUX: es el número de canal que se está midiendo, puede o no estar conectado el electrodo. Esta es una variable controlable.
2. Frecuencia: es la frecuencia a la que se realiza la medición. Esta es una variable controlable.
3. Impedancia: es el valor de la magnitud de impedancia del electrodo o canal del MUX. Es la variable de interés y no se puede controlar.
4. Fase: es el valor de la fase de la impedancia. No es controlable.
5. SNR: es la relación señal a ruido, es una variable de bloque, no es de tanto interés como las demás, pero se coloca para corroboración de la medición.
6. Repetición: es el número de repeticiones realizadas por medición, se considera también una variable de bloque.
7. Probeta o carga por medir: constituye las características de la carga que se desea medir y que pueden ser medidas con el dispositivo. Es un parámetro que ayuda a diseñar las pruebas de concepto y validación, más cuando el dispositivo se encuentre operando no se podrá modificar con facilidad.

Lo primero que se realiza es la caracterización de los componentes disponibles, por medio de mediciones directas o pruebas de concepto.

### 5.1 MEDICIÓN DE ELEMENTOS POR UTILIZAR

Tipo de prueba: Hardware.

Finalidad: Conocer el valor real de las resistencias disponibles.

Utilizando un multímetro digital 830B Miyako con puntas de prensa se colocan las resistencias en una protoboard para evitar movimiento y se mide el valor de las resistencias entre 4 y 10 veces, de la resistencia R1 a la R10, esto debido a que son resistencias con valores bajos y se utilizan únicamente en pruebas de concepto. En cuanto a las resistencias después de R10 se utilizó un multímetro digital Keysight 34461A Truevolt debido a que se utilizan para el proceso de validación del dispositivo y se tomaron entre 5 y 10 mediciones por cada valor.

Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla A-6.2-2 y Tabla A-6.2-3. Tal y como se mencionó en la subsección 4.6.4 se plantearon probetas cuyo comportamiento es similar al de electrodos de plata (Ag) y acero (SS), en las tablas anteriormente indicadas se muestra el valor de los componentes utilizados para estas probetas, a continuación se muestra el comportamiento en frecuencia que puede esperarse de cada probeta. Se presentan primero los valores esperados para las probetas de acero.

Tabla 5.1-1. Valores de impedancia esperados para probetas SS.

Probeta	SS1		SS2	
	F (Hz)	Z  (Ω)	Ang (°)	Ang (°)
<b>10</b>		1,318,382.64	-13.21	1.3235E+06
<b>100</b>		5.3078E+05	-66.91	5.3112E+05
<b>250</b>		2.2750E+05	-80.30	2.2752E+05
<b>500</b>		1.1497E+05	-85.08	1.1498E+05
<b>1000</b>		5.7642E+04	-87.46	5.7643E+04

Seguidamente las probetas de plata.

Tabla 5.1-2. Valores de impedancia esperados para probetas Ag.

Probeta	Ag1		Ag2	
	F (Hz)	Z  (Ω)	Ang (°)	Ang (°)
<b>10</b>		1.28573E+05	-5.36	1.27817E+05
<b>100</b>		9.41021E+04	-43.13	9.45418E+04
<b>250</b>		5.05728E+04	-66.72	5.12598E+04
<b>500</b>		2.68801E+04	-77.54	2.73162E+04
<b>1000</b>		1.36651E+04	-83.03	1.38974E+04

## 5.2 PRUEBAS DE CONCEPTO

Para las pruebas de concepto debido a que el equipo aún no encuentra calibrado, se acepta un error de medición y porcentaje de variabilidad del 10%. La finalidad de estas pruebas es observar el comportamiento del sistema antes de conectarlo con las probetas. Como se indicó anteriormente, la impedancia del MUX es de aproximadamente 60 Ω por canal en comparación con los aproximadamente 120 k Ω y 1.3 M Ω de las probetas planteadas en la etapa de diseño por lo que esta etapa se hace con resistencias de la magnitud de la resistencia del MUX para identificar las caídas de tensión del circuito.

### 5.2.1 Prueba 1 - Variabilidad alterando $R_p$

Medir la variabilidad del circuito de medición con diferentes valores de  $R_p$ , para esto se plantean los siguientes valores de  $R_p$ : 10Ω, 50Ω, 100Ω y 200Ω.

Variabilidad alterando $R_p$	Mixto
Se debe realizar la combinación adecuada de resistencias para conseguir un valor aproximado. Luego se mide la impedancia calculada únicamente con el mux.	
<p>Con el circuito de medición ensamblado se modifica el valor de <math>R_p</math>. Se miden 4 de los 16 canales en tipo de análisis Normal.</p> <p>Debido a que se desea medir que tanto varían las mediciones, se obtiene el valor medio de variabilidad de todos los canales en cada una de las frecuencias estimadas y se calcula la desviación estándar (D.E) de esta medida.</p>	<p>Se elegirá el valor de <math>R_p</math> con la menor variabilidad. Se espera que a más se acerque el valor de <math>R_p</math> a cero, menor será la variabilidad.</p>
El valor de $R_p$ con la menor variabilidad en las 5 frecuencias y en los 4 canales del mux es $R_p \sim 100\Omega$ .	

A continuación se mostrarán tres valores utilizados para seleccionar un valor estimado de  $R_p$  para las pruebas de concepto. La frecuencia, la desviación estándar promedio y a desviación estándar de medición. El primero indica la frecuencia de cada grupo de mediciones, el segundo indica qué tanto varían los promedios de todos los canales en cada frecuencia y el tercero hace referencia a qué tanto variaban los valores de las repeticiones de cada grupo de mediciones. Los resultados de las mediciones se pueden encontrar en la Tabla A-6.2-5 para la resistencia de 10Ω, Tabla A-6.2-6 para la resistencia de 50Ω, Tabla A-6.2-7 para 100Ω y por último, los resultados de las pruebas con la resistencia de 200Ω en Tabla A-6.2-8.

Al hacer una comparación numérica, salta a la vista que el valor de  $R_p$  con menor variabilidad es el que se aproxima a los  $100\Omega$ . La comparación se realiza de forma cualitativa, debido a que las diferencias son notorias, el siguiente valor de  $R_p$  con menor variabilidad es el de  $R_p \sim 50\Omega$  pero la variabilidad aumenta un 30%. Debido a esto, se selecciona  $R_p \sim 100\Omega$ .

### 5.2.2 Prueba 3 - Medición de $Z_{mux}$

Medición de la impedancia de  $Z_{mux}$  para cada canal con la  $R_p$  seleccionada de la prueba anterior.

Medición de $Z_{mux}$	Hardware
Se desea medir la impedancia en cada uno de los canales del MUX con la finalidad de al realizar mediciones de cargas desconocidas, el valor del MUX pueda obviarse	
Con el circuito de medición ensamblado se mide el valor de $Z_{mux}$ para cada canal.	Obtener un valor estimado para la impedancia de cada uno de los canales

Debido a que esta es la primera prueba, se plantea a modo de análisis exploratorio las siguientes condiciones para las pruebas por realizar. Primero se realizará una evaluación para conocer las magnitudes de las impedancias de cada canal, posteriormente, se verá cómo varían estos valores al repetir varias veces el experimento, la cantidad de repeticiones será de 5 como primera aproximación. Luego se realizará una evaluación con las mismas condiciones de los experimentos anteriores, pero añadiendo un cambio en las frecuencias. De esta última prueba se obtendrán factores importantes para plantear una cantidad estimada de réplicas adecuada para obtener una potencia de entre 80% y 90%.

#### 5.2.2.1 Medición única

Primero se realiza una medición para cada canal a una sola frecuencia. Esto para tener un estimado del tiempo demorado para realizar la medición y una idea inicial de los valores de impedancia. El sistema tomó para la realización de esta prueba un tiempo aproximado de 181 segundos. Los datos obtenidos del sistema se presentan en forma gráfica y de una tabla con los datos medidos, a continuación se presentan dichos datos.

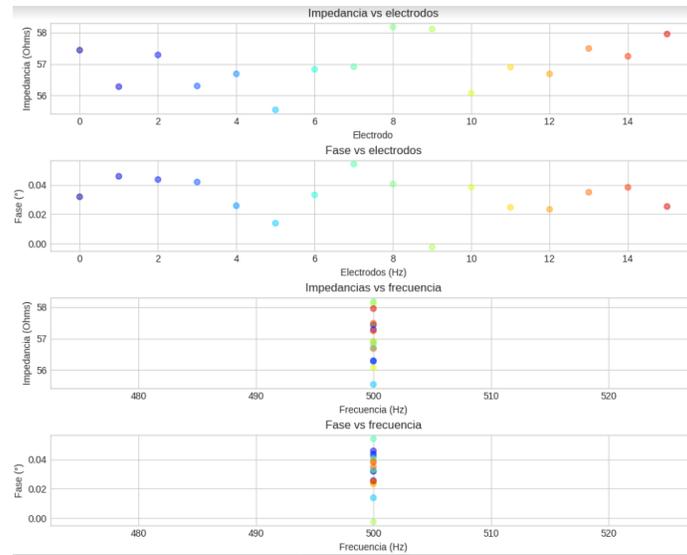


Fig. 5.2-1 .Resultados de medición de Z mux a 500 Hz.

Los valores obtenidos de la medición se pueden visualizar en la Tabla A-6.2-4 en Anexos, se procede a realizar algunas observaciones que se describen en la siguiente tabla.

Tabla 5.2-1. Resumen de datos de medición única.

	SNR(dB)	$ Z $ ( $\Omega$ )	Fase ( $^{\circ}$ )
<b>Valor promedio</b>	97.22606304	56.99683504	0.03211239272
<b>Desviación estándar</b>	2.504988088	0.7471566897	0.01370400901

El valor de la relación señal a ruido es de 92dB, esto indica que la componente de ruido en la señal es muy pequeña y que las señal medida se ve levemente influenciada por este ruido. En cuanto a la impedancia promedio del MUX, se puede apreciar como esta tiene una D.E. de 0.747, esto es equivalente a una variación del 1.31% de cada canal con respecto a la media, en el caso de la fase, la variación es del 42.67%, pero para este escenario al ser la fase tan pequeña, no se va a tomar como un valor concluyente.

### 5.2.2.2 Medición con repetición

La siguiente medición como parte de esta prueba, se realizó con el mismo escenario pero modificando la cantidad de repeticiones de medición. La medición de cada canal se repitió 5 veces, lo que da un valor de 80 mediciones en 875 segundos, esto son 14 minutos y medio. Debido a que son bastantes datos, se va mostrar el gráfico de los datos y una tabla resumiendo los valores de dicha medición, para esto se va a hacer uso de la desviación estándar como medida de variación.

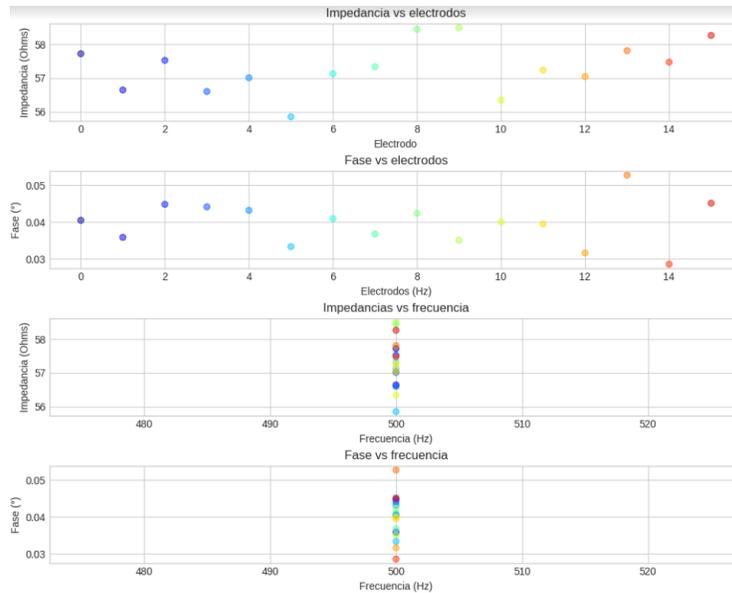


Fig. 5.2-2. Resumen de medición a 500Hz con 5 repeticiones.

Los datos promedios de la medición se muestran en Anexos, en la Tabla A-6.2-9 acompañados de su respectiva desviación estándar a excepción de SNR se omite su valor de desviación debido a que no es importante para la comparación. A continuación se presenta una tabla resumen para facilitar el análisis de los datos recopilados.

Tabla 5.2-2. Resumen de resultados de prueba 2 con 5 repeticiones a 500 Hz.

	$ Z $ ( $\Omega$ )	Fase ( $^\circ$ )	SNR(dB)
<b>Valor promedio</b>	57.3100	0.0397	97.7203
<b>D.E</b>	0.7418	0.0060	1.5073
<b>D.E. total</b>	0.2157	0.0441	7.8227

Además de esto, se calculó la D.E. promedio de cada canal la cual es 0.0499. Estos datos sirven para tener una noción del comportamiento del multiplexor. Se aprecia que la D.E. de la comparación de los promedios de  $Z$  se mantiene un valor similar. Comparando las mediciones sin y con repeticiones se puede ver que en el caso de la comparación con mediciones la D.E total disminuye pero la impedancia promedio total aumenta.

### 5.2.2.3 Medición a distintas frecuencias con repetición

La última prueba se realiza tomando el mismo proceso que la medición anterior pero añadiendo más frecuencias y por medio de un experimento factorial completo general se obtiene la relación de las variables medidas con las salidas del sistema. Esto se hace para identificar si la frecuencia juega un factor clave la impedancia del multiplexor. La hipótesis alternativa de la prueba es que si la componente reactiva

del mismo fuera grande, se notaría un cambio considerable en los valores, por el contrario, la hipótesis nula sería que el cambio va a ser mínimo al aumentar la frecuencia. Se tienen los siguientes como factores del experimento:

- Canal del Mux con 16 niveles, cada uno corresponde a cada canal.
- Frecuencia de la prueba, con 5 niveles correspondiente a las 5 frecuencias utilizadas 10, 100, 250, 500 y 1000 Hz.
- Repeticiones realizadas, con 5 niveles, referente a las 5 repeticiones realizadas.

Los datos empleados se resumen en la Tabla A-6.2-10 en Anexos. Al completar la prueba se puede observar lo siguiente:

- La D.E indicada es la suma de la desviación de cada repetición en cada frecuencia, más la D.E entre los promedios de un mismo electrodo a diferentes frecuencias, más la D.E de todos los electrodos.
- En promedio la D.E de cada repetición es de 0.0711  $\Omega$ .
- La desviación estándar aumenta, por lo tanto la varianza aumenta al incluir frecuencias.
- La impedancia o resistencia del MUX se ve afectada por la frecuencia.
- El valor global de impedancia del MUX disminuye.
- Un valor promedio de impedancia de MUX no es suficiente para caracterizar su comportamiento. Es necesario considerar el efecto de la varianza producto de las repeticiones, pero los efectos con influencia son la frecuencia y el canal del multiplexor.

Las aseveraciones antes realizadas se comprueban al utilizar la plataforma Minitab para hacer un análisis de los datos. Antes de generar un análisis por medio de Minitab, se debe verificar si los datos cumplen ciertos criterios, como lo son la normalidad de los valores y la aleatoriedad. Debido a que anteriormente se mencionó que para esta prueba se asumirá que la Fase no es un valor importante por considerar, no se mostrarán gráficas referentes a ella.

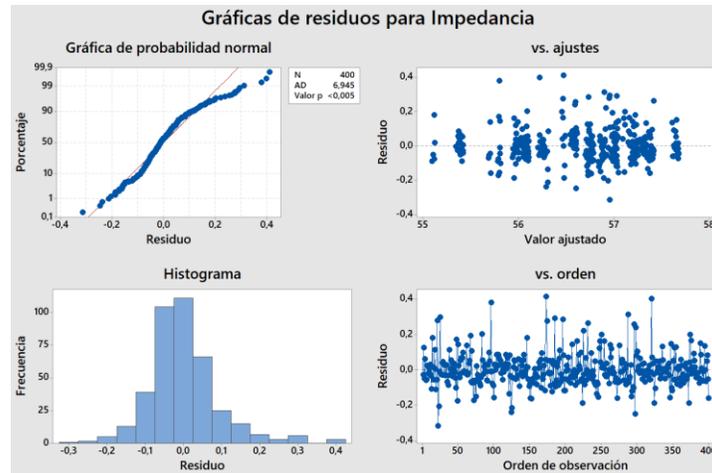


Fig. 5.2-3. Grafica de residuos para impedancia.

En la Fig. 5.2-3 se muestra que los residuos no siguen un comportamiento normal pero utilizando el teorema de límite central, dado un elevado número de muestras el comportamiento va a tender a ser normal, ahora bien, si cumple con el criterio de aleatoriedad y que los datos no tengan un comportamiento se puede decir que el modelo obtenido se ajusta adecuadamente. En la figuras de vs ajustes y vs orden se busca que en la distribución de los puntos no se vean patrones distinguibles indicando que se cumple el criterio de aleatoriedad. Posterior a esto, se plantea la hipótesis de que los factores principales, esto es que tienen un efecto en el valor de la impedancia son la frecuencia de medición y el número de canal del MUX, no se conoce si la relación SNR tiene algún efecto considerable y se asume que el número de repetición no afecta el valor de impedancia. Se establece el criterio de confiabilidad del 5%. A continuación se presenta una gráfica indicando cómo varía la media de la impedancia con respecto a la salida del MUX, la frecuencia y el número de repetición.

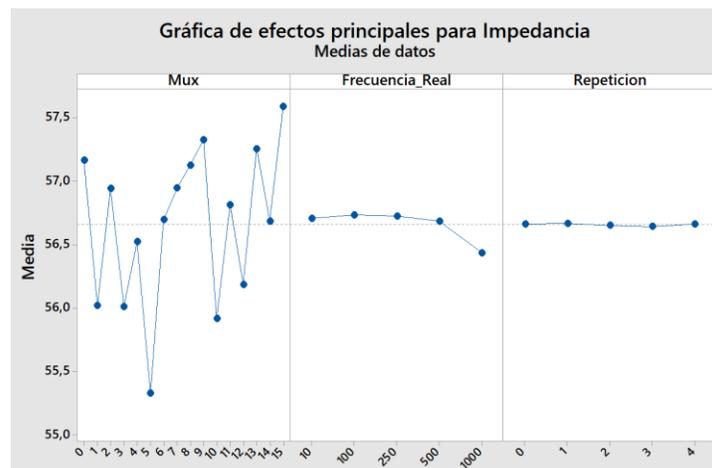


Fig. 5.2-4. Gráfica de efectos principales para la impedancia.

En la Fig. 5.2-4 se puede apreciar como varía el valor de impedancia para cada canal del MUX y también se aprecia que al aumentar la frecuencia, el valor medio de impedancia disminuye a partir de 500 Hz. Para generar una hipótesis aún más sólida se hace un análisis de varianza con Minitab del cual el énfasis será en el valor p de las variables, que debe ser menor a 0.05 para que se considerada como significativa, por lo tanto se descarta la repetición y la relación SNR.

#### Análisis de Varianza

Fuente	GL	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Repeticion	1	0,005	0,00451	0,48	0,489
SNR	1	0,002	0,00200	0,21	0,645
Mux	15	140,326	9,35505	996,61	0,000
Frecuencia_Real	4	2,877	0,71920	76,62	0,000
Error	378	3,548	0,00939		
Total	399	151,830			

Fig. 5.2-5. Resultados de análisis de varianza en minitab.

### 5.2.3 Prueba 4 - Medición de $Z_{mux} + R_{carga-conocida}$

Tipo de prueba: Mixta.

Medir resistencias conocidas para identificar el porcentaje de error de la medición. En esta prueba el énfasis será en los primeros 4 canales del MUX (C0,C1,C2,C3), debido a que al momento de la prueba solo se cuenta con 4 electrodos.	
Con el circuito de medición ensamblado, realizar una primera medición a los 4 canales del MUX sin carga, luego calibrar el sistema y por último colocar varias resistencias conocidas y medir el valor obtenido. Todas las mediciones se realizan con 5 frecuencias diferentes, esto es en tipo de análisis Normal.	Obtener un valor estimado de error de medición menor al 5%

Con los datos obtenidos de la prueba anterior se calcula la cantidad de muestras necesarias para una potencia de entre 80% a 90%, con una D.E de 0.711, 4 canales del MUX y 5 frecuencias. Además se define que se desea ver una diferencia máxima entre valores de 0.05 unidades.

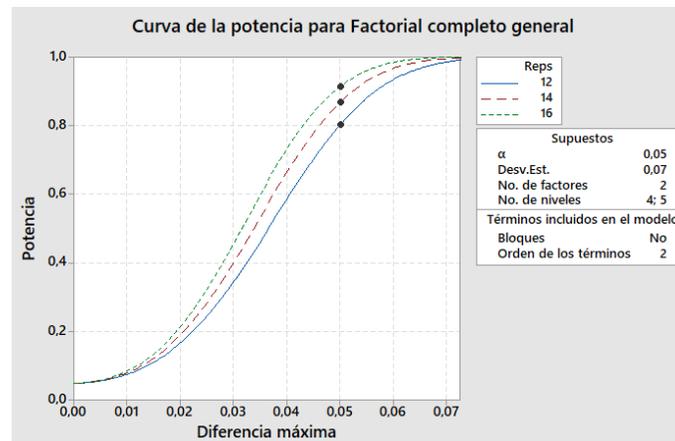


Fig. 5.2-6. Curva de potencia para 4 canales del MUX y 5 frecuencias.

El resultado obtenido indica que se requieren al menos 12 réplicas para que el experimento tenga una potencia de 80% o más con las condiciones indicadas. Se plantea hacer 14 réplicas y utilizar 4 valores diferentes de resistencia, de  $10\Omega$ ,  $100\Omega$ ,  $1k\Omega$  y  $10k\Omega$ , para esto se va mide el valor de estas resistencias con un multímetro entre 5 a 10 veces cada una y luego se mide con el banco de pruebas la impedancia de los canales, se calibra el banco de pruebas, se mide de nuevo y se realiza otra medición sin calibrar. Los valores obtenidos se resumen en la siguiente tabla. Debido a que se van a medir resistencias, la componente imaginaria se va a obviar.

Tabla 5.2-3. Medición de canales C0 a C4 del MUX.

Canal MUX	C1	C3	C0	C4
Valor MUX ( $\Omega$ )	56.39340	55.54877	56.43577	55.59800
D.E. ( $\Omega$ )	0.07273	0.10662	0.11915	0.08149

La realización de esta primera medición tomó alrededor de 51 minutos. La D.E. promedio por canal y frecuencia es de 0.0756. Se empieza a ver un patrón, donde la mejor forma de agrupar los valores es por frecuencia y canal, a continuación, se muestra la gráfica que contempla los datos de la medición. Al analizar los datos de una forma meticulosa se puede identificar que más mediciones tienen una menor D.E. en 250 y 500 Hz con 0.048 y 0.057 ohms respectivamente.

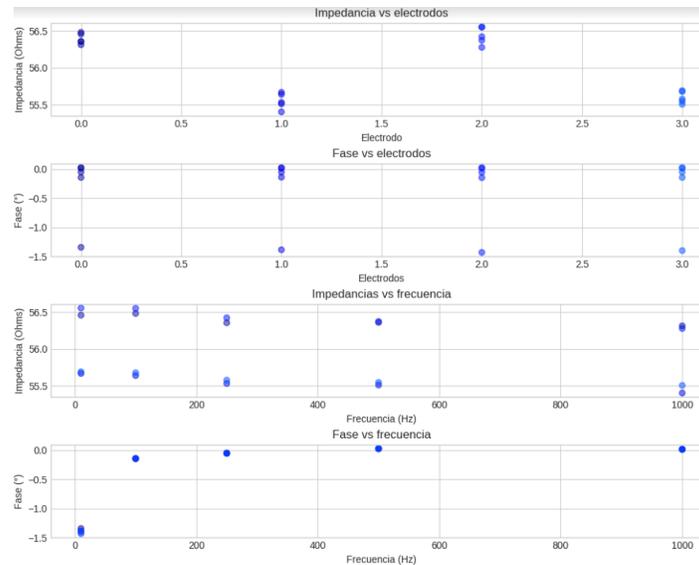


Fig. 5.2-7. Resumen gráfico de resultados de la medición de canales C0 a C4 del MUX.

La siguiente parte de la prueba consiste en la calibración del sistema y luego la medición de las resistencias. El proceso completó duró 1 hora y 40 minutos, dando los resultados que se mostrarán a continuación.

Tabla 5.2-4. Medición 1 de resistencias en canales C0 a C4 para obtener error de medición.

Canal MUX	C0	C1	C2	C3
<b>Valor del canal (<math>\Omega</math>)</b>	56.5790	55.4220	56.4663	55.6053
<b>Resistencia</b>	R9	R2	R10	R3
<b>Valor nominal (<math>\Omega</math>)</b>	10k	100	10	100
<b>Valor real (<math>\Omega</math>)</b>	9900	98.79	9.8	97.75
<b>Valor medido calibrado (<math>\Omega</math>)</b>	10314.40448	105.42948	10.74665	104.20181
<b>Error</b>	4.1859	6.7208	9.6597	6.6003

Al hacer un análisis más detallado de la D.E. de cada muestra, se puede ver que cada medición oscila muy poco, oscilando su valor desde un 0.045 en C4 hasta un 1.27% en C1. Para verificar si dicho error de medición es constante, se repite 2 veces la más la medición, los resultados se encuentran Anexos, en la Tabla A-6.2-11.

Al repetir el experimento se encuentran valores de error similares con un margen de diferencia de 2%. Esto indica que hay un error constante en las mediciones y es inversamente proporcional al valor de la resistencia, esto es, a menor valor de resistencia, mayor error. Hay que recordar que estos valores son con

respecto al promedio de valores obtenidos en diferentes frecuencias y diferentes canales. Con esto se puede intuir que la varianza del MUX es considerable si se trabaja con cargas de entre 1 a 10  $\Omega$ , debido a que la varianza puede representar desde un 2-5% hasta un 40-50% del valor de la carga. Para el valor de las cargas que se van a utilizar, las cuales oscilan en el orden de los 10k  $\Omega$  hasta 1 M  $\Omega$ , el valor de la caída de tensión generada por el MUX, cables y otros elementos se considera despreciable.

### 5.3 CALIBRACIÓN

Antes de entrar en la etapa de calibración del sistema, cabe recalcar que la función de calibrar que está accesible desde la interfaz lo que permite identificar algún offset presente en el sistema sin carga, esto tiene un mayor efecto a mayores frecuencias o a valores de impedancia más pequeños (por debajo de 1k $\Omega$ ), por lo que su acción debe interpretarse más como una calibración operativa para identificar el valor “cero” del sistema al medir. Debido a esto no se debe confundirse la calibración completa del sistema con esta calibración operativa cuya función es ayudar a mejorar la medición cuando se trabaja con valores pequeños. Una vez aclarado esto, se entra en la descripción de la calibración del sistema.

Para la calibración, debido a que no se cuenta con la trazabilidad de los dispositivos de medición se plantean dos formas para realizar la calibración del dispositivo. La primera es comparando el valor de tensión RMS y el desfase entre señales medido por el Teensy con el medido en un multímetro u osciloscopio, tabulando los datos e identificando si hay alguna desviación consistente para corregir con alguna constante o relación. La segunda opción es utilizar valores de resistencia conocidas y comparar el valor de resistencia o impedancia obtenido por el dispositivo, obteniendo el error e identificando tendencias en este. La calibración recomendada como el lector puede revisar en Manual uso y calibración, donde se describe la serie de pasos que se deben realizar para cada método.

El método seleccionado será el segundo, el cual es un método correctivo limitado al número de probetas o cargas que se dispongan pero válido para las condiciones del desarrollo del proyecto, dado que se cuentan con probetas disponibles, se comparan los resultados y verifica la funcionalidad del dispositivo.

La calibración del dispositivo se da haciendo uso de la información adquirida en la prueba anterior y con nuevas pruebas. Se cambia la resistencia de prueba por una de mayor valor, hay que tener en cuenta que al aumentar el valor de las resistencias, la corriente disminuirá y por lo tanto la relación señal a ruido se verá afectada pues el circuito será más susceptible a las pequeñas perturbaciones que antes no eran visibles. Si el valor se reduce mucho, la señal medida a la entrada y en la carga se pueden dada la resolución del dispositivo de medición, factores aleatorios y ruido generado por los dispositivos digitales.

Inicialmente se realizará una prueba exploratoria para conocer a partir de cuál valor las frecuencias de la lista no cumplen con el criterio de  $SNR > 25dB$ .

La prueba con probeta se hace con la probeta SS1 y la validación con SS2. Ambas probetas tienen leves diferencias en sus valores por lo que no se estaría incurriendo en un error de calibración al medir la probeta con la que se calibró.

Los valores teóricos utilizados para comparar son una variación de los presentados en la Tabla 5.1-1 y Tabla 5.1-2 alterando el valor de frecuencia para que sea similar al valor obtenido en las mediciones del Teensy, de esta forma el comportamiento del sistema va a poder compararse más integralmente con los valores teóricos.

Tabla 5.3-1. Comparación de valor para  $R_p$ .

Resistencia ( $\Omega$ )	F [ $SNR > 25dB$ ] (Hz)	F [ $SNR > 30dB$ ] (Hz)	% Error	% Desviación max.
53955	2000	1000	18.8	9.27
67999	1500	500	13.93	7.01
99036	500	250	8.47	8.01
341550**	250	100	-	-

\*\*No se realizó la prueba de error ni desviación con la resistencia de 341 k  $\Omega$ , debido a que no cumple con el criterio de frecuencia-SNR necesario.

Se selecciona el valor de 68k $\Omega$  como la resistencia de prueba y luego se procede a conocer el comportamiento del sistema sin carga, conectando un cable directo de una salida del multiplexor a la referencia. Las señales de entrada, salida, y el ruido se muestra a continuación.

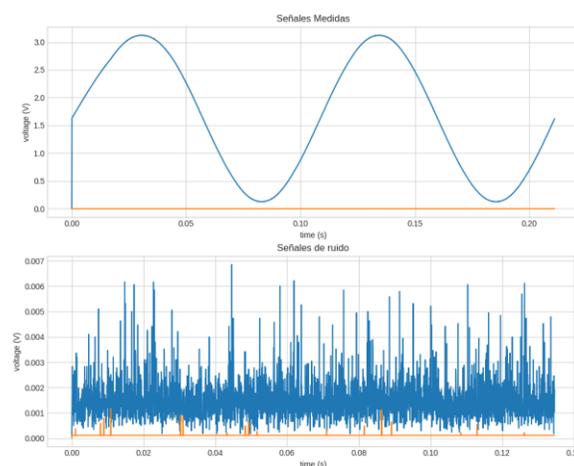


Fig. 5.3-1. Lectura de señales medidas con  $R_p$  de 68k  $\Omega$  sin carga.

Se identifica la resistencia producto del multiplexor, los datos se muestran en  $k\Omega$  y se identifica que la carga del MUX es despreciable.

Impedancia rect: (0.004639920529829537-0.002773787648435719j)  
 Resistencia: 0.006720974650007731  
 Impedancia polar: (0.005405808028569658, -0.5388071352205499)

Fig. 5.3-2. Datos con  $R_p$  de 68  $k\Omega$  sin carga.

Corroborado el comportamiento del MUX, se procede a tomar mediciones del sistema con cargas conocidas para identificar la D.E, la relación SNR y el error de medición. Para esto se seleccionan las siguientes resistencias:

Tabla 5.3-2. Valores de resistencias conocidas a utilizar.

<b>R</b>	<b><math>R_{340}</math></b>	<b><math>R_{1.2M}</math></b>	<b><math>R_{120}</math></b>	<b><math>R_{20}</math></b>
<b>Valor (<math>k\Omega</math>)</b>	341,5502	1 194,720395	118,53267	19,810
<b>D.E</b>	0,02888	3,239	0,29825	0
<b>Mediciones</b>	10	5	5	5

Se realiza la medición con 5 repeticiones y a aproximadamente 10, 250 y 500 Hz, a continuación se presenta un resumen con el promedio de los valores obtenidos y los datos de interés.

Tabla 5.3-3. Resultados de medición de resistencias variadas.

<b>R</b>	<b><math>R_{340}</math></b>	<b><math>R_{1.2M}</math></b>	<b><math>R_{120}</math></b>	<b><math>R_{20}</math></b>
<b><math>R_{medido}</math> (<math>k\Omega</math>)</b>	306,08441	814	115,6478	20,47362
<b>Error (%)</b>	10,38	31.778	2,434	-3,336
<b>SNR (dB)</b>	25,600	25.422	26,1088	32,22318
<b>D.E (%)</b>	0,0237	0.5531	0.277	0.0284

Como se logra apreciar en la tabla anterior todos los valores tienen una D.E estándar menor al 5%. Ahora bien, en cuanto al error, al ser la desviación menor al 5% para este propósito se establece que es estable su error y que es posible corregir dicho error para que el rango de valores de 20 $k\Omega$  a 1.2M $\Omega$ . De forma sencilla se plantea una corrección provisional para corregir el error de medición de los valores en ese rango tomando los errores de  $R_{340}$  y  $R_{340}$ . Para esto, primero se plantea una gráfica para visualizar la tendencia del error presente.



Fig. 5.3-3. Error a diferentes valores de resistencia.

De modo alternativo, las resistencias se pueden medir con el valor RMS total, como se había indicado anteriormente, se restaba a la señal su componente DC antes de obtener el valor RMS. Se realiza una prueba con las mismas cargas pero tomando en cuenta dicho componente.

Tabla 5.3-4. Resultados obtenidos de medición resistiva.

<b>R</b>	<b><math>R_{340}</math></b>	<b><math>R_{1.2M}</math></b>	<b><math>R_{120}</math></b>	<b><math>R_{20}</math></b>
<b><math>R_{medido}</math> (k<math>\Omega</math>)</b>	385.617	1713.048632	131.465	21.3788
<b>Error (%)</b>	-12.902	-43.385	-10.910	-7.919
<b>D.E (%)</b>	0.200	1.441	0.083	0.041

Se identifica un error de alrededor del 10% para las cargas resistivas, al considerar el valor DC en su cálculo. Esto solo se puede hacer debido a que su comportamiento es resistivo, por lo que no habría un desfase. Los valores de DE y promedio difieren de los obtenidos únicamente considerando la componente AC y el error oscila en un 2% entre el valor de 20 $\Omega$  y el de 340  $\Omega$  el valor de error sigue aumentando hasta que llega a un -43% en 1.2M  $\Omega$ . Debido a que la DE porcentual es menor al 5%, se puede ajustar un factor correctivo para incluir en dicho valor un límite.

Ahora bien, se procede a medir la probeta SS1, debido a que el laboratorio no tienen interés actualmente en trabajar con electrodos de Ag se plantea el proceso de análisis para la probeta SS1. Esta medición es exploratoria, por lo que se realizan 10 repeticiones y el rango de frecuencias va desde los 10 Hz hasta 1kHz en rangos de 100Hz, los valores medidos de la impedancia se encuentran en la Tabla A-6.2-12 y de la fase en la Tabla A-6.2-13.

Al hacer una análisis de los datos lo primordial que se observa es que los errores tienen una tendencia, también que los valores son estables, con una desviación estándar porcentual de 0.15% para la

impedancia y  $-0.409\%$  para la fase. Además la relación SNR tienen un estimado de 30 dB, en cuanto a la fase y la impedancia como tal no se puede calcular un promedio total dado que estos valores cambian con la frecuencia. A continuación se muestran dos gráficas que describen la tendencia del error en la medición.

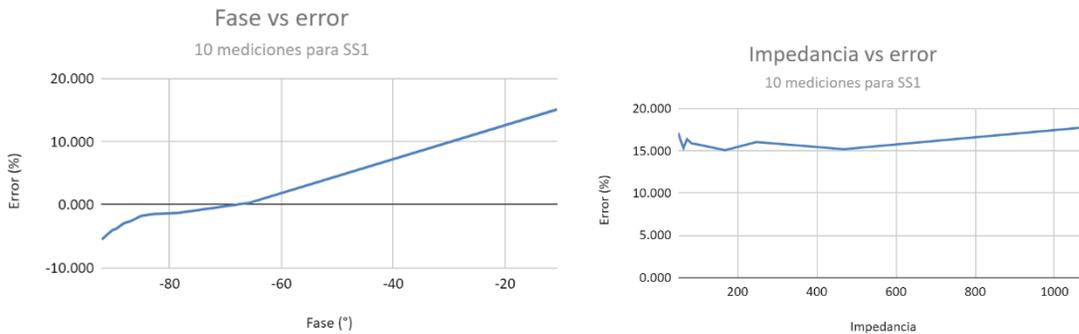


Fig. 5.3-4. Errores de medición con SS1.

## 5.4 CORRECCIÓN

Para el proceso de corrección de estos valores de error, se debe obtener una ecuación que describa el comportamiento de forma aproximada de cada error en términos de la variable de interés. En este caso, se sabe que las variables independientes del sistema son la resistencia, capacitancia equivalente del sistema y la frecuencia, debido a que la impedancia es un valor dependiente de estos tres factores conformada por un equivalente resistivo y capacitivo que al variar la frecuencia se altera su respuesta se toma como variable para realizar una ecuación de corrección. Al los errores tener tendencias que son fáciles de identificar se plantea corregir estos errores es con relaciones lineales entre el error con la impedancia y la fase. Este modelo se puede depurar posteriormente de forma sencilla.

### 5.4.1 Corrección para cargas puramente resistivas

La primera corrección se hará para las probetas puramente resistivas, cuyo error se muestra en la Fig. 5.3-3. Al seleccionar los valores para parametrizar el error se asumirán dos puntos aproximados de la recta, para esto se toma un punto medio y el punto máximo. Este proceso permite obtener una línea de tendencia de todo el espectro presentado, para esto, se parte con la ecuación de una recta y los dos puntos, luego se sustituye y se encuentra el valor de  $m$  y  $b$ .

$$y = mx + b$$

$$P_1(300,10) \text{ y } P_1(800,34) \tag{5.4.1}$$

$$m=0.048 \text{ y } b= -4.4$$

Quedando la siguiente ecuación para la corrección del error cargas puramente resistivas.

$$E_{resistivo AC}(\%) = 0.048 * Z - 4.4 \tag{5.4.2}$$

$$E_{resistivo MIXTO}(\%) = -10 \tag{5.4.3}$$

En la ecuación anterior se muestran los errores para ambas aproximaciones de cálculo. Por el momento se mantendrá la segunda aproximación dado que presenta un error constante y una delimitación clara.

### 5.4.2 Corrección para probeta SS1

Al tener cargas con una componente capacitiva se debe considerar una corrección tanto para la fase como para la impedancia. Para el caso de interés el error de la impedancia se mantiene constante en aproximadamente 16% con una DE de 0.8 mientras que el error de la fase tiene un comportamiento lineal. Dado que el error en la impedancia es bastante constante, se aplicará un factor correctivo de 16% en el valor medido por la impedancia de la siguiente manera.

$$Z_{corregida} = \frac{Z_{medida}}{1-E}; E = \frac{16}{100} \tag{5.4.4}$$

Dado que el área de mayor interés es entre 10 y 500 Hz, pero debido a que le error sigue casi una línea recta se utilizan como referencia el primer y último puntos medidos. Siguiendo el procedimiento descrito en la ecuación 5.4.1 se seleccionan dos puntos del área de interés y se obtiene las constantes de la ecuación para una recta.

$$P_1(-10.693, 15.137) \text{ y } P_1(-92.154, -5.512)$$

$$m=0.247198 \text{ y } b= 17.7803 \tag{5.4.5}$$

## 5.5 VALIDACIÓN Y RESULTADOS

La validación de las mediciones solo abordará las probetas dado que para las cargas resistivas se asume el error constante y su corrección es fácilmente evidenciable, además, los electrodos en su operación únicamente tendrán un comportamiento resistivo a 0 Hz o a una frecuencia mucho mayor a la que el dispositivo actual puede operar por lo que el interés del dispositivo se centra en corroborar el comportamiento del dispositivo luego de su calibración.

Debido a limitaciones de equipo y retrasos en la entrega de las compras no se contó con gel electrolítico para la realización de pruebas con los electrodos disponibles, por esto la calibración y validación del sistema se realiza con la probeta SS1 y SS2. Esto no limita la validez del dispositivo, más bien lo contrario, permite comparar el comportamiento del electrodo con la ecuación que lo describe caso que no se podría hacer con el electrodo de aluminio, dado que no se tiene caracterizado su comportamiento por lo que no se podrían obtener valores de error de la medición de estos, únicamente valores de diferencia entre los electrodos. Ahora bien, debido a la estabilidad del sistema demostrada por medio de la D.E promedio de la medición, la cual es de 0.08766 y teniendo en cuenta la máxima diferencia entre valores la cual es de 2 ohms para valores en frecuencias mayores a los 10 Hz, al tomar en cuenta que son 16 electrodos los que se desean poder medir y 11 frecuencias como se ha estado haciendo para el caso de calibración y validación, esto da una potencia del experimento de medición de un 100%, indicando que una vez calibrado el sistema, se pueden identificar las diferencias entre estos.

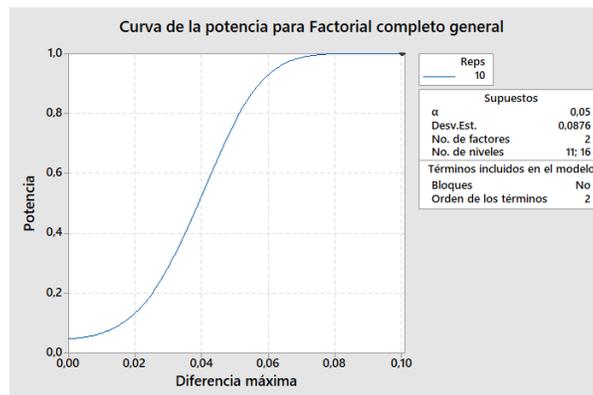


Fig. 5.5-1. Curva de potencia esperada de mediciones de validación.

Solo queda identificar si una vez calibrado el sistema para un tipo de electrodo el sistema de medición mide de forma apropiada el segundo electrodo o probeta. Para verificar esto, conociendo los valores de la probeta SS2, se calculó el comportamiento teórico de la impedancia que debería tener a diferentes frecuencias, los valores esperados, los obtenidos y los errores de medición se muestran en la Tabla 5.5-1 y Tabla 5.5-2.

Tabla 5.5-1. Medición de impedancia de la probeta SS2.

<b>F (Hz)</b>	<b> Z  (kΩ)</b>	<b>Z<sub>medida</sub> (kΩ)</b>	<b>E (%)</b>	<b>SNR(dB)</b>	<b>%D.E.</b>
<b>9.52</b>	1324.936	1300.378	1.854	31.306	0.400
<b>95.47</b>	539.797	550.577	-1.997	31.188	0.478
<b>191.18</b>	287.379	289.878	-0.870	30.956	0.312
<b>285.87</b>	193.043	196.736	-1.913	30.660	0.241
<b>380.80</b>	146.151	148.166	-1.379	30.288	0.060
<b>476.99</b>	117.784	119.100	-1.117	29.903	0.194
<b>573.45</b>	97.769	98.696	-0.948	29.393	0.041
<b>665.07</b>	84.265	84.608	-0.406	28.974	0.090
<b>762.50</b>	73.014	74.275	-1.726	28.434	0.082
<b>860.31</b>	64.929	65.284	-0.547	27.913	0.038
<b>958.04</b>	59.044	58.712	0.563	27.386	0.064

De la tabla de impedancias se deben realizar varias observaciones, una de ellas es que a menor frecuencias mayor es la relación SNR, esto debido a que la resistencia en la carga es mayor, lo que permite que se disipe mayor energía en esta y por lo tanto la señal en el punto de medición será mayor. No así a aumentar la frecuencia, se puede ver el efecto una disminución en la resistencia dado que el capacitor empieza a ejercer su labor en AC e ir disminuyendo el efecto de la resistencia en paralelo. El efecto del gel en la interfaz electrodo-gel, se ve por medio del capacitor y la resistencia que está en paralelo cuando la frecuencia tiende a infinito el único efecto presente sería la resistencia del electrodo y la de la piel o el brazo, a bajas frecuencias la impedancia generada por el gel es bastante considerable. La segunda observación es el error y la desviación estándar porcentual, los cuales son menores al 5%, lo que indica que el sistema calibrado cumple con los requisitos planteados en la etapa de diseño y además el sistema tiene un comportamiento bastante estable en cada medición, lo que permite asegurar que el valor obtenido tenga una elevada fiabilidad. La siguiente tabla por observar contiene los resultados de la medición de la fase y su respectivo error.

Tabla 5.5-2. Medición de la fase de la probeta SS2.

<b>F (Hz)</b>	<b>Fase (°)</b>	<b>Fase medida (°)</b>	<b>E (%)</b>	<b>%D.E</b>
<b>9.52</b>	-13.003	-13.011	-0.061	-2.880
<b>95.47</b>	-66.602	-67.103	-0.753	-0.298
<b>191.18</b>	-77.780	-77.375	0.521	-0.107
<b>285.87</b>	-81.809	-80.758	1.285	-0.132
<b>380.80</b>	-83.791	-82.508	1.531	-0.018
<b>476.99</b>	-84.983	-83.987	1.171	-0.086
<b>573.45</b>	-85.819	-84.863	1.114	-0.031
<b>665.07</b>	-86.380	-85.893	0.563	-0.039
<b>762.50</b>	-86.844	-86.329	0.593	-0.053
<b>860.31</b>	-87.176	-87.231	-0.063	-0.013
<b>958.04</b>	-87.415	-87.848	-0.495	-0.052

Al igual que en la impedancia, el error de medición es menor al 2%, lo que indica que la medición de desfase también cumple con los criterios planteados en la etapa de diseño. La mayor desviación se presenta a 10 Hz, lo cual es esperable, debido a que es una baja frecuencia, por lo que el efecto de la capacitancia o carga reactiva empieza a ser considerable, pero no lo suficiente.

Al juntar ambas partes, tanto la magnitud como la fase de la impedancia y tomar los mayores errores y desviaciones porcentuales y la menor relación SNR.

Tabla 5.5-3. Resumen de error, %DE y SNR.

	<b>Valor</b>	<b>Valor límite permitido</b>
<b>Error acumulado (%)</b>	2.52	< 5
<b>- Error máximo de Z (%)</b>	1.997	< 5
<b>- Error máximo de fase (%)</b>	1.531	< 5
<b>%D.E acumulada</b>	2.82	< 5
<b>- %D.E impedancia</b>	0.478	< 5
<b>- %D.E fase</b>	-2.88	< 5
<b>SNR (10-500 Hz)</b>	30.6835	> 25 dB
<b>SNR (500-1000 Hz)</b>	28.42	> 25 dB

Con estos valores indicados, se puede entonces indicar que el dispositivo cumple con los criterios solicitados para su operación. La capacidad de identificar la variabilidad entre los electrodos se ve satisfecha inclusive si el sistema no se ha calibrado, dado que al tener una elevada estabilidad en los valores medidos se puede estimar diferencias entre los canales en el rango de impedancias para el que sea calibrado. Ahora bien, lo recomendado es calibrar el sistema antes de utilizarlo para que los valores medidos sean fehacientes con los valores reales.

Tabla 5.5-4. Especificaciones finales del Banco de Pruebas.

<b>ID</b>	<b>Descripción</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidad</b>
1	Número de canales	16	
2	Resistencia de prueba	67.999	kΩ
3	Espectro de frecuencia de operación óptimo	10 - 500	Hz
4	Espectro de frecuencia de operación marginal	500 - 1000	Hz
5	Tipo de señal generada	Senoidal	
6	Amplitud de señal	1.4	V
7	Nivel lógico de entradas digitales	3.3	V
8	Alimentación del MUX	5	V
9	SNR en rango óptimo	30.6835	dB
10	SNR en rango marginal	28.42	dB
11	Error máximo de medición calibrado	2.52	%
12	Desviación Estándar Porcentual máxima	2.82	%
13	Dimensiones del dispositivo	75 x 125 x10	mm
14	Sistema operativo	Raspbian	
15	Lenguaje de programación Rpi	Python	
16	Resolución	12	Bits
17	Incertidumbre de ADC	0.8	mV
18	Formato de almacenamiento de datos	.xlsx	
19	Tiempo de vida mínimo estimado	6	Meses
20	Interfaz gráfica	Si	
21	Pantalla integrada	No	
22	Comunicación entre RPi y Teensy	USB	

## 5.6 ACONDICIONAMIENTO DE ELECTRODOS

Una de las condiciones planteadas para la selección de los electrodos es que su desviación sea menor al 5% con respecto a la media, el inconveniente viene al haber electrodos cuyo valor se encuentra lejos de la media lo que la va a alejar del resto de valores, provocando que los otros electrodos que sí cumplían con la condición sean descartados, es ahí donde entra el diagnóstico del usuario. Se plantean los siguientes pasos para el correcto diagnóstico.

1. Abrir el documento guardado con el resumen de los datos medidos y comparar la DE y la relación SNR, si en alguno de los casos la DE está por encima de lo permitido se puede deber a que hay una mala conexión o contacto, por lo cual dicho electrodo se debe volver a medir asegurándose que las conexiones están bien realizadas y que el electrodo no se ha movido durante la medición.
2. Ahora bien, si hay electrodos que cumplan con los criterios de selección se deben marcar.
3. Comparar cuáles electrodos tienen errores similares, esto es con un 10% o menos de diferencia y calcular una nueva media para estos electrodos y un nuevo valor de error.
4. Los electrodos que cumplan con los criterios de selección de este nuevo cálculo deben marcarse diferente a los marcados en el paso 1.
5. Repetir el paso 2 y 3 hasta que solo haya electrodos que no cumplen con los criterios.

Una vez que se tenga clasificados los electrodos acorde con su similitud sigue la etapa de comparación de valores medio. Se recomienda clasificar los electrodos de menor a mayor valor medio de impedancia, luego plantear estrategias para llevar a cabo la equiparación de impedancia de dichos electrodos, en caso de ser posible.

La primera recomendación es modificar la cantidad de gel electrolítico y las condiciones de aplicación para que esta sean los más uniformes posible, esto se debe a que el mayor factor generador de impedancia a bajas frecuencias es la interfaz de electrodo-gel, al aumentar la frecuencia dicha interfaz se reduce, debido a que tiene un comportamiento capacitivo y al estar en altas frecuencias el valor de impedancia vendrá dado principalmente por el electrodo y las propiedades eléctricas del material tales como su resistencia y oxidación de la cara de medición.

Si el electrodo ha sido maquinado para el laboratorio y al modificar los parámetros anteriormente indicados no resuelve la situación, se pueden plantear las siguientes tareas para verificar si la impedancia se reduce:

- Limpiar la superficie del electrodo.
- Pulir la superficie del electrodo.

- Verificar la resistencia del cable del electrodo para ver si hay algún fallo en dicho cable o tiene una resistencia particularmente inusual.
- Rehacer las soldaduras o conexiones del electrodo.

Si ninguna de estas opciones es viable, se plantean las siguientes opciones:

1. Maquinar otros electrodos con mayores especificaciones y una menor tolerancia.
2. Modificar la resistencia de los electrodos alterando la cantidad de gel colocado.
3. Calibrar el EIT para indicar la impedancia o resistencia de los electrodos conectados y de esta forma se realice por medio de software las correcciones pertinentes.

## 5.7 LIMITACIONES

Durante el desarrollo del proyecto se presentaron diversas limitaciones que afectaron tanto la generación de conceptos como la implementación de etapas de la solución que se habían planteado. Dichas limitaciones abarcan e incluyen retrasos en la entrega de componentes que a la redacción de este informe no han sido entregadas, esto combinado con dificultades de movilidad y de trabajo ocasionadas por el cierre de las instalaciones y la solicitud del ministerio de salud de evitar la movilización dada la crítica situación de salud en la que se encontraba el país entre abril y mayo del presente año provocaron limitaciones en cuanto al desarrollo de mediciones, compra de componentes, generación de probetas y entrega de componentes comprados. A pesar de esto se siguió adelante con el proyecto, logrando resultados satisfactorios a pesar de las limitaciones encontradas.

Debido a que en SIBILA no se cuenta con dispositivos de medición con trazabilidad y debido a diversos cierres se tuvieron que realizar mediciones con multímetros que tampoco tienen una trazabilidad, se toma como una limitación de este proyecto la falta de trazabilidad de los dispositivos de medición disponibles para establecer así una definida incertidumbre de medición. Por lo que se deja la labor de realizar una calibración formal como un pendiente y limitación del proyecto actual.

## 5.8 CONSIDERACIONES ECONÓMICAS DEL PROYECTO

Como se indica en la etapa de diseño, la operación del EIT sin asegurarse que los electrodos son adecuados es muy poco viable, debido a que no hay alternativas comerciales con la funcionalidad y adaptabilidad que estén dentro del presupuesto planteado la construcción del proyecto se ve justificado, a pesar de que la puesta en marcha del dispositivo no genera un ingreso como tal, permite el avance del proyecto lo cual es muy importante para el SIBILA. Para la construcción del proyecto se requirió un presupuesto de ₡119 000 para insumos materiales, compra de piezas y equipos, a continuación se coloca

el desglose de los gastos y precios de piezas para la construcción de esta primera iteración del banco de pruebas.

Tabla 5.8-1. Presupuesto de insumos materiales

Pieza	Cant.	Precio und. (₡)	Precio total (₡)	Distribuidos
<b>Tornillo M5x0.8**</b>	16	36,26	580,16	Toyman Cartago
<b>Teensy 3.2</b>	1	20373,21 (\$32,95)	20373,21	Micro JPM
<b>Raspberry Pi 4b+ kit</b>	1	71692,69 (\$115,95)	71692,69	
<b>CD74HC4067 – breakout</b>	1	6492,22 (\$10,50)	6492,22	
<b>Placa perforada de cobre</b>	1	1051,12 (\$1,70)	1051,12	
<b>Resistencia de 68 k</b>	1	61,83 (\$0,10)	61,83	
<b>Pin Header hembra</b>	4	432,81 (\$0,70)	1731,24	
<b>Bloque terminal 3 polos</b>	10	309,15 (\$0,50)	432,81	
<b>Bloque terminal 2 polos</b>	1	247,32 (\$0,40)	309,15	
<b>Cable 22AWG</b>	1	2844,21 (\$4,60)	247,32	
<b>Soldadura 60/40 x metro</b>	5	432,81 (\$0,70)	1668	
<b>Soporte de electrodos**</b>	16	1668	26688,00	3D Creativa
<b>Total</b>			119504,91	

\*\* Pieza no mandada a construir debido a limitaciones presentadas en el desarrollo del proyecto

En cuanto a la obtención de software especializado para el desarrollo del proyecto, toda la etapa de desarrollo de software se realizó con software gratuito, el único software de paga que se utilizó fue para el modelado en 3d y la generación de planos. Estos programas ya se encontraban disponibles en la empresa al momento de iniciar el proyecto y de concluirlo por lo que no cuentan para los costos totales del proyecto.

Tabla 5.8-2. Lista de insumos de software.

Software	Precio	Función
<b>Inventor</b>	\$275 /mes	Modelado en 3D Generación de piezas en 3D Generación de sólidos para impresión 3D Generación de planos
<b>Proteus PCD design</b>	\$6592/año	Generación de planos esquemáticos de la parte eléctrica del sistema.

De acuerdo con CONARE [62], el salario promedio de un ingeniero en Mecatrónica licenciado ronda los ¢680000 y para uno con grado bachiller ronda los ¢568000 mensuales en modalidad de tiempo completo (40 horas semanales), el plazo del proyecto fue de febrero hasta junio, por lo que se son 4 meses con un salario de ¢500000 por mes siendo un total de ¢2 000 000, este monto es independiente del presupuesto del proyecto.

Al comparar el monto total invertido en la construcción del dispositivo (aproximadamente \$200) con el precio de un medidor de impedancias comercial (>\$10000) como se menciona en la etapa de selección de método de medición, se puede ver que la solución final implementada es un 2% del valor comercial del medidor de impedancias. Aún incluyendo las limitaciones del dispositivo al cual se le pueden hacer mejoras para ampliar su rango operativo y confiabilidad, el monto es mucho menor al de la opción comercial. Además, este monto es aproximadamente un 11.95% del presupuesto total del proyecto, por lo tanto se cumple con el presupuesto máximo planteado.

Los resultados generados para el laboratorio SIBILA debido a este proyecto son: la continuidad de la línea investigativa del desarrollo del EIT y el incremento en publicaciones generadas. Actualmente SIBILA cuenta con 3 publicaciones en el área de software, 2 realizadas en el 2018, 1 en el 2019 y debido a factores externos y de salud, 0 en el 2020, por lo que la conclusión de este trabajo permitirá el inicio de las publicaciones en el área de hardware y por lo tanto una cuarta publicación, siendo un incremento de un 33% en el total de publicaciones realizadas. Este año (2021) se están desarrollando 2 publicaciones, además, al recopilar el trabajo y los datos recopilados en [1] y en este proyecto se daría inicio al desarrollo de una tercera publicación este año significando un incremento de un 50% en las publicaciones en desarrollo de este año.

Por lo tanto, en cuanto a la inversión realizada, la funcionalidad obtenida y al incremento de publicaciones, el proyecto es un éxito dado que permite la continuidad del desarrollo del EIT en SIBILA y cumple con los criterios establecidos por el laboratorio.

## Capítulo 6: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

---

### 6.1 CONCLUSIONES

A continuación se describen las conclusiones más importantes del sistema diseñado y construido para la medición de electrodos.

- Se construyó un banco de pruebas con dimensiones de 75mm x 125 mm, capaz de operar independiente a una computadora formado por una Raspberry 4B+ como dispositivo central y de procesamiento y un microcontrolador Teensy 3.2 como ADC y DAC capaz de medir de forma automática la impedancia y variabilidad de hasta 16 electrodos para un rango de frecuencias que va desde los 10 Hz hasta 1kHz y el número de repeticiones que el usuario desee, con una interfaz gráfica que facilita la gestión de las mediciones y almacenamiento de datos permitiendo guardar de forma rápida y fácil los valores de la medición en un archivo con formato .xlsx.
- Se identifica que las variables más importantes del sistema son la impedancia y la frecuencia del sistema, también se identifica la relación señal a ruido como una variable importante para conocer la calidad de la medición, más no como una variable de los electrodos a diferencia de la variabilidad del sistema medida por medio de la desviación estándar que permite identificar la mínima diferencia identificable del sistema.
- El dispositivo cuenta con una relación señal a ruido mínima de 27dB a 1kHz. El rango deseado por SIBILA va desde 10 Hz a 500Hz en el cual el dispositivo cuenta con un SNR aproximado de 30.6835 dB lo cual va por encima del mínimo establecido que es de 25dB y está en el rango óptimo que es de 30dB o mayor. En el rango de frecuencias operativas restante, entre 500 y 1 kHz el SNR estimado es de 28.42dB.
- El dispositivo tiene una desviación estándar porcentual máxima de 2.82 % a 10 Hz. De esta desviación -2.88% es de la fase y de un 0.478% de la impedancia lo que sitúa a ambos valores por debajo de la variación máxima permitida para la medición y para la estimación de la señal recibida de los electrodos o probetas que es de un 10% y 5% respectivamente.
- Con el sistema sin calibrar se encontraron errores mayores al 5% permitido, pero dichos errores presentaban tendencias que eran fácilmente modelables y corregibles al calibrar el sistema. Luego de la calibración el error total máximo fue de 2.52%, siendo el máximo error de 1.997% para la impedancia y de un 1.531% para la fase.

## 6.2 RECOMENDACIONES

Debido a que esta es una primera iteración del banco de pruebas hay diversos factores que pueden mejorarse en futuras iteraciones, además de consideraciones de diseño y limitantes presentadas que pueden ser tratadas con los recursos adecuados, a continuación se presenta una serie de recomendaciones.

- El banco de pruebas puede generar y medir señales de hasta 2 kHz, pero su relación SNR se sitúa por debajo de los 25dB, por lo que no se incluye como una frecuencia dentro del rango funcional del dispositivo. Como se menciona en la etapa de diseño y posteriormente en la de validación, la impedancia de los electrodo a bajas frecuencias suele ser muy grande debido al gel electrolítico que es necesario para la correcta interfaz entre la piel y el electrodo, debido a esto se debe tener en consideración el tipo, cantidad y distribución del gel electrolítico empleado en las mediciones.
- El banco de pruebas cumple con los criterios establecidos para la medición de las señales dadas por los electrodos y se comprobó por medio del uso de probetas cuyo comportamiento es similar al de electrodos de acero. A pesar de esto se recomienda como primera tarea antes de la puesta en marcha la calibración del dispositivo haciendo uso de equipo que posea una trazabilidad definida.
- La relación SNR se cumple de forma adecuada para el rango de frecuencias deseado pero al trabajar con cargas muy pequeñas el SNR disminuye por debajo de lo deseable, por lo cual este es un factor que se puede mejorar en futuras iteraciones del banco de pruebas.
- Debido al elevado valor de impedancia de las probetas disponibles se seleccionó un valor de resistencia de prueba adecuado pero dicho valor es fijo y dificulta la medición de valores que se alejan mucho del valor de la resistencia de prueba debido a una disminución de SNR, un aumento en la variabilidad o el error, esto puede sobrellevarse con una resistencia variable para diversos rangos de medición.
- El dispositivo se calibró para un rango de cargas resistivas de 20 k $\Omega$  a 340 k $\Omega$  y para cargas capacitivas con las características de la probeta SS2. Se recomienda realizar una calibración completa para ampliar el rango de valores funcionales y mejorar su comportamiento para que pueda medir de forma exitosa cargas que se encuentren fuera de los rangos planteados.
- En la etapa de planeación inicial del proyecto se había planteado la utilización de una pantalla táctil para la Raspberry Pi, de modo tal que fuera totalmente independiente de otros dispositivos externos. Dado que la pantalla no llegó antes de la conclusión de este proyecto, la adición de esta puede ayudar a que el dispositivo sea más fácil de movilizar y de mejorar en futuras iteraciones.

## BIBLIOGRAFÍA

- 
- [1] J. A. C. Murillo, “Diseño de un sistema de posicionamiento del antebrazo, acondicionamiento de la señal y adquisición de los datos eléctricos para el tomógrafo por impedancia eléctrica del laboratorio SIBILA,” Instituto Tecnológico de Costa Rica, 2020.
- [2] “CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE TOMÓGRAFO POR IMPEDANCIA ELÉCTRICA (EIT) PARA LA ZONA DEL ANTEBRAZO HUMANO.”  
<https://www.tec.ac.cr/proyectos/construccion-prototipo-tomografo-impedancia-electrica-eit-zona-antebrazo-humano>.
- [3] T. A. Khan and S. H. Ling, “Review on Electrical Impedance Tomography: Artificial Intelligence Methods and its Applications,” *Algorithms*, vol. 12, no. 5, p. 88, Apr. 2019, doi: 10.3390/a12050088.
- [4] S. Bentolhoda Ayati, K. Bouazza-Marouf, D. Kerr, and M. O’toole D, “Performance evaluation of a digital electrical impedance tomography system. Imaging and Signal Pro-cessing in Health Care and Technology,” 2012. Accessed: Mar. 11, 2021. [Online]. Available: <https://dspace.lboro.ac.uk/>.
- [5] A. Artal Godínez, “Diseño e implementación del sistema de control para la adquisición de datos en el arreglo de electrodos del tomógrafo de impedancias eléctricas del Laboratorio Sibila.,” Instituto Tecnológico de Costa Rica, 2018.
- [6] J. Riera, P. J. Riu, P. Casan, and J. R. Masclans, “Tomografía de impedancia eléctrica en la lesión pulmonar aguda,” *Medicina Intensiva*, vol. 35, no. 8. pp. 509–517, 2011, doi: 10.1016/j.medin.2011.05.005.
- [7] R. Vílchez Monge, Marta Eugenia; Rímolo Donadio, “ACTIVIDAD DE FORTALECIMIENTO DE INVESTIGACIÓN Hacia la construcción de un Tomógrafo de Impedancia Eléctrica (EIT) para la zona del antebrazo humano,” Cartago, 2017. [Online]. Available: [https://repositoriotec.tec.ac.cr/bitstream/handle/2238/9157/Hacia\\_construccion\\_tomografo\\_impedancia\\_electrica.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://repositoriotec.tec.ac.cr/bitstream/handle/2238/9157/Hacia_construccion_tomografo_impedancia_electrica.pdf?sequence=1&isAllowed=y).
- [8] M. Alvarenga López, “Design of initial prototype for Electrical Impedance Tomography (EIT) for the Human Forearm,” Instituto Tecnológico de Costa Rica, 2017.
- [9] P. Wang, J. S. Lin, and M. Wang, “An image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography based on simulated annealing particle swarm optimization,” *J. Appl. Res. Technol.*,

- vol. 13, no. 2, pp. 197–204, 2015, doi: 10.1016/j.jart.2015.06.018.
- [10] B. De Lema, P. Casan, and P. Riu, “Electrical impedance tomography: Standardizing the procedure in pneumology,” *Arch. Bronconeumol.*, vol. 42, no. 6, pp. 299–301, Jun. 2006, doi: 10.1157/13089542.
- [11] D. Garg and V. Goel, “Design and development of Electrical Impedance Tomography (EIT) based System,” *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 74, no. 7, pp. 33–36, Jul. 2013, doi: 10.5120/12901-9848.
- [12] A. Adler and A. Boyle, “Electrical impedance tomography: Tissue properties to image measures,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 11, pp. 2494–2504, 2017, doi: 10.1109/TBME.2017.2728323.
- [13] H. Spieler, “Measurements-I. Detectors and Electronics Overview Helmuth Spieler,” Istanbul, 2002. Accessed: Mar. 15, 2021. [Online]. Available: [https://www-physics.lbl.gov/~spieler/ICFA\\_Istanbul/](https://www-physics.lbl.gov/~spieler/ICFA_Istanbul/).
- [14] V. L. D. S. N. Button, “Chapter 2-Electrodes for Biopotential Recording and Tissue Stimulation,” in *Principles of Measurement and Transduction of Biomedical Variables*, Elsevier, 2015, pp. 25–76.
- [15] J. X. J. Zhang and K. Hoshino, “Implantable and wearable sensors,” in *Molecular Sensors and Nanodevices*, Elsevier, 2019, pp. 489–545.
- [16] A. Albulbul, “Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements for modern medical technology,” *Bioengineering*, vol. 3, no. 3, 2016, doi: 10.3390/bioengineering3030020.
- [17] Swain, Schultz, and Dawson, “Naval Materials Science and Engineering Course Notes Chapter 2 Corrosion and electromotive potential.”
- [18] T. Ragheb and L. A. Geddes, “The polarization impedance of common electrode metals operated at low current density,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 19, no. 2, pp. 151–163, Mar. 1991, doi: 10.1007/BF02368466.
- [19] B. Taji, A. D. C. Chan, and S. Shirmohammadi, “Effect of Pressure on Skin-Electrode Impedance in Wearable Biomedical Measurement Devices,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 67, no. 8, pp. 1900–1912, Aug. 2018, doi: 10.1109/TIM.2018.2806950.
- [20] P. Tallgren, S. Vanhatalo, K. Kaila, and J. Voipio, “Evaluation of commercially available

- electrodes and gels for recording of slow EEG potentials,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 4, pp. 799–806, 2005, doi: 10.1016/j.clinph.2004.10.001.
- [21] “Electrocardiograph Electrodes - Class II Special Controls Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff | FDA.” <https://www.fda.gov/medical-devices/guidance-documents-medical-devices-and-radiation-emitting-products/electrocardiograph-electrodes-class-ii-special-controls-guidance-industry-and-food-and-drug> (accessed Mar. 18, 2021).
- [22] M. E. V. Monge, “Finite Element Method Simulation Study of Electrical Impedance Tomography (EIT) for the Human Forearm,” Instituto Tecnológico de Costa Rica, 2014.
- [23] S. B. Ayati, B.-M. Dr, and D. Kerr, “A Portable EIT System for Emergency Medical Care,” 2016.
- [24] D. C. Vásquez, “Master’s thesis presented in partial fulfillment of the requirements to obtain the degree of Master of Science in Electronics – Embedded Systems Major,” p. 100, 2016.
- [25] J. C. de Munck, F. Theo J. C., and H. Rob M., “The Boundary Element Method in the Forward and Inverse Problem of Electrical Impedance Tomography,” *792 IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2000.  
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=844230> (accessed Mar. 11, 2021).
- [26] M. Vílchez-Monge, D. Canales-Vásquez, and R. Rimolo-Donadio, “Image Reconstruction of the Human Forearm by Electrical Impedance Tomography,” *Int. Conf. Work. Bioinspired Intell.*, no. 2017, p. 6, 2017, Accessed: Mar. 10, 2021. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7985535>.
- [27] M. Yasin, S. Bohm, P. O Gaggero, and A. Adler, “Evaluation of EIT system performance,” *IPEM*, vol. 32, p. 851, 2011, doi: 10.1088/0967-3334/32/7/S09.
- [28] H. Guitiérrez Pulido and R. De la Vara Salazar, *Análisis y diseño de experimentos*, vol. 46, no. 5. McGRAW-HILL/INTERAMERICANA EDITORES.
- [29] M. E. Vílchez, “TEORÍA DE MEDICIONES Y OTROS CONCEPTOS BÁSICOS,” Cartago, Costa Rica, 2008.
- [30] H. E. Corporation, “Impedance Measurement Handbook 1st edition,” 2018. Accessed: Mar. 25, 2021. [Online]. Available: [https://www.hioki.cn/ckeditor\\_assets/attachments/812/.pdf](https://www.hioki.cn/ckeditor_assets/attachments/812/.pdf).
- [31] L. Bermúdez Hidalgo, M. Murrell Blanco, A. C. Leandro Sandí, K. Vetrani Chavarría, and M. Mora Marín, “METROLOGÍA GENERAL Y TRAZABILIDAD.”

- [32] D. S. LEMONS, “An Introduction to Stochastic Processes in Physics,” Baltimore, Maryland, 202AD. Accessed: May 25, 2021. [Online]. Available: <http://inis.jinr.ru/sl/vol2/Physics/Термодинамика и стат.физика/Lemons D.S., An Introduction to Stochastic Processes in Physics, 2002.pdf>.
- [33] H. W. OTT, *Electromagnetic compatibility engineering*. New Jersey.
- [34] J. M. Drake Moyano, “INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE COMUNICACIONES - Ruidos e Interferencias: Técnicas de reducción,” CANTABRIA, 2005. Accessed: Mar. 15, 2021. [Online]. Available: <https://repositorio.unican.es/xmlui/handle/10902/7569>.
- [35] C. Biarnés Rabella, “DISEÑO, CARACTERIZACIÓN Y EVALUACIÓN DE ELECTRODOS CAPACITIVOS PARA LA MEDIDA DE ECG Y EEG,” Universidad Politécnica de Cataluña, 2018.
- [36] H. Saadi, T. H. Boumediene, M. Attari, and T. H. Boumediene, “Modeling for Surface Biopotential Recording : Impedance Measurements and Noise,” no. February 2017, 2013, doi: 10.1109/ICABME.2013.6648844.
- [37] L. Fabrizi, A. McEwan, E. Woo, and D. S. Holder, “Analysis of resting noise characteristics of three EIT systems in order to compare suitability for time difference imaging with scalp electrodes during epileptic seizures,” *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 7, 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/7/S16.
- [38] “Adquirir una Señal Analógica: Ancho de Banda, Teorema de Muestreo de Nyquist y Aliasing - NI.” <https://www.ni.com/es-cr/innovations/white-papers/06/acquiring-an-analog-signal--bandwidth--nyquist-sampling-theorem-.html> (accessed Mar. 15, 2021).
- [39] CADENCE PCB SOLUTIONS, “What is Signal to Noise Ratio and How to calculate it? | Advanced PCB Design Blog | Cadence.” <https://resources.pcb.cadence.com/blog/2020-what-is-signal-to-noise-ratio-and-how-to-calculate-it> (accessed May 20, 2021).
- [40] OnMyPhD, “Signal-Noise Ratio (SNR).” <http://www.onmyphd.com/?p=snr.signal.noise.ratio> (accessed May 20, 2021).
- [41] M. Klingspor, “Hilbert transform: Mathematical theory and applications to signal processing,” 2015. Accessed: May 22, 2021. [Online]. Available: <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:872439/FULLTEXT02>.
- [42] G. G. Kumar, S. K. Sahoo, and P. K. Meher, “50 Years of FFT Algorithms and Applications,” *Circuits, Syst. Signal Process.*, vol. 38, no. 12, pp. 5665–5698, Dec. 2019, doi: 10.1007/s00034-

019-01136-8.

- [43] M. M. Ana, “Transformada rápida de Fourier Implementación y algunas aplicaciones,” Universidad de Murcia, 2017.
- [44] K. T. Ullrich and S. D. Eppinger, *Diseño y desarrollo de productos*, McGRAW-HIL., vol. 44, no. 8. 2011.
- [45] C. K. Alexander and M. N. O. Sadiku, *Fundamentos de circuitos eléctricos*, 5th ed. McGraw-Hill Education, 2005.
- [46] “Keysight Technologies (Agilent HP) 4294A used or new for sale at used-line.” <https://www.used-line.com/list-analyzers/impedance/agilent-hp-4294a> (accessed May 23, 2021).
- [47] “Keysight / Agilent / HP 4294A Precision Impedance Analyzer, 40 Hz to 110 MHz.” <https://www.bellnw.com/manufacture/Agilent/4294A.htm> (accessed May 23, 2021).
- [48] A. Al-Ali, A. Elwakil, A. Ahmad, and B. Maundy, “Design of a Portable Low-Cost Impedance Analyzer,” doi: 10.5220/0006121901040109.
- [49] J. Sacristán-Riquelme, F. Segura-Quijano, A. Baldi, and M. Teresa Osés, “Low power impedance measurement integrated circuit for sensor applications,” *Microelectronics J.*, vol. 40, no. 1, pp. 177–184, Jan. 2009, doi: 10.1016/j.mejo.2008.07.003.
- [50] D. Chen, W. Yang, and M. Pan, “Design of impedance measuring circuits based on phase-sensitive demodulation technique,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, no. 4, pp. 1276–1282, Apr. 2011, doi: 10.1109/TIM.2010.2084770.
- [51] D. Okoi, “20 Best Operating Systems You Can Run on Raspberry Pi in 2020,” Mar. 25, 2021. <https://www.fossmint.com/operating-systems-for-raspberry-pi/> (accessed May 21, 2021).
- [52] P. Bruno, “Raspberry Pi 4 OS: Which Operating Systems Can I Run? | All3DP,” 2021. <https://all3dp.com/2/raspberry-pi-4-os/> (accessed May 21, 2021).
- [53] A. Das, “Top 21 Raspberry Pi OS for Various Purposes [2020],” <https://itsfoss.com/>, Apr. 30, 2020. <https://itsfoss.com/raspberry-pi-os/> (accessed May 21, 2021).
- [54] Raspberry Pi Foundation, “Python - Raspberry Pi Documentation.” <https://www.raspberrypi.org/documentation/usage/python/> (accessed May 21, 2021).
- [55] Y. Zhang, Y. S. Wang, and Y. S. Song, “Impedance characteristics for solid Ag/AgCl electrode used as recording electric field generated by vessels in seawater,” *J. Shanghai Univ.*, vol. 13, no.

- 1, pp. 57–62, Feb. 2009, doi: 10.1007/s11741-009-0111-1.
- [56] RAJA®, “Espuma foam: Todo lo que necesitas saber.” <https://www.rajapack.es/blog-es/productos/espuma-foam-sus-usos/> (accessed May 21, 2021).
- [57] mediatrader, “Características y usos de la goma EVA | Consumer,” 2005. <https://www.consumer.es/bricolaje/caracteristicas-y-usos-de-la-goma-eva.html> (accessed May 21, 2021).
- [58] “EVA Properties: Ethylene Vinyl Acetate Properties.” <https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/ethylene-vinyl-acetate/properties-of-eva> (accessed May 27, 2021).
- [59] S. Sanchez Restrepo, “Guía completa: plásticos en la impresión 3D - 3Dnatives,” Jun. 17, 2020. <https://www.3dnatives.com/es/plasticos-impresion-3d-22072015/> (accessed May 27, 2021).
- [60] “CD74HC4067, CD74HCT4067, 16-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer Datasheet,” 2003.
- [61] “Teensyduino: Download and Install Teensy support into the Arduino IDE.” [https://www.pjrc.com/teensy/td\\_download.html](https://www.pjrc.com/teensy/td_download.html) (accessed May 21, 2021).
- [62] CONARE, “Radiografía laboral - Ingeniería mecatrónica,” 2020. Accessed: Jun. 01, 2021. [Online]. Available: <https://radiografia.conare.ac.cr/media/radiografia-laboral-iii-2019/ingenieria/ingenieria-mecatronica.pdf>.

## *Anexo A. TABLAS*

Tabla A-6.2-1. Tabla de necesidades del cliente.

<b>Id</b>	<b>Necesidad</b>	<b>Importancia</b>	<b>Importancia relativa</b>
<b>A</b>	<b>Intercambiabilidad de electrodos</b>		
<b>A1</b>	Fácil intercambio de electrodos.	***	3
<b>A2</b>	Operabilidad con diversos electrodos	***	3
<b>B</b>	<b>Medición de electrodos</b>		
<b>B1</b>	Conocer equivalencia de electrodos.	***!	5
<b>B2</b>	Identificar si los electrodos varían más de un 5%	**!	5
<b>B3</b>	Error de medición menor a un 5%	**!	4
<b>C</b>	<b>Medición de variables</b>		
<b>C1</b>	SNR mayor a 25dB	**!	4
<b>C2</b>	Conocer si los electrodos son aptos para la aplicación.	**!	4
<b>D</b>	<b>Reportes y presentación de datos</b>		
<b>D1</b>	Informe de variables importantes.	**	3
<b>D2</b>	Rango de variación de las variables importantes.	**!	4
<b>E</b>	<b>Transporte, funcionalidad y mantenimiento</b>		
<b>E1</b>	Costo menor al millón de colones.	***	2
<b>E2</b>	Mantenimiento y uso adecuadamente explicado.	***!	4
<b>E3</b>	Transportable en una caja mediana.	**!	4
<b>E4</b>	Confiabilidad y estabilidad en resultados.	***!	5
<b>E5</b>	Independencia de la solución.	**!	4
<b>F</b>	<b>Interfaz de usuario</b>		
<b>F1</b>	Indica información importante .	***	3
<b>F2</b>	Hacer uso de diversos medios para visualizar la información.	**	2

Tabla A-6.2-2. Medición de resistencias disponibles.

<b>Id</b>	<b>Valor teórico (<math>\Omega</math>)</b>	<b>Valor medido (<math>\Omega</math>)</b>	<b>Desv. Estandar (<math>\Omega</math>)</b>	<b>N° de mediciones</b>
<b>R1</b>	100	98.48	0.1549193338	10
<b>R2</b>	100	98.79	0.1449137675	10
<b>R3</b>	100	97.75	0.3247221034	10
<b>R4</b>	100	98.16	0.0632455532	10
<b>R5</b>	100	98.71	0.0316227766	10
<b>R6</b>	10k	9927.5	5	4
<b>R7</b>	10k	9902.5	5	4
<b>R8</b>	10k	9910	0	4
<b>R9</b>	10k	9900	0	4
<b>R10</b>	10	9.8	0	5
<b><math>R_{g\ SS1}</math></b>	1.36 M	1.3541 M	3.6322E+02	5
<b><math>R_{E\ SS1}</math></b>	100	99.2953	1.8243E-03	5
<b><math>R_{g\ SS2}</math></b>	1.36 M	1.3597 M	1.4753E+03	5
<b><math>R_{E\ SS2}</math></b>	100	99.2154	1.8406E-02	5
<b><math>R_{g\ Ag1}</math></b>	130 k	128.923 k	1.2759E+01	5
<b><math>R_{E\ Ag1}</math></b>	220	215.233	7.9561E-03	5
<b><math>R_{g\ Ag2}</math></b>	130 k	128.139 k	1.4498E+01	5
<b><math>R_{E\ Ag2}</math></b>	220	216.138	1.9630E-01	5
<b><math>R_{P\ 100k}</math></b>	100 k	99.0362 k	7.79037155	10
<b><math>R_{P\ 340k}</math></b>	340 k	341.5502 k	28.88309771	10
<b><math>R_{P\ 220k}</math></b>	220 k	216.9820 k	34.85031484	10

A continuación se colocan los valores de los capacitores.

Tabla A-6.2-3. Valores de capacitancia empleados.

<b>Id</b>	<b>Valor teórico (nF)</b>	<b>Valor medido (nF)</b>	<b>Desv. Estandar (nF)</b>	<b>N° de mediciones</b>
<b><math>C_{SS1}</math></b>	2.8	2.7588	6.8044E-03	5
<b><math>C_{SS2}</math></b>	2.8	2.8374	2.6186E-03	5
<b><math>C_{Ag1}</math></b>	12	11.602	1.3081E-01	5
<b><math>C_{Ag2}</math></b>	12	11.405	1.3081E-01	5

Tabla A-6.2-4. Prueba 1 - Resultados de medición Z mux a 500 Hz.

MUX	SNR (dB)	Z  ( $\Omega$ )	Fase ( $^{\circ}$ )
0	102.9085	57.4423	0.0319
1	99.1656	56.2794	0.0459
2	97.5470	57.2900	0.0437
3	94.4859	56.3012	0.0420
4	94.6379	56.6882	0.0258
5	96.4837	55.5420	0.0139
6	95.2564	56.8327	0.0332
7	94.5230	56.9154	0.0542
8	99.4863	58.1820	0.0406
9	98.8911	58.1160	-0.0025
10	97.9928	56.0725	0.0385
11	95.5447	56.9017	0.0247
12	100.9539	56.6886	0.0233
13	96.7309	57.4958	0.0350
14	96.0794	57.2462	0.0384
15	94.9299	57.9552	0.0253

Con  $R_p \sim 10\Omega$ , el valor más cercano es R10, por lo tanto  $R1 = 9.8\Omega$ .

 Tabla A-6.2-5. Prueba 2- $R_p \sim 10\Omega$ .

Frecuencia	D.E promedio	D.E medición
10	0.2872689884	0.1050671611
100	0.3823762648	0.05550965875
250	0.3934438355	0.2162387643
500	0.4346757938	0.0899767956
1000	0.6895142661	0.2161040872

Con  $R_p \sim 50\Omega$ , el valor más cercano es R1 en paralelo con R2, por lo tanto  $R1//R2 = 49.32\Omega$ .

Tabla A-6.2-6. Prueba 2-Rp ~50Ω.

<i>Frecuencia</i>	<i>D.E prom</i>	<i>D.E de D.E</i>
<b>10</b>	0.1342766655	0.02580965771
<b>100</b>	0.1278457896	0.05420008116
<b>250</b>	0.1326512975	0.01616586202
<b>500</b>	0.1390285422	0.01679554712
<b>1000</b>	0.2882384948	0.06808241287

Con  $R_p \sim 100\Omega$ , el valor más cercano es R1 o R2, se elige  $R1 = 98.48\Omega$ .

Tabla A-6.2-7. Prueba 2-Rp ~100Ω.

<i>Frecuencia</i>	<i>D.E prom</i>	<i>D.E de D.E</i>
<b>10</b>	0.09602627103	0.005300828116
<b>100</b>	0.08551484357	0.01593802812
<b>250</b>	0.1133936372	0.01087039595
<b>500</b>	0.1144312895	0.04200082493
<b>1000</b>	0.2325997134	0.02385060302

Con  $R_p \sim 200\Omega$ , el valor más cercano se hace colocando en serie R1 y R2,  $R1 + R2 = 197.27\Omega$ .

Tabla A-6.2-8. Prueba 2-Rp ~200Ω

<i>Frecuencia</i>	<i>D.E prom</i>	<i>D.E de D.E</i>
<b>10</b>	0.1477916505	0.0228490218
<b>100</b>	0.1090714719	0.02978536293
<b>250</b>	0.116374855	0.01697294731
<b>500</b>	0.1532267745	0.0405369227
<b>1000</b>	0.2425829915	0.1139704325

Tabla A-6.2-9. Prueba 2 - medición con 5 repeticiones a 500 Hz.

<b>MUX</b>	<b> Z  (<math>\Omega</math>)</b>	<b>D.E. de Z</b>	<b>Fase (<math>^{\circ}</math>)</b>	<b>D.E de fase</b>	<b>SNR</b>
<b>0</b>	57.7225	0.0842	0.0405	0.0061	101.7094
<b>1</b>	56.6494	0.0373	0.0359	0.0111	96.6511
<b>2</b>	57.5260	0.0494	0.0448	0.0140	98.8891
<b>3</b>	56.6051	0.0289	0.0442	0.0074	97.5238
<b>4</b>	57.0120	0.0678	0.0432	0.0095	97.8168
<b>5</b>	55.8580	0.0336	0.0334	0.0193	98.0838
<b>6</b>	57.1276	0.0381	0.0410	0.0181	96.9890
<b>7</b>	57.3362	0.0118	0.0368	0.0064	96.6552
<b>8</b>	58.4451	0.0484	0.0424	0.0041	98.7080
<b>9</b>	58.4925	0.0909	0.0351	0.0135	99.2966
<b>10</b>	56.3488	0.0582	0.0401	0.0073	97.2017
<b>11</b>	57.2380	0.0319	0.0395	0.0075	98.8126
<b>12</b>	57.0488	0.0656	0.0317	0.0098	95.5453
<b>13</b>	57.8119	0.0553	0.0528	0.0079	96.6039
<b>14</b>	57.4738	0.0361	0.0286	0.0111	96.4129
<b>15</b>	58.2641	0.0615	0.0451	0.0107	96.6256

Tabla A-6.2-10. Prueba 3-Resultados de medición del MUX con diferentes frecuencias

<b>MUX</b>	<b> Z  (<math>\Omega</math>)</b>	<b>D.E Canal (<math>\Omega</math>)</b>	<b>Fase (<math>^{\circ}</math>)</b>	<b>D.E Canal (<math>^{\circ}</math>)</b>
<b>0</b>	57.1661	0.3141	-0.4641	0.4344
<b>1</b>	56.0185	0.2045	-0.4477	0.4253
<b>2</b>	56.9418	0.2356	-0.4672	0.4378
<b>3</b>	56.0130	0.2593	-0.4665	0.4339
<b>4</b>	56.5237	0.2327	-0.4708	0.4461
<b>5</b>	55.3296	0.1869	-0.4678	0.4332
<b>6</b>	56.6973	0.2141	-0.4776	0.4437
<b>7</b>	56.9481	0.2656	-0.4779	0.4483
<b>8</b>	57.1288	0.2260	-0.4747	0.4459
<b>9</b>	57.3278	0.2240	-0.4814	0.4514
<b>10</b>	55.9164	0.2096	-0.4648	0.4370
<b>11</b>	56.8147	0.2686	-0.4747	0.4418
<b>12</b>	56.1863	0.2544	-0.4612	0.4339
<b>13</b>	57.2560	0.2066	-0.4602	0.4389
<b>14</b>	56.6855	0.2010	-0.4559	0.4207
<b>15</b>	57.5908	0.2005	-0.4626	0.4341
<b>Promedio</b>	56.6590	0.9832	-0.4672	0.8288

Tabla A-6.2-11. Prueba 4 - Medición 2 y 3 en la medición de resistencias variadas.

<b>Medición 2</b>				
<b>Canal MUX</b>	C0	C1	C2	C3
<b>Resistencia</b>	R2	R10	R3	R9
<b>Valor nominal (<math>\Omega</math>)</b>	100	10	100	10k
<b>Valor real (<math>\Omega</math>)</b>	98.79	9.8	97.75	9900
<b>Valor medido calibrado (<math>\Omega</math>)</b>	105.47186	10.68171	104.18650	10289.93134
<b>Error</b>	6.7637	8.9971	6.5847	3.9387
<b>Medición 3</b>				
<b>Canal MUX</b>	C0	C1	C2	C3
<b>Resistencia</b>	R3	R3	R2	R10
<b>Valor nominal (<math>\Omega</math>)</b>	100	100	100	10
<b>Valor real (<math>\Omega</math>)</b>	97.75	97.75	98.79	97.75
<b>Valor medido calibrado (<math>\Omega</math>)</b>	103.29620	103.08038	105.27710	10.53308
<b>Error</b>	5.6739	5.4531	6.5666	7.4804

Tabla A-6.2-12. Medición de impedancia de la probeta SS1.

<b>F (Hz)</b>	<b> Z  (Ω)</b>	<b>Z<sub>medida</sub> (Ω)</b>	<b>E (%)</b>	<b>SNR(dB)</b>	<b>%D.E.</b>
<b>9.537</b>	1321.570	1085.839	17.837	31.252	0.382
<b>95.278</b>	552.290	468.315	15.205	31.112	0.364
<b>190.381</b>	295.130	247.768	16.048	30.924	0.138
<b>286.169</b>	198.410	168.468	15.091	30.651	0.206
<b>382.369</b>	150.260	126.966	15.503	30.254	0.054
<b>476.484</b>	121.110	102.049	15.739	29.875	0.167
<b>572.857</b>	100.540	84.571	15.883	29.367	0.042
<b>669.160</b>	86.660	72.463	16.382	28.923	0.089
<b>763.157</b>	75.090	63.555	15.361	28.359	0.042
<b>858.538</b>	66.770	55.869	16.326	27.804	0.047
<b>955.057</b>	60.720	50.301	17.159	27.281	0.114

Tabla A-6.2-13. Medición de la fase de la probeta SS1.

<b>F (Hz)</b>	<b>Fase</b>	<b>fase medida</b>	<b>E</b>	<b>%D.E.</b>
<b>9.537</b>	-12.600	-10.693	15.137	-3.737
<b>95.278</b>	-65.920	-65.712	0.316	-0.234
<b>190.381</b>	-77.390	-78.378	-1.276	-0.077
<b>286.169</b>	-81.550	-82.736	-1.455	-0.142
<b>382.369</b>	-83.590	-85.050	-1.747	-0.038
<b>476.484</b>	-84.820	-87.050	-2.629	-0.062
<b>572.857</b>	-85.690	-88.225	-2.958	-0.025
<b>669.160</b>	-86.270	-89.531	-3.780	-0.035
<b>763.157</b>	-86.750	-90.245	-4.029	-0.039
<b>858.538</b>	-87.090	-91.305	-4.840	-0.024
<b>955.057</b>	-87.340	-92.154	-5.512	-0.091

## *Anexo B. MANUAL USO Y CALIBRACIÓN*

### **B.1 MANUAL DEL BANCO DE PRUEBA**

A continuación se detallará cómo utilizar el banco de pruebas por primera vez y el modo de uso recomendado, además del proceso que se debe seguir para su calibración

### **B.2 MANUAL DE USO**

Antes de iniciar la operación del banco de pruebas asegúrese que ha descargado e instalado las bibliotecas correspondientes en Python y cuenta con el código en Python y en C++.

Para la finalidad del tutorial acá explicado se llamará al código en Python “Codigo Py en Proceso” y el de C++ “Arduino en proceso”.

Para utilizar el banco de pruebas el primer paso es conectar el Teensy y la RPi por medio del puerto USB. Una vez conectados se debe abrir el código en C++ en Arduino IDLE, seleccionar el puerto donde está conectado el Teensy y cargarlo.

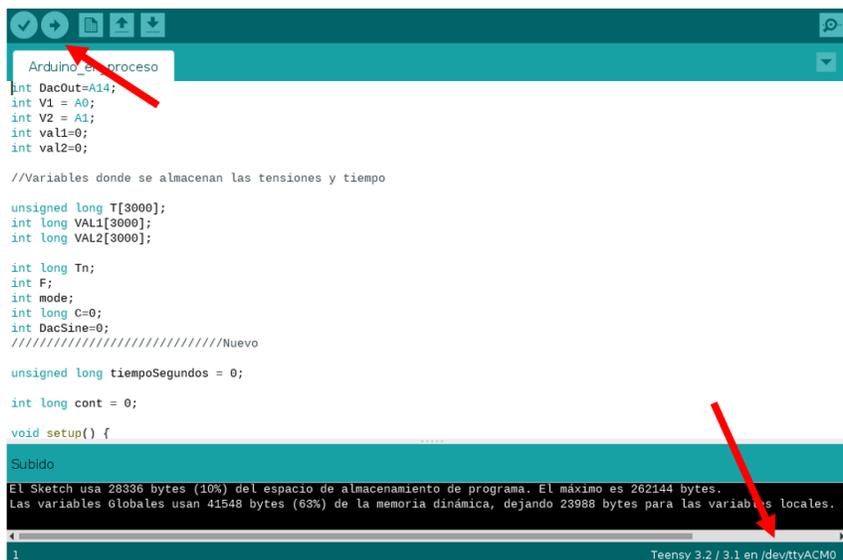


Fig. B-6.2-1. Cargado de código en Teensy.

Luego abrir el código en Python y ejecutarlo.

```

Codigo Py proceso, p... Step over
1 import serial
2 import math
3 import time
4 from time import perf_counter
5 import pandas as pd
6 from gpiozero import LED
7 from copy import deepcopy
8 import scipy
9 import scipy.fft as fft
10 from scipy.signal import hilbert
11
12 import matplotlib.pyplot as plt
13 import numpy as np
14 from numpy import *
15 import os
16 import PySimpleGUI as sg
17 from tkinter import ttk
18 import xlswriter
19 import matplotlib.cm as cm
20
21
22 plt.style.use('seaborn-whitegrid')
23
24 S1 = LED(26)
25 S2 = LED(19)
26 S3 = LED(13)
27 S4 = LED(6)
28 Z_mux=[]
29 Data = []
30
Shell x
frecuencia 2000, electrodo 3 con repeticion 3 de 5 repeticiones
*****
Ruido en señal de entrada es 0.001104575248327162 y en señal de salida 0.037022487491619356
frecuencia 2000, electrodo 3 con repeticion 4 de 5 repeticiones
*****

```

Fig. B-6.2-2. Cargado de código en Raspberry-python.

Se abrirá la interfaz de usuario.

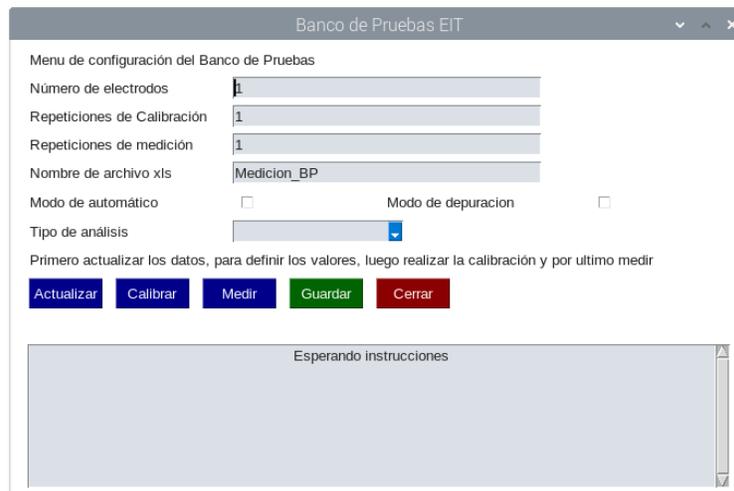


Fig. B-6.2-3. Interfaz de usuario.

Seleccione el número de electrodos que desea medir. Dichos electrodos o probetas deben estar conectadas desde el canal C0 consecutivamente, bien ajustados de forma que si la probeta se mueve no afecte la medición.

Luego si desea encontrar el valor cero o inicial del sistema para eliminar o disminuir ruidos presentes seleccione un número de repeticiones de calibración, a mayor número de mediciones, el valor medido tendrá más posibilidad de converger al valor real.

Posteriormente indique el número de repeticiones para cada medición con los electrodos o las probetas. Indique el nombre con el que desea guardar el archivo .xlsx, el nombre por defecto es Medicion\_BP. Posteriormente indique si desea ejecutarlo en alguno de los modos no ordinarios de funcionamiento, modo automático o depuración.

**Modo automático:** Toma las mediciones de calibración y posteriormente inicia la medición, este modo está pensado para futuras iteraciones del banco de pruebas donde se pueda realizar un cambio de conexión de electrodos o probetas automatizado o si desea encontrar el valor de desviación de la carga de una forma experimental.

**Modo de depuración:** Este modo está concebido para usuarios avanzados que desean ver los valores de cada medición y las gráficas generadas por el sistema. Este modo se utiliza durante la calibración del sistema

Seleccione el tipo de análisis que desea realizar.

Tabla B-6.2-14. Opciones de configuración para el tipo de análisis.

Tipo de análisis	Frecuencia (Hz)
Rápido	10, 250, 500
Normal	10,100,250,500,1000
Extendido	10,100,200,300,400,500,1000,2000

Presione el botón de **Actualizar**, si desea realizar la calibración por defecto del sistema coloque un cable entre el canal del MUX y la referencia por cada electrodo o probeta a medir y presione **Calibrar**. Caso contrario coloque los electrodos o probetas y seleccione medir.

Una vez iniciada la medición aparecerá el siguiente mensaje. Donde se indica la frecuencia, el número de electrodo y la repetición por la que va el sistema de medición.

```

inicio de medicion
+++++
frecuencia 10, electrodo 0 con repeticion 1 de 1 repeticiones
+++++
    
```

Fig. B-6.2-4. Información de progreso en la medición.

Una vez finalizado el proceso de medición aparecerá el siguiente gráfico a modo de resumen de los datos medidos.

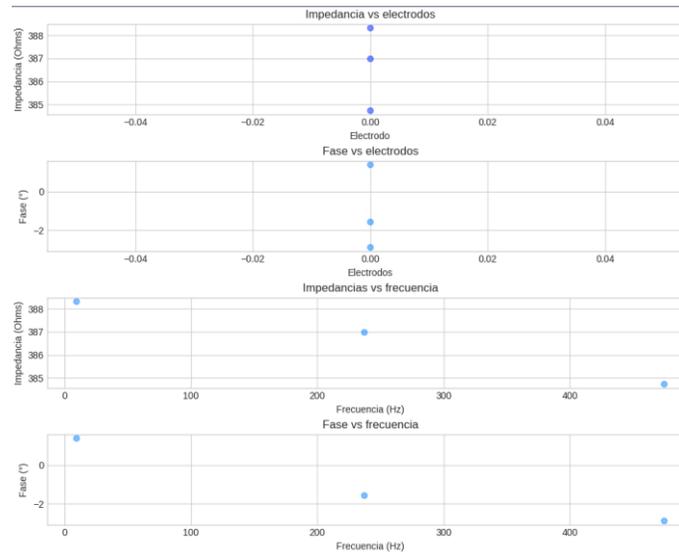


Fig. B-6.2-5. Gráfica con resumen de datos de medición.

Una vez que lo cierre podrá guardar, aparecerá la siguiente información en la interfaz de usuario donde se indica la relación SNR y la variabilidad entre las impedancias de los electrodos utilizados.



Fig. B-6.2-6. Información al final de la medición mostrada en la interfaz de usuario.

Luego si desea guardar los datos de la medición presione **Guardar** y a continuación aparecerá en el escritorio dos archivos con el nombre que indicó, uno es la gráfica resumen y otro es el archivo .xlsx.



Fig. B-6.2-7. Archivos generados al seleccionar Guardar.

Una vez terminada la medición se puede volver a reconfigurar el sistema para realizar otra medición con otro nombre y otros parámetros sin necesidad de cerrar la interfaz. Solo recuerde una vez colocados los datos presionar el botón de **Actualizar**.

### B.3 MANUAL DE CALIBRACIÓN

Para la calibración del dispositivo como se menciona en el apartado de **calibración** del documento principal se presentan dos métodos, siendo el primero el más amplio, pero requiere una mayor disponibilidad para la realización de pruebas. Al iniciar el proceso de calibración, el primer paso es verificar que la casilla de **Modo de depuración** esté seleccionada, se selecciona el tipo de análisis, en este caso se recomienda el análisis extendido, dado que abarca un mayor rango de frecuencias, luego debe seleccionar medir.

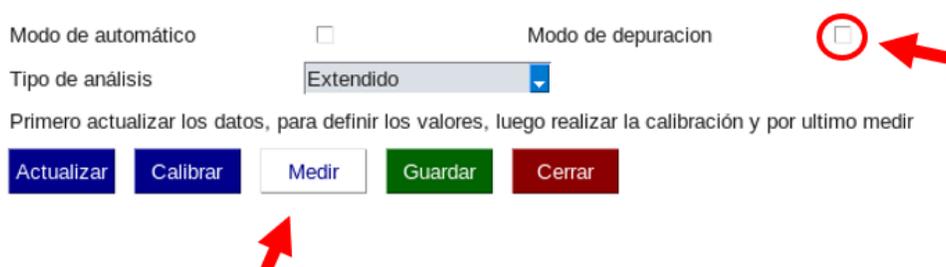


Fig. B-6.2-8. Configuración de Modo de calibración.

En el modo de depuración, se muestran los valores de medición, tales como el valor RMS de la señal medida en la entrada y en la carga, el offset de la señal, la relación SNR y la impedancia medida en modo polar y rectangular, esto permite la verificación de los valores medidos para facilitar el proceso de calibración. A continuación se indica cómo realizar la calibración en cada escenario paso a paso.

#### B.3.1 Método 1 – Calibración por $V$ medida

El primer escenario por considerar es el de la calibración con el valor de tensión medida. Los pasos se muestran a continuación:

1. Retirar la resistencia de prueba y medirla entre 5 a 15 veces, obtener el valor promedio y la desviación de este valor.



Fig. B-6.2-9. Posición de resistencia de precisión.

2. Buscar en el código la línea que dice “VALORES DEL SISTEMA”. Una vez ahí, modificar el valor de Rp por el valor medido.

```
#####VALORES DEL SISTEMA
#No modificar a menos que se est[e calibrando el sistema

#Parametros iniciales
electrodos=1
repeticion_calib=1
repeticion_medi=1

#Frecuecia de comunicacion entre el Teensy y la RP
baud=115200#230400

frecuencias=np.array([])
Z=np.array([])
P=np.array([])

#Valor de resistencia de prueba
#El valor medido es de 67.9994 ohms
Rp=67.9994
```

Fig. B-6.2-10. Modificación de valor de resistencia de precisión.

3. Buscar la función con el nombre de “ajuste” hasta que aparezca al siguiente línea. Comentar dicha función para que el sistema muestre los datos medidos sin los factores correctivos calculados en el documento principal.

```
Z_e = v2_f/I_f #Impedancia de la carga
R_e=mid2/I_dc

#####
#Funcion de ajuste
#Comentar antes de realizar la calibracion
Z_e = ajuste(Z_e,R_e) # Funcion de correccion de impedancia y fase

#Generacion de graficas|
```

Fig. B-6.2-11. Configuración para calibrar con el Metodo 1 y 2.

4. Colocar nuevamente la resistencia en el lugar indicado y colocar las puntas de medición del osciloscopio o del multímetro entre las terminales de la resistencia en modo medición de voltaje.
5. Posteriormente marcar la casilla de **Modo de Depuración**, seleccionar el **tipo de análisis** dependiendo de la cantidad de frecuencias para las que se quiera hacer la calibración y seleccionar el botón de **medir**.
6. El sistema inicialmente hará una medición del ruido y posteriormente indicará inicio de medición.
7. Dado que cada medición dura 0.2 segundos, lo recomendado es utilizar un osciloscopio e iniciar el almacenamiento de información en el instante en que aparezca el marcador de inicio de medición.
8. Una vez terminada la recopilación de los datos y el cálculo de los valores, aparecerán las gráficas de las señales, el ruido medidos y las frecuencias de las señales presentes en la medición, no cerrar estas gráficas hasta que se esté listo para realizar la medición a la siguiente frecuencia, dado que el sistema una vez cerradas las gráficas continua con la siguiente medición.
9. Para mayor facilidad tomar nota de los valores indicados en la pantalla al final de cada medición antes de cerrar las gráficas.
10. Repetir esto la cantidad de veces indicada por el usuario.
11. Una vez terminada la recopilación de la información, corroborar el valor de  $V_{rms}$  y desfase obtenido con el calculado por medio de los datos recopilados en el osciloscopio. Dado que la señal generada por el Teensy tiene un offset dado que este no puede generar tensiones negativas, se resta por medio de software el aporte de la componente DC de la señal para los cálculos de impedancia y de desfase entre las señales.
12. Hacer una revisión de los errores de medición obtenidos y obtener la constante o relación que ligue el error obtenido con el valor medido.
13. Buscar en el código la siguiente línea: “Correccion Metodo 1” y colocar en  $k_1$  y  $k_2$  el valor de los factores de corrección obtenidos.

```
#####
#Calculo de el valor eficaz de los datos recopilados
V1rms=math.sqrt((math.sqrt(np.sum(np.power((V1-mid1),2))/len(V1)))**2)
V2rms=math.sqrt((math.sqrt(np.sum(np.power((V2-mid2),2))/len(V2)))**2)

#####
#Correccion Metodo 1_voltaje
k1=1
k2=1
V1_c=V1rms*k1
V2_c=V2rms*k2
#####

v1_max=mid1+V1rms*math.sqrt(2)
v2_max=mid1+V2rms*math.sqrt(2)
```

Fig. B-6.2-12. Parámetros de calibración para tensiones medidas.

14. Luego buscar la misma línea un poco más abajo donde aparezca k3 y colocar el factor de corrección de la fase.

```
#####
#Calculo de desfase
x1h = hilbert(y1[round(lf/3):round(2*lf/3)])
x2h = hilbert(y2[round(lf/3):round(2*lf/3)])
c1 = np.unwrap(np.angle(x1h))
c2 = np.unwrap(np.angle(x2h))

deltaC=np.array(-c1+c2)#-math.pi/2 -
lendc=len(deltaC)
phase_diff=0
for i in range(lendc):
    deltaC[i] = math.asin(math.sin(deltaC[i]))#math.pi/4-
phase_diff=deltaC.mean()

#####
#Correccion Metodo 1_fase
k3=1
phase_diff=phase_diff*k3S
#####
```

Fig. B-6.2-13. Parámetros de calibración para fase medida.

15. Una vez colocados los parámetros se vuelve a tomar mediciones para verificar si las correcciones aplicadas fueron apropiadas y si el valor del error se disminuye. Después de la aplicación de este método no debe haber necesidad de des comentar la línea comentada en el paso 3.

En dado caso de que se desee mejorar el resultado obtenido para ciertas probetas en específico, se recomienda también aplicar el paso 2, aunque añada más labor al proceso ya realizado.

### B.3.2 Método 2 – Calibración por probeta conocida

Ya sea que las correcciones en el método anterior no fueron suficientes para satisfacer al usuario, se desee calibrar el sistema para un tipo de probeta en específico o no se cuente con los medios para realizar las pruebas del Método 1, se plantea el método alternativo utilizado en el desarrollo del dispositivo y cuyos resultados se aprecian en la etapa de validación. Por lo anteriormente dicho, este método sirve como un paso añadido al método anterior para mejorar aún más los resultados o realizar una calibración diferente e igualmente funcional.

1. Los pasos 1 y 2 del Método 1 son recomendados pero no obligatorios, ahora bien, sí lo es el paso 3 previo a la realización de las mediciones.
2. Elaborar una lista con las probetas por utilizar y realizar entre 5 y 10 mediciones por cada una para tener una mejor noción del valor de esta. Si es una probeta de valor meramente resistivo, es suficiente con medir su resistencia.

3. Si es una probeta de valor resistivo-capacitivo como las empleadas en el proceso de calibración como SS1 o SS2, si se cuenta con un medidor de impedancias, se debe medir su respuesta a diferentes frecuencias, si no se cuenta con uno, se puede obtener teóricamente si se cuenta con un modelo equivalente o la respuesta esperada en frecuencia. En caso de no ser así, es necesario realizar un experimento para medir y obtener la respuesta en frecuencia de dicha carga.
4. Se calcula el valor promedio del la probeta(s) o carga(s) a las diferentes frecuencias en las que se desea medir y si es necesario su desviación estándar para corroborar la estabilidad de la medición realizada con el dispositivo de referencia.
5. Para esta prueba no es necesario tener activado el modo de depuración, a menos que se desee realizar mediciones de comparación en paralelo. Se asumirá que se desmarca la casilla del modo de depuración.
6. Se selecciona la cantidad de repeticiones y el modo de análisis que se desea.
7. Se selecciona un nombre para el archivo donde se almacenarán los valores por medir.
8. Presione en **Medir** y espere a que se termine la medición.
9. Una vez terminado se muestra una gráfica que resumen los datos medidos como la mostrada a continuación.

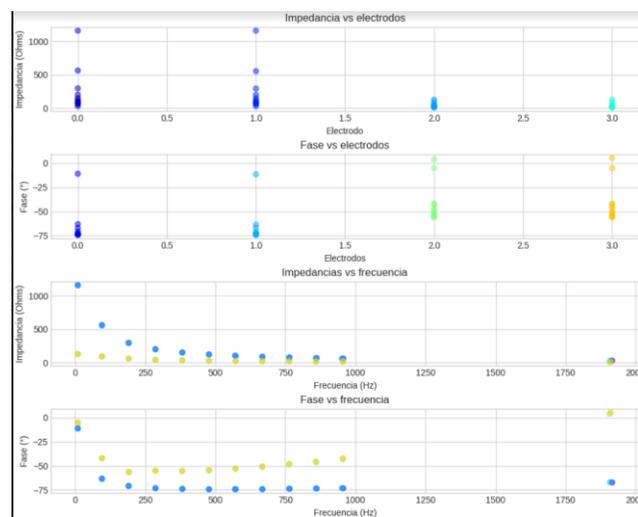


Fig. B-6.2-14. Gráfica resumen de valores medidos.

10. Una vez cerrada, se da selección la opción de Guardar, se abre el documento y se dirige a la página llamada **Variabilidad**.
11. Se seleccionan los datos de medición de impedancia promedio y de fase promedio por cada electrodo o probeta utilizada, luego se hace el análisis para obtener el error de la medición y se elabora una ecuación que describa dicho ruido en término de variables conocidas.

12. Se busca la siguiente línea “Método 2” luego se describen los rangos de análisis de dicha ecuación y las variables necesarias para su calibración, esto es importante en caso de que sea necesario alterar los rangos de fase o alguna variable fuera de las indicadas.

```

#Metodo 2
def ajuste(Z_e,R):
    #Se obtienen las componentes de la impedancia
    Z,phZ=R2P(Z_e)
    #Se obtiene el valor absoluto del [angulo de desfase en grados
    fase=abs(phZ*360/(2*math.pi))
    phase=phZ*360/(2*math.pi)

    if(fase<5):#Para cargas resistivas
        if(1<Z):
            #Constantes de modelo lineal
            k1=0.044
            k2=-3.2
            Er=(k1*Z+k2)/100
            Z=Z/(1-Er)

    if(fase>=5):#Para cargas mixtas
        if(5<fase):
            #Correccion de error en fase
            k1=0.247198
            k2=17.7803
            Ef=(k1*(phase)+k2)/100
            phZ=phZ/(1-Ef)

            #Correccion de Error en impedancia
            Ez=16.048/100
            Z = Z/(1-Ez)

    Z_e = Z*exp(1j*(phZ))
    return Z_e
    
```

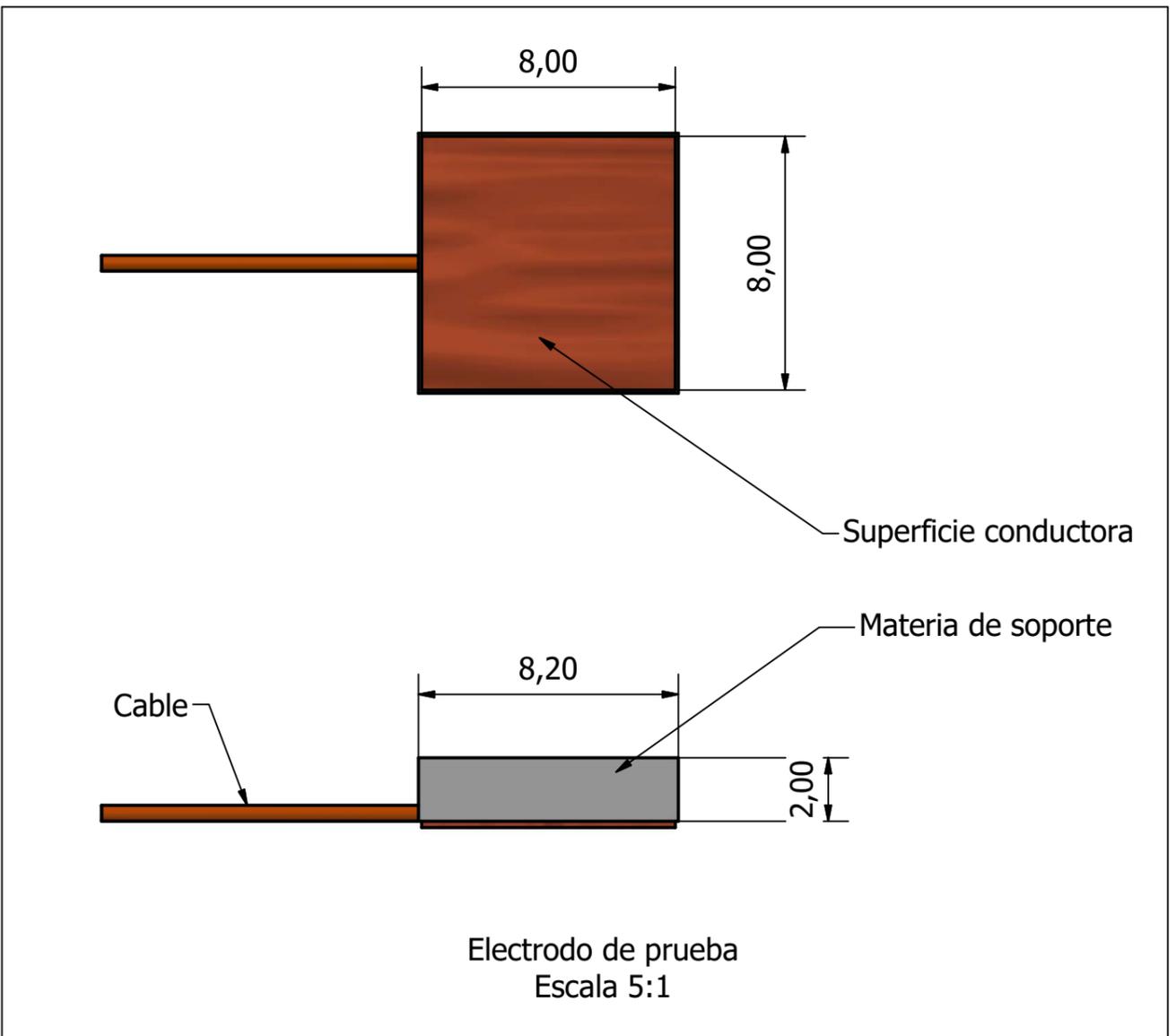
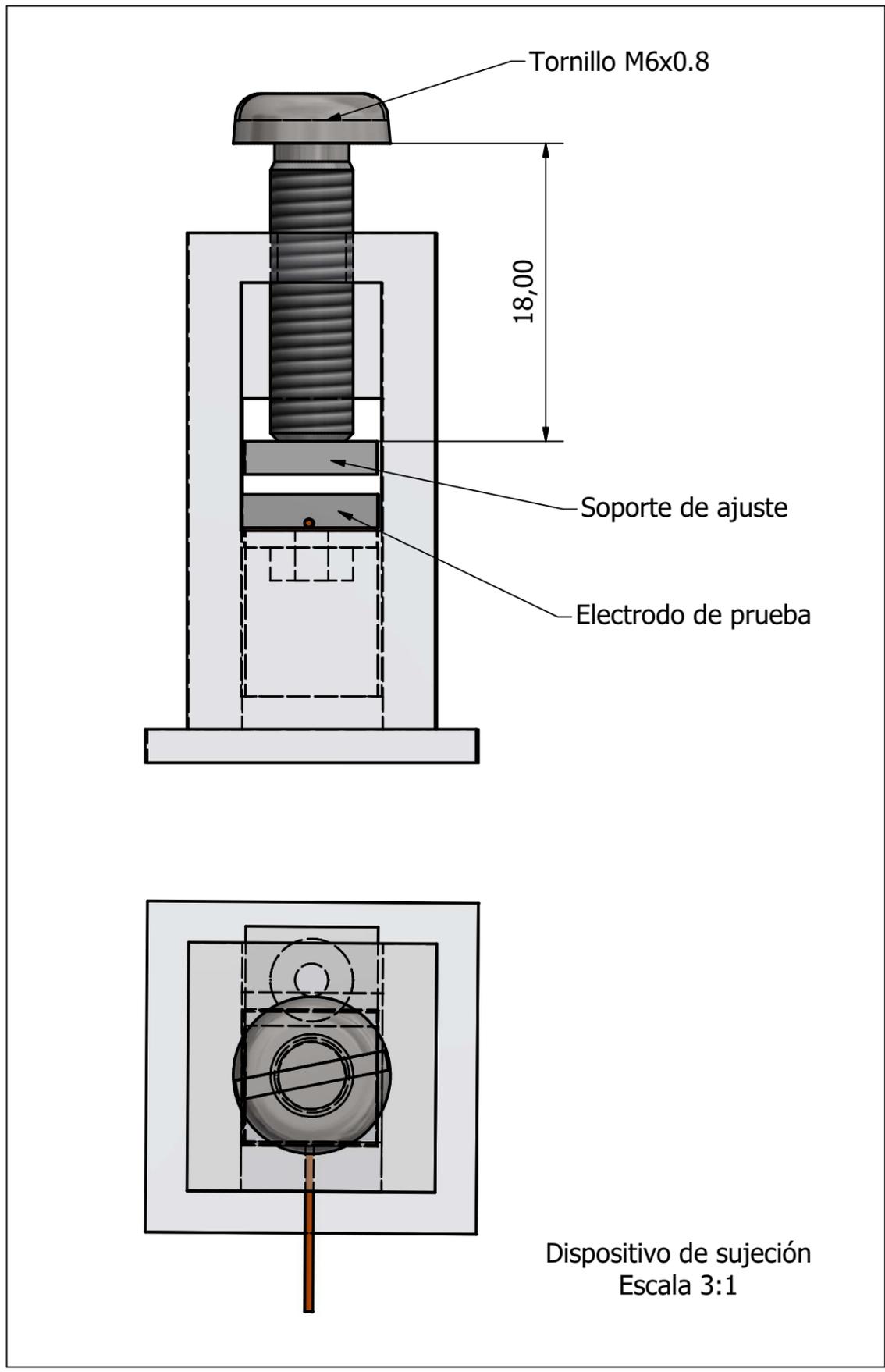
Fig. B-6.2-15. Función de ajuste para la impedancia y fase.

13. El propósito de esta función es realizar el ajuste deseado y retornar el valor corregido de impedancia.
14. Si lo que describe el error es un modelo lineal, se puede utilizar como referencia las ecuaciones planteadas para corregir las caras resistivas y modificar las constantes dadas, en caso de que el error sea descrito por alguna otra relación, dicha relación se debe colocar para el rango de fase o frecuencias planificado.
15. Una vez finalizada calibración, se des comenta la línea de ajuste en la función “ZvsF”, se guarda el código y se deben realizar pruebas para verificar la veracidad del modelo planteado.

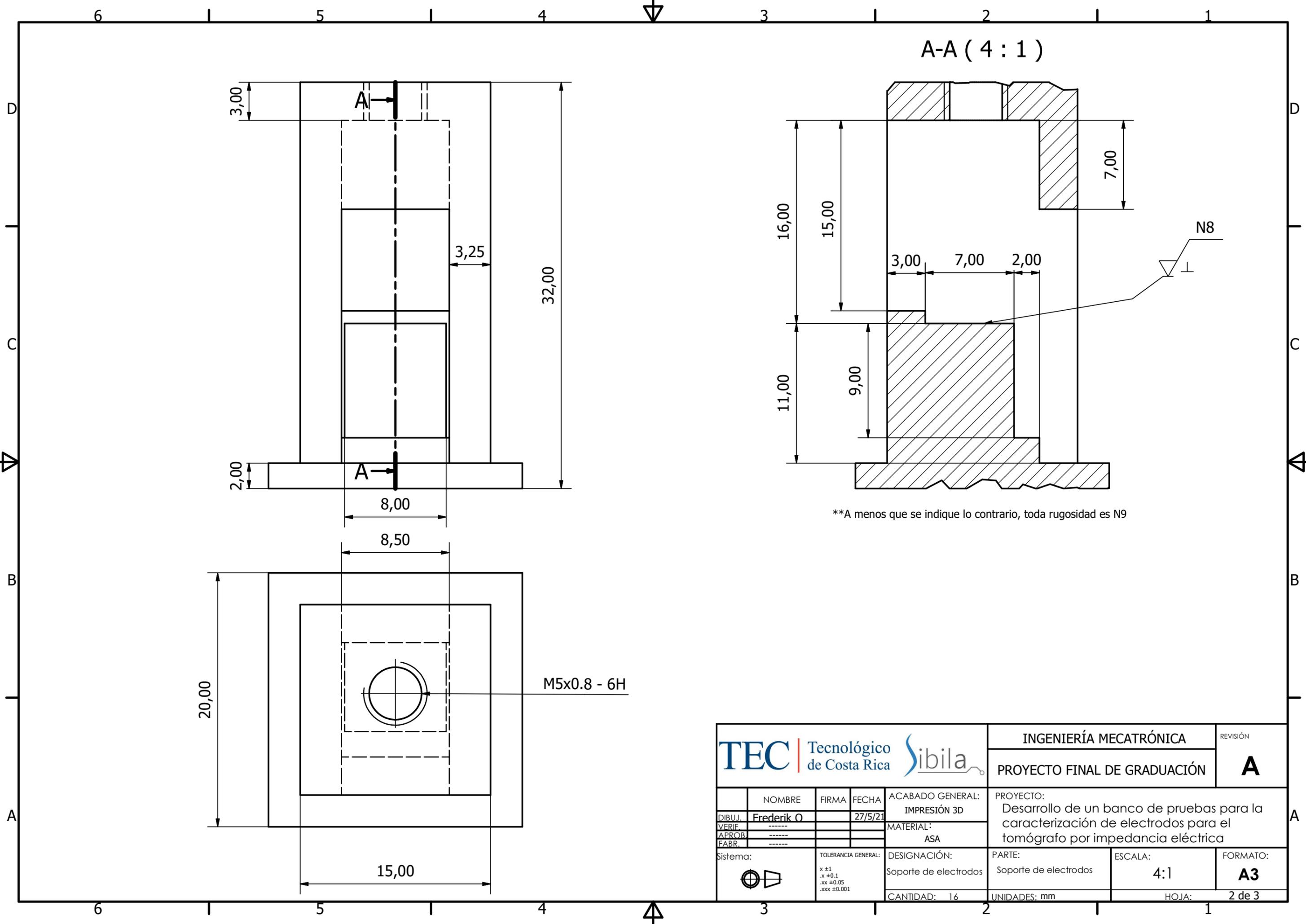
Posterior a esto el sistema queda calibrado y corregido, siendo necesario validar las correcciones realizadas.

## *Anexo C. PLANOS*

---

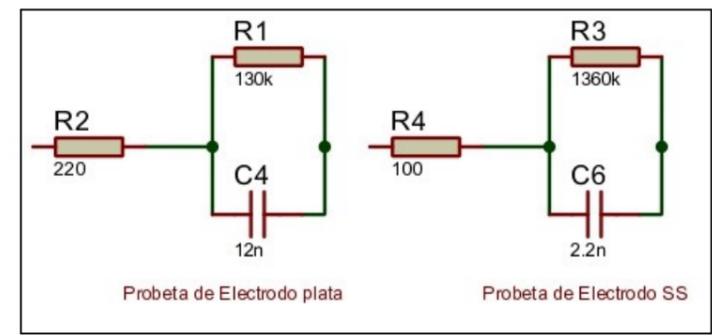
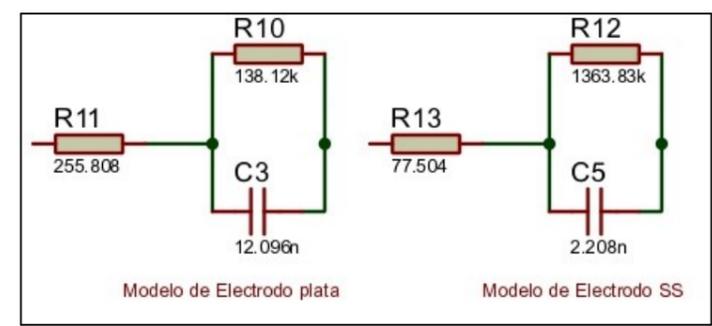
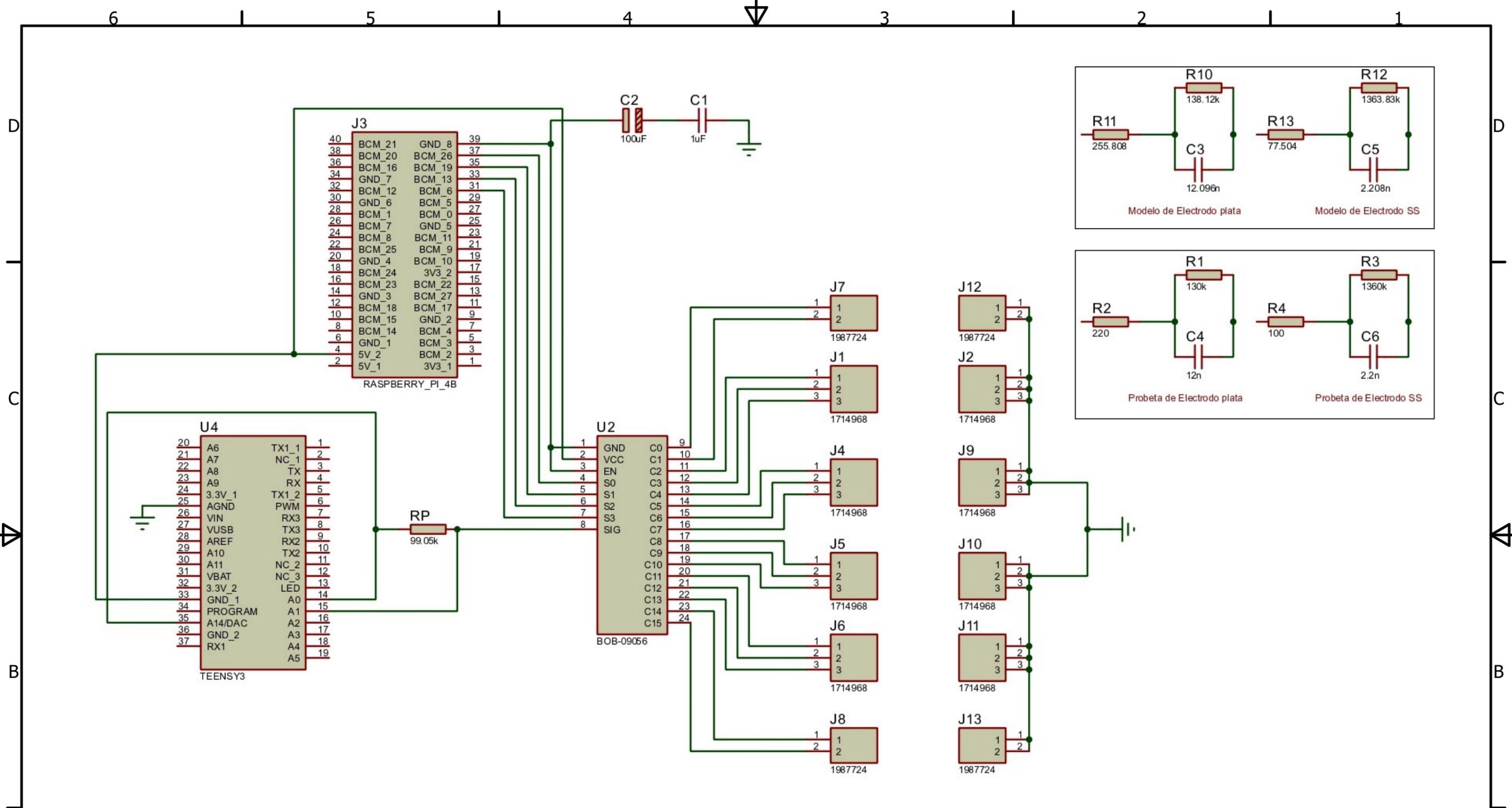


				INGENIERÍA MECATRÓNICA		REVISIÓN	
				PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN		<b>A</b>	
DIBUJ. <b>Frederik O</b> VERIF. ----- APROB. ----- FABR. -----			ACABADO GENERAL: IMPRESIÓN 3D MATERIAL: N/A		PROYECTO: Desarrollo de un banco de pruebas para la caracterización de electrodos para el tomógrafo por impedancia eléctrica		
Sistema: 		TOLERANCIA GENERAL: x +1 .x ±0.1 .xx ±0.05 .xxx ±0.001		DESIGNACIÓN: <b>Indicada</b>		PARTE: Dispositivo de sujeción	
		CANTIDAD: 16		ESCALA: <b>Indicada</b>		FORMATO: <b>A3</b>	
				UNIDADES: mm		HOJA: 1 de 3	



\*\*A menos que se indique lo contrario, toda rugosidad es N9

				INGENIERÍA MECATRÓNICA		REVISIÓN
				PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN		<b>A</b>
NOMBRE		FIRMA	FECHA	ACABADO GENERAL:		PROYECTO: Desarrollo de un banco de pruebas para la caracterización de electrodos para el tomógrafo por impedancia eléctrica
DIBUJ.		Frederik O	27/5/21	IMPRESIÓN 3D		
VERIF.		-----	-----	MATERIAL:		
APROB.		-----	-----	ASA		
FABR.		-----	-----	DESIGNACIÓN:		PARTE:
Sistema:		TOLERANCIA GENERAL:		Soporte de electrodos		Soporte de electrodos
		x +1 .x ±0.1 .xx ±0.05 .xxx ±0.001		CANTIDAD: 16		UNIDADES: mm
				ESCALA: 4:1		FORMATO: <b>A3</b>
				HOJA: 1		2 de 3



				INGENIERÍA MECATRÓNICA		REVISIÓN
				PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN		<b>A</b>
NOMBRE: Frederik O FIRMA: _____ FECHA: 27/5/21			ACABADO GENERAL: IMPRESIÓN 3D MATERIAL: N/A		PROYECTO: Desarrollo de un banco de pruebas para la caracterización de electrodos para el tomógrafo por impedancia eléctrica	
DIBUJ.: _____ VERIF.: _____ APROB.: _____ FABR.: _____			DESIGNACIÓN: N/A CANTIDAD: 1			PARTE: Banco de pruebas y Electrodo ESCALA: N/A HOJA: 3 de 3
Sistema:			TOLERANCIA GENERAL: x +1 .x ±0.1 .xx ±0.05 .xxx ±0.001		FORMATO: <b>A3</b>	