



EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE CIUDAD MADERO
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELÉCTRICA



"POR MI PATRIA Y POR MI BIEN"

TESIS

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA PARA LA DETECCIÓN DEL SÍNDROME DE APNEA-HIPOPNEA DURANTE EL SUEÑO.

Que para obtener el Grado de
Maestro en Ingeniería Eléctrica

Presenta
Ing. Osvaldo Mendoza Domínguez
G14071001
No. CVU: 1035955

Director de Tesis
M.C. Aarón González Rodríguez
No. CVU: 314382

Co-director de Tesis
Dr. Pedro Martín García Vite

Ciudad Madero, Tamaulipas, 01/noviembre/2022

OFICIO No.: U.144/22
ASUNTO: AUTORIZACIÓN DE
IMPRESIÓN DE TESIS

C. OSVALDO MENDOZA DOMÍNGUEZ
No. DE CONTROL G14071001
P R E S E N T E

Me es grato comunicarle que después de la revisión realizada por el Jurado designado para su Examen de Grado de Maestría en Ingeniería Eléctrica, se acordó autorizar la impresión de su tesis titulada:

"DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA PARA LA DETECCIÓN DEL SÍNDROME DE APNEA-HIPOPNEA DURANTE EL SUEÑO"

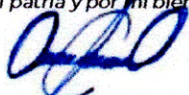
El Jurado está integrado por los siguientes catedráticos:

PRESIDENTE:	MTRO. AARÓN GONZÁLEZ RODRÍGUEZ
SECRETARIO:	DR. PEDRO MARTÍN GARCÍA VITE
VOCAL:	MTRO. RAFAEL CASTILLO GUTIÉRREZ
SUPLENTE:	MTRO. HERMENEGILDO CISNEROS VILLEGAS
DIRECTOR DE TESIS:	MTRO. AARÓN GONZÁLEZ RODRÍGUEZ
CO-DIRECTOR:	DR. PEDRO MARTÍN GARCÍA VITE

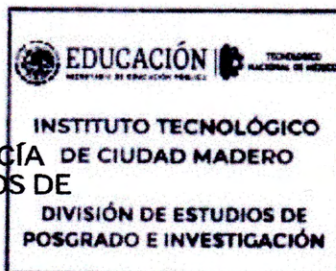
Es muy satisfactorio para la División de Estudios de Posgrado e Investigación compartir con usted el logro de esta meta. Espero que continúe con éxito su desarrollo profesional y dedique su experiencia e inteligencia en beneficio de México.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica
"Por mi patria y por mi bien"



MARCO ANTONIO CORONEL GARCÍA
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE
POSGRADO E INVESTIGACIÓN



c.c.p.- Archivo
MACG



Av. 1º de Mayo y Sor Juana I. de la Cruz S/N Col. Los Mangos C.P. 89440 Cd. Madero, Tam.

Tel. 01 (833) 357 48 20, ext. 3110, e-mail: depi_cdmadero@tecnm.mx

tecnm.mx | cdmadero.tecnm.mx



2022 Flores
Año de
Magón
PRESENCIA DE LA REVOLUCIÓN MEXICANA

Dedicatoria

Este trabajo va dedicado a aquellas
personas que me apoyaron e
impulsaron a lograr esta meta.
Mi familia, mi novia, mis amigos,
mis maestros, que sin su apoyo,
paciencia y comprensión, no habría
logrado llegar hasta aquí.

Agradecimientos

Estoy agradecido con Dios, por permitirme llegar hasta aquí. Por guiarme a través de situaciones difíciles, y poner a personas excepcionales y maravillosas en mi camino de vida.

Agradezco a mis padres y a mi hermano, por su apoyo y comprensión conmigo. Que tengan una larga vida para que sean testigos del fruto de su apoyo y dedicación en mi.

A mi novia Samantha, por su apoyo, su paciencia y su amor que me impulsaba a no rendirme en los momentos difíciles. Que la vida nos mantenga en el mismo camino, y que también sea testigo de lo que lograré.

A mi alma mater, el Instituto Tecnológico de Ciudad Madero, por aportar mucho a mi formación académica y profesional, y dentro del instituto, agradezco a la División de Estudios de Posgrado e Investigación, por aceptarme en su programa de posgrado en Ingeniería Eléctrica. Y a los docentes que la conforman, les estoy agradecido por sus enseñanzas.

A mi asesor, el M.C. Aarón González Rodríguez, por sus amplios conocimientos y apoyo para la realización de este trabajo de tesis.

A mi co-director de Tesis, el Dr. Pedro Martín García Vite, por sus conocimientos impartidos en el aula de clases en el instituto.

Al Dr. Rubén Salas Cabrera, por sus conocimientos y enseñanzas, y por motivarme a estudiar un posgrado para aumentar mi formación académica.

Y finalmente, agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la oportunidad y el apoyo económico durante estos dos años de estudio de posgrado.

Cd. Madero, Tamaulipas
Noviembre 2022

Resumen

En la presente tesis se propuso el diseño y construcción un monitor de frecuencia respiratoria, con el propósito particular de detectar el Síndrome de Apnea-Hipopnea durante el sueño (SAHS). Este síndrome afecta a las personas al momento de estar en un estado de sueño. El periodo de sueño se ve interrumpido debido a un colapso en las vías aéreas que permiten la circulación de aire dentro del organismo de manera autónoma, causando que la persona genere diversos malestares debido a la falta de descanso.

El proyecto diseñado utiliza un método menos invasivo que realiza una medición en la variación de la bioimpedancia torácica, mediante la cual puede adquirirse la frecuencia a la que una persona realiza su ciclo de respiración, y se puede conocer si existe una interrupción en este. Debido a que los campos de estudio dentro de este diseño son delicados e importantes, se desarrolló el diseño y construcción de este dispositivo optando por un mayor grado de seguridad, y eficacia, logrando así los objetivos propuestos.

A lo largo de los capítulos, se mencionan los antecedentes del tema investigado, así como el referente teórico donde se explican los conceptos esenciales para entender el funcionamiento del circuito. Se describe el diseño del dispositivo junto con los componentes utilizados, y su desarrollo físico. Y al finalizar, se describen los resultados obtenidos, así como las recomendaciones que se hacen para el desarrollo de futuros proyectos.

Abstract

In this thesis, it was proposed a design and build of a respiratory rate monitor, with the particular purpose of detecting Obstructive Sleep Apnea-Hypopnea Syndrome (OSAHS). This syndrome affects people when they are in a dream state. The sleep period is interrupted due to a collapse in the airways that allow air to circulate autonomously within the body, causing the person to generate various ailments due to the lack of rest.

The designed project uses a less invasive method that performs a measurement in the variation of thoracic bioimpedance, through which the frequency at which a person performs their breathing cycle can be acquired, and it can be known if there is an interruption on it. Due to the fact that the fields of study within this design are delicate and important, the design and construction of this device was developed opting for a higher degree of safety and efficacy, thus achieving the proposed objectives.

Throughout the chapters, the background of the investigated topic is mentioned, as well as the theoretical reference where the essential concepts are explained to understand the operation of the circuit. The design of the device is described along with the components used, and its physical development. And at the end, the results obtained are described, as well as the recommendations made for the development of future projects.

Índice general

Índice de figuras	VIII
1. Antecedentes	1
1.1. Introducción	1
1.2. Planteamiento del Problema	3
1.3. Justificación	4
1.4. Objetivos	5
1.4.1. Objetivo General	5
1.4.2. Objetivos específicos	5
1.5. Hipótesis	5
1.6. Alcances y Limitaciones	5
1.6.1. Alcances	5
1.6.2. Limitaciones	6
2. Marco Teórico	7
2.1. Frecuencia respiratoria	7
2.1.1. Ventilación alveolar	8
2.1.2. Perfusión pulmonar	9
2.2. Síndrome de Apnea - Hipopnea durante el Sueño (SAHS)	9
2.3. Bioimpedancia	13
2.3.1. Tórax	15
2.3.2. Efectos de la corriente en el cuerpo humano.	17
2.3.3. Fibrilación ventricular	18
2.3.4. Shock Eléctrico	19
2.3.5. Quemaduras en la piel	20
2.3.6. Electroodos	27
2.4. Efecto Pelicular	28
2.5. Osciladores	29
2.6. Aislamiento galvánico	30
2.6.1. Aislamiento óptico	31
2.6.2. Aislamiento capacitivo	32
2.6.3. Aislamiento Inductivo	32
2.7. Amplificador Operacional	33
2.7.1. Amplificador de Instrumentación	35
2.7.2. Amplificador de Aislamiento	36

2.8. Rectificadores	38
2.8.1. Filtros de CD	39
2.9. Amplitud Modulada (AM)	44
2.10. Demodulación de AM	45
2.11. Arduino	47
2.11.1. ATmega328P	47
2.11.2. Liquid Crystal Display (LCD)	48
2.11.3. Modulo de Interfaz Serial I2C para LCD	49
2.11.4. Lenguaje de Programación	51
3. Diseño del circuito	52
3.1. Etapa I. Generación de la señal oscilatoria	53
3.1.1. Oscilador Puente de Wien	53
3.1.2. Amplificador Operacional TL082CP	54
3.1.3. Optoacoplador 6N136	55
3.2. Etapa II. Inyección de corriente y pre-amplificación	56
3.2.1. Amplificador de Aislamiento ISO124P	59
3.3. Etapa III. Amplificación y obtención de la frecuencia respiratoria	60
3.3.1. Rectificador de precisión	61
3.3.2. Amplificador de Instrumentación AD620	63
3.4. Etapa IV. Digitalización y control	64
4. Construcción del circuito	66
4.1. Etapa Analógica	66
4.2. Etapa Digital	73
4.3. Fuente de alimentación.	77
5. Conclusiones y recomendaciones	82
5.1. Conclusiones del proyecto	82
5.2. Recomendaciones para trabajos futuros	84
Bibliografía	86

Índice de figuras

2.1. Ubicación de los alveolos.	8
2.2. Perfusión pulmonar.	9
2.3. Representación de la obstrucción de las vías respiratorias causada por el SAHS.	10
2.4. Señales de flujo respiratorio.	11
2.5. Representación de la impedancia del tórax.	14
2.6. Coeficientes de resistividad de la piel humana.	15
2.7. Cavidades dentro del tórax.	16
2.8. Sección transversal de la cavidad torácica.	17
2.9. Fibrilación ventricular representada.	18
2.10. Trayectorias de la corriente a través de la región torácica del cuerpo.	19
2.11. Curvas en función de la densidad de corriente y el tiempo de exposición.	21
2.12. Curvas en función de la densidad de corriente y el tiempo de exposición en corriente alterna.	22
2.13. Periodo vulnerable del ciclo cardiaco.	23
2.14. Impedancia del cuerpo en función de la superficie de contacto (50 Hz).	24
2.15. Impedancia interna del organismo.	26
2.16. Partes que componen un electrodo de uso médico y su apariencia física.	27
2.17. Distribución del flujo de corriente de un conductor a baja frecuencia (a) y a alta frecuencia (b).	28
2.18. Formas de señales oscilantes.	29
2.19. Circuito de acople óptico.	31
2.20. Partes que conforman un capacitor.	32
2.21. Acople inductivo mediante un transformador.	33
2.22. Símbolo con conexión de un amplificador operacional.	33
2.23. Amplificador diferencial de una terminal.	34
2.24. Amplificador diferencial de dos terminales.	34
2.25. Rechazo en modo común aplicando señales iguales en ambas entradas.	35
2.26. Amplificador de instrumentación básico con tres amplificadores operacionales.	35
2.27. Diagrama de un amplificador de instrumentación.	36
2.28. Diagrama simplificado de un amplificador de aislamiento típico.	37
2.29. Diagrama de un amplificador de aislamiento.	37
2.30. Ejemplo de circuito rectificador con filtro tipo C.	38
2.31. Comparación de la respuesta de un filtro pasa-bajas ideal (gris) con una real.	40
2.32. Circuito pasa-bajas básico.	40
2.33. Comparación de la respuesta de un filtro pasa-altas ideal (gris) con una real.	41
2.34. Circuito pasa-altas básico.	42

2.35. Curva de respuesta de un filtro pasa-banda.	43
2.36. Curva de respuesta de un filtro pasa-banda.	44
2.37. Señal de amplitud modulada, la portadora de alta frecuencia es modulada por una señal envolvente de baja frecuencia.	44
2.38. Circuito detector de envolvente.	45
2.39. Representación de la demodulación de la señal, y la reducción del rizado.	46
2.40. Placa electrónica Arduino UNO.	47
2.41. Diagrama de conexiones del Microcontrolador ATmega328P.	48
2.42. LCD 16x2 para circuitos electrónicos.	48
2.43. Conexión de una LCD 16x2 a una placa Arduino.	49
2.44. Modulo Serial I2C para LCD 16x2.	50
2.45. Representación de conexión de dispositivos al bus I2C.	50
2.46. Conexión del módulo I2C a los 16 pines de una LCD.	51
3.1. Diagrama de bloques de la etapa analógica.	52
3.2. Diagrama de bloques de la etapa digital	53
3.3. Diagrama de un oscilador puente de Wien.	54
3.4. Diagrama del circuito integrado TL082CP.	55
3.5. Diagrama del circuito integrado 6N136.	56
3.6. Diagrama del circuito a la salida del optoacoplador.	57
3.7. Diagrama del circuito en la Etapa 2 con su respectivo aislamiento.	58
3.8. Diagrama de un circuito convertidor de voltaje CD-CD.	58
3.9. Símbolo del amplificador de aislamiento y su diagrama de conexión.	59
3.10. Diagrama interno del Circuito ISO124P.	60
3.11. Rectificador de precisión, o súper diodo.	61
3.12. Circuito detector de envolvente simple con el detalle del super diodo.	62
3.13. Circuitos detector de envolvente superior e inferior.	62
3.14. Diagrama del circuito integrado AD620.	63
3.15. Circuito de la tercera etapa.	63
3.16. Circuito de la cuarta etapa.	64
3.17. Buzzer Zumbador.	65
3.18. Conexión del módulo I2C a la parte trasera de una pantalla LCD.	65
4.1. Diagrama de la Etapa I del circuito.	67
4.2. Circuito de la Etapa I.	67
4.3. Señal de salida del circuito Puente de Wien en el osciloscopio.	68
4.4. Diagrama de la Etapa II del circuito.	69
4.5. Circuito de la Etapa II con conexión a electrodos.	69
4.6. Circuito de la Etapa II con conexión a una resistencia variable.	70
4.7. Señal con variación de la impedancia (ΔZ) en la Etapa 2.	70
4.8. Diagrama de la Etapa III del circuito.	71
4.9. Circuito de la Etapa III.	71
4.10. Señal modulada separada para filtrar ambas envolventes.	72
4.11. Salida de la etapa analógica en el osciloscopio.	72
4.12. Diagrama de la Etapa IV del circuito.	73

4.13. Circuito de la Etapa IV.	74
4.14. Señales de salida de la Etapa IV. En amarillo la señal en la base del transistor y en azul la salida en el colector.	74
4.15. LCD conectada al Arduino mediante modulo de interfaz I2c.	76
4.16. Monitor de Frecuencia Respiratoria.	77
4.17. Valores de voltaje de la fuente de alimentación en la simulación realizada en el programa NI Multisim.	78
4.18. Batería de 24 V con capacidad de 4 Ah.	78
4.19. Fuente de alimentación simulada con voltímetros conectados a sus salidas en el software NI Multisim.	79
4.20. Diagrama de todas las etapas del circuito.	80
4.21. Diagrama de la fuente de alimentación.	81

Capítulo 1

Antecedentes

1.1. Introducción

En el mundo disponemos de una gran cantidad de avances tecnológicos, esto gracias, en parte, al alcance que tiene actualmente la electrónica, esta se ha implementado en diversos aspectos de la vida cotidiana del ser humano para mejorar su calidad de vida. Desde brindar facilidad para la resolución de problemas complejos a nivel industrial, hasta el desarrollo de aparatos enfocados al entretenimiento del ser humano.

Entre los aspectos más importantes, se encuentra el área de la salud, en la cual se han desarrollado aparatos para el monitoreo y la detección de problemas dentro del organismo del ser humano, algo que hace algunos años era casi imposible de hacer, pero no de imaginar. Hay diversas afecciones que puede sufrir el organismo de los seres humanos hoy en día, con el avance de la tecnología también se ha visualizado la evolución de las enfermedades a tal punto que se vuelven crónicas, incurables, pero gracias a la innovación tecnológica, ya no suponen una amenaza mortal en la misma proporción que hace algunos años.

Entre las afecciones más frecuentes en los humanos se encuentran aquellas relacionadas con las vías respiratorias, mismas que se ven afectadas principalmente por el sitio donde se habita, los contaminantes de la zona y el estilo de vida que lleva el individuo. Tal es el caso del síndrome de apneas-hipopneas del sueño (SAHS), o conocido de manera más simple como Apnea del sueño.

Este síndrome afecta a la respiración, que es el proceso por el cual el aire inhalado por los ori-

ficios nasales llega a los pulmones, y estos se encargan de que el oxígeno llegue a la sangre.

Un individuo con SAHS presenta dificultades a la hora de inhalar oxígeno durante el sueño. Durante el periodo de sueño, los músculos que controlan la mandíbula, la lengua y el paladar se sincronizan con otros músculos de la respiración, manteniendo abierta la vía respiratoria para el flujo continuo de oxígeno. Cuando alguno de los músculos que influyen en la respiración se relaja, causa una desincronización del resto, llevando a una obstrucción de vías respiratorias, cuando los músculos se relajan, la mandíbula cae y la lengua retrocede, causando un estrechamiento u obstrucción en la vía respiratoria, que se ve reflejado en la presencia de ronquidos, o hasta la presencia de las apneas.

La afectación de la apnea en el ser humano es la interrupción repetitiva o prolongada del flujo de aire a través de las vías respiratorias, lo que lleva a que el cerebro procese esto y mande señales llamadas: “micro despertares” las cuales se encargan de interrumpir el sueño para que el individuo pueda recuperar la frecuencia respiratoria adecuada, esto genera otro tipo de malestares comunes por la falta de descanso durante el sueño, entre las que se encuentran cefaleas matutinas, hipertensión pulmonar al exigir un esfuerzo añadido a los pulmones, hipertensión arterial y problemas cardiacos como arritmias, cardiopatías, o espasmos musculares, entre otras.

Normalmente la apnea es identificada por una persona externa que se encuentra cerca del individuo durante la etapa de sueño, el vigilar el sueño de la persona afectada es importante ya que de esta forma es posible darse cuenta cuantas veces la respiración se ve interrumpida, cuanto tiempo pasa entre inhalaciones y exhalaciones, y así establecer un cálculo de frecuencia respiratoria.

Un método para la detección de apnea es la polisomnografía nocturna, o PSG, la cual consiste en la conexión de un equipo en el afectado para registrar las ondas cerebrales, los niveles de oxígeno en la sangre, la frecuencia cardiaca y respiratoria, así como los movimientos de los ojos y las piernas durante el estudio. Se colocan varios sensores, o electrodos, en el individuo:

- En el tórax para controlar su actividad cardiaca.

- Cerca de los párpados para medir en qué fase del sueño se encuentra.
- En la cabeza para medir las señales eléctricas del cerebro.
- En las piernas para evaluar la actividad muscular.

También se coloca una cánula nasal para controlar la respiración, un oxímetro en el dedo para registrar niveles de oxígeno y unas bandas alrededor del tórax y abdomen para medir el esfuerzo respiratorio.

Este estudio se realiza no solo para la detección de apnea, sino también para la detección de trastornos de movimientos periódicos de las piernas, narcolepsia, trastornos de conducta, entre otros. Una desventaja de estos dispositivos es que es posible que el paciente, en especial un infante, no se sienta cómodo con diversos sensores conectados a su cuerpo durante el sueño, además de que el estudio proporciona valores para un mayor uso estadístico que clínico.

1.2. Planteamiento del Problema

En este proyecto se propone desarrollar un monitor de frecuencia respiratoria que nos indique si existe la presencia de apneas e hipopneas en la respiración del paciente.

Los equipos existentes son complejos de utilizar, miden un mayor número de variables que solo la respiración, por lo que son más caros, más grandes e invasivos en su uso.

El dispositivo que se plantea desarrollar será de uso exclusivo para el monitoreo de la frecuencia respiratoria, siendo más sencillo de utilizar, más barato, más pequeño, y confiable en su funcionamiento.

Este monitor hará uso de los electrodos que se utilizan para realizar un Electrocardiograma (ECG), y mediante estos, se realizará el monitoreo colocando los electrodos en el tórax del paciente. Midiendo la variación en la tasa de respiración por el método de bioimpedancia eléctrica.

Con este dispositivo, se podrá monitorear la respiración de un paciente y así se prevendrán posibles complicaciones de salud debido a un fallo respiratorio.

1.3. Justificación

El monitor de frecuencia respiratoria que se plantea diseñar, al ser menos invasivo, el paciente podrá sentirse más relajado al usar el dispositivo, algo necesario para realizar un monitoreo correcto de su tasa de respiración.

Además de que el monitor será sencillo de usar, su tamaño reducido permitirá una mayor movilidad para poder ser trasladado a donde se encuentre el paciente.

El método de medición es seguro y eficiente para el propósito que se quiere alcanzar, el dispositivo hará uso de 2 electrodos para realizar la detección de los cambios en la bioimpedancia del tórax, haciendo que el paciente se sienta cómodo y le permita dormir mejor mientras se hace uso del dispositivo.

Tendrá un cierto grado de seguridad gracias a la alarma que se activará en caso de presentarse alguna anomalía en la respiración del paciente, esté consciente o inconsciente. Lo cual permitirá una reacción rápida para que el paciente sea auxiliado.

Y, en caso de falla en el suministro de energía eléctrica, la batería de respaldo con la que contará el dispositivo le permitirá continuar operando hasta por más de 2 horas.

Ya que el dispositivo solo se enfocará en el monitoreo de la respiración, su costo de elaboración será mucho menor que el de los dispositivos ya existentes.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diseñar y construir un monitor de frecuencia respiratoria para la detección de SAHS, mediante la variación de la bioimpedancia eléctrica del Tórax.

1.4.2. Objetivos específicos

1. Diseñar e implementar un circuito rectificador de corriente alterna para la energización del circuito oscilador.
2. Diseñar e implementar un circuito oscilador de alta frecuencia para la inyección de corriente hacia el paciente de manera segura.
3. Diseñar e implementar un circuito que mida los cambios en la resistencia torácica de un ser humano a través de electrodos para ECG y entregar un voltaje de salida proporcional a los cambios de resistencia.
4. Diseñar e implementar un sistema de alarma para la detección de irregularidades dentro del monitoreo de frecuencia respiratoria.
5. Diseñar e implementar un circuito que controle la batería de respaldo para la energización del dispositivo al detectar un fallo en la energía eléctrica.

1.5. Hipótesis

El monitor de frecuencia respiratoria será capaz de detectar la existencia de apneas e hipopneas en la respiración del paciente. Y activará una alarma que dé aviso de esta situación a una persona externa y así el paciente pueda ser auxiliado.

1.6. Alcances y Limitaciones

1.6.1. Alcances

Construir un monitor de frecuencia respiratoria que tenga las mismas características que los monitores respiratorios utilizados en los hospitales y que pueda ser usado también en el hogar.

1.6.2. Limitaciones

Existen factores externos a la respiración que pueden influir en el resultado de la medición de la bioimpedancia eléctrica, tales como la sudoración, el estado de ánimo, la presión arterial, las malformaciones del tórax y la grasa en el cuerpo del paciente. En el desarrollo de este proyecto será considerada una situación ideal donde esos factores no influyan en la medición. Solo se mencionarán y se estudiará la forma en la que podrían compensarse si se desea realizar.

Los equipos de medición en el laboratorio no son los más precisos para realizar una calibración de un dispositivo como el que se va a desarrollar.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Frecuencia respiratoria

El sistema respiratorio es esencial para el intercambio de gases en el organismo del ser humano. El rol principal del sistema respiratorio es proveer de oxígeno (O_2), y la expulsión del dióxido de carbono (CO_2). Esto involucra dos procedimientos por separado: La ventilación mecánica donde el aire se mueve hacia adentro y hacia afuera de los pulmones, y el intercambio de gases en la membrana alveolar [17].

La frecuencia respiratoria (FR) es el número de veces que una persona respira por minuto. Suele medirse cuando la persona está en reposo, y consiste en contar el número de respiraciones durante un minuto visualizando las veces que se eleva el tórax. La FR puede aumentar con la fiebre y otras condiciones médicas. Cuando se miden las respiraciones, es importante tener en cuenta también si la persona tiene dificultad para respirar.

En reposo, el ser humano normal respira 12 a 20 ciclos por minuto. Si la FR en reposo es mayor de 25 respiraciones por minuto, o menor de 12, podría considerarse anormal. Este aire se mezcla con el gas presente en los alvéolos y el oxígeno entra en la sangre de los capilares pulmonares mientras el dióxido de carbono ingresa a los alvéolos. De esta manera, el oxígeno entra en el organismo cada minuto y se excreta el dióxido de carbono. En el aire espirado también se encuentran trazas de otros gases, como el metano proveniente del intestino [18].

EDAD	RESPIRACIONES POR MINUTO
Recién nacidos	30 - 80
Lactante menor	20 - 40
Lactante mayor	20 - 30
Niños de 2 a 4 años	20 - 30
Niños de 6 a 8 años	20 - 25
Adulto	12 - 20

Cuadro 2.1: Cifras normales de Frecuencia Respiratoria

2.1.1. Ventilación alveolar

La ventilación alveolar es el intercambio de gases entre los alveolos y el ambiente externo, es el proceso mediante el cual se lleva oxígeno hacia los pulmones desde la atmósfera, y por medio del cual el dióxido de carbono transportado hacia los pulmones en la sangre es expulsado del organismo. Generalmente se define como el volumen de aire fresco que entra a los alveolos por minuto.

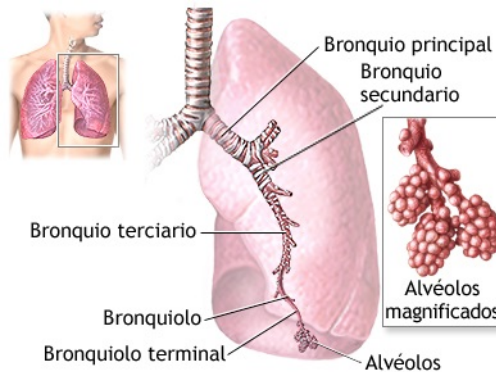


Figura 2.1: Ubicación de los alveolos.

El tejido pulmonar tiene una resistencia al paso de corriente que es cinco veces mayor al resto de tejidos blandos intratorácicos. Durante el proceso cíclico de la respiración la impedancia del tejido pulmonar cambia un 5% en volumen de capacidad total pulmonar, mientras que la impedancia de la pared torácica permanece relativamente constante. Observando la variación de la impedancia, se puede objetivar la distribución de la ventilación [18].

2.1.2. Perfusión pulmonar

Las arterias bronquiales llevan sangre arterial al árbol traqueobronquial y otras estructuras del pulmón hasta el nivel de los bronquiolos terminales, también proporcionan flujo sanguíneo a otras estructuras del tórax.

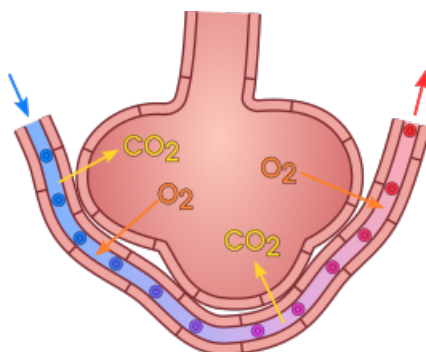


Figura 2.2: Perfusión pulmonar.

Además de los cambios de impedancia relativos al proceso de movimiento de volumen de aire, se pueden observar los cambios de impedancia relacionados con la perfusión del tejido pulmonar. Al perfundirse los pulmones, ocurre una caída de la impedancia en un porcentaje variable. Dada la amplia magnitud del componente ventilatorio del cambio en la impedancia torácica, es importante poder aislar los dos procesos. Se pueden diferenciar los cambios en la impedancia relativos a la perfusión de los cambios relativos de la ventilación mediante varias maniobras [16].

2.2. Síndrome de Apnea - Hipopnea durante el Sueño (SAHS)

El SAHS es un trastorno respiratorio durante el sueño, caracterizado por una obstrucción parcial prolongada de la vía aérea superior u obstrucción intermitente completa que interrumpe la ventilación normal durante el sueño y los patrones normales del mismo. Su prevalencia no es bien conocida pues no existen estudios epidemiológicos suficientemente amplios que hayan utilizado una técnica para un diagnóstico adecuado [21].

El síntoma principal que indica su prevalencia es el ronquido. La obesidad y las anomalías estructurales del tracto respiratorio superior son los factores etiológicos fundamentales. Las

manifestaciones clínicas se deben a la fragmentación del sueño y a las desaturaciones de oxígeno que originan las apneas. La hipersomnia diurna y las pausas de apnea referidas usualmente por una persona externa son también síntomas fundamentales. El diagnóstico se basa en la polisomnografía. Este síndrome acaba produciendo importantes alteraciones en el sistema nervioso central, la irrigación miocárdica y cerebral, la circulación pulmonar y sistémica.

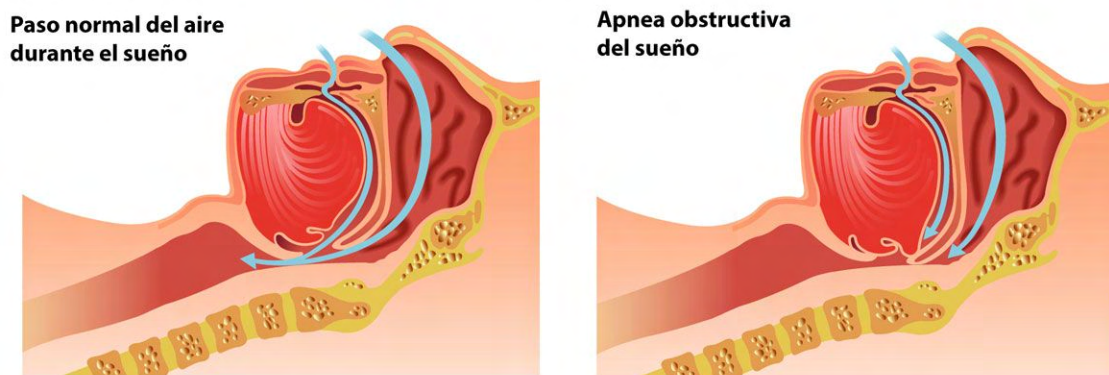


Figura 2.3: Representación de la obstrucción de las vías respiratorias causada por el SAHS.

Las apneas o hipopneas se repiten numerosas veces durante el sueño, y se deben a la oclusión intermitente de la vía aérea superior. El colapso faríngeo y el cese del flujo aéreo se producen durante la inspiración, como consecuencia de la presión negativa intraluminal que genera la contracción del diafragma.

La oclusión se ve favorecida por la flacidez e hipotonía muscular faríngeas que se asocian con el sueño, especialmente en algunas de sus fases y, sobre todo, cuando coexisten determinadas anomalías anatómicas o funcionales del tracto respiratorio. La faringe es la única zona en toda la vía aérea con paredes blandas y, por tanto, colapsables, ya que el resto disfruta de un armazón rígido (óseo o cartilaginoso). [22]

Cada episodio de apnea determina, a medida que se prolonga un incremento progresivo de la presión intrapleurales, cada vez más negativa, cuyo objetivo último es vencer la obstrucción faríngea. Finalmente, el restablecimiento del flujo aéreo provoca, además de un ronquido intenso y estertoroso, un micro despertar subconsciente y transitorio, cuya repetición incesante durante

la noche conlleva a una desestructuración de la arquitectura normal del sueño. Esta fragmentación impide que el sueño alcance fases profundas, evitando así ser un sueño auténticamente reparador. Convencionalmente se dice que una apnea es significativa cuando su duración, en el sueño, es superior a 10 segundos. La hipopnea se origina por una oclusión faríngea parcial y su definición, en la práctica, es motivo de controversia. Normalmente se identifica con una disminución importante, mayor del 50%, en el flujo aéreo nasobucal, de duración superior a 10 segundos, acompañada por una desaturación de oxígeno mayor del 4% [14].

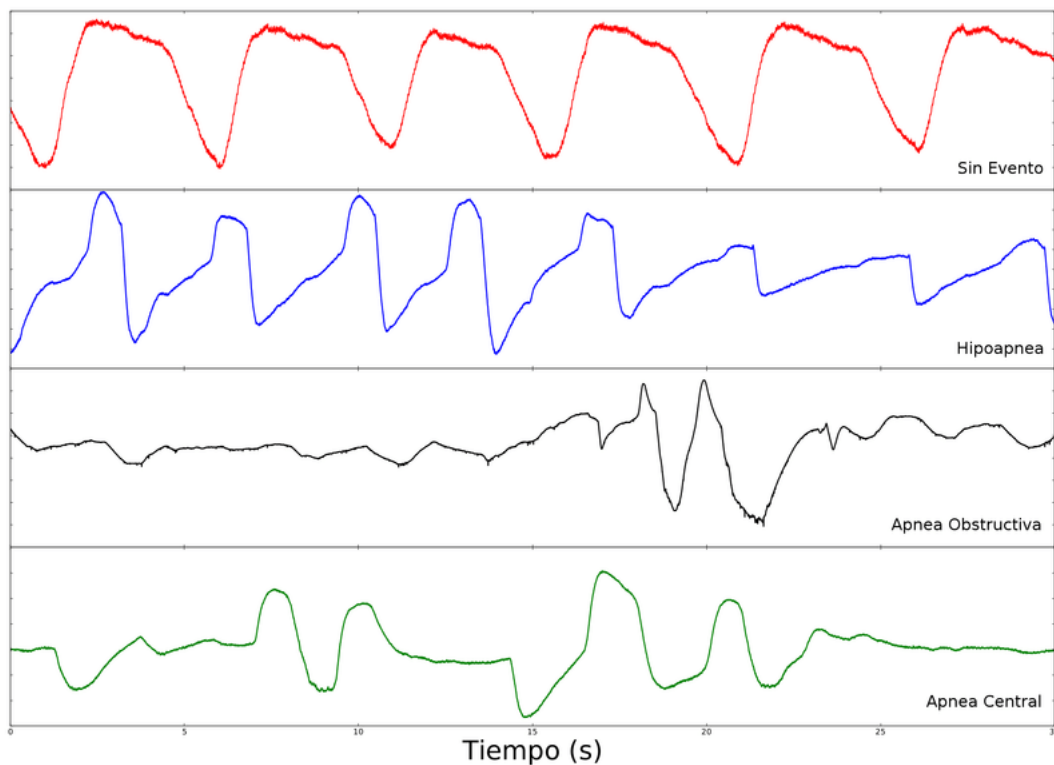


Figura 2.4: Señales de flujo respiratorio.

Algunas alteraciones anatómicas de la vía aérea superior, que pueden favorecer o contribuir en el origen del SAHS son:

- Desviación del tabique nasal.
- Pólipos y tumores nasales.
- Hipertrofia de los cornetes nasales.

- Tumores rinofaríngeos.
- Hipertrofia amigdalár.
- Defectos estructurales del macizo facial.
- Poliomiélitis.
- Obesidad.
- Masas cervicales diversas.
- Hipotiroidismo.

El funcionamiento normal del ciclo respiratorio requiere la permeabilidad constante de la vía aérea. El armazón óseo que rodea a las fosas nasales y el soporte cartilaginoso propio de la laringe y la tráquea proporcionan a estas estructuras un esqueleto rígido, que impide un colapso inspiratorio en condiciones normales. La faringe es, sin embargo, una zona potencialmente colapsable, no solo por la composición anatómica de sus paredes, esencialmente musculares, sino también por sus características funcionales.

El sueño, sobre todo en su fase REM (Movimientos oculares rápidos, por sus siglas en inglés), y en las fases profundas no-REM, caracterizadas por una gran hipotonía muscular, favorece la pérdida de coordinación entre los músculos respiratorios y los faríngeos, al disminuir la actividad muscular faríngea respecto a la del diafragma. Con ello, la luz de la vía aérea superior tiende a estrecharse, por lo que aumenta la resistencia al paso del aire.

Finalmente, el colapso orofaríngeo, cuando se produce, da lugar a una apnea si la obstrucción es completa, o a una hipopnea si es incompleta y permite cierto grado de ventilación [22].

Algunas manifestaciones clínicas del SAHS son:

- Ronquidos.
- Despertares bruscos con asfixia.

- Sueño agitado.
- Reflujo gastroesofágico.
- Sequedad de boca.
- Somnolencia diurna excesiva.
- Irritabilidad y alteraciones del carácter.
- Cambios en la personalidad: ansiedad y depresión.
- Pérdida de memoria.
- Cefaleas matutinas.

Y algunas complicaciones que están frecuentemente relacionadas con el SAHS son:

- Síndromes psiquiátricos.
- Accidentes laborales y de tráfico.
- Hipertensión pulmonar e insuficiencia respiratoria.
- Hipertensión arterial.
- Arritmias cardíacas.
- Muerte súbita.
- Accidentes cerebrovasculares.

2.3. Bioimpedancia

La impedancia es una variable física que describe las características de la resistencia de un circuito eléctrico en la presencia de una corriente alterna. Es la oposición total al paso de corriente. Matemáticamente es un número complejo formado por una parte real (la resistencia) y otra imaginaria (reactancia). La unidad de impedancia es el ohm (Ω).

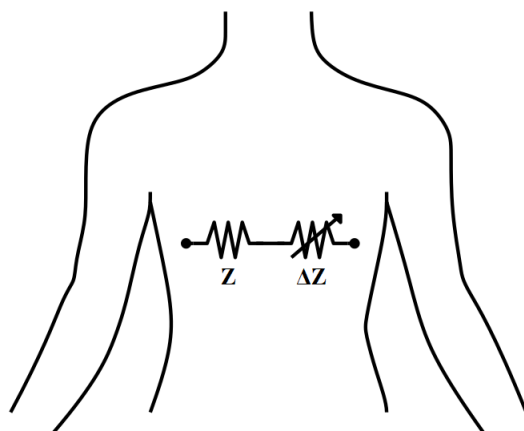


Figura 2.5: Representación de la impedancia del tórax.

Si aplicamos esta variable a un tejido biológico, hablamos entonces de bioimpedancia. Diferentes tejidos biológicos tienen distinta resistencia al paso de corriente. No obstante, las cifras no son absolutas y pueden variar con las condiciones del medio, como por ejemplo con la temperatura. Un aumento de la temperatura produciría una disminución en la impedancia, debido a cambios en la movilidad de los iones. Los tejidos se pueden modelar utilizando un circuito eléctrico de dos terminales, cuya impedancia represente a la del tejido estudiado [6].

Las medidas de bioimpedancia pueden ser clasificadas en dos tipos. El primero implica la determinación de las características de los tejidos corporales tales como: hidratación, edema, volumen de fluidos corporales, volumen intra y extracelular, una alta concentración de electrolitos y un número elevado de uniones celulares reducen la impedancia. La grasa, el hueso y el aire actúan como elementos resistores, incrementando, así, la impedancia regional. Este tipo de medición se aplica, fundamentalmente, en nutrición y en medicina del deporte. El segundo es el estudio de los cambios de impedancia asociados, principalmente, con el sistema respiratorio y circulatorio [11].

El cambio en la bioimpedancia torácica se ve influido fundamentalmente por dos mecanismos cíclicos: la ventilación y la perfusión. El incremento en la cantidad de aire durante la inspiración, junto con el incremento de volumen del pulmón y el cambio de volumen de la caja torácica, conduce a un aumento de la impedancia que es proporcional al volumen de gas inspirado, aunque

la constante de proporcionalidad depende de cada sujeto. Por otro lado, la perfusión pulmonar provoca cambios pequeños, del orden del 3 %, en la impedancia torácica entre sístole y diástole [20].

RESISTENCIA DEL CUERPO HUMANO (CEI-479)				
Tensión de contacto (V)	Resistencia del cuerpo humano (Ω)			
	Piel seca	Piel húmeda	Piel mojada	Piel sumergida
≤ 25	5000	2500	1000	500
50	4000	2000	875	440
250	1500	1000	650	325
Valor asintótico	1000	1000	650	325

Figura 2.6: Coeficientes de resistividad de la piel humana.

2.3.1. Tórax

El Tórax es una parte del cuerpo en el que se encuentran los pulmones, el corazón, el diafragma, el esófago, la tráquea y varios vasos sanguíneos de gran calibre. Está formado por las costillas, los músculos del tórax, el esternón y la porción torácica de la columna vertebral. Dentro de la cavidad torácica se encuentran la cavidad pericárdica, donde se encuentra el corazón, y dos cavidades pleurales, donde se encuentran los pulmones. La porción central de la cavidad torácica se denomina mediastino. Se encuentra entre los pulmones y se extiende desde el esternón hasta la columna vertebral y desde el cuello hasta el diafragma. El mediastino contiene todos los órganos torácicos excepto a los propios pulmones, lo que incluye el corazón, el esófago, la tráquea, el timo, y grandes vasos sanguíneos.

Los pulmones son órganos pares, de forma cónica, situados en la cavidad torácica. Están separados uno del otro por el corazón. Dos capas de serosa, llamadas en conjunto membrana pleural, encierran y protegen a cada pulmón. Los pulmones se extienden desde el diafragma hasta ligeramente por encima de las clavículas y se apoyan en las costillas hacia adelante y hacia atrás. Los pulmones llenan casi por completo el tórax.

El corazón es un órgano relativamente pequeño, aproximadamente del mismo tamaño que un puño. Se encarga de bombear la sangre que llega a todos los tejidos corporales a través de los

vasos sanguíneos. Mide alrededor de 12 cm de largo y 9cm en su punto mas ancho, y 6 cm de espesor, con un peso promedio de 250g en mujeres adultas y de 300g en hombres adultos. El corazón descansa sobre el diafragma, cerca de la línea media de la cavidad torácica. Aproximadamente dos tercios del corazón se encuentran a la izquierda de la línea media del cuerpo.

El diafragma es un musculo con forma de cúpula que separa el tórax del abdomen. El esófago es un tubo muscular colapsable, de alrededor de 25cm de longitud, situado detrás de la tráquea. Comienza en el límite inferior de la laringofaringe y atraviesa el mediastino por delante de la columna vertebral. Luego pasa a través del diafragma por un orificio denominado hiato esofágico y termina en la porción superior del estómago.

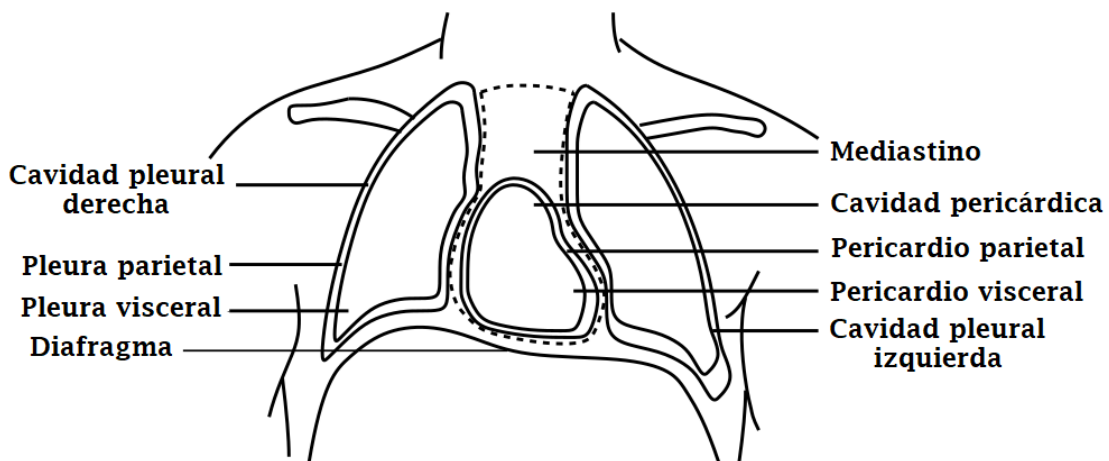


Figura 2.7: Cavidades dentro del tórax.

La tráquea es un conducto tubular que mide aproximadamente 12 cm de largo y 2.5cm de diámetro. Se localiza por delante del esófago, y se extiende desde la laringe hasta el borde superior de la quinta vertebra torácica, donde se divide en los bronquios primarios derecho e izquierdo. La laringe es un pasaje corto que conecta la laringofaringe con la tráquea. Se encuentra en la línea media del cuello por delante del esófago y las vértebras cervicales cuarta a sexta. La pared de la laringe está compuesta por nueve piezas de cartílago. Los músculos extrínsecos de la laringe conectan a los cartílagos con otras estructuras en la tráquea y los músculos intrínsecos unen a los cartílagos entre sí [18].

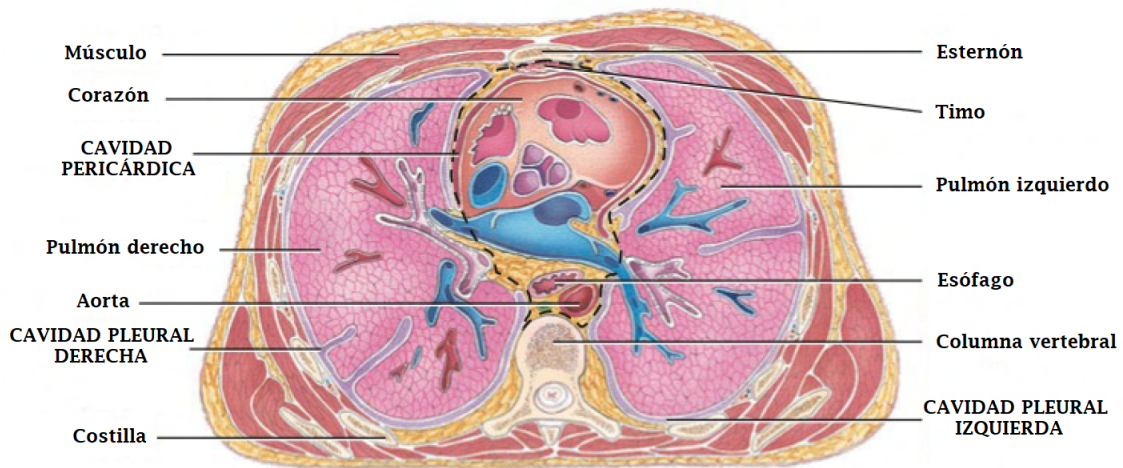


Figura 2.8: Sección transversal de la cavidad torácica.

2.3.2. Efectos de la corriente en el cuerpo humano.

Las consecuencias del paso de la corriente eléctrica por el cuerpo humano pueden ocasionar desde lesiones físicas secundarias (golpes, caídas, etc.), hasta la muerte por fibrilación ventricular. Una persona se electriza cuando la corriente eléctrica circula por su cuerpo, es decir, cuando la persona forma parte del circuito eléctrico, pudiendo, al menos, distinguir dos puntos de contacto: uno de entrada y otro de salida de la corriente. La electrocución se produce cuando dicha persona fallece debido al paso de la corriente por su cuerpo.

La fibrilación ventricular consiste en el movimiento anárquico del corazón, el cual deja de enviar sangre a los distintos órganos y no sigue su ritmo normal de funcionamiento aun estando en movimiento.

Por tetanización se refiere al movimiento incontrolado de los músculos como consecuencia del paso de la energía eléctrica. Dependiendo del recorrido de la corriente, se pierde el control de manos, brazos, músculos, etc.

La asfixia se produce cuando el paso de la corriente afecta al centro nervioso que regula la función respiratoria, ocasionando el paro respiratorio. Otros factores fisiopatológicos tales como contracciones musculares, aumento de la presión sanguínea, dificultades de respiración, parada

temporal del corazón, etc. pueden producirse sin fibrilación ventricular. Tales efectos no son mortales, y son normalmente reversibles. A menudo producen marcas por el paso de la corriente eléctrica. Estas se conocen como quemaduras, y algunas pueden llegar a ser profundas, y mortales [10].

2.3.3. Fibrilación ventricular

Es la arritmia más letal, en la que las contracciones de las fibras ventriculares del corazón son completamente asíncronas, por lo que los ventrículos tiemblan más al contraerse coordinadamente. Como resultado, se detiene el bombeo ventricular, cesa la eyección de sangre y sobreviene la muerte del individuo a menos que haya una intervención médica inmediata. La causa más común de fibrilación ventricular es el flujo inadecuado de sangre al corazón debido a enfermedad coronaria, como ocurre en el infarto de miocardio. Otras causas incluyen al shock cardiogénico, shock eléctrico, ahogamiento e hipopotasemia severa. La fibrilación causa pérdida de la conciencia en segundos y, si no es tratada urgentemente, puede haber convulsiones y daño cerebral irreversible después de cinco minutos. La muerte sobreviene enseguida [15].

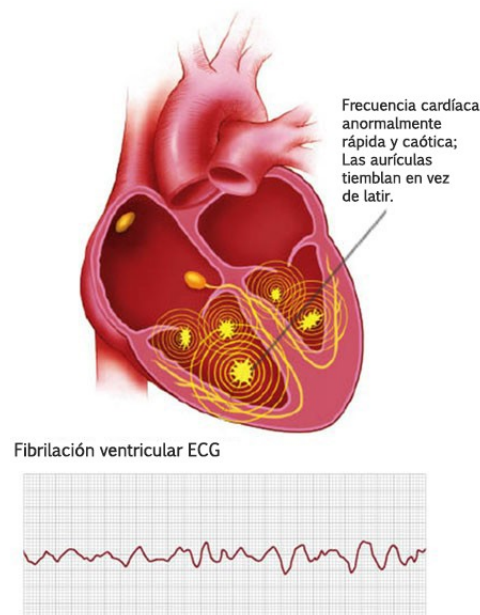


Figura 2.9: Fibrilación ventricular representada.

2.3.4. Shock Eléctrico

Se define como shock eléctrico a la sensación física producida por la reacción de los nervios del cuerpo humano contra la corriente eléctrica. En menor proporción, solo existe un "estiramiento" inofensivo en los músculos afectados. En casos severos, la respiración se corta y los músculos del corazón se paralizan.

Si los músculos sufren un daño permanente, sucede a menudo la muerte por electrocución. Esto significa: "muerte producida por electricidad". Si los músculos no se dañan permanentemente, es posible restituirse a la actividad normal de estos mismos mediante la respiración artificial.

La cantidad de corriente que puede producir daños severos en los músculos del cuerpo de una persona depende de su estado físico. Los testimonios muestran que la gente ha sido electrocutada con valores muy bajos de corriente. La probabilidad de daño severo aumenta si una corriente excesiva atraviesa el área del pecho. Esto sucede debido a la trayectoria de conducción de mano a mano, o de una mano al pie, en cualquiera de los casos, se ve comprometido el tórax en el paso de la corriente.

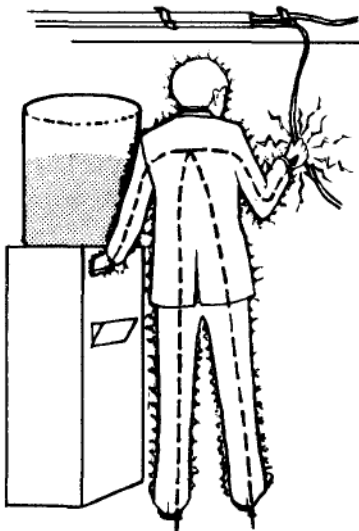


Figura 2.10: Trayectorias de la corriente a través de la región torácica del cuerpo.

En condiciones normales, la epidermis (capa exterior de la piel) presenta una alta resistencia a la corriente. Si la epidermis se humedece por el sudor u otro líquido, su resistencia se reduce notablemente. Bajo estas condiciones, un voltaje menor a 120 volts puede causar que una peligrosa cantidad de corriente atraviese el cuerpo.

Además de un shock eléctrico, una corriente excesiva que pase a través del cuerpo puede causar serias quemaduras. Estas ocurren por el calor producido por el rozamiento entre los electrones y los tejidos humanos. Las quemaduras eléctricas a menudo suceden dentro del cuerpo, a lo largo de la trayectoria seguida por la corriente [5].

2.3.5. Quemaduras en la piel

Las quemaduras indican alteraciones de la piel humana debido a la densidad de corriente que circula por determinada área. (mA/mm^2).

También está en función del tiempo de exposición a determinada corriente. Se han establecido curvas que indican las alteraciones de la piel [10]. Se dividen en zonas:

- **Zona 0:** Habitualmente no hay alteración de la piel, salvo que el tiempo de exposición sea de varios segundos, en cuyo caso, la piel en contacto con el electrodo puede tomar un color grisáceo con superficie rugosa.
- **Zona 1:** Se produce un enrojecimiento de la piel con una hinchazón en los bordes donde estaba situado el electrodo.
- **Zona 2:** Se provoca una coloración parda de la piel que estaba situada bajo el electrodo. Si la duración es de varias decenas de segundos, se produce una clara hinchazón alrededor del electrodo.
- **Zona 3:** Se puede provocar una carbonización de la piel.

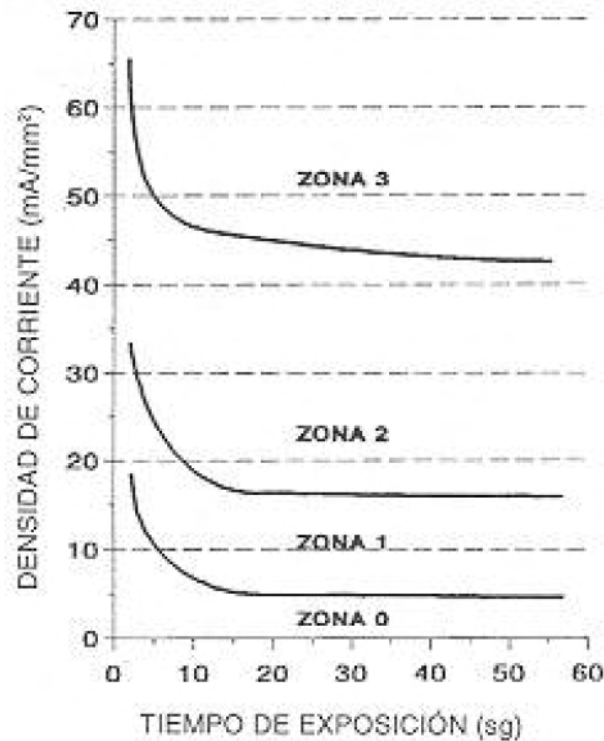


Figura 2.11: Curvas en función de la densidad de corriente y el tiempo de exposición.

Es importante resaltar que con una intensidad elevada y cuando las superficies de contacto son importantes se puede llegar a la fibrilación ventricular sin ninguna alteración de la piel [10].

En los efectos que produce una corriente alterna de frecuencia comprendida entre 15 y 100 Hz con un recorrido de mano izquierda - ambos pies, se distinguen las siguientes zonas:

- **Zona 1:** Habitualmente ninguna reacción.
- **Zona 2:** Habitualmente ningún efecto fisiológico peligroso.
- **Zona 3:** Habitualmente ningún daño orgánico. Con duración superior a 2 segundos se pueden producir contracciones musculares dificultando la respiración, paradas temporales del corazón sin llegar a la fibrilación ventricular.
- **Zona 4:** Riesgo de parada cardiaca por: fibrilación ventricular, parada respiratoria, quemaduras graves, etc.

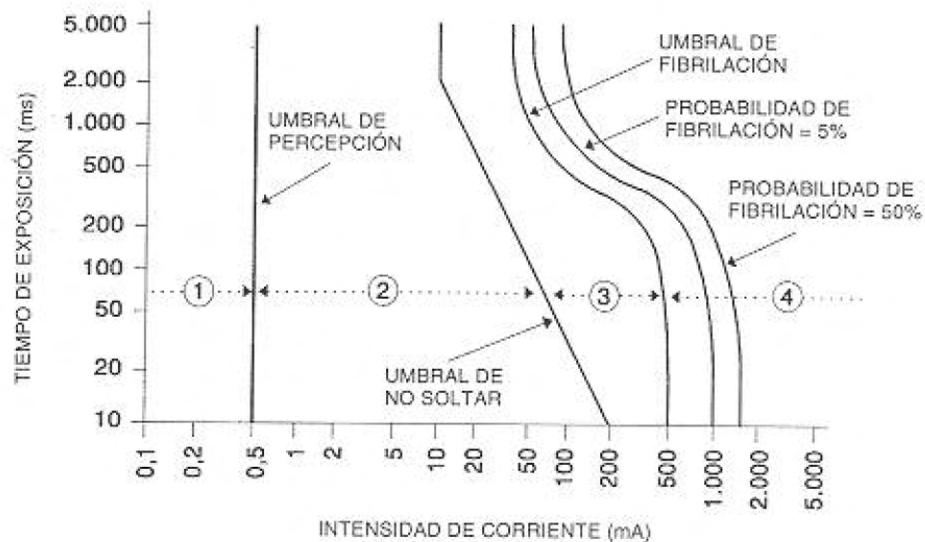


Figura 2.12: Curvas en función de la densidad de corriente y el tiempo de exposición en corriente alterna.

Los principales factores que influyen en el efecto eléctrico son:

- **Intensidad de la corriente:** Es uno de los factores que mas inciden en los efectos y lesiones ocasionados por el accidente eléctrico. En relación con la intensidad de corriente, son relevantes:

 - **El umbral de percepción**, que es el valor mínimo de la corriente que provoca una sensación en una persona a través de la que pasa esta corriente. Según la Norma CEI 479-11994, considera un valor de 0,5 mA en corriente alterna y 2 mA en corriente continua, ignorando el tiempo de exposición.
 - **El umbral de reacción**, que es el valor mínimo de la corriente que provoca una contracción muscular.
 - **El umbral de no soltar**, el cual aplica cuando una persona tiene sujetos unos electrodos, es el valor máximo de la corriente que permite a esa persona soltarlos. En corriente alterna se considera un valor máximo de 10 mA, cualquiera que sea el tiempo de exposición. En C.C es difícil establecer el umbral de no soltar ya que solo el comienzo y la interrupción del paso de corriente es lo que provoca el dolor y las contracciones musculares.

- **El umbral de fibrilación ventricular**, es el valor mínimo de la corriente que puede provocar la fibrilación ventricular. En C.A., el umbral decrece considerablemente si la duración del paso de la corriente se prolonga más allá de un ciclo cardíaco. Gracias a estudios, se han establecido curvas, donde se indica que por debajo de estas no es susceptible de producirse la fibrilación. La fibrilación ventricular está considerada como la causa principal de muerte por choque eléctrico. En C.C., si el polo negativo está en los pies, una corriente descendente, el umbral de fibrilación es de aproximadamente el doble de lo que sería si el polo positivo estuviese en los pies, una corriente ascendente. Si fuese una corriente transversal, la experiencia en los estudios determina que solo se producirá la fibrilación ventricular con intensidades considerablemente elevadas.
- **El período vulnerable**, se refiere a una parte relativamente pequeña del ciclo cardíaco durante el cual las fibras del corazón están en un estado no homogéneo de excitabilidad y la fibrilación ventricular se produce si ellas son excitadas por una corriente eléctrica de intensidad suficiente. Supone aproximadamente un 10% del ciclo cardíaco completo.

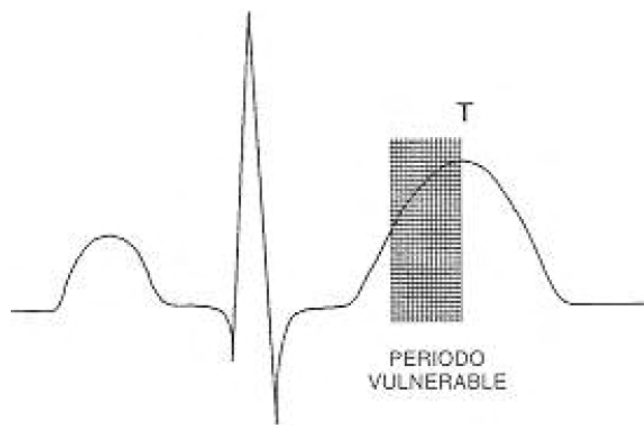


Figura 2.13: Período vulnerable del ciclo cardíaco.

- **Duración del contacto eléctrico**, junto con la intensidad, es el factor que más influye en el resultado del accidente. Por ejemplo, en corriente alterna y con intensidades inferiores a 100 mA, la fibrilación puede producirse si el tiempo de exposición es superior a 500 ms.

■ **Impedancia del cuerpo humano**, su importancia en el resultado del accidente depende de las siguientes circunstancias: tensión, frecuencia, duración del paso de la corriente, temperatura, grado de humedad de la piel, superficie de contacto, presión de contacto, dureza de la epidermis, etc. Las diferentes partes del cuerpo humano, tales como la piel, los músculos, la sangre, etc., presentan para la corriente eléctrica una impedancia compuesta por elementos resistivos y capacitivos. Durante el paso de la electricidad la impedancia de nuestro cuerpo se comporta como una suma de tres impedancias en serie:

- Impedancia de la piel en la zona de entrada.
- Impedancia interna del cuerpo.
- Impedancia de la piel en la zona de salida.

La impedancia interna del cuerpo puede considerarse esencialmente como resistiva, con la particularidad de ser la resistencia de los brazos y las piernas mucho mayor que la del tronco. Además, para tensiones elevadas la impedancia interna hace prácticamente despreciable la impedancia de la piel.

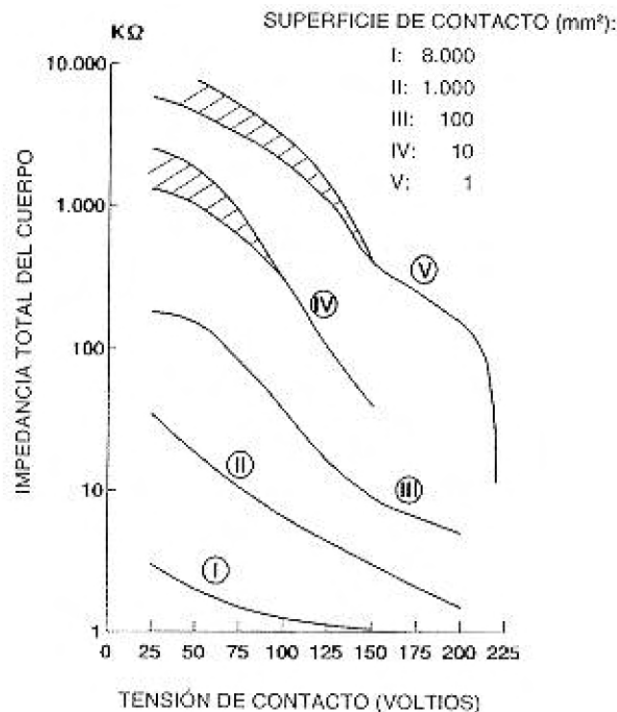


Figura 2.14: Impedancia del cuerpo en función de la superficie de contacto (50 Hz).

- **Tensión aplicada**, si la resistencia es baja, ocasiona el paso una intensidad elevada y, por tanto, muy peligrosa. El valor límite de la tensión de seguridad debe ser tal que aplicada al cuerpo humano, proporcione un valor de intensidad que no suponga riesgos para el individuo.

La relación entre la intensidad y la tensión no es lineal debido al hecho de que la impedancia del cuerpo humano varía con la tensión de contacto. Ahora bien, por depender la resistencia del cuerpo humano, no solo de la tensión, sino también de la trayectoria y del grado de humedad de la piel, no tiene sentido establecer una única tensión de seguridad, sino que tenemos que referirnos a infinitas tensiones de seguridad, cada una de las cuales se correspondería a una función de las distintas variables anteriormente mencionadas.

- **Frecuencia de la corriente alterna**, normalmente para uso doméstico e industrial se utilizan frecuencias de 50 Hz y de 60 Hz, dependiendo de la zona geográfica, pero cada vez es más frecuente el uso de valores superiores, por ejemplo:
 - 400 Hz en aeronáutica.
 - 450 Hz en soldadura.
 - 4000 Hz en electroterapia.
 - Hasta 1 MHz en alimentadores de potencia.

Experimentalmente se han realizado medidas de las variaciones de impedancia total del cuerpo humano con tensiones comprendidas entre 10 y 25 Volts en corriente alterna, y variaciones de frecuencias entre 25 Hz y 20 KHz.

Para tensiones de contacto de algunas decenas de voltios, la impedancia de la piel decrece proporcionalmente cuando aumenta la frecuencia. Por ejemplo, a 220 V con una frecuencia de 1.000 Hz la impedancia de la piel es ligeramente superior a la mitad de aquella a 50 Hz. Esto es debido a la influencia del efecto capacitivo de la piel.

Sin embargo, a muy altas frecuencias disminuye el riesgo de fibrilación ventricular, pero prevalecen los efectos térmicos. Con fines terapéuticos, es usual, en medicina el empleo de altas frecuencias para producir un calor profundo en el organismo. A partir de 100.000

Hz no se conocen valores experimentales que definan ni los umbrales de no soltar ni los umbrales de fibrilación; tampoco se conoce ningún incidente, salvo las quemaduras provocadas por intensidades de «algunos amperios» y en función de la duración del paso de la corriente.

La corriente continua, en general, no es tan peligrosa como la alterna, ya que, entre otras causas, es más fácil soltar los electrodos sujetos con la mano y que para duraciones de contacto superiores al período del ciclo cardiaco, el umbral de fibrilación ventricular es mucho más elevado que en corriente alterna.

- **Recorrido de la corriente a través del cuerpo**, La gravedad del accidente depende del recorrido de esta a través del cuerpo. Una trayectoria de mayor longitud tendrá, en principio, mayor resistencia y por tanto menor intensidad; sin embargo, puede atravesar órganos vitales (corazón, pulmones, hígado, etc.) provocando lesiones mucho más graves. Aquellos recorridos que atraviesan el tórax o la cabeza ocasionan los mayores daños [10].

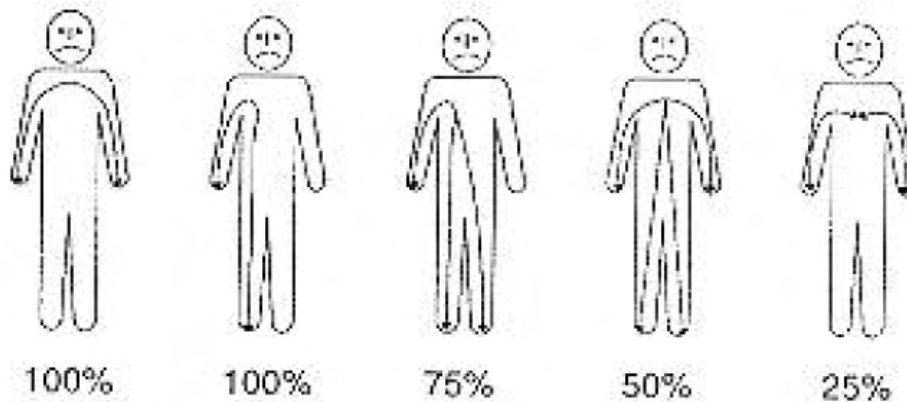


Figura 2.15: Impedancia interna del organismo.

2.3.6. Electrodo

Un electrodo es un conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito, por ejemplo, un semiconductor, un electrolito, un gas, etc.

Un electrodo es una celda electroquímica. Se refiere a cualquiera de los dos conceptos, sea ánodo o cátodo.

El ánodo es definido como el electrodo en el cual los electrones salen de la celda y ocurre la oxidación, y el cátodo es definido como el electrodo en el cual los electrones entran a la celda y ocurre la reducción. Cada electrodo puede convertirse en ánodo o cátodo dependiendo del voltaje que se aplique a la celda [13].

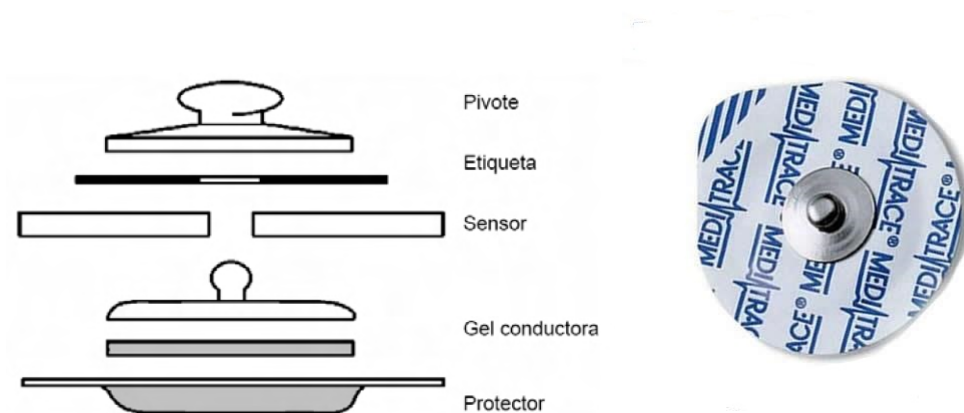


Figura 2.16: Partes que componen un electrodo de uso médico y su apariencia física.

Para sistemas eléctricos que usan corriente alterna, los electrodos son conexiones del circuito hacia el objeto que actuará bajo la corriente eléctrica, pero no se designa ánodo o cátodo debido a que la dirección del flujo de los electrones cambia periódicamente, numerosas veces por segundo.

Son una excepción a esto, los sistemas en los que la corriente alterna que se aplica es de baja amplitud (por ejemplo 10 mV) de tal forma que no se alteren las propiedades como ánodo o cátodo, ya que el sistema se mantiene en un estado pseudo-estacionario [4].

2.4. Efecto Pelicular

El efecto piel, o efecto pelicular en un conductor por el cual circula una corriente alterna consiste en la tendencia de la corriente a acumularse en la capa externa del conductor debido a la autoinducción de este, lo cual da lugar a un aumento de la resistencia efectiva del conductor y a una disminución de la intensidad admisible para un determinado aumento de la temperatura [7].

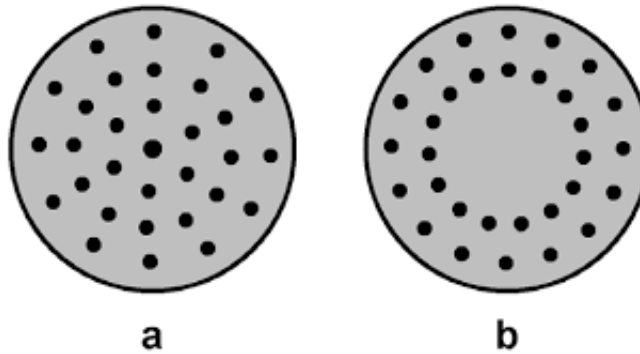


Figura 2.17: Distribución del flujo de corriente de un conductor a baja frecuencia (a) y a alta frecuencia (b).

Es el aumento de la densidad de corriente superficial en los cables al aumentar la frecuencia. A bajas frecuencias, los portadores de carga utilizan toda la sección transversal del conductor por igual para el desplazamiento, sin embargo, al aumentar la frecuencia se produce un incremento del campo magnético en la zona central del conductor que dificulta el desplazamiento de los portadores por dicha zona, haciendo aumentar la densidad de corriente en la zona superficial del conductor [12].

Este efecto ocurre en todos los conductores incluyendo los cables de conexión de resistencias, condensadores y bobinas.

La profundidad superficial de los conductores se define como el área efectiva por la que circula corriente en el conductor. Depende de la frecuencia, permeabilidad magnética y conductividad del material; se da en metros. Para frecuencias superiores a 100 MHz es un desperdicio de material el utilizar conductores sólidos, por lo que se pueden utilizar tiras o tubos multiconductores para aprovechar áreas de superficies más grandes [2].

2.5. Osciladores

Un circuito oscilador es un circuito electrónico que está basado en el principio de la realimentación regenerativa y que produce una señal de salida repetitiva.

Es un circuito que es capaz de convertir la corriente continua en una corriente que varía de forma periódica en el tiempo; estas oscilaciones pueden ser sinusoidales, cuadradas, triangulares, etc., dependiendo de la forma que tenga la onda producida.

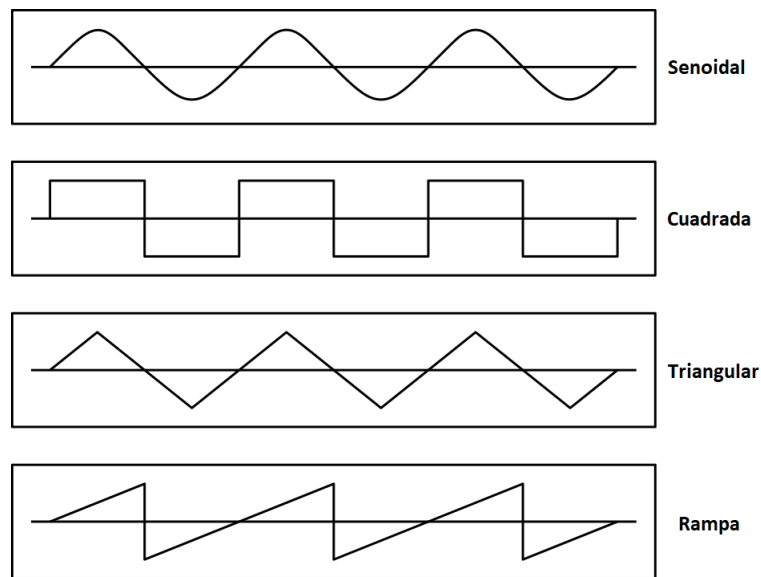


Figura 2.18: Formas de señales oscilantes.

Un oscilador electrónico es fundamentalmente un amplificador, cuya señal de entrada se toma de su propia salida a través de un circuito de realimentación.

No se requiere una señal de entrada repetitiva a menos que sea para sincronizar oscilaciones, dependiendo de lo que requiera la aplicación. Dos clasificaciones existentes de los osciladores son los osciladores con realimentación, y osciladores de relajación.

El oscilador con realimentación devuelve una parte de la señal de salida a la entrada, lo que refuerza la señal de salida. Un oscilador de este tipo se compone de un amplificador de ganancia (un amplificador en este caso) y un circuito de realimentación positiva.

El oscilador de relajación utiliza un circuito de temporización RC para generar una forma de onda que en general es una onda cuadrada u otra que no es senoidal. Típicamente, un oscilador de relajación utiliza un disparador de Schmitt u otro dispositivo que cambia de estado para cargar y descargar alternadamente un capacitor mediante un resistor [9].

2.6. Aislamiento galvánico

Consiste en la separación de partes funcionales de un circuito eléctrico para prevenir el traspaso de portadores de carga. Este tipo de aislamiento se usa cuando se desea que se transmitan señales entre las distintas partes funcionales, pero las masas, o tierra tienen que mantenerse separadas. Este aislamiento entre masas se hace por motivos de seguridad.

Entre sus aplicaciones se tienen:

- Optoacopladores, para desacoplar un bloque funcional primario de uno secundario conectado a la red eléctrica o a alto voltaje.
- Transformadores, para incrementar la seguridad de un dispositivo al no haber contacto directo con la tensión de la red eléctrica.
- Relés, para incrementar la seguridad al aislar la tensión de control que acciona el relé de la tensión conmutada.

Los potenciales de interferencia pueden ser tanto de CA como de CD por naturaleza. La interferencia eléctrica o el ruido también pueden tomar la forma de señales de CA creadas por otros componentes eléctricos en la ruta de la señal en una medición.

El aislamiento es importante con respecto a las señales de entrada analógicas a medir. Muchas de estas señales existen a niveles relativamente bajos y los potenciales eléctricos externos pueden influir mucho en la señal, lo que da como resultado errores en sus lecturas.

La línea de alimentación doméstica en los edificios genera un campo eléctrico de 50 o 60 Hz, según el país. Esta es la razón por la que los mejores sistemas de adquisición de datos tienen entradas aisladas, para preservar la integridad de la cadena de señales y garantizar que la señal emitida está medida correctamente.

También existen niveles altos de voltaje que, si se permite la interconexión mediante un sistema no aislado, puede dañar o destruir equipos costosos, provocar daños físicos o incluso la muerte al operador del dispositivo. Generalmente se considera que los voltajes que son peligrosos para las personas son aquellos que son superiores a 30 Vrms, 42,4 VCA o 60 VCC [19].

2.6.1. Aislamiento óptico

Este es uno de los métodos más populares y efectivos para aislar una señal del resto del sistema y del mundo exterior. Se introduce una señal eléctrica en un LED, que la transmite a través de una barrera de aislamiento dieléctrico a un fotodiodo, que la convierte de nuevo en una señal eléctrica.

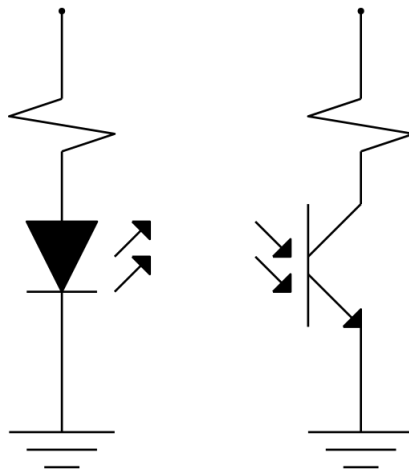


Figura 2.19: Circuito de acople óptico.

Al convertir una señal eléctrica en luz y luego de nuevo en electricidad, se desacopla por completo del mundo exterior. La luz no es susceptible a interferencias electromagnéticas (EMI) o de radiofrecuencia (RFI), beneficios inherentes de este enfoque.

Sin embargo, los optoacopladores no son tan rápidos como la luz, están limitados por la velocidad de conmutación del LED. Generalmente son más lentos que los aisladores inductivos o capacitivos. Además, la intensidad de la luz LED se degradará con el tiempo, lo que requerirá una recalibración o reemplazo [19].

2.6.2. Aislamiento capacitivo

Los aisladores capacitivos acoplan una señal a través de una barrera de aislamiento, generalmente hecha de dióxido de silicio. No pueden pasar señales de CD, lo que los hace muy expertos en bloquear señales de modo común. La señal se convierte a digital y luego se replica en el otro lado de la barrera mediante acoplamiento capacitivo.

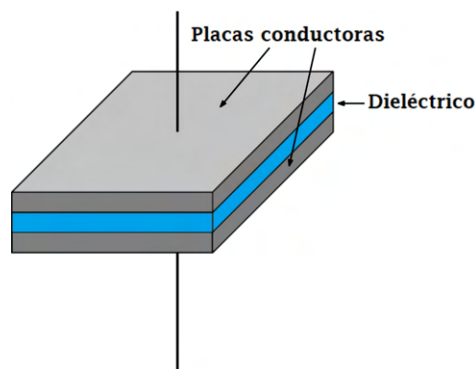


Figura 2.20: Partes que conforman un capacitor.

A diferencia del aislamiento inductivo, el aislamiento capacitivo no es susceptible a interferencias magnéticas. Las altas velocidades de datos y el funcionamiento de larga duración son las características distintivas de estos aisladores [19].

2.6.3. Aislamiento Inductivo

Este método usa como medio el principio de que la corriente eléctrica a través de un conductor genera un campo magnético. Al enviar una señal a un devanado y colocarla cerca y en paralelo con un devanado idéntico, se inducirá una representación de la señal emitida en el segundo devanado.

En este tipo de aislamiento se coloca una barrera de aislamiento eléctrico entre los devanados, de modo que las únicas señales que pasan del primer devanado al segundo son las que han sido inducidas magnéticamente y no hay contacto directo a través de la barrera. El acoplamiento inductivo tiene un ancho de banda muy alto y son extremadamente confiables, pero pueden verse afectados por campos magnéticos cercanos [19].

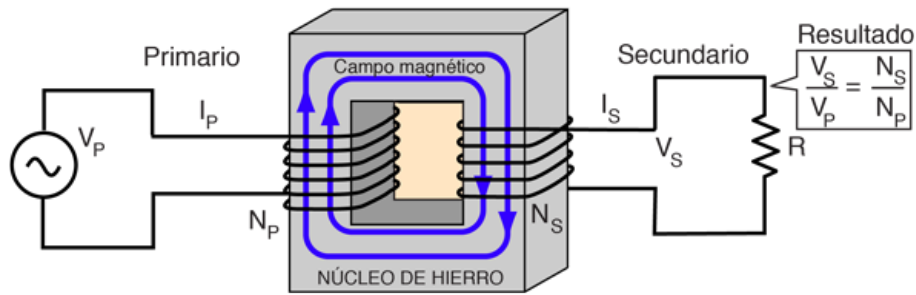


Figura 2.21: Acople inductivo mediante un transformador.

2.7. Amplificador Operacional

Un amplificador operacional es un circuito que puede realizar operaciones matemáticas entre dos señales de tensión de entrada. Tiene dos terminales de entrada, una inversora y la otra no inversora, y una terminal de salida. La mayoría de estos circuitos operan con dos voltajes de alimentación de CD, una positiva y la otra negativa, aun cuando algunos tienen una sola fuente de CD.

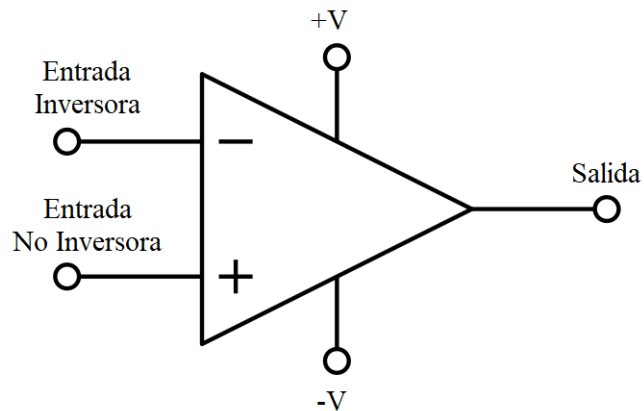


Figura 2.22: Símbolo con conexión de un amplificador operacional.

Las características de un amplificador operacional práctico son una ganancia de voltaje muy alta, una impedancia de entrada muy alta y una impedancia de salida muy baja.

En el modo de entrada diferencial, se aplica una señal a una entrada con la otra conectada a tierra, o se aplican dos señales de polaridad opuesta a las entradas. En el caso en que se aplica

el voltaje de señal a la entrada inversora, aparece un voltaje de señal amplificada e invertida a la salida. En el caso en que se aplica la señal a la entrada no inversora con la entrada inversora conectada a tierra, un voltaje de señal amplificada y no invertida aparece a la salida.

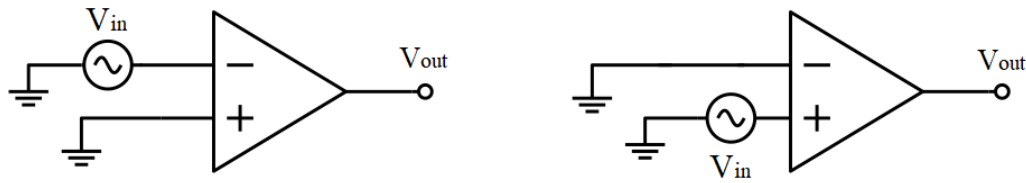


Figura 2.23: Amplificador diferencial de una terminal.

En el modo diferencial de dos terminales se aplican dos señales de polaridad opuesta a las entradas. La diferencia entre las dos entradas aparece a la salida amplificada. De forma equivalente, el modo diferencial de dos extremos puede ser representado por una sola fuente conectada entre las dos entradas.

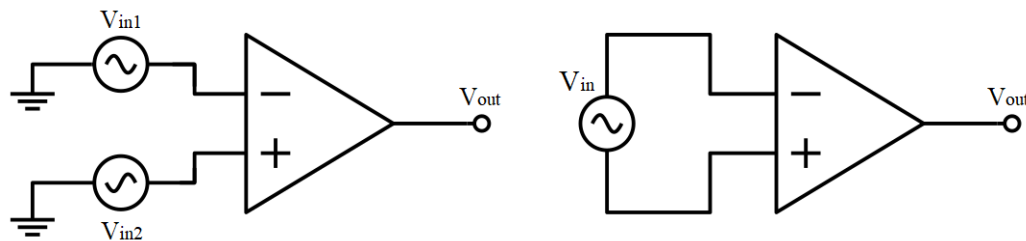


Figura 2.24: Amplificador diferencial de dos terminales.

En el modo común, se aplican dos voltajes de señal de la misma fase, frecuencia y amplitud a las dos entradas. Cuando se aplican señales de entrada iguales a ambas entradas, tienden a cancelarse y el resultado es un voltaje de salida cero.

Esta acción se llama rechazo de modo común. Se aplica en la situación en la que aparece una señal indeseada en ambas entradas del amplificador operacional. El rechazo en modo común significa que esta señal indeseada no aparecerá en la salida y distorsionará la señal deseada. Las señales en modo común, o ruido, en general son el resultado de la captación de energía irradiada en las líneas de entrada, de líneas adyacentes, la línea de transmisión de 60 Hz u otras fuentes [9].

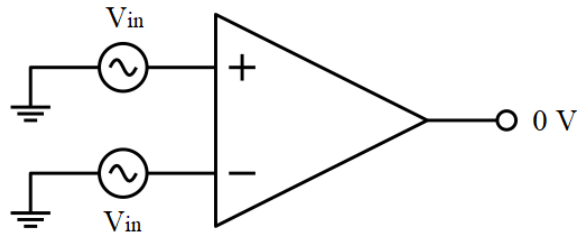


Figura 2.25: Rechazo en modo común aplicando señales iguales en ambas entradas.

2.7.1. Amplificador de Instrumentación

Un amplificador de instrumentación es un dispositivo de ganancia de voltaje diferencial que amplifica la diferencia entre los voltajes existentes en dos terminales de entrada. El propósito principal de un amplificador de instrumentación es amplificar señales pequeñas que pueden mezclarse con grandes voltajes en modo común, un bajo desequilibrio de voltaje de salida y una baja impedancia de salida. Es un circuito integrado que internamente consta de tres amplificadores operacionales y varios resistores. La ganancia de voltaje casi siempre se ajusta con un resistor externo.

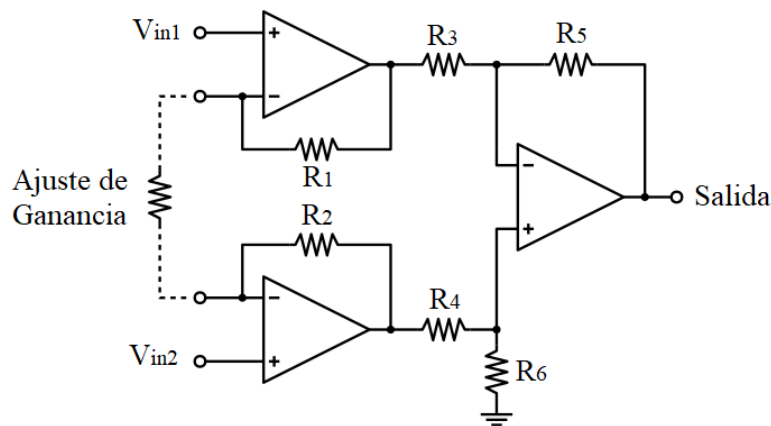


Figura 2.26: Amplificador de instrumentación básico con tres amplificadores operacionales.

El amplificador de instrumentación normalmente se utiliza para medir pequeños voltajes diferenciales superpuestos en un voltaje en modo común, a menudo mayor que el voltaje de señal.

Sus aplicaciones incluyen situaciones en las que una cantidad es detectada por un dispositivo remoto, tal como un transductor sensible a la temperatura o presión, y la pequeña señal eléctrica resultante es enviada a través de una larga línea sujeta a ruido eléctrico que produce voltajes en modo común en ella. El amplificador de instrumentación al final de la línea debe amplificar la señal pequeña del sensor remoto, y rechazar el gran voltaje en modo común [9].

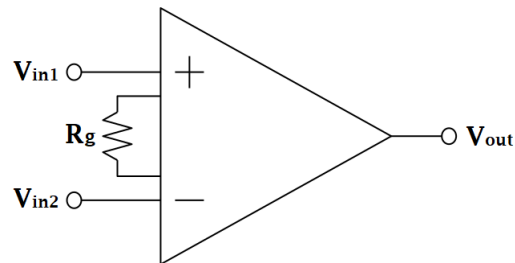


Figura 2.27: Diagrama de un amplificador de instrumentación.

2.7.2. Amplificador de Aislamiento

Un amplificador de aislamiento es un dispositivo que consta de dos etapas eléctricamente aisladas. La etapa de entrada y la etapa de salida están separadas una de otra por una barrera aislante, de modo que una señal debe ser procesada para acoplarla a través de la barrera aislante.

Algunos amplificadores de aislamiento utilizan acoplamiento óptico o acoplamiento mediante un transformador para crear el aislamiento entre las etapas. Sin embargo, muchos amplificadores de aislamiento modernos utilizan acoplamiento capacitivo como aislamiento. Cada etapa dispone de voltajes de alimentación y tierras distintos, de modo que no existan trayectorias eléctricas comunes entre ellas.

La etapa de entrada se compone de un amplificador, un oscilador y un modulador. En este caso, el modulador usa un oscilador de onda cuadrada de alta frecuencia para modificar la señal original. Se utiliza un capacitor de valor pequeño en la barrera aislante para acoplar la señal modulada de baja frecuencia o voltaje de cd de la entrada a la salida. Sin la modulación, serían necesarios capacitores de un valor prohibitivamente alto con la degradación resultante en el aislamiento entre las etapas.

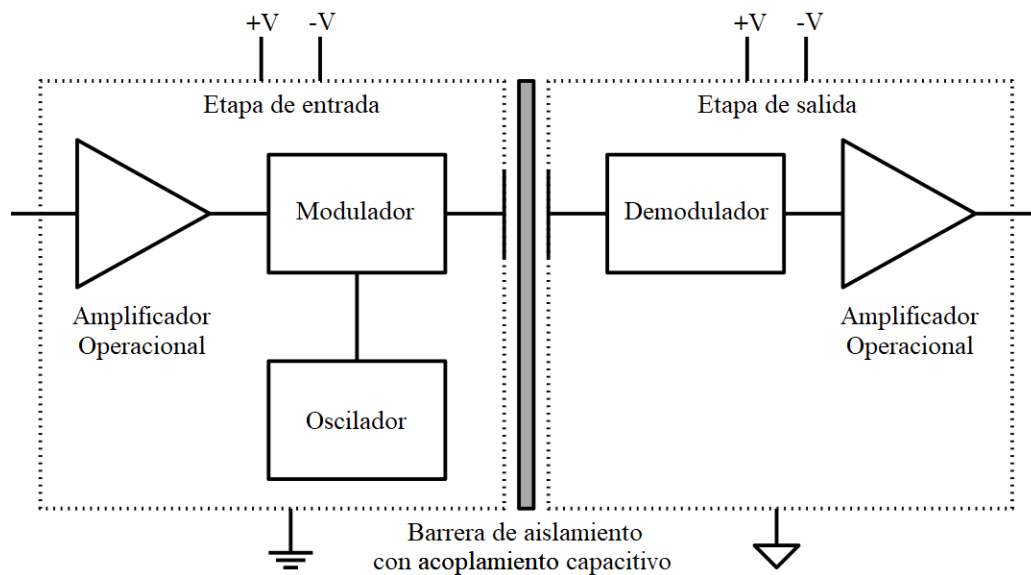


Figura 2.28: Diagrama simplificado de un amplificador de aislamiento típico.

La etapa de salida se compone de un demodulador que extrae la señal de salida original de la señal modulada, de modo que la señal de entrada regrese a su forma original. En modulación en amplitud, la amplitud de la salida del oscilador es variada, de forma que corresponda a las variaciones de la señal de entrada. En modulación por ancho de pulso, el ciclo de trabajo de la salida del oscilador es variado y cambia el ancho del pulso de acuerdo con las variaciones de la señal de entrada.

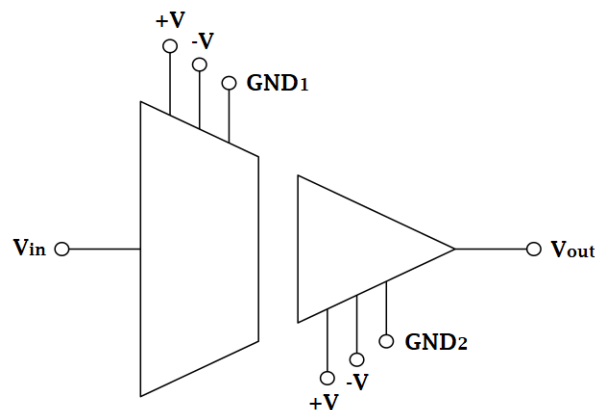


Figura 2.29: Diagrama de un amplificador de aislamiento.

Aunque internamente utiliza un proceso relativamente complejo, el amplificador de aislamiento sigue siendo simplemente un amplificador y es sencillo de usar. Cuando se aplican voltajes de alimentación de cd y una señal de entrada separados, el resultado es una señal de salida amplificada. La función de aislamiento es un proceso invisible [9].

2.8. Rectificadores

Un rectificador es un circuito que convierte una señal de CA en una señal unidireccional. Es un tipo de convertidor de CD a CA. Dependiendo de la clase de suministro en la entrada, los rectificadores se clasifican en dos tipos:

- Monofásicos.
- Trifásicos.

Para simplificar, se considera que los diodos son ideales. Por “ideal” se quiere decir que el tiempo de recuperación en sentido inverso, y la caída de voltaje en sentido directo son despreciables [3].

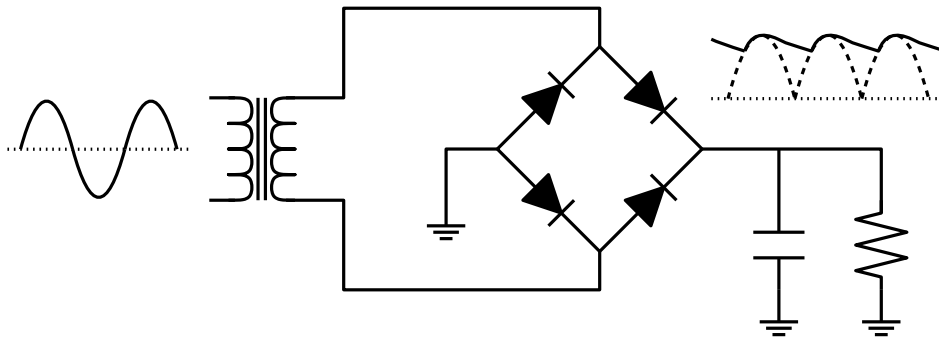


Figura 2.30: Ejemplo de circuito rectificador con filtro tipo C.

El diseño de un rectificador implica determinar las especificaciones de los diodos semiconductores. Las capacidades de los diodos se suelen especificar en función de la corriente promedio, corriente rms, corriente pico y voltaje de pico inverso. No existen criterios definidos para el diseño, pero se requiere la determinación de las formas de onda de las corrientes y los voltajes.

Se pueden usar filtros, llamados “filtros de CD”, para alisar el voltaje de salida de CD de los rectificadores. El objetivo de un rectificador es proporcionar un voltaje de salida de CD con determinada potencia de salida [9].

2.8.1. Filtros de CD

Un filtro es un circuito que deja pasar ciertas frecuencias y atenúa o rechaza todas las demás. La banda de paso de un filtro es el intervalo de frecuencias que el filtro deja pasar con atenuación mínima. La frecuencia crítica, f_c , o frecuencia de corte, define el final de la banda de paso y normalmente ese especifica en el punto donde la respuesta reduce -3dB con respecto a la respuesta en la banda de paso. Después de la banda de paso existe una región llamada "región de transición" que conduce a una región llamada "banda de rechazo". No existe ningún punto preciso entre la región de transición y la banda de rechazo.

Un filtro en las fuentes de alimentación idealmente elimina los rizados del voltaje de salida de un rectificador de media onda, o de onda completa y produce un voltaje de cd de nivel constante. Los filtros se implementan con capacitores. Los filtros activos utilizan transistores o amplificadores operacionales combinados con circuitos RC, RL o RLC pasivos. Los dispositivos activos proporcionan ganancia de voltaje y los pasivos selectividad de frecuencia. En función de su respuesta general, las cuatro categorías básicas de filtros activos son los pasa-bajas, los pasa-altas, los pasa-banda y los rechaza-banda [9].

Filtro pasa-bajas

Un filtro pasa-bajas es uno que deja pasar frecuencias desde CD hasta f_c , y que atenúa significativamente a todas las demás frecuencias. La banda de paso del filtro pasa-bajas ideal se muestra en el área sombreada de la figura 2.31, la respuesta se reduce a cero a frecuencias más allá de la banda de paso. El ancho de banda de un filtro pasa-bajas ideal es igual a f_c .

$$BW = f_c$$

La respuesta ideal mostrada en la figura 2.32 no está al alcance de cualquier filtro práctico. El filtro pasa-bajas más básico es un circuito RC sencillo compuesto por un solo resistor y capacitor; la salida se toma a través del capacitor, como se muestra en la figura 2.32.

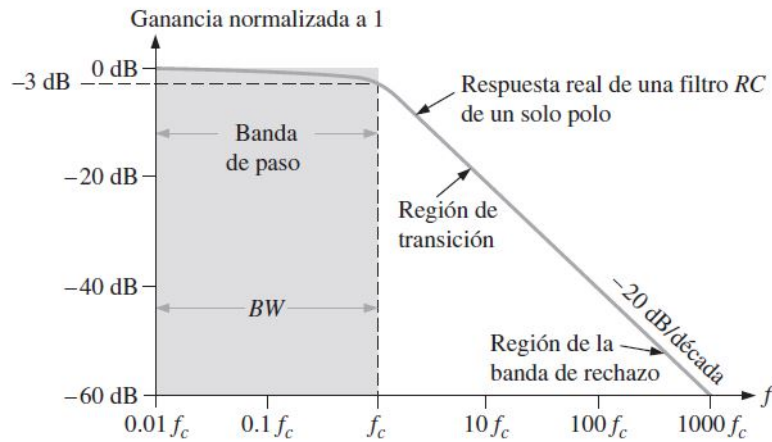


Figura 2.31: Comparación de la respuesta de un filtro pasa-bajas ideal (gris) con una real.

La frecuencia crítica de un filtro RC pasa-bajas ocurre cuando $X_c = R$, donde:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Los filtros que incluyen uno o más amplificadores operacionales en los diseños se llaman filtros activos. Estos filtros pueden optimizar la rapidez de la pendiente de caída u otro atributo con un diseño de filtro particular [9].

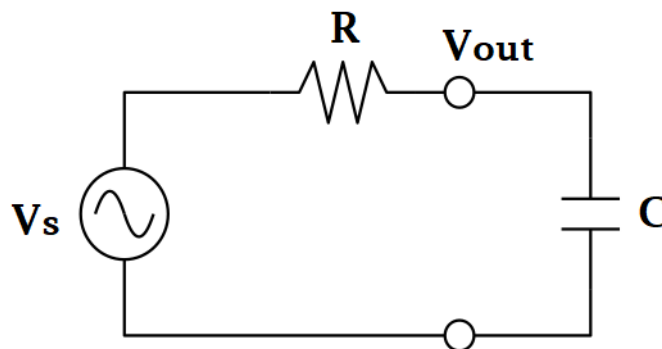


Figura 2.32: Circuito pasa-bajas básico.

Filtro pasa-altas

Un filtro pasa-altas es uno que atenúa o rechaza significativamente todas las frecuencias por debajo de f_c y deja pasar todas las frecuencias por encima de f_c . La respuesta ideal, indicada por el área sombreada en la figura 2.33, sufre una reducción instantánea a f_c , la que, desde luego, no es alcanzable. La banda de paso de un filtro pasa-altas se conforma de todas las frecuencias por encima de la frecuencia crítica. El amplificador operacional y otros componentes que conforman el filtro limitan la respuesta en alta frecuencia de circuitos prácticos [9].

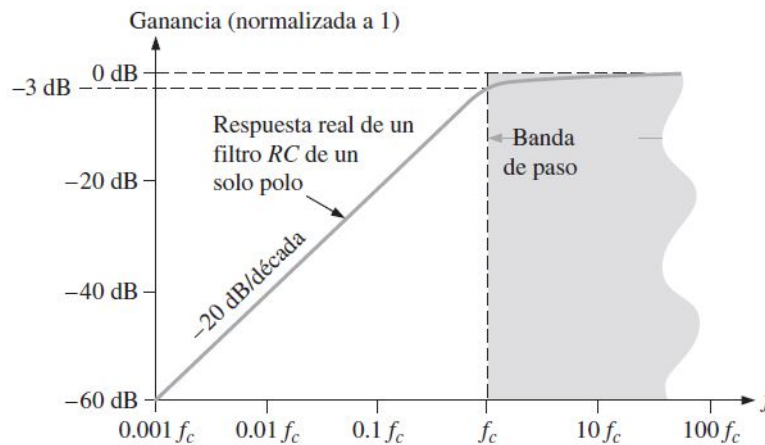


Figura 2.33: Comparación de la respuesta de un filtro pasa-altas ideal (gris) con una real.

Un circuito RC sencillo que consta de un solo resistor y un capacitor puede ser configurado como un filtro pasa-altas tomando la salida a través del resistor, como se muestra en la figura 2.34. También, la frecuencia crítica para el filtro pasa-altas básico ocurre cuando $X_c = R$, donde:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

La respuesta de los filtros pasa-altas reales no es perfectamente plana ni la rapidez de la pendiente de caída es tan precisa como en uno ideal.

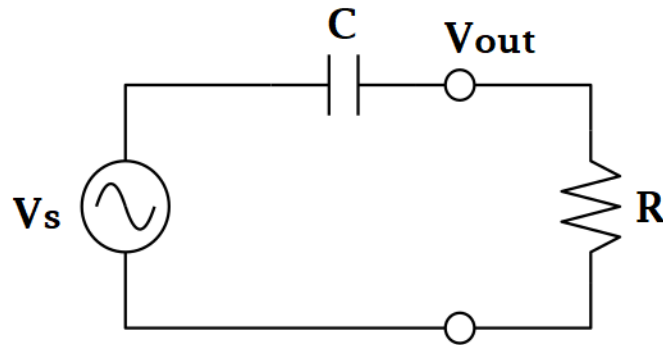


Figura 2.34: Circuito pasa-altas básico.

Filtro pasa-banda

Un filtro pasa-banda deja pasar todas las señales situadas dentro de una banda entre un límite inferior de frecuencia y un límite superior de frecuencia y rechaza todas las frecuencias que quedan fuera de estos límites especificados. En la figura 2.35 se muestra una curva de respuesta de un filtro pasa-banda. El ancho de banda (BW) se define como la diferencia entre la frecuencia crítica superior (f_{c2}) y la frecuencia crítica inferior (f_{c1}).

$$BW = f_{c2} - f_{c1}$$

Las frecuencias críticas son los puntos donde la curva de respuesta de 70,7% de su valor máximo. La frecuencia en torno a la cual la banda de paso está centralizada se llama frecuencia central, f_0 definida como la media geométrica de las frecuencias críticas [9].

$$f_0 = \sqrt{f_{c2}f_{c1}}$$

El factor de calidad (Q) de un filtro pasa-banda es el cociente de la frecuencia central entre el ancho de banda.

$$Q = \frac{f_0}{BW}$$

El valor de Q es una indicación de la selectividad del filtro pasa-banda. Mientras más alto sea el valor de Q, más angosto será el ancho de banda y mejor la selectividad con un valor dado f_0 .

Los filtros pasa-banda en ocasiones se clasifican como de banda angosta ($Q > 10$) o de banda ancha ($Q < 10$). El factor de calidad (Q) también se puede expresar en función del factor de amortiguamiento relativo (DF) del filtro como:

$$Q = \frac{1}{DF}$$

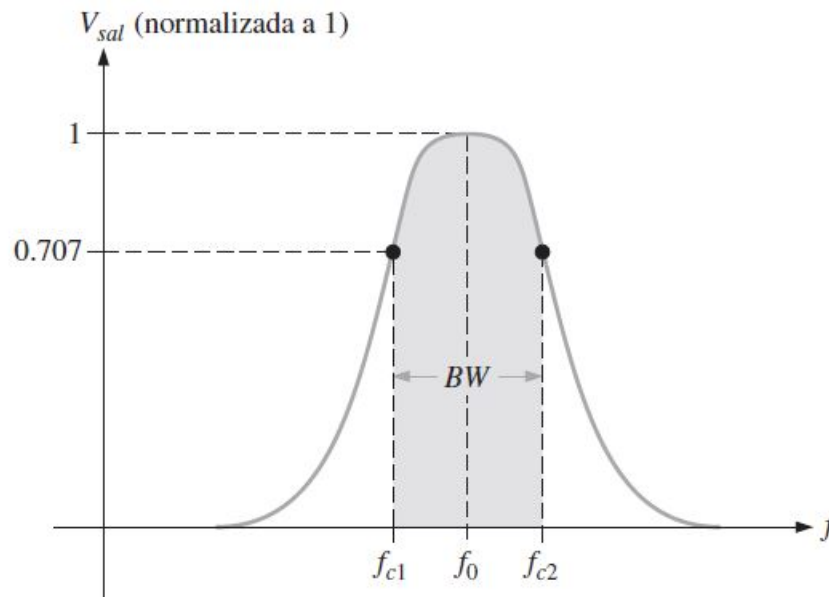


Figura 2.35: Curva de respuesta de un filtro pasa-banda.

Filtro rechaza-banda

Un filtro rechaza-banda, conocido también como filtro supresor de banda, filtro muesca o de eliminación de bandas.

Su operación es opuesta al filtro pasa-banda porque las frecuencias dentro de un cierto ancho de banda son rechazadas y a las frecuencias afuera del ancho de banda se les permite pasar. En la figura 2.36 se muestra una curva de respuesta de un filtro rechaza-banda [9].

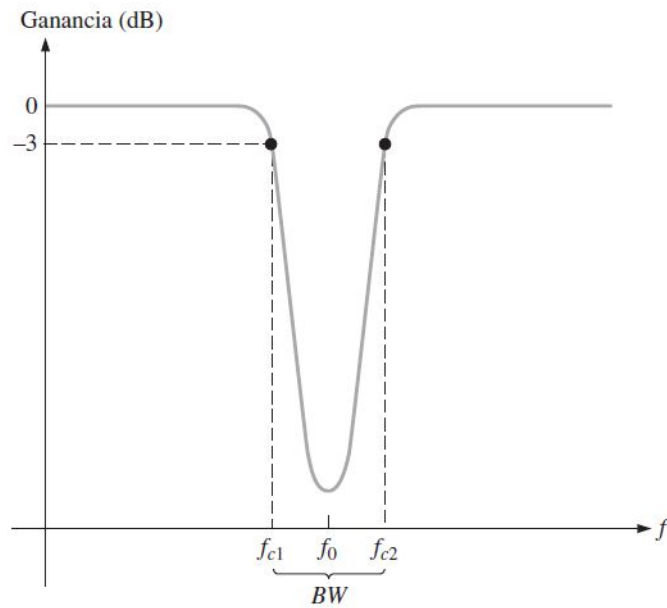


Figura 2.36: Curva de respuesta de un filtro pasa-banda.

2.9. Amplitud Modulada (AM)

La amplitud modulada es un método de enviar información audible, tal como voz y música, por medio de ondas electromagnéticas emitidas a la atmósfera. La amplitud de una señal con una frecuencia específica, llamada portadora, es variada de acuerdo con una señal moduladora, la que puede ser una señal de audio, como se muestra en la figura 2.37.

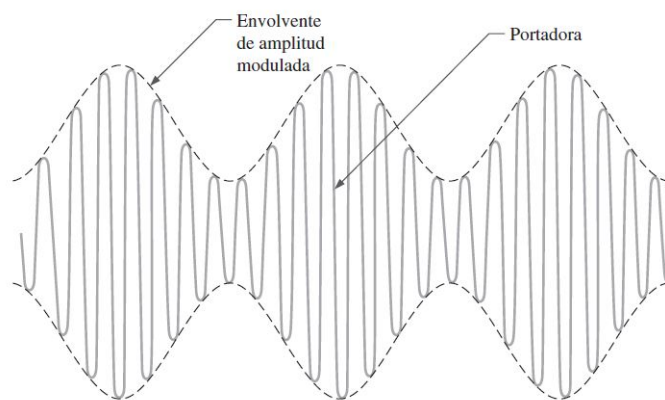


Figura 2.37: Señal de amplitud modulada, la portadora de alta frecuencia es modulada por una señal envolvente de baja frecuencia.

La forma de onda AM resultante contiene la frecuencia portadora, una frecuencia lateral superior igual a la frecuencia portadora más la frecuencia de modulación, y una frecuencia lateral inferior igual a la frecuencia portadora menos la frecuencia de modulación. Por ejemplo, si la amplitud de una portadora de MHz se modula con una señal de audio de 5 kHz, los componentes de la frecuencia en la forma de onda de AM son 1 MHz (portadora), $1 \text{ MHz} + 5 \text{ kHz} = 1,005,00 \text{ Hz}$ (lado superior), y $1 \text{ MHz} - 5 \text{ kHz} = 995,000 \text{ Hz}$ (lado inferior). También están presentes armónicos en estas frecuencias [9].

2.10. Demodulación de AM

La demodulación o detección es el proceso inverso a la modulación, que se emplea en el receptor para recuperar la señal original que contiene la información que se envió mediante la señal portadora. También es un proceso no lineal. La demodulación de AM constituye uno de los casos particulares en que resulta más simple y económico utilizar un detector de envolvente, constituido por un simple diodo, un capacitor y una resistencia para la descarga de este [9].

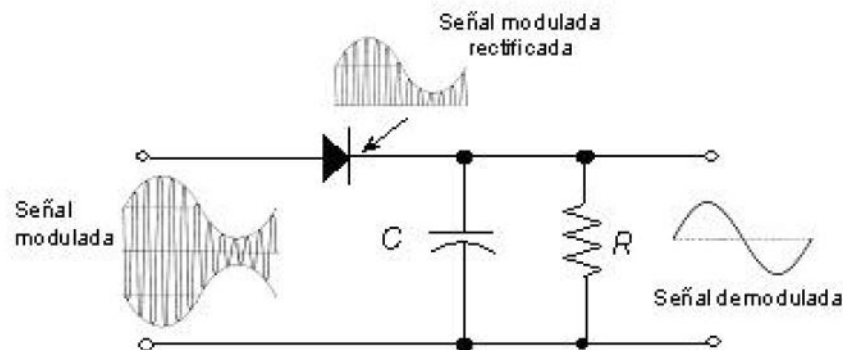


Figura 2.38: Circuito detector de envolvente.

La señal de AM se aplica a la entrada del detector, o demodulador. Esta señal es de amplitud variable de acuerdo con la señal de información. Si el circuito estuviera formado solo por la resistencia y el diodo, sin el condensador, la señal de salida sería similar a la de un rectificador de media onda, si bien, de amplitud variable, en que la envolvente correspondería a la señal de información. El condensador, o capacitor, actúa como filtro, haciendo la misma función que en un rectificador de media onda. Se carga a través del diodo al voltaje pico de la señal de entrada

cuando ésta es positiva, con una constante de tiempo $\tau = R_D C$, en que R_D es la resistencia del diodo de conducción.

En los semiciclos negativos el diodo queda polarizado inversamente y se comporta como un circuito abierto. En esas condiciones, el condensador no tiene otra trayectoria de descarga más que a través de la resistencia de carga R . Si $R \gg R_D$, la constante de tiempo de descarga es mucho mayor que la de carga, de modo que el condensador se cargará rápidamente en los semiciclos positivos y se descargará lentamente a través de R en los negativos. La señal en la resistencia es proporcional a la amplitud de la señal modulada, de modo que seguirá aproximadamente la forma de la envolvente con un cierto rizado que puede reducirse o eliminarse mediante filtrado adicional, como se ilustra en la figura 2.39. La grafica mostrada es solo ilustrativa, de manera que se observa un ejemplo aproximado de cómo sería la carga y descarga del condensador (en color rojo), y como sería el filtrado del voltaje de rizo de manera que se acerca a la señal que contiene la información enviada (color azul).

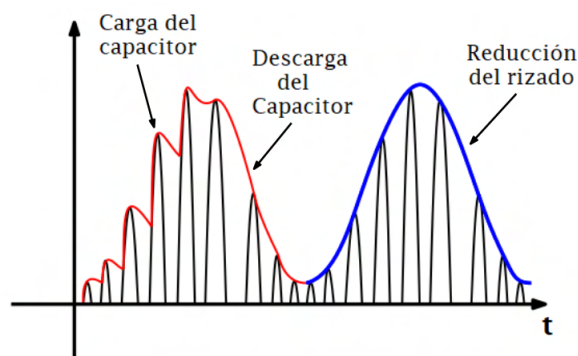


Figura 2.39: Representación de la demodulación de la señal, y la reducción del rizado.

Si la relación entre la resistencia y la capacitancia es pequeña, el voltaje en el condensador puede seguir las reducciones rápidas de amplitud de la envolvente. Así, cuando el voltaje de una señal modulada se aplica al circuito, el voltaje del condensador es siempre casi igual al de la señal aplicada, de modo que es prácticamente igual en forma al de la envolvente y contiene una componente de C.C, además de la frecuencia de la señal moduladora.

La resistencia R puede conectarse también en paralelo con el diodo, en lugar de con el condensador. Este se descargará entonces hacia la fuente de entrada a través de R . En los intervalos en que el diodo conduce, su resistencia, R_D , es mucho menor que R y se mantiene así las constantes de tiempo de carga y descarga [9].

2.11. Arduino

Arduino es una plataforma de desarrollo basada en una placa electrónica de hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable y una serie de pines hembra. Estos permiten establecer conexiones entre el microcontrolador y los diferentes sensores y actuadores de una manera muy sencilla [1].

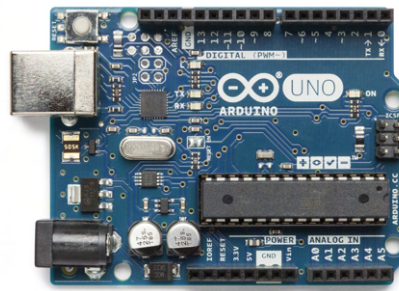


Figura 2.40: Placa electrónica Arduino UNO.

Existen distintos modelos de placas Arduino, cada una pensada con un propósito diferente y características variadas, como el tamaño físico, el número de entradas y salidas, el modelo del microcontrolador, entre otras. A pesar de las varias placas que existen, todas pertenecen a la misma familia de microcontroladores AVR Atmel. Esto quiere decir que comparten la mayoría de sus características de software, como su arquitectura, librerías y documentación [1].

2.11.1. ATmega328P

El microcontrolador que se utiliza en las placas Arduino es el modelo ATmega328P de la marca Atmel. Este microcontrolador tiene una arquitectura de tipo AVR, desarrollada por Atmel y en cierta medida compite con otras arquitecturas como la de las PIC's del fabricante Microchip [1].

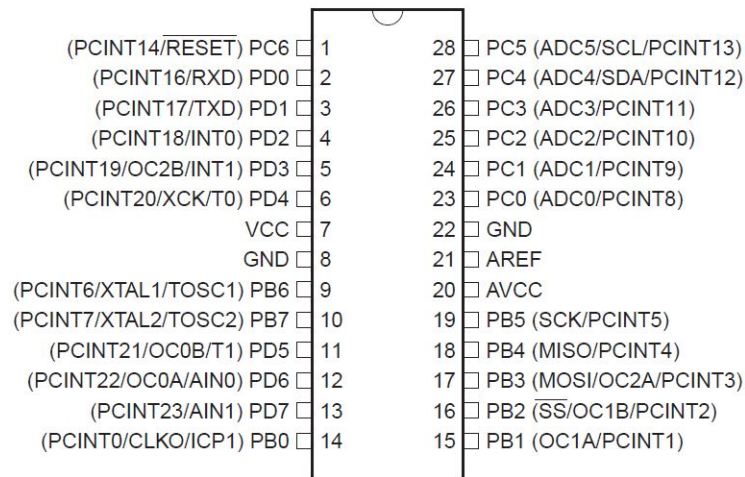


Figura 2.41: Diagrama de conexiones del Microcontrolador ATmega328P.

El microcontrolador ATmega328P es un microcontrolador CMOS de 8 bits, de bajo consumo, basado en la arquitectura RISC. Al ejecutar potentes instrucciones en un solo ciclo de reloj, el ATmega328P logra rendimientos cercanos a 1 MIPS (Microcontroller without Interlocked Pipeline Stages) por MHz, lo que permite al diseñador del sistema optimizar el consumo de energía en comparación con la velocidad de procesamiento [1].

2.11.2. Liquid Crystal Display (LCD)

Las siglas LCD significan “Liquid Cristal Display” ó pantalla de cristal líquido. Es una pantalla plana basada en el uso de una sustancia liquida atrapada entre dos placas de vidrio, aplicando a esta una diferencia de potencial en una zona especificada, para que así esta se vuelva opaca, y además cuenta (generalmente) con iluminación trasera [8].

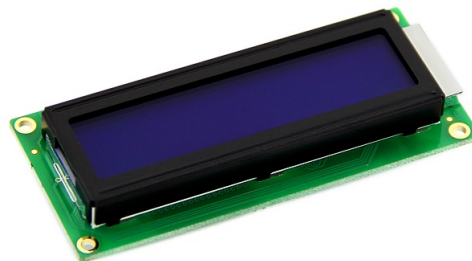


Figura 2.42: LCD 16x2 para circuitos electrónicos.

Algunas características básicas que considerar en una LCD son:

- **Tamaño:** El Tamaño de un panel LCD generalmente mide a lo largo de su diagonal, expresado generalmente en pulgadas. Sin embargo, existen más características que pueden describir las dimensiones aproximadas, como por ejemplo las pantallas LCD 16x2 se refiere a que tiene la capacidad de tener al mismo tiempo 16 caracteres de manera horizontal en dos renglones (cada uno).
- **Brillo:** Se refiere a la luminosidad de la pantalla. La mayoría de las pantallas LCD cuentan con luz trasera y la posibilidad de controlar su luminosidad, como a través de un potenciómetro.
- **Número de caracteres:** Hay diversos tamaños de LCD y con ellos se limita la posibilidad de mostrar en el display cierto número de caracteres, los tamaños estándar manejados generalmente son: 16x2, 20x4 y 8x2.

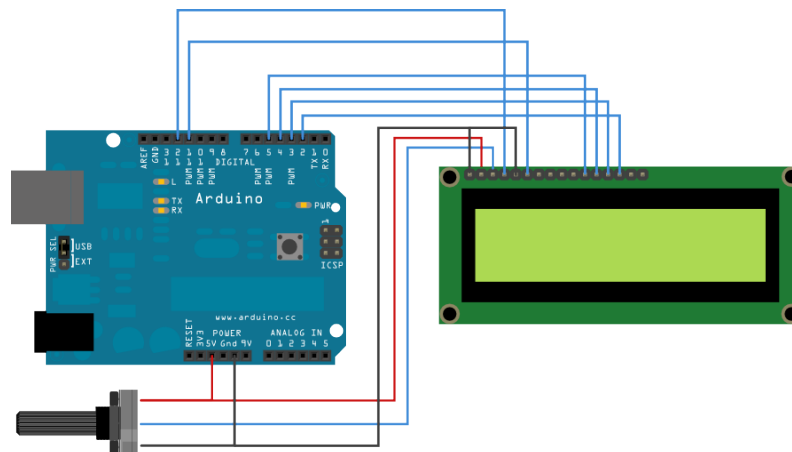


Figura 2.43: Conexión de una LCD 16x2 a una placa Arduino.

2.11.3. Módulo de Interfaz Serial I2C para LCD

El módulo de interfaz serial I2C permite manejar la pantalla LCD de manera más sencilla, a través del uso de 2 pines de la placa arduino. El protocolo I2C de comunicación serial define la trama de datos y las conexiones físicas para transferir bits entre 2 dispositivos. El puerto incluye dos cables de comunicación, SDA y SCL. Además, el protocolo permite conectar hasta 127 dispositivos esclavos con esas dos líneas, con hasta velocidades de 100, 400 y 1000 kbits/s. También es conocido como "TWI" (Two Wire Interface).

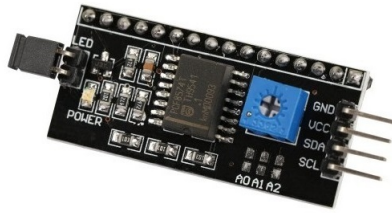


Figura 2.44: Modulo Serial I2C para LCD 16x2.

Es uno de los protocolos más usados para comunicarse con sensores digitales, ya que a diferencia del puerto Serial, su arquitectura permite tener una confirmación de los datos recibidos, dentro de la misma trama de red de datos, entre otras ventajas [8]

Su principal ventaja es la conexión de varios dispositivos al mismo bus de datos. Los mensajes que se envían mediante un puerto I2C, incluyen además un "byte" de información, una dirección tanto del registro como del sensor. Para la información que se envía siempre existe una confirmación del receptor por parte del dispositivo.

En este tipo de comunicación se diferencian dos elementos básicos, un dispositivo "Maestro" y un dispositivo "Esclavo". En la figura 2.45 se muestra un diagrama de una conexión típica de tres dispositivos en el mismo bus de datos. El bus consiste de dos líneas llamadas **Serial DA**ta - **SDA** y **Serial CL**ock - **SCL**.

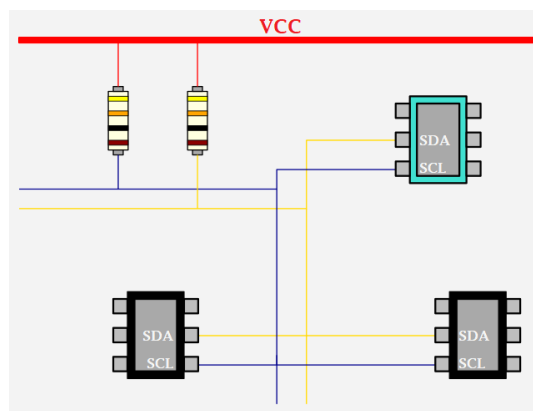


Figura 2.45: Representación de conexión de dispositivos al bus I2C.

El "Maestro I2C" se encarga de controlar el cable de reloj, SCL. Además, se encarga de iniciar y parar la comunicación. La información se envía solo por la línea o cable de datos seriales, SDA.

El "Esclavo I2C" generalmente suele ser un sensor. Este elemento suministra la información de interés al "Maestro". Puede actuar de dos formas: Esclavo-Transmisor o Esclavo-Receptor.

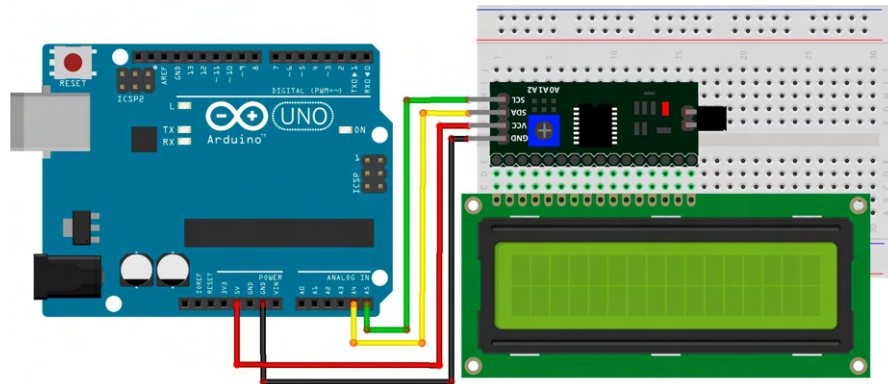


Figura 2.46: Conexión del módulo I2C a los 16 pines de una LCD.

2.11.4. Lenguaje de Programación

La plataforma Arduino utiliza su propio lenguaje de programación, el cual está basado en el lenguaje de programación C/C++, por lo tanto, soporta alguna de las funciones estándar de estos lenguajes. También es posible de utilizar otros lenguajes de programación y aplicaciones. Es posible debido a que la comunicación que utiliza Arduino para transmitir datos en formato serie es algo que la mayoría de los lenguajes de programación soportan.

El software de código abierto Arduino (IDE) hace más sencillo la escritura de un código de programación y cargarlo dentro de la placa a utilizar. Este software puede usarse con cualquier placa Arduino.

El código escrito por el usuario solo requiere dos funciones básicas, una para iniciar el boceto, "void setup()", y el ciclo principal del programa, "void loop()" [1].

Capítulo 3

Diseño del circuito

De acuerdo a lo planteado en el primer capítulo, el circuito a diseñar se divide en 4 etapas para facilitar el desarrollo de cada sección que lo integra.

Las primeras 3 etapas conforman la parte analógica del circuito, mientras que la 4ta consiste en la etapa digital donde la señal será convertida a una señal digital para su lectura en un microcontrolador.

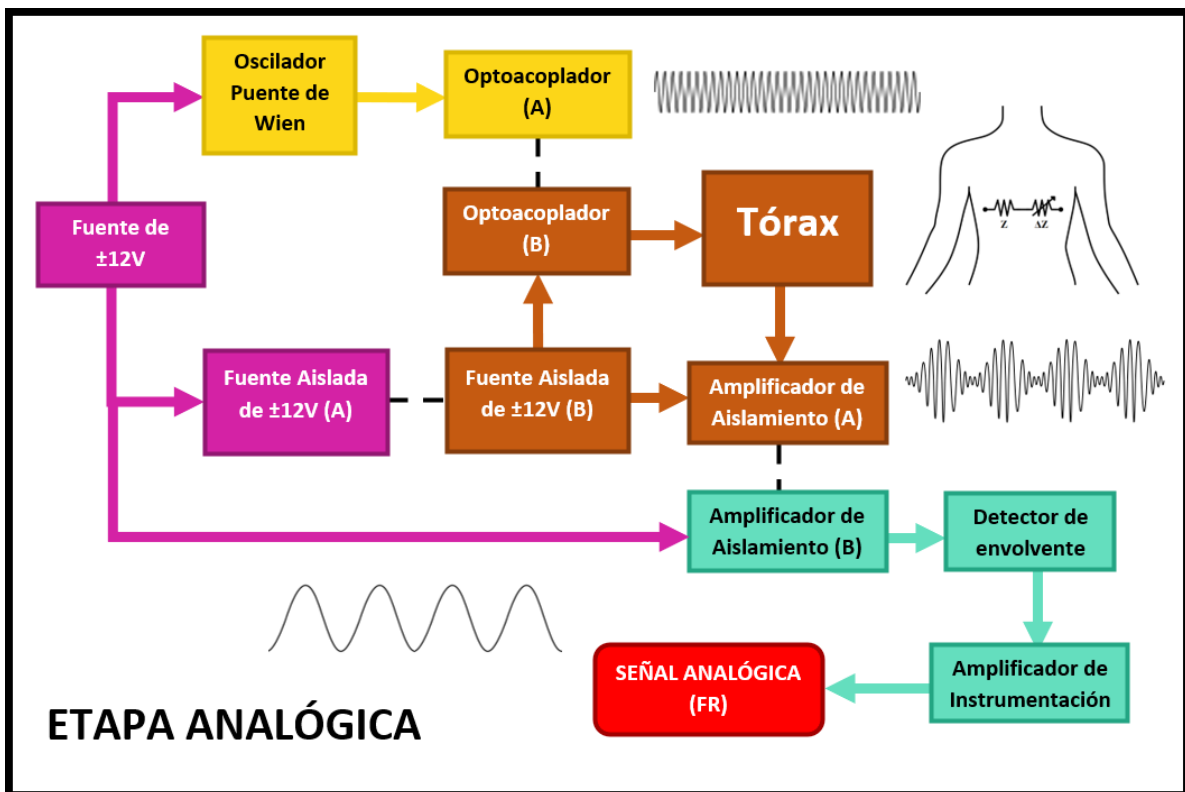


Figura 3.1: Diagrama de bloques de la etapa analógica.

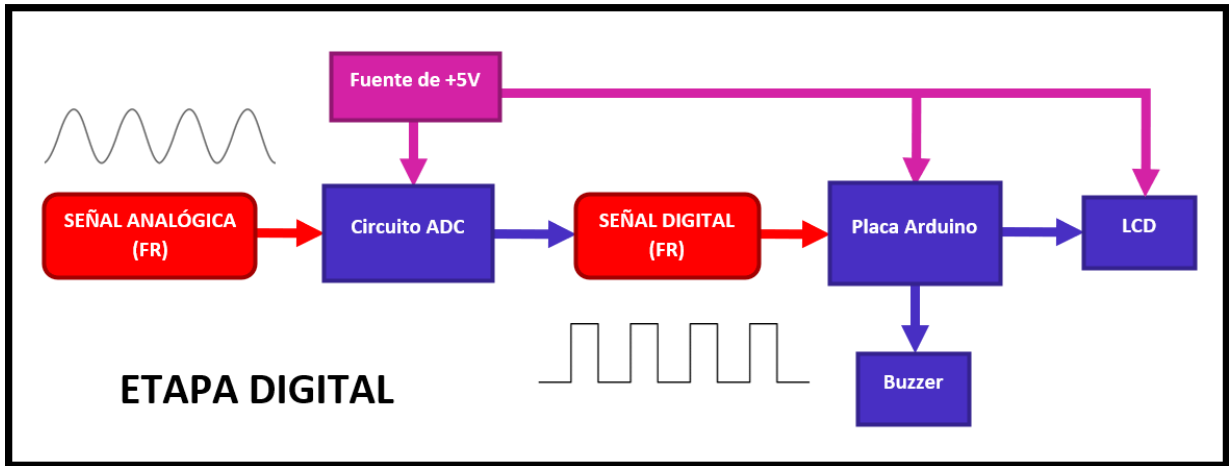


Figura 3.2: Diagrama de bloques de la etapa digital

- Etapa 1. Generación de la señal oscilatoria.
- Etapa 2. Inyección de corriente y pre-amplificación.
- Etapa 3. Amplificación y obtención de la frecuencia respiratoria.
- Etapa 4. Digitalización y control.

A continuación, se presenta el diseño de cada una de estas etapas y su desarrollo.

3.1. Etapa I. Generación de la señal oscilatoria

Para la primera etapa, se generará una señal oscilatoria de frecuencia aproximada a 100 kHz. Se implementará mediante un oscilador puente de Wien, y a su salida tendrá un circuito optoacoplador conectado para aislar la salida de esta etapa de la siguiente.

3.1.1. Oscilador Puente de Wien

Para el desarrollo de este oscilador, se utiliza un amplificador operacional, en este caso un circuito TL082CP, el cual, mediante una retroalimentación compuesta por un puente de cuatro resistencias y dos capacitores, genera una señal de corriente alterna.

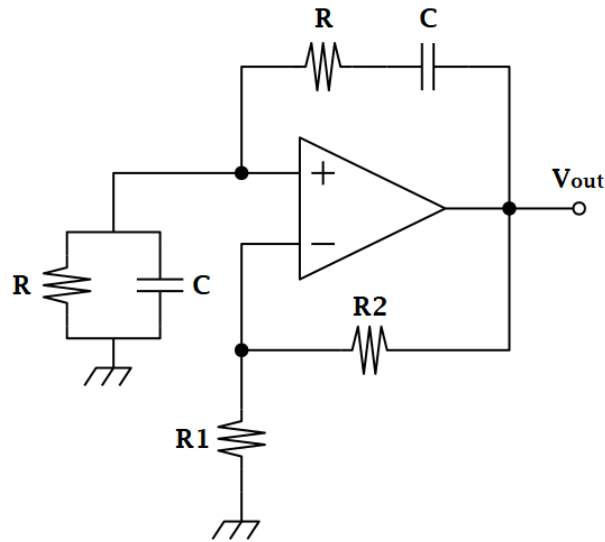


Figura 3.3: Diagrama de un oscilador puente de Wien.

La frecuencia de resonancia, u oscilación que presenta la señal de salida del Puente de Wien se establece mediante la formula:

$$f_r = \frac{1}{2\pi RC}$$

3.1.2. Amplificador Operacional TL082CP

Este circuito integrado de bajo costo y alta velocidad cuenta con dos amplificadores operacionales en su interior. Requieren baja corriente para su funcionamiento y aún con ello mantienen un amplio ancho de banda de ganancia y una velocidad de respuesta rápida.

Estos amplificadores son comúnmente usados en aplicaciones como integradores de alta velocidad, convertidores Digital/Analógico, circuitos de muestreo y retención, y muchos otros circuitos que requieren un bajo voltaje de offset en su entrada, baja corriente de polarización de entrada, alta impedancia de entrada, alta velocidad de respuesta y un amplio ancho de banda. Además, estos circuitos también exhiben un bajo nivel de ruido y deriva de voltaje offset.

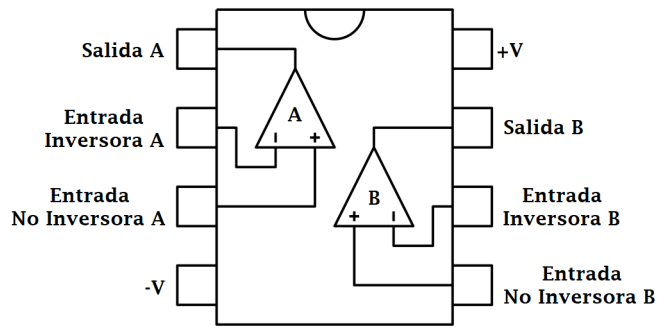


Figura 3.4: Diagrama del circuito integrado TL082CP.

Este circuito cuenta con 8 pines de conexión, dos de los cuales son ocupados para su alimentación, con voltajes positivo y negativo, dependiendo del uso al que se le dará el amplificador. En el caso del circuito implementado en este proyecto, es necesario obtener tanto un voltaje positivo, como uno negativo, para que la señal de salida oscile entre ambos voltajes y se pueda obtener una señal oscilante de CA.

El circuito integrado TL082 no es diferente del TL081 a excepción de la cantidad de amplificadores en su interior, siendo el TL081 el que cuenta con una sola unidad en su interior, y cuenta con 8 pines de los cuales solo hace uso de 7 de ellos en su configuración.

3.1.3. Optoacoplador 6N136

La salida del circuito oscilador entrega una corriente alterna de alta frecuencia, la cual se inyectará en el tórax del paciente, para el caso de simulación: una resistencia variable, y es necesario aislar la etapa del oscilador con la etapa que involucra en el circuito al ser humano. Para ello, en el caso de este proyecto, se usará un aislamiento óptico

El optoacoplador 6N136 es un circuito integrado que en su interior se encuentra un circuito de aislamiento óptico de diodo-transistor. Utiliza un aislamiento entre un LED y un fotodetector integrado para proporcionar aislamiento eléctrico entre la entrada y la salida del circuito. Las conexiones separadas del fotodiodo de polarización y el colector del transistor en la salida, incrementan la velocidad hasta cien veces la de un acoplamiento por fototransistor convencional

al reducir la capacitancia base-colector del transistor.

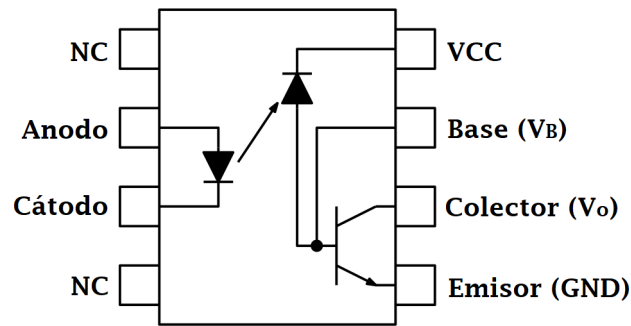


Figura 3.5: Diagrama del circuito integrado 6N136.

El optoacoplador sirve como barrera de aislamiento entre el circuito oscilador de la primera etapa y el circuito que conforma la segunda etapa, la cual se describe a continuación.

3.2. Etapa II. Inyección de corriente y pre-amplificación

La segunda etapa del circuito de este proyecto necesita tener un aislamiento debido a que en sus componentes se encuentra la resistencia variable que se considera como el tórax de una persona cuya resistencia varía dependiendo de la frecuencia de respiración. En resumen, la segunda etapa del circuito tendrá un aislamiento completo para obtener el grado de seguridad deseado, de manera que la resistencia variable (el tórax de la persona) se mantenga fuera del alcance físico de la red eléctrica que pueda causar un choque eléctrico, el cual podría tener como consecuencia, entre otras, la fibrilación del musculo cardiaco, lo cual es fatal para una persona.

De la primera etapa se mantendrá, principalmente, la alta frecuencia de la señal del oscilador, esta señal entrará al optoacoplador, y mantendrá aislada las etapas entre si, y a la salida del optoacoplador, en el fototransistor, se conectará una fuente de alimentación de C.D, que alternará sus valores entre 0 V y +12 V, de manera que la señal oscile, y al ser una señal cuadrada la que se obtendrá, se le conectará un capacitor en serie a la salida del colector, lo que provocará que la corriente oscile entre impulsos positivos y negativos debido al circuito RC que se forma con la resistencia variable.

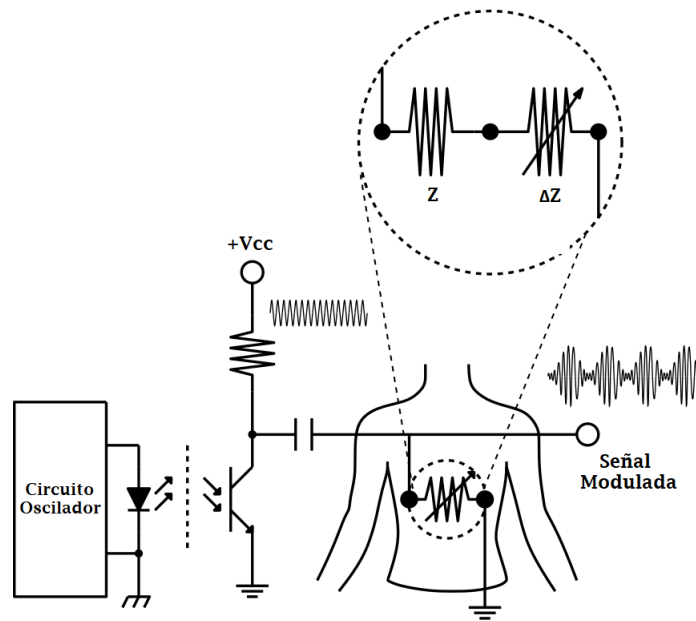


Figura 3.6: Diagrama del circuito a la salida del optoacoplador.

El tórax, en el circuito, se tomará como una resistencia variable que se conforma por dos resistencias en serie como se muestra en la figura 3.4, la resistencia fija representa la resistencia del tórax cuando los pulmones dentro de este se encuentran vacíos, se puede entender como el "valor mínimo" de la impedancia del tórax. La resistencia cuyo símbolo es el de una resistencia variable es la que aumentará su valor hasta alcanzar el "valor máximo" de la impedancia del tórax, que será cuando los pulmones estén llenos de aire en el ciclo de la respiración.

La variación del valor de la impedancia del tórax generará una variación en la señal oscilatoria que pasa por esta misma, lo que conlleva a una modulación de la señal de C.A, donde la señal de alta frecuencia será la señal portadora, y la señal con la información que se busca obtener, en este caso la frecuencia respiratoria, será la señal variable generada por el cambio de la bioimpedancia torácica.

Esta señal de amplitud modulada (señal AM), será enviada a un amplificador de aislamiento para aislar la segunda etapa del circuito de la tercera. Asegurando que se mantenga un aislamiento eléctrico del grado de seguridad deseado para la persona.

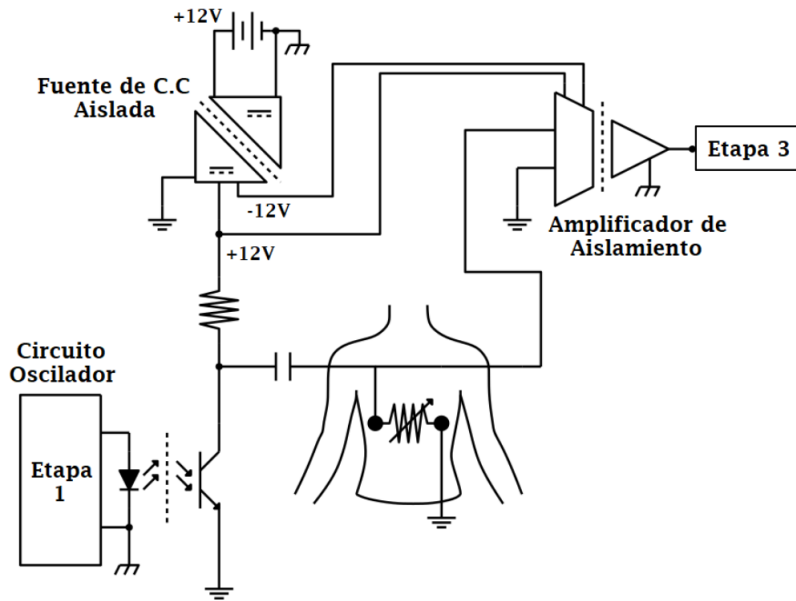


Figura 3.7: Diagrama del circuito en la Etapa 2 con su respectivo aislamiento.

A la entrada de esta etapa, se habló de una fuente de C.D conectada a la salida del optoacoplador para conmutar la fuente de manera que alterne en ciclos de 0 a 12V. Esta fuente de C.D será una fuente aislada para mantener la seguridad en el aislamiento de esta etapa, para ello se hará uso del circuito RKZ-445-12D, el cual es un convertidor C.D-C.D aislado de baja potencia. Los módulos son ideales para convertir y aislar el voltaje de C.D para la alimentación de circuitos que requieran aislamiento entre etapas, como los equipos de prueba y medición, controladores, máquinas y aplicaciones en dispositivos de telecomunicaciones. Existe una amplia gama de módulos para elegir, dependiendo del uso para el que se requiera, con diferentes configuraciones en la entrada, salida y el voltaje de aislamiento ofrecido en versiones reguladas y no reguladas.

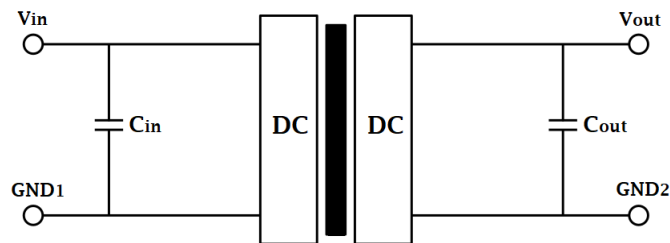


Figura 3.8: Diagrama de un circuito convertidor de voltaje CD-CD.

3.2.1. Amplificador de Aislamiento ISO124P

A la salida de la segunda etapa se hará uso del amplificador de aislamiento ISO124P, el cual es un amplificador operacional que tiene su entrada aislada de la salida, de manera que no habrá conexión física entre la segunda etapa y la tercera, aislando completamente la segunda etapa de cualquier circuito conectado físicamente a la red doméstica.

El ISO124 es un amplificador de aislamiento de precisión que incorpora una novedosa técnica de modulación-demodulación del ciclo de trabajo.

La señal se transmite digitalmente a través de una barrera capacitiva diferencial de 2 pF. Con la modulación digital, las características de la barrera no afectan la integridad de la señal, lo que da como resultado una excelente confiabilidad y una buena inmunidad transitoria de alta frecuencia a través de la barrera. Ambos condensadores de barrera están incrustados en el cuerpo de plástico del paquete.

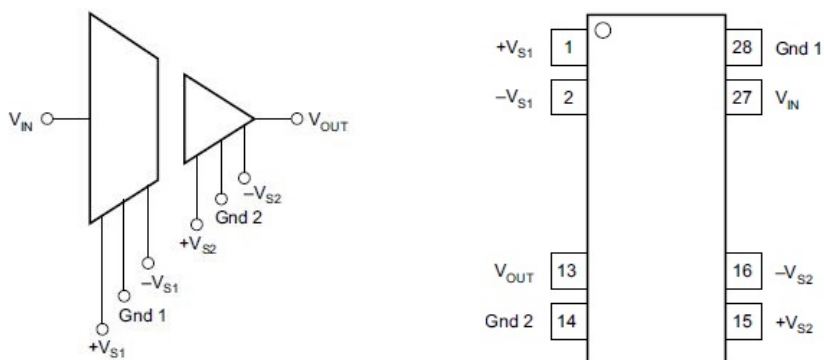


Figura 3.9: Símbolo del amplificador de aislamiento y su diagrama de conexión.

El ISO124 es fácil de usar. No se requieren componentes externos para su funcionamiento. Las especificaciones clave son 0,010% de no linealidad máxima, ancho de banda de señal de 50 kHz y VOS drift de 200 $\mu V/^{\circ}C$. Un rango de fuente de alimentación de $\pm 4,5 V$ a $\pm 18 V$ y corrientes de reposo de $\pm 5 mA$ en V_{S1} y $\pm 5,5 mA$ en V_{S2} hacen que el dispositivo ISO124 sea una buena opción para una amplia gama de aplicaciones.

Como se observa en las figuras de los diagramas del circuito, la entrada y la salida de este amplificador requiere de dos fuentes de alimentación dobles, separadas. Y se puede observar el aislamiento interno que tiene en la figura 3.8.

La señal que sale del tórax de la persona será una señal de amplitud modulada, cuya portadora será una señal de alta frecuencia (aproximadamente 100 kHz) por lo que el uso de este amplificador es adecuado para esta aplicación.

Una vez que la señal salga del amplificador de aislamiento, será mandada a la tercera etapa de este circuito, como se muestra en la figura 3.5.

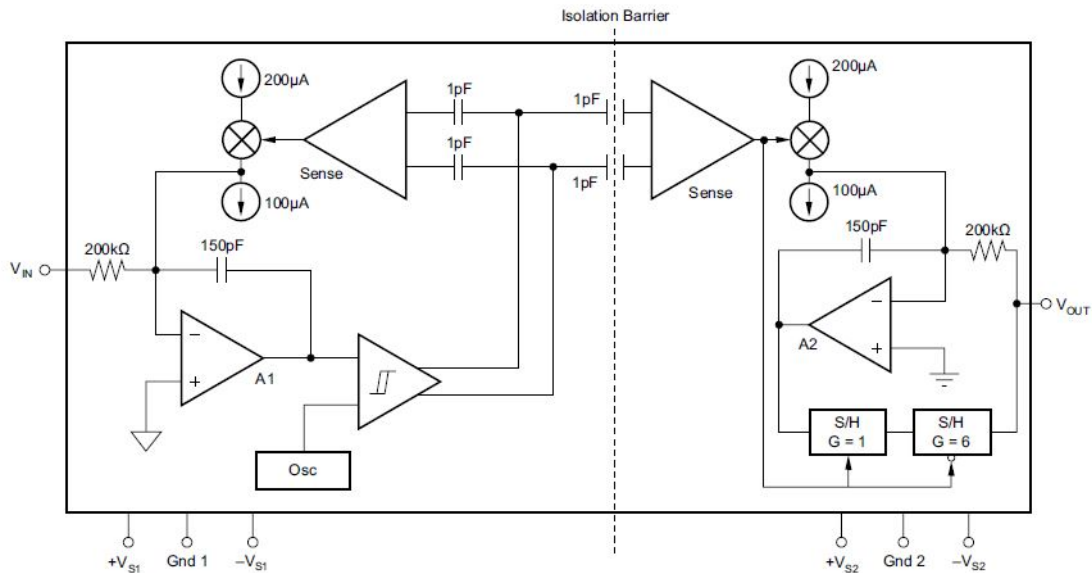


Figura 3.10: Diagrama interno del Circuito ISO124P.

3.3. Etapa III. Amplificación y obtención de la frecuencia respiratoria

En esta etapa se tendrá a la entrada una señal de amplitud modulada, con la información de la frecuencia respiratoria de la persona. Para recuperarla, será necesario demodular la señal.

Para realizar la demodulación se utilizará una rectificación mediante circuitos rectificadores de precisión. Estos se encargarán de que la señal que envuelve a la señal portadora de alta frecuencia sea recuperada mediante un filtro pasa-bajas, y de esta forma se obtenga la señal de información. Esto se realizará en ambos ciclos, positivo y negativo, de la señal, por lo que se obtendrán dos señales de signos contrarios.

Teniendo ambas señales, estas serán ingresadas a un amplificador de instrumentación diferencial, el cual realizará una suma de ambas señales, debido a el signo contrario que presentan entre si. Y a la salida se obtendrá una señal amplificada que corresponde a la variación de la bioimpedancia del tórax de la persona: La frecuencia respiratoria.

3.3.1. Rectificador de precisión

Un rectificador de precisión está compuesto por un amplificador operacional y un diodo. Este circuito, también llamado súper diodo, actúa como un diodo ideal y rectificador ya que permite procesar señales de voltaje muy pequeñas cuya amplitud esté incluso por debajo de la caída de tensión del diodo. En la figura 3.9 se observa un circuito de súper diodo.

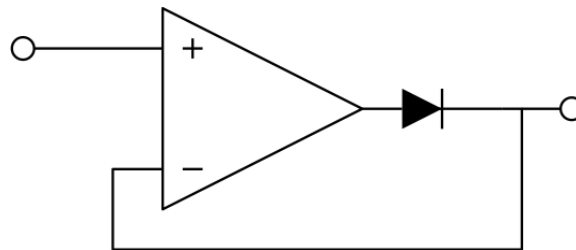


Figura 3.11: Rectificador de precisión, o súper diodo.

Para la demodulación de la señal, se hará uso de un circuito detector de envolvente. A la salida del rectificador de precisión hecho mediante un amplificador TL082CP y un diodo 1N4148, se colocará un condensador y una resistencia en paralelo, como se muestra en la figura 3.10. De manera que se reduzca el voltaje de rizo y se detecte la señal envolvente que contiene la información de la variación en la bioimpedancia del tórax.

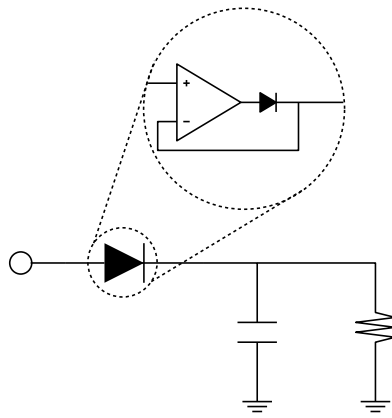


Figura 3.12: Circuito detector de envolvente simple con el detalle del super diodo.

La detección de envolvente se hará tanto para la envolvente superior, como la inferior, por lo que se requieren 2 circuitos detectores de envolvente con súper diodos, como se muestra en la figura 3.11. A la salida de los rectificadores se obtendrán dos señales de envolvente, las cuales se ingresarán a un amplificador de instrumentación para su amplificación mediante la diferencia de ambas señales, dando como resultado una señal de mayor amplitud, pero de la misma frecuencia.

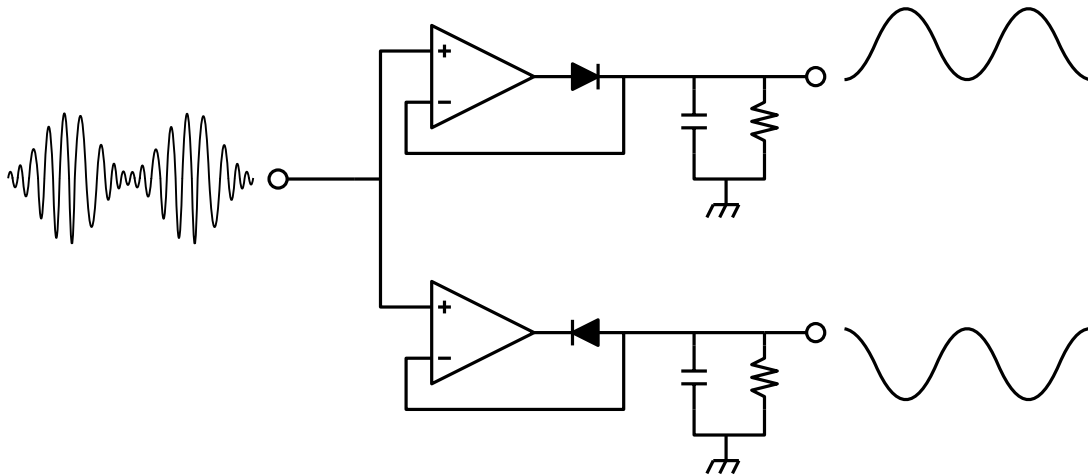


Figura 3.13: Circuitos detector de envolvente superior e inferior.

3.3.2. Amplificador de Instrumentación AD620

El circuito AD620 es un amplificador de instrumentación de precisión de bajo costo, que requiere solo una resistencia externa para establecer el valor de la ganancia de 1 a 1000. Su presentación es de diseño discreto, contando con 8 pines en su encapsulado, y tiene un bajo consumo de corriente, hasta 1.3 mA, lo que permite ser usado en aplicaciones alimentadas por batería, portátiles, o remotas.

El bajo nivel de ruido, la baja corriente de polarización de entrada y la baja potencia de este circuito integrado lo hacen ideal para aplicaciones médicas como ECG, y monitores de presión arterial no invasivos.

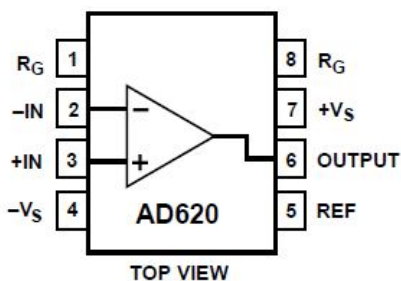


Figura 3.14: Diagrama del circuito integrado AD620.

Este amplificador realizará una operación diferencial en la que resta las señales en ambas entradas y lo multiplica por el factor de ganancia. De esta forma se obtiene una señal resultante amplificada a su salida. Como se muestra en la figura 3.13.

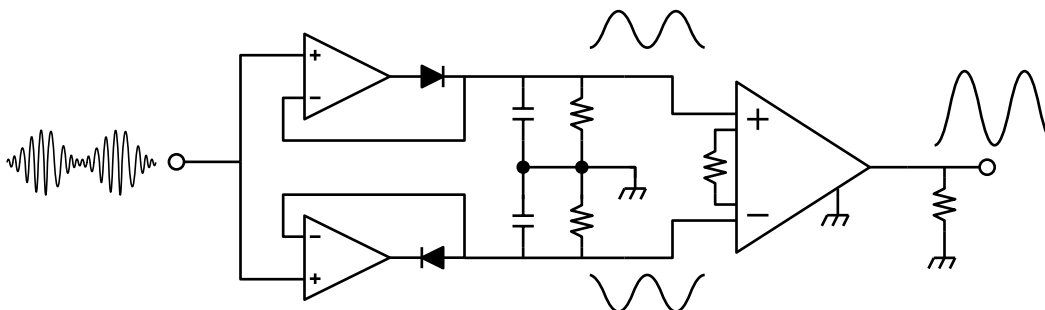


Figura 3.15: Circuito de la tercera etapa.

A la salida de la tercera etapa se obtendrá la señal envolvente equivalente a la frecuencia respiratoria. Ya obtenida, será necesario digitalizarla para poder visualizarla en un monitor.

3.4. Etapa IV. Digitalización y control

Ya obtenida la señal de FR mediante la demodulación, se pasará a través de un amplificador operacional para obtener una señal equivalente cuadrada, lo que permitirá utilizarla para accionar la base de un transistor 2n2222 que permitirá la conmutación de una fuente de alimentación de +5V que generará una señal de 0 V a +5 V (niveles lógicos) de la misma frecuencia que la frecuencia respiratoria.

De esta forma, ya convertida la señal a niveles lógicos, podrá ser detectada y procesada por un microcontrolador. En este caso se usará una placa Arduino para el procesamiento y el software Arduino IDE para programar la placa y el control de una alarma.

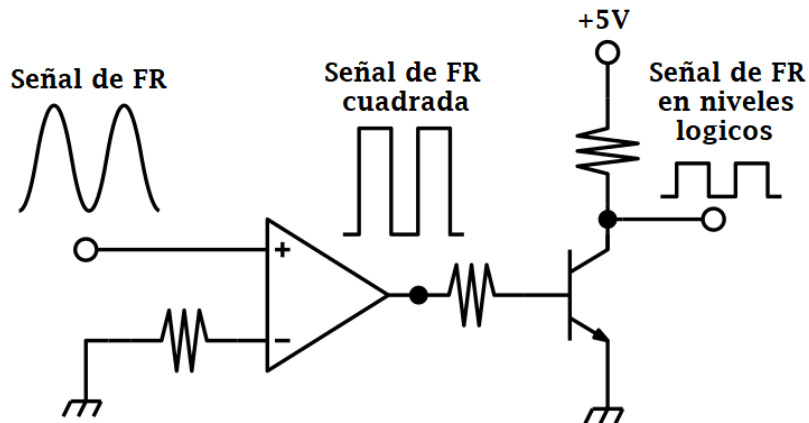


Figura 3.16: Circuito de la cuarta etapa.

Se enviará la señal de niveles lógicos a un pin de entrada de la placa Arduino, y se procederá a realizar la programación correspondiente para que esta señal sea detectada.

La programación se hará para usar el Arduino como un frecuencímetro, el cual detectará la frecuencia de los pulsos de entrada equivalente a la variación de la impedancia del tórax. El propósito de este proyecto es monitorear la frecuencia respiratoria para detectar casos de apnea

del sueño. Por lo que en la programación se incluirá el accionamiento de una alarma, o buzzer, que permitirá notificar la detección de la apnea, la cual tiene como característica la pausa en el ciclo respiratorio por más de 10 segundos, por lo tanto, es posible desarrollar un programa en el cual se detecte la frecuencia respiratoria, la ausencia de esta, y pasado el tiempo, se accionará la alarma. Como alarma, se utilizará un buzzer que será accionado para sonar al momento en el que se tenga una señal de nula frecuencia por 10 segundos o más.



Figura 3.17: Buzzer Zumbador.

También se utilizará una pantalla LCD que indicará el estado del ciclo respiratorio de la persona y alertará si este ha cambiado, de forma que indique cuando se está teniendo una emergencia para que la persona sea auxiliada, esto al momento que el buzzer emita el sonido. Para la comunicación con la pantalla LCD, se utilizará la comunicación I2C mediante el módulo de interfaz de este mismo para pantallas LCD 16x2.

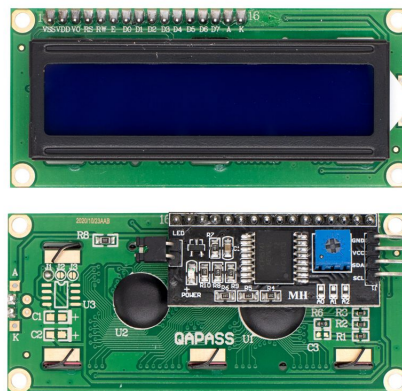


Figura 3.18: Conexión del módulo I2C a la parte trasera de una pantalla LCD.

Capítulo 4

Construcción del circuito

4.1. Etapa Analógica

Para la etapa I del circuito se requiere un oscilador, cuya frecuencia sea aproximadamente de 100 kHz, esto para que el efecto piel, usando el tórax como conductor, se haga presente por la elevada frecuencia de la señal de corriente que circula, y así evite el daño a órganos internos ya que la corriente circulará sobre el contorno del conductor, la piel de la persona.

Para la construcción del circuito oscilador Puente de Wien, se toma la fórmula de la frecuencia de resonancia del capítulo 3, y tomando un valor libre de capacitancia (C), en este caso un valor de 1 nF, se procede a hacer el cálculo del valor de la resistencia (R).

$$f_r = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi f_r C}$$

$$R = \frac{1}{(2)(\pi)(100kHz)(1nF)}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(100000Hz)(0,00000001F)}$$

$$R = \frac{1}{(0,000628319)}$$

$$R = 1591,548242 \Omega \approx 1,591 k\Omega$$

Para uso más práctico, el valor de la resistencia (R) se aproxima a su inmediato superior. Por lo tanto, los valores a considerar para R y C en el Puento de Wien son:

$$R = 1,6 \text{ k}\Omega \quad C = 1 \text{ nF}$$

En este circuito se aprecia el uso de diodos en retroalimentación, esto con el fin de controlar la amplitud de la señal de salida.

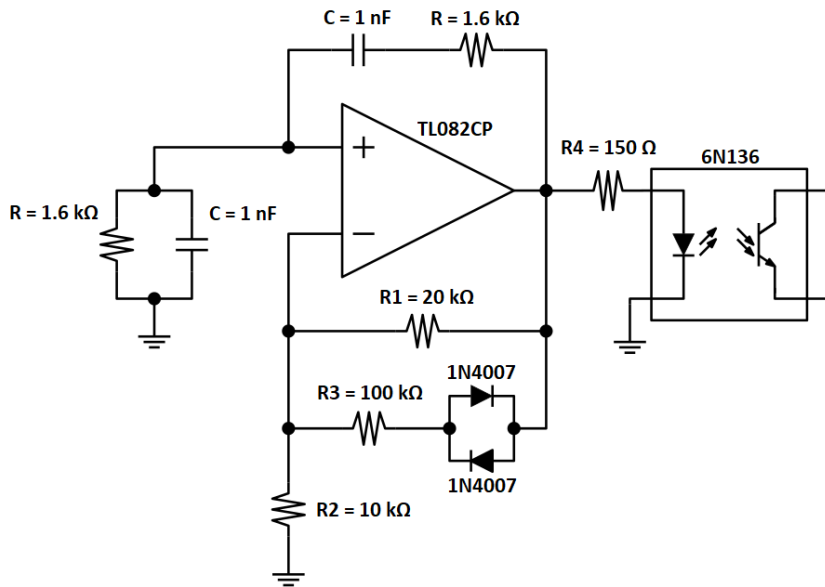


Figura 4.1: Diagrama de la Etapa I del circuito.

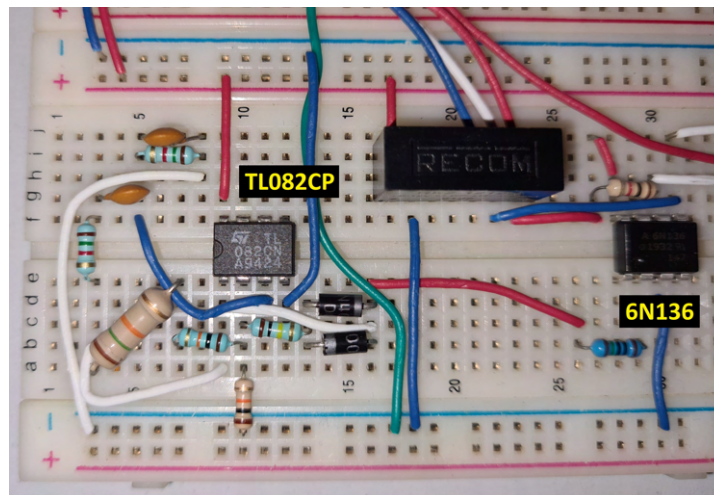


Figura 4.2: Circuito de la Etapa I.

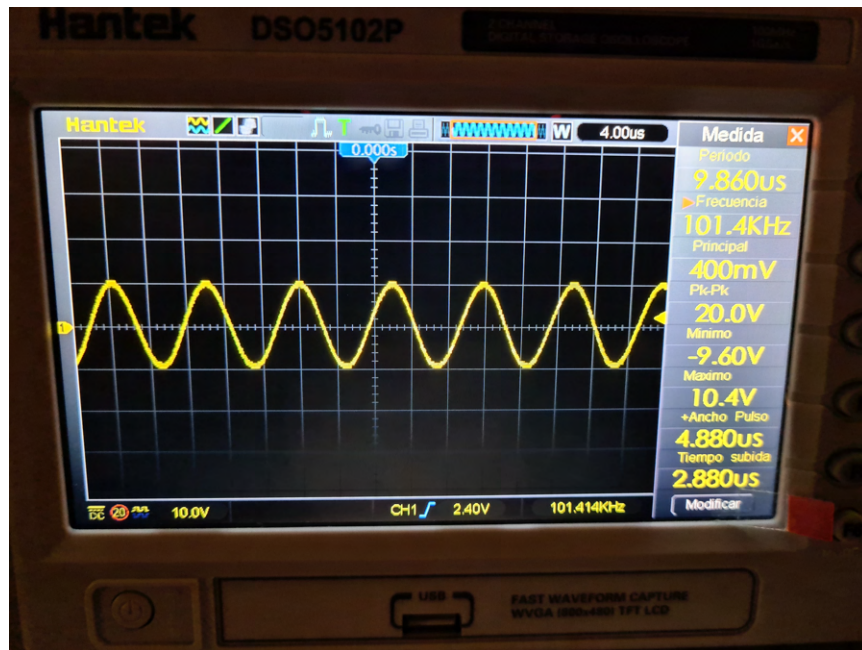


Figura 4.3: Señal de salida del circuito Puente de Wien en el osciloscopio.

Se lleva la señal a un circuito 6N136, el cual es un optoacoplador que aísla la etapa I de la etapa II, y en la entrada de este se conecta la salida del Puente de Wien, con una resistencia en serie de $150\ \Omega$.

A la salida del optoacoplador se conecta la fuente de alimentación de $+12\ \text{V}$, proveniente del convertidor CD/CD aislado RKZ-1212D, con una alimentación de $+12\ \text{V}$ en su entrada, puede proporcionar un amperaje máximo de $84\ \text{mA}$ de C.C, y a su salida $\pm 12\ \text{V}$.

Además, se conecta como salida del optoacoplador dos capacitores de $15\ \text{pF}$ que permiten, mediante la reactancia capacitiva, limitar la corriente a un valor cercano a $100\ \mu\text{A}$.

De esta forma, teniendo una corriente de baja amplitud, y de alta frecuencia, se asegura la presencia del efecto piel en el tórax. Y para fines demostrativos, en la parte del circuito donde se encontraría la conexión a los electrodos, se conecta una resistencia variable (ΔZ) en serie con una resistencia de un valor fijo (Z), que representan la bioimpedancia variable, y el valor mínimo de esta misma, respectivamente. Como se muestra en la figura 4.4.

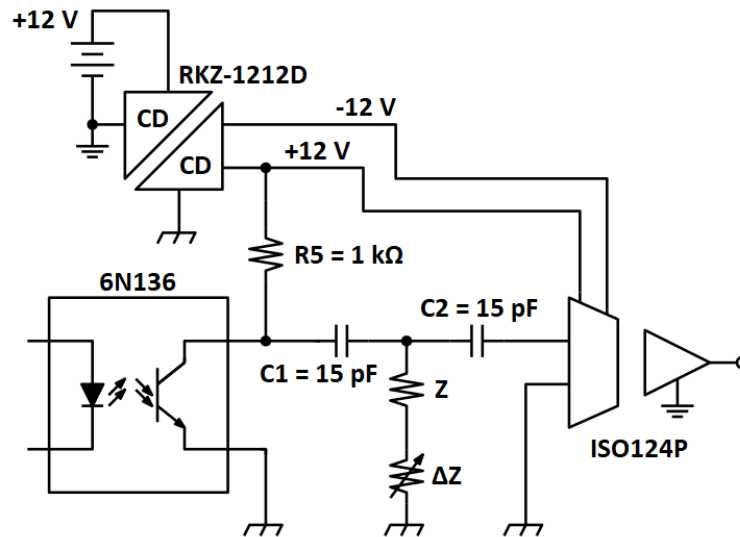


Figura 4.4: Diagrama de la Etapa II del circuito.

En la figura 4.5 se observa que, en lugar de la resistencia variable, se encuentra conectado un cable que lleva a los electrodos de uso médico.

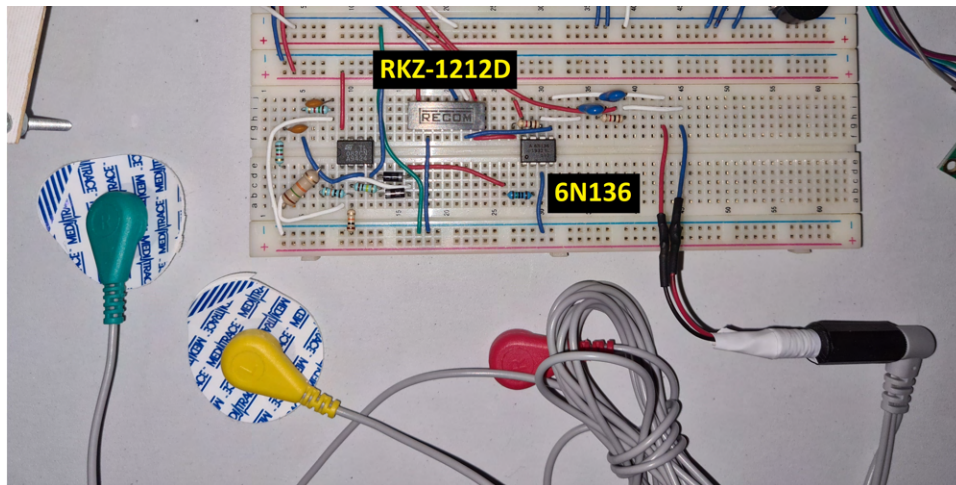


Figura 4.5: Circuito de la Etapa II con conexión a electrodos.

La variación de la resistencia ocasiona una variación en la amplitud, lo que genera una señal de amplitud modulada a la salida de esta etapa, la cual es enviada a un amplificador de aislamiento, el ISO124P, el cual aísla la etapa II de la etapa III de manera que esta etapa, la cual contiene la conexión al tórax, quede aislada.

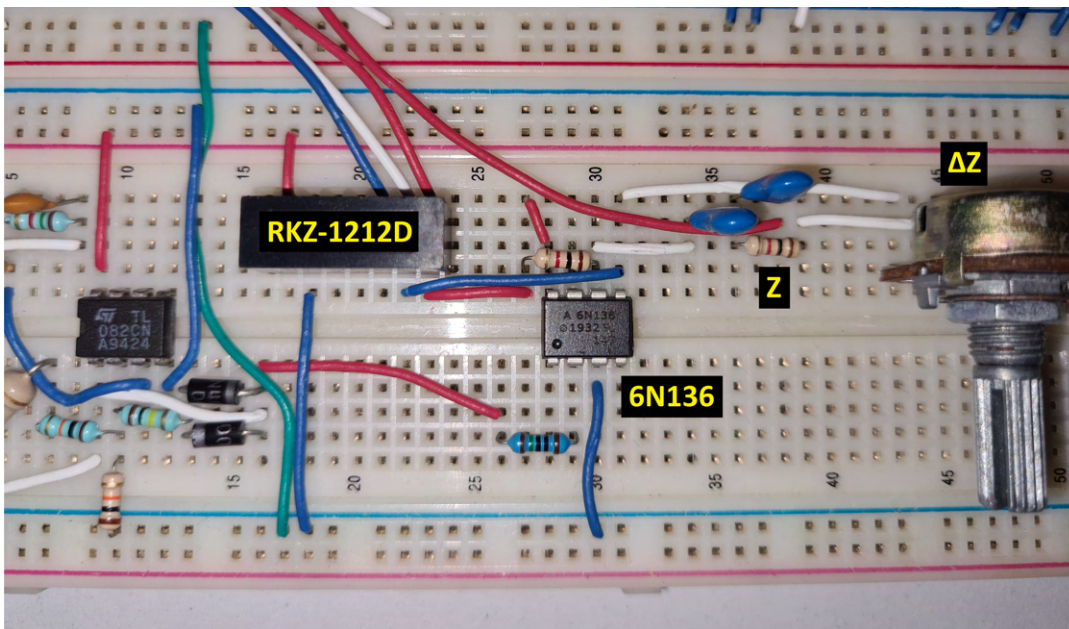


Figura 4.6: Circuito de la Etapa II con conexión a una resistencia variable.

Es importante tener en cuenta que, al ser una etapa aislada del resto del circuito, su "masa", o común", tiene que ser el de la fuente de alimentación aislada, mientras que el resto del circuito tiene su punto común en la fuente de alimentación conectada a la red doméstica.

En la figura 4.7 se muestra la señal de alta frecuencia siendo modulada por la variación de la resistencia incluida en el circuito para fines demostrativos.

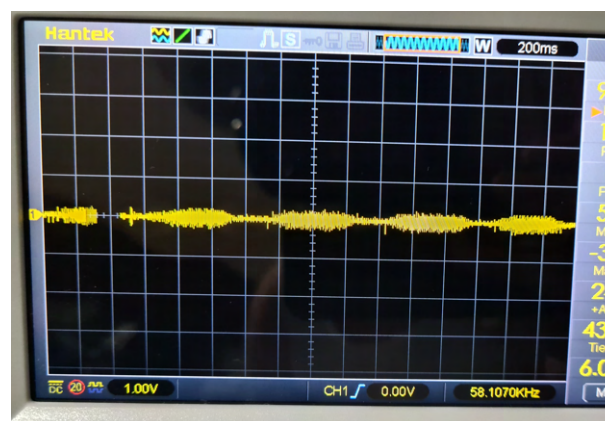


Figura 4.7: Señal con variación de la impedancia (ΔZ) en la Etapa 2.

La salida del circuito ISO124P es una señal de amplitud modulada que se procede a demodular mediante un circuito detector de envolvente, el cual consiste en un diodo, un capacitor y una resistencia, y para el caso de una señal pequeña, y de alta frecuencia, se hace uso de un "super diodo", hecho mediante un amplificador operacional y un diodo para altas frecuencias de conmutación.

La etapa III consiste en dos circuitos detectores de envolvente, para la envolvente superior e inferior. En la figura 4.10 se puede observar en el osciloscopio la división de la señal, separando los ciclos positivos de los negativos. Y así ambas señales, de diferente polaridad, son demoduladas para obtener las señales de envolvente.

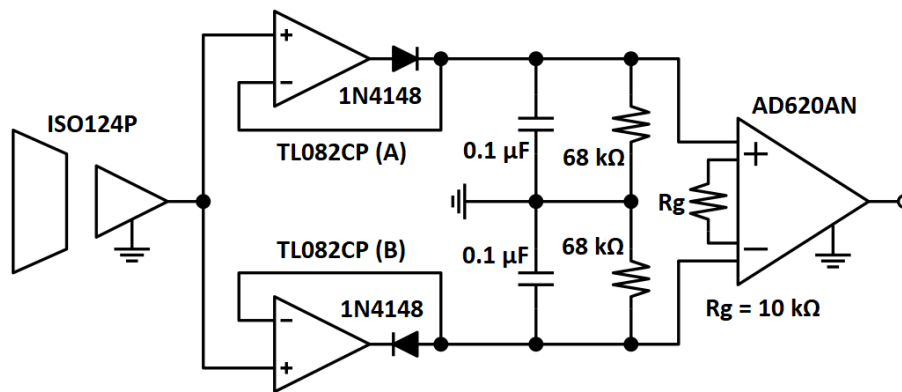


Figura 4.8: Diagrama de la Etapa III del circuito.

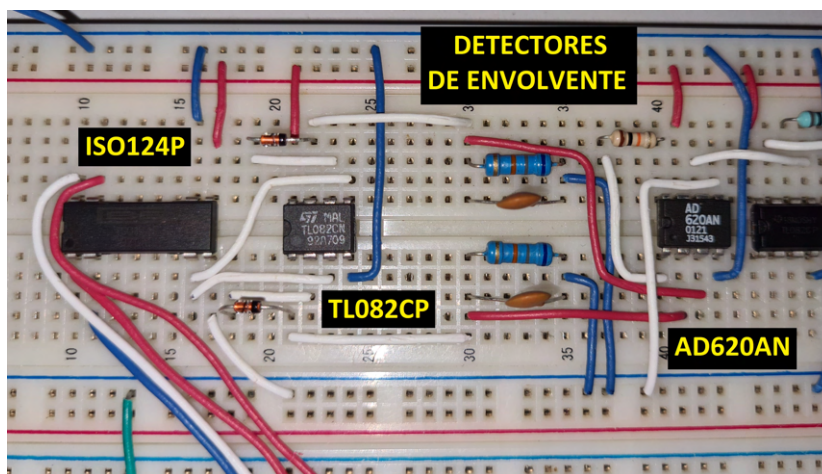


Figura 4.9: Circuito de la Etapa III.

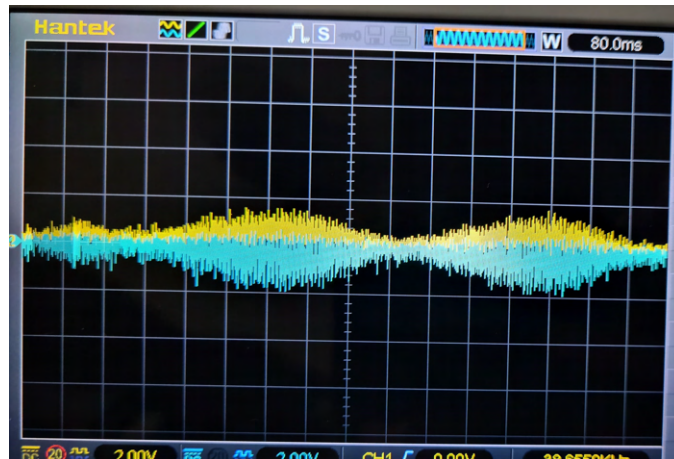


Figura 4.10: Señal modulada separada para filtrar ambas envolventes.

Ambas señales obtenidas de estos circuitos son llevadas a un amplificador de instrumentación, el AD620AN, el cual es un amplificador diferencial, y al ser de signo contrario las señales, ambas se suman, amplificándose y obteniendo una sola señal, con frecuencia igual a la variación de la bioimpedancia de tórax, o según el ejemplo práctico, la variación de la resistencia.



Figura 4.11: Salida de la etapa analógica en el osciloscopio.

Una vez obtenida la frecuencia respiratoria, es necesario llevarla a una última etapa, la cual procesa digitalmente la señal, y de este modo puede ser programada la alarma en caso de detección de una anomalía en el ciclo respiratorio.

4.2. Etapa Digital

Para la etapa digital, o la 4ta etapa de este circuito, se toma la señal de salida del amplificador AD620AN, y se lleva a un amplificador operacional para amplificar por última vez la señal, de manera que alcance el voltaje para conmutar un transistor, el 2N2222.

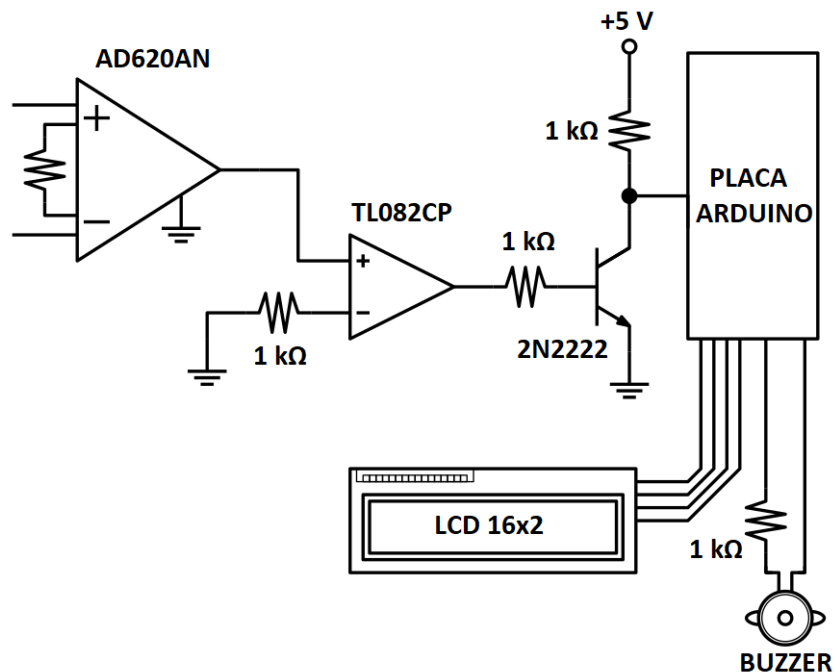


Figura 4.12: Diagrama de la Etapa IV del circuito.

En el colector del transistor se conecta una fuente de +5V, junto con una resistencia en serie. Y del colector se toma la señal en niveles lógicos (0V y 5V), y se envía a una placa Arduino para su procesamiento digital. Esta señal son pulsos que representan la frecuencia de los cambios en la impedancia torácica, y con esta señal se mide, mediante el Arduino la frecuencia a la que están ocurriendo esos cambios.

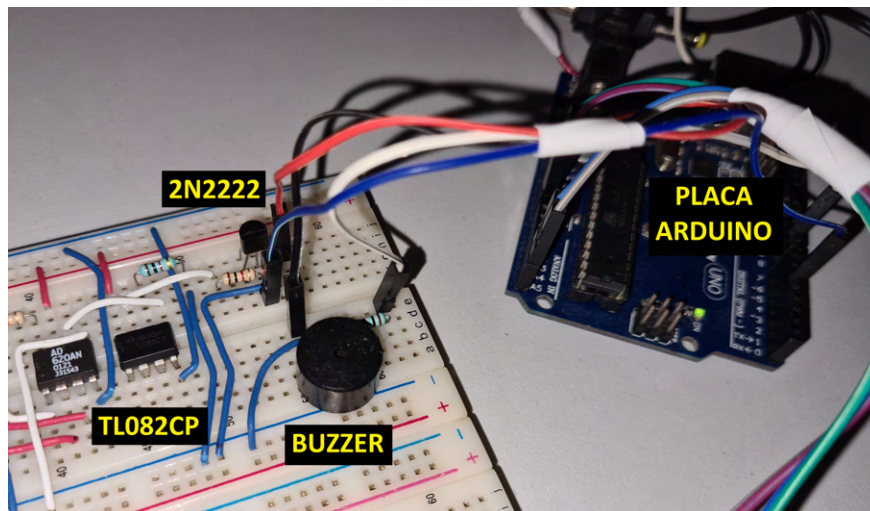


Figura 4.13: Circuito de la Etapa IV.

Dentro de la programación del Arduino, se establece que mientras se sigan detectando esos cambios en la impedancia, se muestre en una pantalla LCD 16x2 la palabra "Estable" indicando que la frecuencia respiratoria de la persona se encuentra en buenas condiciones. Y al presentarse una disminución de esta por un periodo de tiempo determinado, se indica en la pantalla la palabra "Emergencia", así mismo suena un buzzer, el cual emite un tono que puede ser percibido por una persona externa, y así notifica a las personas de alrededor que la persona está presentando una pausa en su ciclo respiratorio, lo que indica un posible diagnóstico del SAHS.



Figura 4.14: Señales de salida de la Etapa IV. En amarillo la señal en la base del transistor y en azul la salida en el colector.

Se incluye el código de programación en Arduino utilizado. Se hace uso del módulo I2C para LCD 16x2, de manera que la comunicación de datos se vuelve más sencilla. Para hacerlo funcionar correctamente es necesario descargar las librerías "LiquidCrystal_I2c.h" y "FreqCount.h" la cual permite hacer un conteo de la frecuencia de la señal de entrada, en este caso de los pulsos lógicos que entran a la placa Arduino.

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <FreqCount.h>

LiquidCrystal_I2C lcd(0x3F,16,2);
int second=0;
const int pinbuzzer = 9;

void setup()
{
    FreqCount.begin(1000);
    lcd.init();
    lcd.backlight();
    lcd.print("Frecuencia_Resp.");
}

void loop()
{
    if (FreqCount.available())
    {
        unsigned long count = FreqCount.read();
        lcd.setCursor(5, 1);
        lcd.print(''ESTABLE '');
        digitalWrite(pinbuzzer ,LOW);

        while (count <=0.5)
        {
```

```

    if (second >= 10)
    {
        lcd.setCursor(5, 1);
        lcd.print('EMERGENCIA');
        digitalWrite(pinbuzzer, HIGH);
    }
    count = FreqCount.read();
    second = second + 1;
    delay(1000);
}
second = 0;
}
}

```

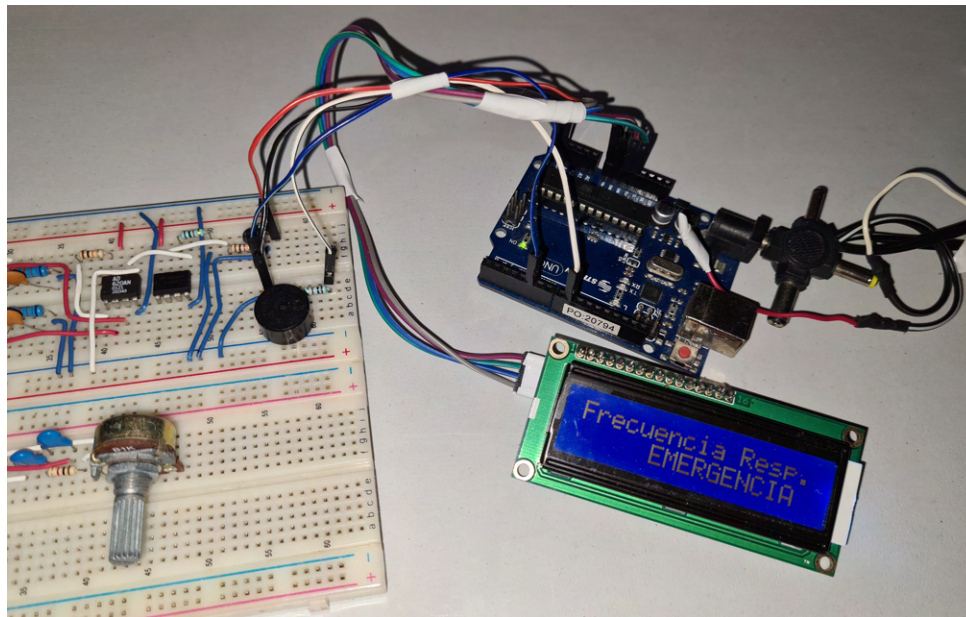


Figura 4.15: LCD conectada al Arduino mediante modulo de interfaz I2c.

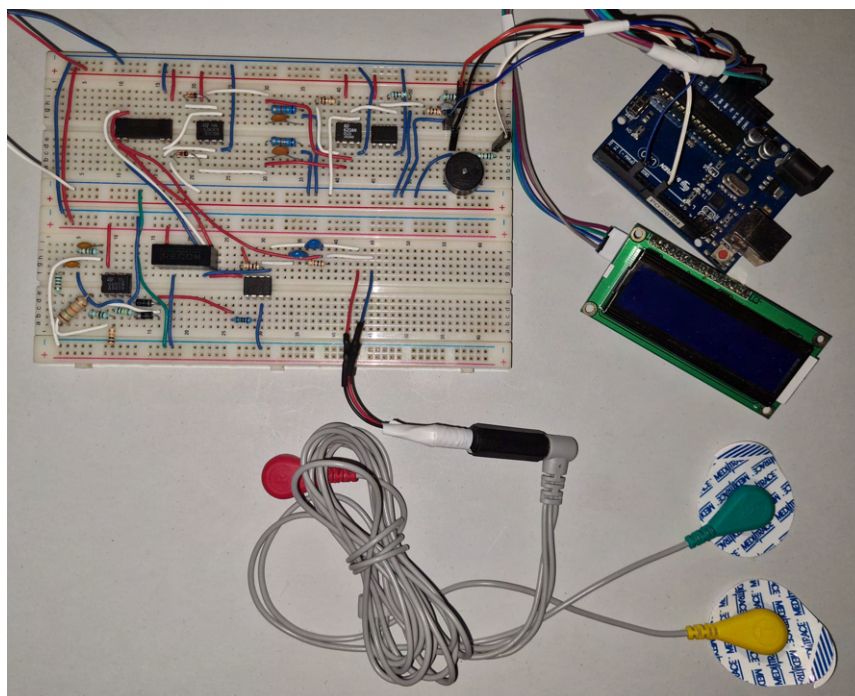


Figura 4.16: Monitor de Frecuencia Respiratoria.

4.3. Fuente de alimentación.

Cada una de las etapas de este circuito cuenta con amplificadores operacionales, y se maneja una señal de corriente alterna, por lo que se necesitan dos voltajes simétricos, para alimentar a los amplificadores, de $\pm 12V$.

En la etapa 2, el circuito solo requiere de una fuente de +12 V para alimentar el circuito RKZ-1212D, el cual a su entrada necesita +12 V, y a la salida entrega un voltaje simétrico de +12 V y -12 V aislado.

Para la etapa 4, el transistor conmutará una fuente de +5 V para los niveles lógicos de la señal resultante que entrará a la placa Arduino. Además, la placa Arduino requiere una alimentación de +5 V.

Se implementó un circuito regulador de tensión en el cual se tiene una salida que entrega +12V y -12V. Y la salida de +12V también alimenta un circuito regulador que entrega a su salida

+5V. También esta fuente de alimentación cuenta con un respaldo en caso de que falle la red de alimentación doméstica, mediante una batería de +24 V se pueden mantener energizadas todas las etapas del circuito.

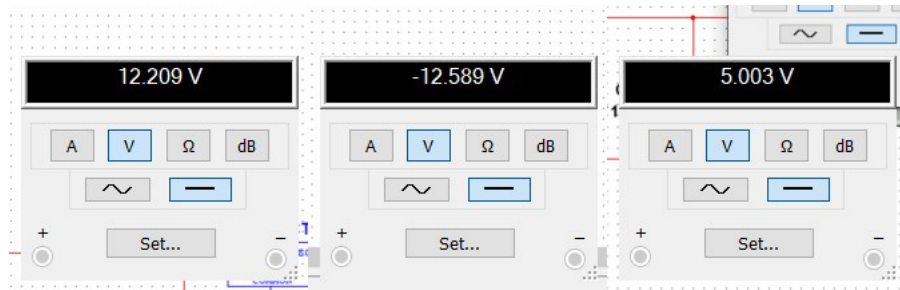


Figura 4.17: Valores de voltaje de la fuente de alimentación en la simulación realizada en el programa NI Multisim.

A cada salida de voltaje en esta fuente se le conectó en serie una resistencia de cierto valor, para limitar la corriente a aproximadamente 1 Amperio. Esto con el propósito de que, si existe una sobrecarga de corriente, sea limitada para no dañar el circuito. El circuito consume menos de 1 Amperio, y se buscaba que la batería del monitor durara al menos 2 horas, por lo que cualquier batería de 24 V, cuya capacidad sea arriba de 2 Ah (Amperio-hora) es ideal para este circuito.



Figura 4.18: Batería de 24 V con capacidad de 4 Ah.

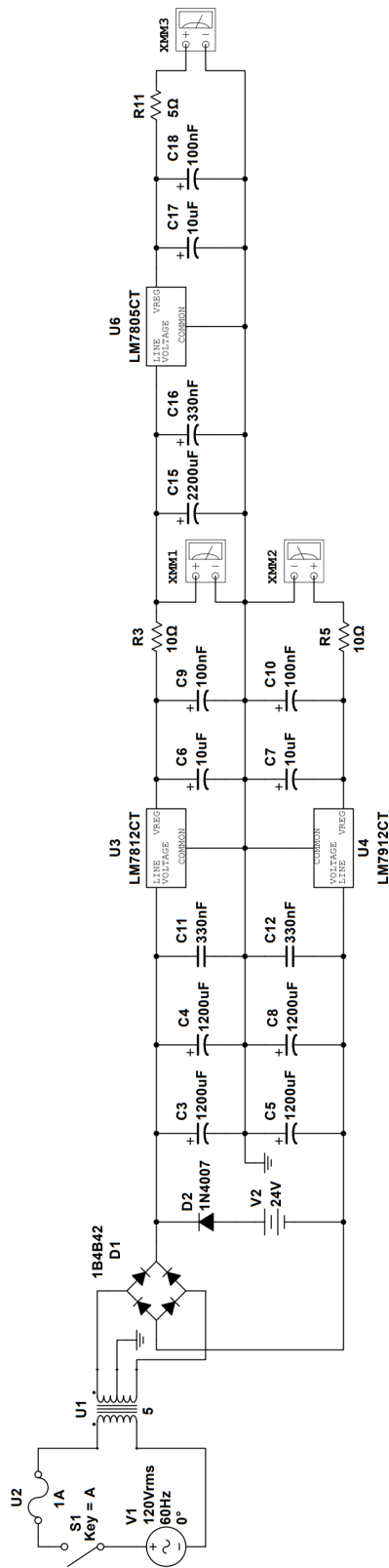


Figura 4.19: Fuente de alimentación simulada con voltímetros conectados a sus salidas en el software NI Multisim.

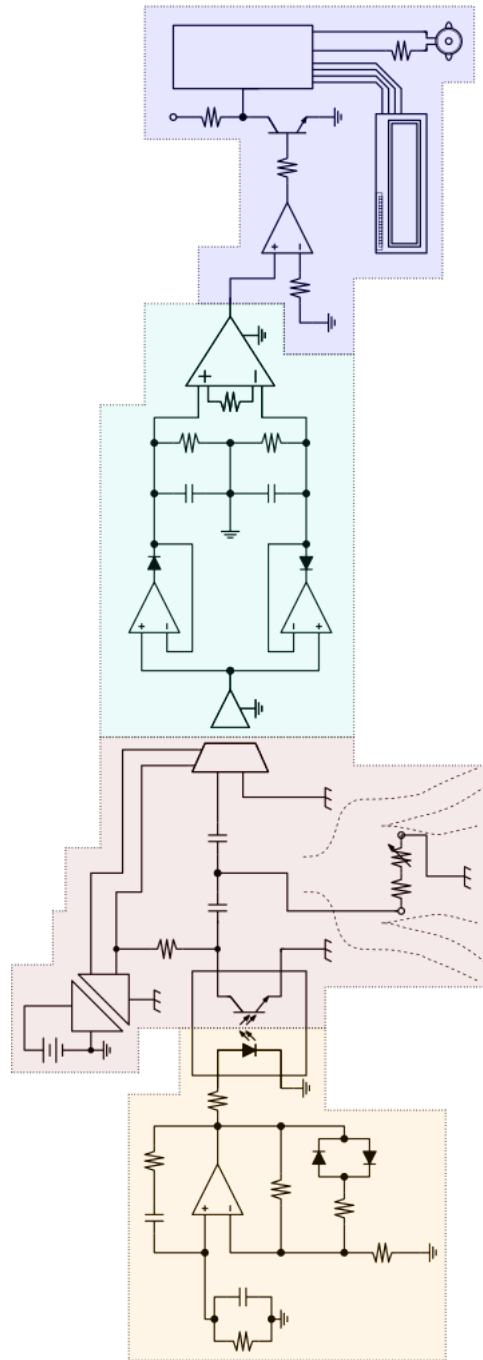


Figura 4.20: Diagrama de todas las etapas del circuito.

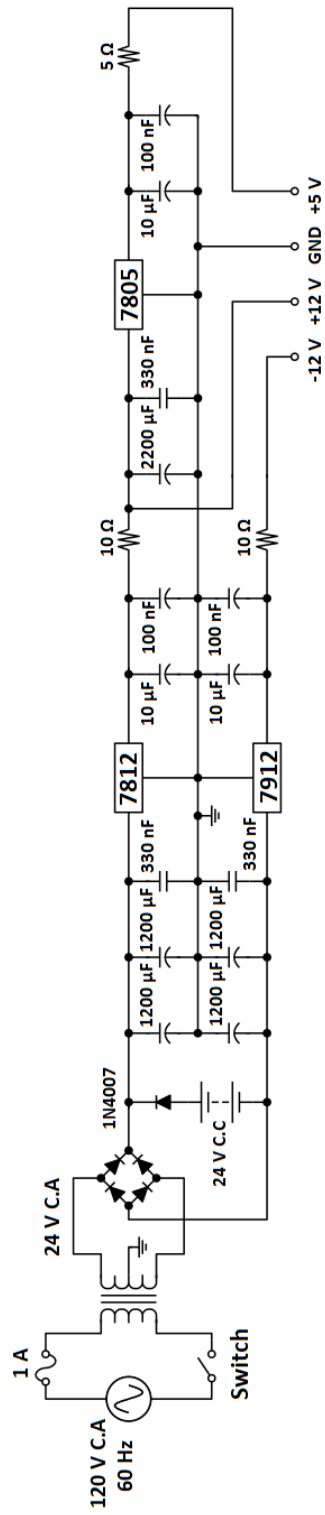


Figura 4.21: Diagrama de la fuente de alimentación.

Capítulo 5

Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones del proyecto

En esta tesis se propusieron una serie de objetivos, siendo el principal el de diseñar y construir un monitor de frecuencia respiratoria para la detección del Síndrome de Apnea-Hipopnea del Sueño. En su justificación se establecieron una serie de detalles para el dispositivo.

Entre estas está el grado de seguridad proporcionado por el aislamiento en las etapas del circuito, y el respaldo mediante el uso de una batería cuando se presente una falla en el sistema de la red eléctrica. Este dispositivo es útil para un monitoreo constante de la respiración y para notificar la interrupción de esta misma.

En su desarrollo se plantearon diversas formas para implementar el referente teórico detrás de la idea del proyecto.

- Se simularon distintos circuitos osciladores de alta frecuencia para elegir cual de estos funcionaría de manera eficiente en el monitor de FR haciendo uso del efecto piel. De manera preliminar se tenía el diseño de un circuito Push-Pull junto a un transformador de alta frecuencia a su salida como aislamiento de la etapa, lo cual fue descartado debido a la cantidad de componentes usados, optándose en su lugar por un oscilador puente de Wien

de alta frecuencia con un aislamiento óptico a su salida. De manera que se obtuviera una señal oscilante de 100KHz.

- Se investigaron los efectos de la corriente en el cuerpo humano, y las consecuencias del choque eléctrico. Se desarrolló la idea del aislamiento de la red eléctrica de manera que de ninguna forma estuviera conectada la red de alimentación con el cuerpo humano físicamente. Al inyectar la corriente, se limitó la corriente que transitaría por el tórax haciendo uso de la reactancia capacitiva presente en un capacitor, y este mismo implementaría un aislamiento hacía el tórax, para así mantener el aislamiento físico entre el cuerpo humano y la red eléctrica.
- La señal modulada por los cambios de la bioimpedancia de tórax es muy pequeña, así que se hizo uso de un amplificador de aislamiento que pre-amplificara la señal, y al mismo tiempo la aislara para así obtener una señal de amplitud modulada para su posterior procesamiento sin que exista un trayecto físico entre la red eléctrica y el tórax.
- Para obtener la señal equivalente a los cambios de la bioimpedancia, se demoduló la señal obtenida, utilizando circuitos detectores de envolvente con componentes diseñados para altas frecuencias, y con una mayor precisión, se hizo uso de los llamados “rectificadores de precisión” para así obtener la señal de envolvente superior e inferior, las cuales se sumaron al pasar a través de un amplificador de instrumentación diferencial y así se pudo obtener la señal equivalente a la frecuencia respiratoria.
- Se implementó un circuito para digitalizar la señal, de manera que la frecuencia respiratoria se convirtiera en una señal de tren de pulsos, y así accionar un transistor que conmuta una fuente de alimentación de +5 VCC, así los pulsos tendrían valores de 0V y +5V, niveles lógicos manejados en la electrónica digital, manteniendo la frecuencia de variación de la bioimpedancia de tórax.
- Se realizó un programa para la placa arduino, donde mediante librerías se implementó un contador de frecuencia en el pin de entrada, y se estableció que al haber un cese de la frecuencia por 10 segundos, lo cual es característico en la presencia de apneas, se accionaría una alarma (buzzer), indicando que la anomalía está presente en la persona.

Habiendo cumplido la mayoría de los objetivos específicos de este proyecto dentro del tiempo para establecido para esta investigación, y obteniendo resultados que concuerdan con la teoría especificada. Es posible realizar mejoras para aumentar la eficiencia del monitoreo, abriendo un nuevo tema para investigar en un futuro, y de esta manera aportar aún más al campo de la medicina, que es para lo que sería útil este proyecto. Combinando la ingeniería con la medicina, se puede mejorar la calidad de vida de las personas, por lo que es un tema de investigación importante e interesante de fomentar, y de realizar.

5.2. Recomendaciones para trabajos futuros

El tema investigado abre la posibilidad de realizar mejoras, o adjuntar proyectos dentro del mismo campo de estudio, para mejorar la capacidad del dispositivo, aumentar su eficiencia para la resolución de problemáticas en el campo de la medicina, y para mejorar el desarrollo de la ingeniería.

Entre las mejoras a tomar en cuenta, se recomienda el agregar otros sensores para aumentar la precisión de la medición, además de poder medir otros parámetros fisiológicos que permitan que el dispositivo tenga un amplio rango de variables físicas a monitorear.

También es posible incorporar un método de medición inalámbrico, y también existe la posibilidad de almacenar los datos y realizar envío de estos a otros dispositivos, incluso es posible visualizar los parámetros monitoreados en dispositivos móviles. Se recomienda ampliamente continuar con este campo de investigación para mejorar el desarrollo de la ingeniería en este campo de estudio.

Bibliografía

- [1] Arduino.cl. ¿qué es arduino? <https://arduino.cl/que-es-arduino/>. [Web; accedido el 24-11-2021].
- [2] J. Arrillaga and L. I. Eguíluz. *Armónicos en Sistemas de Potencia*. Universidad de Cantabria, 1994.
- [3] Robert L. Boylestad and Louis Nashelsky. *Electronic Devices & Circuit Theory*. Pearson Education, 11th edition, 2014.
- [4] Joseph D. Bronzino. *The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems*. CRC Press, 3rd edition, 2006.
- [5] Peter Buban and Marshall L. Schmitt. *Electricidad y Electrónica Básicas: Conceptos y aplicaciones*. McGraw Hill Education, 4th edition, 1983.
- [6] Luca Callegaro. *Electrical Impedance: Principles, Measurement and Applications*. CRC Press, 2013.
- [7] Ecured.cu. Efecto pelicular. https://www.ecured.cu/Efecto_pelicular. [Web; accedido el 19-06-2021].
- [8] Thomas L. Floyd. *Fundamentos de sistemas digitales*. Prentice Hall, 9th edition, 2006.
- [9] Thomas L. Floyd. *Dispositivos Electrónicos*. Pearson Education, 8th edition, 2008.
- [10] Ing. Luis Pérez Gabarda. Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano. *Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el trabajo*., Nota Técnica de Prevención 400.

- [11] Sverre Grimnes and Orjan G. Martinsen. *Bioimpedance & Bioelectricity Basics*. Elsevier, 3rd edition, 2014.
- [12] Ing. Miguel Huamaní Infanzón. Efecto skin en conductores. *CITE Energía*, 2017.
- [13] Editor John G. Webster. *Medical Instrumentation: Application and Design*. John Wiley & SONS, 4th edition, 2010.
- [14] Villa Asensi JR., Martínez Carrasco C., Pérez Pérez G., Cortell Aznar I., Gómez-Pastrana D., Alvarez Gil D., and González Perez-Yarza E. Síndrome de apneas-hipopneas del sueño. *Protocolos Diagnóstico Terapéuticos de la AEP: Neumología.*, 2008.
- [15] Dennis L. Kasper, Stephen L. Hauser, J. Larry Jameson, Anthony S. Fauci, Dan L. Longo, and Joseph Loscalzo. *Harrison: Principios de Medicina Interna*, volume 2. McGraw Hill Education, 19th edition, 2016.
- [16] Fundación para la Formación e Investigación Sanitarias de la Región de Murcia. La perfusión: circulación pulmonar. http://www.ffis.es/volviendoalobasico/131a_perfusin_circulacin_pulmonar.html. [Web; accedido el 22-06-2020].
- [17] Shanthi Paramothayan. *Essential respiratory medicine*. Wiley Blackwell, 2019.
- [18] Hershel Raff and Michael Levitzky. *Fisiología médica. Un enfoque por aparatos y sistemas*. McGraw-Hill, 2013.
- [19] Muhammad H. Rashid. *Electrónica de potencia. Circuitos, dispositivos y aplicaciones*. Prentice Hall, 3rd edition, 2004.
- [20] J. Riera, P.J. Riu, P. Casan, and J.R. Masclans. Electrical impedance tomography in acute lung injury. *Medicina Intensiva*, 35(8), Nov 2011.
- [21] Stephen G. Spiro, Gerard A. Silvestri, and Alvar Agusti. *Clinical Respiratory Medicine*. Elsevier, 4th edition, 2012.
- [22] Álvarez Sala Walther JL., Calle Rubio M., Fernández Sánchez-Alarcos JM., Martínez Cruz R., and Rodríguez Hermosa JL. Apnea obstructiva del sueño. *Información terapéutica del Sistema Nacional de Salud.*, 23(5), 1999.