

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**

**Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación**

**Criterios de diseño de un medidor no invasivo de  
respiración humana partiendo de un cambio de  
impedancia**

**TRABAJO DE TITULACIÓN**

Previo a la obtención del Título de:

**MAGÍSTER EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

Presentado por:

Julián Alberto Asinc Alarcón

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2021

## DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi familia, a mis padres, a mi esposa Amada Del Pilar, a mis hijas Suyin y Samantha que constituyen mi razón de vivir.

## AGRADECIMIENTOS

Gracias a Dios por darme la fortaleza para emprender nuevos retos con salud y bendiciones, a mi esposa Amada Del Pilar y a mis hijas Suyin y Samantha por su comprensión y sacrificio que significa el no compartir el tiempo libre con la familia.

A mis amigos por el apoyo con opiniones, sugerencias y aliento para culminar con éxito este trabajo.

Al Ing. Miguel Yapur, por su valiosa guía y consejo en el desarrollo del proyecto.

## DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, me corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; y doy mi consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Julian Alberto Asinc Alarcón', written in a cursive style.

Julian Alberto Asinc Alarcón

# TRIBUNAL DE EVALUACIÓN

---

**Ph.D. María Antonieta Álvarez Villanueva**  
**SUBDECANA DE LA FIEC**



Firmado digitalmente por:  
**MIGUEL  
EDUARDO YAPUR  
AUAD**

---

**M.Sc. Miguel Yapur Auad**  
**DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**



Firmado digitalmente por:  
**VICTOR MANUEL  
ASANZA ARMIJOS**

---

**M.Sc. Víctor Asanza**  
**MIEMBRO PRINCIPAL DEL TRIBUNAL**

## RESUMEN

El proyecto propone el diseño de un medidor de la función pulmonar a través de la medición del cambio de bioimpedancia en el tórax considerando que, dicho cambio de bioimpedancia está relacionado directamente con el cambio de volumen en los pulmones durante la respiración. El cambio de bioimpedancia se obtiene a través de la medición del biopotencial generado por la inyección de una corriente alterna de baja intensidad y amplitud constante por lo que, el diseño debe considerar lo siguiente: Nivel adecuado y seguro de la intensidad de corriente y forma de onda, electrodos, el proceso de calibración de bioimpedancia a volumen y un análisis comparativo de resultados con curvas de volumen corriente obtenidas por espirometría simple. Dado que la espirometría involucra la ejecución de maniobras impositivas, la propuesta se presenta como una alternativa de uso simple y aplicable en pacientes neonatos o ancianos.

En el desarrollo del proyecto se diseñaron las diferentes etapas de hardware como son: Generador de intensidad de corriente, preamplificación, acondicionamiento, adquisición de la señal medida y presentación gráfica.

Se desarrolló un procedimiento y un dispositivo de calibración para expresar el volumen de aire en la respiración en función de la señal de bioimpedancia medida. Se evaluó la señal de volumen final con una señal de volumen obtenida por espirometría simple.

La medición de bioimpedancia se puede utilizar como indicador de la función pulmonar y constituye una forma no invasiva y aplicable en el monitoreo de pacientes en cualquier edad.

**Palabras clave:** Bioimpedancia, no invasiva, Calibración, Volumen, Monitoreo

## **ABSTRACT**

*The project proposes the design of a lung function meter by measuring the change in bioimpedance in the thorax, considering that said change in bioimpedance is directly related to the change in volume in the lungs during respiration. The change in bioimpedance is obtained through the measurement of the biopotential generated by the injection of an alternating current of low intensity and constant amplitude, therefore, the design must consider the following: Adequate and safe level of current intensity and waveform, electrodes, the volume bioimpedance calibration process and a comparative analysis of results with tidal volume curves obtained by simple spirometry. Since spirometry involves the execution of mandatory maneuvers, the proposal is presented as an alternative of simple use and applicable in neonatal or elderly patients.*

*In the development of the project, the different hardware stages were designed, such as: current intensity generator, preamplification, conditioning, acquisition of the measured signal and graphic presentation.*

*A calibration procedure and device were developed to express the volume of air in respiration as a function of the measured bioimpedance signal. The final volume signal was evaluated with a volume signal obtained by simple spirometry.*

*The bioimpedance measurement can be used as an indicator of lung function and is a non-invasive and applicable way to monitor patients at any age.*

**Keywords:** *Bioimpedance, non-invasive, Calibration, Volume, Monitoring*

# ÍNDICE GENERAL

DEDICATORIA.....	ii
AGRADECIMIENTOS .....	iii
DECLARACIÓN EXPRESA.....	iv
TRIBUNAL DE EVALUACIÓN.....	v
RESUMEN.....	vi
<i>ABSTRACT</i> .....	vii
ÍNDICE GENERAL .....	1
ABREVIATURAS.....	3
SIMBOLOGÍA.....	5
ÍNDICE DE FIGURAS .....	6
ÍNDICE DE TABLAS.....	9
INTRODUCCIÓN.....	10
CAPÍTULO 1.....	11
1.    PLANTEAMIENTO DE LA PROBLEMÁTICA.....	11
1.1 Descripción del problema.....	11
1.2 Justificación .....	12
1.3 Solución propuesta .....	14
1.4 Objetivos .....	15
1.4.1 Objetivos específicos.....	15
1.5 Metodología .....	15
1.6 Alcance .....	16
CAPÍTULO 2.....	17
2.    Estado del arte .....	17
2.1 Espirometría.....	17
2.2 Neumotacografía.....	20
2.3 Pletismografía .....	20
2.4 Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE).....	21
2.5 Oscilometría de Impulso (IOS).....	21
CAPÍTULO 3.....	23
3.    Medición de Bioimpedancia.....	23



3.1	Introducción .....	23
3.2	Propiedades dieléctricas del tejido biológico.....	24
3.3	Electrodos y tejido biológico.....	26
3.3.1	Electrodos.....	27
3.3.2	Tipos de electrodos .....	29
3.3.3	Impedancia de la piel y modelo eléctrico .....	30
3.4	Medición de bioimpedancia.....	31
3.4.1	Medición a 2 electrodos .....	32
3.4.2	Medición a 3 electrodos .....	32
3.4.3	Medición a 4 electrodos .....	33
3.5	Adquisición y procesamiento de datos.....	33
3.5.1	Generación de corriente .....	34
3.5.2	Preamplificación .....	47
3.5.3	Acondicionamiento .....	50
3.5.4	Módulo de adquisición de datos .....	59
4.	Mediciones experimentales .....	62
4.1	Configuración del sistema de electrodos .....	62
4.2	Medición y registro de la curva de bioimpedancia.....	63
4.3	Medición y registro de curva de volumen con espirometría .....	68
4.4	Análisis de correlación entre curva de bioimpedancia y de volumen .....	77
4.5	Determinación de curva de volumen resultante .....	79
4.6	Análisis comparativo de curva de volumen resultante con curva de volumen obtenidas por espirometría .....	80
	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	87
	BIBLIOGRAFÍA.....	89
	GLOSARIO .....	92

## ABREVIATURAS

ATS	Sociedad Torácica Americana
CMRR	Alto Rechazo en Modo Común
CV	Capacidad Vital
CVF	Capacidad Vital Forzada
DAC	Conversión Digital Analógico
DAQ	Módulo de Adquisición de Datos
DDS	Síntesis Digital Directo
EKG	Electrocardiograma
EPOC	Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica
ERS	Sociedad Europea Respiratoria
FR	Frecuencia Respiratoria
FEP	Flujo espiratorio Pico
IEC	Comisión Electrotecnia Internacional
IEE	Interfaz Electrodo Electrolito
IOS	Oscilometría de Impulso
IV	Instrumento Virtual
MFB	Retroalimentación Multiple
RC	Circuito resistencia-capacitor
SIDA	Síndrome de Inmunodeficiencia Adquirida
TIE	Tomografía de Impedancia Eléctrica
UCI	Unidad de Cuidados Intensivos
VALI	Lesión pulmonar asociada al ventilador
VIH	Virus de Inmunodeficiencia Humana
VM	Volumen Minuto
VEF1	Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo

VR	Volumen Residual
VRE	Volumen de Reserva Espiratorio
VRI	Volumen de Reserva Inspiratorio
VT	Volumen corriente

## SIMBOLOGÍA

$SpO_2$	Saturación de oxígeno
$SvO_2$	Saturación venosa de oxígeno
$CO_2$	Dióxido de carbono
$K^+$	Ion de Potasio
$Cl^-$	Ion de Cloro
$Na^+$	Ion de Sodio
$\epsilon$	Permitividad eléctrica
$\sigma$	Conductividad eléctrica
$\rho$	Resistividad específica
$\alpha$	Región alfa
$\beta$	Región beta
$\gamma$	Región gamma
$Ag/AgCl$	Compuesto de Plata-Cloruro de Plata
$\Omega$	Unidad de resistencia
$mV_{rms}$	Milivoltios eficaz

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Medición de volumen de aire en Inspiración y Espiración .....	18
Figura 2.2 Curva de Flujo vs Volumen con espirometría forzada. ....	19
Figura 3.1. Modelo simplificado del tórax .....	23
Figura 3.2. Concentraciones iónicas internas y externas. ....	24
Figura 3.3. Conducción de corriente alterna a través del tejido.....	25
Figura 3.4. Variación de la permitividad y conductividad del tejido biológico con la frecuencia.....	26
Figura 3.5. Capas de la piel y sus componentes .....	27
Figura 3.6. Modelo Electrodo Electrolito Piel .....	30
Figura 3.7. Esquema de la Ley de Ohm. ....	31
Figura 3.8. Configuración a 2 electrodos .....	32
Figura 3.9. Configuración a 3 electrodos.....	32
Figura 3.10. Configuración a 4 electrodos.....	33
Figura 3.11. Diagrama de bloques del circuito de adquisición de bioimpedancia.....	34
Figura 3.12. Oscilador puente de Wien. ....	35
Figura 3.13. Simulación del circuito oscilador de la figura 3.12 .....	36
Figura 3.14. Circuito generador de onda sinusoidal con XR2006.....	37
Figura 3.15. Circuito implementado sobre placa de pruebas.....	37
Figura 3.16. Señal sinusoidal obtenida con el XR2206 .....	38
Figura 3.17. Diagrama de bloques del sistema DDS.....	38
Figura 3.18. Fuente de corriente controlada por voltaje. ....	41
Figura 3.19. Circuito Howland. ....	42
Figura 3.20. Circuito Howland mejorado. ....	43
Figura 3.21. Impedancia normalizada de varios electrodos comerciales .....	45
Figura 3.22. Simulación de fuente de corriente propuest .....	46
Figura 3.23. Voltaje del oscilador y en la carga .....	47
Figura 3.24. Amplificador de instrumentación.....	48
Figura 3.25. Circuito de preamplificación con AD620AN.....	49
Figura 3.26. Forma de onda obtenida .....	50
Figura 3.27. Filtro pasabanda de orden 2 con estructura MFB.....	52

Figura 3.28. Análisis de respuesta en frecuencia del filtro pasabanda propuesto .....	55
Figura 3.29. Circuito rectificador y detector de envolvente .....	56
Figura 3.30. Rectificación y detección de envolvente de la señal en el simulador .....	56
Figura 3.31. Filtro de rechazo de banda propuesto .....	58
Figura 3.32. Respuesta en frecuencia del filtro de rechazo de banda .....	58
Figura 3.33. Interfaz gráfica para visualización de la curva de Flujo .....	60
Figura 3.34. Interfaz gráfica para visualización de la curva de Volumen .....	60
Figura 3.35. Diagrama de bloques de la interfaz gráfica .....	61
Figura 4.1. Posición de los electrodos .....	63
Figura 4.2. Circuito de inyección de corriente .....	64
Figura 4.3. Circuito de inyección de corriente sobre placa de prueba .....	64
Figura 4.4. Circuito de acondicionamiento de señal sobre placa de pruebas .....	65
Figura 4.5. Circuito de acondicionamiento de señal .....	66
Figura 4.6. Forma de onda en la rectificación y detección de pico .....	67
Figura 4.7. Forma de onda antes y después del filtro .....	67
Figura 4.8. Registro de la señal medida de bioimpedancia .....	68
Figura 4.9. Registro de la señal medida con inspiración forzada .....	68
Figura 4.10. Esquema de neumotacógrafo. ....	69
Figura 4.11. Prototipo de neumotacógrafo .....	71
Figura 4.12. Prototipo de neumotacógrafo armado .....	71
Figura 4.13. Circuito de preamplificación .....	72
Figura 4.14. Anemómetro .....	74
Figura 4.15. Acoplamiento entre el anemómetro y el neumotacógrafo .....	74
Figura 4.16. Circuito preamplificador .....	75
Figura 4.17. Medición de Voltaje vs Flujo de aire .....	75
Figura 4.18. Flujo de aire en el neumotacógrafo en función del voltaje medido .....	76
Figura 4.19. Flujo de aire obtenido por espirometría .....	77
Figura 4.20. Volumen corriente obtenido por espirometría .....	77
Figura 4.21. Volumen corriente .....	78
Figura 4.22. Señal de bioimpedancia .....	78
Figura 4.23. Correlación entre Volumen corriente y Bioimpedancia .....	79
Figura 4.24. Curva de volumen resultante del ciclo respiratorio .....	80
Figura 4.25. Curva espirométrica Flujo/Volumen .....	81

Figura 4.26. Curva espirométrica Volumen/Tiempo. ....	81
Figura 4.27. Informe de estudio espirométrico .....	82
Figura 4.28. Identificación de la zona de volumen para estudio de espirometría forzada .....	83
Figura 4.29. Módulo para determinación del FEP. ....	83
Figura 4.30. Módulo para determinación de VCF. ....	84
Figura 4.31. Sesión médica para realización de espirometría .....	84
Figura 4.32. Mediciones simultáneas con el prototipo. ....	85

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Potenciales de media celda de varios materiales de electrodos. ....	28
Tabla 4.1. Resistividad eléctrica de varios tejidos. ....	62
Tabla 4.2. Mediciones de voltaje y flujo de aire .....	76
Tabla 4.3. Resultados del estudio espirométrico .....	86
Tabla 4.4. Resultados obtenidos con el prototipo .....	86



## INTRODUCCIÓN

La medición de la función respiratoria constituye una técnica importante para el diagnóstico, tratamiento y seguimiento evolutivo de enfermedades relacionadas al sistema respiratorio; en pacientes de estado crítico, la medición del desempeño pulmonar debe ser prolongada (monitoreo). En las técnicas convencionales como la neumotacografía, se obtiene información de la capacidad pulmonar a partir de la medición del flujo o del volumen de aire inspirado y espirado; la aplicación de esta técnica se puede considerar invasiva.

En este proyecto se plantean los criterios de diseño para un medidor de respiración a partir de la detección de los cambios de bioimpedancia torácica durante la inspiración y espiración. El criterio incluye el análisis de la curva obtenida y su comparación con una curva referencial de volumen respiratorio, determinar la relación que permita identificar información relevante para un diagnóstico o seguimiento de la función respiratoria.

# CAPÍTULO 1

## 1. PLANTEAMIENTO DE LA PROBLEMÁTICA

### 1.1 Descripción del problema

La medición de señales fisiológicas es una de las herramientas principales más utilizadas en la medicina, tanto para el diagnóstico como para el tratamiento y seguimiento de una enfermedad. Asimismo, el avance tecnológico nos ha permitido el desarrollo de dispositivos de medición multiparámetros [1], que entregan información tanto gráfica como numérica de parámetros, entre los que se pueden mencionar: Señales de electrocardiograma (EKG), temperatura corporal, presión arterial invasiva y/o no invasiva, frecuencia respiratoria, saturación de oxígeno ( $SpO_2$ ), saturación venosa de oxígeno ( $SvO_2$ ), gasto cardíaco, dióxido de carbono ( $CO_2$ ), etc.

En el caso de pacientes con ventilación mecánica controlada, el monitoreo de la respiración es fundamental tanto para la evolución del paciente como para la prevención de lesiones pulmonares asociadas a la ventilación mecánica (VALI) [2]. Las curvas de función respiratoria proporcionan información sobre los cambios de las variables fisiológicas como el volumen, la presión o el flujo de aire [3] durante el ciclo respiratorio y pueden ser útiles para el análisis fisiopatológico de la enfermedad, o para la determinación del estado clínico entre otras. Por otro lado, Lamberti J. [4] en su estudio sobre el monitoreo de la respiración, hace énfasis en que la frecuencia respiratoria elevada es un indicador válido para identificar la incidencia de paro cardiopulmonar en pacientes hospitalizados; adicionalmente, indica que en una aplicación de aprendizaje automático con una base de datos de más de 200,000 mediciones, la frecuencia respiratoria alta o baja fue el indicador más relevante para un diagnóstico predictivo de paro cardíaco, transferencia de Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) o muerte.

Hoy en día los ventiladores mecánicos están provistos de sistemas gráficos de monitoreo y son parte del hardware del equipo. La ventilación es controlada y

monitoreada a través de transductores para medir el flujo por medio de: Hilo caliente, por ultrasonido, con turbinas o con transductores de presión. Dichos sensores se encuentran en el circuito de tuberías que conducen el aire hacia el paciente; sin embargo, en casos de pacientes de mayor gravedad, se debe realizar un procedimiento de intubación para ser conectados al ventilador mecánico, lo cual hace que el soporte y el monitoreo sea invasivo de forma indirecta.

Por otro lado, las técnicas actuales como la espirometría y la neumotacografía son ampliamente utilizadas para la medición y evaluación de la función pulmonar, pero su aplicación requiere un conocimiento y entrenamiento adecuado del médico, y la medición depende del esfuerzo del paciente, lo cual en algunos estudios de enfermedades es una limitante, como por ejemplo en la valoración de la apnea obstructiva del sueño.

El uso de la espirometría para el estudio de la función respiratoria, si bien es una técnica cuyo procedimiento está normalizado por la American Thoracy Society (ATS) y la European Respiratory Society (ERS) [5], su principal desventaja es que, para la medición de los patrones respiratorios de flujo y volumen de aire inspirados y espirados, el paciente debe realizar maniobras impositivas, es decir, las mediciones no se realizan sobre un ciclo natural de respiración, lo cual lo hace impráctico para pacientes neonatos o ancianos. Por otro lado, el resultado del estudio es dependiente del conocimiento y experiencia del médico.

## **1.2 Justificación**

Existen estudios que proponen la medición de bioimpedancia como una alternativa para la obtención de señales fisiológicas de interés, por ejemplo, en la pletismografía de impedancia se relaciona las pulsaciones de sangre con cambios de volumen [6]; en analogía, un cambio de impedancia se manifiesta con un cambio de volumen durante la respiración. Por otro lado, la medición de bioimpedancia se realiza con electrodos por lo que, el procedimiento no es invasivo y no se requiere ejecución de maniobras por parte del paciente.

En una investigación sobre la impedancia eléctrica de la piel [7] se utilizó la medición de bioimpedancia para describir el comportamiento de la piel con un

modelo equivalente eléctrico. De este estudio se concluye que las características intrínsecas de cada sujeto influyen en la impedancia; sin embargo, la piel tiene un comportamiento equivalente a un circuito RC.

En un estudio sobre nuevos materiales para electrodos [8] se propone la utilización de polipirrol como electrodo en pletismografía de impedancia; se hace énfasis en el uso de materiales no convencionales y la medición de bioimpedancia como alternativa para determinar la frecuencia cardíaca.

En otro estudio comparativo sobre determinación del porcentaje de grasa corporal [9], se propone y evalúa el uso de un medidor de bioimpedancia con otros procedimientos como medición de pliegues cutáneos y ecuaciones basadas en medidas antropométricas; los investigadores concluyeron que la medición de bioimpedancia es una buena alternativa para valorar la grasa corporal, con ventajas como entrenamiento mínimo y rapidez en la obtención del resultado.

Adicionalmente, De La Rosa F. et al [10] proponen el uso de mediciones de bioimpedancia para la determinación del agua corporal total y la composición corporal, recalcando que es un método no invasivo, rápido y que se puede realizar en cualquier contexto médico. La composición corporal se puede utilizar para medir el desempeño de un tratamiento contra el desgaste progresivo del SIDA y evaluar el efecto de la terapia anti-VIH en la composición corporal. También tiene aplicaciones en Nefrología, donde la determinación del agua corporal total y la composición corporal son referentes para definir la prescripción de la diálisis y la expansión del volumen.

En otro estudio se evalúa la medición de bioimpedancia para analizar la motilidad gástrica [11] como diagnóstico de trastornos o alteraciones en los movimientos del tubo digestivo; la curva obtenida proporciona la misma información que la medición por electrogastrografía, con la única diferencia que esta última es invasiva dependiendo de la colocación de los electrodos.

En un trabajo realizado por Ferrer L. [12] se utiliza neumografía de impedancia para obtener la curva de bioimpedancia torácica. En el estudio se muestra que

la señal obtenida requiere varias etapas de filtrado, sin embargo, la frecuencia respiratoria puede obtenerse de la misma.

### 1.3 Solución propuesta

En este proyecto se propone aplicar la medición de bioimpedancia para el diseño de un medidor de respiración humana, que permita graficar una curva de función respiratoria a partir de los cambios de impedancia en el tórax. La propuesta constituye una alternativa no invasiva y versátil para el monitoreo y estudio de enfermedades respiratorias.

El diseño propuesto debe considerar la eliminación de interferencias presentes en la adquisición de la señal a través de un circuito preamplificador, de alta impedancia de entrada y alto rechazo al modo común CMRR [13], y los circuitos de acondicionamiento para el filtrado de la señal. La disposición de los filtros activos proporcionan el rango de frecuencia de operación y atenúan señales de ruido o interferencias, como la atribuible a la frecuencia de 60 Hz [14].

La razón entre el valor medio de la señal y la intensidad de ruido es un factor determinante de la calidad de la medición [15] por lo que, el ruido debe ser considerado. Las fuentes de ruido pueden ser internas o externas, inclusive, la disposición de los electrodos [16] pueden inferir en la medición ya que la impedancia torácica depende de la superficie de la piel, huesos, grasa y el aire en los pulmones [17].

La medición de la bioimpedancia se la realiza inyectando corriente alterna de bajo amperaje cuya forma de onda debe analizarse, de acuerdo con lo enunciado por Acevedo et al [18] de que, una señal excitadora de tipo sinusoidal es más conveniente en términos de minimización de errores de medición comparada con una onda cuadrada. La frecuencia de la señal de excitación también es un parámetro que se debe considerar ya que la señal de impedancia eléctrica medida decrece con el aumento de la frecuencia de la señal excitadora [19], y se ha determinado un rango de frecuencia donde la variación de impedancia es pequeña. Dado que la posición de los electrodos influye en el modelo equivalente RC de la impedancia eléctrica, la frecuencia de la señal excitadora

debe determinarse para obtener mayor sensibilidad a la impedancia del tejido y menor sensibilidad a la impedancia del electrodo.

En un estudio realizado por Olmos D. et al [20], se menciona el análisis comparativo de la señal de bioimpedancia torácica con el método de espirometría por sensores de desplazamiento, con ello se determina el movimiento respiratorio en relación a la capacidad de medición volumétrica. Los investigadores utilizan regresión lineal punto a punto de la señal obtenida en cada caso con respecto a una curva de referencia obtenida por neumotacografía.

## **1.4 Objetivos**

Diseñar un medidor no invasivo para la respiración humana partiendo de la medición de cambios de impedancia que pueda ser utilizado para monitorear pacientes con problemas respiratorios.

### **1.4.1 Objetivos específicos**

1. Analizar las diferentes configuraciones de electrodos para optimizar la relación señal ruido.
2. Determinar las características como son: Forma de onda, amplitud y frecuencia de la señal de corriente alterna que se utilizará para la medición de impedancia.
3. Evaluar un procedimiento de calibración para convertir la señal de impedancia en volumen.
4. Evaluar el desempeño con respecto a una curva de volumen de respiración normal utilizando el error cuadrático medio.

## **1.5 Metodología**

Para la determinación de los criterios de diseño se plantearon las siguientes actividades a desarrollar:

- Se analiza el comportamiento dieléctrico de los tejidos biológicos y se utiliza un modelo de bioimpedancia basado en las propiedades eléctricas del mismo. El análisis incluye el efecto de la corriente alterna y la

frecuencia en la medición de bioimpedancia y el modelo equivalente eléctrico de la interfaz electrodo-piel.

- Se determinan los parámetros de la fuente de corriente considerando la normativa de seguridad eléctrica y el comportamiento de la medición de bioimpedancia con la frecuencia. Se hace la simulación del circuito propuesto para comprobar que la fuente de corriente entregue una señal correcta en amplitud y frecuencia, con respecto a una carga equivalente al tejido biológico en estudio.
- Se determinan los criterios de diseño para la etapa de acondicionamiento como preamplificación, filtrado, demodulación y conversión A/D. Se hace la simulación del circuito propuesto para comprobar que el desempeño es acorde a lo previsto.
- Se realiza la implementación del circuito sobre una placa de pruebas para la medición experimental de la bioimpedancia torácica. La medición de bioimpedancia se hace en conjunto con una medición de volumen corriente VT por espirometría; esta última se utiliza como referencia para el análisis comparativo y determinación experimental de la relación entre bioimpedancia y volumen de la función respiratoria.
- Se evalúa la relación experimental obtenida entre la señal de bioimpedancia y la señal de volumen, con mediciones en condiciones normales para verificar el desempeño de la propuesta.

## **1.6 Alcance**

Establecer los criterios de diseño para la implementación de un medidor de respiración humana y, realizar mediciones con el diseño para evaluar su desempeño.

# CAPÍTULO 2

## 2. Estado del arte

El proceso de respiración consiste en proporcionar oxígeno ( $O_2$ ) a los tejidos y eliminar el dióxido de carbono ( $CO_2$ ), producto de la metabolización de las células [21]. El intercambio de gases se realiza en los pulmones, los cuales se encuentran dentro de la cavidad torácica. El aire ventila los alveolos durante la inspiración difundiendo a través de ellos el  $O_2$  hacia la sangre y el  $CO_2$  desde la sangre a los alveolos para su expulsión durante la espiración.

La ventilación pulmonar se realiza a través de las vías respiratorias, donde el diafragma se mueve produciendo un vacío en la cavidad torácica; la diferencia de presión con respecto a la atmósfera provoca la expansión de los pulmones, llenando de aire los mismos en el proceso de inspiración. En la espiración, el diafragma comprime la cavidad torácica produciendo una presión mayor a la atmósfera con la cual se expulsa el aire. En condiciones normales, en promedio se realizan de 12 a 15 inspiraciones/espiraciones por minuto, el volumen de aire movilizado es de aproximadamente 500 mL.

### 2.1 Espirometría

La Espirometría es un procedimiento en el cual se mide el volumen de aire que una persona puede retener en los pulmones, también se puede medir el flujo de aire. De acuerdo con la maniobra realizada para la medición de flujo o volumen se establecen dos tipos de estudio de espirometría [21], la espirometría simple y la forzada. En la Figura 2.1 se muestra la curva de volumen versus tiempo que se obtiene por espirometría simple, y se pueden observar los siguientes conceptos:

- Volumen corriente ( $V_T$ ) es el volumen de aire movilizado durante la respiración en condiciones normales.
- Volumen de reserva inspiratorio ( $V_{RI}$ ) es el volumen de aire adicional que ingresa a los pulmones cuando se realiza una inspiración forzada.



- Volumen de reserva espiratorio (VRE) es el volumen de aire adicional que sale de los pulmones cuando se realiza una espiración forzada.
- Volumen residual (VR) es el volumen de aire que nunca va a ser exhalado.
- Capacidad vital (CV) es el volumen que se puede exhalar de manera forzada después de una inspiración máxima.
- Volumen minuto (VM) es la cantidad de aire respirada en un minuto, se calcula a partir de la frecuencia respiratoria (FR) como se muestra a continuación:

$$VM = VT \times FR \quad (1.1)$$

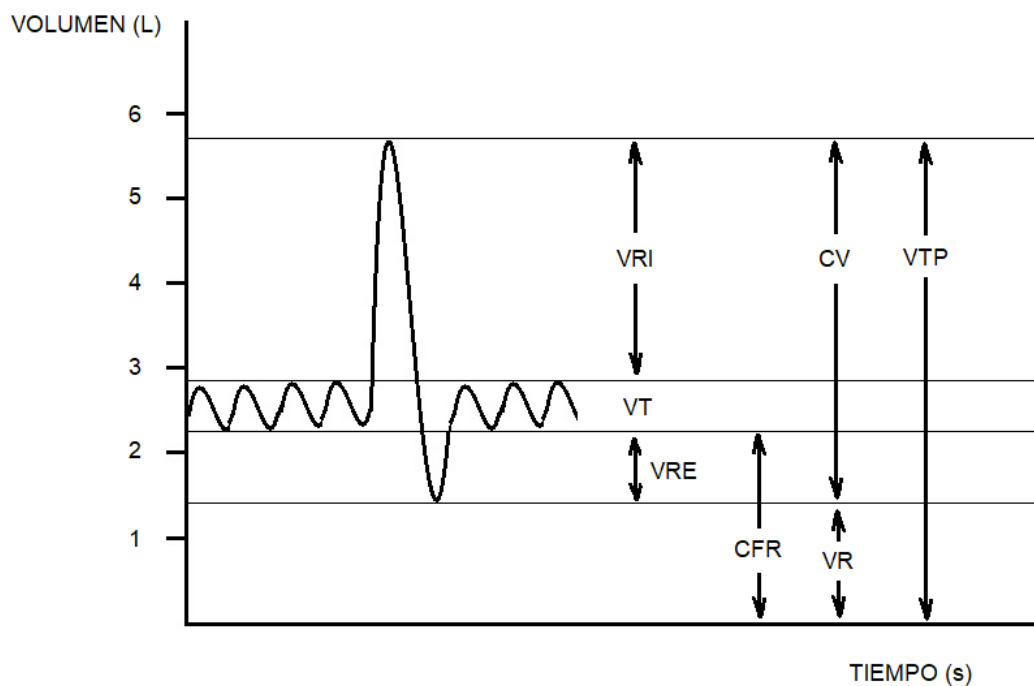


Figura 2.1 Medición de volumen de aire en Inspiración y Espiración. (Tomada del libro de Fisiología integrada de R. Carrol, página 105)

El dispositivo que se utiliza para la medición de volumen mostrado en la figura 1 es el espirómetro; existen varios tipos dependiendo de la forma en que miden el volumen, uno de ellos es el espirómetro de fuelle el cual está conformado por un fuelle con un plato móvil acoplado a una resistencia lineal; la variación del volumen dentro del fuelle es proporcional a la resistencia. Existen otros parámetros que se miden en el sistema respiratorio como son el flujo de aire y la presión en la vía aérea; dichos parámetros se utilizan para la ventilación

pulmonar asistida. En el caso del flujo también se puede determinar de forma indirecta a partir del volumen medido [22].

Los parámetros de volumen, flujo y presión se utilizan en ventilación mecánica para la asistencia al sistema respiratorio y monitoreo del paciente. Esta aplicación requiere el uso de sensores que deben ser colocados en comunicación directa de las vías respiratorias, lo cual hace que este sistema de medición sea invasivo.

En el caso de la espirometría forzada, se ejecuta una maniobra impositiva de espiración forzada y las mediciones de flujo y volumen se realizan solo en esta fase de la respiración.

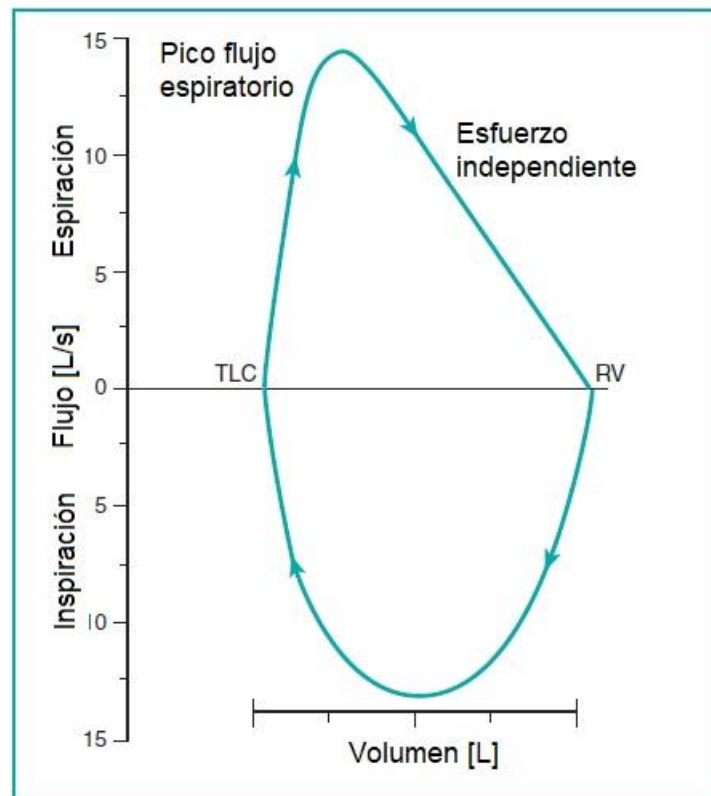


Figura 2.2 Curva de Flujo vs Volumen con espirometría forzada. (Tomada del libro de Fisiología integrada de R. Carrol, página 106)

## 2.2 Neumotacografía

Es un procedimiento en el cual se mide el flujo de aire durante la respiración, se pueden obtener curvas de flujo-volumen, flujo-tiempo o volumen-tiempo. El instrumento de medición es el neumotacógrafo [23] el cual mide la diferencia de presión cuando el flujo de aire atraviesa por una resistencia. La presión diferencial medida se convierte en señal de flujo. Mediante integración electrónica se obtiene la señal de volumen a partir de la señal de flujo, y se utiliza un cronómetro para relacionar el tiempo. Con este procedimiento se pueden analizar el flujo y volumen durante la inspiración y la espiración en comparación con la Espirometría la cual está enfocada mayormente en el análisis de los volúmenes espiratorios.

## 2.3 Pletismografía

La Pletismografía es un procedimiento que permite medir la capacidad funcional residual CFR, la misma que corresponde al volumen intratorácico medido luego de la espiración a volumen corriente [24]. El procedimiento constituye el estándar de oro para el estudio de la respiración ya que se pueden determinar todos los parámetros enunciados en la Figura 2.1.

El instrumento utilizado para la medición se llama Pletismógrafo el cual consiste en una cámara hermética con capacidad hasta de 1000 L y espacio suficiente para alojar a una persona. Utiliza además sensores de presión tanto en la cámara como en el circuito de flujo de aire hacia el paciente y un neumotacógrafo para medición del flujo. El circuito de aire tiene además una válvula para interrumpir el flujo. El paciente se coloca dentro de la cámara y respira a través del neumotacógrafo; los sensores de presión miden la presión en la boca y en la cámara.

En el procedimiento, el paciente respira de manera normal para estabilizar el volumen corriente VT, luego realiza respiraciones a mayor frecuencia. Al final de una espiración normal con frecuencia elevada, se cierra la válvula, y los esfuerzos respiratorios del paciente en esta condición comprimen y dilatan el aire en el tórax, esto produce cambios de presión en la cámara proporcionales al volumen de gas en el tórax.

Los datos de la medición se registran en una computadora la cual almacena y procesa las curvas de flujo-volumen, flujo-tiempo o volumen-tiempo. La pletismografía permite obtener un estudio completo de la función pulmonar, pero requiere de personal especializado para su ejecución.

#### **2.4 Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE)**

La Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) utiliza el concepto de medición de bioimpedancia para obtener una imagen reconstruida del tejido biológico [24]. Se realiza a través de mediciones sucesivas de voltaje alrededor del tórax que resultan de una inyección de corriente; los electrodos se disponen de manera alternada alrededor del tórax para medir los voltajes superficiales. La cantidad de los electrodos puede variar, pero se obtiene mejor resolución con una mayor cantidad de electrodos.

La corriente alterna aplicada es de 5 mA pico a pico y la frecuencia entre 50 a 80 KHz, la posición de los electrodos es importante ya que se deben evitar interferencias provenientes de otros tejidos como el corazón o el diafragma; generalmente se colocan a la altura del sexto espacio intercostal.

El ciclo inicia con la inyección de la corriente entre dos electrodos contiguos, los electrodos restantes miden el voltaje resultante, luego el siguiente par de electrodos inyecta la corriente y los restantes miden el voltaje, así hasta cumplir una vuelta completa (ciclo). El número de ciclos por segundo en los tomógrafos actuales es de 25. Existen varios algoritmos para la reconstrucción de las imágenes, el más utilizado es el Algoritmo de Retroproyección Sheffield.

En el monitoreo de la ventilación pulmonar, la TIE ha comprobado su utilidad al entregar una lectura continua de las condiciones del pulmón, con lo cual se pueden identificar variaciones en la ventilación debido a maniobras como el cambio de posición del paciente durante una movilización.

#### **2.5 Oscilometría de Impulso (IOS)**

La Oscilometría de Impulso (IOS) es una prueba del sistema respiratorio que determina la impedancia respiratoria a diferentes frecuencias de oscilación [25].

En analogía con la impedancia eléctrica, la impedancia respiratoria es una medida de la oposición del sistema respiratorio a la circulación del flujo de aire por lo que, sus componentes resistiva y capacitiva corresponden a la resistencia total del sistema respiratorio y a los cambios de volumen periférico que dependen de las propiedades elásticas del tejido pulmonar respectivamente. Con el resultado de esta prueba se puede determinar de forma indirecta si el patrón funcional es compatible con una obstrucción bronquial o con restricción.

La IOS evalúa la mecánica respiratoria a través de la aplicación de pequeños pulsos de presión (1 cmH<sub>2</sub>O) generados por una bocina, los pulsos se producen a una frecuencia determinada y se superponen al patrón natural del flujo respiratorio. Los cambios de presión se miden con un manómetro y un neumotacógrafo para el análisis. Las frecuencias de oscilación a las cuales se analizan los parámetros funcionales son a 5, 10, 15, 20 y 25 Hertz (Hz). Con los resultados de la IOS se determina la impedancia del sistema respiratorio.

# CAPÍTULO 3

## 3. Medición de Bioimpedancia

### 3.1 Introducción

Como una alternativa para la medición del volumen de aire durante la respiración se propone la medición de la variación de bioimpedancia en la caja torácica en los movimientos inspiratorios-espíraforios. El procedimiento de medición consiste en aplicar una corriente alterna de mínima amplitud y medir el voltaje obtenido en el tejido. El principio en que se basa la medición de bioimpedancia es la relación existente entre la resistividad específica de un medio isotrópico, su longitud y área de sección [19]; si consideramos el tórax como un cuerpo cilíndrico de longitud  $L$  y área transversal  $A$ , podemos expresar la bioimpedancia  $Z$  del tórax como:

$$Z = \rho \frac{L}{A} \quad (3.1)$$

Donde:

- $Z$  es la Impedancia en ( $\Omega$ )
- $\rho$  es la resistividad específica en ( $\Omega$ -cm)
- $L$  es la longitud del medio en (cm)
- $A$  es el área de la sección en ( $\text{cm}^2$ )

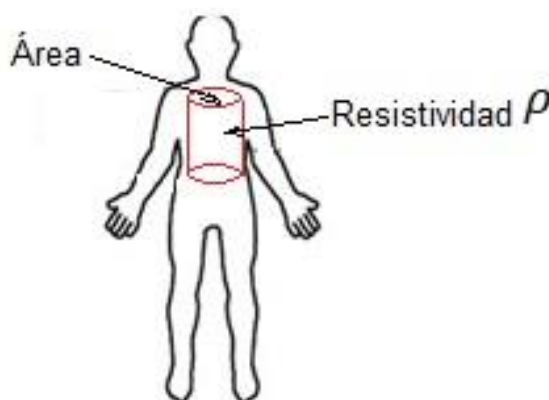


Figura 3.1. Modelo simplificado del tórax. (Fuente autor)

La expresión 3.1 muestra una dependencia de la impedancia con la geometría del medio; en el caso del modelo cilíndrico propuesto del tórax podemos esperar que, un cambio de longitud o volumen durante la inspiración y espiración provocará un cambio de impedancia en el tejido.

### 3.2 Propiedades dieléctricas del tejido biológico

El tejido biológico está formado por conjuntos de células con una distribución regular y funcionamiento fisiológico coordinado. La célula como unidad básica del tejido está conformada por una membrana semipermeable que contiene lípidos y proteínas que, cuando se agrupan para formar el tejido dejan espacios extracelulares. Las propiedades eléctricas de esta estructura intra y extra celular dependen de su constitución y estado [18], de esta manera, el tejido biológico puede tener un comportamiento de conductor o dieléctrico.

La conducción eléctrica del tejido se relaciona con el contenido iónico de sales, y su movilidad [26] a través de los medios intra y extra celulares. En la Figura 3.2 se muestra un ejemplo donde se puede observar en el medio intracelular una mayor concentración de iones de potasio  $K^+$  mientras que en el medio extracelular predominan los iones de sodio  $Na^+$  y cloro  $Cl^-$ . Por otro lado, el comportamiento dieléctrico se produce por el contenido graso del tejido.

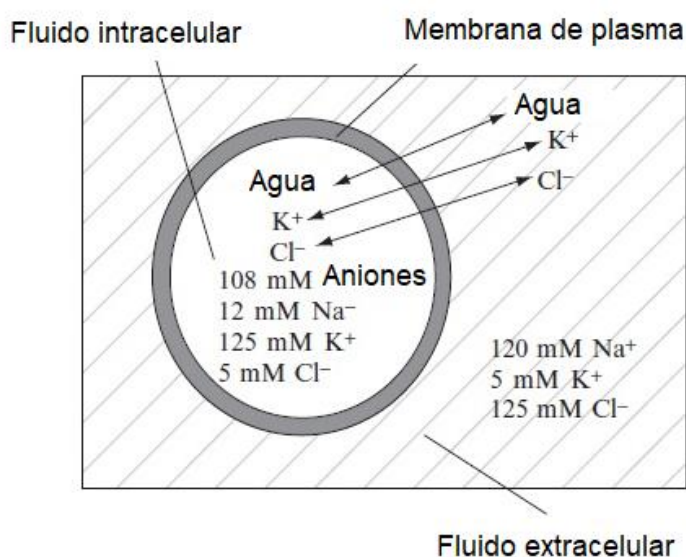


Figura 3.2. Concentraciones iónicas internas y externas. (Tomada del libro Introducción a la Ingeniería Biomédica, J. Bronzino et al, página 83)

En la Figura 3.3 se muestra la circulación de corriente alterna a través del tejido donde para bajas frecuencias, la corriente circula en el medio extracelular mientras que para altas frecuencias fluye en ambos medios intra y extracelular.

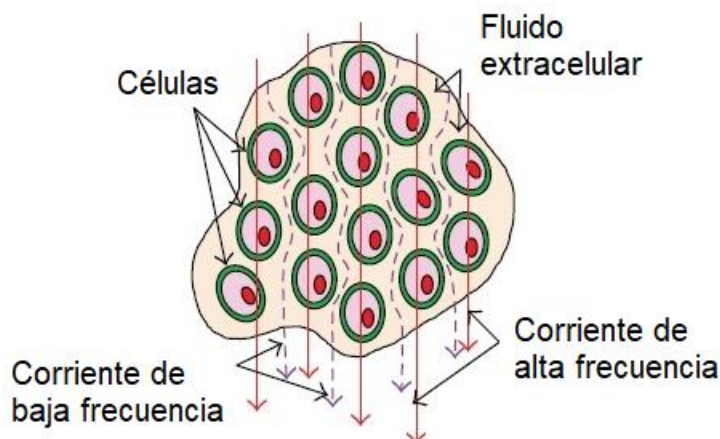


Figura 3.3. Conducción de corriente alterna a través del tejido. (Tomada del artículo Métodos de impedancia bioeléctrica para la salud no invasiva, T. K. Bera, página 9)

El comportamiento descrito muestra como el tejido tiene características conductivas y dieléctricas por lo cual puede describirse por medio de la conductividad ( $\sigma$ ) y permitividad ( $\epsilon$ ) eléctrica.

Cuando el tejido biológico se expone a la acción de un campo eléctrico variable, se producen tanto la polarización de estructuras no polares como la orientación de dipolos presentes, este efecto es llamado relajación y se relaciona con la respuesta del tejido a una corriente alterna [18]. En la Figura 3.4 se muestra como varían la permitividad y conductividad con respecto a la frecuencia, se han establecido 3 regiones de relajación denominados alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ) y gamma ( $\gamma$ ). En la región alfa predomina la permitividad lo cual concuerda con el efecto capacitivo de la membrana celular. En la región beta, la impedancia disminuye en la membrana celular permitiendo el flujo de corriente en los medios intra y extracelular. En la región gamma predomina el efecto conductivo.



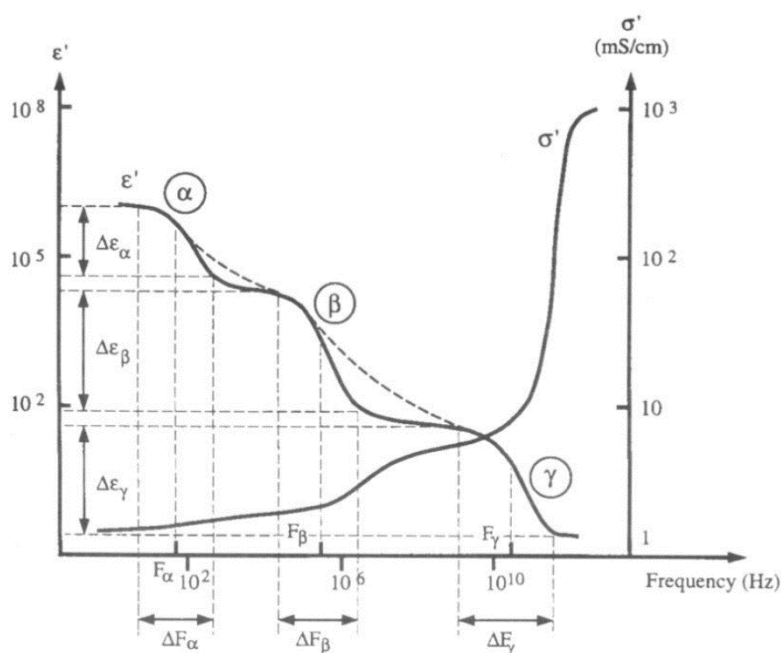


Figura 3.4. Variación de la permitividad y conductividad del tejido biológico con la frecuencia. (Tomada del artículo Medición de impedancia eléctrica en el tejido biológico, M. Moncada et al, página 56)

Dado que el tejido biológico presenta características conductivas y dieléctricas, y estas ocurren al mismo tiempo, se puede modelar un circuito eléctrico equivalente del tejido conformado por una resistencia ( $R_e$ ) en paralelo con un circuito con una resistencia ( $R_i$ ) capacitancia ( $C_m$ ) en serie.  $R_e$  representa la oposición al paso de la corriente en el medio extracelular,  $R_i$  la oposición al paso de la corriente en el medio intracelular y  $C_m$  el efecto capacitivo de la membrana celular [19].

### 3.3 Electrodo y tejido biológico

La actividad celular en las diferentes estructuras biológicas está relacionada con procesos eléctricos como, por ejemplo, en el intercambio iónico a través de la membrana celular o la activación del proceso del metabolismo. Las señales eléctricas producto de la actividad celular proveen información relevante sobre el funcionamiento del órgano biológico y son de interés en el desarrollo de dispositivos biomédicos para el diagnóstico de enfermedades.

### 3.3.1 Electroodos

El primer elemento de contacto entre el tejido biológico y el dispositivo médico es el electrodo que, transforma las corrientes iónicas de la actividad eléctrica del tejido en corrientes electrónicas que pueden ser amplificadas y acondicionadas para su presentación, procesamiento o almacenamiento.

La zona de contacto entre el electrodo y el tejido biológico se conoce como Interfaz Electrodo Electrolito (IEE) [27]. En la IEE se genera una impedancia y un potencial eléctrico DC denominado como potencial de media celda. Normalmente la medición del biopotencial se realiza sobre la piel humana la cual está conformada por 3 capas: Epidermis, Dermis y de Tejido subcutáneo.

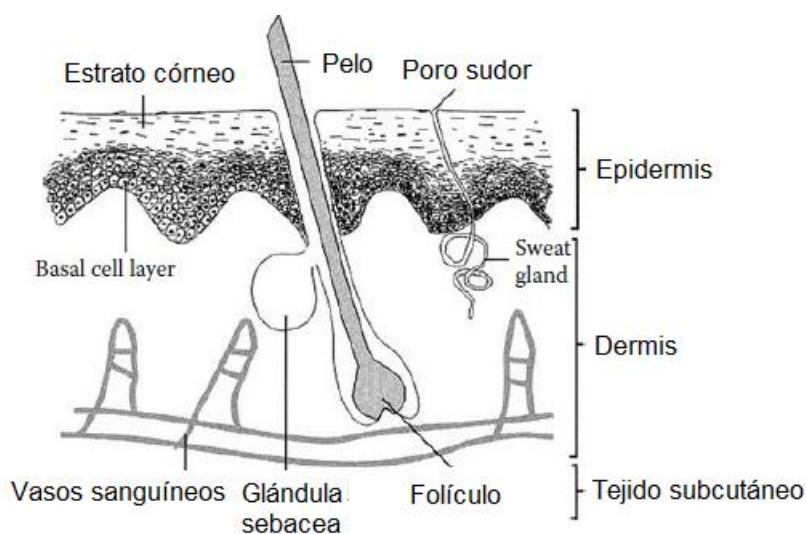


Figura 3.5. Capas de la piel y sus componentes. (Tomada del libro Handbook de física en medicina y biología, R. Splinter, página 224)

La epidermis es la capa exterior y constituye la de mayor incidencia en la IEE, la Dermis contiene las glándulas sebáceas, vasos sanguíneos, terminaciones nerviosas, la tercera capa de Tejido subcutáneo es de tipo graso.

Cuando el electrodo entra en contacto con la piel, se produce en la IEE un intercambio iónico donde los iones se distribuyen ya sea sobre la superficie del electrodo como en la capa electrolítica. Esta distribución de cargas tiene el efecto de una pila, la diferencia de potencial que se presenta se denomina Potencial de media celda [27]. El valor de este potencial eléctrico depende del tipo de metal, temperatura, concentración de iones, etc. [17].

Tabla 3.1 Potenciales de media celda de varios materiales de electrodos. (Tomada del libro Handbook de física en medicina y biología, R. Splinter, página 225)

Metal y reacción	Potencial de media celda [ V ]
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^{-}$	-1.703
$\text{Zn} \rightarrow \text{Zn}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	-0.763
$\text{Cr} \rightarrow \text{Cr}^{3+} + 3\text{e}^{-}$	-0.744
$\text{Fe} \rightarrow \text{Fe}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	-0.409
$\text{Cd} \rightarrow \text{Cd}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	-0.401
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	-0.23
$\text{Pb} \rightarrow \text{Pb}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	-0.126
$\text{H}_2 \rightarrow 2\text{H}^{+} + 2\text{e}^{-}$	0.000
$\text{Ag} + \text{Cl}^{-} \rightarrow \text{AgCl} + \text{e}^{-}$	0.223
$2\text{Hg} + 2\text{Cl}^{-} \rightarrow \text{Hg}_2\text{Cl}_2 + 2\text{e}^{-}$	0.268
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	0.34
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^{+} + \text{e}^{-}$	0.522
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^{+} + \text{e}^{-}$	0.799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{3+} + 3\text{e}^{-}$	1.42
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{+} + \text{e}^{-}$	1.68

El efecto de la distribución de cargas en la IEE también puede considerarse como un capacitor cargado, dicho efecto producirá mayor oposición al paso de señales de frecuencias bajas debido a la proporcionalidad inversa entre la reactancia capacitiva y la frecuencia [17]. Dado que el desempeño del electrodo en baja frecuencia se ve afectado por esta característica, se requiere mejorar la capacidad de este o en su defecto disminuir la resistencia de contacto.

Un electrodo de uso común es el que está compuesto con Plata/Cloruro de plata (Ag/AgCl), normalmente se utiliza con un gel electrolítico con iones Cl<sup>-</sup> lo cual permite disminuir el efecto capacitivo y resistivo en la IEE sin reaccionar tanto con el tejido como con el electrodo [17].

### 3.3.2 Tipos de electrodos

Los electrodos se pueden clasificar de manera general como electrodos invasivos y no invasivos. Los electrodos invasivos se utilizan para mediciones percutáneas de biopotenciales. En la actualidad se han desarrollado microelectrodos multi puntos para la medición de señales neurales y pueden ser aplicados dentro del cuerpo [27].

Entre los electrodos no invasivos se cuentan los de superficie como los que se describen a continuación:

- Electrodo plano: Tienen forma circular o rectangular con una superficie promedio de 15 cm<sup>2</sup>, presentan una impedancia promedio de 5 KΩ a 100 Hz.
- Electrodo de succión: Con forma de campana y un capuchón para realizar el vacío de succión sobre la piel.
- Electrodo adhesivo: Son descartables, tienen un gel adhesivo electrolítico.

### 3.3.3 Impedancia de la piel y modelo eléctrico

Se han reportado estudios de caracterización de la impedancia de la piel cubierta con gel electrolítico, se comprueba que el rango de impedancia varía aproximadamente de  $100 \Omega$  a  $1 \text{ M}\Omega$  con la frecuencia [27]. En frecuencias de alrededor de  $1 \text{ Hz}$  la impedancia varía entre  $10 \text{ K}\Omega$  y  $1 \text{ M}\Omega$  y en frecuencias desde  $10 \text{ KHz}$  a  $1 \text{ MHz}$  la impedancia se encuentra entre los  $220 \Omega$  y  $120 \Omega$ .

En la Figura 3.6 se muestra el modelo eléctrico simplificado en la interfaz electrodo electrolito piel, a continuación, se describen las 4 partes identificadas:

1. Interfaz electrodo electrolito: Modelada con un capacitor ( $C_e$ ) en paralelo con una impedancia ( $Z_{we}$ ) y una resistencia  $R_e$  en serie.
2. Resistencia equivalente  $R_g$  debida al gel electrolítico.
3. Interfaz electrolito piel: Modelada con una resistencia ( $R_p$ ) y una capacitancia ( $C_p$ ) en paralelo, el potencial eléctrico ( $E_p$ ) debido al efecto capacitivo y una resistencia ( $R_s$ ) en serie.
4. Resistencia ( $R_d$ ) que representa el tejido profundo.

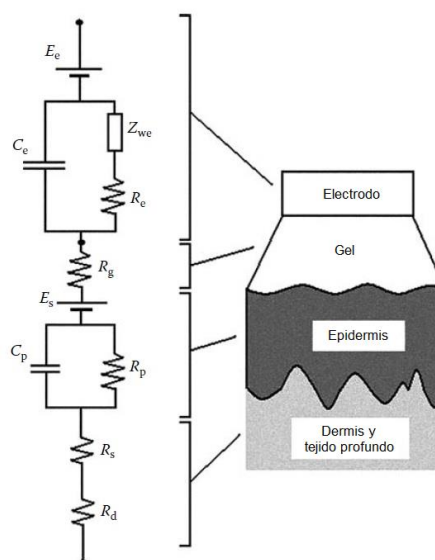


Figura 3.6. Modelo Electrodo Electrolito Piel. (Tomada del libro Handbook de física en medicina y biología, R. Splinter, página 230)

### 3.4 Medición de bioimpedancia

De acuerdo con la Ley de Ohm, la impedancia se relaciona con la corriente y el voltaje de acuerdo con la expresión 3.2, en el esquema de la Figura 3.8, suponiendo que  $i(t)$  es una señal de corriente alterna y de amplitud constante, el voltaje será igual al producto de la impedancia del medio por la corriente.

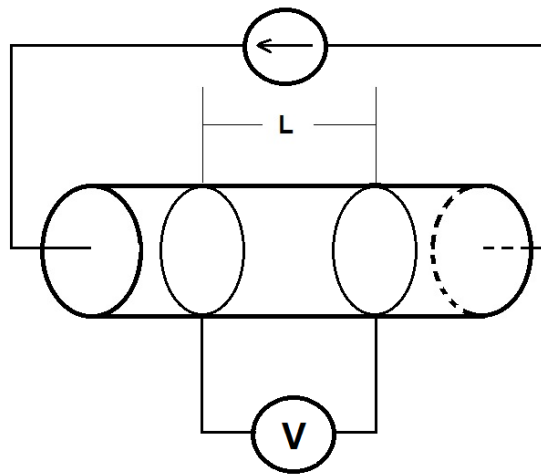


Figura 3.7. Esquema de la Ley de Ohm. (Fuente autor)

$$v(t) = i(t)z(t) \quad (3.2)$$

Suponiendo que el medio de la Figura 3.7 es un tejido biológico, la Bioimpedancia se determina a través de la medición del voltaje producto de la inyección de corriente, adicionalmente, considerando  $i(t)$  como una señal alterna de amplitud constante, cualquier variación de  $z(t)$  se manifestará de manera proporcional como una variación en  $v(t)$ . La medición de voltaje se puede realizar mediante configuraciones de 2, 3 y 4 electrodos.

### 3.4.1 Medición a 2 electrodos

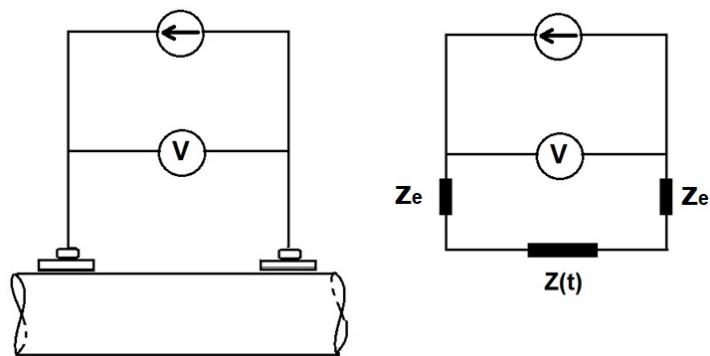


Figura 3.8. Configuración a 2 electrodos. (Tomada del artículo Métodos de impedancia bioeléctrica para la salud no invasiva, T. K. Bera, página 4)

En la Figura 3.8 se muestra la configuración a 2 electrodos donde se utilizan el mismo par de electrodos tanto para inyección de corriente como para la medición del voltaje. En esta configuración, la impedancia total se ve afectada dada por la impedancia de los electrodos.

$$v(t) = i(t)[z(t) + 2Z_e] \quad (3.3)$$

### 3.4.2 Medición a 3 electrodos

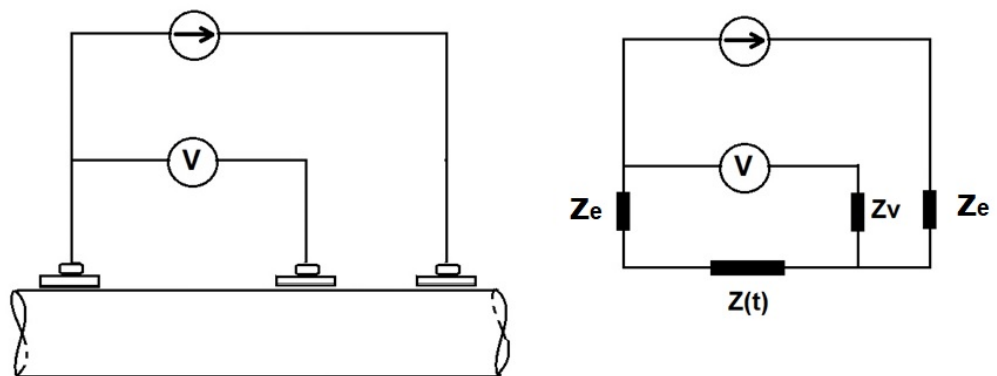


Figura 3.9. Configuración a 3 electrodos. (Tomada del artículo Métodos de impedancia bioeléctrica para la salud no invasiva, T. K. Bera, página 4)

La configuración a 3 electrodos inyecta una corriente a través de los electrodos con impedancia  $Z_e$ , el voltaje es medido a través de los electrodos con impedancia  $Z_v$  y  $Z_e$  por lo que, dicho voltaje también será afectado por la impedancia del electrodo  $Z_e$ .

### 3.4.3 Medición a 4 electrodos

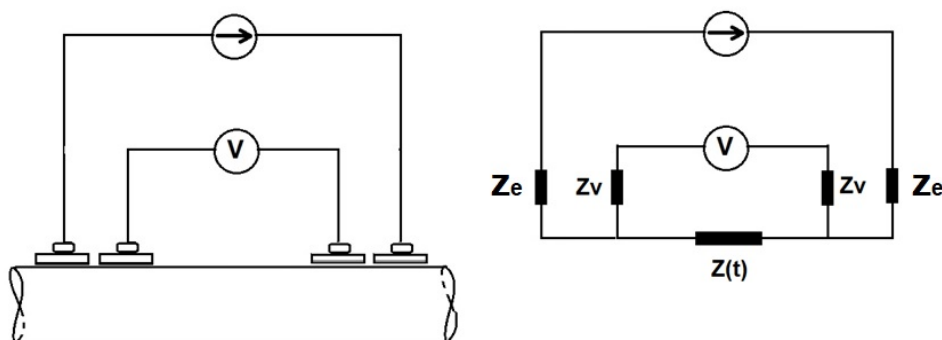


Figura 3.10. Configuración a 4 electrodos. (Tomada del artículo Métodos de impedancia bioeléctrica para la salud no invasiva, T. K. Bera, página 4)

La configuración a 4 electrodos presenta mejor distribución de la densidad de corriente en el tejido y menor influencia de la impedancia en la superficie de contacto de los electrodos. En la Figura 3.10 se muestra un esquema de esta configuración, la corriente se inyecta a través de los electrodos externos y la diferencia de potencial se mide en los electrodos internos. El sistema de medición de voltaje debe presentar una alta impedancia de entrada para minimizar la caída de tensión en las impedancias  $Z_v$  de los electrodos de medición.

## 3.5 Adquisición y procesamiento de datos

En la Figura 3.11 se muestra el diagrama de bloques del circuito de adquisición propuesto para la medición de la señal de bioimpedancia el cual está conformado por los siguientes bloques:

- Generador de corriente. El módulo está conformado por un circuito oscilador, un circuito de aislamiento y un circuito fuente de corriente.
- Preamplificación. Circuito conformado por un amplificador de instrumentación.



- Acondicionamiento. El módulo de acondicionamiento comprende las siguientes etapas: Aislamiento, filtrado y amplificación.
- Módulo de conversión analógico digital. Está conformado por un módulo de adquisición de datos DAQ como interfaz entre la medición de los datos y el registro.
- Registro de la señal. Está conformado por software de aplicación de la DAQ para el almacenamiento y visualización de los datos de medida.

### 3.5.1 Generación de corriente

El circuito de generación de corriente debe proveer una señal alterna cuya amplitud debe ser constante y estable, además, el circuito debe tener una alta impedancia de salida. Se elige una frecuencia de señal de 50 KHz la cual se encuentra dentro del rango de relajación Beta.

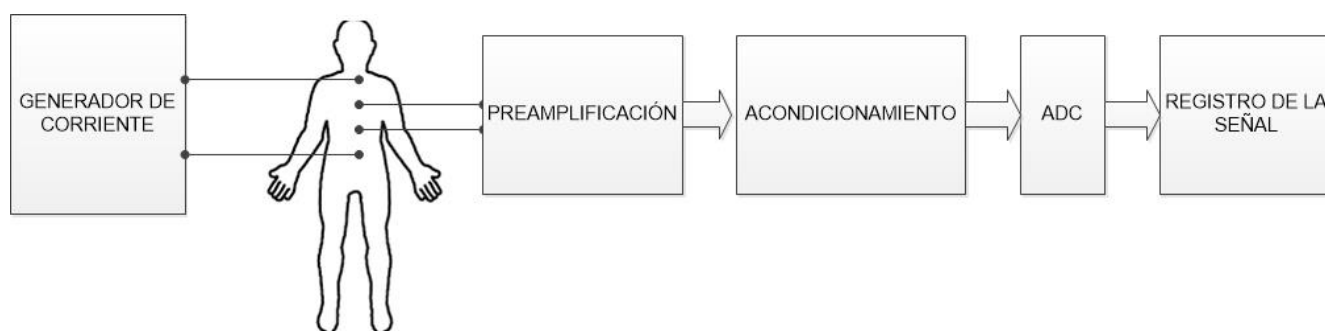


Figura 3.11. Diagrama de bloques del circuito de adquisición de bioimpedancia. (Fuente autor)

La primera etapa del circuito es un módulo generador de voltaje sinusoidal, existen varias formas de generar esta señal como los osciladores basados en amplificadores operacionales como el oscilador Puente de Wien, osciladores integrados como el XR2206 o el sintetizador digital directo (DDS de sus siglas en inglés Direct Digital Synthesis).

El Oscilador Puente de Wien está conformado por un amplificador operacional el cual, amplifica la señal en dos nodos del puente y

retroalimenta la salida a los otros dos nodos [28]. En la Figura 3.12 se muestra el esquema del circuito donde se debe cumplir lo siguiente:

Las condiciones de equilibrio se dan con  $C_1=C_2=C$ ,  $R_1=R_2=R$ , además:

$$\frac{R_3}{R_4} = 2 \quad (3.4)$$

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.5)$$

Para una frecuencia de señal de 50 KHz, con  $C= 1\text{nF}$  entonces:

$$R = \frac{1}{2\pi(50 \times 10^3)(1 \times 10^{-9})}$$

$$R = 3.2 \text{ K}\Omega$$

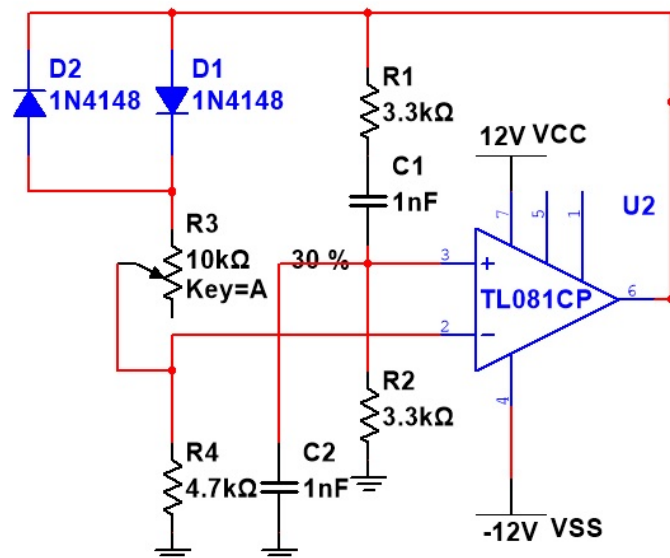


Figura 3.12. Oscilador puente de Wien. (Tomado del libro Instrumentación electrónica, E. Mandado et al, página 197)

En la Figura 3.13 se observa la señal obtenida en la simulación del circuito de la Figura 3.12 utilizando el software NI Multisim 14.0. La forma de onda presenta diferencias con respecto a la forma sinusoidal en los picos tanto positivo como negativo.

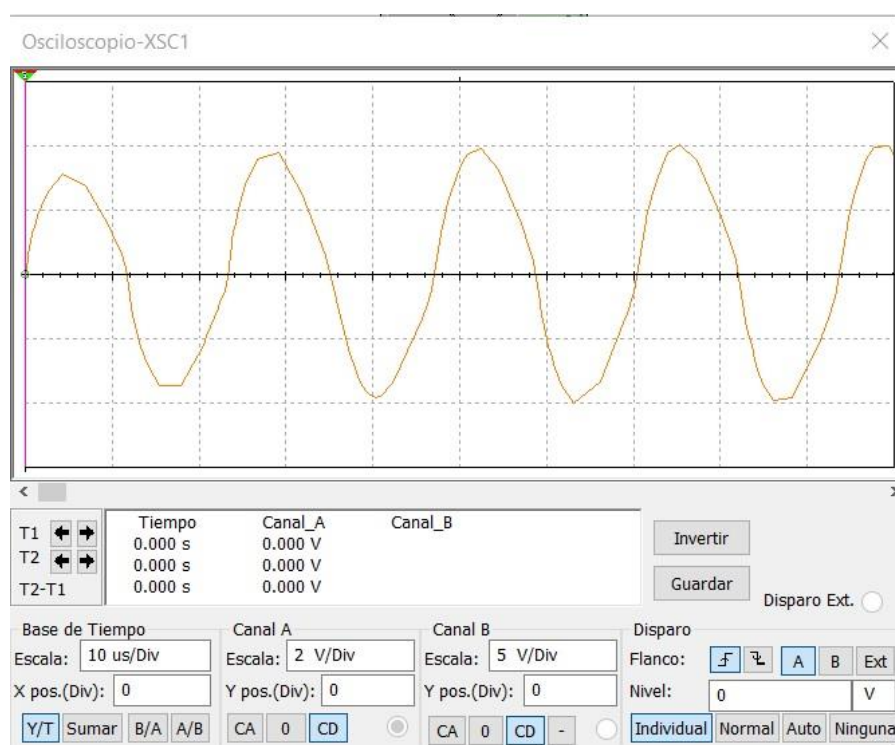


Figura 3.13. Simulación del circuito oscilador de la figura 3.12. (Fuente autor)

La segunda alternativa se presenta con el uso del circuito integrado generador de funciones XR2206. Los generadores de funciones son de gran utilidad para el chequeo de circuitos en el taller, pueden generar ondas de tipo sinusoidal, rectangular y triangular con bajo nivel de distorsión, ajuste de intensidad y frecuencia. Las señales generadas sirven para el análisis de una gran variedad de circuitos y aplicaciones como amplificadores de audio, equipos de RF, filtros activos, circuitos digitales, etc.

El circuito propuesto se muestra en la Figura 3.14, los valores de las resistencias están ajustadas para obtener una señal de voltaje sinusoidal de 50 KHz, el circuito permite ajustar amplitud y frecuencia en un rango de 20 a 100KHz.

En la Figura 3.15 se observa la implementación del circuito sobre placa de pruebas y en la Figura 3.16 la forma de onda obtenida.

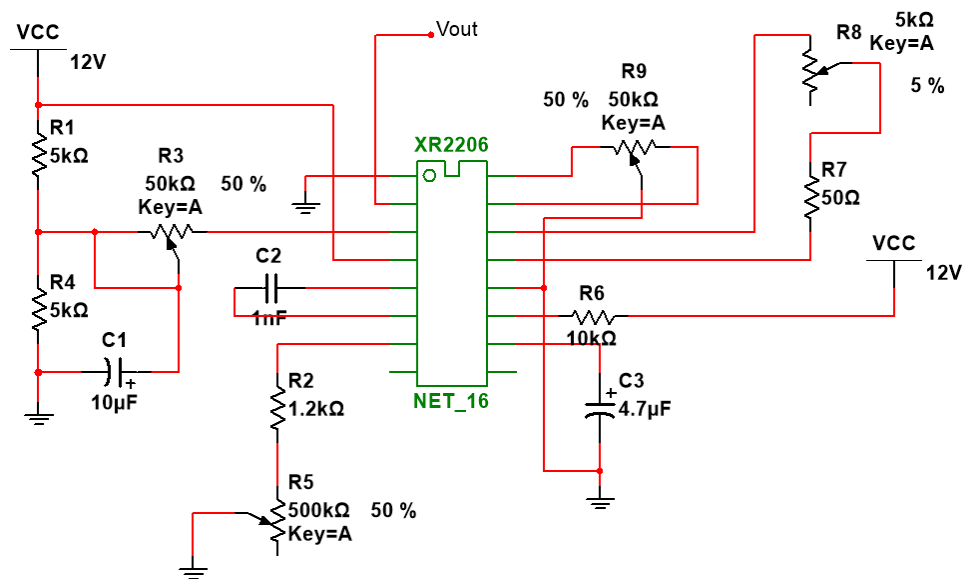


Figura 3.14. Circuito generador de onda sinusoidal con XR2006. (Tomado del datasheet del integrado XR2206, página 9)

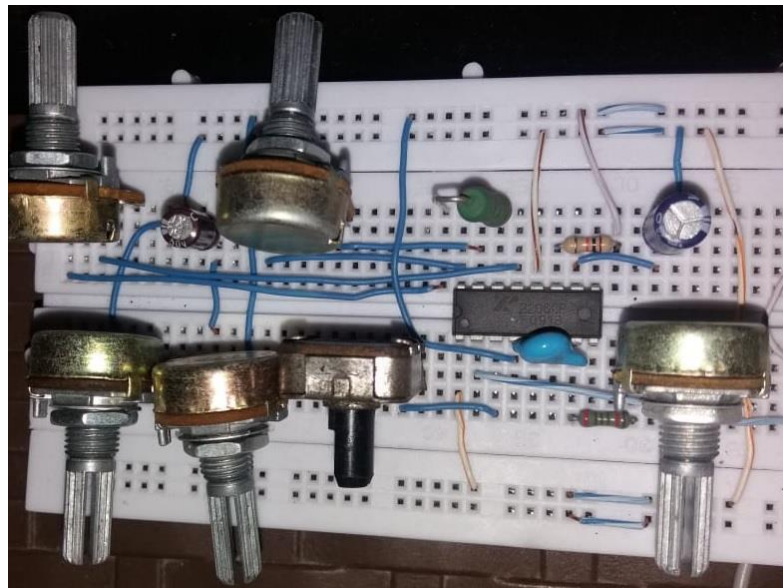


Figura 3.15. Circuito implementado sobre placa de pruebas. (Fuente autor)

El ajuste de amplitud, frecuencia y simetría se realiza con los potenciómetros R3, R5 y R8 respectivamente. La forma de onda en la Figura 3.16 presenta mayor simetría y menos distorsión que la onda simulada en la Figura 3.14.

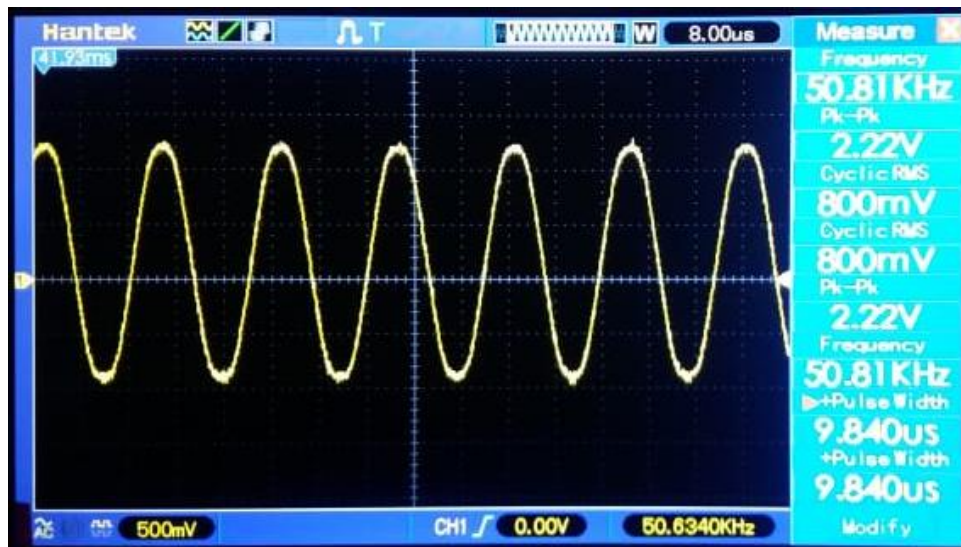


Figura 3.16. Señal sinusoidal obtenida con el XR2206. (Fuente autor)

El sintetizador digital directo DDS es una metodología para la generación de señales arbitrarias. La señal analógica resultante se obtiene a partir de la conversión digital a analógico de una onda generada variable en el tiempo de forma digital. El DDS al ser un circuito digital presenta un mejor ajuste, resolución y mayor rango de frecuencias de operación.

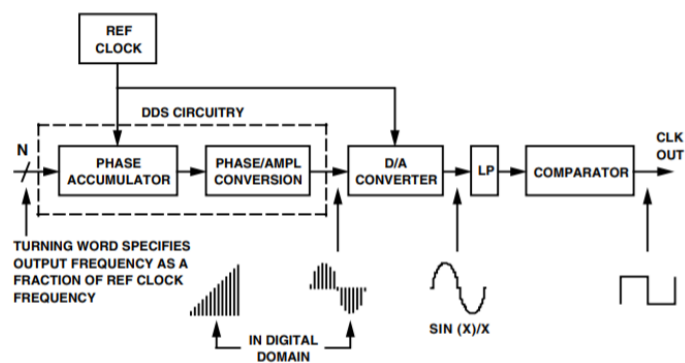


Figura 3.17. Diagrama de bloques del sistema DDS. (Tomada del artículo Síntesis digital directa de un solo chip frente a PLL analógico, página 2)

En la Figura 3.17 se muestra el diagrama de bloques del circuito integrado DDS. El acumulador de fase determina estados digitales que se incrementan en el tiempo, dichos estados representan la fase de la forma de onda a la salida cuyo rango va de  $0$  a  $2\pi$  radianes. El número de estados digitales está determinado por  $2N$  donde  $N$  es la longitud del acumulador

de fase, de esta manera, a mayor número de estados digitales, el incremento de fase se hace más fino.

Los estados generados entran al convertidor de fase a amplitud donde se convierten los estados que representan la fase instantánea de la onda en amplitud. El DAC realiza la conversión digital a analógica y finalmente se utiliza un filtro pasa-bajos para eliminar las componentes armónicas producto de la forma escalonada de la señal de entrada al DAC.

Con respecto a la forma de onda resultante y versatilidad de ajuste, de las 3 opciones presentadas para la generación de señal sinusoidal, las 2 últimas presentan mejor desempeño, en el caso de la DDS, tiene menor capacidad de ajuste fino de frecuencia, sin embargo, para la implementación del prototipo se elige el circuito basado en el integrado XR2206 por su disponibilidad local.

La siguiente etapa consiste en la conversión de voltaje a corriente para lo cual se debe definir la intensidad de corriente de inyección, tomando en cuenta el criterio de seguridad eléctrica establecido por el estándar de la Comisión Electrotecnia Internacional IEC 60601-1 para equipos médicos, la intensidad de corriente debe ser tal que no influya ni genere potenciales de acción en tejidos como el sistema nervioso o cardiovascular.

La influencia de la corriente eléctrica sobre el tejido humano se manifiesta produciendo principalmente los siguientes efectos [19]:

- Electrólisis, provocada por la migración de iones en un medio electrolítico debido a la conducción de una corriente continua. La IEC 60601-1 define una corriente continua aquella cuya frecuencia sea menor a 0,1 Hz, asimismo, determina el umbral máximo de corriente continua en electrodos a 10  $\mu$ A.
- Estimulación neural, generada por la inducción de potenciales de acción con la consecuente contracción de músculos, si el estímulo se da en el músculo cardíaco puede provocar fibrilación ventricular.

- Estimulación a través de la piel, depende de la impedancia de contacto con el cuerpo. Para una corriente de 60 Hz con una intensidad de 1 mA la percepción del estímulo es leve. Hasta los 15 mA puede ocurrir contracción muscular. A partir de allí se produce dificultad para respirar. Con 100 mA empieza la fibrilación ventricular. Hasta 500 mA la fibrilación ventricular es permanente incluso en ausencia de la corriente, aparecen quemaduras por calentamiento del tejido. A corrientes superiores a 500 mA el corazón se reinicia.
- Estimulación directa al corazón, se ha establecido que una corriente de 100  $\mu$ A aplicada en el corazón (microshock) puede originar fibrilación ventricular, la IEC 60601 limita la corriente de los equipos que se pueden aplicar directamente al corazón en 10  $\mu$ A.
- Calentamiento del tejido, se produce a frecuencias superiores a 100KHz, depende de la zona, el tiempo de duración de la corriente, el área de contacto y el flujo de sangre.

En la revisión del estado del arte sobre tecnologías aplicadas a la medición de bioimpedancia se observa que la intensidad de corriente aplicada varía entre los 100  $\mu$ A hasta 5mA, asimismo, se menciona que los efectos de estimulación de la corriente eléctrica sobre el tejido biológico disminuyen a frecuencias mayores a 1 KHz. De acuerdo a la norma IEC 60601, se permite una intensidad máxima de 100 mA a 100KHz [19]. En el diseño del proyecto se propone utilizar una intensidad de corriente de 500  $\mu$ A<sub>rms</sub> a 50 KHz.

La señal generada por el oscilador de voltaje se aplicará a una fuente de corriente controlada por voltaje, en el caso de cargas que no requieren tener un terminal conectado a masa, se puede utilizar el convertidor de voltaje a corriente (VI). En la Figura 3.18 se muestra el esquema, la corriente en la carga se define por la expresión 3.6, circula a través de R y la carga RL debido a la alta impedancia de entrada.

$$i = \frac{v_i}{R} \quad (3.6)$$

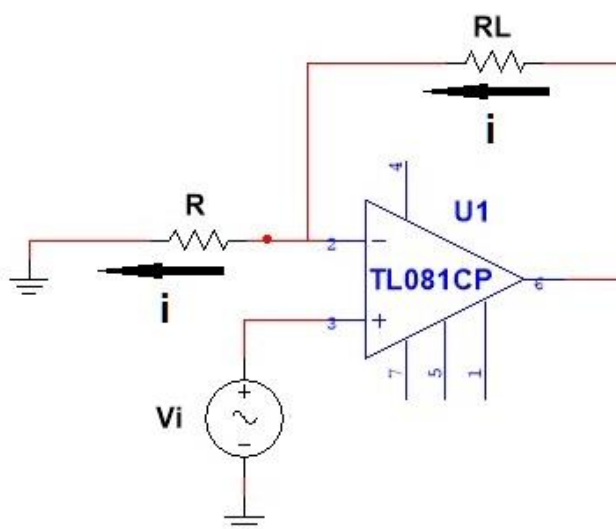


Figura 3.18. Fuente de corriente controlada por voltaje. (Tomado del libro Amplificadores lineales y circuitos integrados lineales, R. Coughlin et al, página 117)

La principal característica que presenta la fuente de corriente es su elevada impedancia de salida, lo cual le permite entregar una intensidad de corriente que no dependa de la carga. Una de las configuraciones más usadas en los circuitos que requieren una inyección de corriente constante es a fuente Howland, en la Figura 3.19 se muestra la configuración básica:



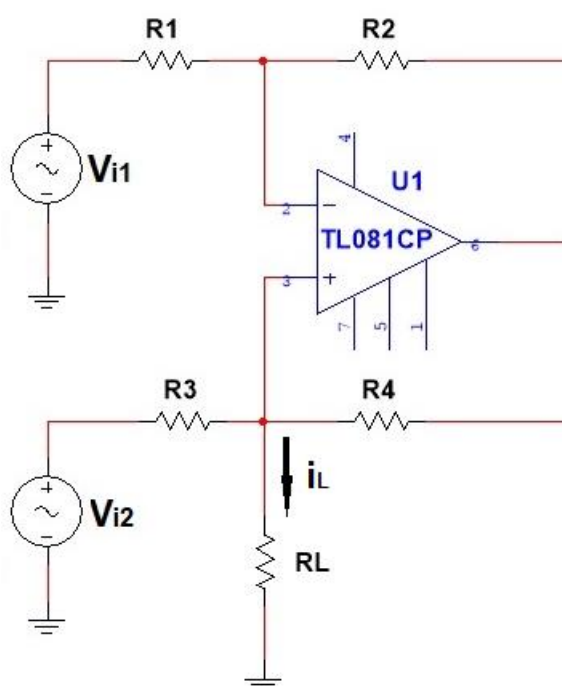


Figura 3.19. Circuito Howland. (Tomado del libro Amplificadores lineales y circuitos integrados lineales, R. Coughlin et al, página 120)

La impedancia de salida del circuito Howland se puede definir reemplazando la carga por una fuente de corriente de prueba y colocando a Tierra las entradas; se puede verificar que la impedancia de salida está dada por la expresión:

$$Z_o = \frac{R1R3R4}{R1R4 - R2R3} \quad (3.7)$$

Donde  $Z_o$  tiende al infinito si:

$$R1R4 = R2R3 \quad (3.8)$$

Asimismo, se verifica que la intensidad de corriente  $i_L$  en la Figura 3.20 está dada por la siguiente expresión:

$$i_L = \frac{Vi2 - Vi1}{R3} \quad (3.9)$$

La expresión 3.8 constituye una de las condiciones del diseño del circuito Howland [30] para obtener una intensidad de corriente dependiente del

voltaje en la entrada. En la práctica, el balance de las 4 resistencias es crítico por lo cual, se requiere el uso de resistencias de precisión.

Se puede aumentar el desempeño del circuito Howland agregando una resistencia en la etapa no inversora para disminuir la tensión de la carga en la resistencia R3, con ello se puede aumentar el suministro de corriente a la carga [30].

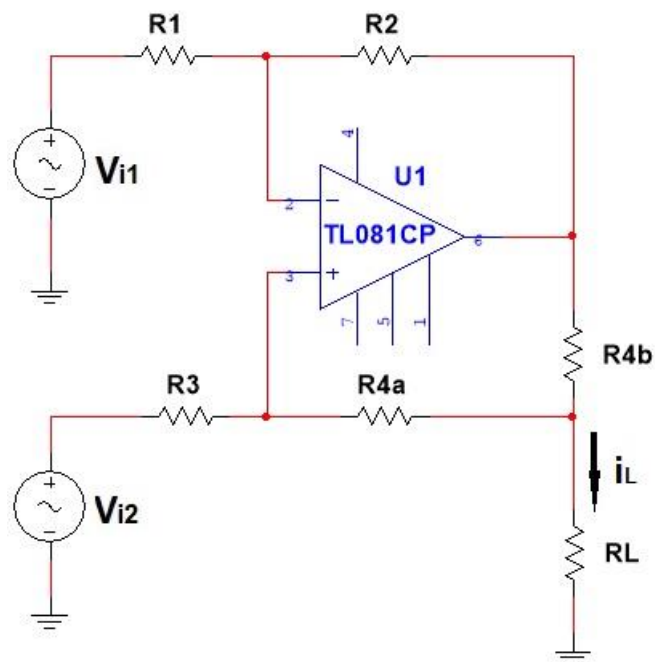


Figura 3.20. Circuito Howland mejorado. (Tomado del libro Introducción a los sistemas embebidos, M. Jiménez et al. Página 549)

La impedancia de salida del circuito de la Figura 3.20 está dado por:

$$Z_o = \frac{R4b(R3 + R4a)}{R4a + R4b - R3} \quad (3.10)$$

Donde R3 está dado por:

$$R3 = R4a + R4b \quad (3.11)$$

Para cumplir con el criterio de alta impedancia de salida. De acuerdo con la expresión 3.11, la intensidad de corriente en el circuito de la Figura 3.20 será [30]:

$$i_L = \frac{R_2}{R_1 R_{4b} (V_{i2} - V_{i1})} \quad (3.12)$$

Para el diseño de la fuente de corriente se ha proyectado la intensidad con una amplitud constante de 500  $\mu\text{A}$ , asignando los siguientes valores en las resistencias  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ ,  $R_{4a}$  y  $R_{4b}$  del circuito de la Figura 3.21 se tiene:

$$R_1 = R_3 = 100 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = 10 \text{ K}\Omega$$

$$R_{4a} = 9.9 \text{ K}\Omega$$

$$R_{4b} = 100 \Omega$$

La magnitud del voltaje entregado por el circuito oscilador se determina a partir de la expresión 3.12 como:

$$V_i = \frac{R_1 R_{4b}}{R_2} i_L \quad (3.13)$$

$$V_i = \frac{(100 \text{ K}\Omega)(100 \Omega)}{(10 \text{ K}\Omega)(500 \mu\text{A})}$$

$$V_i = 500 \text{ mV}$$

Para la inyección de corriente y medición del voltaje se utilizarán electrodos de  $\text{Ag}/\text{AgCl}$ . En la Figura 3.7 se muestra el modelo de la IEE, se puede comprobar que a frecuencias bajas se cumple que  $R_e \ll 1/\omega C_e$  por lo que, la impedancia equivalente es resistiva y está dada por  $R_e + R_g$ . A frecuencias altas, la reactancia disminuye con lo cual la impedancia también es resistiva y está dada por  $R_g$ .

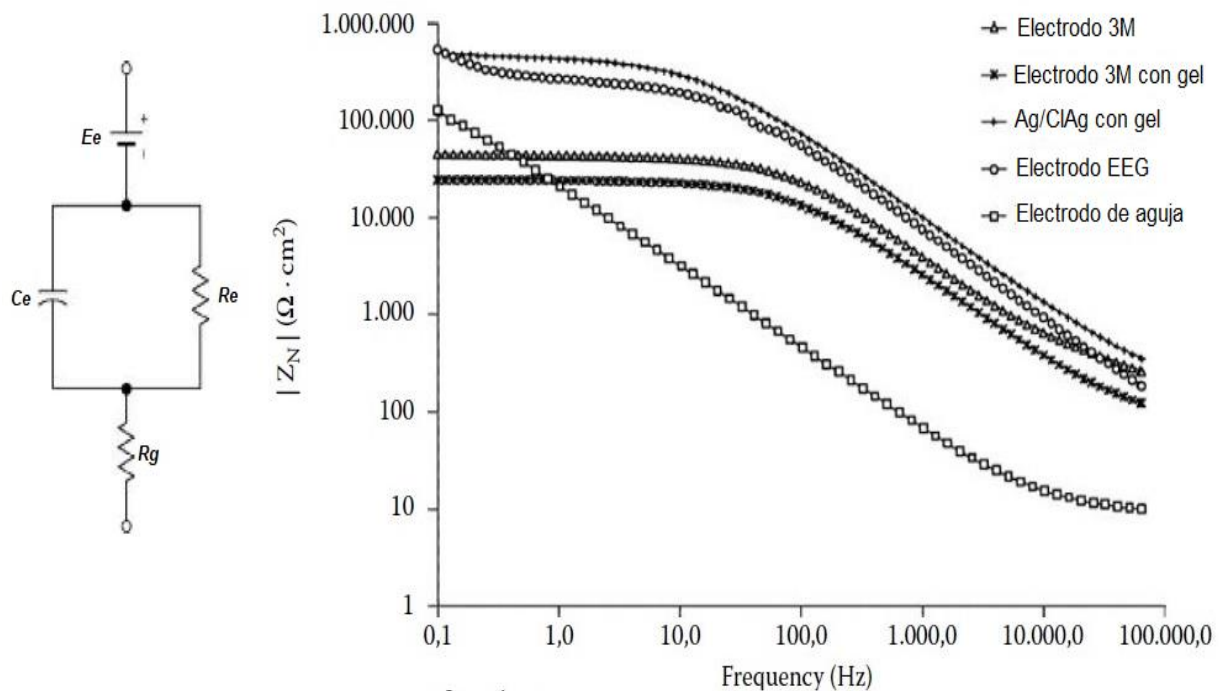


Figura 3.21. Impedancia normalizada de varios electodos comerciales. (Tomada del libro Handbook de física en medicina y biología, R. Splinter, página 229)

En la Figura 3.21 se muestra un estudio experimental de caracterización de impedancia [27] de varios electodos como: Electrodo 3M para EKG, 3M para EKG con gel, electrodo de aguja, electrodo de copa de Ag/AgCl y electrodo de placa de acero inoxidable. Tomando como referencia el electrodo de 3M con gel y un área de  $1 \text{ cm}^2$  se observa que, a altas frecuencias, la impedancia del modelo se puede suponer resistiva con un valor aproximado de  $300 \Omega$ . A bajas frecuencias, la impedancia permanece constante hasta formar un codo aproximadamente a los  $100 \text{ Hz}$ , luego, la impedancia está dada en esta región de frecuencias por:

$$Z_e = R_e + R_g \quad (3.14)$$

Con  $R_g=300 \Omega$  y observando una impedancia a baja frecuencia  $Z_e=30 \text{ K}\Omega$ , se tiene que:

$$R_e = 30 \text{ K}\Omega - 300 \Omega$$

$$R_e = 29.7 \text{ K}\Omega$$

La capacitancia  $C_e$  está dada por:

$$C_e = \frac{1}{2\pi f R_e} \quad (3.15)$$

$f$  es la frecuencia del codo donde empieza a manifestarse el efecto capacitivo aproximadamente en 100 Hz, entonces:

$$C_e = \frac{1}{2\pi(100 \text{ Hz})(29.7 \text{ K}\Omega)}$$

$$C_e = 53 \text{ nF}$$

En la Figura 3.22 se muestra el circuito completo, se modela el circuito oscilador con una fuente de voltaje sinusoidal a 500 mVrms a 50KHz. Se dimensiona la impedancia del tejido de acuerdo a la caracterización experimental del tejido pulmonar, el cual presenta una impedancia base aproximada de 500  $\Omega$  [31] con variaciones desde 0.1 a 1  $\Omega$ .

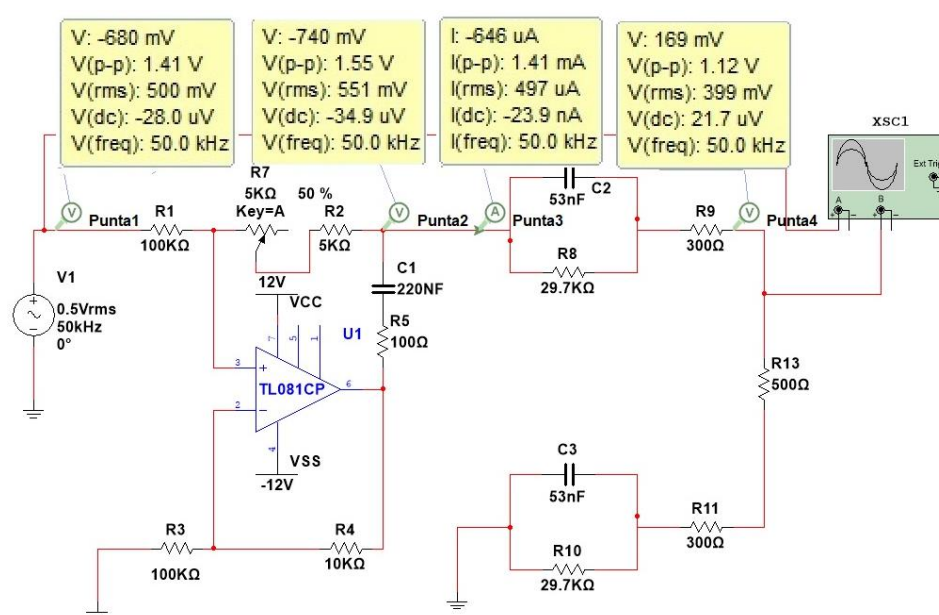


Figura 3.22. Simulación de fuente de corriente propuesta. (Fuente autor)

En la Figura 3.23 se observa las formas de onda del voltaje de entrada al circuito convertidor VI y el voltaje en la carga de prueba  $R_t$  que simula el tejido.



Figura 3.23. Voltaje del oscilador y en la carga. (Fuente autor)

### 3.5.2 Preamplificación

La señal de voltaje medida en los electrodos puede ser de baja amplitud, por lo tanto, para su detección se requiere la implementación de un amplificador de instrumentación (AI). Este amplificador tiene entre sus características más importantes la alta impedancia en la entrada con la cual cualquier caída de tensión, como por ejemplo en los electrodos debido a su impedancia, es despreciable.

Otras características del amplificador de instrumentación son el bajo ruido y alto rechazo de señales de modo común CMRR. La configuración del amplificador de instrumentación se muestra en la Figura 3.25; está conformado por 3 amplificadores operaciones, los dos primeros conforman la etapa de alta impedancia con ganancia regulable, el tercer amplificador tiene una configuración de amplificador diferencial.

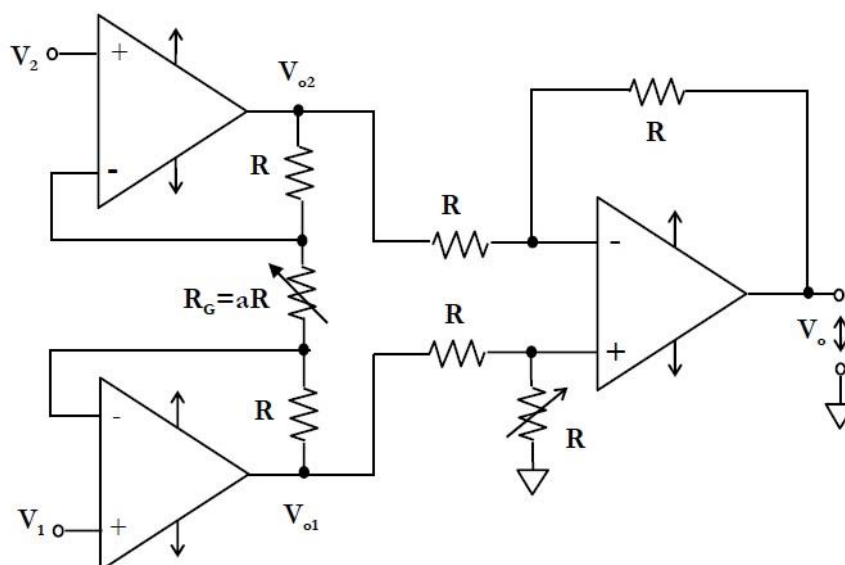


Figura 3.24. Amplificador de instrumentación. (Tomado del libro Amplificadores lineales y circuitos integrados lineales, R. Coughlin et al, página 216)

En el esquema mostrado en la Figura 3.24 se debe considerar lo siguiente:

- Uso de resistencias de precisión para mejorar el desempeño del CMRR.
- La operación lineal depende del modo común de entrada y el rango de oscilación a la salida en el caso de amplificadores discretos.
- La ganancia diferencial está definida por  $R_g$  donde:

$$V_o = \left(1 + \frac{2}{a}\right)(V_1 - V_2) \quad (3.16)$$

El CMRR está definido por la razón entre la ganancia diferencial  $A_d$  a la ganancia en modo común  $A_{CM}$ . Idealmente, si las entradas  $V_1$  y  $V_2$  en la Figura 3.24 son iguales, la salida  $V_o$  será cero. En realidad, esto no ocurre debido a una pequeña ganancia en modo común la cual hace que el CMRR sea finito y dado que las señales en modo común se originan básicamente por ruido e interferencias, para efectos prácticos el CMRR debe considerarse alto.

Los requerimientos para el diseño de la etapa de preamplificación son:

- Alta impedancia de entrada
- Alto CMRR
- Respuesta en frecuencia adecuada
- Bajo nivel de voltaje Offset

Existen en el mercado una amplia variedad de amplificadores de instrumentación integrados, para el diseño propuesto se elige el AD620AN de Analog Devices el cual se puede conseguir localmente y tiene las siguientes características [32]:

- Impedancia de entrada diferencial  $10\text{ G}\Omega$
- CMRR mínimo  $100\text{ dB}$  con  $G=10$
- Ancho de banda  $120\text{ KHz}$  con  $G=100$
- Voltaje Offset de salida  $0.4\text{ mV}$

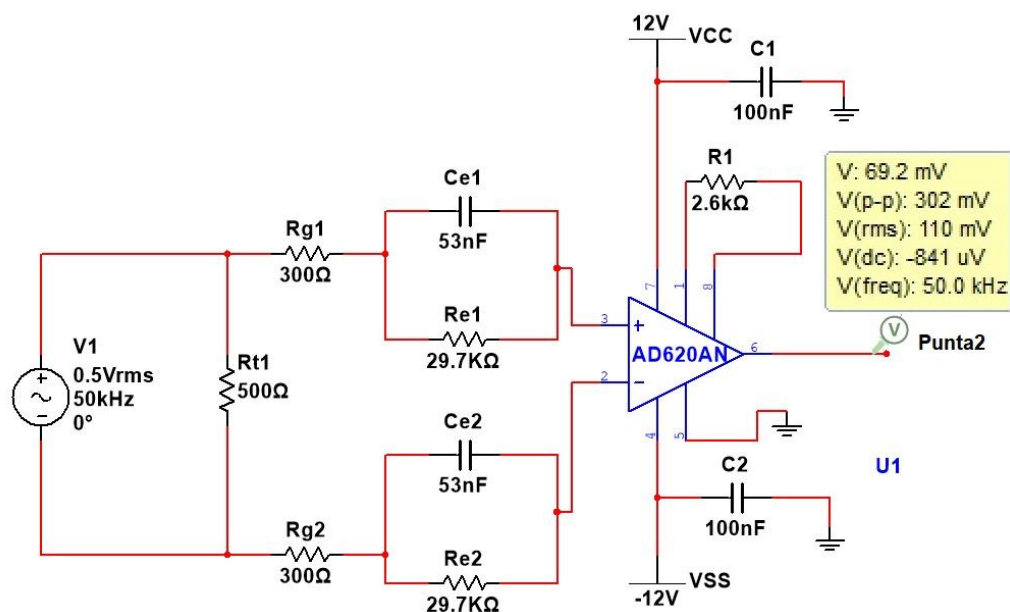


Figura 3.25. Circuito de preamplificación con AD620AN. (Fuente autor)

El esquema propuesto se muestra en la Figura 3.25, se propone una ganancia de 20 para evitar la saturación del amplificador, la ganancia en el AD620AN se determina con  $R1$  a partir de la siguiente expresión [32].



$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R1} + 1 \quad (3.17)$$

$$R1 = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{20 - 1}$$

$$R1 = 2600 \Omega$$

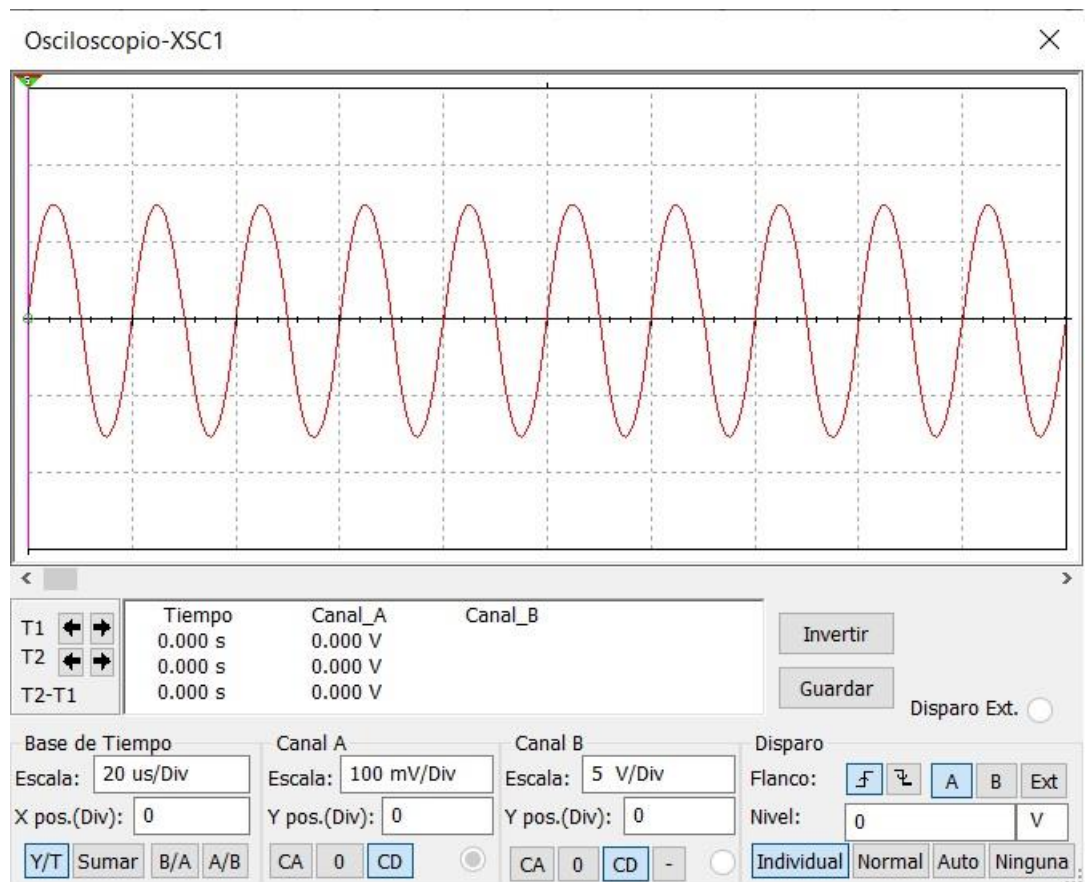


Figura 3.26. Forma de onda obtenida. (Fuente autor)

### 3.5.3 Acondicionamiento

La señal medida en la etapa de preamplificación está dada por la expresión 3.2:

$$v(t) = i(t)z(t)$$

Donde  $i(t)$  es la intensidad de corriente inyectada por el circuito de la Figura 3.23 dada por:

$$i(t) = i_0 \sin(\omega t) \quad (3.18)$$

Donde:

$i_0$ : Amplitud de la Intensidad de corriente

$\omega$ : Frecuencia angular

$z(t)$  es la bioimpedancia del tejido dada por:

$$z(t) = Z_{base} + \Delta Z \quad (3.19)$$

Donde:

$Z_{base}$ : Bioimpedancia base del tejido torácico

$\Delta Z$ : Incremento de Bioimpedancia debido al ciclo respiratorio

Reemplazando las expresiones 3.15 y 3,16 tenemos:

$$v(t) = (Z_{base} + \Delta Z) i_0 \sin(\omega t) \quad (3.20)$$

Suponiendo que predomina la componente resistiva en la medición de bioimpedancia a la frecuencia de 50 KHz propuesta, y dada la amplitud constante de la intensidad, la variación  $\Delta Z$  se manifiesta como una variación de amplitud de la señal sinusoidal de voltaje medido.

Dado que la señal de interés se encuentra enmascarada sobre la amplitud de una portadora sinusoidal (modulación AM), en el acondicionamiento de la señal se han considerado 3 etapas, 2 de ellas de filtrado tanto en pasabanda a 50KHz para eliminar componentes de frecuencia no deseadas como en rechazo de banda a 60 Hz; la otra etapa consiste en la rectificación y detección de pico de la señal.

En la Figura 3.27 se muestra el filtro pasabanda con estructura de retroalimentación múltiple MFB.

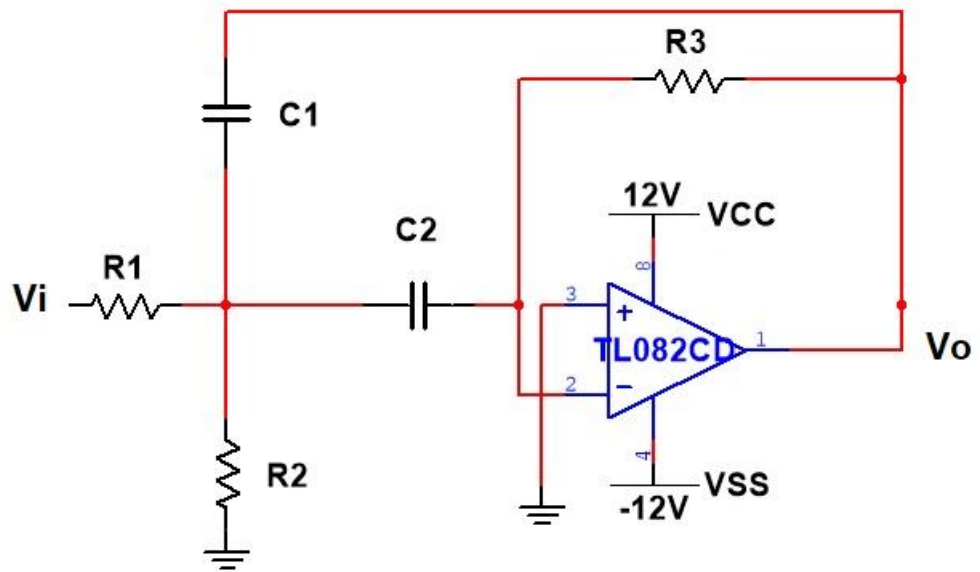


Figura 3.27. Filtro pasabanda de orden 2 con estructura MFB. (Fuente autor)

Suponiendo que  $C_1=C_2=C$ , la función de transferencia del circuito está dada por la siguiente expresión [33]:

$$H(s) = \frac{V_o(s)}{V_i(s)} = \frac{\frac{-1}{R_1 C} s}{s^2 + \frac{2}{R_3 C} s + \frac{1}{R_3} * \frac{1}{C^2 \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)}} \quad (3.21)$$

Comparando los coeficientes de la expresión 3.18 con la función de transferencia del filtro pasabanda de segundo orden:

$$H(s) = \frac{K \frac{\omega_0}{Q} s}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} s + \omega_0^2} \quad (3.22)$$

Donde K es la ganancia del filtro, Q es el factor de calidad que determina la selectividad del filtro definida por:

$$Q = \frac{f_0}{BW} \quad (3.23)$$

$f_o$  es la frecuencia central dada por:

$$f_o = \sqrt{f_{c1} * f_{c2}} \quad (3.24)$$

Bw es el ancho de banda dado por:

$$BW = f_{c2} - f_{c1} \quad (3.25)$$

Se elige un ancho de banda de 10 KHz para obtener una respuesta en frecuencia selectiva por lo que, se definen las frecuencias de corte inferior y superior  $f_{c1}$  y  $f_{c2}$  respectivamente:

$$f_{c1} = 45 \text{ KHz}$$

$$f_{c2} = 55 \text{ KHz}$$

Se definen las siguientes expresiones para determinar  $R_1$  y  $R_2$  en función de K, Q y  $f_o$ :

$$f_o = \sqrt{(45 \text{ KHz}) * (55 \text{ KHz})} = 49.749 \text{ KHz}$$

$$Q = \frac{49.749 \text{ KHz}}{10 \text{ KHz}} = 4.97$$

Suponiendo una ganancia  $K=5$  debe cumplirse la siguiente relación:

$$K < 2Q^2 \quad (3.26)$$

$$5 < 2(4.97)^2$$

Con  $C=1\text{nF}$ , se calculan  $R_1$  y  $R_2$  con:

$$R_1 = \frac{Q_o}{2\pi f_o C K} \quad (3.27)$$

$$R1 = \frac{4.97}{2\pi(49749 \text{ Hz})(1\text{nF})(5)} = 3181 \Omega$$

$$R2 = \frac{Qo}{2\pi foC(2Q^2 - K)} \quad (3.28)$$

$$R2 = \frac{4.97}{2\pi(49749 \text{ Hz})(1\text{nF})[2(4.97)^2 - 5]} = 358.27 \Omega$$

$$R3 = \frac{2Qo}{2\pi foC} \quad (3.29)$$

$$R3 = \frac{2(4.97)}{2\pi(49749 \text{ Hz})(1\text{nF})} = 31815 \Omega$$

La siguiente expresión verifica la relación entre la ganancia K y las resistencias R<sub>1</sub> y R<sub>2</sub>:

$$K = \frac{R3}{2R1} \quad (3.30)$$

$$K = \frac{31815 \Omega}{2(3181 \Omega)} = 5.00$$

En la Figura 3.28 se muestra la simulación de la respuesta en frecuencia del filtro pasabanda propuesto. En la implementación del circuito se deben considerar valores comerciales disponibles para R<sub>1</sub>, R<sub>2</sub> y R<sub>3</sub> y repetir la simulación para obtener una respuesta similar.

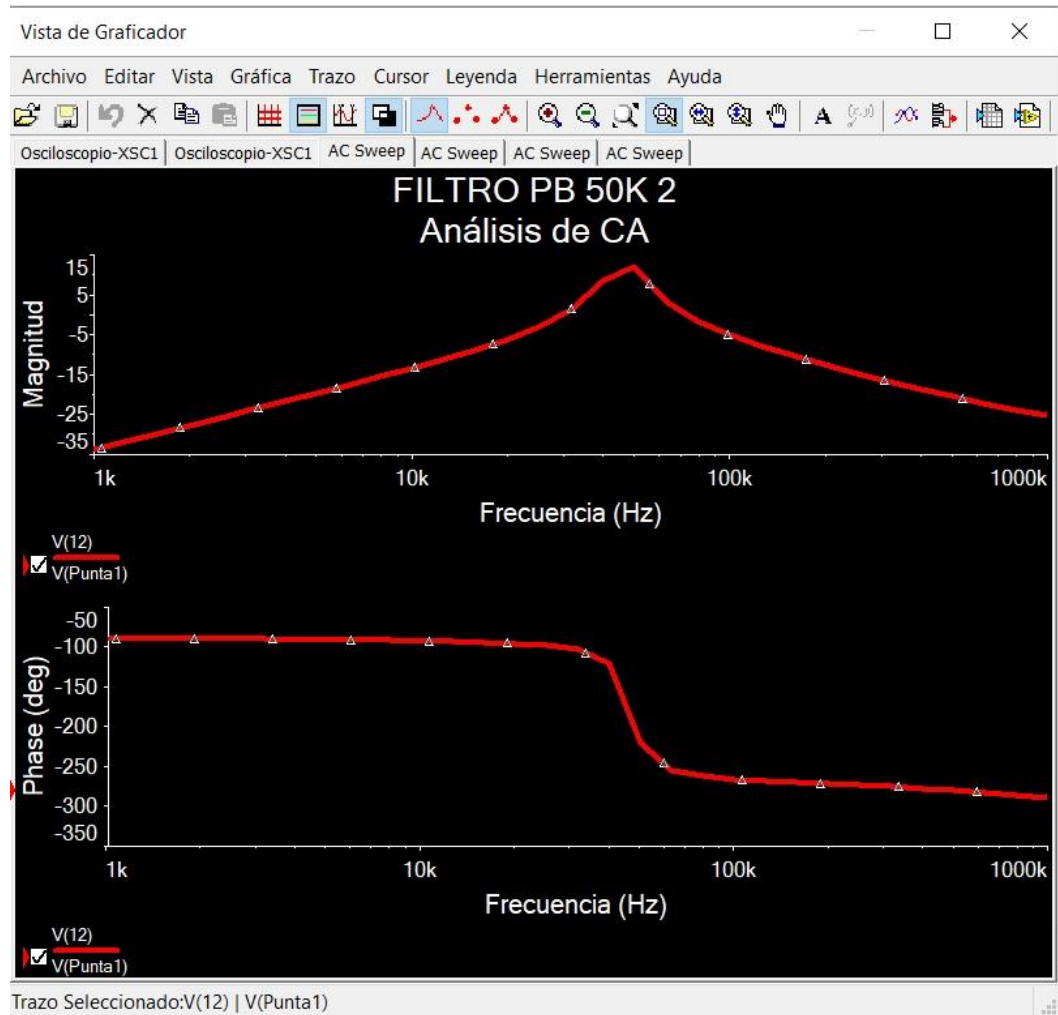


Figura 3.28. Análisis de respuesta en frecuencia del filtro pasabanda propuesto. (Fuente autor)

La siguiente etapa es la de rectificación y detección de pico de la señal, se propone la configuración de un rectificador de media onda debido a limitada cantidad de componentes. La detección de la envolvente se implementa con un circuito RC donde el tiempo de descarga debe ser tal que permita la descarga lenta del capacitor C entre los picos positivos y al mismo tiempo, debe poder seguir la señal de la envolvente. Lo dicho anteriormente se expresa con la siguiente condición:

$$\frac{1}{f_c} \ll RC \ll \frac{1}{f_s} \quad (3.31)$$

Donde:

$f_c$ : Frecuencia de señal portadora

$f_s$ : Frecuencia de señal modulada

R: Resistencia de carga

C: Capacitancia del circuito

Dado  $f_c = 50 \text{ KHz}$ ,  $f_s = 0.33 \text{ Hz}$ , con  $R = 500 \text{ K}\Omega$  y  $C = 1 \text{ nF}$ , se verifica la expresión 3.28 a continuación:

$$20 \mu\text{s} \ll 500 \mu\text{s} \ll 3 \text{ s}$$

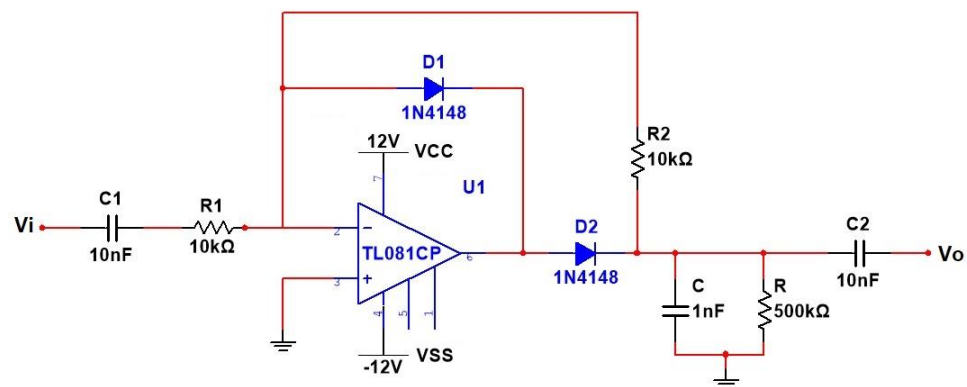


Figura 3.29. Circuito rectificador y detector de envolvente. (Fuente autor)

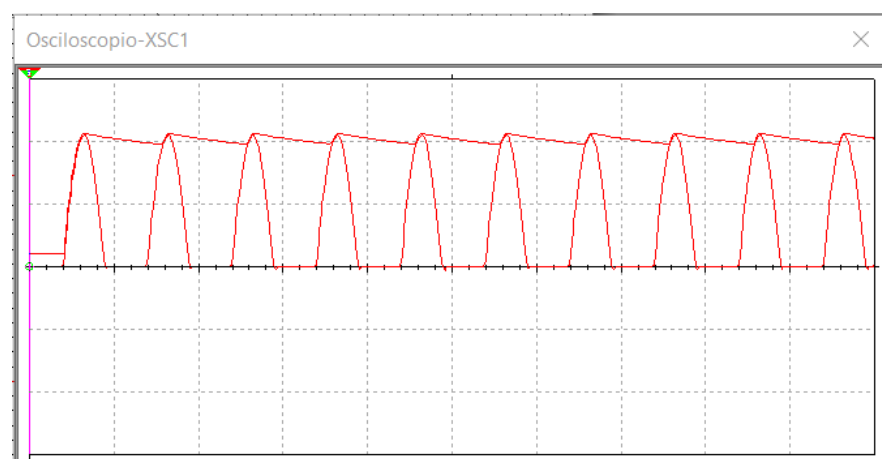


Figura 3.30. Rectificación y detección de envolvente de la señal en el simulador. (Fuente autor)

La siguiente etapa es un filtro de rechazo de banda para eliminar las interferencias a frecuencia de 60 Hz, se definen las frecuencias de corte

inferior  $f_{c1}$  y superior  $f_{c2}$  en 55 y 65 Hz respectivamente y se determinan el factor de calidad y la frecuencia central con las expresiones 3.20 y 3.21 respectivamente.

$$f_o = \sqrt{(55 \text{ Hz}) * (65 \text{ Hz})} = 59.79 \text{ Hz}$$

$$Q = \frac{59.79 \text{ Hz}}{10 \text{ Hz}} = 5.97$$

Se establecen las capacitancias  $C_1=C_2=C=100 \text{ nF}$  y  $C_3=200 \text{ nF}$ , se procede a calcular  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$ .

$$R_1 = \frac{1}{2\pi f_o C Q} \quad (3.32)$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi(59.79 \text{ Hz})(100 \text{ nF})(5.97)} = 2257 \Omega$$

$$R_2 = \frac{2Q_o}{2\pi f_o C} \quad (3.33)$$

$$R_2 = \frac{2(5.97)}{2\pi(59.79 \text{ Hz})(100 \text{ nF})} = 317992 \Omega$$

$$R_3 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \quad (3.34)$$

$$R_3 = \frac{(2275 \Omega)(31799 \Omega)}{(2275 \Omega + 31799 \Omega)} = 2241 \Omega$$



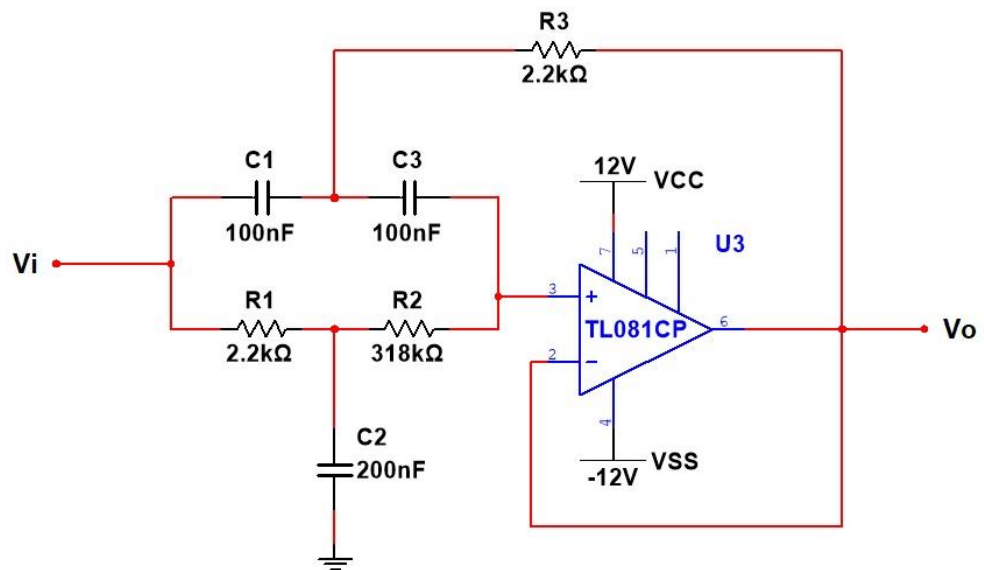


Figura 3.31. Filtro de rechazo de banda propuesto. (Fuente autor)

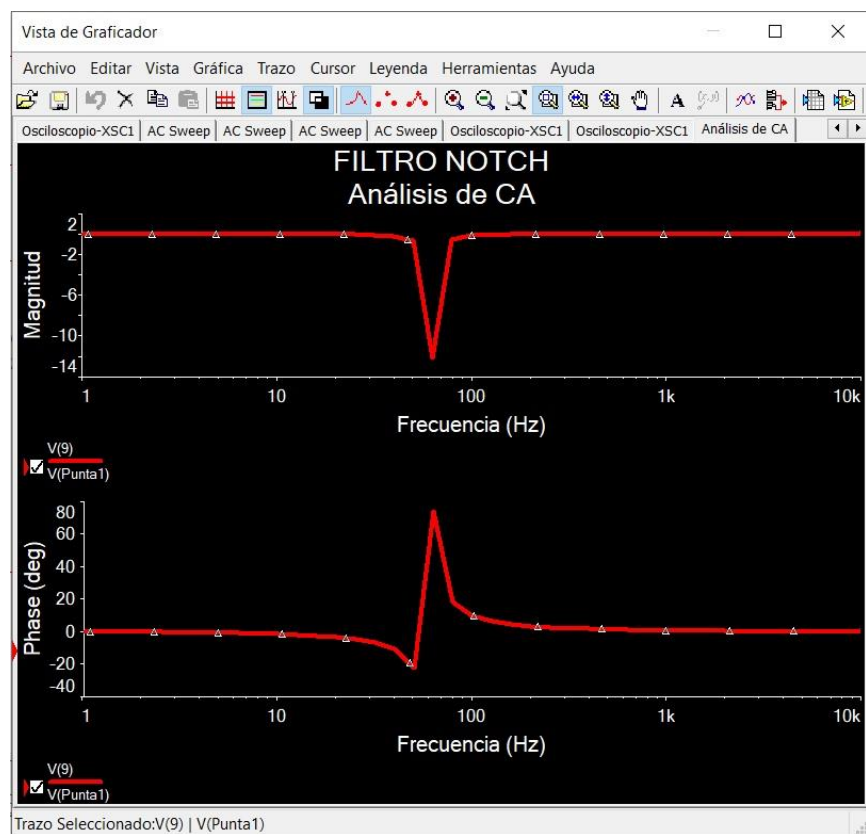


Figura 3.32. Respuesta en frecuencia del filtro de rechazo de banda. (Fuente autor)

### 3.5.4 Módulo de adquisición de datos

La adquisición de datos es el proceso en el cual se leen y registran las señales acondicionadas provenientes de sensores y dispositivos de medición. El registro y presentación de los datos usualmente se realiza en un computador por lo que, se requiere de hardware que funcione como interfaz para la conversión analógico a digital.

En esta etapa se utilizará el sistema de adquisición de datos (DAQ) NI USB-6009 de National Instruments, el dispositivo tiene las siguientes características principales [34]:

- Resolución de 14 bits en entradas analógicas diferenciales, 13 bits en entradas con referencia a tierra.
- Razón de muestreo máximo de 48 KS/s.
- 2 salidas analógicas.
- Un contador de 32 bits
- Entradas y salidas digitales

La interfaz gráfica se realizará con el software Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench). Con Labview se programan aplicaciones para instrumentación en un entorno gráfico, incluye drivers para comunicación con tarjetas de adquisición de datos (DAQ) [35].

En la Figura 3.33 se muestra la interfaz gráfica para la visualización de las curvas de Flujo adquiridas mediante espirometría y la integración para obtener la curva de volumen. En la Figura 3.34 se muestra la interfaz gráfica para la visualización de la señal medida de voltaje proporcional al cambio de bioimpedancia torácica, la segunda gráfica corresponde a la curva obtenida de la correlación entre la curva de voltaje y la curva de volumen integrado.

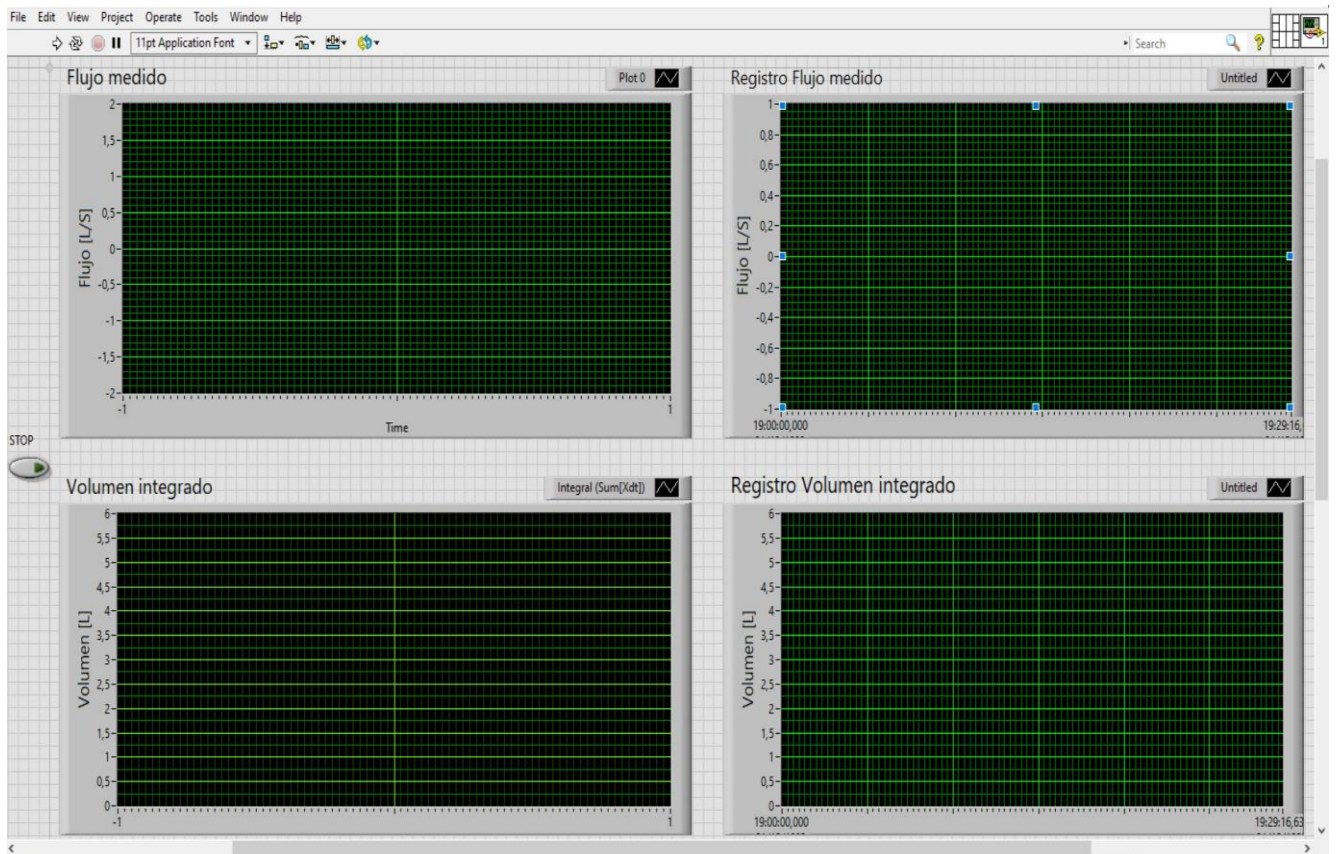


Figura 3.33. Interfaz gráfica para visualización de la curva de Flujo. (Fuente autor)

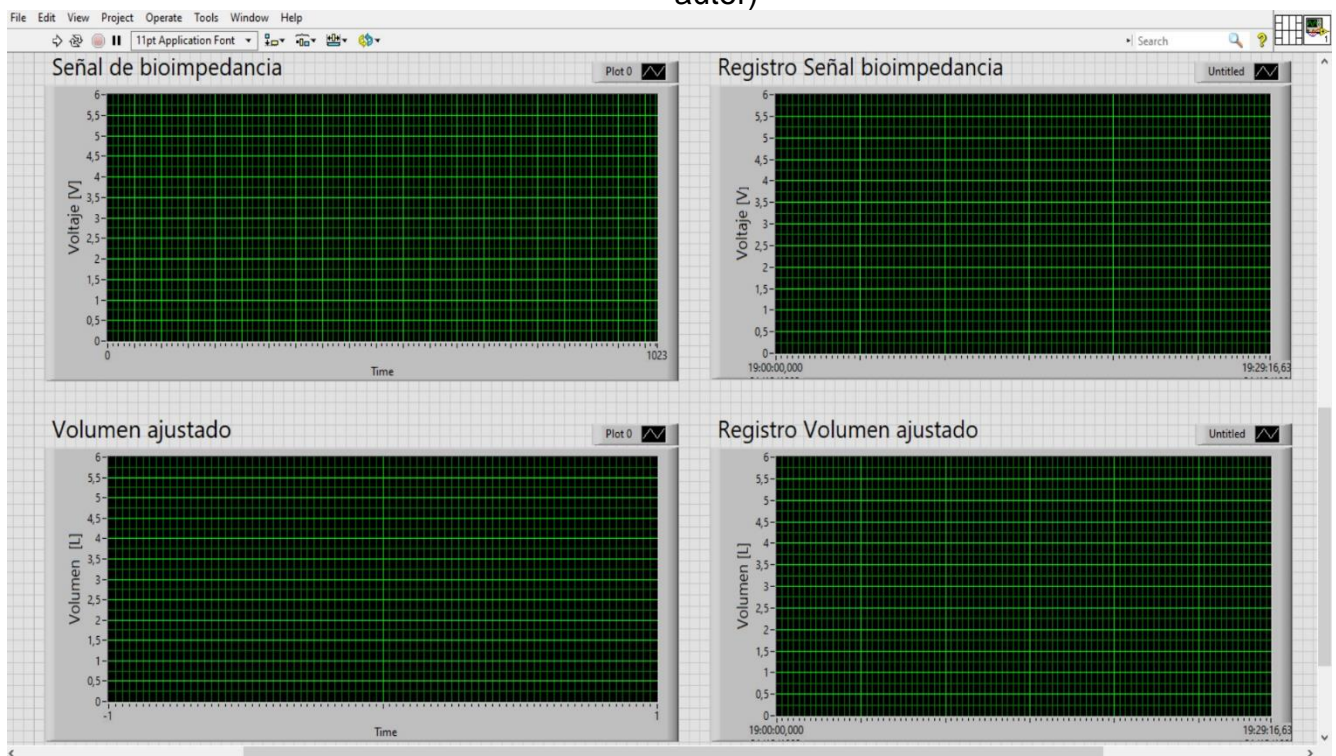


Figura 3.34. Interfaz gráfica para visualización de la curva de Volumen. (Fuente autor)

En la Figura 3.35 se muestra el diagrama de bloques de la interfaz gráfica, la cual empieza con la declaración de los instrumentos virtuales (IV) para la adquisición de datos con la DAQ y la configuración de la variable de datos analógicos que incluye la definición del puerto de conexión, el tipo de señal, conexión física, rango de los datos, escala, etc. Se establecen dos canales para la adquisición de los datos, uno para la lectura del flujo de aire desde un espirómetro que servirá de referencia para la conversión de la señal de voltaje a volumen del ciclo respiratorio. El otro canal recibirá la señal medida de voltaje proporcional al cambio de bioimpedancia del tórax.

En ambos circuitos se implementan dos filtros, un pasabanda y un rechazabanda para eliminar cualquier ruido presente. La señal de volumen se obtiene a partir de la integración de la señal de flujo adquirida desde el espirómetro.

La señal de bioimpedancia es filtrada y ajustada para cambiar el nivel de voltaje a volumen mediante una correlación lineal entre la curva de bioimpedancia y la curva de volumen integrado. Todas señales obtenidas se almacenan localmente y se muestran como resultado de la adquisición de datos.

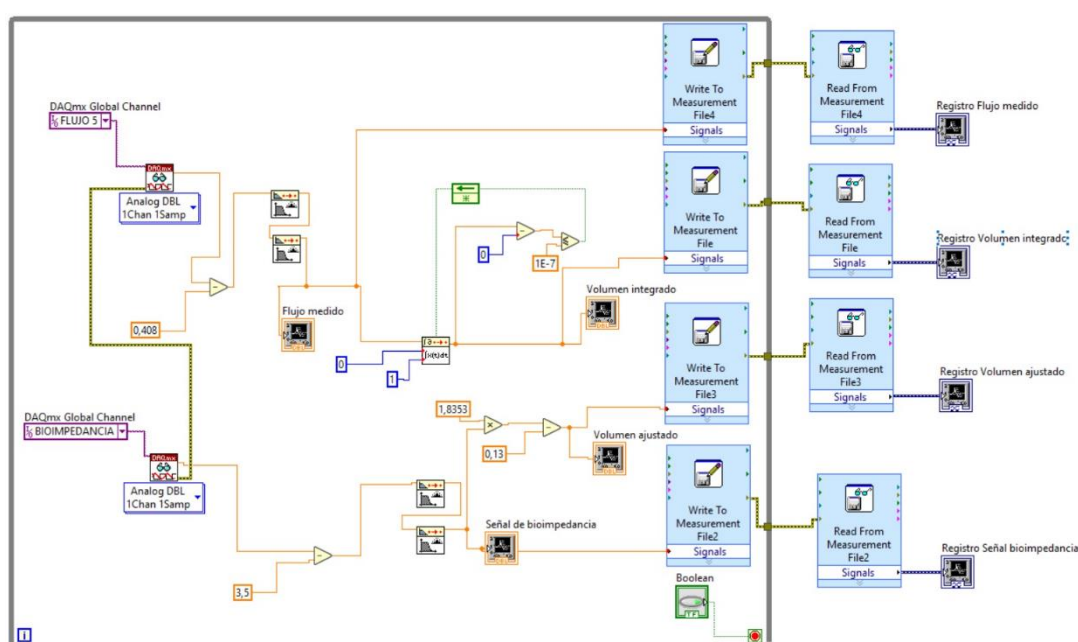


Figura 3.35. Diagrama de bloques de la interfaz gráfica. (Fuente autor)

# CAPÍTULO 4

## 4. Mediciones experimentales

En este capítulo se muestra la implementación del circuito propuesto sobre placa de pruebas, la realización de mediciones de prueba y su almacenamiento para el procesamiento y análisis a través de los IV ejecutados en Labview. Adicionalmente, se describen algunas recomendaciones que corrigen o mejoran el desempeño del circuito propuesto.

### 4.1 Configuración del sistema de electrodos

La colocación de los electrodos es un tema fundamental para la medición de bioimpedancia, teniendo en cuenta que el tejido biológico se comporta como un material anisotrópico, es decir, que sus características mecánicas son diferentes de acuerdo con el eje en que se miden. Muchos de los tejidos biológicos presentan fibras largas como los músculos y su orientación a lo largo del esqueleto indicaría una diferencia en la medición de bioimpedancia en los ejes longitudinal y transversal.

Tabla 4.1. Resistividad eléctrica de varios tejidos. (Tomado del libro Física médica e ingeniería Biomédica, B. Brown et al, página 259)

Tejido		Resistividad [ $\Omega\text{m}$ ]	Frecuencia [KHz]
Sangre		0.650	1 - 100
Músculo	Longitudinal	1.25 - 3.45	0.1 - 1
	Transversal	6.75 - 18.0	0.1 - 1
Pulmón	Inspiración	17.0	100
	Espiración	8.0	100
Tejido nervioso	Materia gris	2.8	100
	Materia blanca	6.8	100
Tejido adiposo		20.0	1 - 100
Hueso		>40	1 - 100



En la Tabla 4.1 se muestran mediciones de resistividad eléctrica de varios tipos de tejidos donde se observa una diferencia alrededor de 6 veces entre las mediciones en el eje longitudinal y transversal para el músculo esquelético.

De acuerdo con el movimiento del tórax durante el ciclo respiratorio de manera intuitiva se puede suponer una mayor variación del volumen torácico en el eje transversal por lo que, se propone realizar la medición en este eje. La ubicación de los electrodos será de la siguiente manera:

- Los electrodos de inyección de corriente se ubicarán a la altura del quinto espacio intercostal sobre la línea media axilar tanto izquierda como derecha.
- Los electrodos de medición se ubicarán a la altura del quinto espacio intercostal sobre la línea media clavicular tanto izquierda como derecha.

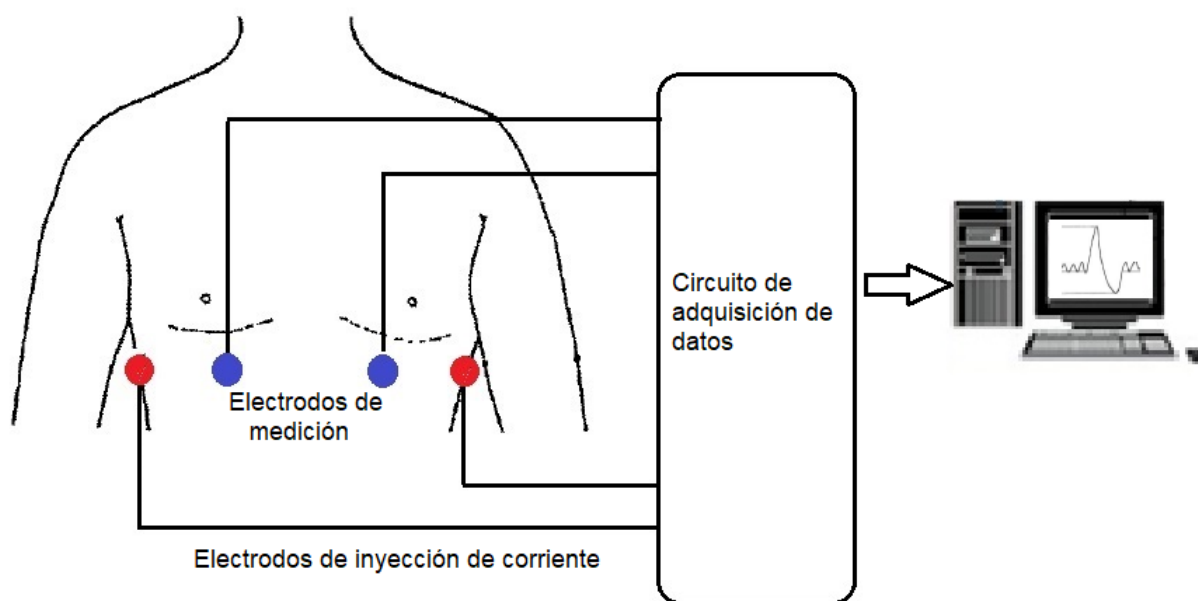


Figura 4.1. Posición de los electrodos. (Fuente autor)

#### 4.2 Medición y registro de la curva de bioimpedancia

La implementación del circuito propuesto se muestra en las Figuras 4.2 y 4.3, el mismo que tiene 2 etapas bien identificadas, las cuales son el circuito de inyección de corriente y el circuito de preamplificación y acondicionamiento de la señal, se utilizan 2 baterías de 12V como fuente de alimentación simétrica.

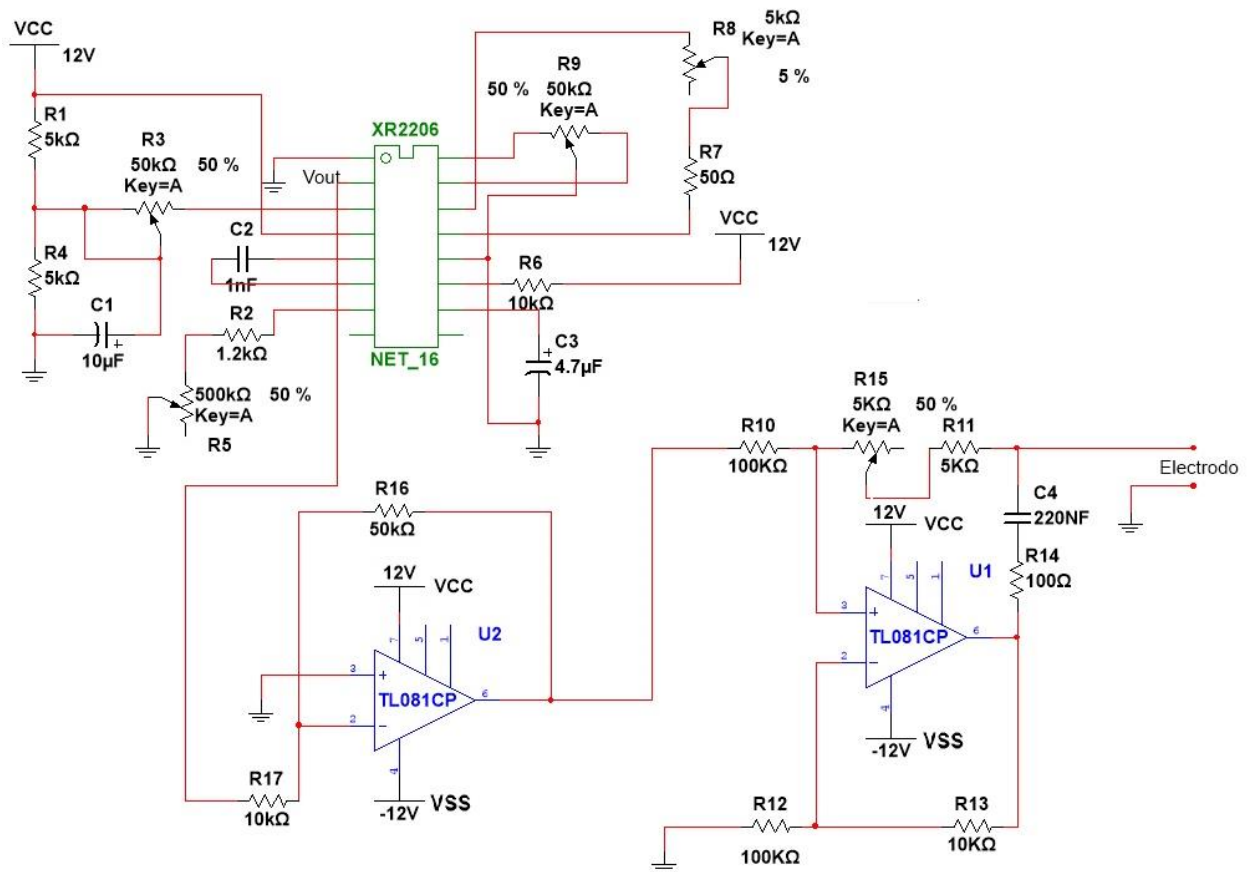


Figura 4.2. Circuito de inyección de corriente. (Fuente autor)

En el circuito de inyección de corriente se ha agregado una etapa de amplificación para controlar el voltaje de entrada en el circuito de conversión voltaje corriente.

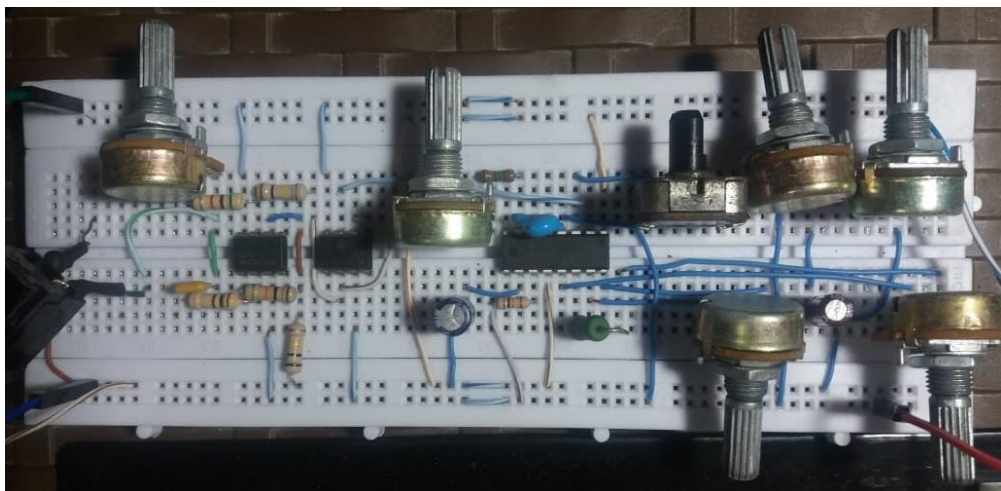


Figura 4.3. Circuito de inyección de corriente sobre placa de pruebas (Fuente autor)

En la Figura 4.3. se muestra el circuito implementado en placa de pruebas. El circuito de preamplificación y acondicionamiento se muestra en las Figuras 4.4 y 4.5, se ha incluido una etapa de amplificación intermedia. La etapa de preamplificación se implementó con amplificadores operacionales debido a que no se tenía disponible en aquel momento el amplificador de instrumentación AD620AN.

Para la implementación de los diferentes circuitos de amplificación se ha utilizado el amplificador operacional TL081 el cual presenta entre sus características principales [38] entradas a JFET con alta impedancia de entrada, bajo consumo de potencia, alto slew rate (típico en  $13 \text{ V}/\mu\text{S}$ ), ancho de banda con ganancia unitaria de 3 MHz.

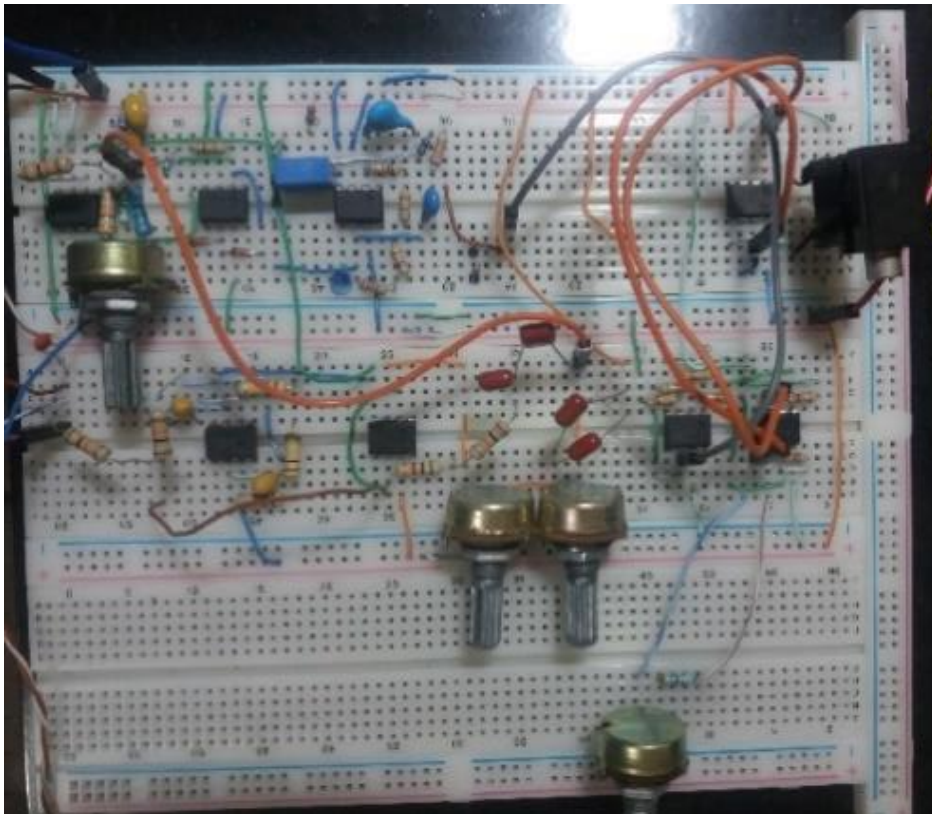


Figura 4.4. Circuito de acondicionamiento de señal sobre placa de pruebas.  
(Fuente autor)



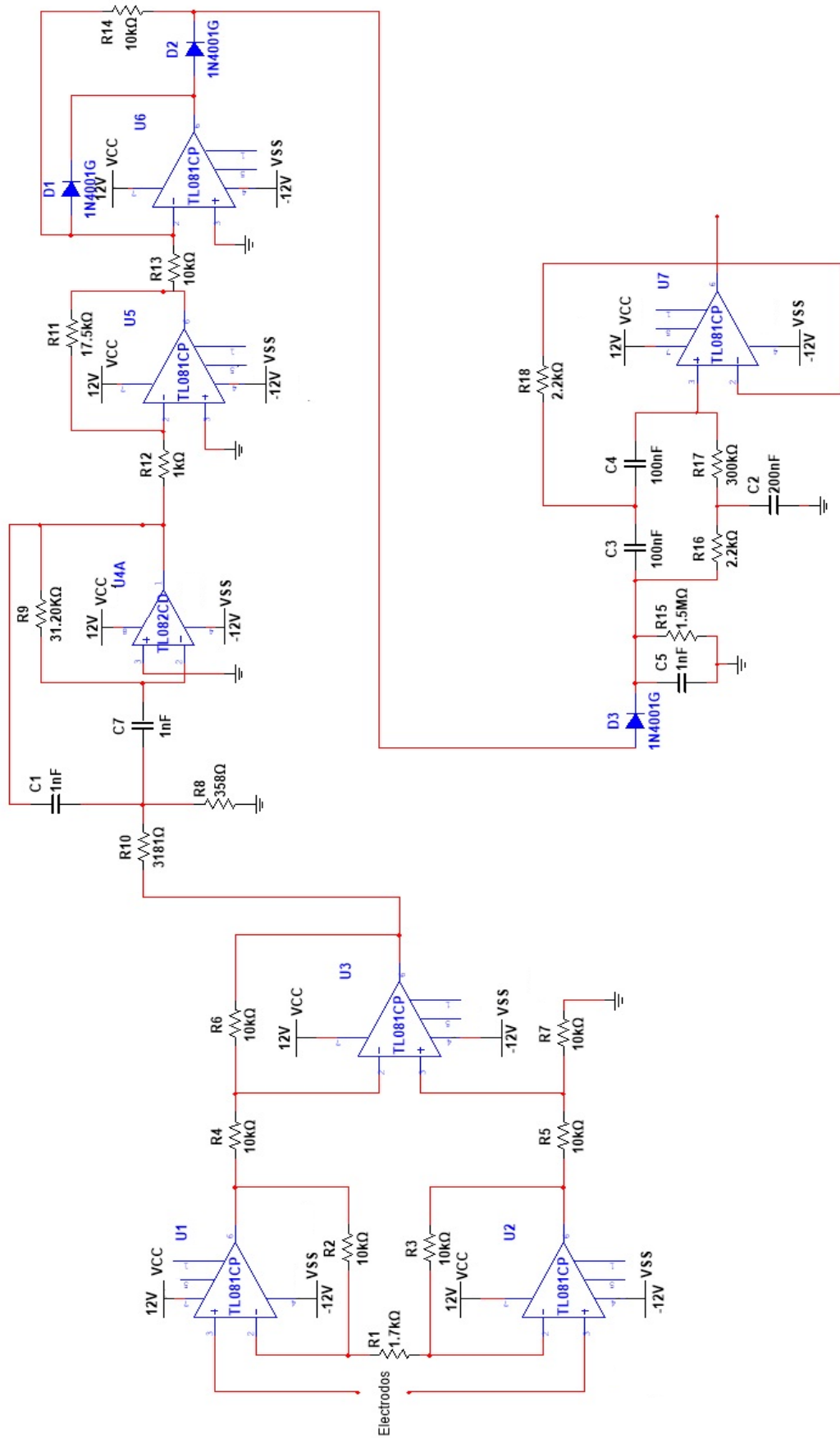


Figura 4.5. Circuito de acondicionamiento de señal. (Fuente autor)

En las Figuras 4.6 y 4.7 se muestran las formas de onda en la rectificación y detección de pico y después del filtrado.

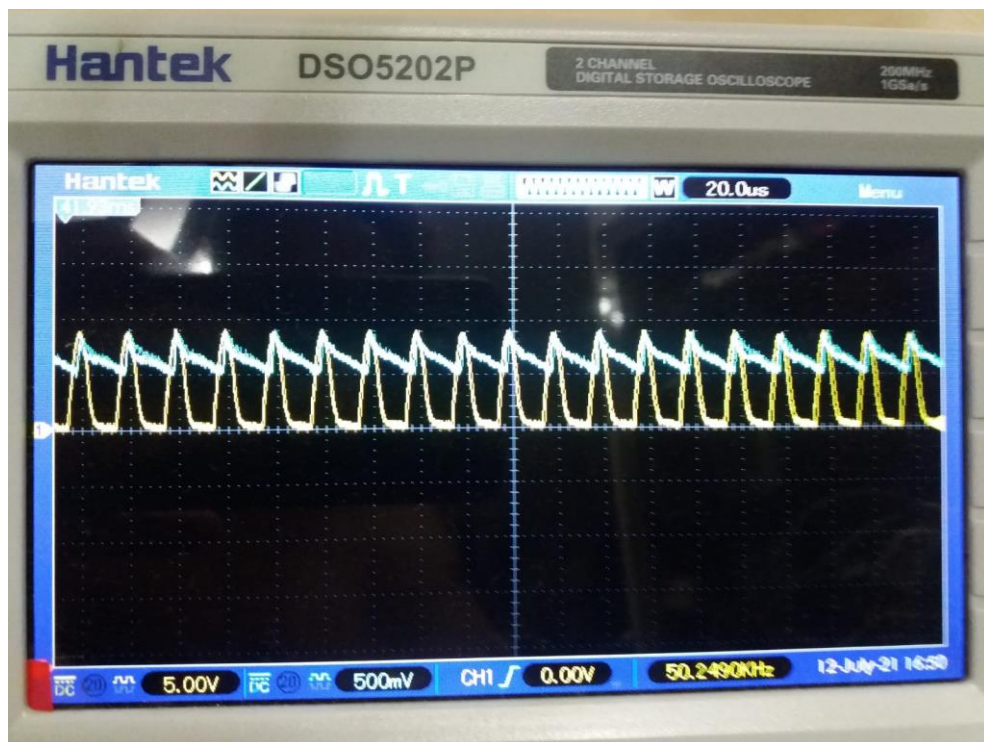


Figura 4.6. Forma de onda en la rectificación y detección de pico. (Fuente autor)

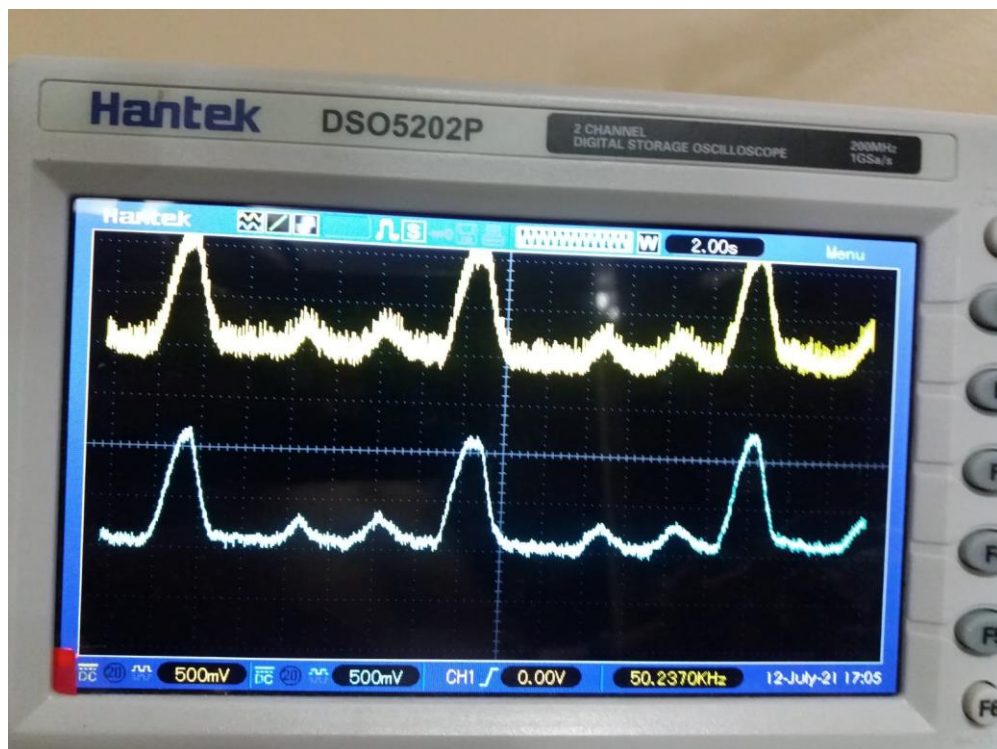


Figura 4.7. Forma de onda antes y después del filtro. (Fuente autor)

La señal filtrada que se muestra en la Figura 4.7 se lee y registra a través de la DAQ en el puerto AI1 en configuración de referencia a tierra. La forma de onda obtenida se muestra en las Figuras 4.8 y 4.9 para un régimen respiratorio normal y con inspiración y espiración forzada respectivamente.

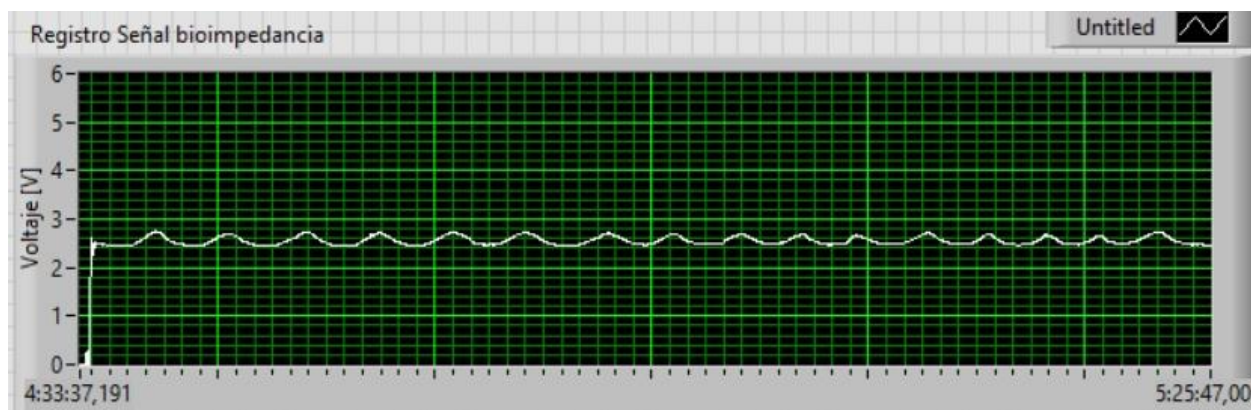


Figura 4.8. Registro de la señal medida de bioimpedancia. (Fuente autor)

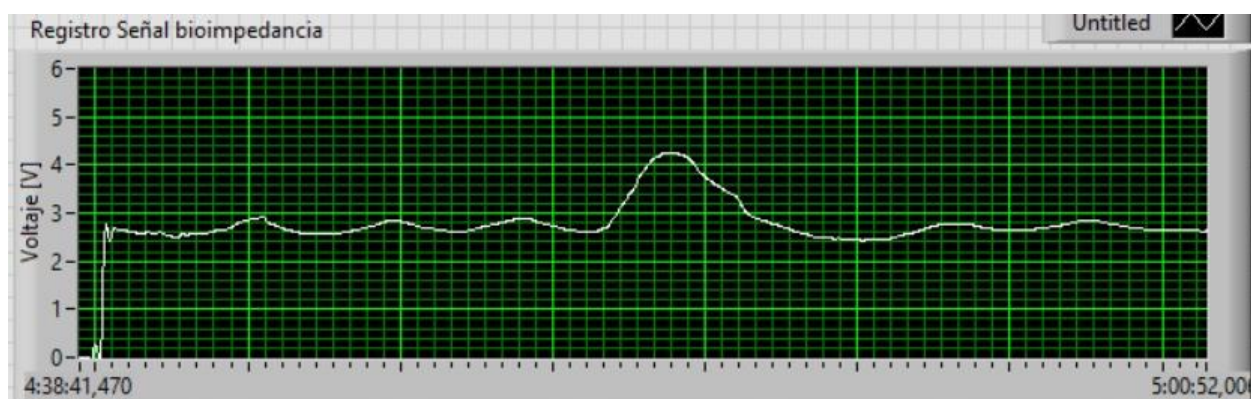


Figura 4.9. Registro de la señal medida con inspiración forzada. (Fuente autor)

### 4.3 Medición y registro de curva de volumen con espirometría

La espirometría es una técnica utilizada para la medición del volumen y flujo de aire durante el ciclo respiratorio y que sirve para el diagnóstico de patologías. Las mediciones obtenidas pueden ser por espirometría simple o forzada. En nuestro caso se requiere una señal de volumen corriente obtenida por espirometría simple para realizar la comparación punto a punto con la señal de bioimpedancia y determinar una relación entre el volumen de aire y el cambio de bioimpedancia durante la respiración.

En el mercado existen muchas opciones de espirómetros disponibles a la venta, sin embargo, el tipo de estudio que estos equipos ofrecen es para espirometría forzada la cual no podemos utilizar dado que las curvas obtenidas en este caso se realizan con maniobras impositivas lo cual resulta en formas de onda con diferentes dimensiones y magnitud.

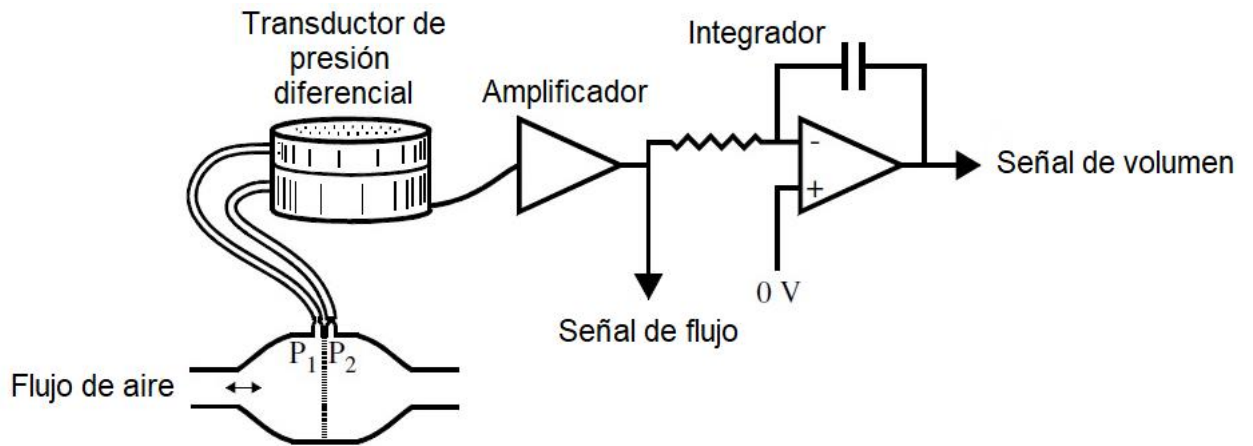


Figura 4.10. Esquema de neumotacógrafo. (Tomado del libro Física médica e ingeniería Biomédica, B. Brown et al, página 580)

Se propone la implementación de un espirómetro simple basado en el neumotacógrafo, en la Figura 4.10 se muestra el esquema. El dispositivo contiene un elemento restrictivo al flujo de aire en el interior el cual, produce una diferencia de presión proporcional al flujo. La expresión que relaciona la diferencia de presión con el flujo es la ecuación de Poiseuille la cual indica que:

$$\Delta P = RQ \quad (4.1)$$

Donde:

$\Delta P$ : Diferencia de presión en Pa

R: Resistencia hidrodinámica en Pa/s.m<sup>3</sup>

Q: Flujo en m<sup>3</sup>/s

El espirómetro propuesto está conformado por un neumotacógrafo, un sensor diferencial de presión y un circuito preamplificador. En el caso del neumotacógrafo existen dos tipos: Fleish y Lilly. En el neumotacógrafo de Fleish se utilizan tubos capilares para crear la restricción al flujo de aire, en el neumotacógrafo de Lilly, la restricción del flujo se realiza por medio de una membrana. Para la construcción del neumotacógrafo se elige el de tipo Lilly debido a la menor complejidad del elemento restrictivo. Para la implementación del prototipo se utilizaron materiales comunes que se encuentran en cualquier ferretería como son:

- Tubo de ½" PVC para instalaciones eléctricas
- 4 conectores ½" PVC para instalaciones eléctricas
- Silicona para sellar
- 4 O´ring para sellado de las uniones
- Filtro de aire
- Manguera de silicón
- Pegamento tipo Pegatanke o Brujita en gel

La construcción del prototipo se describe a continuación:

1. Se utilizan las tuercas de plástico de los 4 conectores de ½" PVC para formar una unión roscable pegando las tuercas de manera consecutiva. El pegamento cumple también la función de sellado entre las superficies de contacto de cada tuerca.
2. Se recorta el filtro de aire a la medida del diámetro interior de la unión formada por las tuercas descrita en el paso 1. El filtro se coloca en el centro de la unión de tuercas y se fija con 2 o´rings.
3. Se enroscan 2 conectores de ½" PVC a cada lado de la unión tratando que la membrana formada por el filtro quede aprisionada por los conectores por ambos lados dentro de la unión de tuercas y sellada con los o´rings. Para sellar la conexión de los conectores se utilizan 2 o´rings adicionales.
4. Se colocan sendos tubos de ½" PVC de 6 cm de longitud en los conectores y se sellan con silicona caliente.



5. Se perforan los conectores y se conectan en las perforaciones las mangueras de silicón selladas también con pegamento.

En la Figuras 4.11 y 4.12 se muestran los componentes y el prototipo armado.



Figura 4.11. Prototipo de neumotacógrafo. (Fuente autor)



Figura 4.12. Prototipo de neumotacógrafo armado. (Fuente autor)

El componente de medición diferencial de presión es un sensor marca Honeywell modelo SCXL004DN cuyas características [37] más importantes son:

- Rango de presión de 0 a 4 In H<sub>2</sub>O
- Sensitividad de 10 mV/ In H<sub>2</sub>O
- Compensación en temperatura y bajo ruido
- Uso en aplicaciones de baja potencia como medidores de flujo, respiradores.

El circuito de preamplificación está conformado por un amplificador de instrumentación AD620AN con una configuración de ganancia ajustable:

$$G_{max} = \frac{49400\Omega}{150\Omega} + 1 = 330$$

$$G_{min} = \frac{49400\Omega}{5150\Omega} + 1 = 10.59$$

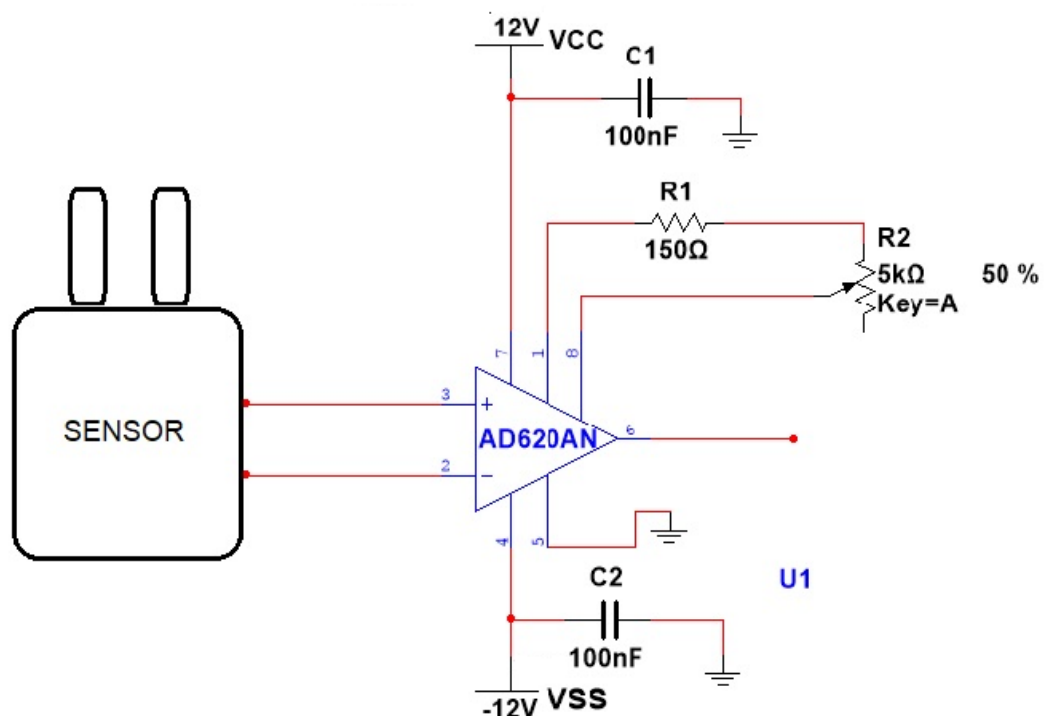


Figura 4.13. Circuito de preamplificación. (Fuente autor)

Para la calibración del prototipo se utilizó un anemómetro marca HT807 para la medición del flujo de aire versus el voltaje medido en el sensor de presión. El procedimiento propuesto se describe a continuación:

1. Se coloca el anemómetro en un tubo de acetato con el mismo diámetro de la turbina de medición (4cm) para minimizar perturbaciones en el flujo de aire como se muestra en la Figura 4.14.
2. Se acopla el neumotacógrafo a uno de los lados del anemómetro como se muestra en la Figura 4.15.
3. Se utiliza un blower como fuente de aire y se realizan varias mediciones de voltaje en el circuito de preamplificación de acuerdo con los niveles de flujo de aire medido. En la Figura 4.17 se muestra el esquema del experimento.
4. Se ajusta la ganancia del preamplificador para obtener un voltaje aproximadamente equivalente en magnitud con respecto al flujo de aire.
5. El flujo de aire se calcula a partir de la siguiente expresión:

$$Q = VA \quad (4.2)$$

Donde:

Q: Flujo en m<sup>3</sup>/s

V: Velocidad del aire medida en m/s

A: Área de sección tubular en m<sup>2</sup>

Con las mediciones obtenidas en el procedimiento anterior se llena la Tabla 4.2 para determinar la relación el voltaje y el flujo de aire.





Figura 4.14. Anemómetro. (Fuente autor)



Figura 4.15. Acoplamiento entre el anemómetro y el neumotacógrafo. (Fuente autor)

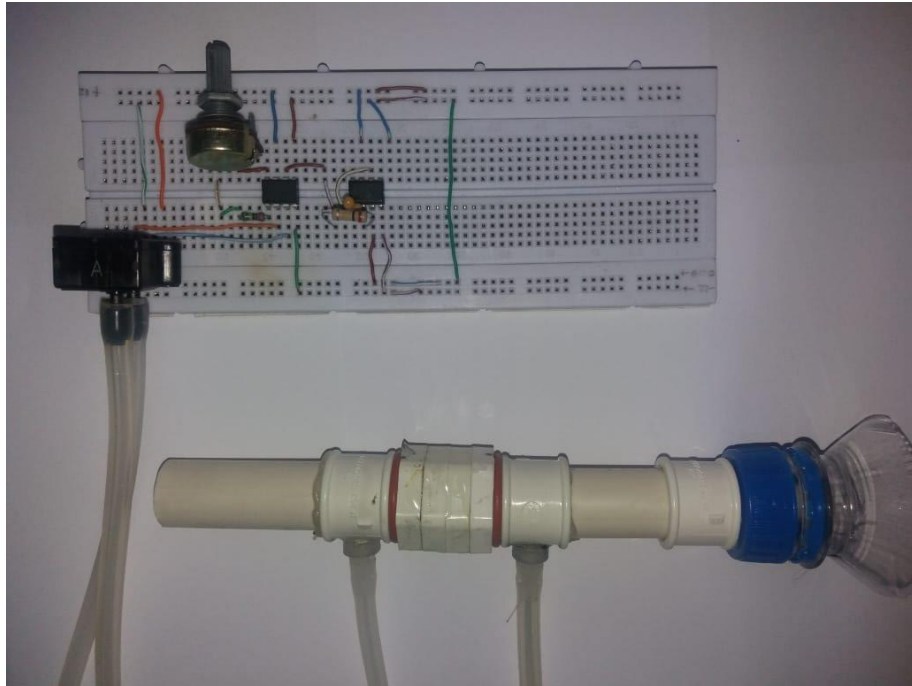


Figura 4.16. Circuito preamplificador. (Fuente autor)

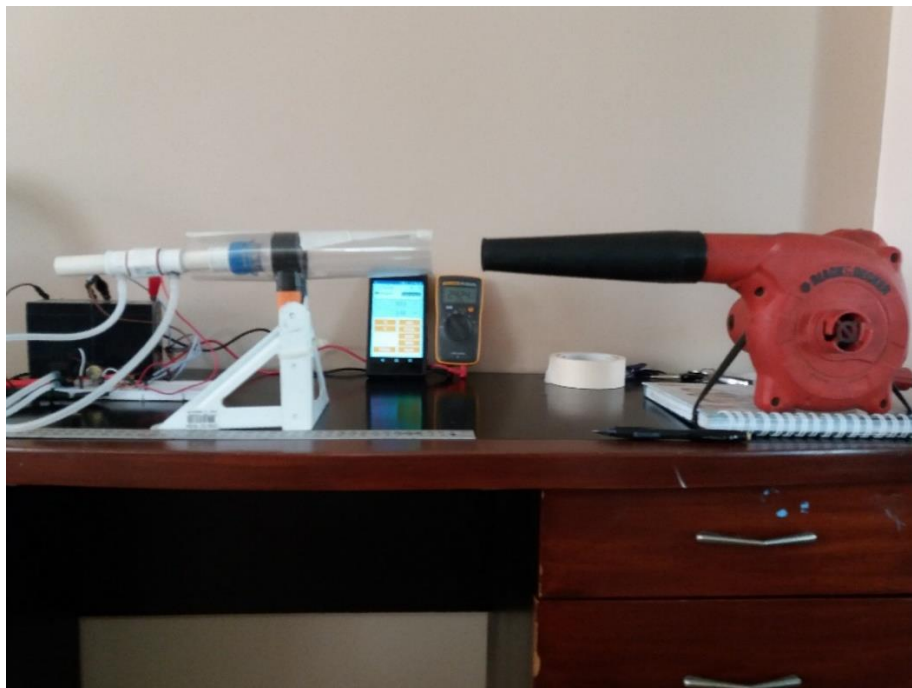


Figura 4.17. Medición de Voltaje vs Flujo de aire. (Fuente autor)

Tabla 4.2. Mediciones de voltaje y flujo de aire. (Fuente autor)

VELOCIDAD [ m/s]	FLUJO [ m <sup>3</sup> /s ]	voltaje [ V ]	FLUJO [ L/s ]
1,42	0,00100323	0,62	1,00323
1	0,0007065	0,51	0,7065
2,2	0,0015543	1,12	1,5543
2,5	0,00176625	1,42	1,76625
3,28	0,00231732	2,11	2,31732
2,64	0,00186516	1,74	1,86516
3,41	0,002409165	2,4	2,409165
3,71	0,002621115	2,5	2,621115
4,6	0,0032499	3,1	3,2499

En la Figura 4.18 se muestra la curva obtenida por regresión lineal que determina la correspondencia entre el voltaje y el flujo de aire que será utilizada para la medición del flujo con el neumotacógrafo.

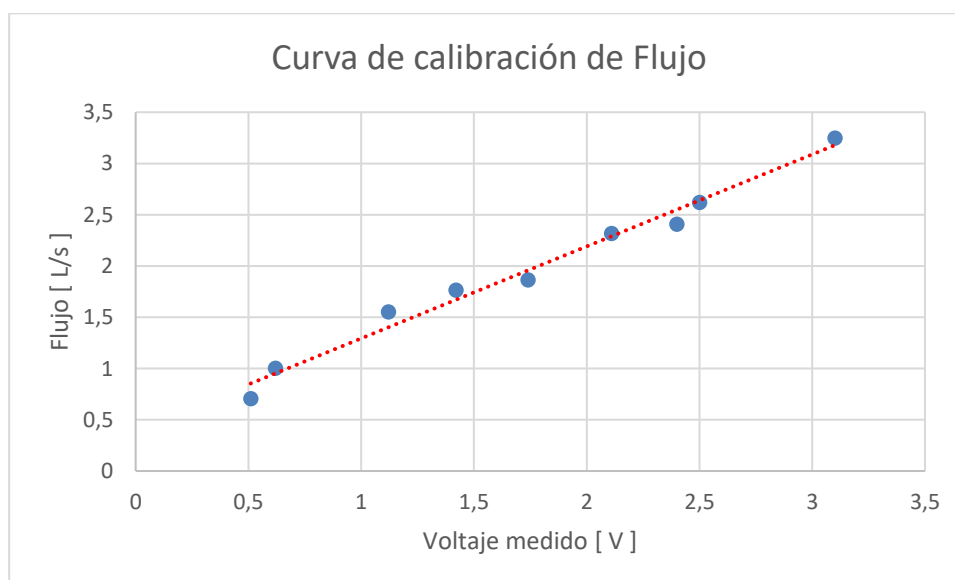


Figura 4.18. Flujo de aire en el neumotacógrafo en función del voltaje medido. (Fuente autor)

$$Q = 0.8974V + 0.3962 \quad R^2 = 0.9821 \quad (4.3)$$

Donde:

Q: Flujo en L/s

V: Voltaje medido en V

Los datos de pendiente e intercepto de la expresión 4.3 se configuran en la escala de la adquisición de la señal en Labview para obtener la conversión en la gráfica. En la Figura 4.19 se muestra la forma de onda obtenida del flujo de aire medido con el neumotacógrafo. La señal de Flujo se integra para obtener el volumen corriente, en la Figura 4.20 la curva respectiva de volumen versus tiempo obtenida por espirometría.

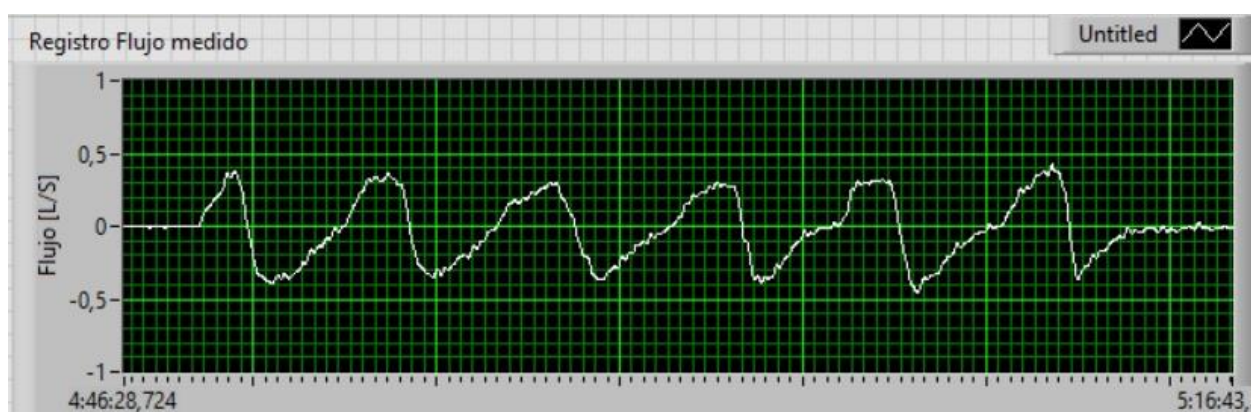


Figura 4.19. Flujo de aire obtenido por espirometría. (Fuente autor)

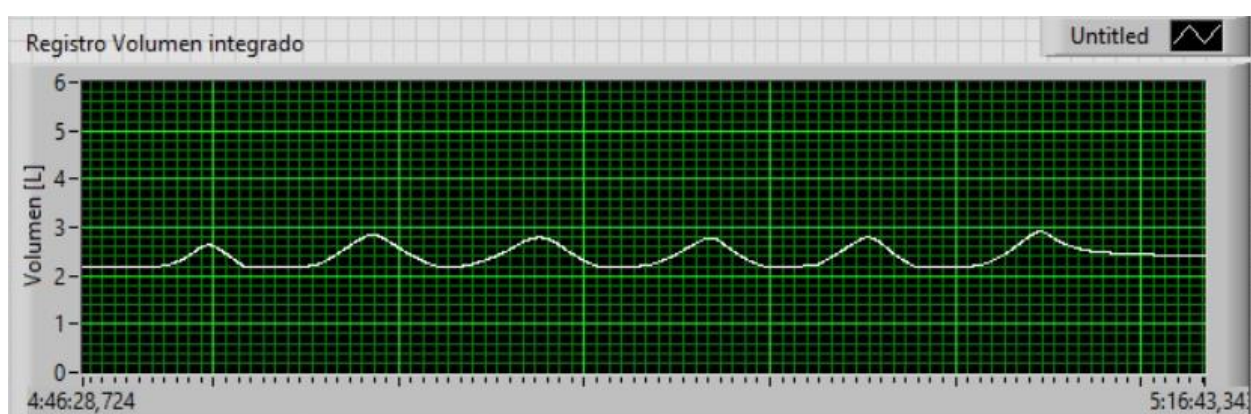


Figura 4.20. Volumen corriente obtenido por espirometría. (Fuente autor)

#### 4.4 Análisis de correlación entre curva de bioimpedancia y de volumen

Una vez configurada la interfaz gráfica en Labview para la adquisición tanto de la señal de volumen corriente por espirometría como de la señal de



bioimpedancia, se procede a la lectura y registro simultáneo de las dos señales para analizar la correlación. Para realizar esta medición hay que considerar lo siguiente:

1. Las mediciones se pueden realizar con el sujeto en estudio en posición sentado, pero se recomienda la posición supina para minimizar las interferencias en la lectura de la señal de bioimpedancia.
2. La respiración a través del neumotacógrafo se debe realizar de manera uniforme y relajada, se deben evitar perturbaciones (tos, hipo).
3. El uso de pinza de nariz es efectivo para garantizar que el flujo de aire circule completamente a través del neumotacógrafo.

En la Figuras 4.21 y 4.22 se muestran las señales adquiridas de volumen por espirometría y de bioimpedancia, en la Figura 4.23 se muestra la correlación entre ambas señales de lo cual se establece la expresión 4.4.

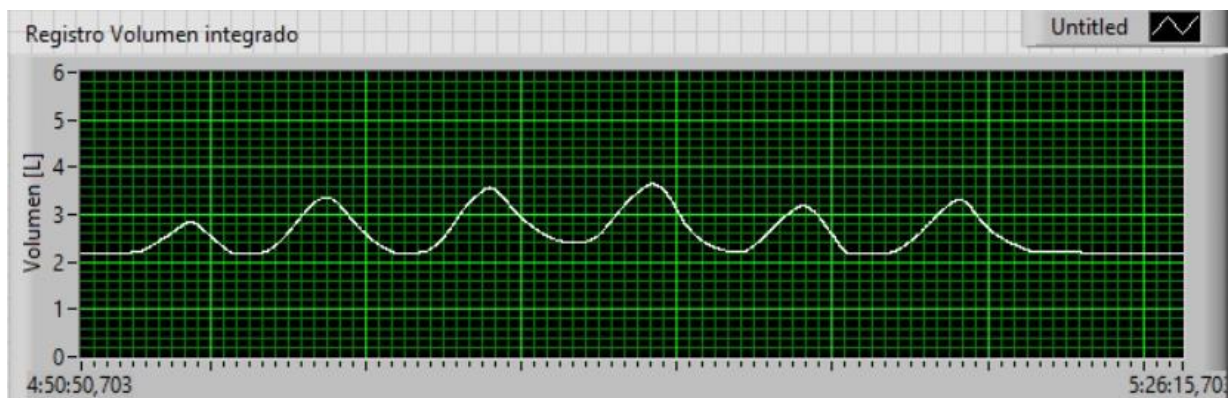


Figura 4.21. Volumen corriente. (Fuente autor)

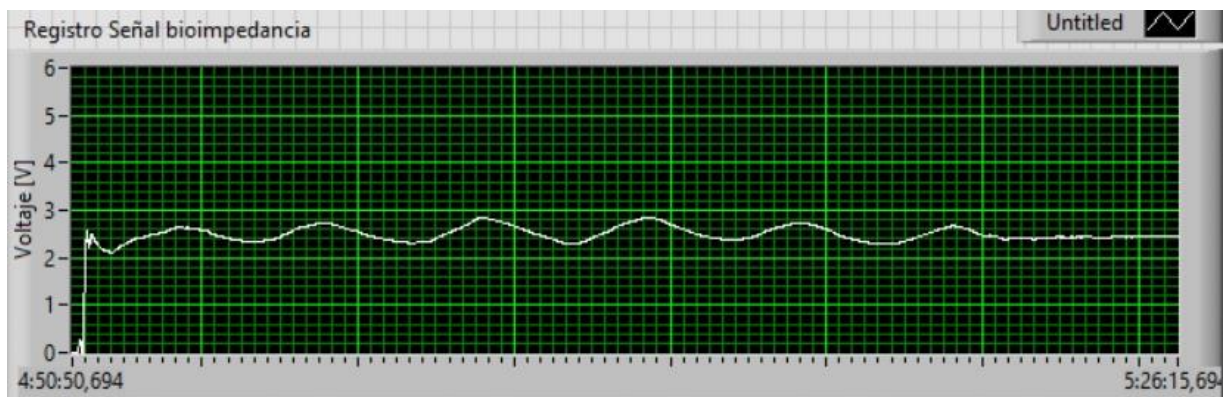


Figura 4.22. Señal de bioimpedancia. (Fuente autor)

$$V = 1.8353SB - 0.1306 \quad (4.4)$$

Donde:

V: Volumen corriente ajustado en L

SB: Señal de bioimpedancia en V

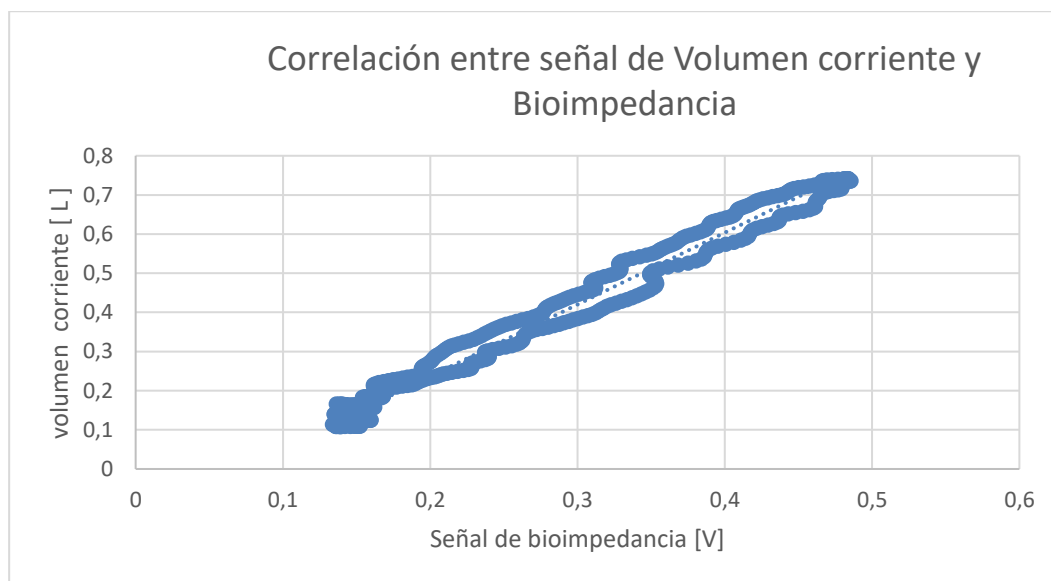


Figura 4.23. Correlación entre Volumen corriente y Bioimpedancia. (Fuente autor)

#### 4.5 Determinación de curva de volumen resultante

La expresión 4.4 relaciona de manera experimental la equivalencia entre las magnitudes medidas de volumen de aire y variación de bioimpedancia durante el ciclo respiratorio. Los valores de pendiente e intercepto se configuran en la interfaz gráfica para obtener una curva de volumen resultante que se muestra en la Figura 4.24.

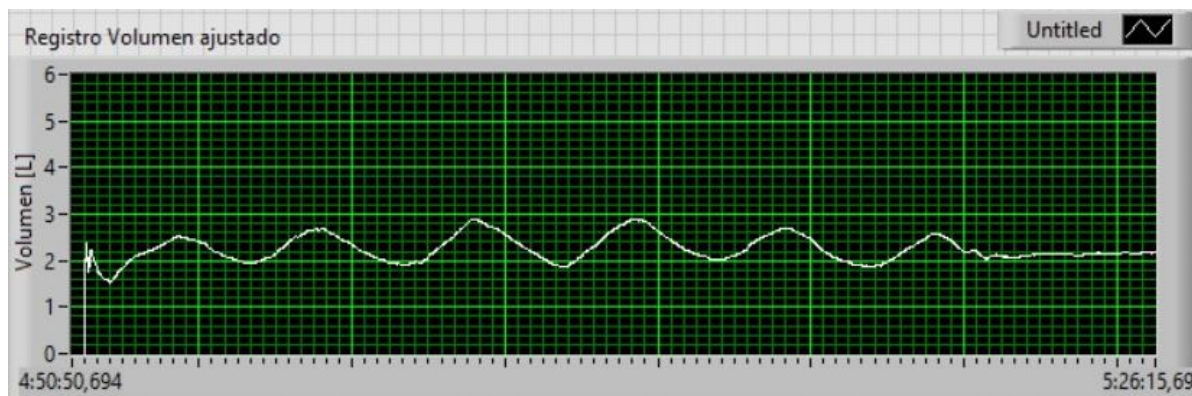


Figura 4.24. Curva de volumen resultante del ciclo respiratorio. (Fuente autor)

#### 4.6 Análisis comparativo de curva de volumen resultante con curva de volumen obtenidas por espirometría

La comparación de la curva de volumen corriente obtenida con el prototipo se realizó con un estudio de espirometría forzada la cual se realiza mediante una maniobra impositiva [38] que se describe a continuación:

1. El paciente inicia con una respiración normal y luego realiza una inspiración forzada para alcanzar el VRI como se muestra en la Figura 2.1 del Capítulo 2.
2. A continuación, realiza una espiración forzada para expulsar todo el gas de los pulmones en el menor tiempo posible, en esta fase se mide el Flujo Espiratorio Pico (FEP).
3. Luego, continúa expulsando el gas remanente en los pulmones alcanzando el VRE (Figura 2.1 del Capítulo 2).
4. La prueba culmina con una inspiración normal.
5. Deben obtenerse un mínimo de 3 maniobras exitosas de un máximo de 8 intentos con intervalos de tiempo entre maniobras por lo menos de 30 segundos.

Durante la maniobra, el espirómetro mide tanto el flujo como el volumen de aire espirado. Adicionalmente a la determinación del FEP, se determina la Capacidad Vital Forzada (CVF) y el Volumen espiratorio Forzado en el primer segundo (VEF1), ambos en Litros. En las Figuras 4.25 y 4.26 se muestran ejemplos de las curvas de flujo y volumen obtenidas con espirometría forzada.

La prueba se realizó mediante consulta con un médico especialista. Se utilizó un equipo de espirometría de marca Vitalograph modelo Alpha, en la Figura 4.27 se muestra el resultado del estudio.

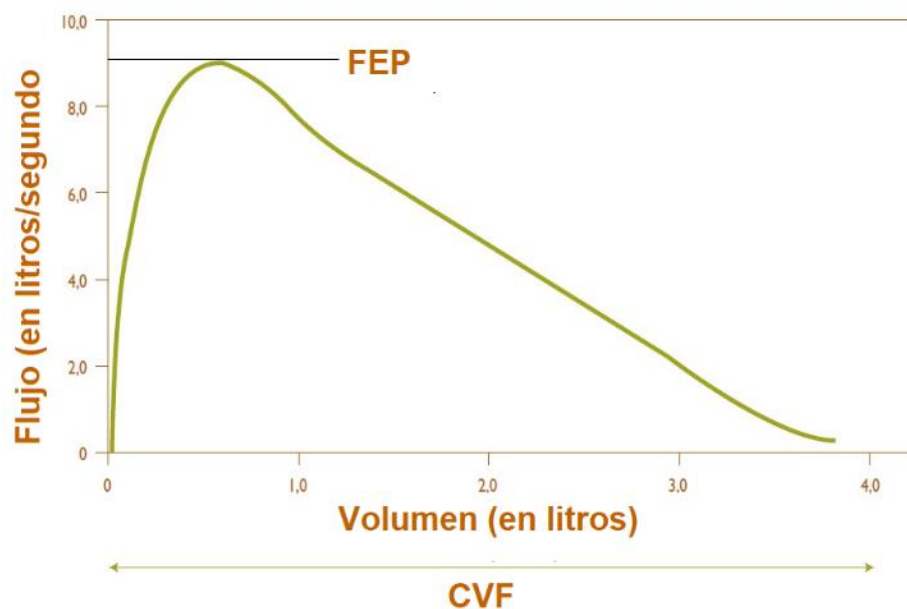


Figura 4.25. Curva espirométrica Flujo/Volumen. (Tomada del Taller sobre Espirometría Forzada del Curso de Actualización Pediatría 2005, I. Carvajal et al, 2005, página 204)

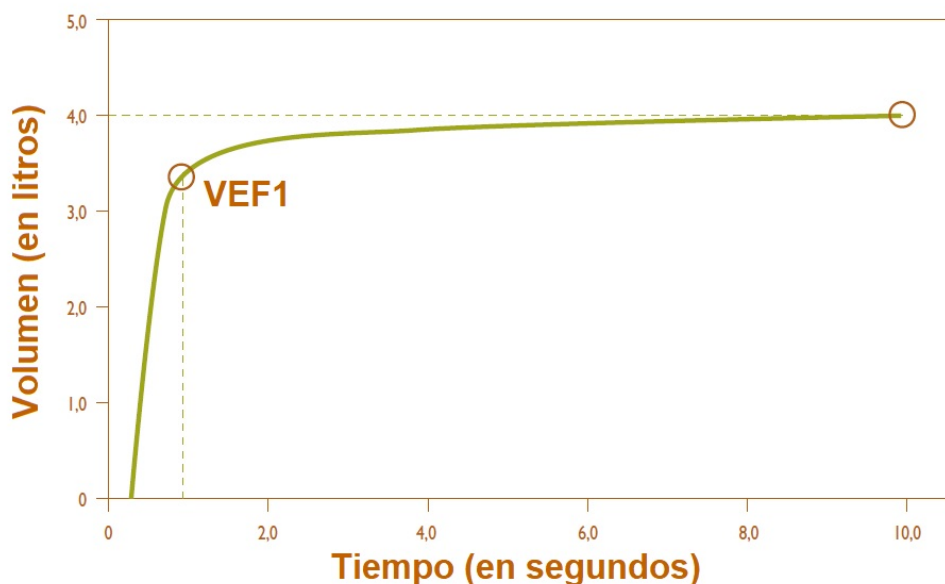


Figura 4.26. Curva espirométrica Volumen/Tiempo. (Tomada del Taller sobre Espirometría Forzada del Curso de Actualización Pediatría 2005, I. Carvajal et al, 2005, página 204)



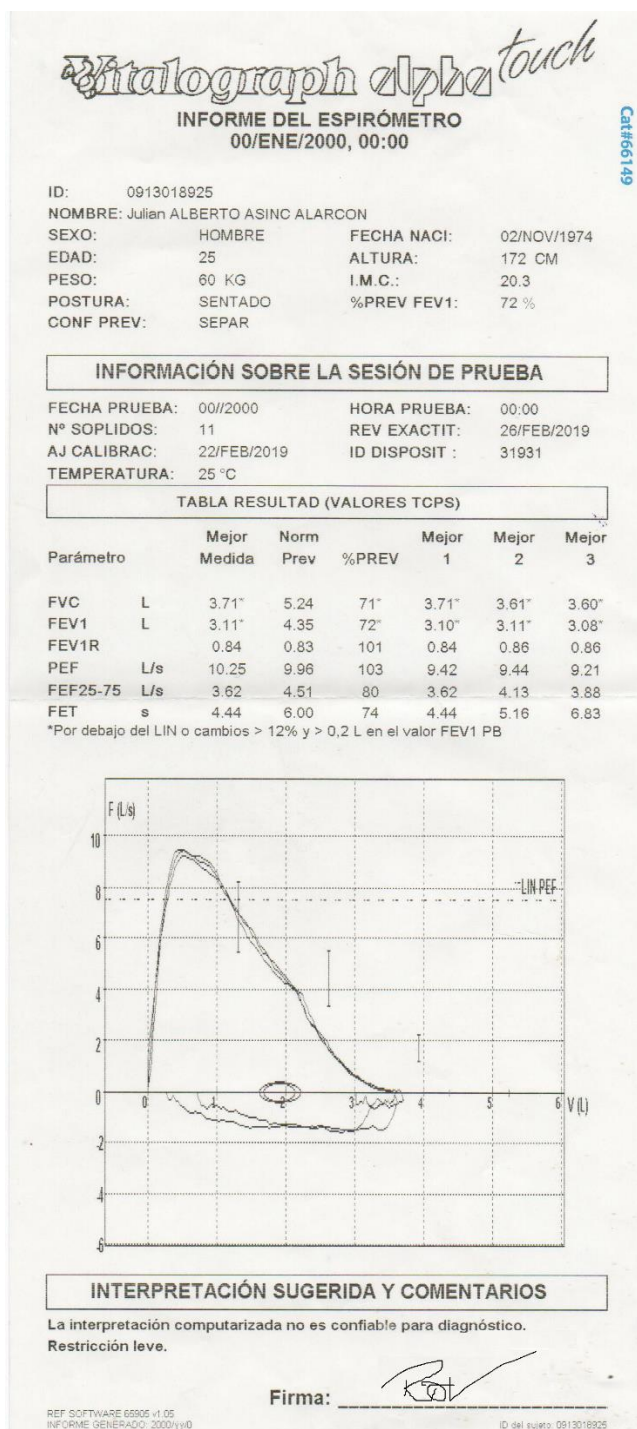


Figura 4.27. Informe de estudio espirométrico. (Fuente autor)

Para realizar la comparación con los resultados, se realizó una modificación en la interfaz gráfica para determinar los mismos parámetros a partir de la curva de volumen corriente con la misma maniobra. En la Figura 4.28 se muestra la forma de la curva con la identificación de las etapas de la maniobra descrita anteriormente.

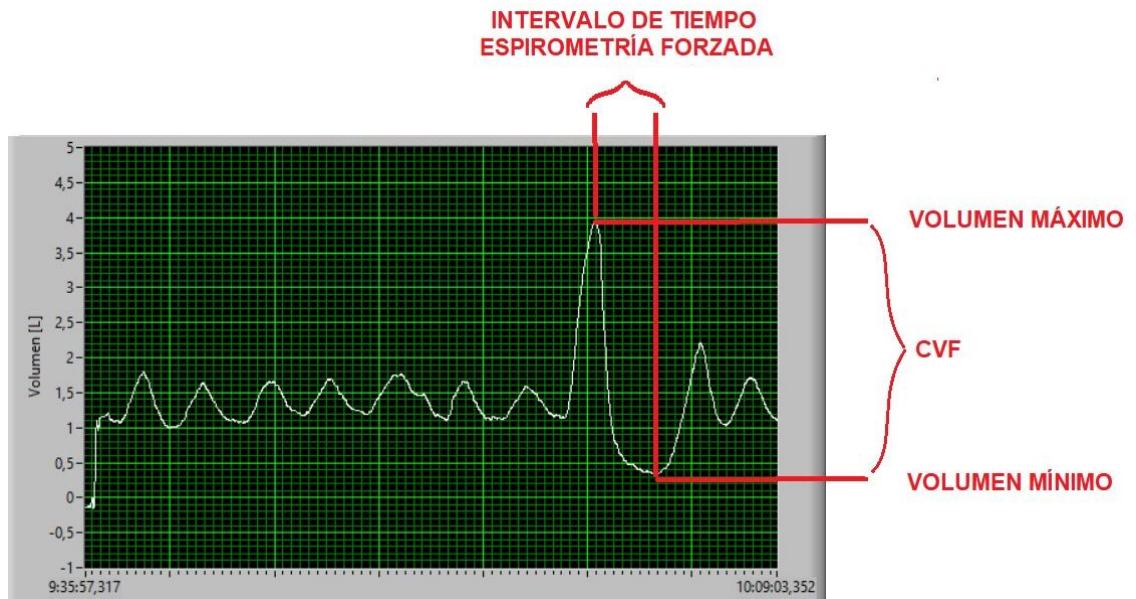


Figura 4.28. Identificación de la zona de volumen para estudio de espirometría forzada. (Fuente autor)

Los parámetros FEP, CVF y VEF1 se determinan durante la espiración forzada de la siguiente manera:

El FEP se determina a partir de la derivación de la curva de volumen para obtener los valores de flujo de aire, dichos valores se guardan en un arreglo y se determina el valor máximo mediante la IV Función Arreglo máximo y mínimo.

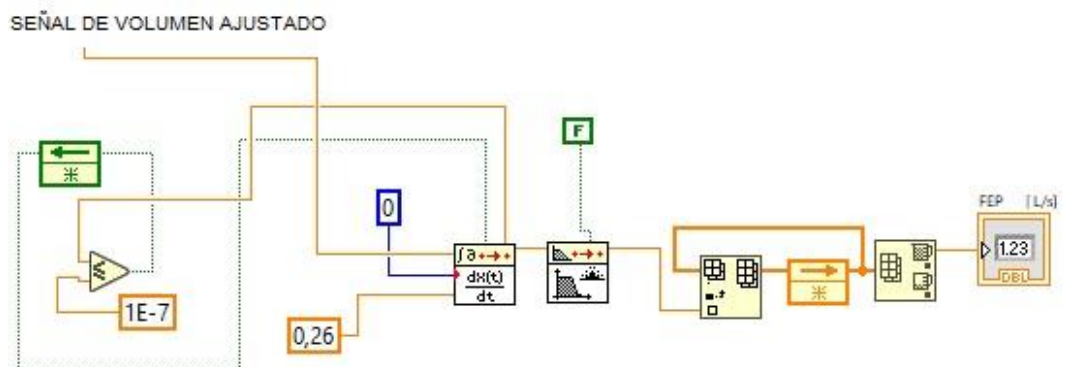


Figura 4.29. Módulo para determinación del FEP. (Fuente autor)

El CVF se determina en la curva de volumen como la diferencia entre el valor máximo y mínimo durante la espiración forzada, ambos valores se obtienen a partir de la VI Función arreglo máximo y mínimo.

El VEF1 se determina a partir de la diferencia entre el valor máximo y el valor guardado en el arreglo un segundo después de determinar el valor máximo. Para ello se identifica el índice del valor máximo y se incrementa 100 unidades que corresponde a la frecuencia de muestreo en Hertz.

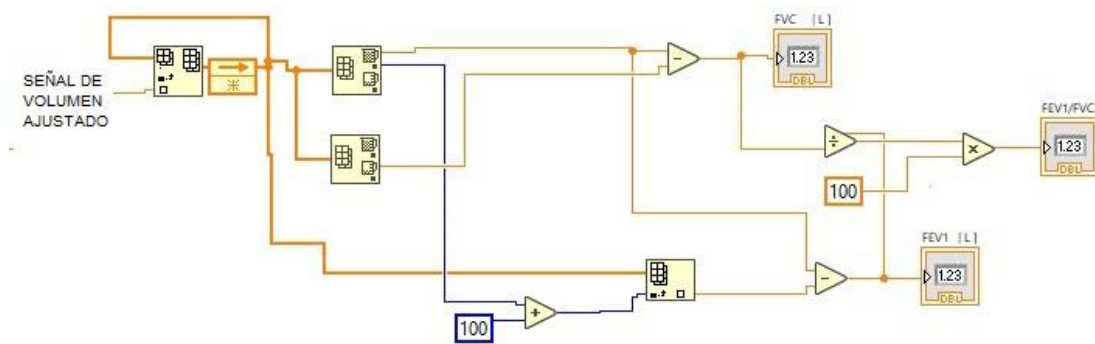


Figura 4.30. Módulo para determinación de VCF. (Fuente autor)

En la Figura 4.31 se muestra la sesión médica con el espirómetro durante la medición simultánea con ambos instrumentos. El resumen de los resultados se muestra en las Tablas 4.3 y 4.4.

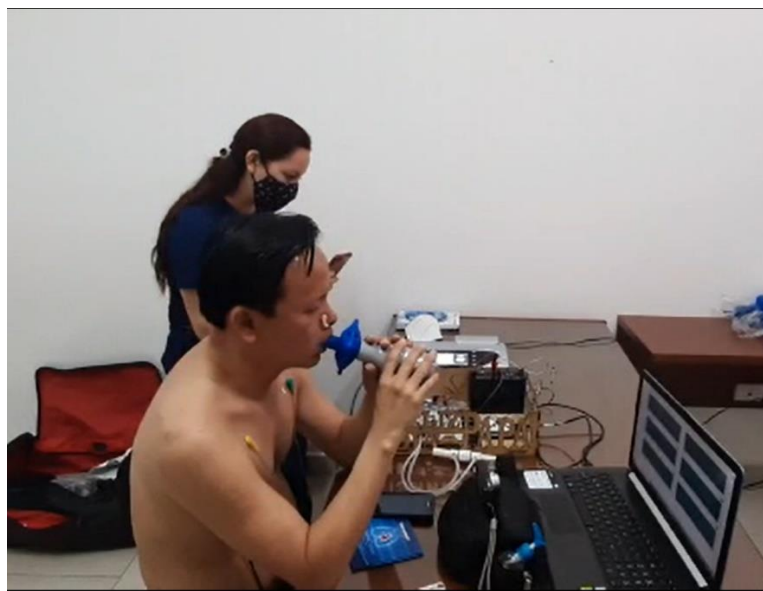


Figura 4.31. Sesión médica para realización de espirometría. (Fuente autor)



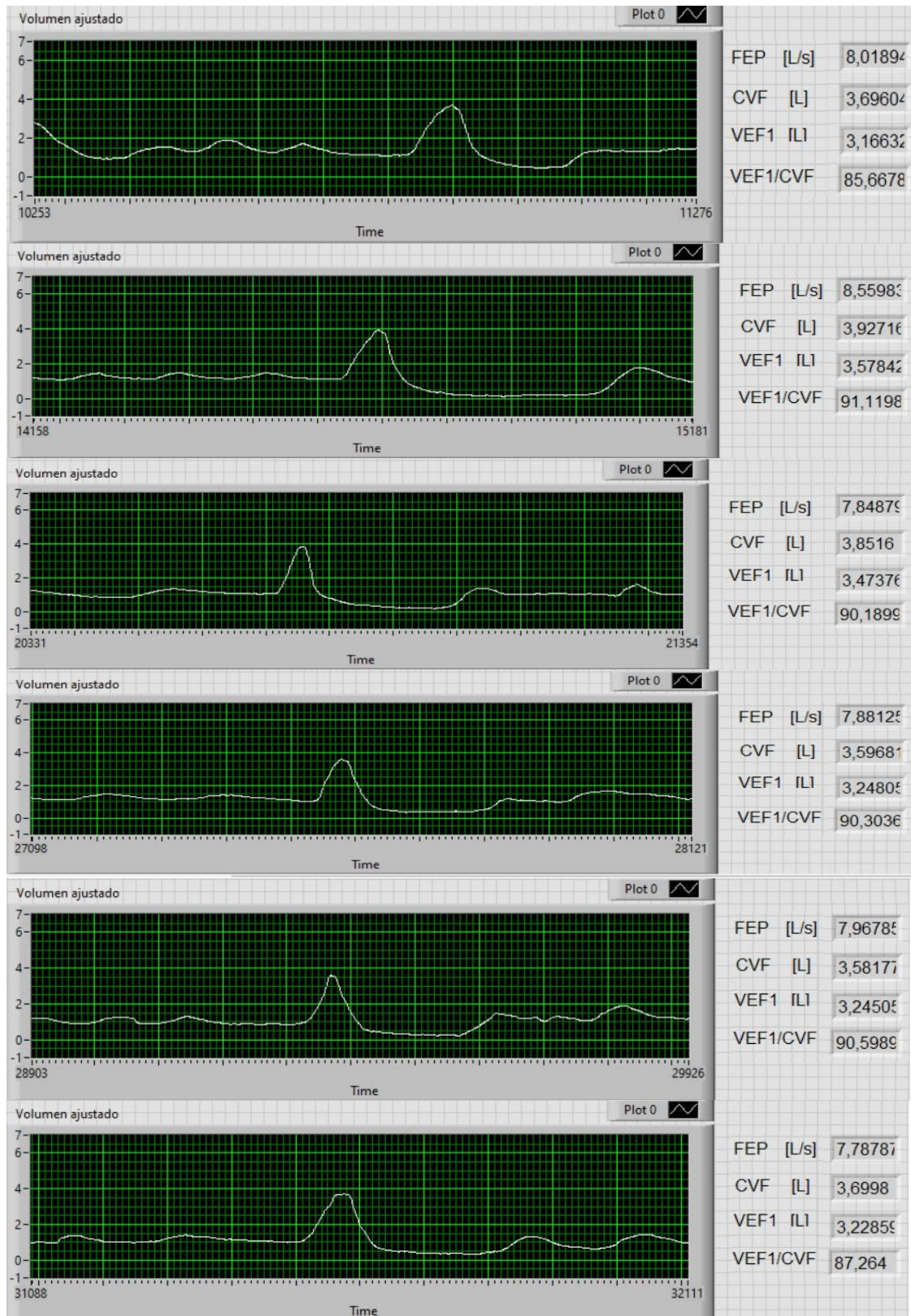


Figura 4.32. Mediciones simultáneas con el prototipo. (Fuente autor)

En la Figura 4.32 se muestran las mediciones realizadas con el prototipo de manera simultánea con la prueba espirométrica, se realizaron 7 maniobras de las cuales se seleccionaron las 3 mejores, en la Tabla 4.4 se muestran los resultados.

Tabla 4.3. Resultados del estudio espirométrico. (Fuente autor)

PARÁMETRO	MEJOR MEDIDA	REFERENCIA	% PREV	MEJOR 1	MEJOR 2	MEJOR 3
CVF [L]	3.71	5.24	71	3.71	3.61	3.6
VEF1 [L]	3.11	4.35	72	3.1	3.11	3.08
FEP [L/S]	10.25	9.96	103	9.42	9.44	9.21

Tabla 4.4. Resultados obtenidos con el prototipo. (Fuente autor)

PARÁMETRO	MEJOR MEDIDA	REFERENCIA	% PREV	MEJOR 1	MEJOR 2	MEJOR 3
CVF [L]	3,8516	5,24	68,64	3,8516	3,5968	3,5817
VEF1 [L]	3,4737	4,35	74,67	3,4737	3,248	3,245
FEP [L/S]	7,8487	9,96	79,13	7,8487	7,8812	7,9678

De acuerdo con el criterio de reproducibilidad recomendado por la ERS [38], la diferencia entre los 2 mejores resultados tanto de la CVF como de la VEF1 deben ser menor a 100 mL o al 5% respectivamente; se puede utilizar el mismo criterio para establecer la reproducibilidad entre las mediciones del espirómetro comercial y el prototipo con lo cual, se obtiene lo siguiente:

$$\Delta CVF\% = \frac{(3.8516 - 3.7100)}{3.8516} \times 100 = 3.67 \quad (4.5)$$

$$\Delta VEF1\% = \frac{(3.4737 - 3.1000)}{3.4737} \times 100 = 10.75 \quad (4.6)$$

De lo anterior se observa que el prototipo es reproducible con respecto a la capacidad volumétrica forzada, pero no lo es con respecto al volumen en el primer segundo. Con respecto al FEP la diferencia es mayor, dado que el resultado es calculado a partir de la derivada punto a punto de la señal de volumen, el resultado puede ajustarse con los parámetros de diferenciación de la curva para obtener un mejor desempeño.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Con respecto a la propuesta de diseño, se probaron mediante simulación varias alternativas tanto para la generación de corriente de inyección como para el acondicionamiento de la señal medida; el establecimiento de la amplitud y frecuencia de la corriente de inyección se eligió tomando en cuenta las recomendaciones sobre seguridad eléctrica.

Para la implementación de los módulos se eligieron las alternativas de diseño basado principalmente en la disponibilidad de los componentes electrónicos; el uso de baterías simplificó la implementación en la parte de seguridad.

La experiencia adquirida durante el desarrollo de la implementación del proyecto ha permitido conocer y entender de mejor manera la medición de bioimpedancia. Durante las mediciones de prueba realizadas se ha comprobado la dificultad y variabilidad de resultados que son producto de las características anisotrópicas del tejido biológico. La medición del cambio de bioimpedancia durante la respiración dependerá principalmente de la ubicación de los electrodos, de la posición del paciente y de la característica estructural intrínseca del paciente.

La calibración constituye una parte importante para el desempeño del dispositivo; se optó por la construcción de un espirómetro y un procedimiento de calibración alternativo para utilizarlo en la conversión de la señal de bioimpedancia en volumen de aire.

En la verificación del desempeño del dispositivo se observan variaciones significativas entre los resultados obtenidos principalmente en la FEP y VEF1. Esto está relacionado con la frecuencia de muestreo, el almacenamiento temporal de los datos y el tratamiento matemático de la señal de volumen lo cual es importante conocer ya que, se pueden realizar ajustes en la programación de la interfaz para mejorar el desempeño.

El proceso de calibración y verificación del dispositivo con respecto a un espirómetro comercial constituye la base del desarrollo de este proyecto. De acuerdo con los resultados obtenidos, dicho proceso debe ser dinámico ya que se requiere de calibraciones y verificaciones sucesivas para disminuir las diferencias de resultados. Para que el dispositivo tenga un alto grado predictivo, las calibraciones deben ser periódicas por lo que, establecer tanto el proceso de calibración adecuado como la

frecuencia son importantes. Dado que la calibración está basada en la comparación con mediciones por espirometría, es útil tomar en cuenta las recomendaciones de la Sociedad Europea del Tórax ERS ya que sirven como indicadores de mejora en el proceso.

Se ha observado también en las mediciones la presencia de interferencias debido al movimiento de brazos y músculos cercanos a la zona de colocación de los electrodos por lo que, para minimizar dichas interferencias, las mediciones deben realizarse con el paciente en posición supina. También se observó un pequeño incremento de la señal al cambiar la posición del paciente de sentado a supina.

Como recomendaciones para el mejoramiento del diseño se plantean las siguientes:

La optimización de los materiales y componentes para obtener un dispositivo portátil mediante: Utilización de resistencias de precisión y baja tolerancia para la implementación del circuito electrónico, cables blindados para la conexión de electrodos, optimización de la fuente de poder, desarrollo de la interfaz para presentación y registro de datos para la obtención de parámetros de espirometría forzada y evaluación del desempeño del dispositivo con respecto a dicha técnica.

Revisión del proceso de calibración del dispositivo para mejorar respuesta en la conversión de la señal de bioimpedancia en volumen. En las pruebas de verificación se estableció la necesidad de un proceso cíclico de calibración por lo que, para el mejoramiento del desempeño se debe optimizar el proceso utilizado en el proyecto. Como alternativa se propone el desarrollo de un dispositivo patrón de variación de impedancia dependiente del volumen de aire que pueda ser utilizado como calibrador de la señal de bioimpedancia. Este dispositivo patrón también puede ser utilizado con fines educativos para la simulación de señales respiratorias.

Con respecto a las aplicaciones del dispositivo, el seguimiento de la señal cualitativa de volumen en el tiempo es muy útil para el estudio y diagnóstico de una enfermedad potencialmente grave como lo es la apnea del sueño. Dado que el dispositivo no es invasivo, se puede colocar en el paciente durante tiempos prolongados a diferencia de los equipos de espirometría convencional. De esta manera se pueden registrar en el tiempo la actividad respiratoria del paciente con el dispositivo actuando como un holter de respiración.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Frenk J. y Velazquez A., «Guía Tecnológica No. 13: Monitor de Signos Vitales», *Cenetec 2005*, p. 36.
- [2] E. García-Prieto, L. Amado-Rodríguez, y G. M. Albaiceta, «Monitorización de la mecánica respiratoria en el paciente ventilado», *Med. Intensiva*, vol. 38, n.º 1, Art. n.º 1, ene. 2014, doi: 10.1016/j.medin.2013.09.003.
- [3] M. Pérez y J. Mancebo, «Monitorización de la mecánica ventilatoria», *Med. Intensiva*, vol. 30, n.º 9, Art. n.º 9, dic. 2006.
- [4] J. P. Lamberti, «Respiratory Monitoring in General Care Units», *Respir. Care*, vol. 65, n.º 6, pp. 870-881, jun. 2020, doi: 10.4187/respcare.07405.
- [5] B. L. Graham *et al.*, «Standardization of Spirometry 2019 Update. An Official American Thoracic Society and European Respiratory Society Technical Statement», *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 200, n.º 8, Art. n.º 8, oct. 2019, doi: 10.1164/rccm.201908-1590ST.
- [6] «Preview of Introducción a la bioingeniería [WorldCat.org]», abr. 26, 2020. <https://www.worldcat.org/title/introduccion-a-la-bioingenieria/oclc/257529426/viewport> (accedido abr. 26, 2020).
- [7] A. L. H y M. G. R, «Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz», *Rev. Mex. Ing. Bioméd.*, vol. 28, n.º 2, Art. n.º 2, 2007.
- [8] D. Hernández-Rivera y E. Suaste-Gómez, «Pletismografía de impedancia basada en electrodos de Polipirrol para el sensado de la frecuencia cardiaca», *Mem. Congr. Nac. Ing. Bioméd.*, vol. 3, n.º 1, Art. n.º 1, ago. 2017.
- [9] V. Martín Moreno, J. B. Gómez Gandoy, y M. J. Antoranz González, «Medición de la grasa corporal mediante impedancia bioeléctrica, pliegues cutáneos y ecuaciones a partir de medidas antropométricas. Análisis comparativo», *Rev. Esp. Salud Pública*, vol. 75, pp. 221-236, jun. 2001, doi: 10.1590/S1135-57272001000300006.
- [10] F. J. B. de la Rosa y E. R. Bies, «Impedancia bioeléctrica y su aplicación en el ámbito hospitalario», *Rev. Hosp. Juárez México*, vol. 74, n.º 2, Art. n.º 2, 2007.
- [11] J. J. P. Lara, F. M. V. Luna, y M. R. Huerta-Franco, «Medición de motilidad gástrica en personas postradas por medio de impedancia Bio-eléctrica», *JÓVENES EN Cienc.*, vol. 1, n.º 2, Art. n.º 2, dic. 2015.
- [12] L. Ferrer Orozco, «Obtención de la señal de respiración mediante la pneumografía de impedancia», Thesis, Universidad Central «Marta Abreu» de Las Villas, 2010. Accedido: may 10, 2020. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.uclv.edu.cu:8089/xmlui/handle/123456789/2524>
- [13] J. Webster, Webster, J. G. (ed.), *Medical instrumentation: application and design, Fourth edition*, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, 2010, Fourth Edition. United States of America: John Wiley & Sons, 2010. [En línea]. Disponible en: <http://fa.bme.sut.ac.ir/Downloads/AcademicStaff/3/Courses/4/Medical%20instrumentation%20application%20and%20design%204th.pdf>
- [14] Maurizio Di Paolo Emilio, *Data Acquisition Systems from Fundamentals to Applied Design*. New York: Springer Science & Business Media, 2013.
- [15] Kourosh Kalantar-Zadeh, *Sensors, An Introductory Course*. New York: Springer Science & Business Media, 2013. [En línea]. Disponible en: DOI 10.1007/978-1-4614-5052-8
- [16] M. J. Mayotte, J. G. Webster, y W. J. Tompkins, «A comparison of electrodes for potential use in paediatric/infant apnoea monitoring», *Physiol. Meas.*, vol. 15, n.º 4, pp. 459-467, nov. 1994, doi: 10.1088/0967-3334/15/4/007.



- [17] Daneri Pablo, *Electromedicina Equipos de Diagnóstico y Cuidados intensivos*, Primera Edición. Buenos Aires: Hasa, 2007. [En línea]. Disponible en: <http://www.hasa.com.ar>
- [18] M. E. M. Acevedo, M. del P. Saldarriaga, A. F. Bravo, y C. R. P. Jaramillo, «Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico – Revisión», *TecnoLógicas*, n.º 25, Art. n.º 25, 2010.
- [19] B H Brown, R H Smallwood, D C Barber, y P V Lawford and D R Hose, *MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING*, Primera Edición. London: IOP Publishing Ltd 1999, 1999. [En línea]. Disponible en: <http://vub.vub.ac.be/~ifmbe>.
- [20] O. D, R. J. L, G. M. J, y P. A. B, «Neumografía por impedancia como alternativa para la valoración de la apnea obstructiva del sueño», *Rev. Mex. Ing. Bioméd.*, vol. 28, n.º 1, Art. n.º 1, 2007.
- [21] Carroll Robert G. PhD, *ELSEVIER'S INTEGRATED PHYSIOLOGY*. Philadelphia, PA, USA: Elsevier, 2007.
- [22] P. Casan Clarà, «Introducción, Indices y Definiciones», en *I Curso sobre la Función Pulmonar en el Niño (Principios y Aplicaciones)*, España: Ediciones Ergon, S.A. C/ Antonio López, 236. 28026 Madrid, 1997, pp. 20-22. [En línea]. Disponible en: [https://ocw.ehu.eus/pluginfile.php/6512/mod\\_resource/content/1/Curso\\_1.pdf](https://ocw.ehu.eus/pluginfile.php/6512/mod_resource/content/1/Curso_1.pdf)
- [23] J. Pérez Frías, E. Pérez Ruiz, M<sup>a</sup> J. Vargas-Machuca, y A. Martínez Valverde, «Espirometría», en *I Curso sobre la Función Pulmonar en el Niño (Principios y Aplicaciones)*, España: Ediciones Ergon, S.A. C/ Antonio López, 236. 28026 Madrid, 1997, pp. 23-29. [En línea]. Disponible en: [https://ocw.ehu.eus/pluginfile.php/6512/mod\\_resource/content/1/Curso\\_1.pdf](https://ocw.ehu.eus/pluginfile.php/6512/mod_resource/content/1/Curso_1.pdf)
- [24] Tushar Kanti Bera, «Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review», vol. 2014, p. 28, jun. 2014.
- [25] M. D. Germán Díaz Santos, M. D. Gustavo Adolfo Hincapié, M. D. Jorge Ordóñez, y M. D. Carlos Awad, «Oscilometría de impulso en adultos: una prueba de función pulmonar complementaria», *Rev. Colomb. Neumol.*, vol. 26, n.º 2, Art. n.º 2, abr. 2014, doi: 10.30789/rcneumologia.v26.n2.2014.46.
- [26] M Casona Román, S Paul Torres, y M Casanova Bellido, «Bases físicas del análisis de la impedancia bioeléctrica», *VOX Paediatr.*, pp. 139-143, 1999.
- [27] Robert Splinter, *Handbook of Physics in Medicine and Biology*, Primera edición. 6000 Broken Sound Parkway NW, Suite 300 Boca Raton, FL 33487-2742: CRC Press Taylor & Francis Group, 2010. [En línea]. Disponible en: <http://www.taylorandfrancis.com>
- [28] Enrique Mandado, Perfecto Mariño, y Alfonso Lago, *Instrumentación electrónica*, vol. Uno. Impreso en España: Marcombo, 1995.
- [29] Robert F. Coughlin y Frederick F. Driscoll, *Amplificadores lineales y circuitos integrados lineales*, Cuarta. Impreso en Mexico: Prentice Hall Hispanoamericana, 1993.
- [30] Manuel Jiménez, Rogelio Palomera, y Isidoro Couvertier, *Introduction to Embedded Systems Manuel Jiménez Rogelio Palomera Isidoro Couvertier Using Microcontrollers and the MSP430*, Springer Science+Business Media New York 2014. New York 2014: Springer Science & Business Media, 2014.
- [31] Enrique M. Spinelli y Miguel A. Mayosky, «Two-Electrode Biopotential Measurements: Power Line Interference Analysis», vol. 52, n.º IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, p. 7, ago. 2005.
- [32] Analog Devices, «AD620AN Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier». Analog Devices, jul. 01, 1999.
- [33] Juan Jose Gonzalez de la Rosa, *Circuitos electrónicos aplicados con amplificadores operacionales*, Primera., vol. Uno. 2009. [En línea]. Disponible en: [www.uca.es/publicaciones](http://www.uca.es/publicaciones)

- [34] National Instruments, «NI USB-6008/6009 User Guide - National Instruments», p. 26, doi: 371303N-01.
- [35] National Instruments, «LabVIEW Technical Paper Series». 2016. [En línea]. Disponible en: [https://www.ni.com/gate/gb/GB\\_EKITLVWP/US](https://www.ni.com/gate/gb/GB_EKITLVWP/US)
- [36] «TL081 Datasheet - GENERAL PURPOSE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER». <http://www.datasheet.es/PDF/321206/TL081-pdf.html> (accedido jul. 19, 2021).
- [37] «SCXL004DN de Honeywell | Sensor de presión de montaje en tablero», *Arrow.com*. <https://www.arrow.com/es-mx/products/scx1004dn/honeywell> (accedido jul. 20, 2021).
- [38] J. E. B. González, «Pediatra de Atención Primaria, CS de Las Vegas, Las Vegas (Corvera de Asturias), Área Sanitaria III (Avilés), Servicio de Salud del Principado de Asturias. [ignacio.carvajal@sespa.princast.es](mailto:ignacio.carvajal@sespa.princast.es)», p. 16, 2005.

## GLOSARIO

**Anemómetro.** Instrumento utilizado para medir la velocidad y flujo de aire.

**Apnea del sueño.** Enfermedad potencialmente grave donde la respiración se detiene y comienza nuevamente de forma repetida.

**Bioimpedancia.** Medida del tejido biológico a la oposición al paso de una corriente eléctrica.

**Calibración.** Comparación del desempeño de un dispositivo de medición con respecto a otro utilizando una medida patrón bajo las mismas condiciones.

**Conductividad eléctrica.** Medida de la capacidad de conducción eléctrica de un material.

**Correlación.** Medida que expresa la evidencia de una tendencia lineal entre dos variables numéricas.

**Electrodo.** Elemento conductor que al estar en contacto con un medio entrega o recibe corriente eléctrica.

**Electrolito.** Sustancia que contiene iones libres que bajo acción de un potencial eléctrico se comporta como un conductor eléctrico.

**Espirometría.** Análisis para evaluación de la capacidad pulmonar.

**Interfaz.** Conexión entre dos medios que permite el intercambio de información.

**Material anisotrópico.** Material cuyas propiedades mecánicas son diferentes con respecto a cualquier plano o eje de referencia.

**Monitoreo de signos vitales.** Acción de seguimiento en la adquisición, registro y presentación de una señal fisiológica.

**Neumotacógrafo.** Dispositivo utilizado para la medición de flujo en procedimientos de espirometría.

**No invasivo.** Cuando la medición de una señal fisiológica o examen médico se realiza de manera superficial en el cuerpo humano.

**Permitividad eléctrica.** Parámetro físico que expresa como reacciona un material en presencia de un campo eléctrico como por ejemplo en la redistribución de cargas y polarización.

**Sistema DAQ.** Hardware utilizado para la adquisición de señales analógicas o digitales a partir de sensores funcionando como interfaz entre las señales físicas y la computadora.

**Volumen corriente.** Volumen de gas que entra y sale durante un ciclo respiratorio normal.