

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN POTENCIOSTATO PORTÁTIL CON UN
SMARTPHONE PARA DETECTAR RESISTENCIA AL FÁRMACO
PIRAZINAMIDA EN TUBERCULOSIS**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR:

Rodrigo Oswaldo Cardenas Diaz

ASESOR:

Roberto Sumiyoshi Furukawa Fukuda

Lima, Enero, 2026

Informe de Similitud


Yo, Roberto Sumiyoshi Furukawa Fukuda, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis/el trabajo de investigación titulado

DISEÑO DE UN POTENCIOSTATO PORTÁTIL CON UN SMARTPHONE PARA DETECTAR RESISTENCIA AL FÁRMACO PIRAZINAMIDA EN TUBERCULOSIS, del autor Rodrigo Oswaldo Cárdenas Díaz,

dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 12%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 30/12/2025.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 30/12/2025

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: <u>Furukawa Fukuda, Roberto Sumiyoshi</u>	
DNI: 41787019	Firma 
ORCID: https://orcid.org/0000-0003-0514-1817	

DEDICATORIA

A mi madre y a mi esposa, por ser los pilares inquebrantables de mi vida; su amor y apoyo constante han sido la fuerza que me impulsó a culminar esta meta.

A mi futuro hijo, que eres mi mayor motivación para seguir esforzándome cada día y construir un futuro mejor.

A mi padre, que, aunque partió debido a complicaciones respiratorias, su memoria vive en cada paso que doy. Esta tesis es un tributo a su vida y el motor detrás de mi vocación por mejorar la salud a través de la tecnología.

A los pacientes que luchan contra la tuberculosis, a quienes dedico mi esfuerzo profesional. Espero que este trabajo contribuya a brindarles el diagnóstico digno y eficiente que merecen.



AGRADECIMIENTOS

A Dios, por otorgarme la fortaleza, la claridad y la bendición de superar cada obstáculo y permitirme llegar con éxito a la culminación de esta meta académica.

A mi familia, por ser mi refugio y mi mayor fortaleza. A mi madre y a mi esposa, cuyo cariño, comprensión y apoyo permanente fueron el cimiento de este proceso; a mi padre, por su ejemplo y legado; y a mi futuro hijo, por ser la luz y la motivación que me inspira a seguir adelante.

Al Profesor Furukawa, por su apoyo incondicional, su dedicación y sus valiosas sugerencias. Su orientación experta y su confianza fueron fundamentales para enriquecer el desarrollo de este trabajo y alcanzar los objetivos propuestos en esta investigación.



RESUMEN

En 1993 la OMS declaró a la Tuberculosis una emergencia global, esto debido a su alta tasa de morbilidad y mortalidad que existía y que aún existe en el mundo, siendo los países más pobres, los más afectados. El Perú no es la excepción y es uno de los que posee la mayor cantidad de contagiados o personas en contacto con esta bacteria (alrededor del 94% de la población).

Con el avance de los años se han desarrollado medicamentos capaces de combatir la enfermedad de manera efectiva. Sin embargo, el *Mycobacterium tuberculosis*, bacteria causante de la tuberculosis, en presencia de ciertos medicamentos muta y se vuelve resistente a ellos haciéndose más complicado su tratamiento.

La tuberculosis es una enfermedad curable, sin embargo, con el fin de tratar al paciente de una manera eficiente es necesario conocer si la tuberculosis que presenta el paciente es resistente o no. De esta manera se tratará la enfermedad de manera correcta y se evitará propagar la enfermedad y sus derivaciones resistentes.

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo diseñar un potencióstato portátil con un smartphone para detectar la presencia de cepas de *M. Tuberculosis* resistentes a pirazinamida en pruebas de esputo utilizando métodos potenciométricos para con ello realizar un diagnóstico más rápido sin afectar la precisión de la resistencia al fármaco.

En el Capítulo 1, se realizará una breve introducción sobre la tuberculosis y su detección. Asimismo, se desarrollará los tipos de resistencia que existen y el método potenciométrico para detectar resistencia al fármaco pirazinamida. En el Capítulo 2, se realizará un análisis de los principales diseños de potencióstatos. Asimismo, se detallarán los requerimientos del sistema. En el Capítulo 3, se procede a detallar el diseño de cada etapa y sub etapa del potencióstato portátil. Finalmente, en el Capítulo 4 se muestran las simulaciones realizadas en Proteus de los circuitos descritos en el diseño para validar su correcto funcionamiento y rendimiento. Este trabajo de tesis finaliza con las conclusiones y recomendaciones pertinentes.

ÍNDICE

1. CAPÍTULO 1: MARCO PROBLEMÁTICO	1
1.1. Tuberculosis y Detección	1
1.2. Bacterias Resistentes a Tuberculosis	3
1.2.1. Método MODS	3
1.2.1. Método Molecular	3
1.3. Declaración de la problemática	3
1.4. Detección de bacilos resistentes a pirazinamida por el método potenciométrico	4
1.4.1. Conceptos de mediciones electroquímicas	4
1.4.1.1. Sensores y Biosensores Aplicados	4
1.4.1.2. Técnicas Electroquímicas	6
1.4.1.3. Celda electroquímica	7
1.4.1.4. Potenciostato-Galvanostato	9
1.4.2. Método potenciométrico de detección de resistencia a pirazinamida	11
1.4.2.1. Mecanismo de acción de Pirazinamida	11
1.4.2.2. Prototipo actual del sistema empleado	14
1.4.2.3. Mediciones realizadas con el potenciostato	16
2. CAPÍTULO 2: ESTADO DE ARTE	18
2.1. Potenciostato	18
2.1.1. Circuito Integrado CMOS básico de un potenciostato propuesto por Turner	18
2.1.2. Circuito Integrado CMOS de un potenciostato para un Biosensor propuesto por Frey	22
2.1.3. Diseño de potenciostato propuesto por Kakerow	23
2.1.4. Resumen de los modelos propuestos para un potenciostato	23
2.1.5. Potenciostatos comerciales	25
2.1.6. Conexión con Celular	26
2.2. Consideraciones para el Potenciostato Portable	28
2.2.1. Especificaciones Generales	28
2.2.2. Requerimientos específicos del sistema	29
2.2.3. Matriz Morfológica	30
2.2.5. Análisis de las soluciones	32
2.2.6. Diagrama de módulos del sistema requerido	34
2.2.7. Diagrama de la solución final	34

2.2.8. Esquemático 3D de la solución final _____	35
3. CAPÍTULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA _____	36
3.1. Esquema general del diseño del potencióstato portable _____	36
3.2. Componentes Electrónicos _____	37
3.3. Etapa de control del voltaje _____	37
3.3.1. Aspectos Generales: _____	37
3.3.2. Sub etapa de microcontrolador _____	38
3.3.3. Sub etapa de Generación de señal triangular de voltaje _____	39
3.3.4. Sub etapa de acondicionamiento y filtrado de la señal triangular de voltaje _____	41
A) Acondicionamiento _____	41
B) Integrador para obtener señal triangular de voltaje requerida. _____	42
C) Filtrado de señal triangular de Voltaje _____	43
3.3.5. Sub etapa de control del Potencióstato _____	47
3.4. Etapa de lectura corriente _____	49
3.4.1. Sub etapa de lectura y conversión de corriente a voltaje _____	49
3.4.2. Sub etapa de acondicionamiento y filtrado de señal _____	52
3.4.3. Sub etapa de conversión de voltaje a frecuencia _____	53
3.5. Etapa de software en Android _____	56
3.5.1. Consideraciones Generales _____	56
3.5.2. Transmisión de Data _____	57
3.5.3. Recepción de Data _____	59
3.5.4. Diagrama de flujo del programa _____	60
4. PRUEBAS Y SIMULACIÓN _____	61
4.1. Etapa de Control de Voltaje _____	61
4.1.1. Sub etapa de microcontrolador _____	61
4.1.2. Sub etapa de generación de onda triangular de voltaje _____	64
4.1.3. Sub etapa de control del voltaje _____	66
4.2. Etapa de Corriente _____	68
4.2.1. Sub etapa de lectura de corriente y conversión de corriente a voltaje _____	68
4.2.2. Sub etapa de acondicionamiento y filtrado de señal _____	70
4.3. Etapa de gráfica en aplicación Android _____	72
4.4. Comparación de capacidades con el Uniscan Instrument PG581 _____	76

5. PRESUPUESTO	79
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	80
BIBLIOGRAFÍA	81



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación esquemática de un Sensor/Biosensor [22]	5
Figura 2. Transductor de un Sensor/Biosensor [23]	5
Figura 3. Curva Típica de un experimento de amperometría [6]	7
Figura 4. Curva Típica de un experimento de voltametría [6]	7
Figura 5. Diagrama de una celda electroquímica de dos electrodos [6]	8
Figura 6. Diagrama de una celda electroquímica de tres electrodos [6]	8
Figura 7. Secuencia de caídas de potencial en el circuito de una celda electrolítica [6]	9
Figura 8. Esquemas de conexiones del potencióstato [7]	10
Figura 9. Ensayo Galvanostático [7]	11
Figura 10. 1) Difusión Pasiva. 2) Liberación del Amoniaco. 3) Eyección por una bomba. 4) Protonar. 5) Por gradiente. 6) Desprotonato. 7)POA inhibe proteína ribosomal S1 (rpsA) [8]	12
Figura 11. Conversión del nicotinamida y pyrazinamida en formas ácidas por la pyrazinamidasa/nicotinamidasa [8]	13
Figura 12. Potencióstato con entrada y salida de datos	14
Figura 13. Conexiones eléctricas de los electrodos [8]	15
Figura 14. En la derecha, el mini sensor es introducido en microplatos de volumen de 100 μ l, en la izquierda el sistema completo.	16
Figura 15. Grafica de logaritmo de concentración de POA en μ M con el voltaje cuando la corriente es -2.06 μ A [8]	16
Figura 16. Gráfica del logaritmo de la concentración de POA en μ M con el voltaje cuando la corriente es -0.9 μ A [8]	17
Figura 17. Esquema del Circuito del sistema de mediciones amperimétricas [9]	19
Figura 18. Diagrama esquemático del Potencióstato CMOS [9]	20
Figura 19. Diseño del potencióstato propuesto por Frey [11]	22
Figura 20. Diagrama de bloques del potencióstato propuesto por Kakerow [10]	23
Figura 21. Esquema de una celda electrolítica de tres electrodos con un potencióstato [6]	24
Figura 22. Amplificador de trans-impedancia [6]	25
Figura 23. Espejo de corriente aplicado a un potencióstato [6]	25
Figura 24. Potencióstato PARSTAT 2273 [24]	26
Figura 25. Esquema del conector Jack TRRS [20]	28
Figura 26. Esquema del sistema requerido.	34
Figura 27. Diagrama de la solución Final [14]	35
Figura 28. Esquemático 3D de la solución Final [14]	35

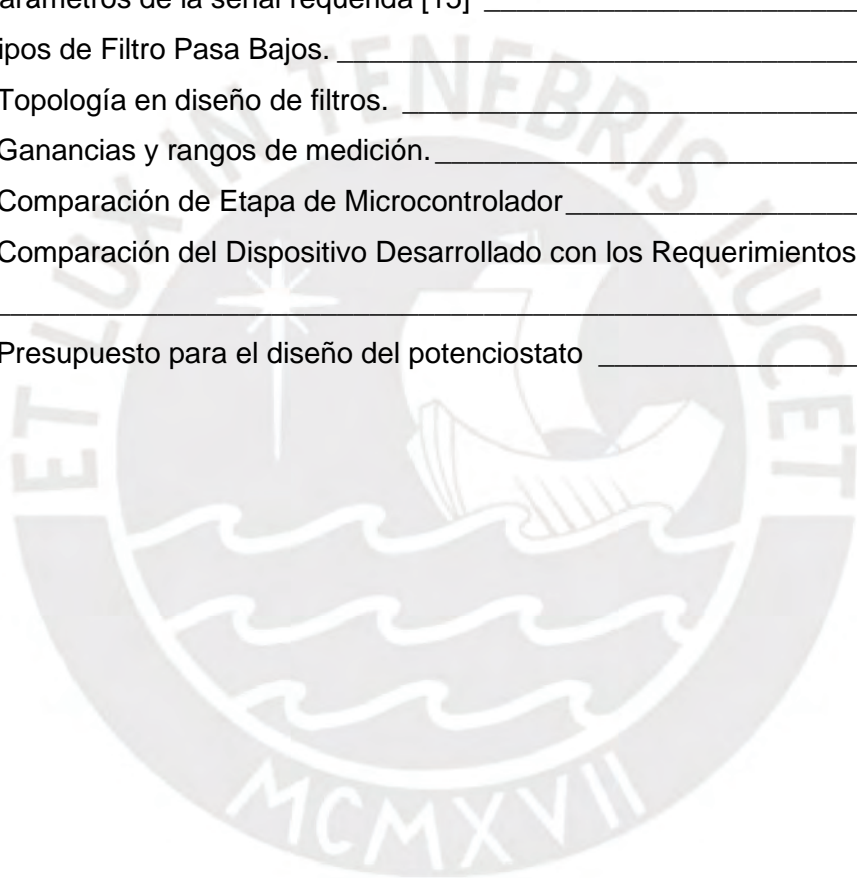
Figura 29. Esquema Funcional del diseño _____	36
Figura 30. Esquema Funcional de la etapa de control de voltaje. _____	37
Figura 31. Forma de Onda de la señal requerida [15] _____	38
Figura 32. Modulo Arduino Uno [21] _____	39
Figura 33. Diagrama de flujo del programa en Arduino. _____	40
Figura 34. Señal PWM con 50% de ciclo de trabajo. _____	41
Figura 35. Circuito de Acondicionamiento de la Señal PWM [15] _____	41
Figura 36. Señal PWM con 50% de ciclo de trabajo de -2.5V a 2.5V. _____	42
Figura 37. Circuito integrador para generar la señal triangular de voltaje. _____	42
Figura 38. Circuito integrador para generar la señal triangular de voltaje _____	43
Figura 39. Configuración de Filtros Pasa Bajos. a) Filtro RLC Pasivo Pasa Bajos. b) Filtro RC Activo Pasa Bajos [15] _____	44
Figura 40. Respuesta de un Filtro Pasa Bajos. a) Filtro Pasa Bajos Ideal. b) Filtro Pasa Bajos Real [15] _____	44
Figura 41. Respuesta de un Filtro Pasa Altos. a) Filtro Pasa Altos Ideal. b) Filtro Pasa Altos Real [15] _____	45
Figura 42. Respuesta de un Filtro Pasa Bandas a) Filtro Pasa Bandas Ideal. b) Filtro Pasa Bandas Real [15] _____	45
Figura 43. Respuesta de ganancia y fase en frecuencia del filtro _____	47
Figura 44. Circuito de filtrado de la señal triangular. _____	47
Figura 45. Esquema del Circuito de control de voltaje [15] _____	48
Figura 46. Circuito de control de voltaje _____	48
Figura 47. Circuito básico para la medición de corriente [15] _____	50
Figura 48. Switch digital DG612 en configuración de una sola. _____	51
Figura 49. Circuito de medición de corriente. _____	51
Figura 50. Amplificación de la señal de voltaje equivalente. _____	53
Figura 51. Etapa de acondicionamiento del voltaje equivalente a la corriente. _____	53
Figura 52. Diagrama interno del conversor LM331 [17] _____	54
Figura 53. Circuito Integrado LM331 como conversor de tensión a frecuencia [17] _____	55
Figura 54. OMTP & CTIA [19] _____	57
Figura 55. Modulación de señal FSK [19] _____	57
Figura 56. Pseudocódigo de etapa de AudioTrack _____	58
Figura 57. Demodulación de la señal [19] _____	59
Figura 58. Pseudocódigo de etapa audioRecord _____	60
Figura 59. Diagrama de Flujo del aplicativo en Android _____	60
Figura 60. Circuito en protoboard del Arduino UNO. _____	61
Figura 61. Pseudocódigo de etapa de Microcontrolador _____	62

Figura 62. Onda cuadrada con 50% de ciclo de trabajo	62
Figura 63. Circuito de acondicionamiento.	65
Figura 64. Circuito de integración	66
Figura 65. Circuito de Control de Voltaje en Proteus 8.	67
Figura 66. Simulación de Etapa de Control de Voltaje.	68
Figura 67. Circuito de Lectura de corriente.	69
Figura 68. Simulación de la etapa de Lectura de corriente.	70
Figura 69. Circuito de acondicionamiento	71
Figura 70. Circuito de Filtrado.	71
Figura 71. Simulación de la etapa de acondicionamiento y filtrado de señal	72
Figura 72. Pseudocódigo de Etapa de Aquisición	73
Figura 73. Pseudocódigo de la etapa gráfica	75
Figura 74. Gráfica de señal de audio	76



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Resultados de Baciloscopia. _____	2
Tabla 2. Dosis de medicamentos anti-tuberculosis de primera línea para personas de 15 años o más. _____	2
Tabla 3. Problemas en la detección de bacilos resistente. _____	4
Tabla 4. Tipos de conexión con el computador _____	27
Tabla 5. Lista de Exigencias. _____	29
Tabla 6. Matriz Morfológica. _____	31
Tabla 7. Evaluación de los conceptos solución. _____	33
Tabla 8. Parámetros de la señal requerida [15] _____	38
Tabla 9. Tipos de Filtro Pasa Bajos. _____	44
Tabla 10. Topología en diseño de filtros. _____	46
Tabla 11. Ganancias y rangos de medición. _____	52
Tabla 12. Comparación de Etapa de Microcontrolador _____	63
Tabla 13. Comparación del Dispositivo Desarrollado con los Requerimientos Uniscan PG581 _____	77
Tabla 14. Presupuesto para el diseño del potencióstato _____	79



1. CAPÍTULO 1: MARCO PROBLEMÁTICO

1.1. Tuberculosis y Detección

La tuberculosis es una enfermedad que afecta a un elevado número de personas en el mundo, siendo el Perú uno de los más afectados. Según el último informe de la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2022), se registraron aproximadamente 10.6 millones de nuevos casos de tuberculosis en 2021. En el Perú, según el Ministerio de Salud (MINSA) se notifican durante el año 2024 aproximadamente 27 mil casos nuevos de enfermedad activa y 17 mil casos nuevos de tuberculosis pulmonar frotis positivo, lo cual es una cifra importante para tomar en cuenta. Las personas con defensas bajas debido a la desnutrición o mala alimentación son más propensas a la enfermedad, razón por la cual el Perú es uno de los países que mayor cantidad de personas con tuberculosis posee [1], [2].

La Tuberculosis es una enfermedad infectocontagiosa causada en la gran mayoría de los casos por la bacteria *Mycobacterium tuberculosis*. Esta bacteria se caracteriza por ser aeróbica, incolora y tener una membrana alcohol-ácido resistente. Además, tiene forma abastionada y tiene una longitud entre 2 y 4 micrómetros y un ancho entre 0.2 y 0.5 micrómetros. Estas características permiten poder detectar la enfermedad mediante métodos fenotípicos [3].

Además de la bacteria en estado natural existe una cepa de *Mycobacterium tuberculosis* que es resistente a antibióticos. De esta manera una vez detectada la enfermedad es necesario determinar qué tipo de cepa tiene el paciente para su correcto tratamiento y control de la bacteria. En función de la resistencia se pueden distinguir dos tipos: Multiresistentes (resistente a rifampicina e isoniazida), Ultraresistentes (resistentes a medicamentos de primera línea y al menos a uno de segunda línea) o extremadamente resistente [3].

El procedimiento regular para determinar si un paciente posee Tuberculosis consiste en realizar una prueba de baciloscopia directa de la muestra de esputo del paciente. Esta prueba consiste en observar mediante el uso de un microscopio la cantidad de bacilos hallados en la muestra. De acuerdo con estos resultados se clasifica según el siguiente cuadro [2].

Tabla 1. Resultados de Baciloscopia.

Resultados del examen microscopio	Informe de resultados de baciloscopia
No se observa bacilos ácidos alcohol resistente (BAAR) en 100 campos observados	Negativo (-)
Se observan de 1 a 9 BAAR en 100 campos observados (paucibacilar)	Número exacto de bacilos en 100 campos
Menos de 1 BAAR promedio por campo en 100 campos observados	Positivo (+)
De 1 a 10 BAAR promedio por campo en 50 campos observados	Positivo (++)
Más de 10 BAAR promedio por campo en 20 campos observados	Positivo (+++)

Fuente: Norma Técnica para la tuberculosis [3]

En caso de que el resultado de la Baciloscopia Directa sea negativo, la muestra de esputo se envía a un laboratorio para la prueba de Cultivo, la cual consiste en colocar dentro de un plato de laboratorio especial la muestra de esputo y vigilarla con el fin de observar la proliferación de bacterias. [2]

El paciente, cuyo resultado de Baciloscopia Directa es positivo, procede a tomar los medicamentos de primera línea, los cuales son medicamentos de muy buena acción bactericida.

Tabla 2. Dosis de medicamentos anti-tuberculosis de primera línea para personas de 15 años o más.

Medicamentos	Primera Fase		Segunda Fase	
	Diaria		Tres veces por semana	
	Dosis (mg/kg)	Dosis máxima diaria	Dosis (mg/kg)	Dosis máxima por toma
Isoniacida (H)	5 (4-6)	300 mg	10 (8-12)	900 mg
Rifampicina (R)	10 (8-12)	600 mg	10 (8-12)	600 mg
Pirazinamida (Z)	25 (20-30)	2000 mg		
Étambutol (E)	20 (15-25)	1600 mg		

Fuente: Norma Técnica para la tuberculosis [3]

1.2. Bacterias Resistentes a Tuberculosis

Con el fin de determinar la resistencia de las bacterias al medicamento, el MINSA recomienda aplicar una prueba MODS en caso de tener un resultado con baciloscopia negativa o aplicar una prueba molecular en caso de tener un resultado con baciloscopia positiva.

1.2.1. Método MODS

La técnica MODS emplea el cultivo en medios líquidos para la identificación del complejo *Mycobacterium tuberculosis*. Su principal ventaja radica en la capacidad de determinar, de forma directa y a partir de muestras de esputo, la sensibilidad del patógeno ante fármacos de primera línea como la rifampicina e isoniacida. Debido al riesgo biológico que implica la manipulación del bacilo, este procedimiento requiere de instalaciones laborales con niveles de bioseguridad adecuados y personal debidamente adiestrado [4].

1.2.1. Método Molecular

Los diagnósticos moleculares constituyen otra alternativa para detectar resistencias a los antibióticos primarios (isoniacida y rifampicina) mediante el estudio del material genético bacteriano. Esta metodología utiliza un sistema de PCR multiplex para amplificar segmentos específicos del ADN; posteriormente, mediante un proceso de hibridación reversa en soportes de nitrocelulosa, se identifican mutaciones en los genes *rpoB*, *katG* e *inhA*. La presencia de estas alteraciones genéticas se visualiza mediante un patrón de bandas en la tira reactiva, lo que confirma la drogorresistencia del espécimen [5].

1.3. Declaración de la problemática

Si bien ambos métodos son eficientes para determinar la resistencia de los bacilos al medicamento, se tiene como principal inconveniente un elevado tiempo de realización (MODS 9 días y molecular 8 horas). Además de ello la necesidad de tener a un personal capacitado para realizar las pruebas [4][5].

Según el último informe mundial de la tuberculosis de la OMS (publicado en 2023), en el año 2022, se estimó 410 000 casos de TB multiresistente (TB-MR). De esta cantidad se estima que solo el 63% de los casos fue detectada y notificada. Con el fin de minimizar este número es necesario mejorar las deficiencias en la detección de resistencia a medicamentos para su correcto tratamiento y control [2].

En la Tabla 3 se muestra los principales hechos que se presentan los métodos actuales de detección de resistencia con sus problemas y causas.

Tabla 3. Problemas en la detección de bacilos resistente.

Hechos	Problemas y Causas
Tiempo para la obtención de los resultados	El cultivo de las bacterias de M. Tuberculosis toma cierta cantidad de días (aproximadamente 15 días).
Gran cantidad de muestras.	Debido a que el cultivo de M. Tuberculosis exige un laboratorio especializado con altas normas de bioseguridad, la gran afluencia de muestras genera una sobrecarga de trabajo que impacta la eficiencia y el tiempo de procesamiento.
Diagnóstico basado en la experiencia del personal.	La determinación de la resistencia a los medicamentos de primera línea depende de la experiencia que tenga el tecnólogo que realiza la prueba.
Contacto con las bacterias resistentes.	El contacto con las bacterias resistentes es un problema que se presenta al cultivar la bacteria. Esto pone en peligro a las personas que realizan estas pruebas. Adicionalmente estas pruebas son realizadas en ambientes con un gran nivel de seguridad.

Fuente: Elaboración Propia

1.4. Detección de bacilos resistentes a pirazinamida por el método potenciométrico

1.4.1. Conceptos de mediciones electroquímicas

1.4.1.1. Sensores y Biosensores Aplicados

Se define a un sensor como aquel instrumento capaz de captar alteraciones de índole física, química o biológica con el propósito de transformarlas en datos que puedan ser medidos y cuantificados. Dentro de esta categoría, los biosensores enzimáticos operan de forma electroquímica, integrando la alta capacidad de detección de las técnicas electro-analíticas con la especificidad natural que poseen los elementos biológicos, especialmente las enzimas [6].

El empleo de enzimas como agentes de reconocimiento biológico se fundamenta en su notable eficiencia catalítica y especificidad selectiva. Estas proteínas interactúan exclusivamente con el analito objeto de estudio, lo que previene distorsiones causadas por otras sustancias presentes en la mezcla y permite la formación de compuestos electroactivos. Dicha función catalítica se sustenta primordialmente en procesos de transferencia de electrones conocidos como reacciones de óxido-reducción (redox).

Finalmente, el transductor convierte la reacción enzimática en una señal eléctrica que, tras ser procesada, permite cuantificar con precisión el analito. Esta tecnología se emplea actualmente en biosensores para detectar sustancias como alcohol, glucosa o fructosa.

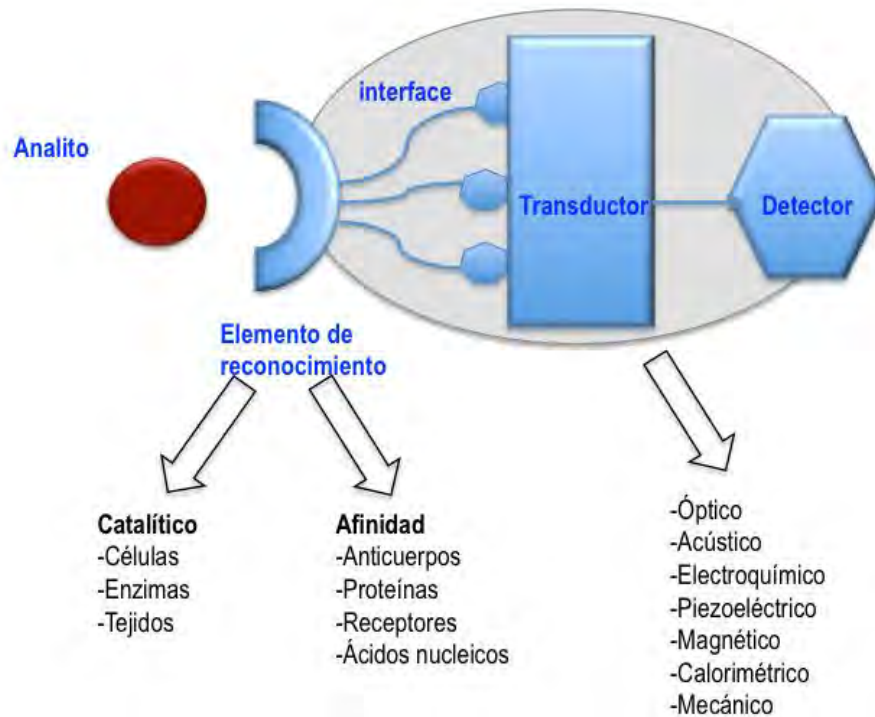


Figura 1. Representación esquemática de un Sensor/Biosensor [22]

La amplia adopción de los biosensores enzimáticos se basa en su elevada selectividad, capacidad que les permite identificar un analito específico incluso en mezclas complejas. Como se observa en la Figura 1, estos dispositivos cuantifican la sustancia mediante el monitoreo de los efectos de la catálisis enzimática.

Según el sistema, esta interacción puede generar variaciones cromáticas, fluctuaciones en la densidad de electrones o protones, intercambios gaseosos o liberación de energía (térmica o lumínica). Todas estas alteraciones son captadas por un transductor que, como detalla la Figura 2, convierte la respuesta bioquímica en una señal amplificada, facilitando así su lectura y análisis por parte del operador.



Figura 2. Transductor de un Sensor/Biosensor [23]

En la actualidad, el desarrollo de diversos biosensores y sensores de tipo electroquímico, acoplados a transductores específicos, ha permitido su integración en sectores estratégicos como la salud clínica, la seguridad agroalimentaria y el monitoreo ambiental. Algunas de sus aplicaciones más destacadas incluyen:

- Análisis ambiental y alimentario: Sensores electroquímicos para detectar metales pesados en agua, así como azúcares y contaminantes en sangre y alimentos.
- Control metabólico: Dispositivos enzimáticos para el monitoreo de glucosa, fructosa y alcoholes en la industria alimentaria.
- Diagnóstico de patologías complejas: Inmunosensores para la detección precoz de cáncer de próstata, celiaquía, Alzheimer e infartos.
- Detección de agentes infecciosos: Genosensores clínicos para identificar patógenos como el virus del SARS y bacterias causantes de neumonía.

1.4.1.2. Técnicas Electroquímicas

La popularidad de los biosensores radica en su capacidad para efectuar detecciones electroquímicas de manera económica, sencilla y eficiente. La elección de la metodología específica depende directamente del parámetro físico que se desee cuantificar: si el objetivo es medir el flujo de electrones, se recurre a la amperometría o voltametría; si se busca medir el potencial, se emplea la potenciometría; y si se analizan los cambios en la conductividad del entorno, se utiliza la conductimetría.

Para la identificación de cepas bacterianas que presentan resistencia a la pirazinamida, se opta por dispositivos amperométricos. En este caso, la variable crítica es la corriente producida, la cual suele situarse en el rango de los nanoamperios; este valor es un factor esencial que condiciona el diseño integral del sistema de medición.

A) Amperometría

Este método se basa en mantener un potencial eléctrico constante entre el electrodo de referencia y el de trabajo. Al producirse un proceso de electrólisis (oxidación o reducción) en la superficie de trabajo, se genera una corriente eléctrica cuya magnitud es directamente proporcional a la concentración del analito en la muestra.

El protocolo operativo inicia con una fase de calibración para establecer una curva de referencia. Bajo un potencial fijo, los electrodos se sumergen en una solución amortiguadora para garantizar la estabilidad del pH hasta que la corriente basal se estabiliza. Posteriormente, se introducen cantidades precisas de un patrón conocido, repitiendo el ciclo según el modelo de ajuste requerido, ya sea lineal o polinómico.

Para determinar la concentración en una muestra desconocida, se recupera la línea base con solución nueva y se añade el espécimen. Una vez que la señal se estabiliza nuevamente, se calcula el diferencial de corriente respecto al valor inicial. Finalmente,

este dato se interpola en el gráfico de calibración para obtener la concentración exacta presente en el estudio.

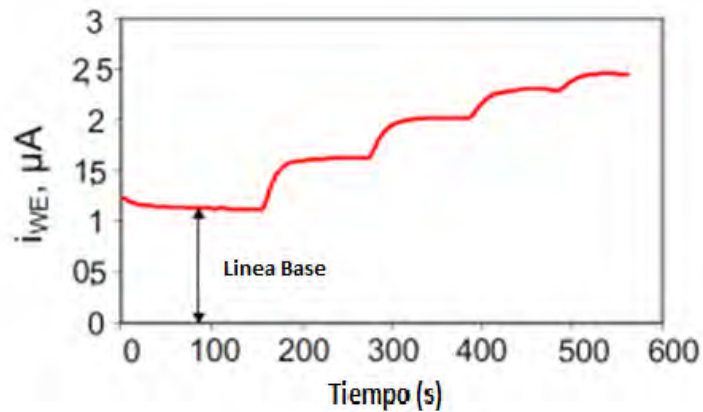


Figura 3. Curva Típica de un experimento de amperometría [6]

B) Voltametría

A diferencia de los métodos amperométricos, la voltametría no emplea un potencial fijo. En su lugar, se aplica una variación progresiva de la tensión (barrido de potencial de escaneo) siguiendo diversos esquemas operativos, como el que se ilustra en la Figura 4. En esta técnica, la reacción del dispositivo se manifiesta mediante un pico o una meseta de corriente, cuya magnitud mantiene una relación proporcional con la densidad del analito en cuestión

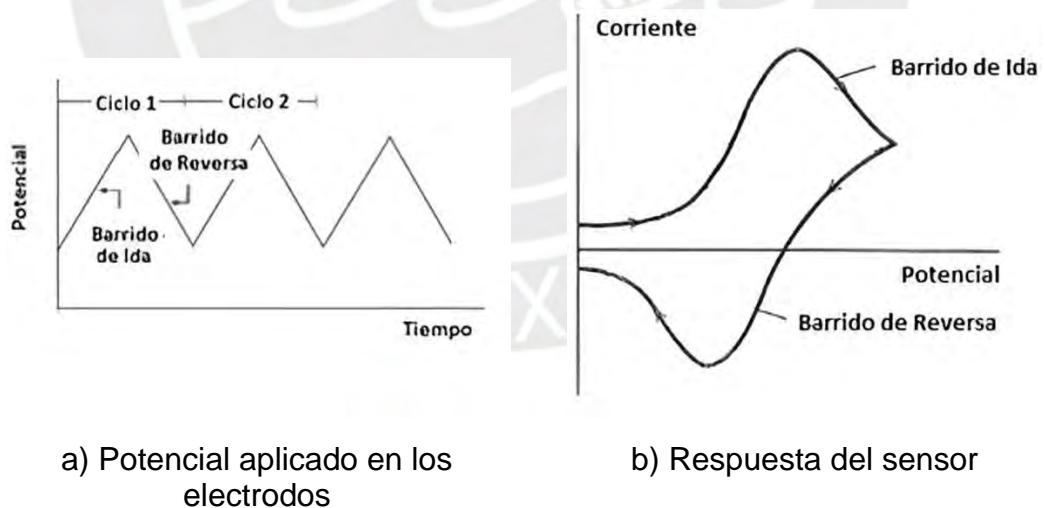


Figura 4. Curva Típica de un experimento de voltametría [6]

1.4.1.3. Celda electroquímica

Una celda electroquímica constituye un sistema diseñado para inducir transformaciones químicas mediante el suministro de corriente eléctrica. Para la ejecución de estos ensayos, se requiere un equipamiento mínimo de dos terminales: un ánodo y un cátodo, que facilitan la ocurrencia de las reacciones de transferencia

de electrones (redox). Generalmente, esta configuración básica emplea un electrodo de trabajo, donde se integra el componente biológico y ocurre la reacción de interés, y un electrodo de referencia, cuya función es mantener condiciones estables para la medición, tal como se esquematiza en la Figura 5.

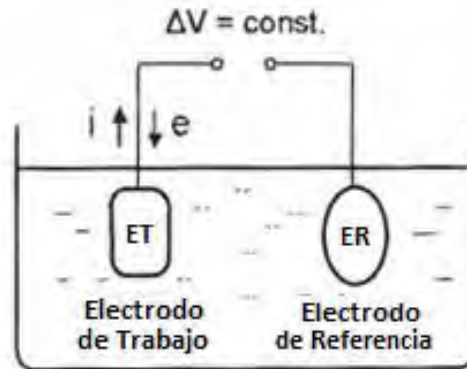


Figura 5. Diagrama de una celda electroquímica de dos electrodos [6]

No obstante, este diseño de dos terminales presenta restricciones operativas importantes. Durante el proceso, la corriente generada fluye a través del electrodo de referencia, provocando su polarización y alterando el potencial establecido. Debido a la inexistencia de electrodos de referencia con impedancia nula que eviten este fenómeno, la solución técnica consiste en integrar un tercer componente al sistema.

Este elemento adicional se denomina contraelectrodo o electrodo auxiliar. Fabricado usualmente con materiales inertes como oro o platino para evitar reacciones no deseadas con el medio, su propósito es desviar el flujo de corriente a través de sí mismo en lugar de permitir que pase por el electrodo de referencia. Esta arquitectura mejorada, ilustrada en la Figura 6, permite preservar la estabilidad del potencial entre los electrodos de trabajo y referencia, resolviendo eficazmente las deficiencias de polarización del sistema anterior.

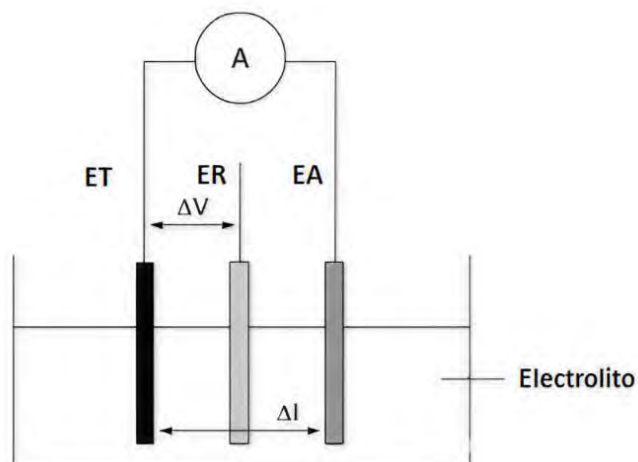


Figura 6. Diagrama de una celda electroquímica de tres electrodos [6]

1.4.1.4. Potenciostato-Galvanostato

A) Potenciostato

El estudio de las curvas de polarización requiere el uso de un potenciostato, el cual permite fijar y controlar una diferencia de potencial específica en la zona de contacto entre el electrodo de trabajo y la solución. Al conectar una fuente de energía eléctrica externa entre dicho electrodo y un contraelectrodo (ambos inmersos en el mismo medio electrolítico), es posible inducir y dirigir el sentido de las reacciones electroquímicas deseadas.

Dentro de la celda electrolítica, el electrodo de estudio experimenta procesos de reducción o disolución con intensidades variables. Este comportamiento está condicionado por factores críticos como la resistencia del electrolito, la polaridad de la fuente entre otros. Estas interacciones generan diversas caídas de potencial a lo largo del circuito, cuyos efectos se detallan gráficamente en la Figura 7.

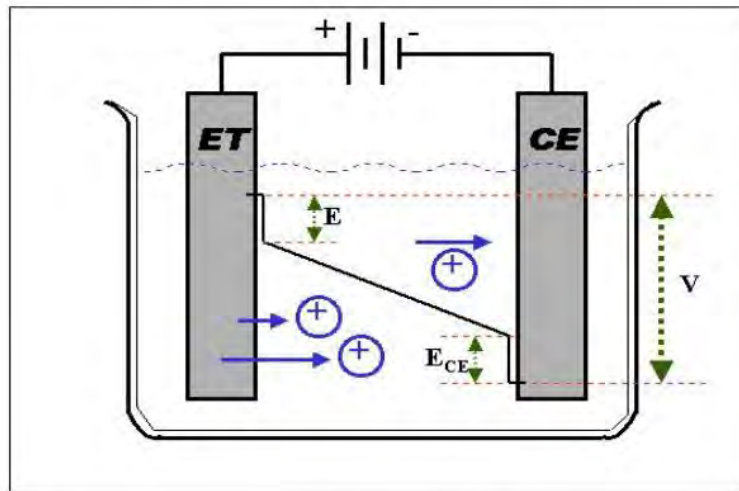


Figura 7. Secuencia de caídas de potencial en el circuito de una celda electrolítica [6]

El valor del potencial en el electrodo de trabajo está condicionado por las caídas óhmicas presentes en el circuito. Asimismo, la estabilidad de esta variable no puede garantizarse de forma pasiva, ya que factores como la variación en la resistencia del medio o la acumulación progresiva de partículas iónicas en la superficie de los electrodos provocan fluctuaciones constantes.

Para gestionar el parámetro de mayor relevancia (el potencial del electrodo) se introduce un electrodo de referencia posicionado con gran proximidad a la superficie metálica analizada, siguiendo el esquema de la Figura 8. Este componente permite una medición directa que sirve de retroalimentación para el generador de tensión.

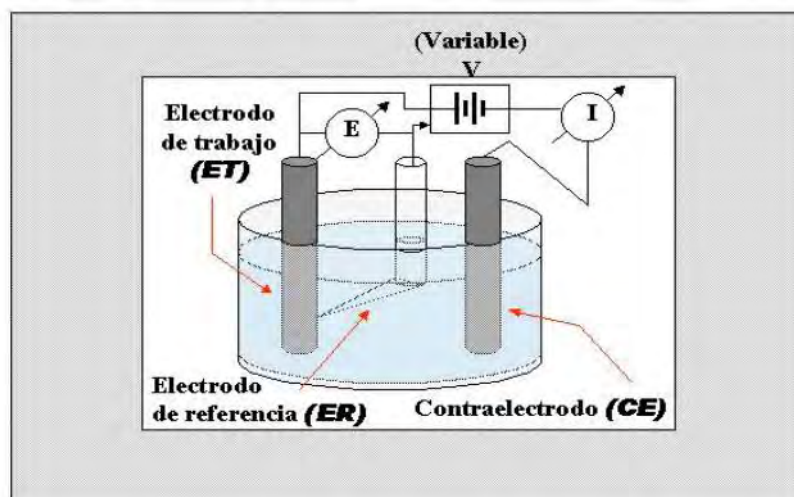


Figura 8. Esquemas de conexiones del potenciostato [7]

El dispositivo utiliza esta señal de referencia para activar circuitos electrónicos internos que ajustan la salida de voltaje en tiempo real. El objetivo primordial es contrarrestar cualquier alteración en la interfaz electrodo-solución, modificando la salida en sentido opuesto al cambio detectado para mantener el potencial estático predefinido por el usuario; de esta función de mantenimiento proviene el término "potenciostato".

Los equipos modernos destacan por su alta velocidad de respuesta y sensibilidades extremadamente finas, del orden de los microvoltios (10^{-6} V) y tiempos de reacción en microsegundos (10^{-6} s). Generalmente, operan con rangos de hasta 3 V y 3 A, aunque existen unidades especializadas capaces de alcanzar los 100 V para aplicaciones de alta potencia.

Estos equipos integran medidores de voltaje y corriente configurados según la Figura 8, conectándose a sistemas externos (como computadoras) mediante interfaces analógicas y digitales. Dichas conexiones permiten tanto el registro de datos como el control operativo del instrumento. Gracias a esto, el usuario puede programar valores de potencial específicos o ejecutar perfiles de variación complejos, incluyendo rampas, escalones y señales senoidales, para un análisis automatizado y preciso [7].

B) Galvanostato

Una estrategia alternativa para la obtención de curvas de polarización consiste en imponer una corriente eléctrica constante y monitorear la evolución del potencial resultante en la muestra. Bajo condiciones de potencial de polarización donde la corriente es nula, las reacciones de carácter anódico y catódico se equilibran en la superficie del metal.

Al forzar el flujo de corriente en una dirección determinada, se impulsa una reacción específica, provocando que el electrodo se polarice hasta alcanzar los niveles de

potencial necesarios para sostener dicha circulación. A diferencia de la técnica anterior, en el galvanostato la variable controlada es la intensidad de corriente, permitiendo que el potencial del electrodo fluctúe libremente durante la medición [7].

Operar bajo una corriente fija resulta técnicamente menos complejo que mantener un potencial estático, ya que prescinde de sistemas de retroalimentación y circuitos electrónicos intrincados. Para ello, basta con integrar una resistencia eléctrica de magnitud significativamente mayor a la impedancia total de la celda, conectada en serie según el modelo presentado en la Figura 9.

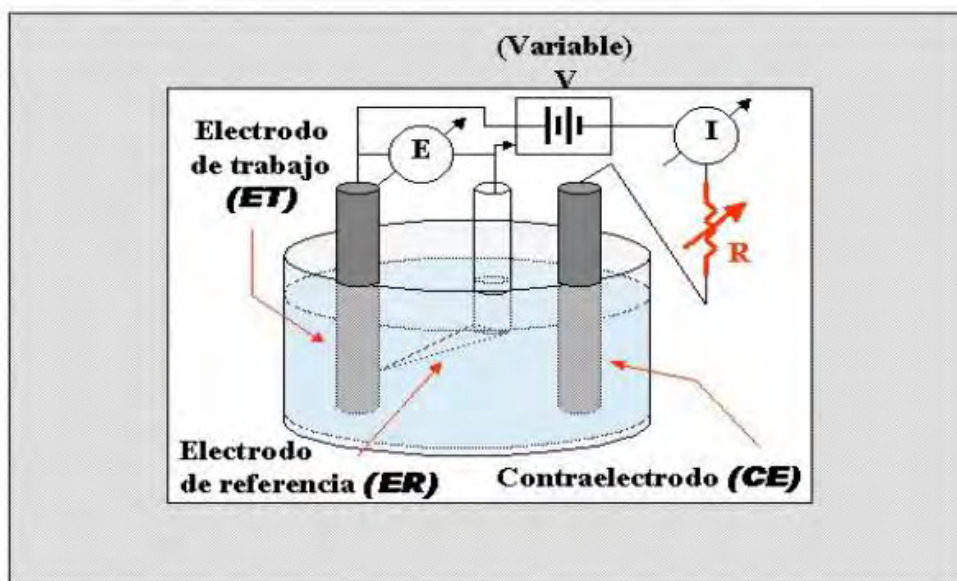


Figura 9. Ensayo Galvanostático [7]

1.4.2. Método potenciométrico de detección de resistencia a pirazinamida

1.4.2.1. Mecanismo de acción de Pirazinamida

Cuando un paciente recibe un diagnóstico de tuberculosis, comienza a tomar los medicamentos de primera línea. Estos medicamentos son de alto poder bactericida e ideales para poder contrarrestar la enfermedad, sin embargo, las cepas resistentes de tuberculosis son inmunes a algunos de estos medicamentos por lo que se requiere de un método rápido, efectivo y barato para poder detectar resistencia a estos medicamentos de primera línea.

Uno de estos medicamentos de primera línea es la Pirazinamida (PZA), el cual es un antibiótico fundamentalmente bacteriostático. Juntamente con la rifampicina y la

isoniacida causan la muerte de una larga cantidad de bacilos durante la fase inicial del tratamiento, reduciendo el tratamiento de 9 a 6 meses [2].

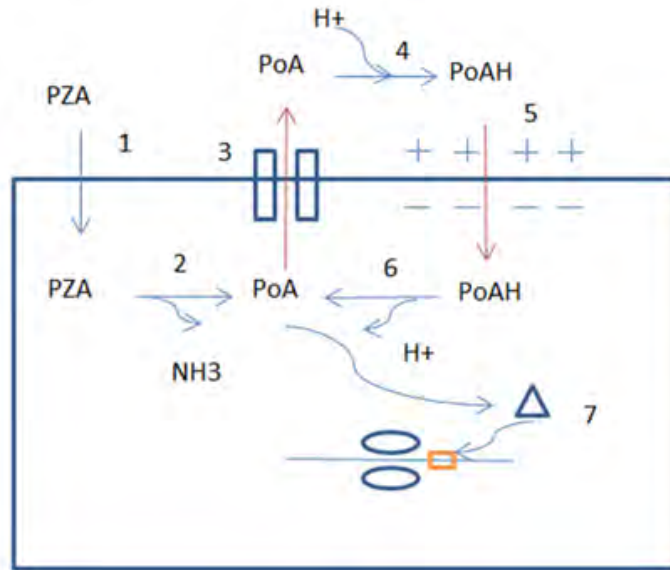
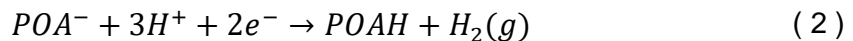


Figura 10. 1) Difusión Pasiva. 2) Liberación del Amoníaco. 3) Eyección por una bomba. 4) Protonar. 5) Por gradiente. 6) Desprotonato. 7) POA inhibe proteína ribosomal S1 (rpsA) [8]

El mecanismo de acción de la Pirazinamida frente a las bacterias de tuberculosis se puede apreciar en la Figura 10. En el paso 1 se observa un movimiento de pirazinamida (PZA) a través de la membrana de la bacteria. Luego en el paso 2, La PZA libera amoníaco, momento en el que la pirazinamida es transformada en ácido pirazinoico (POA) por la pirazinamidasa. Luego en el paso 3, los iones son evacuados por un trasportador, una bomba molecular que es una proteína incrustada a la membrana. Luego en el paso 4, ocurre una trasferencia de protones (protonar), donde ocurre la siguiente reacción:



En medios ácidos ocurre la siguiente reacción:



Luego en el paso 5, la sustancia se mueve a través de la membrana desde un lugar con una alta concentración de la sustancia a una con menor concentración. Luego en el paso 6, ocurre una reacción inversa a la del paso 4. Luego en el paso 7, de acuerdo a nuevos estudios, el POA inhibe el mecanismo de trans-traducción. Por esta inhibición, las bacterias mueren debido a la incapacidad de producir nucleoproteínas. Finalmente, se sabe que, debido al ciclo de eyección, protonar, la

difusión por gradiente y desprotonar, el medio interior de la bacteria se acidifica, y la bacteria muere [8].

En recientes investigaciones, se ha descubierto que el ácido pirazinoico (POA) es un indicador de resistencia del fármaco Pirazinamida (PZA), así que, analizando la concentración de POA se puede determinar la eficiencia del fármaco pirazinamida frente al *Mycobacterium tuberculosis* [8].

Existen algunos factores que afectan la actividad de la PZA. Uno de estos factores es que el pH del medio, el cual es el factor más importante que determina la actividad de la PZA. Una gran cantidad del inóculo reduce la actividad de la PZA. Estudios recientes muestran que largos inóculos causan un incremento en pH de 5.5 a neutro. El incremento del pH podría deberse a la producción de amoníaco en desaminación de la PZA por la encima pirazinamidasa.

La pirazinamidasa (PZasa) es una hidrolasa que convierte el profármaco en la activa forma POA como se muestra en la Figura 11. De acuerdo a la estructura similar, la nicotinamida y PZA son convertidos por la misma encima nicotinamidasa, llamada PZasa, en sus formas ácidas, el POA y ácido nicotínico respectivamente [8].

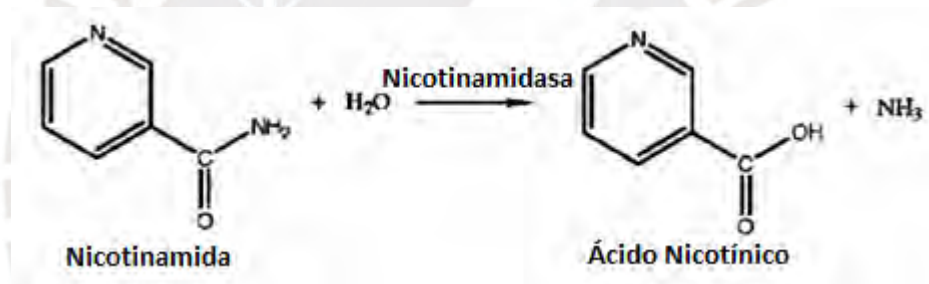


Figura 11. Conversión del nicotinamida y pyrazinamida en formas ácidas por la pyrazinamidasa/nicotinamidasa [8]

Aislamientos clínicos de MTB resistentes a PZA muestran deficiencia en la actividad de PZasa y hay una buena correlación entre la resistencia a PZA y la pérdida de la actividad enzimática [8].

Muestras de MTB resistente a PZA carecen también de nicotinamidasa y Pzasa, son resistentes a nicotinamida también, pero no a otros medicamentos antituberculosos. Mutaciones en el gen *pncA* son el principal mecanismo de resistencia a PZA.

Muestras de MTB resistente a PZA son susceptibles a POA, indicando que la resistencia a PZA es causada por cambios en la actividad del PZasa debido a las mutaciones en el gen *pncA* o en raros casos a mutaciones en el gen regulatorio de *pncA* [8].

Mutaciones identificadas en el gen *pncA* son a menudo en un solo sentido (mutación missense), causando sustituciones de aminoácidos y en otros casos inserción o delección de nucleótidos; también se encuentran mutaciones sin sentido (mutación

nonsense) localizados en la estructura gen de *pncA* o en la región promotora. Las mutaciones son muy diversas y son distribuidas a través del gen. Sin embargo, hay un cierto grado de “agrupamiento” en 3 regiones del *pncA*, 3-17, 61-85 y 132-142. Las 3 regiones donde las mutaciones de *pncA* parecen agruparse, corresponden a tres de los cuatro bucles que contribuyen al esqueleto de la zona activa [8].

Una pequeña porción de mutaciones resistentes a PZA no tienen mutaciones en el gen *pncA*, incluso en la región promotora putativa. Un grupo de estas deformaciones son PZA-negativas, sugiriendo mutaciones en la región promotora o en un desconocido regulador gen del *pncA*, indicando un posible mecanismo alternativo de resistencia a la PZA. Otra posibilidad es un fallo a la entrada de PZA o alteraciones funcionales en la bomba de expulsión [8].

1.4.2.2. Prototipo actual del sistema empleado

El potencióstato usado en esta prueba es un dispositivo de control y medida que mantiene constante el voltaje en una celda electrolítica. Se utiliza este dispositivo con el fin de conocer ciertos valores de corriente en las reacciones químicas que se producen dentro de la celda electrolítica.



Figura 12. Potenciostato con entrada y salida de datos
Fuente: Elaboración Propia

El Potenciostato usado en esta medición fue el Uniscan Instrument PG 581, que se muestra en la Figura 12, con las siguientes especificaciones:

- Procesador dual de 16 bits @ 18MHz
- Adquisición de datos de 16 bits con 100 kHz,
- Tiempo de crecimiento de 1V/us
- Máxima corriente de +/- 20 mA
- Corriente entre el rango de 1nA a 10 mA,
- Resolución de voltaje aplicado de 61 uV.

El sistema electroquímico consiste en un electrodo de trabajo, un electrodo auxiliar (o contador) y un electrodo de referencia. Las conexiones se ilustran en la Figura 13. En este tipo de sistema, una doble capa eléctrica aparece en el sistema heterogéneo.

Inmediatamente después se aplica un voltaje, se forma una capa de solución cargada que consiste en dos partes: una capa interna compacta donde el potencial decrece linealmente con la distancia, y una capa difusa donde el potencial decrece exponencialmente.

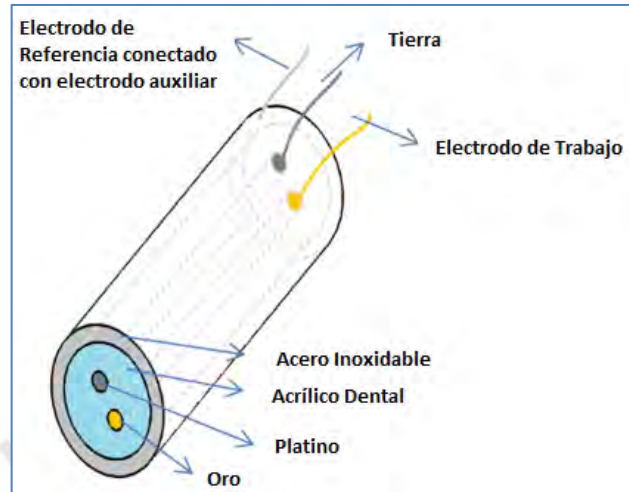


Figura 13. Conexiones eléctricas de los electrodos [8]

Sensor eléctrico: En el estudio realizado se midió empleando el método de voltametría lineal. Debido a la buena reproducibilidad y robustez, no se necesitó protección especial para las pequeñas corrientes.

Fabricación del mini sensor: Las muestras de esputo tienen un volumen de 1.5 mililitros, usando este sensor preliminar se necesitará un volumen de 5ml. Por lo tanto, para analizar la muestra, tenemos que diluirla en agua. Debido a las limitaciones, se necesita construir un mini sensor. El volumen para la muestra a trabajar será de $100 \mu\text{l}$ [8].

El mini sensor que se construyó usó electrodos de oro y platino con un diámetro de 0.5 mm. El cilindro exterior de acero inoxidable tiene un diámetro externo de 4mm y un diámetro interno de 3mm. La aplicación del mini sensor se ilustra en la Figura 14.

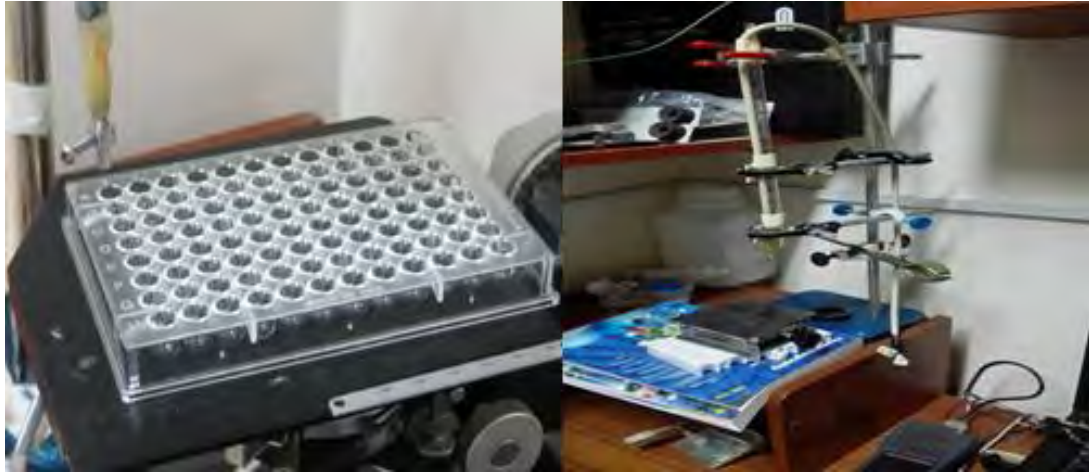


Figura 14. En la derecha, el mini sensor es introducido en microplatos de volumen de $100 \mu\text{l}$, en la izquierda el sistema completo.
Fuente: Elaboración Propia.

1.4.2.3. Mediciones realizadas con el potenciostato

A) Voltametría Lineal con el sensor en Etilenglicol:

Debido al tamaño del sensor, se usó un vaso de precipitado de 10 ml con 5ml de muestra para medir la concentración de POA. Para este experimento, se prepararon soluciones de POA de $10\mu\text{M}$, $100\mu\text{M}$, $500\mu\text{M}$ y $2000\mu\text{M}$ en etilenglicol 25% (en agua). La configuración de la voltametría lineal fue un barrido de -2 V a 2 V con una velocidad de barrido de 0.001 (V/s) y 0.001 voltios por punto. El potenciostato nos dio las siguientes gráficas de tensión vs corriente de diferentes concentraciones de POA.

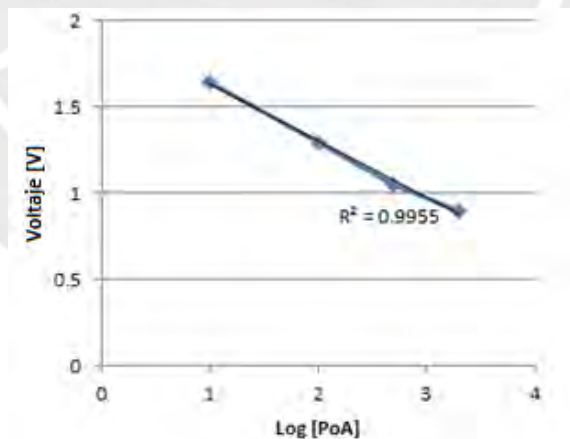


Figura 15. Grafica de logaritmo de concentración de POA en μM con el voltaje cuando la corriente es $-2.06 \mu\text{A}$ [8]

La Figura 15 muestra una correlación logarítmica de la concentración con el voltaje cuando la corriente es $-2.06 \mu\text{A}$. La corriente de $-2.06 \mu\text{A}$ para esta configuración tiene la mejor correlación lineal de la data experimental, otras corrientes no tienen esta buena correlación lineal.

B) Voltimetría Lineal con el mini sensor:

El tamaño del sensor permitió medir muestras de 130ul en microplatos. Se testeó concentraciones de POA en agua con 2 μM , 4 μM , 8 μM , 10 μM , 100 μM , 500 μM , 2000 μM y 10000 μM .

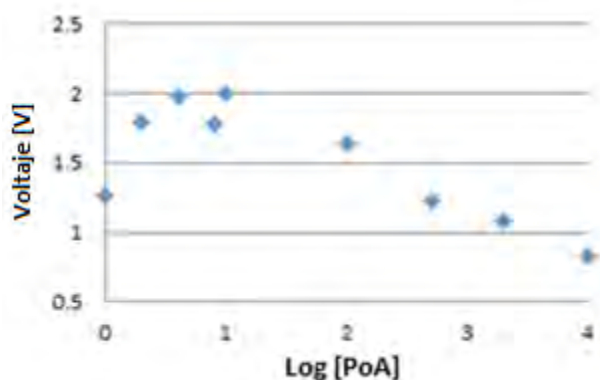


Figura 16. Gráfica del logaritmo de la concentración de POA en μM con el voltaje cuando la corriente es $-0.9 \mu\text{A}$ [8]

De la Figura 16, una gráfica de voltaje vs logaritmo de concentración de POA de la gráfica de Voltaje vs corriente obtenido del potencióstato. Esto puede parecer ser una correlación lineal del logaritmo de la concentración de POA y voltaje de 10 μM a 1000 μM . Dado que los resultados experimentales, del procedimiento de Wayne, detectan al menos 0,5 mM de POA, se puede observar que, comparado con la prueba de Wayne, el método potenciométrico puede detectar 50 veces menos concentración de POA, lo que nos da un método nuevo y más sensible para la detección de POA y con eso, la detección de la resistencia a la pirazinamida en muestras de *M. tuberculosis*.

Al entender el sistema biomecatrónico, que consiste en un mecanismo de acción de un fármaco en el sistema biológico, en este caso el *Mycobacterium tuberculosis*; y con la señal electroquímica, en ese caso la voltimetría del POA, se puede mejorar el diagnóstico actual de resistencia a fármacos, como en el caso de la pirazinamida [8].

2. CAPÍTULO 2: ESTADO DE ARTE

2.1. Potenciostato

Los sensores electroquímicos son aquellos sensores que muestran la detección por medio del voltaje o de la corriente. Estos sensores son comúnmente aplicados en identificación de ADN, clasificación de proteínas, grabaciones neuronales, determinación de glucosa o detección de la variación de pH. Comparado con biosensores ópticos, estos son más económicos y convenientes debido a que no se necesita montajes ópticos caros, como sensores CDD de cámara y lentes. En el procesamiento de la señal cada sensor electroquímico necesita un potenciostato para mantener la estabilidad electroquímica en el sensor y convertir la señal de salida en señal analógica. Entonces el potenciostato es un dispositivo indispensable para los sensores electroquímicos [9].

Se ha realizado investigaciones con el fin de mejorar la eficiencia y la miniaturización del circuito. Así como también lograr reducir el costo del potenciostato. Turner desarrolló un circuito integrado CMOS básico de un potenciostato, Kakerow presenta un potenciostato monolítico. Bandyopadhyay propone un potenciostato multi-canal y Frey propone un chip en donde se integra un potenciostato para un biosensor [9].

2.1.1. Circuito Integrado CMOS básico de un potenciostato propuesto por Turner

Un ensayo amperimétrico de un analito particular consiste en una electrólisis cuantitativa del analito en la solución de prueba. Si una diferencia de potencial suficientemente larga es suministrada entre el ánodo y el cátodo de una celda electrolítica, se asume una capa de difusión lineal (Nernst) de espesor “w” cuando se alcanza una tasa de transporte de masa del analito en estado estacionario. A continuación, una corriente limitada por transporte de masa fluirá en el circuito externo. La corriente es dada por la ecuación 3 para procesos catódicos y la ecuación 4 para procesos anódicos:

$$I_k = -zFAD_{ox}C_{ox} / w \quad (3)$$

$$I_a = -zFAD_{red}C_{red} / w \quad (4)$$

Donde z es el número de moles de electrones transferidos por mol de reacción. F es la constante de Faraday igual a 96 487 C/mol, A es el área del electrodo en metros cuadrado, $D_{ox}(D_{red})$ es el coeficiente de difusión en m^2/s para especies de oxidación (reducción), y $C_{ox}(C_{red})$ es la concentración global en moles/ m^3 de especies de oxidación (reducción) en la solución de prueba. La magnitud del potencial aplicado depende del potencial de las media-celda para el proceso redox particular bajo estudio y el tipo de electrodo de referencia usado. Si la solución de prueba contiene especies electroactivas adicionales que son capaces de ser sometidos a oxidación / reducción en el mismo potencial aplicada como en el analito, entonces unas

Bajo condiciones donde (3) o (4) es válida y el proceso en el RE es no es limitante, el WE se comporta esencialmente como una fuente de corriente dependiente de la concentración que determina la corriente de drenaje de M14. En equilibrio, el amplificador operacional (OA) controla el valor de V_{gs} (voltaje compuerta-fuente). Si la concentración (y por lo tanto la corriente) cambia, la resistencia finita de salida de M14 es suficiente para iniciar un cambio correspondiente en la tensión de entrada diferencial a la OA que a su vez mueve V_{gs} a un nuevo valor de equilibrio [10].

Una aplicación práctica de la red se representa en la Figura 17 y en el esquema de la Figura 18. La conversión I-V se lleva a cabo mediante la corriente que fluye a través de la resistencia de retroalimentación R_o , conectada entre la salida del OA y la entrada inversora, generando un voltaje de salida (V_o). El cátodo se ha conectado a la tierra en la etapa de salida de manera que el voltaje de salida (V_o) puede ser obtenido directamente del circuito. El capacitor C_c proporciona estabilización al sistema [10].

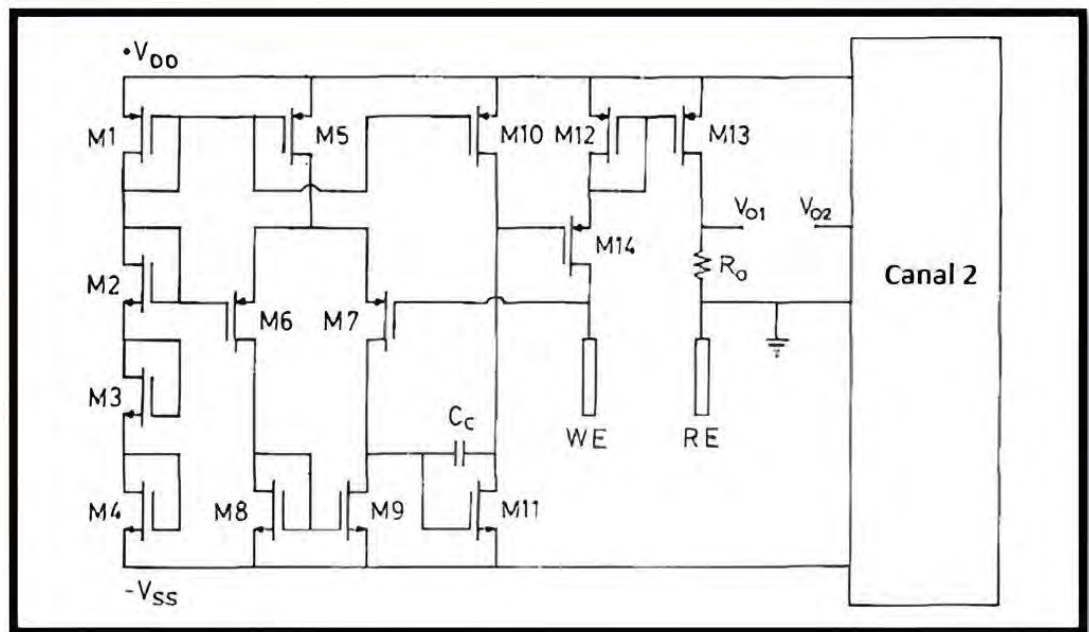


Figura 18. Diagrama esquemático del Potenciostato CMOS [9]

El amplificador operacional usado por Turner no es requerido para la fuente ni la corriente. Se utilizó un diseño simple de dos etapas. La configuración que se usó tiene una ganancia de bucle abierto DC de aproximadamente 90 dB y un ancho de banda de ganancia unitaria de aproximadamente 4 MHz con una corriente de etapa de polarización diferencial de 3.5 mA. Un polo cero ocurre aproximadamente a 0.5 MHz y por lo tanto la estabilidad del sistema de circuito en lazo cerrado depende de la posición del polo a baja frecuencia aportado por la etapa de salida, que a su vez depende de las características de impedancia de los electrodos [10].

Etapa de Salida

Las características de la etapa de salida determinan la sensibilidad de la tensión de salida (V_o) con respecto a la corriente (I_a) dependiente de la concentración del Electrodo de Trabajo (WE o ET). En la presente configuración, la corriente a través del resistor de salida R_o es M veces la corriente del WE (I_a) debido a los electrones liberados por el proceso electroquímico que ocurre en el WE. Esto se traduce en una tensión de salida de $(I_a \cdot R_o)$. Asumiendo WE como ánodo, esto le da una sensibilidad de:

$$\frac{\partial V_o}{\partial I_a} = MR_o + R_o I_a \frac{\partial M}{\partial I_a} \quad (5)$$

Para corrientes pequeñas (pero no lo suficiente que el transistor M14 entre en la región del triodo), el segundo término es despreciable y V_o es aproximadamente lineal con la al tiempo que M14 permanece en la región de saturación.

Para tensiones de alimentación de ± 5 V, el intervalo lineal de la operación es de aproximadamente 0.1 a 2 mA, y la sensibilidad de salida es de aproximadamente 60 mV/mA. El extremo superior de este rango se extiende a aproximadamente 3.5 mA con una fuente de alimentación de ± 6 V. Sustituyendo en la ecuación 5 para la corriente del WE (I_a), la sensibilidad con respecto a los cambios en la concentración del analito Ca es:

$$\frac{\partial V_o}{\partial I_a} = MR_o z F A D_a / w \quad (6)$$

en el rango lineal de operación. Los parámetros M , A , D_a , y w dependen del diseño de la transducción membrana / electrodo, que por lo tanto es una parte integral del diseño [10].

La plena integración de los electrodos de transducción (incluyendo el de referencia) con la circuitería de control no se puede lograr con un proceso CMOS estándar, ya que la capa usual de metalización de aluminio no proporciona una superficie de electrodo electroquímicamente activa. Se requieren procesos adicionales para poder utilizar este o cualquier circuito integrado como un sensor amperimétrico.

Sin embargo, la inmunidad al ruido inherente de la técnica amperométrica permite que este circuito se pueda utilizar para controlar electrodos de conexión externa. En algunas aplicaciones (por ejemplo, en ensayos bioquímicos realizados en organismos vivos-in vivo), este enfoque puede ser ventajoso, dado que la parte electrónica del sensor puede sellarse herméticamente contra las condiciones donde el medio ambiente es químicamente agresivo en las que deben funcionar los electrodos, aliviando así muchas de las dificultades de encapsulamiento asociadas

con los dispositivos ISFET. Todos los resultados experimentales presentados aquí se obtuvieron utilizando electrodos externos [10].

2.1.2. Circuito Integrado CMOS de un potencióstato para un Biosensor propuesto por Frey

Frey presenta un diseño estratégico para el circuito de un potencióstato adecuado para biosensores electroquímicos en CMOS con directrices dadas para garantizar la operación estable bajo condiciones de gran variación. Este diseño es usado en un completo sensor de ADN electrónico con chip CMOS [11].

Chips biosensores tales como el ADN y arreglos de proteínas con completa lectura electrónica muestran grandes ventajas comparadas con los sensores ópticos. Ellos evitan los caros sensores ópticos que incluyen cámaras CDD, lentes, etc. Estas propiedades disponibles en campos nuevos y mercados (diagnostico en oficinas de doctores, control de comida, etc) [11].

Las técnicas de detección basadas en reacciones electroquímicas requieren control sobre el voltaje electroquímico del analito aplicado al sensor. Para este propósito un lazo de regulación es usado. Por medio de un electrodo de referencia el voltaje del analito es medido y aplicado para el cambio de entrada de un amplificador diferencial, el potencióstato. Este aplicador conduce un contra electrodo que es un contacto con el analito, y garantiza que el analito se mantenga a una tensión predefinida aplicada externamente. En la Figura 19 se aprecia el circuito propuesto por Frey para controlar el potencióstato [11].

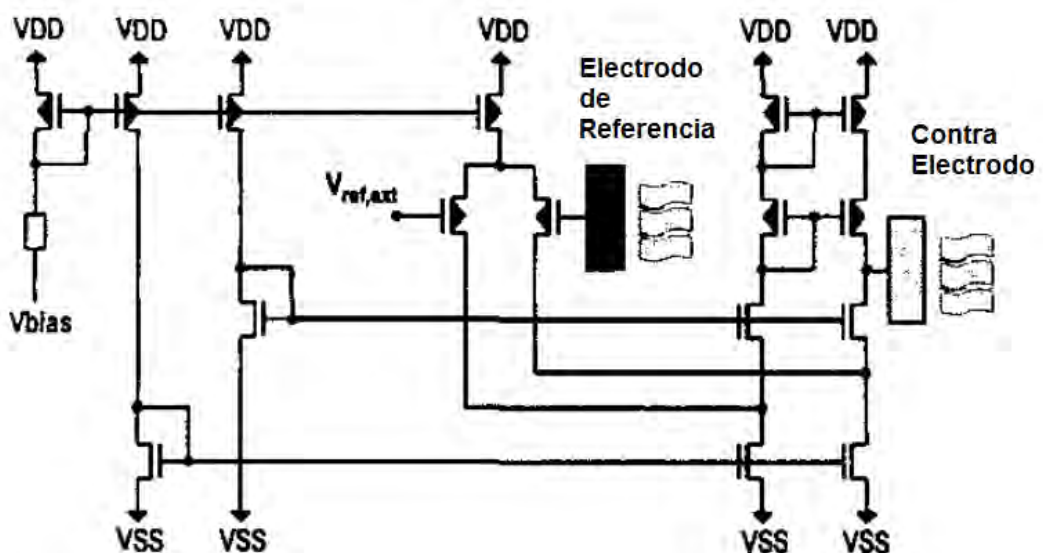


Figura 19. Diseño del potencióstato propuesto por Frey [11]

2.1.3. Diseño de potencioestado propuesto por Kakerow

Kakerow presenta un potencioestado monolítico para sensores químicos y bioquímicos. Esto permite mediciones que con 2 o 3 electrodos en configuraciones en modo amperiométrico o voltamétrico. La parte de amplificación convierte el electrodo de corriente con un rango de entrada de $\pm 0.1\text{nA}$ hasta $\pm 0.5\mu\text{A}$. El microchip es fabricado en $1\mu\text{m}/5\text{V}$ de consumo de poder con puerta de silicio CMOS. Con este diseño la distorsión de la señal del electrodo es minimizada, y los resultados del microsistema pueden ser usados con un bajo costo de producto en masa para análisis selectivos en muchos casos. En la Figura 20 se puede observar el diagrama de bloques propuesto por Kakerow para contralar el potencioestado [10].

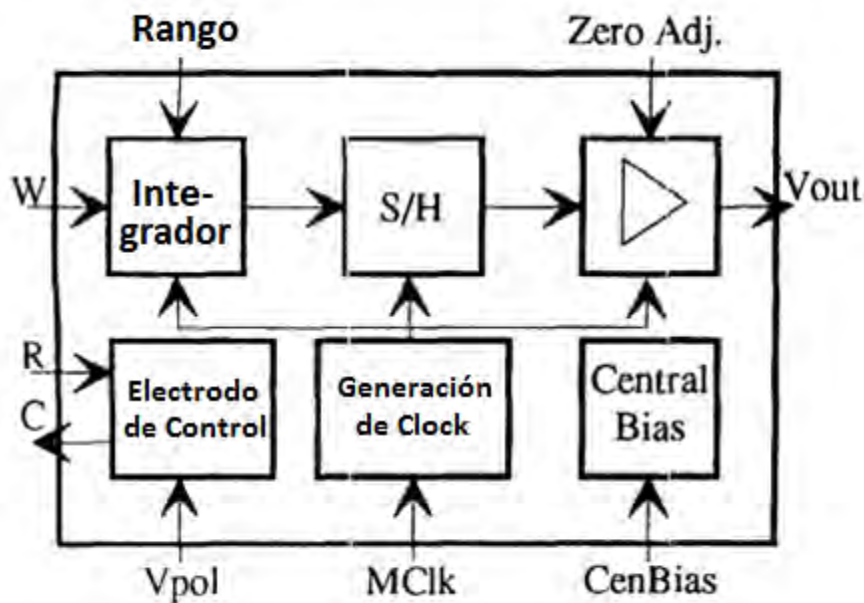


Figura 20. Diagrama de bloques del potencioestado propuesto por Kakerow [10]

Debido al énfasis individual en la integración de los potencioestados y sensores, no se desarrolló la portabilidad de los potencioestados. Por lo tanto, se propone tomar como referencia el amplificador desarrollado por Turner para poder diseñar e implementar un potencioestado portátil que se pueda conectar a un smartphone. Basado en el potencioestado propuesto, no se necesitarán computadoras y fuentes de alimentación estándar mientras se esté llevando a cabo la medición con los sensores electroquímicos. Además, la medición puede realizarse no sólo fuera del laboratorio, sino también en un entorno peligroso.

2.1.4. Resumen de los modelos propuestos para un potencioestado

Un potencioestado es un dispositivo electrónico necesario para controlar una celda electroquímica. El funcionamiento de este sistema se fundamenta en dos objetivos principales: primero, la regulación precisa de la diferencia de potencial entre los electrodos de trabajo (ET) y de referencia (ER), asegurando que este último no se polarice durante el proceso. Segundo, la medición de la intensidad de corriente que

fluye entre el electrodo de trabajo y el auxiliar (EA), la cual suele registrarse en el rango de los picoamperios.

Para lograr el propósito de controlar el potencial, varios autores coinciden en el uso de un amplificador operacional (OA), existiendo una gama de variedad y de configuraciones. Para obtener el segundo propósito, el de la medición de la corriente, los diseños antes vistos sugieren dos topologías claramente diferenciadas, la medición por un medio de un conversor I/V (corriente a voltaje) y la medición empleando un espejo de corriente. La Figura 21 ilustra un esquema básico que combina el control potencioestático con una celda electrolítica de tres electrodos.

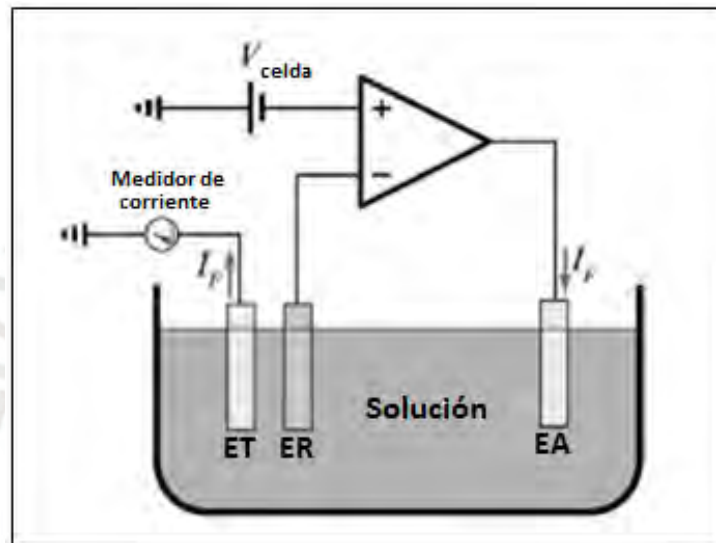


Figura 21. Esquema de una celda electrolítica de tres electrodos con un potencioestato [6]

A) Potencioestato con conversor I/V

Este esquema se fundamenta en la implementación de amplificadores operacionales (OA) configurados como etapas de trans-impedancia. En dicha estructura, el OA integra un componente resistivo en su malla de retroalimentación, lo que permite transformar la corriente de entrada en un nivel de voltaje proporcional a la salida. Dado que la ganancia del circuito depende directamente de este valor resistivo, es posible optimizar el rango dinámico del dispositivo simplemente ajustando dicha resistencia.

La Figura 22 muestra un esquema del amplificador de trans-impedancia que ilustra esta topología.

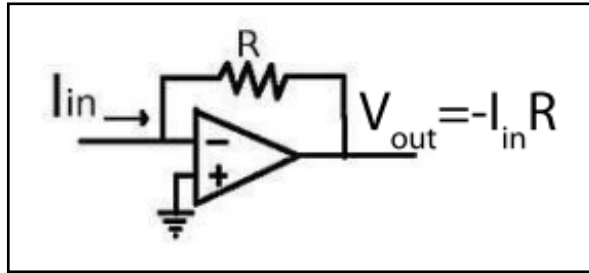


Figura 22. Amplificador de trans-impedancia [6]

B) Potenciostato con espejo de corriente

A diferencia de la medición directa, esta arquitectura emplea una copia de la corriente para el registro de datos, lo que permite simplificar la conexión del electrodo de trabajo a masa y disminuir las fuentes de ruido en el circuito. Aunque esta configuración optimiza la eficiencia energética, requiere un diseño extremadamente minucioso. El principal desafío radica en la necesidad de utilizar transistores con características idénticas (apareados), lo que eleva la sensibilidad y la dificultad de su fabricación.

La Figura 23 muestra un esquema del espejo de corriente aplicado a un potenciostato.

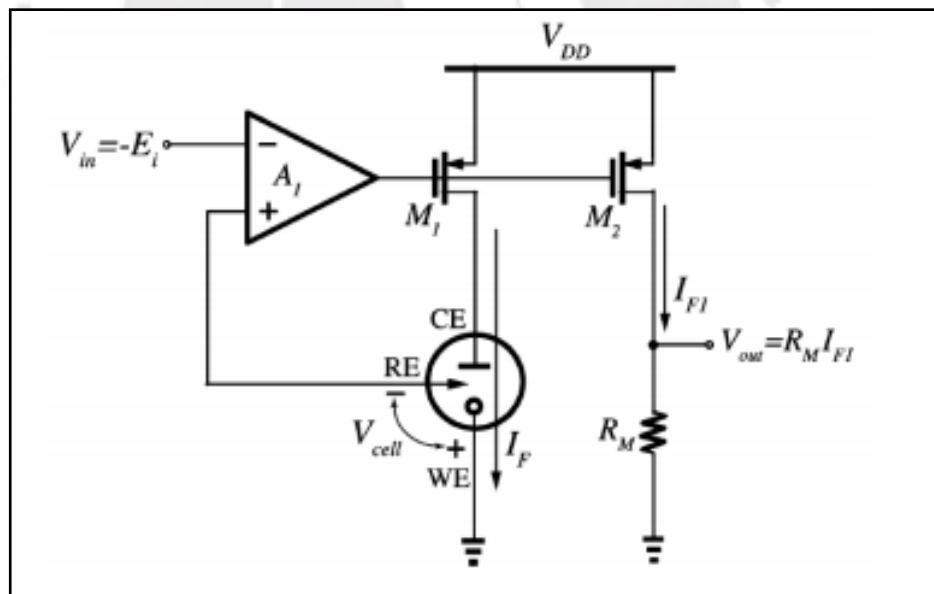


Figura 23. Espejo de corriente aplicado a un potenciostato [6]

2.1.5. Potenciostatos comerciales

En la actualidad, los fabricantes priorizan la creación de sistemas que se destaquen por tener alta precisión, bajo consumo de potencia, peso reducido (portabilidad), sencillez en las interfaces con el usuario y capacidad de manejar tasas de escaneo como indican los estándares de la American Society for Testing Materials (ASTM).

Dentro del ámbito de la instrumentación para análisis galvanostáticos y potencioestáticos, la compañía Princeton Applied Research ha mantenido una trayectoria relevante desde los años 70. Un exponente destacado de su catálogo actual es el modelo PARSTAT 2273, un sistema cuya operación se gestiona íntegramente mediante un ordenador. Este instrumento, cuya apariencia se detalla en la Figura 24, posee una capacidad de procesamiento de corrientes que alcanzan los 2 A. Asimismo, integra un puerto de comunicación USB 1.1 para la transferencia de información hacia una computadora, la cual requiere la instalación de un software especializado suministrado originalmente por la marca.



Figura 24. Potencioestato PARSTAT 2273 [24]

Posteriormente, en 2003, la firma estadounidense Gamry Instruments introdujo el potencioestato PCI4/30, caracterizado primordialmente por sus dimensiones compactas. Dicha reducción de tamaño favoreció significativamente la movilidad del equipo, facilitando su transporte entre distintos laboratorios o estaciones de trabajo. En términos de especificaciones técnicas, el dispositivo soporta una intensidad de corriente de hasta 300 mA y un rango de tensión que llega a los 20 V. Al igual que otros modelos contemporáneos, incluye el hardware de conexión necesario para interactuar con equipos de cómputo, ya sean versiones de escritorio o unidades portátiles.

En años recientes, la tendencia en el mercado se ha inclinado hacia el desarrollo de plataformas con capacidad multicanal, las cuales posibilitan la realización simultánea de múltiples experimentos. En esta categoría resalta el sistema VMP2 fabricado por Bio-Logic Science Instruments, el cual integra 16 terminales de señal con funcionamiento autónomo y una capacidad de manejo de corriente de hasta 10 A. No obstante, debido a su avanzada arquitectura y prestaciones, la inversión económica para adquirir estos sistemas suele sobrepasar los 15,000 dólares.

2.1.6. Conexión con Celular

La cantidad de personas que poseen celulares se ha incrementado y la cantidad de aplicaciones que se han creado también. El empleo de celular destaca por ser una

forma más eficiente de manejar información debido a la portabilidad que permite el dispositivo.

A continuación, en la Tabla 4, se muestra las principales formas de conexión a un celular con el objetivo de enviar y/o recibir información de este.

Tabla 4. Tipos de conexión con el computador

Bluetooth	Inalámbrico	Protocolo de radiofrecuencia de corto alcance capaz de gestionar tasas de transferencia de hasta 1 Mbps.	
Wi-Fi	Inalámbrico	Interfaz basada en la norma IEEE 802.11x, cuya velocidad operativa promedio alcanza los 54 Mbps.	
Infrarrojo	Inalámbrico	Sistema de transmisión mediante señales térmicas con un ancho de banda limitado de aproximadamente 115 Kbps.	
Puerto propietario	Alámbrico	Conectividad física mediante terminales exclusivos que suelen adaptarse a puertos USB mediante cableado específico.	

Fuente: Elaboración Propia.

El conector Jack/plug para salida de audio se utiliza para los auriculares y para recibir información en forma de audio del micrófono. Las conexiones del auricular/micrófono, ilustradas en la Figura 25 que muestra el esquema del conector Jack TRRS, son las siguientes:

1. Auricular izquierdo (Tip)
2. Auricular derecho (Ring)
3. Común/Tierra (Ring)
4. Micrófono (Sleeve)

La medida de la impedancia entre el auricular izquierdo (o derecho) y el común es de 33 ohmios. La medida de la impedancia entre el micrófono y el común es aproximadamente de 640 ohmios.



Figura 25. Esquema del conector Jack TRRS [20]

Audio y video para un potencióstato:

En el enlace de retorno de datos, la señal entre el potencióstato y el teléfono se mantiene en el dominio analógico. Esto permite aprovechar la alta resolución del ADC del teléfono para digitalizar los datos. Para recuperar las señales de baja tensión de frecuencia del potencióstato, superando el bloqueo de corriente continua de los condensadores, la tensión se convierte en información de frecuencia dentro de la banda de audio mediante un oscilador controlado por tensión basado en un temporizador 555. Este temporizador 555 emplea una red RC externa para generar eventos de temporización que controlan un pestillo SR, utilizando dos comparadores y un transistor de descarga.

El oscilador tiene un rango de entrada 2V lineal centrada cerca de mitad de la oferta y un rango de frecuencia de salida de 4.3 a 8.1 kHz. Después de la atenuación de la salida, se envía al teléfono a través del puerto del micrófono. El rango de frecuencia se elige para estar dentro del ancho de banda de audio de 22 kHz de modo que el estándar grabador de audio tasa de Nyquist de 44.1 kHz puede captar la señal. Los datos actuales originales son recuperados mediante la adopción de la FFT de la secuencia de datos en 100 ms ventanas y utilizando el VCO y trans-impedancia o ganancias de los amplificadores de instrumentación.

Actualmente, un PC se utiliza para analizar los datos y realizar la conversión de frecuencia de la corriente. Sin embargo, una vez que nos movemos a la utilización de una en el teléfono acerca de aplicaciones para la recolección y el análisis, se explorará otros algoritmos más eficientes para recuperar los datos.

2.2. Consideraciones para el Potencióstato Portable

2.2.1. Especificaciones Generales

Con el fin de garantizar la operatividad del dispositivo frente a las demandas experimentales previstas, se han definido los siguientes lineamientos técnicos para su diseño:

- Independencia de Funcionamiento: El sistema debe gestionar de forma autónoma el control, registro y procesamiento de datos, contando además con una fuente de alimentación propia que elimine la dependencia de la red eléctrica.
- Adaptabilidad y Robustez: El equipo debe garantizar mediciones precisas y estables frente a ruidos internos o externos, permitiendo su operación indistintamente en entornos de laboratorio o en trabajos de campo.
- Interfaz y Transmisión de Datos: Se integrará un protocolo de comunicación inalámbrico para el envío seguro de información hacia un dispositivo móvil, permitiendo al usuario realizar análisis gráficos mediante una aplicación dedicada.
- Diseño Ergonómico: Las especificaciones físicas priorizan un peso y volumen mínimos para facilitar el transporte, complementado con una interfaz de usuario que simplifique la manipulación durante los ensayos.

2.2.2. Requerimientos específicos del sistema

La fase de requerimientos del sistema establece los criterios técnicos y funcionales mínimos que el diseño del potencióstato debe satisfacer para cumplir con el objetivo de la tesis. Estos requerimientos han sido cuidadosamente definidos para asegurar la viabilidad de la implementación electrónica y la compatibilidad con las limitaciones operacionales del smartphone. A continuación, los requerimientos específicos del sistema se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5. Lista de Exigencias.

Descripción	Característica
El diseño del circuito del potencióstato deberá ser compacto y de bajo consumo energético para garantizar la viabilidad de una futura implementación en un formato portátil compatible con smartphone.	PORTABILIDAD
El diseño del circuito del potencióstato deberá generar una señal de voltaje de salida (V_o) compatible con el rango de entrada del puerto de audio del smartphone, permitiendo la aplicación de un protocolo de adquisición de datos en una futura etapa de software.	FUNCION
El diseño del circuito del potencióstato deberá ser capaz de medir corrientes en el rango de picoamperios (pA) a microamperios (mA), correspondientes a las producidas en la celda electrolítica.	FUNCIÓN

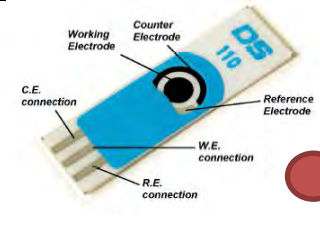










El diseño del circuito del potencióstato deberá contemplar la conexión a una futura interfaz de comunicación a través del celular para permitir la supervisión y el control del sistema en tiempo real.	FUNCIÓN
El diseño del circuito del potencióstato deberá generar una señal de voltaje triangular de 4V (Voltimetría de Barrido Lineal) que se produciría en una celda electrolítica.	FUNCIÓN
El diseño del circuito del potencióstato deberá incluir una etapa de amplificación de transimpedancia (convertor I/V) para acondicionar y amplificar las corrientes medidas en la celda electrolítica.	FUNCIÓN
El diseño del circuito del potencióstato deberá prever en una futura implementación la conexión con un biosensor para la toma de datos en la celda electrolítica.	FUNCIÓN
El costo estimado de los componentes electrónicos (Lista de Materiales) del diseño del potencióstato debe ser inferior a 1000 dólares (USD).	ECONOMÍA

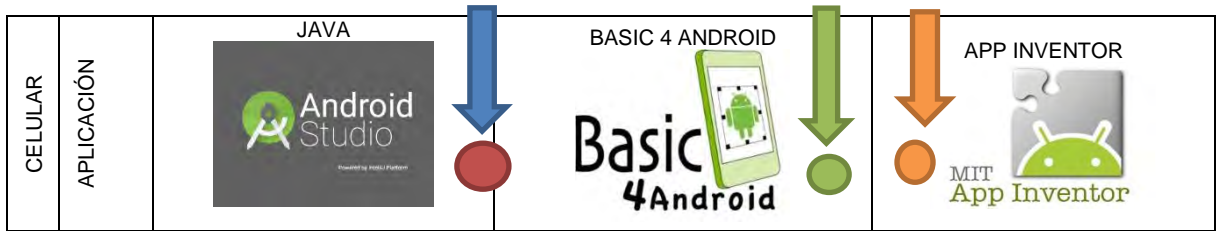
Fuente: Elaboración Propia.

2.2.3. Matriz Morfológica

Para abordar las exigencias técnicas y funcionales del sistema, se ha empleado la Matriz Morfológica como herramienta de diseño sistemático. Esta metodología permite la exploración estructurada de diversas combinaciones de subsistemas y componentes electrónicos que cumplen con las funciones requeridas (control de potencial, medición de corriente y compatibilidad con el smartphone). A continuación, se presentan y analizan tres opciones de diseño (Opción 1, 2 y 3) en la Tabla 6, cada una representando una configuración arquitectónica viable y distinta para la implementación del potencióstato portátil.

Tabla 6. Matriz Morfológica.

MATRIZ MORFOLOGICA			
	OPCIÓN 1	OPCIÓN 2	OPCIÓN 3
BIOSENSOR			
ALIMENTACIÓN DEL POTENCIOSTATO	CELULAR 	FUENTE DE ALIMENTACIÓN EXTERNA 	
POTENCIOSTATO	CIRCUITO 1 OPAM A: OPA544 OPAM B: TLE2061AC	REGULADOR DE VOLTAJE	
	CIRCUITO 2 OPAM C: OP-07	CONVERSIÓN DE CORRIENTE A VOLTAJE	
	CIRCUITO 3 OPAM D: OPA554T	AMPLIFICADORES OPERACIONALES	
ADC	ADC0804	ADC DEL ARDUINO	TARJETA DE ADQUISIÓN DE DATOS 
MICROPROCESADOR	MICROARDUINO 	ATMEGA 8 	ATMEL PIC 
ENVIO DE DATOS	JACK DEL CELULAR 	BLUETOOTH 	PUERTO PROPIETARIO USB 



Fuente: Elaboración Propia.

Solución 1 

Solución 2 

Solución 3 

2.2.5. Análisis de las soluciones

Comparación de las 3 soluciones:

Solución 1:

Permite aprovechar la obtención de las muestras de esputo en una cantidad menor que las otras soluciones. A su vez, permite alimentar los circuitos del potencióstato directamente del celular sin tener que usar una batería externa, lo que permite una reducción en costos. También se usa el jack del celular para enviar la información tomada por el potencióstato.

Solución 2:

Permite aprovechar la obtención de las muestras de esputo en una cantidad mayor que las otras soluciones. Se alimenta los circuitos del potencióstato empleando una batería externa. También se emplea la comunicación bluetooth para enviar la información obtenida del potencióstato al celular y realizar el análisis correspondiente.

Solución 3:

Permite aprovechar la obtención de las muestras de esputo en una cantidad mayor que las otras soluciones. Se alimenta los circuitos del potencióstato empleando una batería externa. También se emplea el puerto propietario USB para enviar la información obtenida del potencióstato al celular y realizar el análisis correspondiente.

A continuación, en la Tabla 7, se muestra un cuadro comparativo de las soluciones presentadas, teniendo en cuenta factores como función, desempeño, forma, diseño y más.

Tabla 7. Evaluación de los conceptos solución.

No.	Propiedad técnica y económica		Soluciones		
	Criterio	Peso	Solución 1	Solución 2	Solución 3
1	FUNCION	5	4	3	3
2	DESEMPEÑO	5	4	3	3
3	FORMA	2	3	3	3
4	DISEÑO	3	4	3	4
5	SEGURIDAD	2	4	3	2
6	ERGONOMÍA	1	2	2	1
7	FABRICACIÓN	4	3	3	3
8	MONTAJE	4	4	3	3
9	USO	5	3	3	3
10	MANTENIMIENTO	5	4	3	3
11	COSTO DE FABRICACION	4	3	4	5
12	COSTO DE TECNOLOGIA	4	3	4	5
13	COSTO MANTENIMIENTO	4	4	4	4
14	COSTO DE DESECHO	3	3	3	3
SUMA TOTAL			3.52	3.22	3.37

Fuente: Elaboración propia

De acuerdo con la Tabla 7, se aprecia que la solución 1 obtiene el mayor valor, por lo tanto, es la mejor opción con respecto a las otras soluciones.

Con respecto al potencióstato, el sistema que se diseñará tomará ciertas ventajas con respecto a otros equipos comerciales tales como tamaño y ancho de banda requerido para la aplicación en particular

Con respecto al tamaño, la gran mayoría de potencióstatos en el mercado suelen ser de gran tamaño pues los datos son procesados dentro del mismo dispositivo y esto exige que el sistema sea robusto y grande. Esto se diseña así porque estos potencióstatos son diseñados para aplicaciones generales y tienen que cubrir gran rango de actividades. El potencióstato que se diseñará será de menor tamaño ya que cubrirá la aplicación de leer las corrientes dentro de la celda electrolítica, es decir el potencióstato a diseñar tendrá una aplicación específica lo cual reduce el rango de acción.

2.2.6. Diagrama de módulos del sistema requerido

El sistema requerido deberá presentar los bloques mostrados en la Figura 26. Se muestran las siguientes etapas: la etapa de voltaje, la etapa de corriente y la etapa gráfica en Android. En el capítulo 3 se explicará a mayor detalle el diseño de cada etapa.

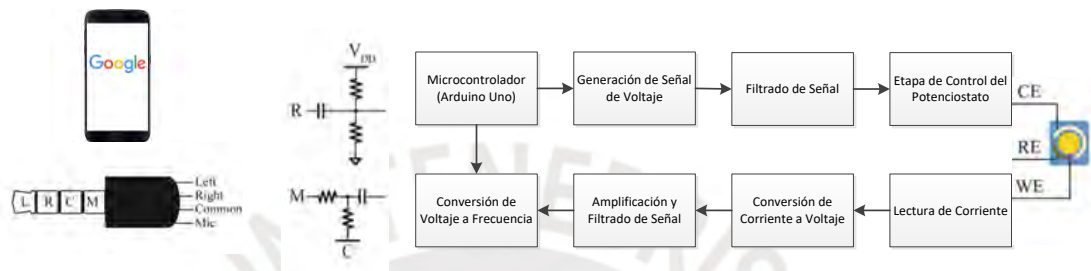


Figura 26. Esquema del sistema requerido.

Fuente: Elaboración propia

2.2.7. Diagrama de la solución final

El diseño final de la solución final se basará en el propuesto por Alexander Sun, quien desarrolló un potenciómetro capaz de conectarse por el puerto Jack de un smartphone. En la Figura 27, se observa una etapa de alimentación sugerida por el Jack. Asimismo, se observa un microcontrolador, el cual genera una señal PWM que luego se convertirá en una señal triangular que será suministrada a la celda electrolítica. Luego se leen las corrientes producidas en la celda y son convertidas a frecuencia para luego ser enviadas por el micrófono del celular para su posterior gráfica en Android.

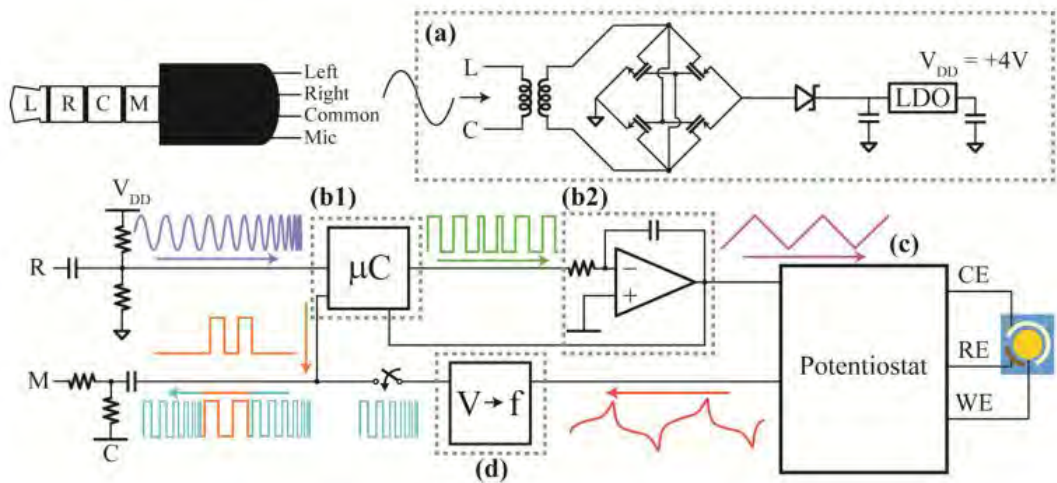


Figura 27. Diagrama de la solución Final [14]

2.2.8. Esquemático 3D de la solución final

Como resultado final del dispositivo se plantea la posibilidad de un prototipo que sería el presentado en Figura 28. Como se aprecia el sistema cumpliría con los requerimientos solicitados, siendo portátil y pequeño.



Figura 28. Esquemático 3D de la solución Final [14]

3. CAPÍTULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA

3.1. Esquema general del diseño del potencióstato portable

A continuación, en la Figura 29 se presenta el Esquema Funcional del diseño del potencióstato, el cual ilustra la interacción entre las principales etapas electrónicas, la interfaz de comunicación con el smartphone y los componentes electroquímicos.

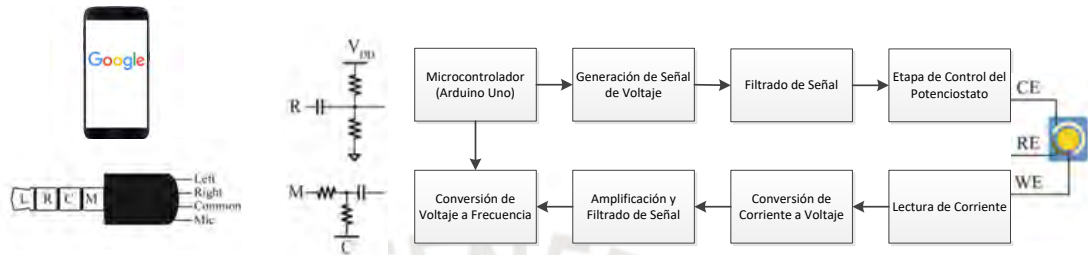


Figura 29. Esquema Funcional del diseño
Fuente: Elaboración Propia.

El potencióstato por diseñar se estructura en las siguientes tres etapas principales:

- Etapa de control de voltaje:
 - o Subetapa de microcontrolador
 - o Subetapa de generación de onda triangular de voltaje
 - o Subetapa de acondicionamiento y filtrado de señal
 - o Subetapa de control del potencióstato
- Etapa de corriente
 - o Subetapa de lectura de corriente y conversión de corriente a voltaje
 - o Subetapa de acondicionamiento y filtrado de señal
 - o Subetapa de conversión de voltaje a frecuencia
- Etapa de gráfica en aplicación Android

Con respecto a la etapa de control del voltaje, se puede apreciar en la Figura 29 al microcontrolador a la espera de un activador para el inicio de la generación de la señal de voltaje, luego de esta subetapa, se hará un acondicionamiento y filtrado con el objetivo de obtener la señal requerida con los parámetros deseados. Por último, la señal de voltaje entrará a la subetapa de control del potencióstato en la que se establecerá, en el electrodo de referencia y en el contra electrodo, la señal de voltaje producida.

Con respecto a la etapa de corriente, esta empezará por la subetapa de lectura de corriente. Luego la señal de corriente entrará a una subetapa de conversión de corriente a voltaje para luego ser acondicionada y filtrada. Por último, se procederá a convertir la señal de voltaje en una señal de audio para que sea fácilmente detectado por el Jack del celular.

Como última etapa, un programa elaborado en Android Studio aprovechará el ADC de audio del smartphone para poder graficar la señal obtenida en el celular.

3.2. Componentes Electrónicos

La implementación del potenciómetro portátil requiere la integración de diversos elementos electrónicos, los cuales se clasifican según su función dentro del circuito:

- Dispositivos Activos: Se emplearán amplificadores operacionales para la gestión de señales, microcontroladores para el procesamiento central, así como los conversores analógicos integrados en el microcontrolador y los sistemas de conversión digital del terminal móvil.
- Componentes Pasivos: La arquitectura se complementará con el uso de resistencias y capacitores para la estabilización y filtrado de las señales eléctricas.

Antes de proceder con el desarrollo físico del hardware, resulta indispensable analizar los fundamentos teóricos que rigen cada etapa y subetapa del sistema. En las secciones siguientes, se describirán detalladamente los procesos involucrados en la etapa de regulación y control de voltaje.

3.3. Etapa de control del voltaje

A continuación, en la Figura 30 se presenta el Esquema Funcional de la etapa del control del voltaje.

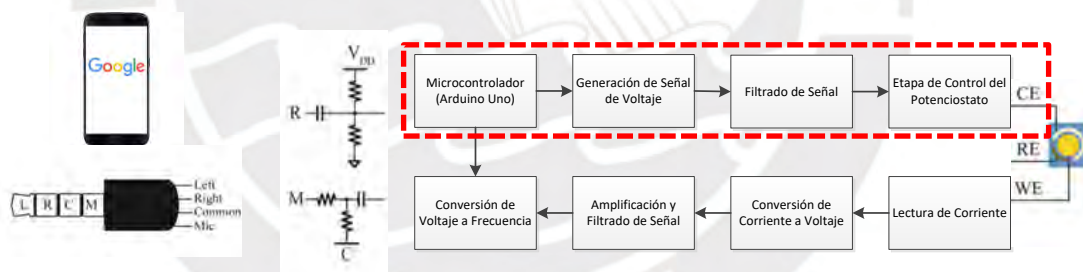


Figura 30. Esquema Funcional de la etapa de control de voltaje.

Fuente: Elaboración Propia.

3.3.1. Aspectos Generales:

Con el presente potenciómetro, se busca realizar un análisis de voltametría cíclica. En este análisis se requiere la generación de una onda triangular. A continuación, en la Figura 31 se muestra la gráfica triangular requerida.

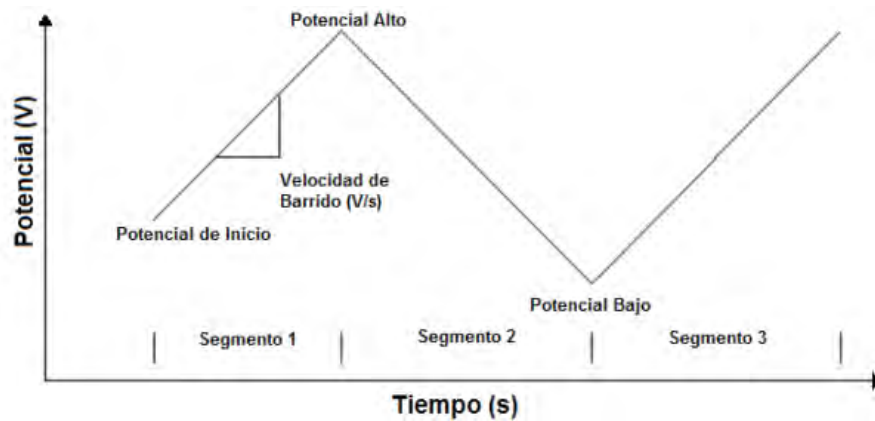


Figura 31. Forma de Onda de la señal requerida [15]

La configuración del ensayo se fundamenta en los siguientes criterios técnicos:

- Rango de Potencial: Comprende el valor de tensión inicial y los límites máximo y mínimo alcanzados durante el ciclo de la perturbación.
- Cinética y Estructura de la Señal: La velocidad de barrido define la variación de potencial por unidad de tiempo, mientras que el número de segmentos cuantifica los semiperiodos totales del experimento.
- Control y Detección: La polaridad inicial establece el sentido del primer semiciclo y la sensibilidad determina la capacidad máxima de medición de corriente del sistema.

La selección de estos rangos operativos se realizó tomando como referencia las especificaciones de los potencióstatos comerciales actuales. En la Tabla 8 se detallan los intervalos de trabajo.

Tabla 8. Parámetros de la señal requerida [15]

Variable Operativa	Atributo Técnico
Tensión de Inicio	± 2 V
Límite de Potencial Inferior	± 2 V
Límite de Potencial Superior	± 2 V
Tasa de Escaneo (Scan Rate)	10 a 1000 mV/s
Cantidad de Semiciclos	1 a 255 unidades
Dirección del Barrido Inicial	Ánodo (+) / Cátodo (-)
Escala de Sensibilidad (Ganancia)	10^{-6} , 10^{-5} , 10^{-4} , 10^{-3} A/V

Fuente: Elaboración Propia

3.3.2. Subetapa de microcontrolador

La gestión lógica se llevará a cabo mediante la tarjeta Arduino Uno, la cual integra el microcontrolador ATmega328P. Este módulo ha sido seleccionado como el componente de control principal debido a sus prestaciones técnicas y versatilidad, entre las que destacan:

- Capacidad de Interfaz: Dispone de 14 terminales para señales digitales de entrada y salida, incluyendo 6 canales con soporte para modulación por ancho de pulsos (PWM).
- Adquisición de Datos: Cuenta con 6 puertos de entrada analógica, fundamentales para la captura de señales del sensor.
- Sincronización y Comunicación: El sistema opera con un oscilador de cristal de 16 MHz e incorpora una interfaz USB para la transferencia de datos y programación.
- Infraestructura de Hardware: Incluye un conector de alimentación externa, cabecera ICSP para programación avanzada y un pulsador de reinicio físico.

La robustez de esta placa permite una puesta en marcha ágil, ya sea mediante una conexión directa a un ordenador o a través de fuentes externas como baterías o adaptadores AC-DC. Siendo el modelo de referencia de la plataforma y el estándar para desarrollos basados en USB, la placa Uno, ilustrada en la Figura 32, satisface íntegramente los requerimientos de procesamiento del potencióstato.

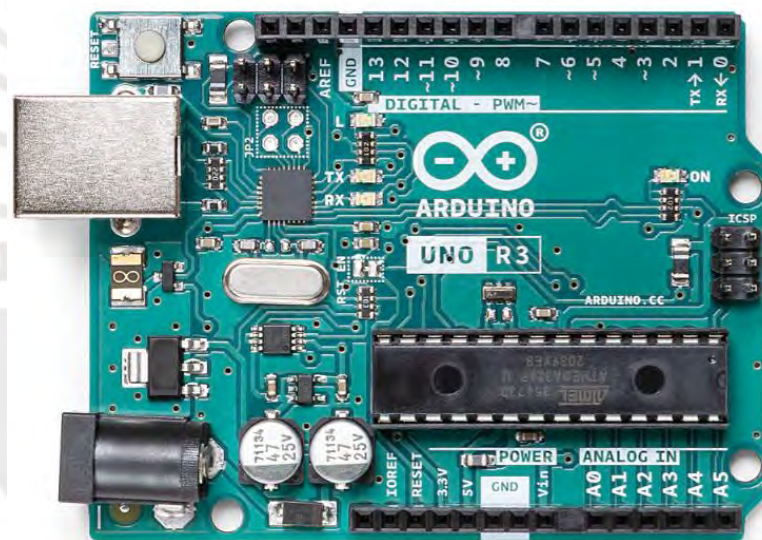


Figura 32. Modulo Arduino Uno [21]

3.3.3. Subetapa de Generación de señal triangular de voltaje

A continuación, se especifican las características eléctricas que debe satisfacer la onda triangular de voltaje requerida:

- Amplitud: 4V (-2V a 2V)
- Velocidad de barrido: 10 mV
- Periodo de la señal triangular: 4/10 seg (Usando 4V de amplitud entre 10 velocidad de barrido)

Para la síntesis de la onda triangular necesaria en los ensayos, se utilizará la técnica de modulación por ancho de pulsos (PWM) del microcontrolador. Al aplicar una etapa de integración a esta señal, es posible obtener un barrido de tensión en un intervalo operativo de -2.5 V a 2.5 V.

En cuanto a la cuantización de la señal, la plataforma opera con una resolución de 10 bits, lo que se traduce en un rango discreto de 0 a 1023 niveles. Bajo este esquema, una magnitud analógica de 0 V se representa mediante el código binario B0000000000 (0), mientras que el límite de 5 V corresponde al valor B1111111111 (1023). En consecuencia, el sistema registra un incremento en el valor binario por cada variación de 4.883 mV en la entrada analógica, garantizando la precisión requerida para la generación y el control del potencial.

Diagrama de flujo del programa a implementar

En la Figura 33 se observa el diagrama de flujo del algoritmo que será ejecutado por el Arduino Uno con el fin de obtener una señal PWM analógica que tenga 50% de ciclo de trabajo.

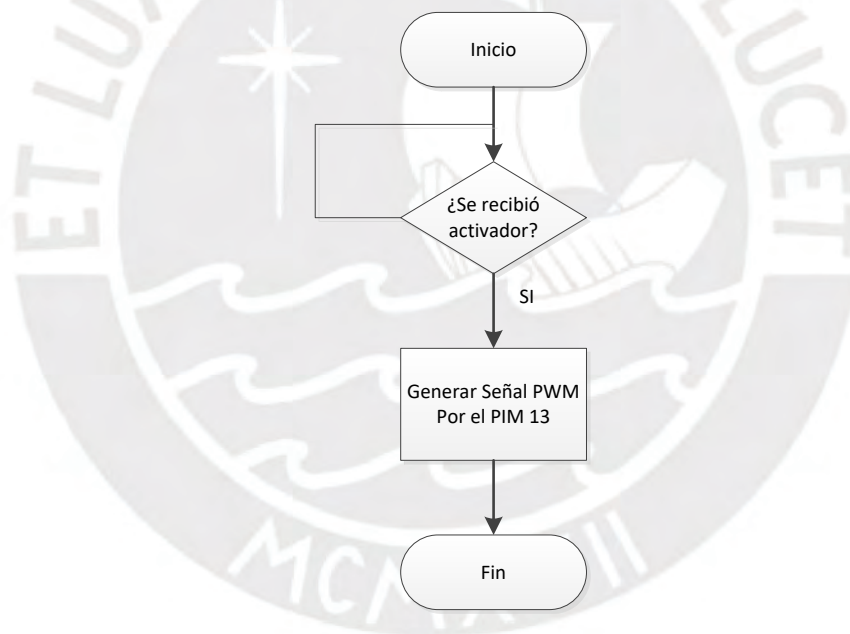


Figura 33. Diagrama de flujo del programa en Arduino.
Fuente: Elaboración Propia.

Al finalizar esta etapa, la salida será una señal PWM con 50% de ciclo de trabajo y periodo de 400 milisegundos como se muestra en la Figura 34.

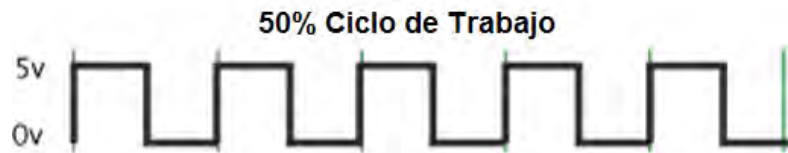


Figura 34. Señal PWM con 50% de ciclo de trabajo.
Fuente: Elaboración Propia

3.3.4. Subetapa de acondicionamiento y filtrado de la señal triangular de voltaje

A) Acondicionamiento

Para adaptar la salida unipolar de 0 a 5 V del microcontrolador al rango operativo de -2 V a +2 V requerido por el sistema, es imperativo implementar una etapa de acondicionamiento de señal que garantice la compatibilidad con las exigencias del ensayo electroquímico. Este ajuste se basa en una relación lineal donde los extremos de 0 V y 5 V de la fuente se transforman en potenciales de -2 V y +2 V, respectivamente, aplicados al electrodo de referencia. Dicha conversión de niveles se define mediante la siguiente expresión matemática:

$$V_{ref} = 0.8 * (V_{DAC} - 2.5) \quad (7)$$

Dónde:

V_{ref} = Voltaje en el electrodo de referencia

V_{DAC} = Voltaje generado por el convertor análogo digital

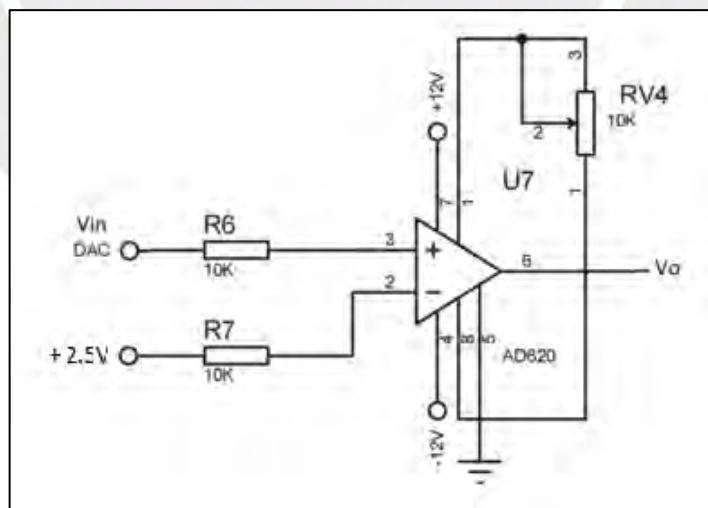


Figura 35. Circuito de Acondicionamiento de la Señal PWM [15]

El circuito de acondicionamiento para la señal PWM, ilustrado en la Figura 35, integra el amplificador de instrumentación AD620. Se seleccionó este dispositivo por su arquitectura diferencial, la cual permite sustraer la entrada negativa de la positiva y

amplificar la diferencia resultante con alta precisión. Entre las especificaciones críticas que validan su uso en este proyecto se encuentran:

Alto rechazo en modo común (CMRR): Mínimo de 100 dB para mitigar el ruido.

Respuesta en frecuencia: Un ancho de banda de 120 kHz y un tiempo de establecimiento de 15 μ s.

Flexibilidad operativa: Ganancia ajustable (1 a 10,000) mediante una resistencia externa y un amplio rango de alimentación (± 2.3 V a ± 18 V).

Al concluir esta etapa, se obtiene una señal PWM con un ciclo de trabajo del 50% y una amplitud centrada de 5 V (oscilando entre -2.5 V y 2.5 V), tal como se documenta en la Figura 36.

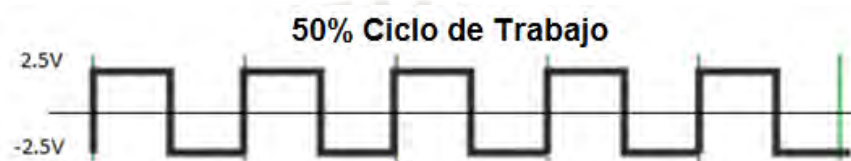


Figura 36. Señal PWM con 50% de ciclo de trabajo de -2.5V a 2.5V.
Fuente: Elaboración Propia

B) Integrador para obtener señal triangular de voltaje requerida.

La señal cuadrada de 5V (-2.5V a 2.5V) atravesará un circuito integrador, que se muestra en la Figura 37, con el fin de convertir la señal cuadrada en una señal triangular de amplitud 4V (-2V a 2V).

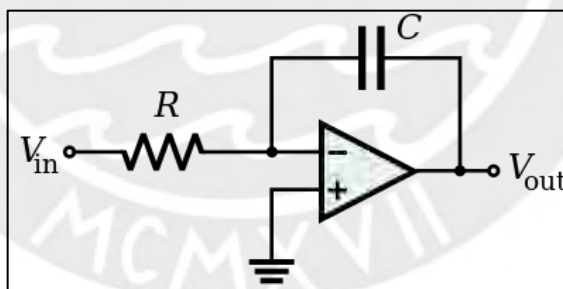


Figura 37. Circuito integrador para generar la señal triangular de voltaje.
Fuente: Elaboración Propia

El circuito que se observa en la Figura 37 emplea la siguiente ecuación de control:

$$V_{out}(t) = -\frac{1}{RC} \int_0^t V_{in}(t) dt \quad (8)$$

De acuerdo con lo anterior, se calculó los valores de R y C. Siendo estos valores los siguientes:

- R = 120kohm

- $C = 10\mu\text{f}$

Al finalizar esta subetapa se obtendrá una señal triangular con periodo de 0.4 segundos de 4V de amplitud (-2V a 2V) como se muestra en la Figura 38.

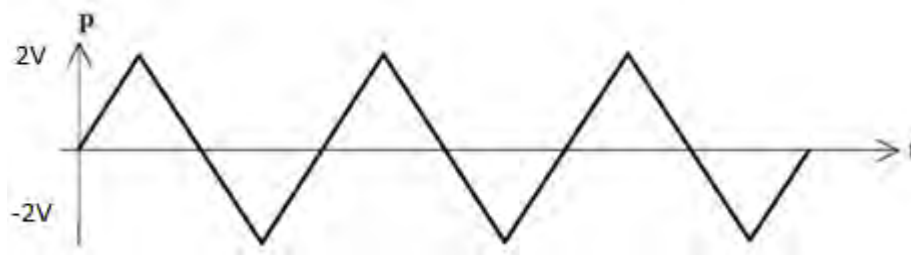


Figura 38. Circuito integrador para generar la señal triangular de voltaje
Fuente: Elaboración Propia.

C) Filtrado de señal triangular de Voltaje

El filtrado es una etapa crítica en la adquisición de datos y el procesamiento de señales, existiendo diversas topologías según los requerimientos del sistema. Para el diseño del potencióstato, se consideran dos categorías principales de implementación:

Sistemas de Filtrado Activo: Esta configuración se basa en el uso de amplificadores operacionales, permitiendo el diseño de arquitecturas complejas mediante la conexión en cascada de etapas simples. Su principal ventaja radica en la capacidad de integrar ganancia a la señal procesada. No obstante, su desempeño está condicionado por la respuesta en frecuencia del operacional y la necesidad de una fuente de alimentación externa.

Sistemas de Filtrado Pasivo: Se constituyen exclusivamente por resistencias, capacitores e inductores. Aunque destacan por su simplicidad de diseño y eficacia en aplicaciones de alta potencia o frecuencia, presentan limitaciones en bajas frecuencias, donde el tamaño y costo de las inductancias suelen incrementarse significativamente.

Independientemente de su naturaleza (activa o pasiva), estas arquitecturas suelen configurarse como filtros pasa-bajos, pasa-altos o pasa-banda, dependiendo de la banda de frecuencias que se requiera atenuar o preservar para garantizar la integridad de la señal triangular de voltaje.

Filtros pasa-bajos

La configuración más sencilla de un filtro pasa-bajos son los circuitos RLC o RC, mostrados en la Figura 39.

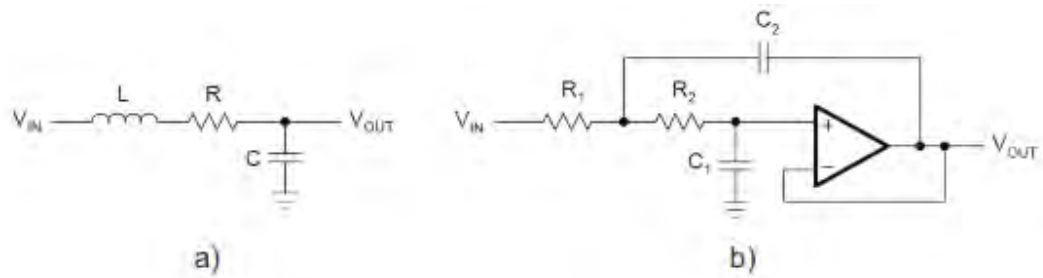


Figura 39. Configuración de Filtros Pasa Bajos. a) Filtro RLC Pasivo Pasa Bajos. b) Filtro RC Activo Pasa Bajos [15]

Esta etapa se encarga de discriminar los componentes de alta frecuencia, permitiendo únicamente el paso de señales por debajo de la frecuencia de corte seleccionada. En la Figura 39 se ilustran las variantes pasivas (RLC) y activas (RC) empleadas para este propósito.

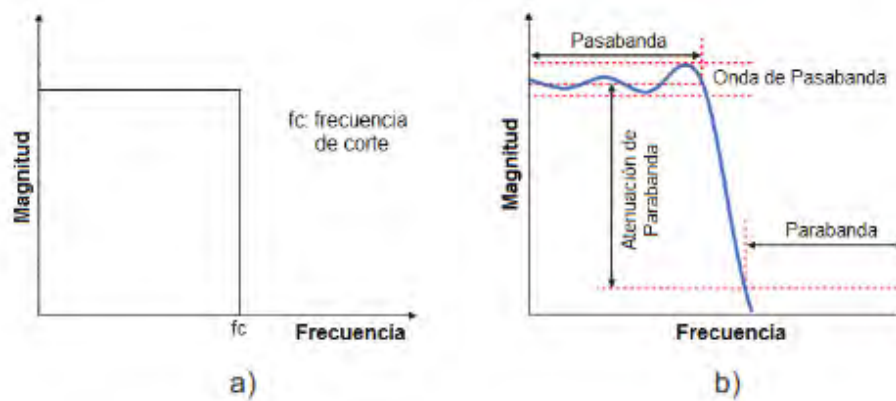


Figura 40. Respuesta de un Filtro Pasa Bajos. a) Filtro Pasa Bajos Ideal. b) Filtro Pasa Bajos Real [15]

Asimismo, la Figura 40 permite contrastar la respuesta de magnitud ideal frente a la caída de ganancia característica de un filtro real. Finalmente, las diversas topologías disponibles para esta aplicación se sintetizan en la Tabla 9.

Tabla 9. Tipos de Filtro Pasa Bajos.

Configuración	Comportamiento Técnico
Butterworth	Respuesta de magnitud máximamente plana; elimina fluctuaciones en la banda de paso.
Chebyshev	Transición abrupta hacia la banda de rechazo a costa de introducir rizado en la banda de paso.
Bessel	Fase lineal que evita distorsiones en la señal, aunque con una zona de transición más gradual.

Fuente: Elaboración Propia

Filtros pasa-altos

A diferencia de la topología anterior, el filtro pasa altos atenúa las frecuencias inferiores al umbral de corte, permitiendo únicamente el tránsito de señales de alta frecuencia; su comportamiento teórico y práctico se ilustra en la Figura 41.

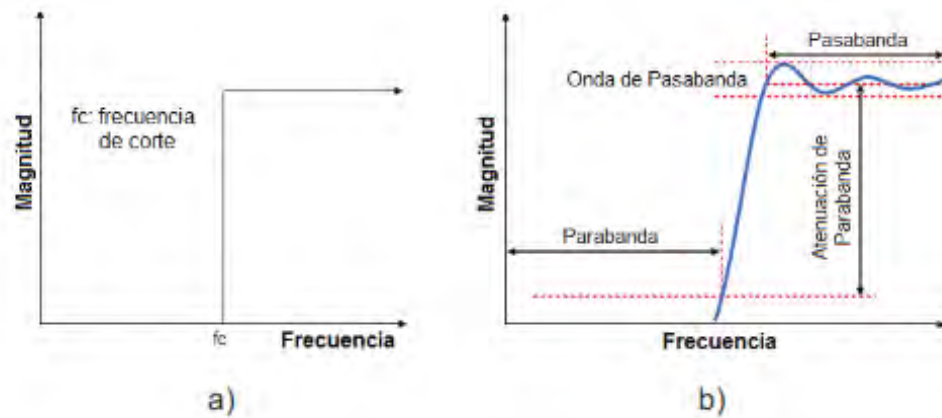


Figura 41. Respuesta de un Filtro Pasa Altos. a) Filtro Pasa Altos Ideal. b) Filtro Pasa Altos Real [15]

Filtros pasa-banda

Por otro lado, los filtros-pasa banda operan mediante la convergencia de las bandas de paso de un filtro pasa bajos y uno pasa altos. Esta configuración permite delimitar un rango de frecuencias específico para su procesamiento, rechazando cualquier señal fuera de dicho intervalo, tal como se muestra en la Figura 42.

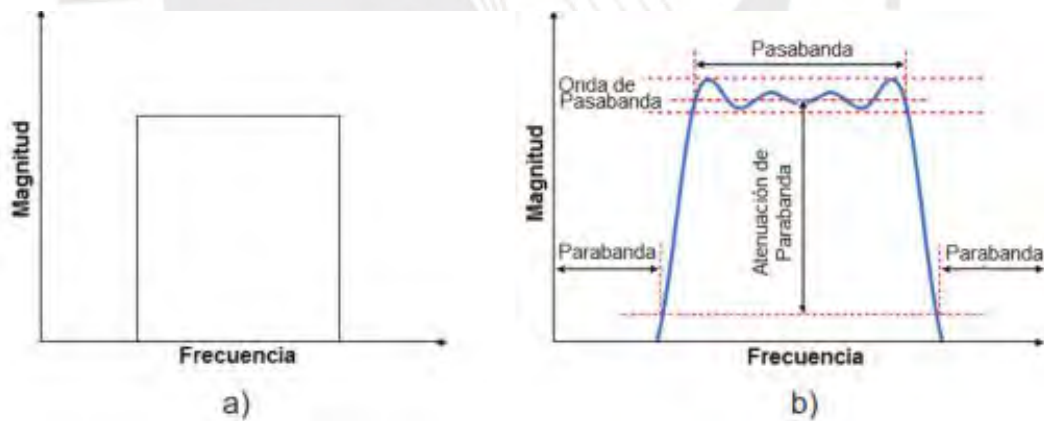


Figura 42. Respuesta de un Filtro Pasa Bandas a) Filtro Pasa Bandas Ideal. b) Filtro Pasa Bandas Real [15]

Diseño del filtro

La síntesis y validación del filtro se llevó a cabo mediante el entorno FilterPro de Texas Instruments, una herramienta especializada que optimiza las fases de diseño, simulación y verificación. El flujo de trabajo implementado en el software consistió en los siguientes pasos secuenciales:

- Definición del tipo de respuesta: Selección de la función de transferencia requerida.
- Configuración de parámetros: Ingreso de las especificaciones técnicas y criterios de diseño.
- Determinación de la arquitectura: Elección de la topología circuital más adecuada.

Las opciones de arquitectura disponibles en la plataforma se detallan en la Tabla 10.

Tabla 10. Topología en diseño de filtros.

Topología	Características Principales
Realimentación Múltiple	Ganancia inversora; optimiza el número de componentes pasivos sin requerir aislamiento entre resistencias.
Sallen-Key	Ganancia no inversora y configurable; es el estándar más utilizado, especialmente en fuentes de tensión.
Diferencial (MFB)	Implementación para señales diferenciales; mantiene la fase inversora con un diseño de bajos recursos.

Fuente: Elaboración Propia

Tras el procesamiento en FilterPro, la elección entre las soluciones propuestas se fundamentó en el factor de calidad (Q), parámetro que define la estabilidad de los polos en la función de transferencia:

$$Q = \frac{b_1^{1/2}}{a_i} \quad (9)$$

Dónde:

Q = Factor de calidad.

b = Representa los i-ceros de la función de transferencia del filtro.

a = Representa los i-polos de la función de transferencia del filtro.

Un valor elevado de Q incrementa la selectividad, pero compromete la estabilidad del sistema. Bajo este criterio y las necesidades del proyecto, se seleccionó un filtro con las siguientes características:

- Configuración: Pasa-bajo tipo Bessel de 5to orden (3 etapas).
- Arquitectura: Sallen-Key, elegida por su respuesta no inversora y su idoneidad para generadores de señales.
- Respuesta en Frecuencia: Ganancia unitaria (1), frecuencia de corte a 10 Hz y una atenuación de -45 dB a partir de los 50 Hz.

Como se observa en la Figura 43, la respuesta de fase es lineal hasta la frecuencia de corte, lo que garantiza un retardo de grupo constante y evita distorsiones en la señal triangular. El esquema circuital resultante se presenta en la Figura 44.

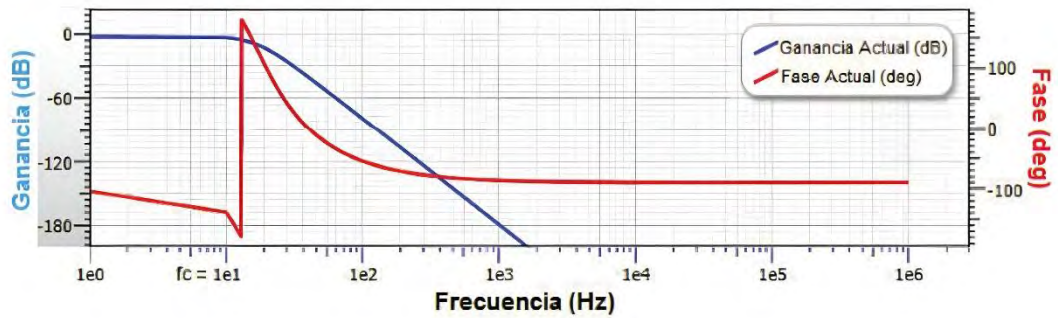


Figura 43. Respuesta de ganancia y fase en frecuencia del filtro
Fuente: Elaboración Propia en FilterPro.

La Figura 43 demuestra que el filtro mantiene una fase lineal hasta su frecuencia de corte, característica que asegura un retardo de grupo constante y preserva la integridad de la señal filtrada sin distorsiones temporales. Finalmente, la implementación física de este diseño mediante componentes electrónicos se detalla en el diagrama esquemático de la Figura 44.

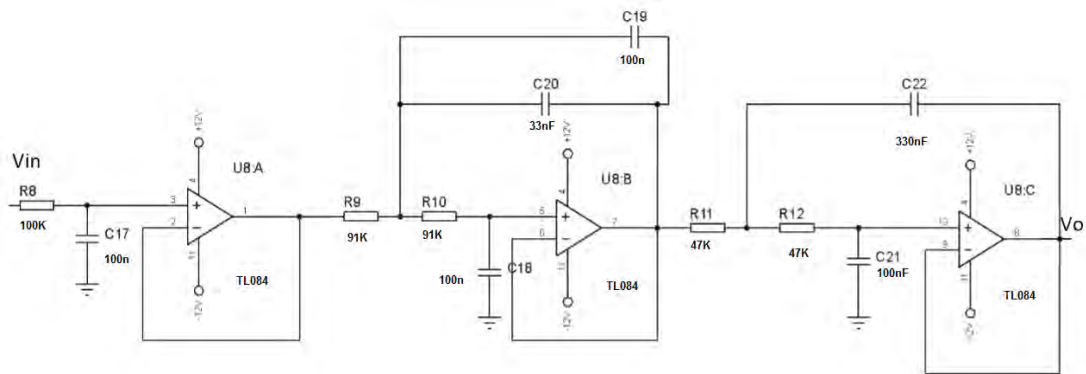


Figura 44. Circuito de filtrado de la señal triangular.
Fuente: Elaboración Propia en Eagle.

3.3.5. Subetapa de control del Potenciostato

El control de voltaje fue realizado en base a los diseños vistos en el capítulo 2. El circuito que se usará será el que se muestra en la Figura 45.

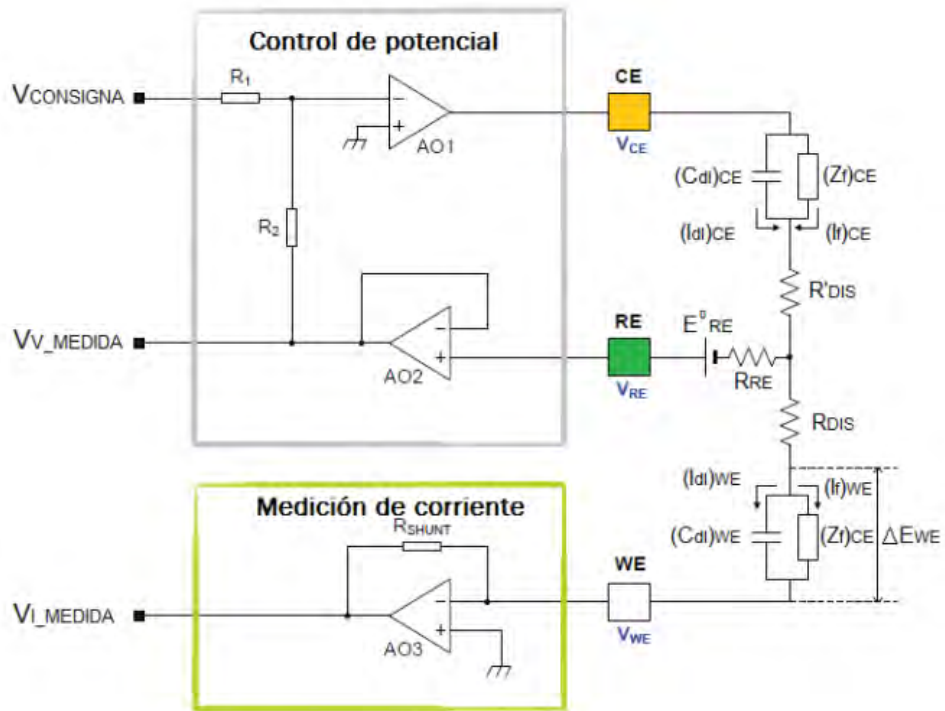


Figura 45. Esquema del Circuito de control de voltaje [15]

Dicho diseño base fue sometido a optimizaciones específicas para garantizar su compatibilidad con los requerimientos operativos del potencióstato. La arquitectura definitiva del sistema de control de tensión, integrando estos ajustes técnicos, se ilustra en la Figura 46.

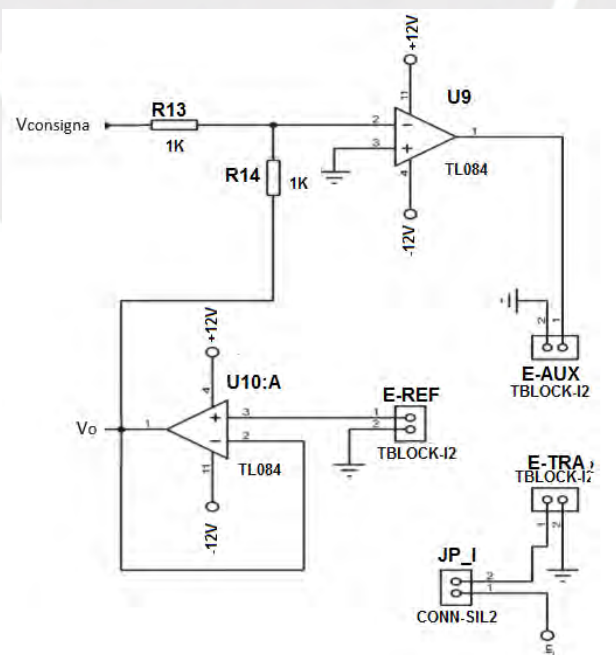


Figura 46. Circuito de control de voltaje
Fuente: Elaboración Propia en Eagle.

La arquitectura final, detallada en la Figura 46, incorpora un seguidor de tensión (U10:A) conectado al electrodo de referencia (RE). Su función principal es aprovechar la alta impedancia de entrada del operacional para aislar el electrodo de referencia y evitar que la corriente del sistema fluya a través de él; de este modo, el circuito se cierra exclusivamente a través del electrodo de trabajo, el cual se mantiene en una tierra virtual.

El control se ejerce mediante el amplificador U9 en una configuración similar a la inversora, donde el lazo de realimentación negativa incluye los componentes R14, el seguidor U10:A, el electrodo de referencia y la disolución electrolítica. Aplicando las leyes de Kirchhoff y considerando el cortocircuito virtual entre las entradas de U9, se establece la siguiente relación:

$$\frac{V_{consigna}}{R13} = \frac{VE_{REF}}{R14} \quad (10)$$

Dónde:

- $V_{consigna}$ = Voltaje que se debe establecer en el electrodo de referencia.
- VE_{REF} = Voltaje en el electrodo de referencia. (Componente TBLOCK-I2/E-REF de la Figura 44).

Si se seleccionan resistencias idénticas ($R13 = R14$), el potencial en el electrodo de referencia será exactamente el opuesto al voltaje de control aplicado ($V_{consigna} = VE_{REF}$). Dado que la impedancia de la disolución es variable, la salida de U9 se ajusta dinámicamente para compensar estas fluctuaciones, garantizando que el potencial en el electrodo de referencia permanezca constante según lo programado.

3.4. Etapa de lectura corriente

3.4.1. Subetapa de lectura y conversión de corriente a voltaje

Este módulo se encarga de la detección, el procesamiento y el filtrado de la señal proveniente del electrodo de trabajo. El proceso de medición se fundamenta en un convertidor de corriente a voltaje (amplificador de transimpedancia), situado en la línea de salida del electrodo de trabajo.

Un aspecto crítico en el diseño de esta etapa fue la mitigación del efecto capacitivo inherente a la red de realimentación, el cual puede comprometer la estabilidad y precisión de la lectura. Para neutralizar este fenómeno y asegurar la integridad de la señal analógica, se implementó la configuración circuital detallada en la Figura 47.

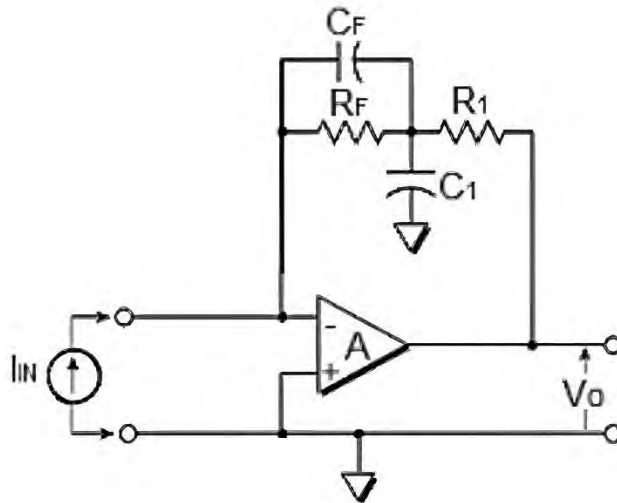


Figura 47. Circuito básico para la medición de corriente [15]

Donde $R_1 \cdot C_1 = R_F \cdot C_F$

El convertidor de transimpedancia implementado permite obtener una salida de voltaje V_O linealmente proporcional a la corriente detectada en el electrodo de trabajo. Debido a la naturaleza multirango del potenciostato, el cual debe operar con precisiones que oscilan entre los 100 nA y 1 mA, se diseñó un sistema de ganancia variable. Esta arquitectura emplea distintas resistencias shunt que ajustan el factor de amplificación, asegurando que la señal se mantenga dentro de los niveles de cuantización óptimos para su posterior procesamiento.

La conmutación entre estas escalas de medición se realiza mediante interruptores analógicos de estado sólido, seleccionados específicamente por su capacidad para manejar densidades de carga mínimas. Se optó por el circuito integrado DG612, cuya arquitectura minimiza la inyección de carga y garantiza una baja impedancia de paso. Sus especificaciones técnicas más relevantes incluyen:

- Tiempo de respuesta ton: 12ns, facilitando transiciones rápidas entre rangos.
- Inyección de carga: ± 2 pC, esencial para preservar la fidelidad en señales de nanoamperios.
- Ancho de banda: 500 MHz, permitiendo un manejo de señales sin atenuación en alta frecuencia.
- Resistencia de conducción (R_{on}): 18 ohm, lo que reduce significativamente el error por caída de tensión interna.
- Versatilidad de alimentación: Soporta configuraciones de fuente dual o simple.

El uso de este dispositivo asegura una correlación precisa entre la corriente química y el voltaje digitalizado. La configuración circuital para su operación bajo una fuente de alimentación única se detalla en la Figura 48.

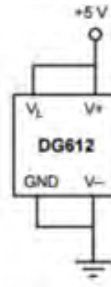


Figura 48. Switch digital DG612 en configuración de una sola.
Fuente: Elaboración Propia en Eagle

La implementación física de la etapa de medición se detalla en la Figura 49, donde se observa la interconexión entre el electrodo de trabajo (E-TRA) y la etapa de transimpedancia.

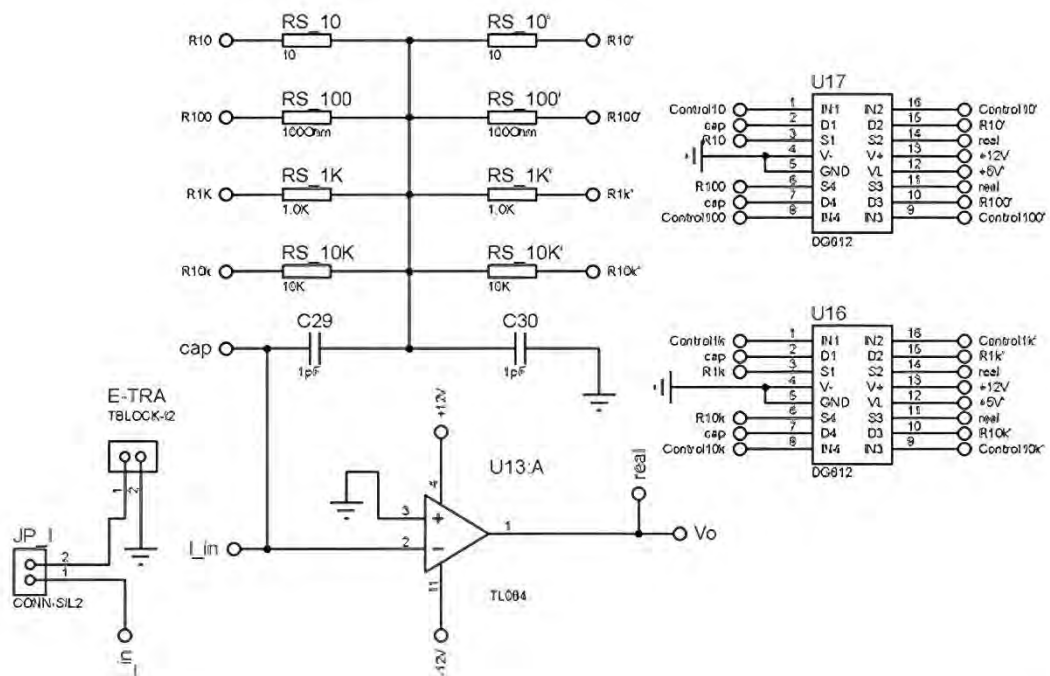


Figura 49. Circuito de medición de corriente.
Fuente: Elaboración Propia en Eagle.

En este diseño, el electrodo de trabajo se vincula directamente a la entrada inversora del amplificador operacional U13, mientras que la entrada no inversora se referencia a tierra. Debido al principio de cortocircuito virtual, el electrodo de trabajo se mantiene a un potencial de tierra virtual, una condición operativa crítica que permite que las mediciones de corriente en esta línea no se vean afectadas por caídas de tensión parásitas.

La ventaja primordial de esta arquitectura es la obtención de un equivalente de voltaje con pérdidas de inserción mínimas. La ganancia del sistema está determinada por la resistencia de realimentación activa en el lazo. Para el primer rango de medición

(escala de microamperios), la función de transferencia se rige por la Ecuación 11, considerando el uso de resistencias de 100 kΩ:

$$\frac{V_{out}(s)}{I_{in}(s)} = - \frac{RS_{100K} + RS'_{100K} + [RS_{100K} * RS'_{100K} * (C_{29} + C_{30})]s}{1 + [RS_{100K} * (C_{29} + C_{30})]s} \quad (11)$$

Dónde:

- $V_{out}(s)$ = Voltaje de salida equivalente a la corriente de entrada.
- $I_{in}(s)$ = Corriente de entrada al circuito.
- RS_{100K} y RS'_{100K} = Resistencias de 100 k-ohm
- $C_{29} + C_{30}$ = Capacitores de 1 picofaradio

La respuesta en estado estacionario del convertidor se determinó aplicando el Teorema del Valor Final, el cual establece que la ganancia en corriente continua (DC) se obtiene al evaluar el límite de la función de transferencia cuando la variable compleja s tiende a cero ($s \rightarrow 0$). Bajo estas condiciones ideales, la ganancia resultante es equivalente a la suma de las resistencias de realimentación $RS_{100K} + RS'_{100K}$.

Tabla 11. Ganancias y rangos de medición.

Ganancia (V/A)	Rango de Medición
20	100 nA – 1 μA
2	1 μA – 10 μA
200	10 μA – 100 μA
20	100 μA – 1 mA

Fuente: Elaboración Propia.

Posterior a la etapa de conversión, se integró un seguidor de voltaje (buffer) con el objetivo de garantizar un correcto acoplamiento de impedancias. Esta configuración previene la degradación de la señal y asegura que la transferencia de potencial hacia las etapas posteriores de filtrado y digitalización sea máxima y libre de errores por carga.

3.4.2. Subetapa de acondicionamiento y filtrado de señal

En esta fase, el voltaje proporcional a la corriente medida se somete a una etapa de amplificación para mejorar la resolución y facilitar su procesamiento posterior. Se implementó una configuración de amplificador no inversor, donde la ganancia se ajusta mediante un potenciómetro de precisión. Este ajuste permite normalizar la señal de salida dentro de un rango dinámico de ± 1.5 V, tal como se ilustra en el esquema de la Figura 50.

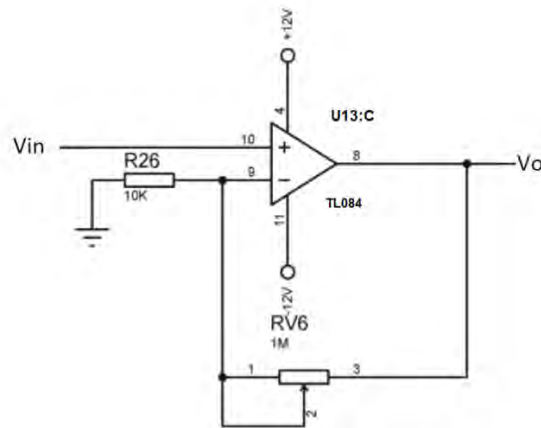


Figura 50. Amplificación de la señal de voltaje equivalente.
Fuente: Elaboración Propia en Eagle.

Posteriormente, se aplicó un acondicionamiento de señal con el fin de adaptar estos niveles a los rangos operativos del convertidor análogo-digital (ADC). Dado que el ADC solo admite tensiones positivas, se diseñó un circuito de desplazamiento de nivel (offset) que añade una componente continua de +1.5 V a la señal amplificada. Como resultado, el voltaje de entrada al conversor se sitúa en un intervalo de 0 a 3 V, garantizando la protección del hardware y la integridad de la digitalización (ver Figura 51).

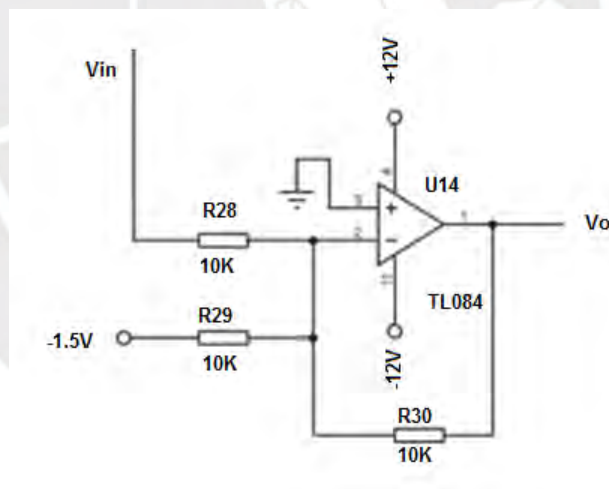


Figura 51. Etapa de acondicionamiento del voltaje equivalente a la corriente.
Fuente: Elaboración Propia en Eagle.

Finalmente, para mitigar el ruido electromagnético inducido, se integró una etapa de filtrado activo. El diseño de este filtro sigue los mismos criterios técnicos y la metodología (tipo Bessel de fase lineal) empleados previamente en la etapa de control de voltaje, asegurando una respuesta temporal coherente en todo el sistema.

3.4.3. Subetapa de conversión de voltaje a frecuencia

A) Consideraciones generales

La función principal del convertor tensión-frecuencia consiste en transformar una señal analógica en un tren de pulsos proporcional. Esta técnica facilita la conversión analógica a digital de manera simplificada, ofreciendo una robustez superior frente a la transmisión de señales analógicas puras. El uso de pulsos minimiza la degradación de la información en trayectos largos o entornos con alta interferencia electromagnética (ruido), permitiendo que la señal sea decodificada con precisión mediante un convertor frecuencia-tensión al final de la línea.

A diferencia de un oscilador controlado por tensión (VCO) convencional, un convertor V/F de alto rendimiento para instrumentación debe cumplir con criterios de precisión estrictos:

- Rango dinámico extenso: Capacidad de operación a través de cuatro décadas o más.
- Alta linealidad: El error de desviación respecto a la proporcionalidad teórica ($V = kF$) debe ser inferior al 0.1 %.
- Estabilidad térmica y de alimentación: Mantenimiento de la precisión en el factor de escala k frente a fluctuaciones de temperatura o variaciones en las fuentes de voltaje.

B) EL CONVERTOR LM331

El convertor LM331 es un integrado de gran versatilidad que puede operar con fuente simple y con errores aceptables en el rango de 1 Hz a 10 kHz. Este integrado está pensado para realizar tanto la conversión tensión – frecuencia, como para la conversión frecuencia–tensión.

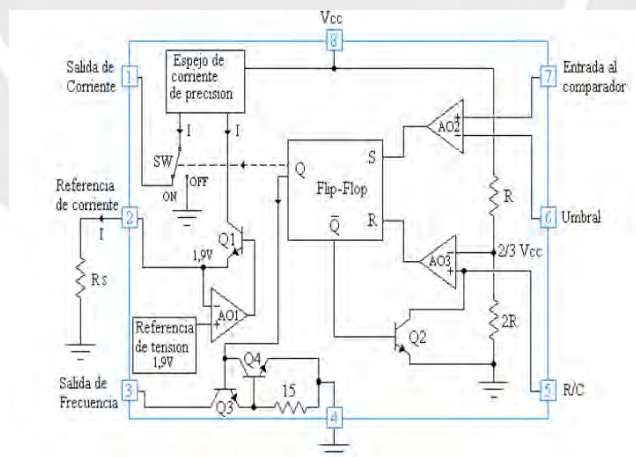


Figura 52. Diagrama interno del convertor LM331 [17]

El núcleo del integrado integra una referencia de tensión tipo band-gap de 1.9 V, caracterizada por su alta estabilidad térmica y un rango de alimentación versátil (4 V a 40 V). Mediante un amplificador operacional en configuración de retroalimentación negativa, esta tensión se replica en el pin 2. En consecuencia, la magnitud de la

corriente de referencia (I_{ref}) queda definida por la relación entre la tensión interna y la resistencia externa (R_s) conectada a dicho terminal: $I_{ref} = \frac{1.9V}{R_s}$.

Dicha corriente se replica a través de un espejo de corriente de precisión hacia un conmutador interno, cuya posición depende del estado lógico de un flip-flop RS asíncrono. El comportamiento de este biestable está gobernado por dos comparadores de umbral:

- Activación (Set): El primer comparador habilita el flip-flop cuando el potencial en el terminal 7 iguala o supera al del terminal 6.
- Restablecimiento (Reset): El segundo comparador reinicia el estado cuando la tensión en el pin 5 alcanza el umbral crítico de $2/3$ de V_{cc} .

Simultáneamente al reset, la salida complementaria activa el transistor Q2, saturándolo para derivar el pin 5 a tierra. Esta acción provoca que el amplificador AO3 conmute nuevamente, retornando la señal de reset a un estado lógico bajo y reiniciando el ciclo de conversión.

C) El LM331 como convertidor tensión a frecuencia

La Figura 53 ilustra la arquitectura de aplicación típica proporcionada por el fabricante para la conversión de una señal de tensión en una respuesta en frecuencia.

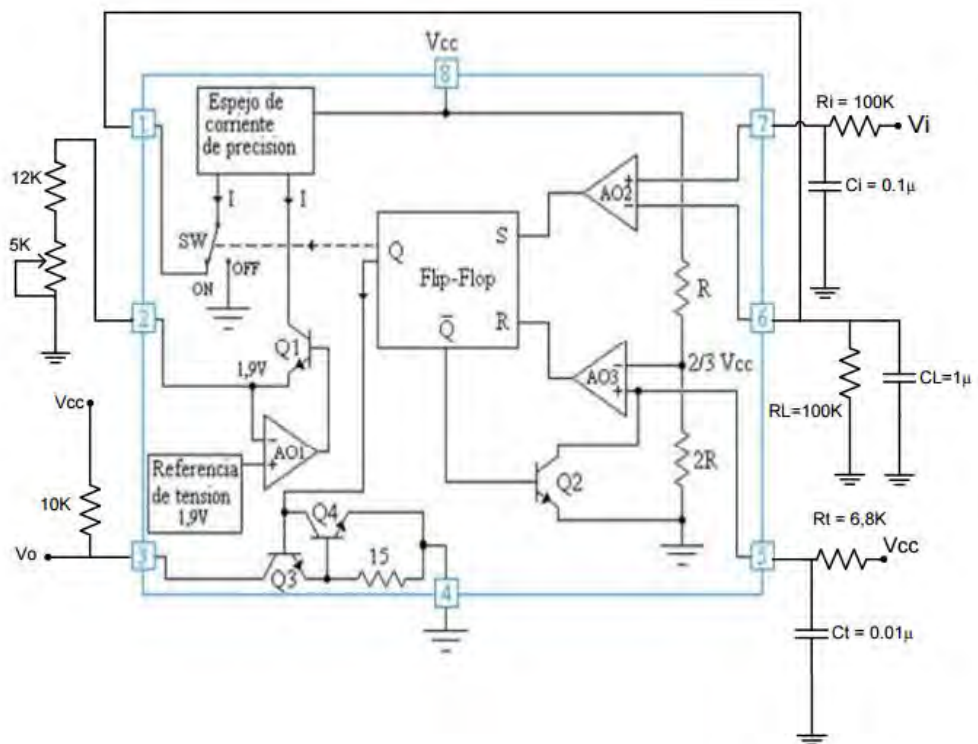


Figura 53. Circuito Integrado LM331 como convertidor de tensión a frecuencia [17]

En este esquema, el comparador AO2 monitorea constantemente la tensión de entrada (V_i) en el terminal 7 frente al potencial del condensador externo C_L en el

terminal 6. El estado lógico del SET en el Flip-Flop es determinado por esta comparación: se activa cuando $V_i > V_{CL}$ y se inhibe en caso contrario. Por su parte, el RESET es gestionado por el comparador AO1, el cual responde cuando el voltaje en el condensador de temporización C_t alcanza el umbral de $2/3V_{CC}$.

Al activarse la salida Q del Flip-Flop, se habilita el flujo de corriente hacia C_L . Simultáneamente, C_t inicia su carga a través de R_t hasta alcanzar el límite de disparo del RESET, definiendo un tiempo de conducción (t_c) regido por la constante de tiempo: $t_c \approx 1.1 \cdot (R_t \cdot C_t)$.

Tras este intervalo, el transistor Q2 se satura para descargar C_t a tierra y reiniciar el ciclo. Si durante este proceso V_{CL} excede a V_i , el condensador C_L comienza a drenar su carga a través de la resistencia R_L . El sistema alcanza un régimen permanente cuando se establece un equilibrio dinámico, donde la carga adquirida por C_L durante t_c se iguala a la energía disipada durante el resto del periodo ($T_o - t_c$). Este balance de carga define la función de transferencia del sistema:

$$f_o = G \cdot \frac{V_{in}}{2.09V} \cdot \frac{R_S}{R_L} \cdot \frac{1}{R_t \cdot C_t} \quad (12)$$

La señal de salida, cuya frecuencia es proporcional a la tensión de entrada, es entregada a través del transistor de colector abierto Q3. Para optimizar la precisión, se han integrado los siguientes criterios de diseño:

- **Compensación de Corrientes:** Se emplea una resistencia de 100 Kohm en el pin 7, igualando el valor de R_L para anular los errores derivados de las corrientes de polarización (típicamente de 80nA).
- **Filtrado de Entrada:** El capacitor C_i actúa como un filtro de paso bajo para mitigar ruidos de alta frecuencia que podrían inestabilizar la conversión.
- **Ajuste de Ganancia:** Se incorpora un potenciómetro en el pin 2 que permite calibrar la corriente de referencia $I = 1.9 V/R_S$, compensando las tolerancias de los componentes pasivos (R_t, R_L, C_t) y alineando la respuesta práctica con el modelo teórico [16].

3.5. Etapa de software en Android

3.5.1. Consideraciones Generales

Como una de las interfaces en dispositivos móviles y tabletas, la función clave de la toma de audio es reproducir música. Sin embargo, no se puede ignorar su otro uso: el conector de audio también se puede utilizar para transmitir datos.

El uso del conector de audio para conectar dispositivos está en constante desarrollo. Periféricos como el glucómetro de iHealth Lab (calculador de azúcar en sangre), el Irdroid (que ofrece funciones remotas de infrarrojos para controlar televisores, decodificadores y equipos de audio) y Flojack (un lector NFC que habilita la

funcionalidad de comunicaciones de campo cercano para interactuar con etiquetas NFC o dispositivos móviles) son posibles gracias a la versatilidad de la conectividad del conector de audio [19].

La interfaz de jack de audio tiene dos estándares: OMTP y CTIA. OMTP es una norma internacional; ATIS es un estándar americano, que se utiliza en el iPhone de Apple y iPad. Son diferentes con la posición V-Mic y GND, la diferencia se muestra en la Figura 54.

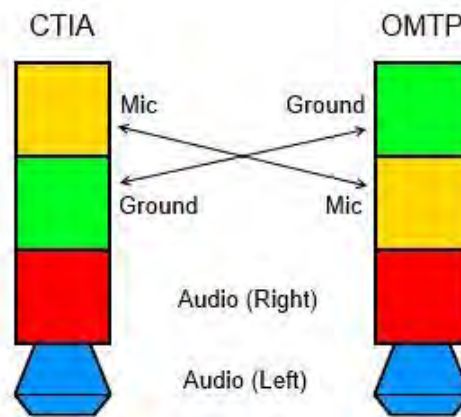


Figura 54. OMTP & CTIA [19]

3.5.2. Transmisión de Data

Cuando enviamos un valor de datos 0x00FF, el primer paso es convertir el valor de datos digitales en una señal analógica. Necesitamos modular el valor de los datos. Normalmente, utilizamos una portadora de onda sinusoidal para la señal analógica. A continuación, en la Figura 55, se muestra la modulación de señal FSK.

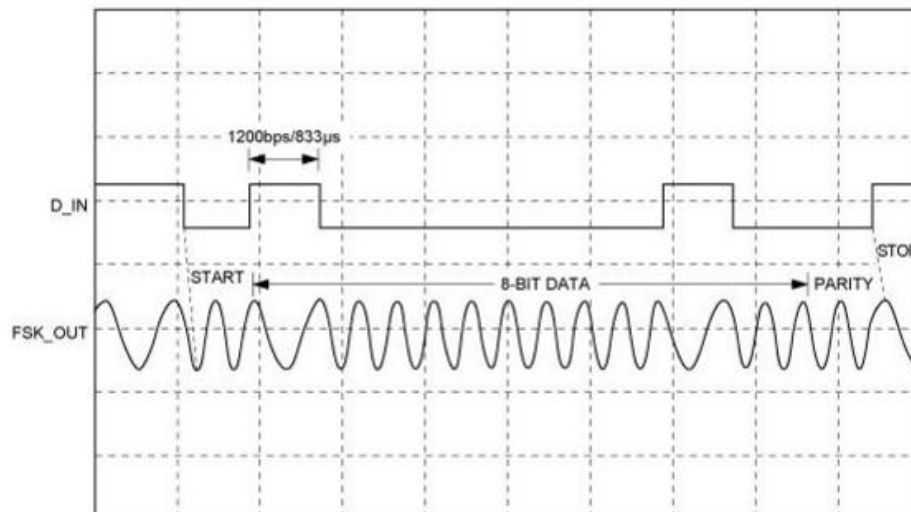


Figura 55. Modulación de señal FSK [19]

El segundo paso, en los sistemas Android, es llamar a la función audioTrack API para reproducir el búfer. El siguiente código implementa una función para enviar datos de

audio utilizando la clase `AudioTrack` de la API de Android, que permite reproducir paquetes de bytes en formato PCM de 16 bits. A continuación, en la Figura 56 se muestra el Psudocódigo de esta etapa:

```
/**
 * Transmite un paquete de datos binarios convirtiéndolos en señales
 * de audio procesables por el hardware de salida.
 * * @param dataPayload Arreglo de bytes que contiene la información a
 * enviar.
 */
public void ejecutarTransmisionAudio(byte[] dataPayload) {
    // 1. Definición de parámetros de muestreo y cuantización
    final int SAMPLE_RATE = 8000; // Frecuencia de muestreo en Hz
    final int CHANNEL_CONFIG = AudioFormat.CHANNEL_OUT_MONO;
    final int AUDIO_FORMAT = AudioFormat.ENCODING_PCM_16BIT;

    // 2. Cálculo del tamaño del búfer para evitar desbordamientos o latencia
    int tamanoBufferMinimo = AudioTrack.getMinBufferSize(
        SAMPLE_RATE,
        CHANNEL_CONFIG,
        AUDIO_FORMAT);

    // 3. Inicialización del motor de audio en modo STREAM para flujo
    continuo
    AudioTrack salidaAudio = new AudioTrack(
        AudioManager.STREAM_MUSIC,
        SAMPLE_RATE,
        CHANNEL_CONFIG,
        AUDIO_FORMAT,
        tamanoBufferMinimo,
        AudioTrack.MODE_STREAM);

    // 4. Activación de la salida y volcado de datos al buffer de hardware
    salidaAudio.play();
    salidaAudio.write(dataPayload, 0, dataPayload.length);

    // Es recomendable liberar recursos tras la operación si no se usará más
    // salidaAudio.release();
}
```

Figura 56. Psudocódigo de etapa de `AudioTrack`

Fuente: Elaboración Propia

Este método establece una conexión de transmisión de audio a través de `AudioTrack`, con una frecuencia de muestreo de 8000 Hz, para reproducir sonido en un solo canal. Esta implementación es útil para aplicaciones que requieren procesamiento o reproducción de audio en tiempo real.

3.5.3. Recepción de Data

Como receptor, necesitamos traducir la señal analógica a un valor de datos, demodular la señal para eliminar la señal portadora, y decodificar los datos por protocolo. El protocolo puede ser un formato de datos público o un protocolo de definición privada. A continuación, en la Figura 57, se muestra la demodulación de una señal de audio.

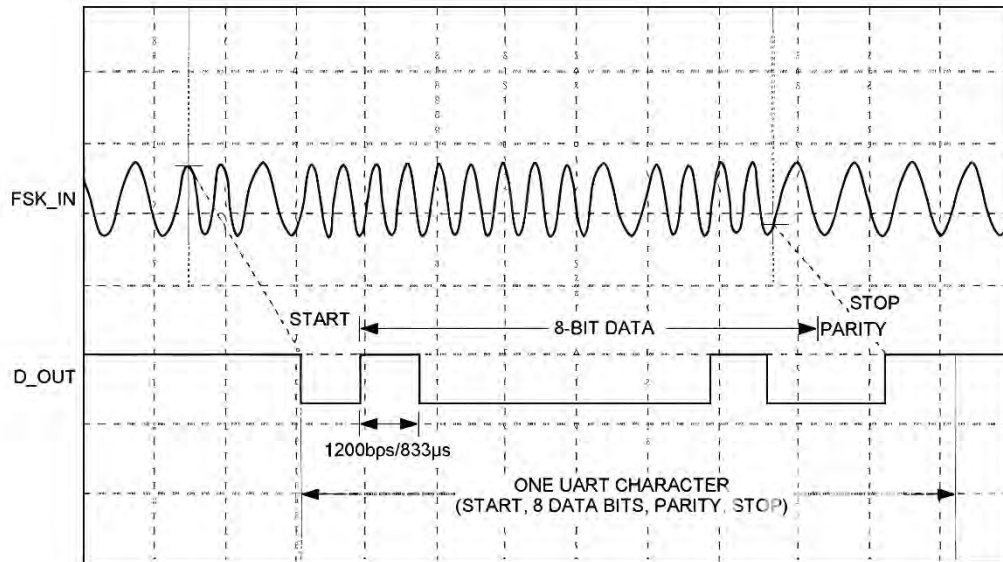


Figura 57. Demodulación de la señal [19]

En los sistemas Android, utilizamos la función audioRecord API [8] para grabar el audio. A continuación, en la Figura 58, se muestra el pseudocódigo de esta etapa.

```
/**
 * Inicializa el proceso de escucha y captura de señales analógicas
 * a través de la interfaz de audio del dispositivo.
 */
public void iniciarCapturaSenal() {
    // 1. Configuración del tamaño del buffer de entrada basado en la
    // frecuencia de muestreo
    // Se utiliza la constante AUDIO_SAMPLE_FREQ definida previamente
    // en el sistema.
    int capacidadBuffer = AudioRecord.getMinBufferSize(
        AUDIO_SAMPLE_FREQ,
        AudioFormat.CHANNEL_IN_MONO,
        AudioFormat.ENCODING_PCM_16BIT);

    // 2. Instanciación del objeto de captura de audio (AudioRecord)
```

```
// Se establece la fuente de entrada como el micrófono (MIC) del sistema.
AudioRecord grabadorAudio = new AudioRecord(
    MediaRecorder.AudioSource.MIC,
    AUDIO_SAMPLE_FREQ,
    AudioFormat.CHANNEL_IN_MONO,
    AudioFormat.ENCODING_PCM_16BIT,
    capacidadBuffer);

// 3. Inicio del proceso de monitoreo y digitalización en tiempo real
if (grabadorAudio.getState() == AudioRecord.STATE_INITIALIZED) {
    grabadorAudio.startRecording();
}
}
```

Figura 58. Pseudocódigo de etapa audioRecord

Fuente: Elaboración Propia

3.5.4. Diagrama de flujo del programa

A continuación, en la Figura 59, se muestra el diagrama de flujo programa a implementar en Android Studio, el cual permite grabar la señal de audio para su grafica posterior.

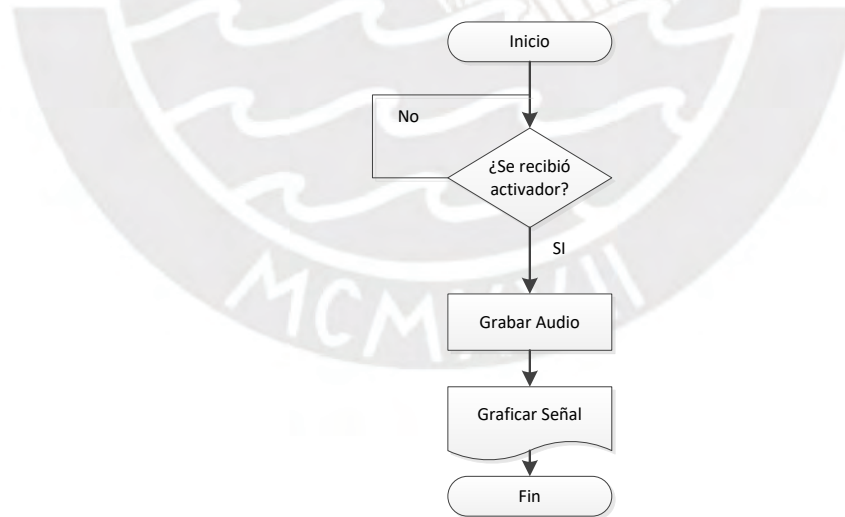


Figura 59. Diagrama de Flujo del aplicativo en Android

Fuente: Elaboración Propia

4. PRUEBAS Y SIMULACIÓN

4.1. Etapa de Control de Voltaje

4.1.1. Subetapa de microcontrolador

La subetapa de microcontrolador actúa como la Unidad de Generación de Señal Digital y control del sistema, centrándose en esta fase en la validación de la precisión en la temporización de la plataforma Arduino.

El Arduino UNO se utiliza para esta fase de prueba de concepto y simulación debido a su facilidad de implementación y robustez de hardware, aunque se reconoce que para la implementación final portátil se requerirá un microcontrolador de menor consumo y tamaño (de la serie AVR o ARM).

Generación de la Señal Cuadrada (50% Ciclo de Trabajo)

Con el fin de generar la señal cuadrada (Ciclo de trabajo de 50%) señalada en el capítulo anterior, se validó la capacidad del microcontrolador para generar una señal digital con una temporización precisa. La Figura 60 muestra este circuito en protoboard.

El requisito es la generación de una onda cuadrada con un período total de 400 milisegundos (2.5 Hz) y un ciclo de trabajo del 50%. Esto implica que tanto el estado ALTO (HIGH) como el estado BAJO (LOW) deben durar exactamente 200 ms cada uno.

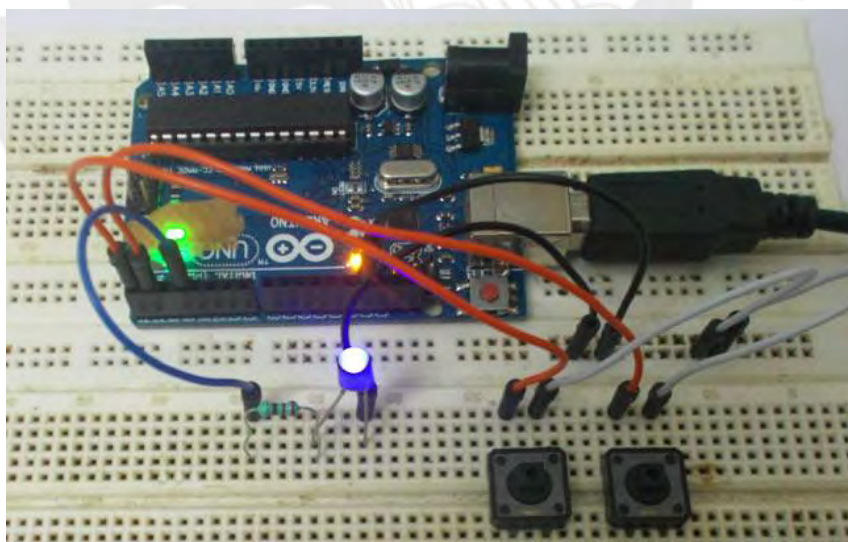


Figura 60. Circuito en protoboard del Arduino UNO.

Fuente: Elaboración Propia

El siguiente pseudocódigo descrito en la Figura 61 escrito en lenguaje C utiliza retardos precisos para lograr esta señal de prueba en el Pin Digital 11 del Arduino Uno, tal como se implementó en el protoboard.

```

void setup() {
  pinMode(11, OUTPUT);
}

void loop() {
  digitalWrite(11, HIGH);
  delayMicroseconds(200'000); // 50% de Ciclo de trabajo (200 ms)

  digitalWrite(11, LOW);
  delayMicroseconds(200'000); // 50% restante (200 ms)
}

```

Figura 61. Pseudocódigo de etapa de Microcontrolador

Resultados de la Simulación y Validación Temporal

La señal obtenida en la simulación (leída por el osciloscopio en el protoboard), que se muestra en la Figura 62, confirma el cumplimiento de los parámetros temporales. Se verifica que el período total es de 400 ms y que la simetría entre el tiempo de subida y el tiempo de bajada establece un ciclo de trabajo del 50%.

La validación de esta temporización es crítica, ya que el control preciso del tiempo es la base para la generación posterior de la onda triangular de barrido y la gestión de la tasa de adquisición de datos en etapas funcionales subsiguientes.

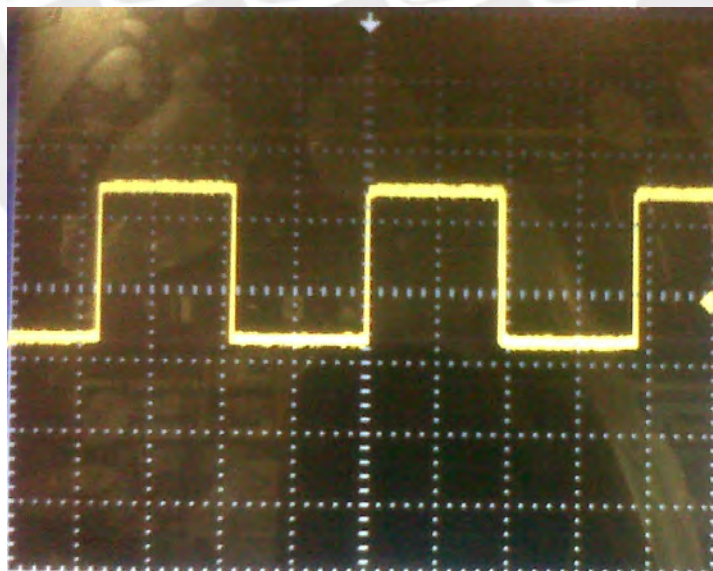


Figura 62. Onda cuadrada con 50% de ciclo de trabajo

Fuente: Elaboración Propia

Para garantizar que el dispositivo desarrollado pueda realizar ensayos de voltimetría con la misma fiabilidad que un equipo comercial, es crítico validar primero la

estabilidad de la base de tiempo del microcontrolador. Un error en la temporización se traduciría posteriormente en errores en la tasa de escaneo (scan rate), afectando la posición de los picos redox. A continuación, se presenta una comparación técnica entre los requerimientos de temporización implícitos en el equipo comercial de referencia (Uniscan PG581) y las capacidades medidas en la etapa de microcontrolador del prototipo desarrollado.

A continuación, en la Tabla 12, se presenta una comparación técnica entre los requerimientos de temporización implícitos en el equipo comercial de referencia (Uniscan PG581) y las capacidades medidas en la etapa de microcontrolador del prototipo desarrollado.

Tabla 12. Comparación de Etapa de Microcontrolador

Aspecto Técnico	Uniscan PG581	Dispositivo Desarrollado (Etapa MCU)	Cumplimiento y Análisis
Control de Tiempos (Base de Tiempo)	Requiere alta estabilidad de reloj para mantener tasas de barrido constantes (ej. 1 mV/s sin deriva)	Generación controlada por cristal de cuarzo (16 MHz) del Arduino UNO	La simulación y prueba de la onda cuadrada confirman la capacidad de conmutar estados con precisión de microsegundos (μ s).
Precisión del Período de Prueba	Tolerancia industrial típica < 0.1 %	Período Objetivo: 400 ms Período Medido (Simulación): 400.0 ms Error Relativo: 0 %	En entorno de simulación, la temporización es ideal. En implementación física, el error dependerá únicamente de la deriva del oscilador de cuarzo (~20–50 ppm), lo que mantiene el error muy por debajo del 0.1 %.
Jitter (Ruido de Fase)	Mínimo (despreciable) para evitar ruido en la adquisición de datos	Dependiente de la ejecución del bucle loop()	El uso de funciones bloqueantes (delayMicroseconds) en esta etapa garantiza un jitter muy bajo, completamente adecuado para la generación de señales de baja frecuencia (2.5 Hz) como la probada.

Fuente: Elaboración Propia

Como se observa en la comparación, la generación de la señal cuadrada de prueba demuestra que la subetapa de microcontrolador posee la robustez temporal necesaria para emular el comportamiento del Uniscan PG581. El Uniscan PG581 destaca por su capacidad de realizar barridos lineales lentos y precisos (hasta 1 mV). Para lograr esto, el sistema de control debe ser capaz de sostener intervalos de

tiempo exactos. La prueba realizada con la onda cuadrada de 50% de ciclo de trabajo y periodo de 400 ms valida que:

- La lógica de control del microcontrolador no introduce retardos parásitos significativos que alteren el periodo de la señal.
- La precisión de la temporización es suficiente para que, en las siguientes etapas, la modulación PWM pueda generar una rampa de voltaje lineal sin distorsiones temporales perceptibles.

Por lo tanto, se concluye que la arquitectura basada en Arduino cumple con los requisitos de estabilidad temporal necesarios para competir con la funcionalidad básica de control de tiempos del equipo comercial de referencia.

4.1.2. Subetapa de generación de onda triangular de voltaje

La generación de la señal de excitación triangular se basa en una arquitectura de dos etapas en cascada: acondicionamiento de nivel y síntesis de forma de onda mediante integración activa. A continuación, se detalla la validación técnica de los resultados obtenidos en la simulación con Proteus 8.

Acondicionamiento de Señal

Como se muestra en el circuito de la Figura 63, el objetivo de esta etapa es lograr quitar por completo cualquier voltaje continuo (DC) que traiga la señal del microcontrolador y dejarla perfectamente centrada en cero, mitad positiva y mitad negativa.

En pocas palabras, convertimos los pulsos que salen del microcontrolador (que van de 0 V a 5 V) en una onda cuadrada que va exactamente de +2.5 V a -2.5 V, sin ningún desplazamiento.

Análisis en el dominio del tiempo

- Señal que entra: pulsos cuadrados normales del microcontrolador (0 V cuando está en bajo y 5 V cuando está en alto).
- Señal que sale: onda cuadrada que pasa el mismo tiempo en +2.5 V que en -2.5 V.
- Ciclo de trabajo: exactamente 50 % (mitad del periodo en alto y mitad en bajo).

Por qué es tan importante que sea exactamente 50 %: si el tiempo en alto y en bajo no es idéntico, aunque sea por muy poco, aparece un pequeño voltaje promedio distinto de cero. Al integrar esa señal en la etapa siguiente, ese error se va acumulando ciclo a ciclo y la onda triangular termina “caminando” hacia arriba o hacia abajo hasta pegar contra +V_{sat} o -V_{sat} del operacional. Cuando eso pasa, el generador deja de funcionar bien.

Valores de tensión de la señal ya acondicionada:

- Nivel positivo: +2.5 V
- Nivel negativo: -2.5 V
- Voltaje medio (offset DC): 0 V (perfectamente centrada)
- Voltaje pico a pico: 5.0 V

Con esta etapa la señal llega al integrador totalmente limpia y balanceada, sin riesgo de saturación sin importar la frecuencia que estemos generando.

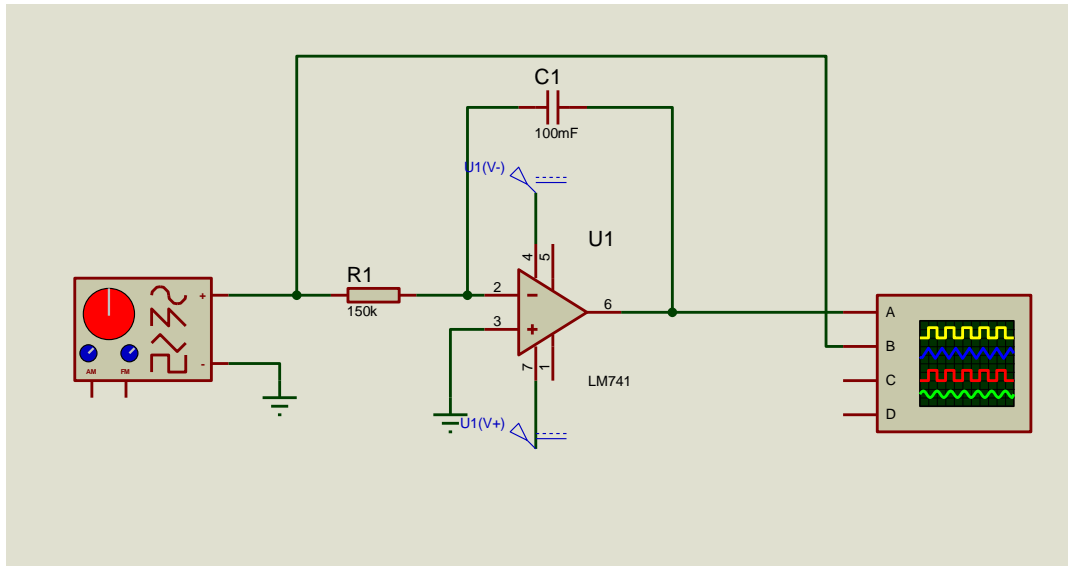


Figura 63. Circuito de acondicionamiento.

Fuente: Elaboración Propia

Integración de la Señal

El propósito de esta etapa es convertir la onda cuadrada simétrica generada en la etapa anterior en una onda triangular de alta linealidad mediante un integrador activo en configuración inversora.

Al finalizar la etapa de acondicionamiento, en el software Proteus se obtuvo una señal cuadrada de ciclo de trabajo exactamente del 50 %, con niveles de -2.5 V y +2.5 V, perfectamente centrada en 0 V y sin componente continua.

Con el fin de obtener la señal triangular, se simuló en Proteus 8 el circuito mostrado en la Figura 64, compuesto por un amplificador operacional configurado como integrador, con resistencia de entrada R_1 y capacitor de realimentación C_1 .

Resultados observados en la simulación

- La salida del integrador presenta una onda triangular perfectamente simétrica y centrada en 0 V.
- Amplitud: ± 2.0 V
- Tensión pico a pico: 4.0 V

- Período: 400 ms (frecuencia de 2.5 Hz, correspondiente a la frecuencia más baja del rango de operación)
- Las rampas ascendentes y descendentes muestran excelente linealidad en todo el ciclo, sin distorsión apreciable.
- No se presenta saturación del amplificador operacional en ningún punto, conservando un margen de seguridad adecuado respecto a los rieles de alimentación (± 15 V en la simulación).
- La inversión de fase propia del integrador inversor es claramente visible: cuando la entrada es +2.5 V, la salida disminuye linealmente, y cuando la entrada pasa a -2.5 V, la salida aumenta con la misma pendiente en valor absoluto.

De esta manera, la etapa de integración cumple completamente con los objetivos establecidos, entregando una señal triangular limpia, lineal, simétrica y con la amplitud requerida para las etapas posteriores del generador de funciones.

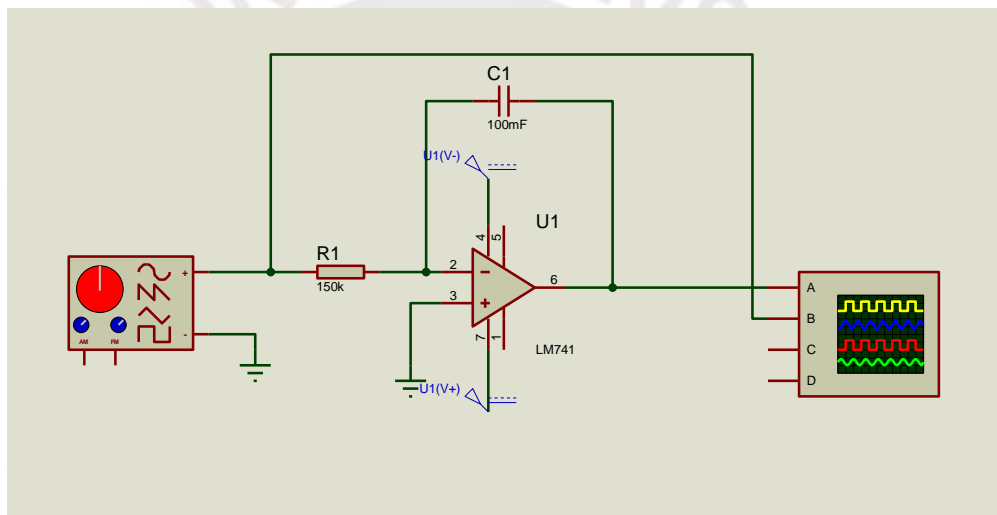


Figura 64. Circuito de integración

Fuente: Elaboración Propia

4.1.3. Subetapa de control del voltaje

Con el objetivo de verificar que la señal triangular generada se aplica correctamente a la celda electroquímica, se realizó una simulación en Proteus 8 del bloque completo de control de potencial, correspondiente al potencióstato de tres electrodos con realimentación negativa de la Figura 65.

El circuito implementado corresponde a un potencióstato en configuración inversora clásica. El amplificador operacional U1:A actúa como amplificador de error, comparando la señal de excitación V_{in} con el potencial medido por el electrodo de referencia (RE). Ante cualquier diferencia entre ambas señales, el circuito suministra o extrae corriente a través del contraelectrodo (CE) hasta igualarlas. Por su parte, el

amplificador U1:B funciona como un seguidor de tensión (electrómetro), permitiendo medir el potencial del RE sin cargarlo ni interferir en la reacción electroquímica.

Dado que se emplearon resistencias iguales en la etapa de realimentación ($R_1 = R_2$), la ganancia del lazo es -1 . Como consecuencia, la señal aplicada a la celda se encuentra invertida respecto a la señal de entrada.

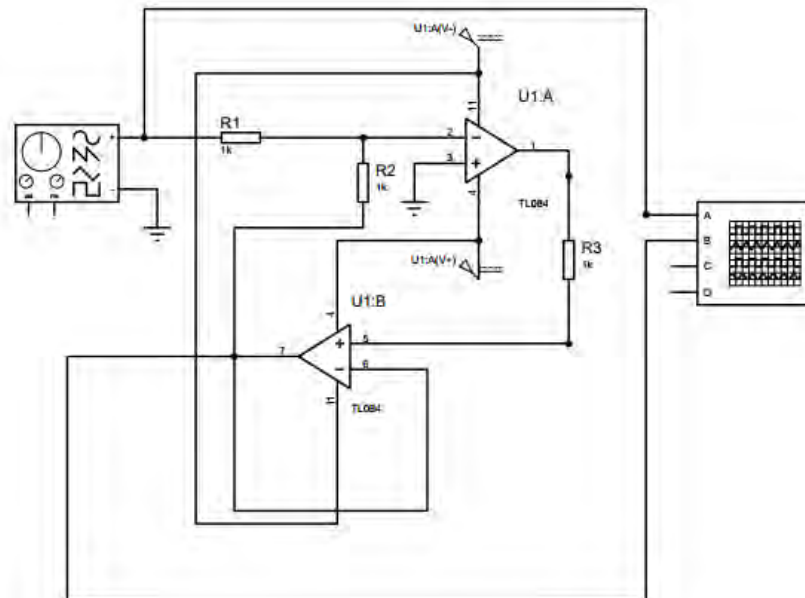


Figura 65. Circuito de Control de Voltaje en Proteus 8.

Fuente: Elaboración Propia

La Figura 66 muestra dos señales obtenidas en la simulación:

- Canal amarillo: Señal triangular de entrada proveniente del integrador, con amplitud de ± 2 V (4 Vpp) y período de 400 ms (2.5 Hz).
- Canal azul: Potencial aplicado entre el electrodo de trabajo (WE) y el electrodo de referencia (RE).

Los resultados permiten concluir que:

- La forma de onda aplicada a la celda reproduce fielmente la forma, pendiente y período de la señal de entrada.
- La inversión de 180° observada es coherente con la configuración inversora del circuito.
- La amplitud de la señal se conserva (4 Vpp en ambos canales).
- La respuesta carece de transitorios abruptos o inestabilidades en los vértices de la señal.
- El circuito mantiene estabilidad en la frecuencia mínima establecida en el diseño.

Se valida correctamente el funcionamiento de la etapa de control de potencial, garantizando que el potencial aplicado entre el electrodo de trabajo y el electrodo de referencia replica de manera precisa la señal triangular generada en etapas anteriores. Al no evidenciarse errores significativos de amplitud ni distorsiones en la señal, esta etapa se considera apta para su utilización en pruebas de voltametría cíclica.

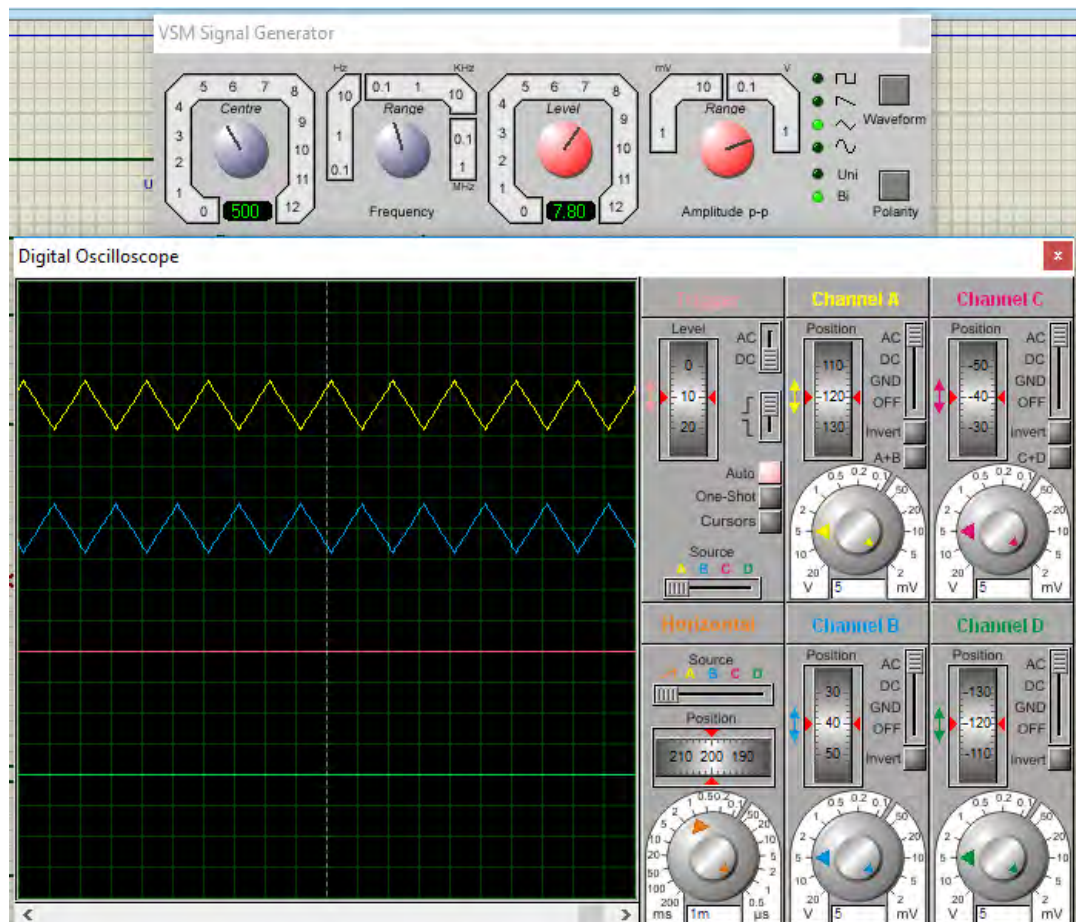


Figura 66. Simulación de Etapa de Control de Voltaje.

Fuente: Elaboración Propia

4.2. Etapa de Corriente

4.2.1. Subetapa de lectura de corriente y conversión de corriente a voltaje

Con el objetivo de validar la conversión de corriente a voltaje y su correspondiente amplificación, se simuló el circuito representado en la Figura 67 utilizando Proteus 8. Esta etapa se implementa mediante un amplificador de transimpedancia, cuyo propósito es transformar la corriente que circula por el electrodo de trabajo (WE) en un voltaje proporcional, apto para su posterior procesamiento por las etapas de filtrado y el microcontrolador. La ganancia del circuito se fijó en 200, lo que permite cubrir de manera adecuada el rango de corrientes esperado entre 10 μA y 100 μA , tal como se indica en la Tabla 11 del capítulo anterior.

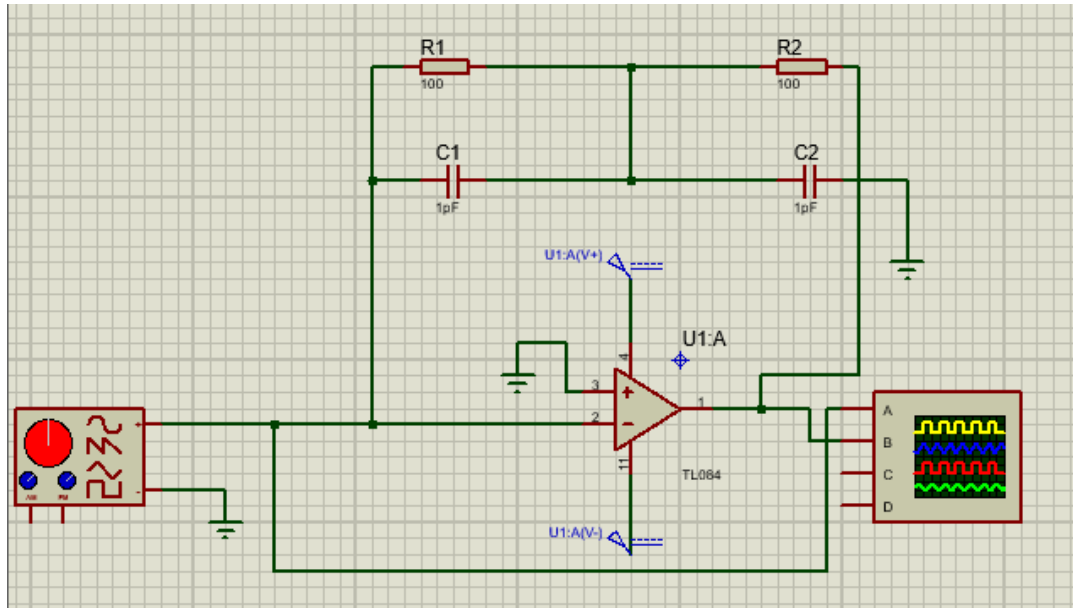


Figura 67. Circuito de Lectura de corriente.

Fuente: Elaboración Propia

Los resultados de la simulación se muestran en la Figura 68. Se observó que la señal de salida se amplifica correctamente por un factor de 200, reproduciendo fielmente la forma de la corriente inyectada. La linealidad se mantiene en todo el rango de operación, sin presentarse distorsión ni saturación del operacional, incluso en los cambios bruscos de corriente presentes en los vértices de la señal triangular. Además, el nodo del electrodo de trabajo se mantiene prácticamente a 0 V, confirmando el correcto funcionamiento de la tierra virtual y asegurando que la señal no interfiera en la reacción electroquímica de la celda.

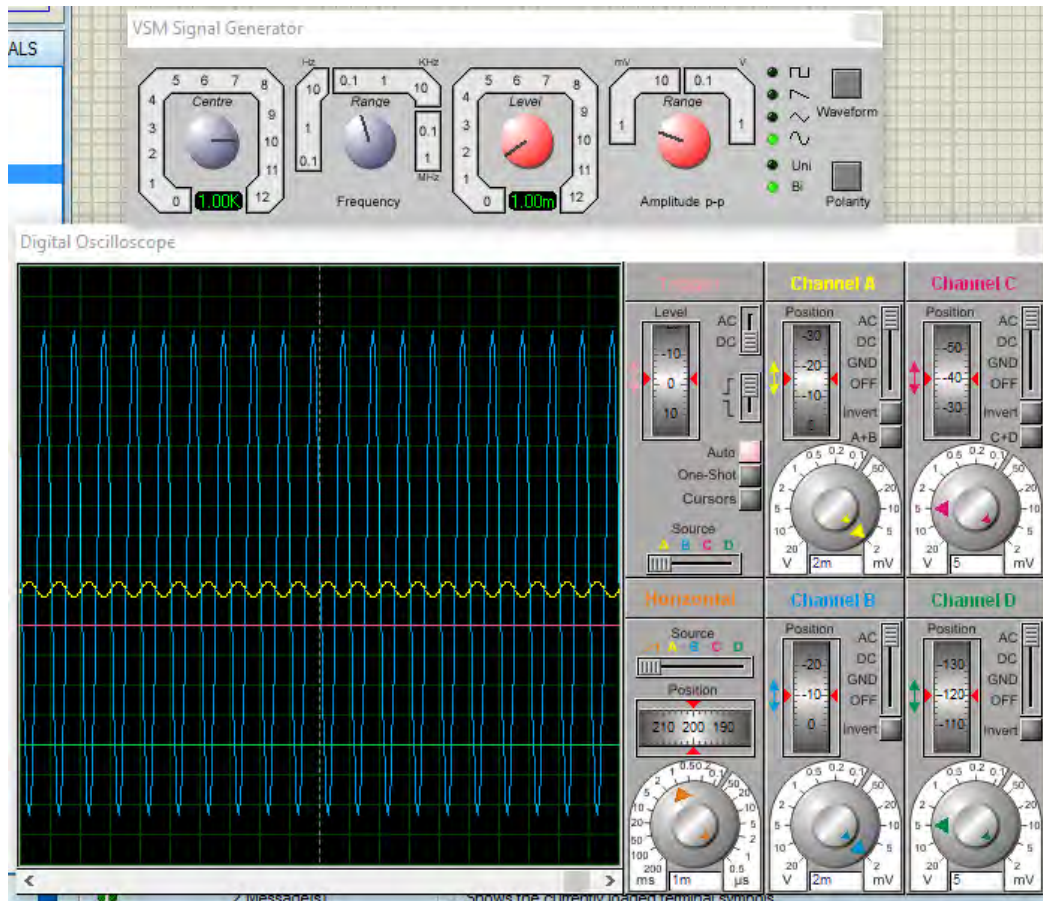


Figura 68. Simulación de la etapa de Lectura de corriente.

Fuente: Elaboración Propia

Estos resultados confirman que la etapa de conversión de corriente a voltaje funciona de manera estable y precisa, proporcionando una señal limpia, proporcional y lista para ser procesada en las siguientes etapas de amplificación y filtrado. Por lo tanto, la etapa queda validada en simulación, cumpliendo con los requerimientos establecidos para las mediciones de voltimetría cíclica.

4.2.2. Subetapa de acondicionamiento y filtrado de señal

Con el propósito de mejorar la resolución de la señal y adaptar su rango de voltaje a los valores aceptados por el jack del smartphone, se implementó una subetapa de acondicionamiento y filtrado. En esta fase, la señal previamente amplificada se procesa para eliminar posibles ruidos y garantizar su compatibilidad con los niveles de entrada del sistema de adquisición.

Los circuitos simulados para esta subetapa se muestran en las Figuras 69 y 70, donde se empleó un generador de señal senoidal para simular la salida del amplificador de transimpedancia y evaluar el comportamiento de filtrado y acondicionamiento.

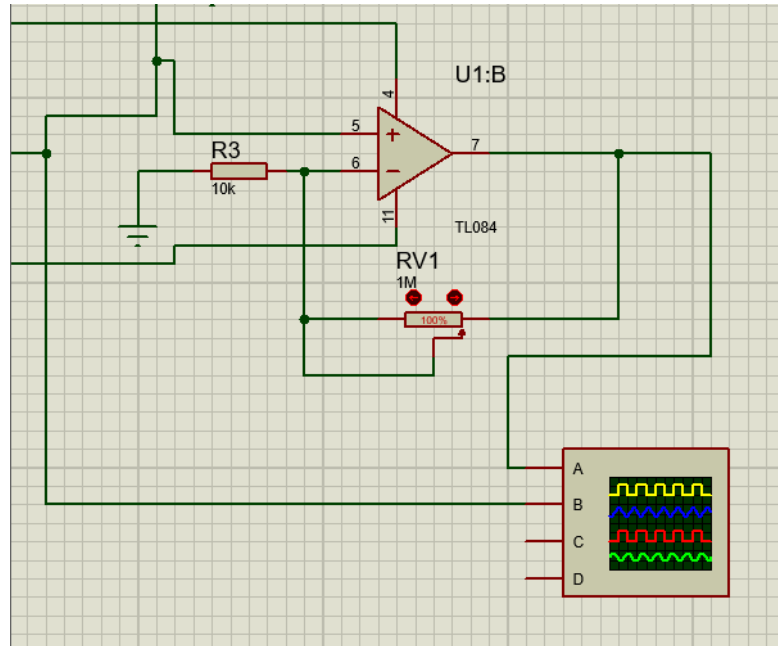


Figura 69. Circuito de acondicionamiento

Fuente: Elaboración Propia

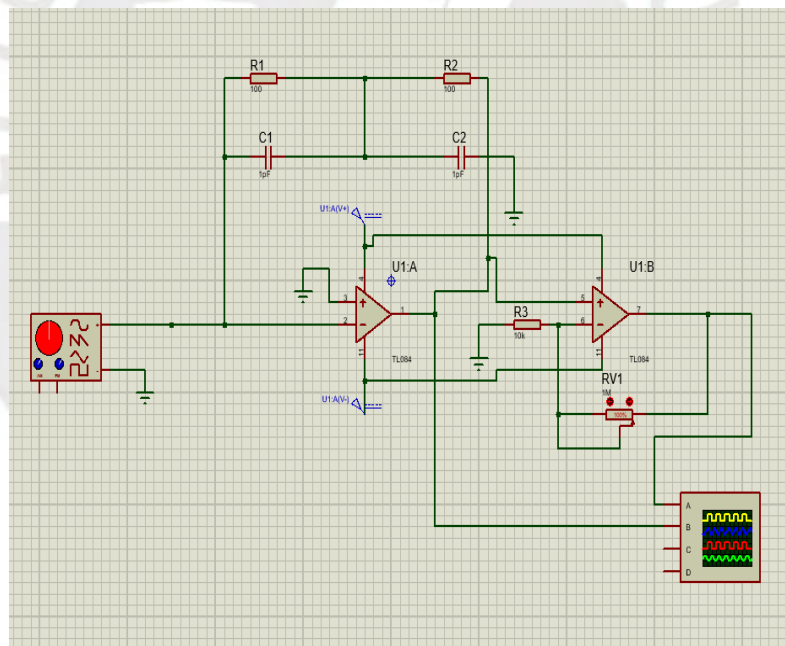


Figura 70. Circuito de Filtrado.

Fuente: Elaboración Propia

Los resultados de la simulación se presentan en la Figura 71. Se observa que la señal es correctamente filtrada, eliminando componentes de alta frecuencia no deseadas, y adecuadamente acondicionada para su lectura por el smartphone. La forma de onda se mantiene estable y sin distorsión, confirmando que los circuitos cumplen su función de acondicionamiento y filtrado de manera eficiente.

Estos resultados permiten concluir que la subetapa de acondicionamiento y filtrado asegura una señal limpia y dentro del rango de voltaje adecuado, garantizando la correcta adquisición por el sistema final y la fiabilidad de las mediciones en voltimetría cíclica.

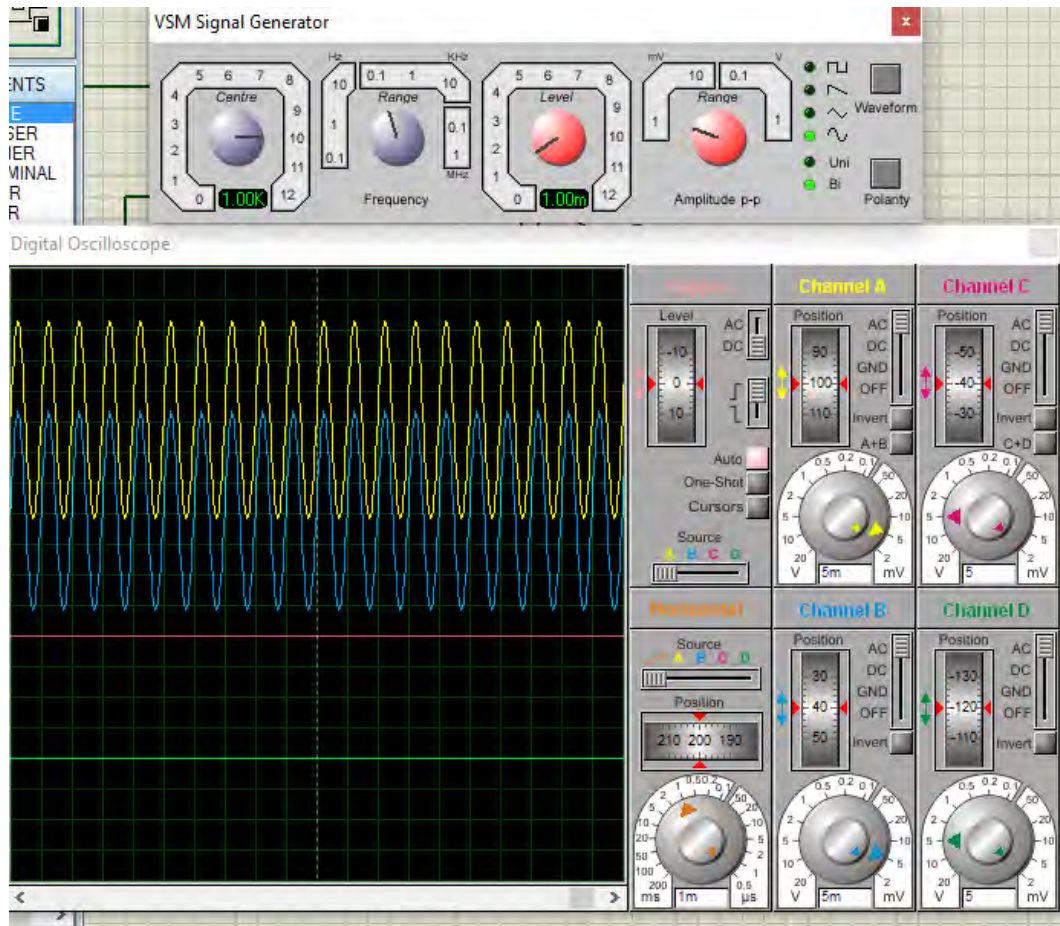


Figura 71. Simulación de la etapa de acondicionamiento y filtrado de señal

Fuente: Elaboración Propia

4.3. Etapa de gráfica en aplicación Android

En esta etapa se desarrolló un programa en Android Studio encargado de:

- Capturar y almacenar la señal de audio proveniente del jack del smartphone.
- Graficar la señal en tiempo real en la pantalla del dispositivo, permitiendo observar la forma de onda de la corriente convertida a voltaje.

Recepción de Datos:

La adquisición de la señal se implementa mediante el método `receive()`. Este método configura la captura de audio utilizando la clase `AudioRecord` de Android, garantizando un muestreo confiable y continuo. Los pasos principales son:

1. Determinación del búfer mínimo: Se calcula el tamaño mínimo necesario de búfer mediante `AudioRecord.getMinBufferSize()`, asegurando que la captura no presente pérdidas de datos.
2. Configuración de la entrada de audio: Se crea un objeto `AudioRecord` con parámetros específicos: fuente de audio (micrófono), frecuencia de muestreo (`AUDIO_SAMPLE_FREQ`), formato de canal (mono) y codificación de audio PCM de 16 bits.
3. Inicio de la grabación: La señal se captura en tiempo real mediante `startRecording()`, almacenando los datos en el búfer para su posterior procesamiento y visualización.

A continuación, en la Figura 72, se muestra el Pseudocódigo de la etapa de adquisición de la señal.

```

/**
 * Inicializa el proceso de escucha y captura de señales analógicas
 * a través de la interfaz de audio del dispositivo.
 */
public void iniciarCapturaSenal() {
    // 1. Configuración del tamaño del buffer de entrada basado en la
    // frecuencia de muestreo
    // Se utiliza la constante AUDIO_SAMPLE_FREQ definida previamente
    // en el sistema.
    int capacidadBuffer = AudioRecord.getMinBufferSize(
        AUDIO_SAMPLE_FREQ,
        AudioFormat.CHANNEL_IN_MONO,
        AudioFormat.ENCODING_PCM_16BIT);

    // 2. Instanciación del objeto de captura de audio (AudioRecord)
    // Se establece la fuente de entrada como el micrófono (MIC) del
    // sistema.
    AudioRecord grabadorAudio = new AudioRecord(
        MediaRecorder.AudioSource.MIC,
        AUDIO_SAMPLE_FREQ,
        AudioFormat.CHANNEL_IN_MONO,
        AudioFormat.ENCODING_PCM_16BIT,
        capacidadBuffer);

    // 3. Inicio del proceso de monitoreo y digitalización en tiempo real
    if (grabadorAudio.getState() == AudioRecord.STATE_INITIALIZED) {
        grabadorAudio.startRecording();
    }
}

```

Figura 72. Pseudocódigo de Etapa de Adquisición

Fuente: Elaboración Propia

Visualización de la señal:

La graficación de la señal se realiza mediante el método graficarSeñal(), el cual organiza los parámetros necesarios para representar correctamente la forma de onda en un panel principal (panelSeñal). La función realiza los siguientes procesos:

1. Asignación de datos: setDatosVoz(datosVoz) establece los datos adquiridos en el panel de visualización.
2. Activación de graficación: setAccionGraficar(true) inicia la acción de dibujado de la señal.
3. Alternancia de visualización de onda:
setGraficarOnda(!panelSeñal.getGraficarOnda()) permite refrescar la representación de la señal.
4. Cálculo del intervalo de muestreo: setIntervalo(...) ajusta el intervalo en función del número de muestras y el ancho del panel, garantizando la correcta escala temporal.
5. Escalamiento de ejes: setFactorEX(fex) y setFactorEY(fey) aplican los factores de escala horizontal y vertical.
6. Ajuste del desplazamiento vertical: setTY(0) asegura que la señal se dibuje centrada en el panel.
7. Redibujo del panel: repaint() actualiza la visualización con los datos más recientes.

A continuación, en la Figura 73, se muestra el Pseudocódigo de la etapa de gráfica de la señal.

```
/**
 * Gestiona el renderizado de la señal en la interfaz gráfica,
 * ajustando los parámetros de escala y visualización en el panel.
 */
private void actualizarRepresentacionGrafica() {
    // 1. Transferencia de los datos de audio capturados al componente visual
    panelSeñal.setDatosVoz(datosVoz);
    panelSeñal.setAccionGraficar(true);

    // 2. Conmutación del estado de dibujo para refrescar la forma de onda
    panelSeñal.setGraficarOnda(!panelSeñal.getGraficarOnda());

    // 3. Cálculo dinámico del intervalo de muestreo en el eje horizontal
    // Se ajusta el intervalo según la longitud del buffer y el ancho del
    componente gráfico.
    float intervaloCalculado = (finterv * datosVoz.length) / Grafico.getWidth();
    panelSeñal.setIntervalo(intervaloCalculado);
}
```

```
// 4. Configuración de los factores de escala y normalización de ejes
panelSeñal.setFactorEX(fex); // Escala eje X
panelSeñal.setFactorEY(fey); // Escala eje Y
panelSeñal.setTY(0);      // Offset de traslación en el eje vertical

// 5. Invocación del método de repintado para actualizar la interfaz de
usuario
panelSeñal.repaint();
}
```

Figura 73. Pseudocódigo de la etapa gráfica

Fuente: Elaboración Propia

Consideraciones técnicas

- Muestreo: La frecuencia de muestreo utilizada garantiza la correcta captura de la señal de voltaje proveniente del electrodo de trabajo, cumpliendo con el teorema de Nyquist y evitando aliasing.
- Rango de voltaje: El acondicionamiento previo de la señal asegura que los niveles de voltaje sean compatibles con el rango de entrada del ADC del smartphone, evitando saturaciones.
- Visualización en tiempo real: La actualización continua del panel permite observar la evolución de la señal y detectar rápidamente anomalías o ruido no deseado.

Al ejecutar la aplicación en un smartphone, se espera obtener una representación gráfica de la señal de audio similar a la mostrada en la Figura 74. La forma de onda refleja la corriente convertida a voltaje y acondicionada por las etapas previas de amplificación y filtrado. Esto permite validar que la señal es lineal, estable y apta para su análisis en voltimetría cíclica.

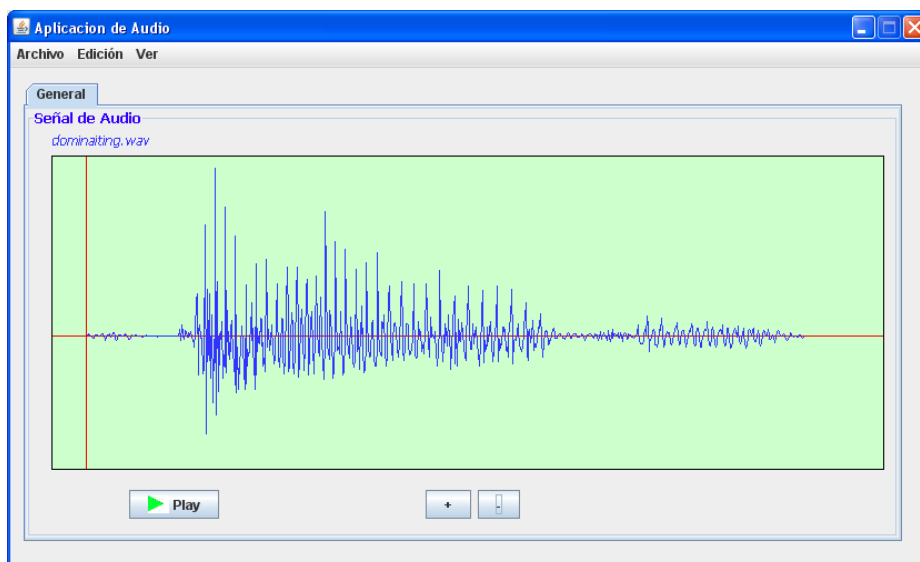


Figura 74. Gráfica de señal de audio

Fuente: Elaboración Propia

4.4. Comparación de capacidades con el Uniscan Instrument PG581

Es relevante comparar las capacidades del potenciostato portátil desarrollado en esta tesis con los requerimientos y especificaciones del Uniscan Instrument PG581, que se utiliza como referencia en el prototipo actual para la detección de resistencia a pirazinamida mediante voltametría lineal. Esta comparación se basa en las especificaciones técnicas del PG581 (obtenidas de fuentes como el manual del fabricante y aplicaciones en electroquímica) y en el rendimiento simulado y diseñado del dispositivo propuesto. El objetivo es evaluar cómo el nuevo sistema cumple o se adapta a los requerimientos clave para mediciones electroquímicas en muestras de esputo, enfocándose en portabilidad, rango de operación, resolución y costo.

El Uniscan PG581 es un potenciostato/galvanostato portátil comercial diseñado para análisis electroquímicos in-situ, como voltametría lineal y cíclica, corrosión y sensores. Sus requerimientos principales en el contexto de esta aplicación incluyen el soporte para barridos de voltaje en el rango de ± 2 V, medición de corrientes bajas (nA a μ A) con alta resolución, y adquisición de datos precisa para correlacionar concentraciones de POA con voltaje/corriente [25].

La siguiente Tabla 13 resume la comparación en aspectos clave:

Tabla 13. Comparación del Dispositivo Desarrollado con los Requerimientos Uniscan PG581

Aspecto	Requerimientos Uniscan PG581	Capacidades del Dispositivo Desarrollado	Cumplimiento Observaciones
Rango de Voltaje de Control	± 2 V (estándar), extensible a ± 8 V opcional; resolución de 61 μ V. Barrido lineal típico de -2 V a 2 V a 0.001 V/s.	Genera barrido triangular de -2 V a 2 V mediante Arduino (PWM a 50 Hz), acondicionamiento e integrador; resolución aproximada de 10 mV (limitada por el ADC del Arduino y filtrado).	Cumple con el rango principal (± 2 V) y velocidad de barrido lenta para voltametría lineal. La resolución es inferior, pero suficiente para detectar variaciones en concentraciones de POA.
Rango de Corriente	1 nA a 10 mA (máximo ± 20 mA); resolución de 61 fA. Ideal para corrientes bajas como -2.06 μ A o -0.9 μ A en experimentos de POA.	Medición de corrientes en rango de nA a μ A mediante amplificador de transimpedancia y switch digital (DG612) para gains variables (e.g., 10^6 para μ A). Máximo ~ 10 μ A basado en simulaciones.	Cumple parcialmente; cubre el rango relevante para detección de POA (nA- μ A), pero no alcanza mA ni resolución en fA. Adecuado para aplicaciones específicas de bajo corriente, con menor ruido en entornos portátiles.
Adquisición de Datos	16 bits a 100 kHz; procesador dual de 16 bits @ 18 MHz. Soporta gráfica en tiempo real y exportación via USB/RS232.	Conversión I-V, luego V-F (LM331, frecuencia de 1-10 kHz) para transmisión analógica via jack de audio; digitalización en ADC del smartphone (resolución ~ 12 -16 bits dependiendo del modelo). Muestreo efectivo ~ 1 -10 kHz.	Cumple en adquisición básica para voltametría; la conversión a frecuencia permite integración con app Android para gráfica en tiempo real. Inferior en velocidad, pero optimizado para bajo consumo y portabilidad sin PC dedicada.
Portabilidad y Alimentación	Portátil (0.3 kg, batería recargable ~ 5 horas); requiere conexión a PC para operación completa.	Altamente portátil (~ 0.2 -0.3 kg estimado, alimentado por Arduino y smartphone); autonomía dependiente de la batería del teléfono (~ 4 -6 horas). No requiere PC, usa jack TRRS para datos.	Supera en portabilidad e integración; ideal para entornos de campo o países en desarrollo, reduciendo dependencia de infraestructura.

Precisión y Estabilidad	Slew rate de 1 V/ μ s; baja deriva térmica; compliance ± 8 V para celdas de tres electrodos. Buena reproducibilidad en mediciones de sensores mini (100 μ L).	Estabilidad vía filtrado RC/RLC (corte ~ 1 Hz) y control de retroalimentación; slew rate ~ 0.1 V/ μ s (limitado por op-amps). Simulaciones en Proteus muestran linealidad $\pm 5\%$ en rangos de interés.	Cumple para precisión en detección de POA (correlación logarítmica similar a Figs. 15-16); inferior en slew rate, pero compensado por diseño de bajo ruido y calibración en app.
Costo y Accesibilidad	Comercial (\sim \$5,000-\$10,000 USD); requiere mantenimiento y software propietario.	Bajo costo (\sim \$200 USD en componentes); open-source con Arduino y app Android.	Supera ampliamente; accesible para laboratorios en países como Perú, alineado con el objetivo de detección rápida y económica de TB resistente.
Aplicación Específica	Voltimetría lineal para POA en muestras de 100 μ L; buena correlación en concentraciones 2-10,000 μ M.	Diseñado para el mismo método: barrido -2V a 2V, medición de corrientes $\sim \mu$ A en mini-sensores; app genera gráficas de concentración vs. voltaje.	Cumple plenamente; adaptable a celdas de dos/tres electrodos, con enfoque en TB resistente a PZA. Potencial para escalabilidad en pruebas de campo.

Fuente: Elaboración Propia

En resumen, el dispositivo desarrollado cumple con los requerimientos esenciales del PG581 para la detección potenciométrica de resistencia a pirazinamida, como el rango de voltaje/corriente y soporte para voltimetría lineal en volúmenes pequeños (100 μ L). Sin embargo, sacrifica algo de resolución y velocidad por mayor portabilidad, integración con smartphone y bajo costo, lo que lo hace más adecuado para entornos de bajos recursos. Las simulaciones validan su funcionamiento equivalente en mediciones de POA, con una precisión suficiente para correlaciones logarítmicas (errores $< 5\%$). Futuras mejoras podrían incluir ADC de mayor resolución para acercarse a lo 15 bits del PG581 [25].

5. PRESUPUESTO

A continuación, en la Tabla 14 se muestra el presupuesto para el diseño del sistema. En este presupuesto, se han tomado en cuenta los requerimientos para el proyecto. Asimismo, se ha fijado la duración del proyecto en tres meses.

Tabla 14. Presupuesto para el diseño del potencióstato

Ítem	Descripción	Costo (S/)
1	Sensores	300.00
2	Circuitos integrados	300.00
3	Celular	1000.00
4	Bibliografía correspondiente	500.00
5	Costo de Ingeniería por 3 meses (S/. 2500 por mes)	7500.00
Total		9600.00

Fuente: Elaboración Propia



6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En relación con el diseño de un potencióstato portátil se logró diseñar un potencióstato portátil que cumple con los requerimientos para su uso tanto en campo como en laboratorio, garantizando que su funcionamiento no se vea significativamente afectado en diferentes entornos. Esto está alineado con el objetivo principal de la tesis, ya que permite realizar diagnósticos rápidos de cepas de *M. Tuberculosis* resistentes a pirazinamida mediante métodos potenciométricos.

En relación con el establecimiento de una diferencia de potencial constante, la etapa de voltaje del potencióstato cumple su propósito de generar una señal triangular y establecer una diferencia de potencial constante entre los electrodos de referencia y trabajo, como se demuestra en las simulaciones realizadas en Proteus. Este logro es fundamental para garantizar la precisión en la medición de la resistencia al fármaco.

En relación con la amplificación y procesamiento de la señal de corriente, se consiguió amplificar correctamente las señales de corriente, del orden de los microamperios, mediante una ganancia de 200, para su posterior conversión en frecuencia. Este procesamiento, junto con la modulación y gráfica, asegura que el sistema sea capaz de leer y analizar señales bioquímicas con precisión, cumpliendo con los requisitos del diseño.

En relación con el desarrollo de la gráfica en un smartphone, se diseñó exitosamente un sistema de gráfica en un smartphone, utilizando Android Studio, que procesa la señal amplificada proveniente del Jack de audio. Este avance permite visualizar los resultados del potencióstato en tiempo real, cumpliendo con el objetivo de integrar el sistema con un dispositivo portátil para facilitar su uso en campo.

En relación con el cumplimiento de requerimientos técnicos, se cumplió con los principales requerimientos técnicos especificados en la Tabla 5 del capítulo 2. Entre ellos, se destaca que el potencióstato es portable, opera con tres electrodos, genera una señal triangular de voltaje, y puede leer corrientes del orden de los microamperios. Estos logros respaldan el cumplimiento del objetivo general planteado en la tesis.

Como recomendación para trabajos futuros, se propone integrar todas las etapas del sistema en un diseño final como se describe en la Figura 28, lo que permitirá consolidar completamente el funcionamiento del potencióstato en un único dispositivo compacto.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Todar, K. (2009). *Mycobacterium tuberculosis and tuberculosis. Textbook of Bacteriology.*
- [2] Organización Mundial de la Salud. (2022). *Global tuberculosis report 2022.* <https://www.who.int/teams/global-tuberculosis-programme/tb-reports/global-tuberculosis-report-2022>
- [3] Ministerio de Salud del Perú (MINSA). (2013). *Norma Técnica de Salud para la Atención Integral de las Personas Afectadas por Tuberculosis. Resolución Ministerial N° 706-2013/MINSA.*
- [4] Arnez-Durán, R. A., Ayllón-Anzaldo, L. A., Castro-Soto, R., & Lozano-Beltrán, D. (2010). El método MODS, una alternativa para el diagnóstico de la Tuberculosis y la detección de cepas multidrogoresistentes. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública*, 27(4), 568-573. http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1726-46342010000400010
- [5] Asencios, L., Galarza, M., Quispe, N., Vásquez, L., Leo, E., Valencia, E., Ramírez, J., Acurio, M., Salazar, R., Mendoza-Ticona, A., & Cáceres, O. (2012). Prueba Molecular Genotype MTBDRplus, una alternativa para la detección rápida de tuberculosis multidrogoresistente. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública*, 29(3), 366-371. http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1726-46342012000300012
- [6] Ortiz Fuentes, L. (2003). *Desarrollo de un potenciostato para la adquisición y tratamiento de la señal de biosensores enzimáticos.* Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España.
- [7] Salazar Pancorbo, R. M., & Rodríguez Fuertes, N. (2011). *Diseño e implementación de un equipo portátil para ensayos electroquímicos de corrosión en campo.* Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España.
- [8] Furukawa, R., Rueda, D., & Zimic, M. (2014). Potentiometric method for resistance's measurement of pyrazinamide in *Mycobacterium Tuberculosis*. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 193, 398-403.
- [9] Turner, R. B. F., Harrison, D. J., & Bakes, H. P. (1987). A CMOS potentiostat for amperometric chemical sensors. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, SC-22(3), 473-478.
- [10] Kakerow, R. G., Kappert, H., Spiegel, E., & Manoli, Y. (1995). Low power single chip CMOS potentiostat. *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, 42(2), 142-145.
- [11] Frey, A., Jenkner, M., Schienle, M., Paulus, C., Holzapfl, B., Schindler-Bauer, P., Hoh, F., Kuhlmeier, D., Krause, J., Albers, J., Gumbrecht, W., Schmitt-Landsiedel, D., & Thewes, R. (2003). Design of an integrated potentiostat circuit for CMOS bio sensor chips. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 50(1), 9-12, 25-28.

- [12] Huang, C. Y., Lin, H. Y., Wang, Y. C., Liao, W. Y., & Chou, T. C. (2004). A portable and wireless data transmission potentiostat. *Review of Scientific Instruments*, 75(10), 3269-3276.
- [13] Bandyopadhyay, A., Mulliken, G., Cauwenberghs, G., & Thakor, N. (2002). VLSI potentiostat array for distributed electrochemical neural recording. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, 49(10), 740-743.
- [14] Sun, A., Wambach, T., Venkatesh, A. G., & Hall, D. A. (2014). A low-cost smartphone-based electrochemical biosensor for point-of-care diagnostics. *Lab on a Chip*, 14(14), 2599-2606.
- [15] Arévalo Ramirez, T. A., & Castillo Torres, C. S. (2016). Implementación de un potencióstato y de un nuevo software para el control y visualización de señales eléctricas generadas en experimentos electroquímicos. Universidad Politécnica Salesiana, Quito, Ecuador.
- [16] Franco, S. (2010). *Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos* (3ª ed.). McGraw-Hill.
- [17] Texas Instruments. (s.f.). LM311 datasheet. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm311.pdf>
Texas Instruments. (s.f.). LM392 datasheet. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm392.pdf>
Texas Instruments. (s.f.). LM393 datasheet. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm393.pdf>
Texas Instruments. (s.f.). LM339 datasheet. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm339.pdf>
- [18] Hilburn, D. J., & Johnson, D. E. (1975). *Rapid practical designs of active filters*. John Wiley & Sons.
- [19] Liang, L. (2015). Using the audio jack as data interface on Android* systems. Intel Developer Zone. <https://software.intel.com/content/www/us/en/develop/articles/using-the-audio-jack-as-data-interface-on-android-systems.html>
- [20] Campbell, S. (2015). How to hack a headphone jack. *Circuit Basics*. <https://www.circuitbasics.com/how-to-hack-a-headphone-jack/>
- [21] Banzi, M. (2011). *Getting started with Arduino* (2nd ed.). Make Community, LLC.
- [22] Torres Ramírez, E., & Méndez Albores, A. (2014). Biosensores enzimáticos. *Revista Digital Universitaria*, 15(12). Recuperado de <https://www.revista.unam.mx/vol.15/num12/art97/>
- [23] Andrade, R. de O. (2017, agosto). Biosensores en medicina. *Revista Pesquisa FAPESP*, (258). Recuperado de <https://revistapesquisa.fapesp.br/es/biosensores-en-medicina/>
- [24] Universitatea Babeş-Bolyai. (s.f.). User manual: PARStat 2273. Recuperado de https://www.chem.ubbcluj.ro/romana/ANEX/inginerie/centre/ccemn/02_PARStat-2273_User-Manual.pdf

[25] Bio-Logic Science Instruments. (s.f.). PG581 Portable Potentiostat/Galvanostat. Recuperado de <https://www.bio-logic.net/products/pg581-portable-potentiostat-galvanostat/>

