

UNIVERSIDAD NACIONAL DE MAR DEL PLATA

FACULTAD DE INGENIERÍA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y COMPUTACIÓN

LABORATORIO DE BIOINGENIERÍA

---

# Sistema de adquisición, digitalización y procesamiento de sonidos cardíacos y respiratorios en neonatos

---

*Autor:*

Santiago ANZORENA

*Director:*

Dr. Ing. Diego Sebastián COMAS

*Co-Director:*

Dr. Ing. Marcelo Nicolás

GUZMÁN

*Trabajo final presentado como requisito parcial para la obtención del título de Ingeniero Electrónico*

Mar del Plata, Buenos Aires, Argentina

5 de diciembre de 2019





RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



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

UNIVERSIDAD NACIONAL DE MAR DEL PLATA

FACULTAD DE INGENIERÍA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y COMPUTACIÓN

LABORATORIO DE BIOINGENIERÍA

---

# Sistema de adquisición, digitalización y procesamiento de sonidos cardíacos y respiratorios en neonatos

---

*Autor:*

Santiago ANZORENA

*Director:*

Dr. Ing. Diego Sebastián COMAS

*Co-Director:*

Dr. Ing. Marcelo Nicolás

GUZMÁN

*Trabajo final presentado como requisito parcial para la obtención del título de Ingeniero Electrónico*

Mar del Plata, Buenos Aires, Argentina

5 de diciembre de 2019





UNIVERSIDAD NACIONAL DE MAR DEL PLATA

## *Resumen*

Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Electrónica y Computación  
Laboratorio de Bioingeniería

Ingeniero Electrónico

### **Sistema de adquisición, digitalización y procesamiento de sonidos cardíacos y respiratorios en neonatos**

por Santiago ANZORENA

La valoración sonográfica neonatal es una técnica de evaluación complementaria que permite escuchar, observar, documentar, analizar y monitorear la información sonora de la cavidad torácica en neonatos.

Este proyecto abarcó el desarrollo de un dispositivo que adquiere en tiempo real sonidos pulmonares y cardíacos, lo cual permitió guardar esa información en formato digital. Los objetivos principales que se plantearon fueron:

- Estudiar las señales audibles correspondientes al sistema cardíaco y al sistema pulmonar;
- Diseñar un sistema analógico y digital capaz de adquirir y enviar la información a una computadora;
- Realizar un programa para la recepción, grabación, visualización y reproducción de los datos adquiridos.

Se logró desarrollar un dispositivo capaz de adquirir simultáneamente sonidos cardíacos y pulmonares a partir de 5 micrófonos a una frecuencia de muestreo de 11 kHz. Asimismo, estos sonidos fueron grabados en una computadora y se visualizaron y escucharon luego de ser procesados con filtros digitales.

De esta manera, profesionales de la salud pueden evaluar los datos mediante procesamiento de señales, tanto en formato visual como auditivo y además crear un registro clínico de pacientes. Mediante grabaciones más extensas se pueden hacer inferencias que no serían posibles si se escuchasen estos sonidos por un corto tiempo y en períodos esporádicos. Finalmente, los datos que se guardan están disponibles para realizar análisis más profundos mediante técnicas de *Deep Learning* y lógica difusa.



## *Agradecimientos*

A mi madre, Nélica, por haberme enseñado a perseverar ante cualquier dificultad que se presentase en el camino y por haber estado siempre presente con su amor, su apoyo y sus consejos.

Al Dr. Juan Manuel Díaz que fue quien propuso la idea del proyecto y estuvo siempre dispuesto a contribuir su conocimiento para la realización del mismo.

A mis directores, Marcelo Guzmán y Diego Comas, por toda su paciencia, respeto y buena predisposición para responder a mis preguntas y proponer nuevas ideas y alternativas a problemas que fueron surgiendo en el camino.

A Gustavo Meschino, Gonzalo Fontanella y demás integrantes del Laboratorio de Bioingeniería por brindarme la posibilidad de crecer como persona, aprendiendo de su entusiasmo a la hora de asistirme y generando confianza en mis capacidades.

A Gustavo Uicich, Gabriel Macri y demás integrantes de Lyrtron por ofrecerme una gran oportunidad para crecer profesionalmente y por aportar explicaciones, consejos y herramientas en las últimas etapas del proyecto.

A Ramiro Avalos Ribas por haber sido una fuente de inspiración durante el transcurso de toda la carrera y de este proyecto, motivándome a mejorar constantemente y a no desanimarme.

A Franco Fischer, por estar siempre abierto a prestar ayuda con paciencia y atención.

A Ramiro, Franco, Luciano, Leandro, Marcos, Simón y Sebastián por haber compartido tantos agradables momentos juntos a lo largo de estos años.

Y finalmente, a todos aquellos con quienes he compartido alguna ocasión y que de una forma u otra han contribuido a quien soy hoy.





# Índice general

|  |             |
|--|-------------|
| <b>Resumen</b>   | <b>III</b>  |
| <b>Agradecimientos</b>                                     | <b>V</b>    |
| <b>Índice de figuras</b>                                   | <b>IX</b>   |
| <b>Índice de tablas</b>                                    | <b>XIII</b> |
| <b>Lista de Abreviaciones</b>                              | <b>XV</b>   |
| <b>1. Introducción</b>                                     | <b>1</b>    |
| 1.1. Objetivos . . . . .                                   | 2           |
| 1.2. Alcance . . . . .                                     | 4           |
| <b>2. Marco teórico</b>                                    | <b>5</b>    |
| 2.1. Funcionamiento del corazón . . . . .                  | 5           |
| 2.1.1. Anatomía cardíaca . . . . .                         | 5           |
| 2.1.2. Ciclo cardíaco . . . . .                            | 7           |
| 2.2. Aparato respiratorio . . . . .                        | 9           |
| 2.2.1. Anatomía funcional . . . . .                        | 9           |
| 2.2.2. Fisiología respiratoria . . . . .                   | 12          |
| 2.2.2.1. Mecanismos de la respiración . . . . .            | 12          |
| 2.2.2.2. Sonidos respiratorios . . . . .                   | 13          |
| 2.3. Auscultación . . . . .                                | 13          |
| 2.3.1. Auscultación de los sonidos cardíacos . . . . .     | 14          |
| 2.3.2. Auscultación de los sonidos respiratorios . . . . . | 15          |
| 2.3.2.1. Sonidos adventicios o anormales . . . . .         | 16          |
| <b>3. Desarrollo e implementación</b>                      | <b>19</b>   |
| 3.1. Adquisición de las señales . . . . .                  | 19          |
| 3.1.1. Transductor . . . . .                               | 19          |
| 3.1.2. Acondicionamiento de las señales . . . . .          | 23          |
| 3.1.2.1. Amplificación . . . . .                           | 23          |
| 3.1.2.2. Filtrado . . . . .                                | 30          |
| 3.2. Digitalización . . . . .                              | 33          |
| 3.2.1. Multiplexor . . . . .                               | 33          |
| 3.2.2. Conversor Analógico Digital . . . . .               | 34          |

|           |   |            |
|-----------|---|------------|
| 3.2.2.1.  | Muestreo y retención . . . . .                | 34         |
| 3.2.2.2.  | Tiempos . . . . .                             | 36         |
| 3.2.2.3.  | Control y DAC . . . . .                       | 37         |
| 3.2.2.4.  | Especificaciones . . . . .                    | 37         |
| 3.2.3.    | Microcontrolador . . . . .                    | 41         |
| 3.2.3.1.  | Comunicación con periféricos . . . . .        | 41         |
| 3.2.3.2.  | Descripción del funcionamiento . . . . .      | 42         |
| 3.2.4.    | Protocolos de comunicación . . . . .          | 44         |
| 3.2.4.1.  | Protocolo SPI . . . . .                       | 44         |
| 3.2.4.2.  | EUSART . . . . .                              | 48         |
| 3.2.5.    | Aislación . . . . .                           | 50         |
| 3.3.      | Procesamiento de señales . . . . .            | 51         |
| 3.3.1.    | Software . . . . .                            | 51         |
| 3.3.2.    | Conversión a audio . . . . .                  | 52         |
| 3.4.      | Implementación en circuito impreso . . . . .  | 54         |
| 3.4.1.    | Prototipo . . . . .                           | 54         |
| 3.4.2.    | Diseño de la placa de adquisición . . . . .   | 54         |
| 3.4.2.1.  | Componentes pasivos . . . . .                 | 57         |
| 3.4.2.2.  | Alimentación . . . . .                        | 60         |
| 3.4.2.3.  | Montaje de componentes . . . . .              | 63         |
| <b>4.</b> | <b>Resultados</b>                             | <b>67</b>  |
| 4.1.      | Equipo final . . . . .                        | 67         |
| 4.2.      | Resultados funcionales . . . . .              | 68         |
| <b>5.</b> | <b>Conclusiones</b>                           | <b>77</b>  |
| 5.1.      | Conclusiones . . . . .                        | 77         |
| 5.2.      | Mejoras futuras . . . . .                     | 78         |
| <b>A.</b> | <b>Especificación de Requerimientos</b>       | <b>81</b>  |
| <b>B.</b> | <b>Especificación Funcional</b>               | <b>83</b>  |
| <b>C.</b> | <b>Plan de Pruebas</b>                        | <b>85</b>  |
| <b>D.</b> | <b>Código Fuente del microcontrolador</b>     | <b>87</b>  |
| <b>E.</b> | <b>Código Fuente de la interfaz de MATLAB</b> | <b>93</b>  |
|           | <b>Bibliografía</b>                           | <b>101</b> |

# Índice de figuras

|  |    |
|--|----|
| 1.1. Diagrama en bloques del sistema. . . . .  | 3  |
| 2.1. Anatomía del corazón. . . . .   | 6  |
| 2.2. Diagrama de Wiggers. . . . .  | 7  |
| 2.3. Sístole del corazón. . . . .  | 8  |
| 2.4. Diástole del corazón. . . . .   | 9  |
| 2.5. Aparato respiratorio del cuerpo humano. . . . .                                   | 10 |
| 2.6. Detalle del interior del pulmón. . . . .  | 11 |
| 2.7. Presión intrapulmonar en la inspiración y espiración. . . . .                     | 12 |
| 2.8. Elementos del estetoscopio. . . . .   | 14 |
| 2.9. Focos de auscultación cardíaca. . . . .   | 15 |
| 2.10. Focos de auscultación pulmonar. . . . .  | 16 |
| 3.1. Respuesta en frecuencia del EM4530. . . . .                                       | 21 |
| 3.2. Modelo del EM4530. . . . .  | 21 |
| 3.3. Amplificador ideal. . . . .   | 23 |
| 3.4. Amplificador en modo inversor. . . . .  | 24 |
| 3.5. Amplificador en modo no inversor. . . . .   | 24 |
| 3.6. Amplificador diferencial. . . . .   | 25 |
| 3.7. Circuito de análisis del FDA. . . . .   | 27 |
| 3.8. Diagrama en bloques funcional del THS4551. . . . .                                | 28 |
| 3.9. Diagrama en bloques. . . . .  | 28 |
| 3.10. Circuito con entrada simple. . . . .   | 29 |
| 3.11. Modelo del micrófono. . . . .  | 30 |
| 3.12. Filtros correspondientes a los micrófonos pulmonares. . . . .                    | 31 |
| 3.13. Filtros correspondientes al micrófono cardíaco. . . . .                          | 31 |
| 3.14. Respuesta en frecuencia de los filtros de sonidos pulmonares. . . . .            | 32 |
| 3.15. Respuesta en frecuencia de los filtros de sonidos cardíacos. . . . .             | 32 |
| 3.16. Respuesta en frecuencia de los filtros de sonidos pulmonares corregidos. . . . . | 33 |
| 3.17. Diagrama de un conversor tipo SAR. . . . .                                       | 35 |
| 3.18. Diagrama en bloques del ADC161S626. . . . .                                      | 35 |
| 3.19. Circuito de muestreo y retención. . . . .  | 35 |
| 3.20. Circuito de muestreo y retención del ADC161S626. . . . .                         | 36 |
| 3.21. Comparador y DAC de 3 bits. . . . .  | 37 |
| 3.22. Curva de transferencia del ADC161S626. . . . .                                   | 39 |

|  |    |
|--|----|
| 3.23. Configuración de entrada diferencial. . . . .  | 39 |
| 3.24. Circuito de simulación de tiempos. . . . .   | 40 |
| 3.25. Simulación de tiempos. . . . .   | 40 |
| 3.26. Diagrama del microcontrolador y sus periféricos. . . . .                                   | 41 |
| 3.27. Separación de los cinco canales en el tiempo. . . . .                                      | 42 |
| 3.28. Diagrama de flujos del programa del microcontrolador. . . . .                              | 43 |
| 3.29. Modos del SPI. . . . .   | 45 |
| 3.30. Conexión entre maestro y esclavos por SPI. . . . .   | 45 |
| 3.31. Conexión típica entre dos microcontroladores. . . . .                                      | 46 |
| 3.32. Diagrama en bloques del módulo MSSP. . . . .   | 47 |
| 3.33. Conexión entre dos dispositivos por USART. . . . .   | 48 |
| 3.34. Transmisión de datos por USART. . . . .  | 50 |
| 3.35. Recepción de datos por USART. . . . .  | 50 |
| 3.36. Interfaz desarrollada en MATLAB. . . . .   | 51 |
| 3.37. Gráficos de los cinco canales en simultáneo. . . . .                                       | 52 |
| 3.38. Sonido pulmonar importado en el programa Audacity. . . . .                                 | 53 |
| 3.39. Sonido cardíaco importado en el programa Audacity. . . . .                                 | 54 |
| 3.40. Foto del primer prototipo. . . . .   | 55 |
| 3.41. Esquemático completo. . . . .  | 56 |
| 3.42. Esquemático del circuito amplificador de sonidos cardíacos. . . . .                        | 56 |
| 3.43. Esquemático del circuito amplificador de sonidos pulmonares. . . . .                       | 56 |
| 3.44. Esquemático de los multiplexores. . . . .  | 57 |
| 3.45. Esquemático del ADC. . . . .   | 57 |
| 3.46. Esquemático del microcontrolador y optoacopladores. . . . .                                | 58 |
| 3.47. Esquemático del módulo <i>step-down</i> DCDC. . . . .                                      | 58 |
| 3.48. Primera alternativa de la ubicación de los componentes. . . . .                            | 59 |
| 3.49. Segunda alternativa de la ubicación de los componentes. . . . .                            | 59 |
| 3.50. Diseño final de la placa. . . . .  | 60 |
| 3.51. Diseño final de la placa en 3D. Vista de la capa superior. . . . .                         | 61 |
| 3.52. Diseño final de la placa en 3D. Vista de la capa inferior. . . . .                         | 62 |
| 3.53. Diseño final de la placa en 3D. Vista isométrica. . . . .                                  | 63 |
| 3.54. Foto de las placas de circuito impreso. . . . .  | 64 |
| 3.55. Foto del proceso de montaje de componentes. . . . .  | 64 |
| 3.56. Foto del PCB con todos los componentes. . . . .  | 65 |
| 3.57. Foto del PCB con los inversores agregados. . . . .   | 65 |
| 4.1. Frente del equipo. . . . .  | 67 |
| 4.2. Parte trasera del equipo. . . . .   | 68 |
| 4.3. Interior del equipo. . . . .  | 68 |
| 4.4. Salida producida por el circuito de amplificación y filtrado de sonidos cardíacos. . . . .  | 69 |
| 4.5. Salida producida por el circuito de amplificación y filtrado de sonidos pulmonares. . . . . | 70 |

|  |    |
|--|----|
| 4.6. Salida común de los cinco canales a través del multiplexor. . . . .           | 70 |
| 4.7. Visualización del muestreo de cada canal en la entrada del ADC. . . . .       | 71 |
| 4.8. Flancos de la señal de CS dentro de un canal seleccionado. . . . .            | 71 |
| 4.9. Entrada SCKL del ADC. . . . .   | 72 |
| 4.10. Canal de transmisión de la USART. . . . .                                    | 72 |
| 4.11. Señal de CS correspondiente al ADC. . . . .                                  | 73 |
| 4.12. Sonidos cardíacos adquiridos en el foco mitral. . . . .                      | 73 |
| 4.13. Sonidos pulmonares provenientes del 7mo espacio intercostal izquierdo. . . . | 74 |
| 4.14. Sonidos pulmonares provenientes del 2do espacio intercostal izquierdo. . . . | 74 |
| 4.15. Sonidos pulmonares provenientes del 7mo espacio intercostal derecho. . . . . | 75 |
| 4.16. Sonidos pulmonares provenientes del 2do espacio intercostal derecho. . . . . | 75 |
| 4.17. Adquisición de cinco canales en simultáneo. . . . .                          | 76 |



# Índice de tablas

|  |    |
|--|----|
| 2.1. Características de los sonidos cardíacos. . . . . | 15 |
| 2.2. Tipo de sonidos respiratorios. . . . .            | 17 |
| 3.1. Comparación de micrófonos. . . . .                | 20 |
| 3.2. Cálculo de <i>baud rate</i> . . . . .             | 49 |
| 3.3. Estándares de fabricación. . . . .                | 60 |





# Lista de Abreviaciones

|               |  |
|---------------|--|
| <b>ADC</b>    | <i>Analog to Digital Converter</i> (Conversor Analógico Digital)   |
| <b>μC</b>     | <i>Microcontroller</i> (Microcontrolador)  |
| <b>SAR</b>    | <i>Successive Approximation</i> (Aproximaciones sucesivas)   |
| <b>PEEP</b>   | <i>Positive End Expiratory Pressure</i> (Presión espiratoria final positiva)   |
| <b>MEMS</b>   | <i>Micro Electro Mechanical Systems</i> (Sistemas micro electro-mecánicos)   |
| <b>MSSP</b>   | <i>Master Synchronous Serial Port</i> (Puerto serie síncrono maestro)  |
| <b>SPI</b>    | <i>Serial Peripheral Interface</i> (Interfaz periférica serial)  |
| <b>SDO</b>    | <i>Serial Data Out</i> (Salida de datos serial)  |
| <b>SDI</b>    | <i>Serial Data In</i> (Entrada de datos serial)  |
| <b>SCK</b>    | <i>Serial Clock</i> (Reloj serial)   |
| <b>SS/CS</b>  | <i>Slave Select / Chip Select</i> (Selección de Esclavo/Selección de componente)   |
| <b>CKE</b>    | <i>Clock Enable bit</i> (Bit de habilitación de reloj)   |
| <b>CKP</b>    | <i>Clock Polarity bit</i> (Bit de polaridad de reloj)  |
| <b>EUSART</b> | <i>Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter</i><br>(Transmisor-Receptor Síncrono-Asíncrono universal mejorada) |
| <b>PCB</b>    | <i>Printed Circuit Board</i> (Placa de circuito impreso)   |
| <b>SMD</b>    | <i>Surface Mount Device</i> (Dispositivo de montaje superficial)   |



*Dedicado a mi mamá,  
por su fervoroso amor  
y ayuda incondicional.*



## Capítulo 1

# Introducción

El estetoscopio, inventado en Francia en 1816 por René Laënnec, es utilizado hasta el día de hoy por médicos para auscultar o escuchar los sonidos internos del cuerpo humano. Este aparato facilita el diagnóstico de enfermedades en el tórax, tanto pulmonares como cardíacas, siendo éste una de las herramientas de diagnóstico más comunes utilizado por personal médico. No obstante, en el transcurso de dos siglos no se han realizado grandes modificaciones al diseño del estetoscopio original, a pesar de que la tecnología ha avanzado notablemente en los últimos años. Por este motivo, en este trabajo se desea estudiar las limitaciones inherentes del estetoscopio tradicional, las ventajas que presentan los estetoscopios electrónicos sobre éstos y las mejoras a ambos que puedan llevarse a cabo.

La auscultación con un estetoscopio presenta muchas limitaciones. La experiencia, el oído y la habilidad para identificar patrones en los sonidos varía según el individuo que realiza la escucha, lo cual puede resultar en interpretaciones considerablemente dispares. Al mismo tiempo, la auscultación ocurre típicamente en un lugar donde existen distintas fuentes de ruido ambiental, lo cual en consecuencia afecta la medición. Por otra parte, la auscultación acústica también está limitada por la respuesta en frecuencia del estetoscopio, principalmente debido a que ésta no es plana en todo el rango de frecuencias de los sonidos cardíacos y pulmonares.

La valoración sonográfica neonatal es una técnica de evaluación complementaria que permite escuchar, observar, documentar, analizar y monitorear la información sonora de la cavidad torácica en neonatos. Las señales cardíacas grabadas y audibles constituyen lo que se conoce como Registro Cardiofonográfico, mientras que a las señales respiratorias se las conoce como el Registro Fonográfico Pulmonar. Algunos ejemplos de estudios que pueden ser llevados a cabo a partir de la información generada por el equipo encargado de adquirir estas señales son, entre otros [1-3]:

- Evaluar de forma analítica el cambio en la información sonográfica antes y después de la aplicación de corticoides para lograr la maduración pulmonar;
- Analizar el cambio producido por la presencia de una neumonía intrahospitalaria;
- Monitorear de cerca el distress respiratorio agudo del bebé prematuro.

Una ventaja de este tipo de instrumento es que los datos no se pierden y muchos escuchadores/observadores pueden tener acceso a la misma información, lo cual resulta en un

incremento en la exactitud del diagnóstico. A su vez, la información puede ser comparada entre registros de un mismo paciente y con análisis obtenidos por procesamiento de las señales, lo cual permite hacer inferencias que no podrían hacerse si sólo se escucha por un tiempo corto y en periodos esporádicos e intermitentes.

La posibilidad de realizar análisis computarizados puede llegar a ofrecer una solución a estas problemáticas, mediante i) el registro digital de la información, ii) el reconocimiento de patrones en los sonidos pulmonares, y iii) la representación gráfica de los datos, entre otros.

La limitación principal del uso de sensores para detectar sonidos pulmonares y cardíacos es su ubicación en el paciente. En aquellos pacientes internados en terapia, no es posible colocarlos en el pecho, ya que es una zona que debe quedar libre en caso de que se deba llevar a cabo alguna maniobra de emergencia. Además, la espalda tampoco resulta un lugar conveniente ya que sería propenso a desconexiones causadas por el movimiento inconsciente del paciente. Estos aspectos deben tenerse en cuenta al desarrollar un dispositivo que permita la adquisición de estos sonidos.

Se propone en este Proyecto Final el desarrollo de un dispositivo para la escucha en tiempo real de sonidos pulmonares en bebés prematuros, que permitirá a un especialista escuchar sonidos y, al mismo tiempo, guardar esa información en formato digital. El dispositivo será diseñado para trabajar en unidades de cuidados intensivos neonatales (UCIN), lo cual debe permitir su utilización de forma eficaz y segura, y, asimismo, cumplir con los requisitos de higiene requeridos en este tipo de ambientes.

Una visualización de todas las etapas correspondientes a este proyecto pueden observarse en la Figura 1.1:

## 1.1. Objetivos

Uno de los objetivos principales de este trabajo es poner en práctica los conocimientos aprendidos durante toda la carrera. Para ello se propuso desarrollar un equipo capaz de realizar tanto la adquisición de sonidos respiratorios y cardíacos, así como la grabación de los mismos en una computadora, orientado a bebés prematuros. De esta forma se espera facilitar la interpretación de posibles síntomas y los estudios adicionales llevados a cabo por profesionales de la salud. Para alcanzar esta finalidad fue necesario:

- Estudiar las señales audibles correspondientes al sistema cardíaco y al sistema pulmonar;
- Estudiar alternativas para la adquisición de este tipo de señales;
- Analizar distintos tipos de filtros y amplificadores, junto con sus especificaciones;
- Analizar los requisitos funcionales y no funcionales necesarios para el correcto funcionamiento del sistema en su totalidad;
- Interpretar las especificaciones técnicas de los componentes del sistema;

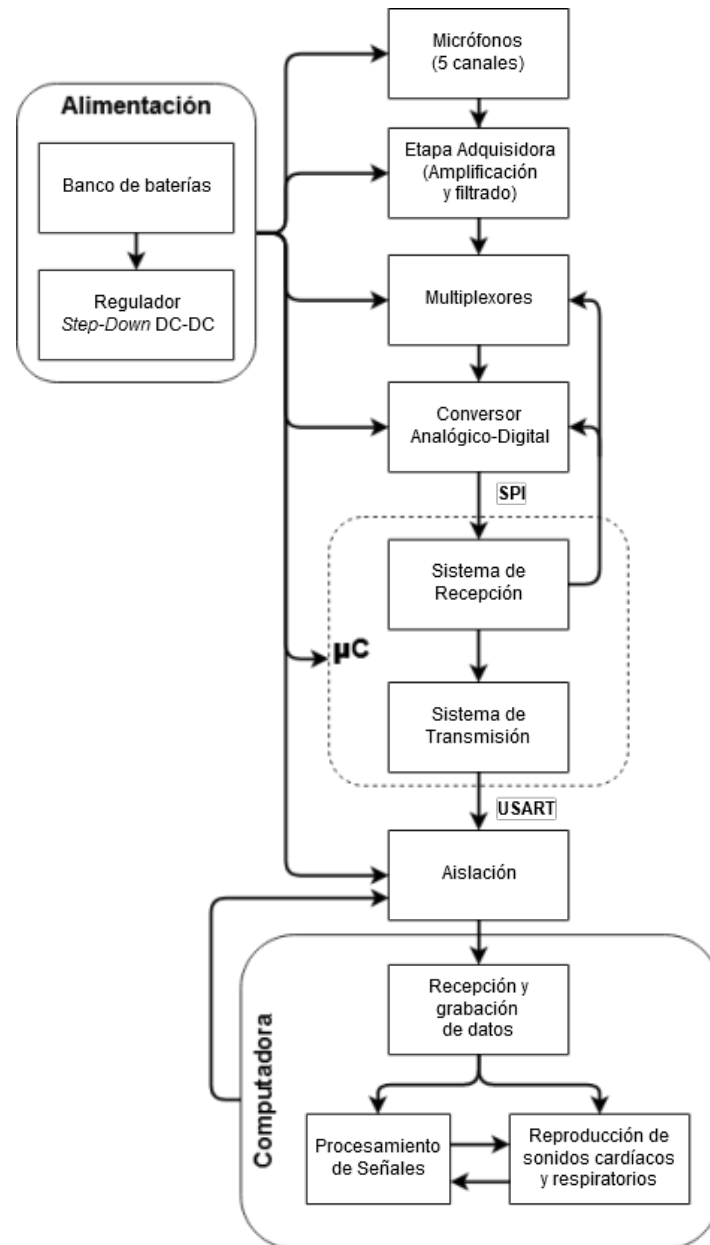


FIGURA 1.1: Diagrama en bloques del sistema.

- Comprender el funcionamiento de los protocolos de comunicación SPI<sup>1</sup> y USART<sup>2</sup>;
- Diseñar un sistema digital capaz de enviar la información a una computadora;
- Estudiar el concepto de aislamiento eléctrico y su consecuente implementación;
- Realizar una interfaz para la recepción, grabación y visualización de datos;
- Procesar la información para crear un archivo de audio.

<sup>1</sup>Del inglés *Serial Peripheral Interface* (Interfaz periférica serial)

<sup>2</sup>Del inglés *Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter* (Transmisor-Receptor Síncrono-Asíncrono Universal)

## 1.2. Alcance

En el presente informe se desarrollan las etapas de diseño, implementación y verificación del sistema encargado de adquirir, digitalizar y procesar señales provenientes de los pulmones y el corazón.

En el primer capítulo se presentó el contexto que motiva la realización de este proyecto, en adición a los objetivos y el alcance.

En el segundo capítulo se introducen conceptos generales del funcionamiento del cuerpo humano, tanto en la anatomía del mismo como en su fisiología. También se describen las características de las señales de interés y los métodos que suelen ser utilizados para medirlas.

En el tercer capítulo se detallan los procedimientos para llevar a cabo la adquisición de las señales, tanto en la elección de componentes claves como el acondicionamiento de las señales para etapas posteriores. Además, se describen los aspectos relacionados a la digitalización, partiendo de la conversión de una señal en formato analógico hasta su transmisión hacia el microcontrolador y la computadora. Luego se presentan los procesos implementados en la última etapa para recibir la información proveniente del microcontrolador y para convertirla en datos útiles para el usuario.

En el cuarto capítulo se muestran los resultados obtenidos en las diferentes etapas y si lograron cumplir con las especificaciones propuestas previamente.

Finalmente, en el quinto capítulo se presentan las conclusiones del trabajo y las mejoras para futuros desarrollos.

Adicionalmente, en los apéndices A, B, C, D y E se agregan documentos importantes para el desarrollo del proyecto: la Especificación de Requerimientos, la Especificación Funcional, el Plan de Pruebas, el *firmware* del  $\mu C$  (microcontrolador) y el código del programa de MATLAB.



## Capítulo 2

# Marco teórico

La semiología es la disciplina científica que ordena los conocimientos clínicos, identificados a través de los signos y síntomas, con el objetivo de arribar a un diagnóstico. En particular, los signos son manifestaciones objetivas, clínicamente fiables y observadas en la exploración médica, es decir, en el examen físico del paciente. Los síntomas son elementos subjetivos, señales percibidas únicamente por el paciente como el dolor, la debilidad o el mareo. Se diferencian de los signos principalmente porque el médico no los suele percibir, o bien le resultan difíciles de comprobar [4], como pueden ser las molestias o dolores, entre otros. En este trabajo resulta de interés estudiar dos tipos de semiología: la primera relacionada con el corazón y la segunda con el aparato respiratorio.

### 2.1. Funcionamiento del corazón

El corazón es un órgano muscular que bombea sangre que recibe de las venas hacia las arterias para distribuirla por todo el cuerpo. Esto se desarrolla de esta manera gracias al orden en que realiza los pasos necesarios dentro de las distintas cavidades cardíacas y a la existencia de válvulas, las cuales evitan que la sangre fluya en el sentido incorrecto [5]. A continuación se describe brevemente la anatomía y la fisiología del corazón, para poder entender cuáles son los eventos que ocurren en un ciclo cardíaco.

#### 2.1.1. Anatomía cardíaca

El corazón está dividido en cuatro cámaras o cavidades:

- Aurícula derecha (atrio derecho);
- Aurícula izquierda (atrio izquierdo);
- Ventrículo derecho;
- Ventrículo izquierdo.

Las aurículas se ubican en la parte superior del corazón, reciben la sangre del sistema venoso y la transfieren a los ventrículos. Estos últimos se encuentran en la parte inferior, e impulsan la sangre hacia las arterias. Además, existen válvulas que se encuentran en los conductos de salida de las cuatro cavidades del corazón, como puede observarse en la Figura 2.1:

- Válvula tricúspide;
- Válvula pulmonar;
- Válvula mitral o bicúspide;
- Válvula aórtica.

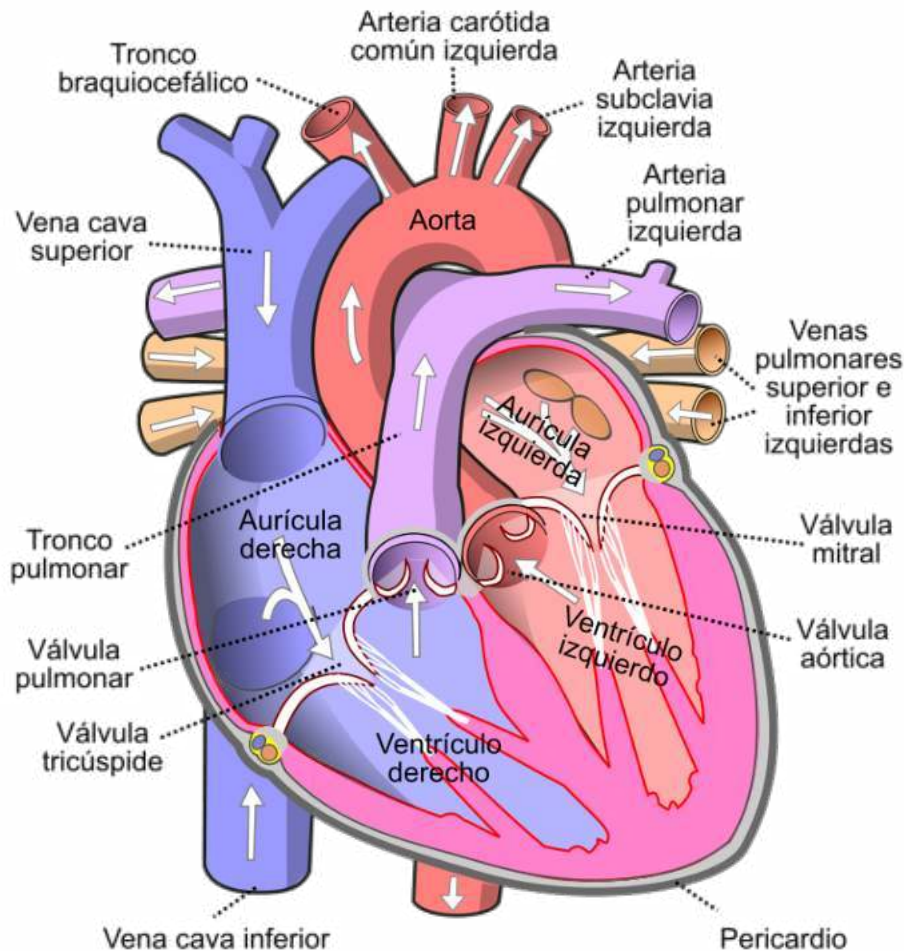


FIGURA 2.1: Anatomía del corazón.<sup>1</sup>

Asimismo, el corazón puede dividirse en el lado derecho y el lado izquierdo:

- Lado derecho: la aurícula derecha recibe sangre proveniente de la circulación sistémica a través de la vena cava superior e inferior, y ésta fluye hacia el ventrículo derecho atravesando la válvula tricúspide. Seguidamente, la sangre es impulsada a la arteria pulmonar cruzando la válvula pulmonar;
- Lado izquierdo: la aurícula izquierda recibe sangre proveniente de cuatro venas pulmonares, que luego fluye hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral. Después, la sangre es propulsada por la válvula aórtica con destino a la arteria aorta.

<sup>1</sup>Diagrama extraído de [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram\\_of\\_the\\_human\\_heart\\_\(cropped\)\\_es.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_(cropped)_es.svg)

### 2.1.2. Ciclo cardíaco

Para comprender el funcionamiento del corazón, se debe estudiar la secuencia de eventos que ocurren dentro de un ciclo cardíaco. Esta secuencia se puede observar en el diagrama de Wiggers en la Figura 2.2, donde se describen los cambios en el lado izquierdo del corazón. Cabe aclarar que el lado derecho presenta valores similares en los cambios de presión y de volumen, por lo tanto es razonable asumir que sus tiempos son muy parecidos al del lado izquierdo. Los eventos que se desarrollan en el ciclo cardíaco pueden dividirse en dos etapas generales: sístole y diástole. Sístole se refiere a una fase de contracción y vaciado ventricular, mientras que diástole es una fase de relajación y llenado ventricular (Figuras 2.3 y 2.4).

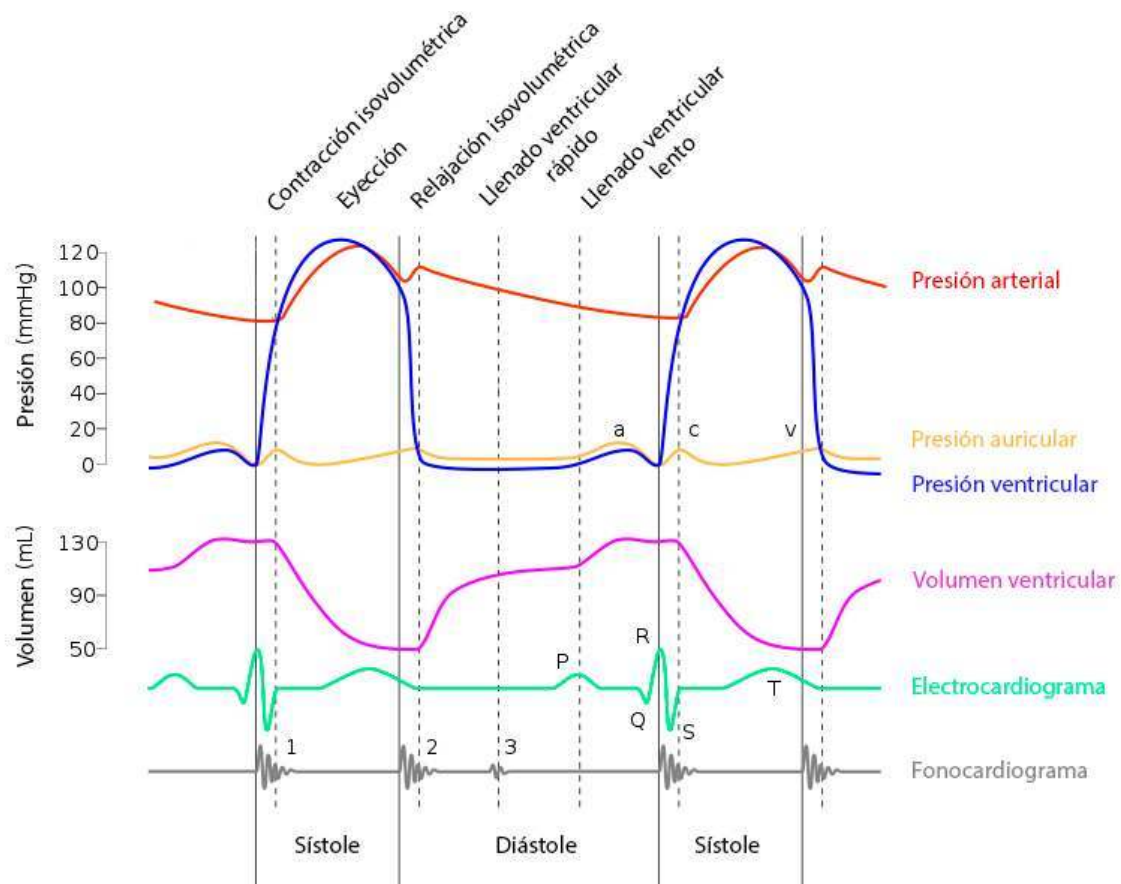


FIGURA 2.2: Diagrama de Wiggers.<sup>2</sup>

#### Sístole

1. Contracción isovolumétrica: Se tensa la pared cardíaca y comienza a aumentar la presión del ventrículo. Este aumento de presión ocasiona el cierre de las válvulas auriculoventriculares (AV) para que no haya regurgitación sanguínea al atrio. Como consecuencia, se produce el primer sonido cardíaco referido como "S<sub>1</sub>";
2. Fase de eyección: Las válvulas AV continúan cerradas, el ventrículo supera levemente la presión de la aorta y se abre la válvula aórtica (y similarmente la válvula pulmonar),

<sup>2</sup>Imagen extraída de [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Wiggers\\_Diagram\\_2.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Wiggers_Diagram_2.svg)

con lo que comienza la eyección. A medida que disminuye el volumen, la presión también cae;

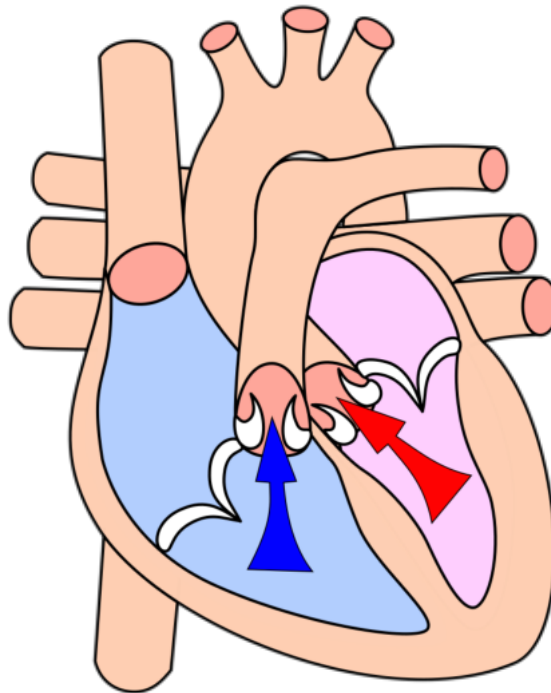
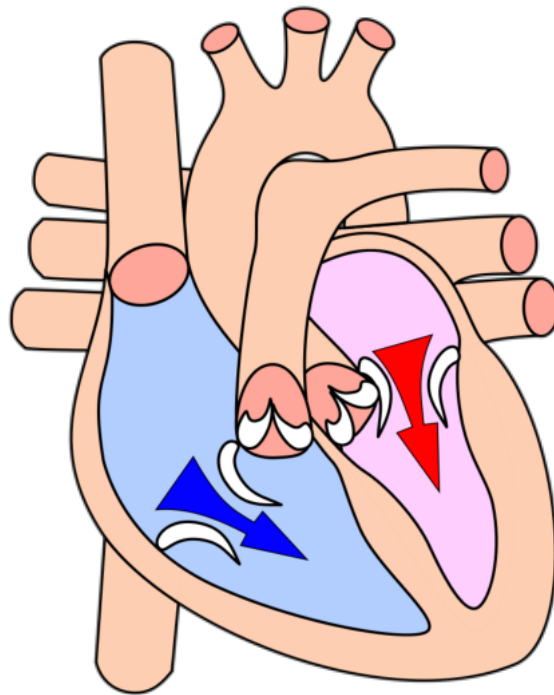


FIGURA 2.3: Sístole del corazón.<sup>3</sup>

### Diástole

1. Relajación isovolumétrica: Las válvulas AV permanecen cerradas, y debido a la reducción de presión y energía se llega a un punto en el cual las válvulas aórtica y pulmonar se cierran abruptamente, lo cual causa el segundo sonido cardíaco "S<sub>2</sub>". A partir de este momento la presión ventricular es menor que la aórtica y mayor que la atrial, por ende la sangre no fluye hacia ningún lado y el volumen ventricular permanece constante;
2. Fase de llenado:
  - Llenado ventricular rápido: Se abren las válvulas AV y fluye sangre rápidamente desde la aurícula hacia el ventrículo, produciendo un tercer sonido cardíaco denominado "S<sub>3</sub>";
  - Llenado ventricular lento: el ventrículo sigue relajado y recibe el flujo que le llega de la aurícula;
  - Contracción auricular o presístole ventricular: La aurícula se contrae para terminar de llenar el ventrículo, y esto corresponde a un cuarto sonido cardíaco "S<sub>4</sub>".

<sup>3</sup>Imagen extraída de [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Heart\\_systole.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Heart_systole.svg)

FIGURA 2.4: Diástole del corazón.<sup>4</sup>

## 2.2. Aparato respiratorio

El aparato respiratorio, en pocas palabras, es el encargado de aportar oxígeno a la sangre y de expulsar dióxido de carbono del cuerpo. Los órganos del aparato respiratorio controlan el intercambio gaseoso que se produce entre la sangre y el medio ambiente. Al utilizar la sangre como fluido de transporte son los órganos del sistema cardiovascular los que transportan los gases respiratorios entre pulmones y tejidos. Si alguno de estos sistemas falla, las células empiezan a morir por falta de oxígeno y acumulación de dióxido carbónico [6]. Se detalla a continuación la anatomía y la fisiología del sistema respiratorio.

### 2.2.1. Anatomía funcional

El aparato respiratorio del ser humano está constituido por los siguientes elementos, los cuales se hallan representados en las Figuras 2.5 y 2.6:

- Fosas nasales: Son dos amplias cavidades cuya función es permitir la entrada y salida del aire, el cual se humedece, filtra y calienta a través de unas estructuras llamadas cornetes;
- Faringe: Es una estructura con forma de tubo situada en el cuello y revestido de membrana mucosa. Conecta la cavidad bucal y las fosas nasales con el esófago y la laringe, respectivamente;

<sup>4</sup>Imagen extraída de [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Heart\\_diasystole.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Heart_diasystole.svg)

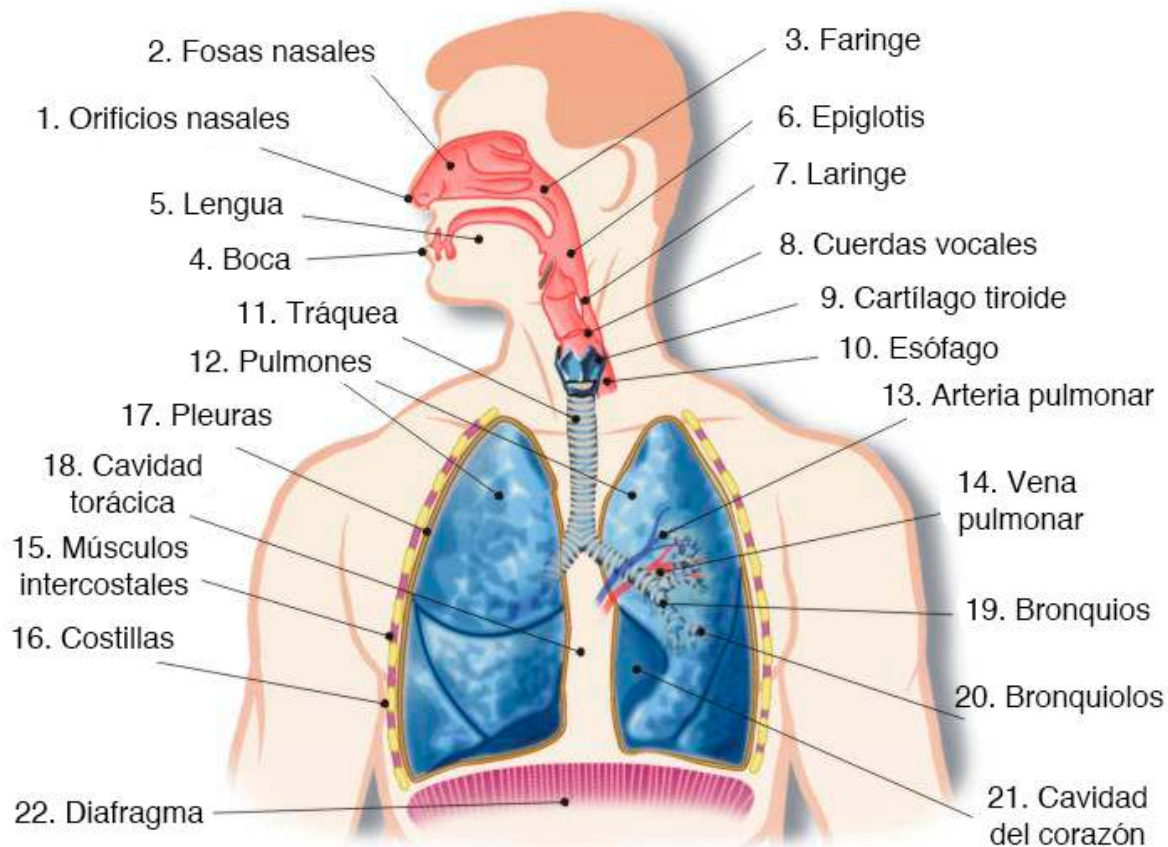


FIGURA 2.5: Aparato respiratorio del cuerpo humano.<sup>5</sup>

- **Laringe:** Es un conducto que dirige el aire desde la faringe hacia la tráquea y los pulmones. En la laringe se encuentran las cuerdas vocales, que vibran cuando se expelen el aire, lo cual nos permite hablar;
- **Tráquea:** Tiene la función de hacer posible el paso del aire entre la laringe y los bronquios. Su pared está reforzada con anillos en forma de C de cartílago hialino, e interviene en la deglución de alimentos y en los cambios de presión que acontecen durante la respiración;
- **Pulmones:** Son órganos cuya función es realizar el intercambio gaseoso con la sangre. Dentro de cada pulmón, el árbol bronquial se divide progresivamente dando ramificaciones cada vez más pequeñas. La tráquea da origen a los dos bronquios principales que se subdividen en bronquios cada vez más pequeños (bronquios secundarios, terciarios, y así sucesivamente), terminando en las vías conductoras más pequeñas, los bronquiolos. Cada bronquiolo continúa el proceso de ramificación y da origen al bronquiolo terminal, de donde parten los bronquiolos respiratorios en donde se encuentran los alvéolos;
  - **Bronquio:** Es un conducto tubular fibrocartilaginoso que conduce el aire desde la tráquea hasta los bronquiolos;

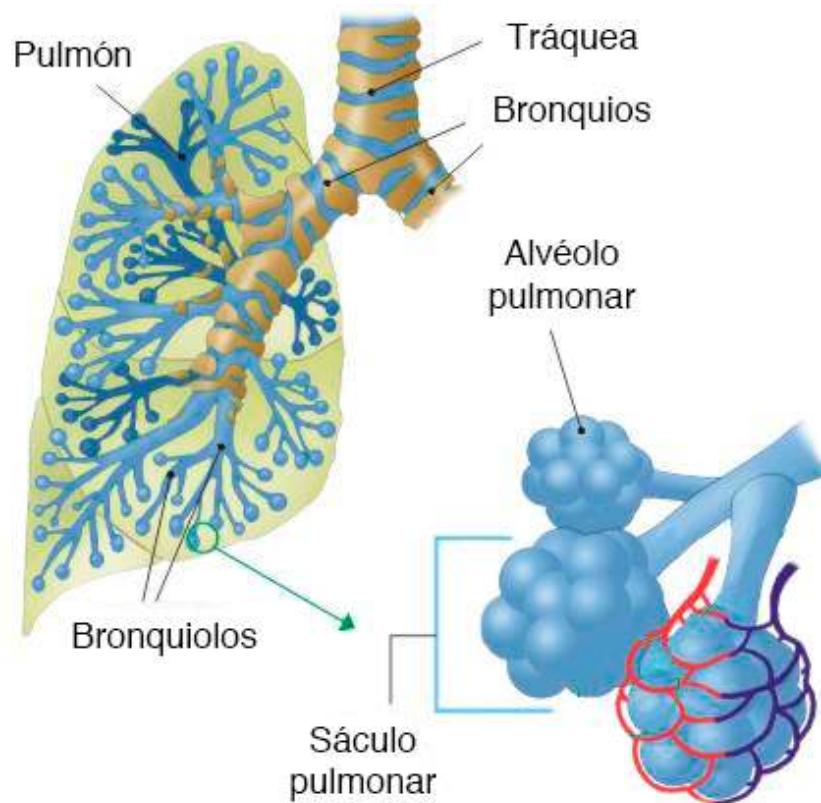


FIGURA 2.6: Detalle del interior del pulmón.<sup>5</sup>

- Bronquiolo: Es un conducto que conduce el aire desde los bronquios hasta los alvéolos;
- Alvéolos: Están situados al final de las últimas ramificaciones de los bronquiolos. Tienen la forma de pequeños sacos y son el lugar en el que se produce el intercambio de gases con la sangre;
- Músculos intercostales: Son músculos delgados situados entre los espacios intercostales;
- Diafragma: Es un músculo que separa la cavidad torácica de la cavidad abdominal. Cuando se contrae, baja y aumenta el tamaño de la cavidad torácica, provocando la inspiración. Cuando se relaja, sube y disminuye el tamaño de la cavidad torácica, provocando la espiración;
- Pleura y cavidad pleural: La superficie de cada pulmón se halla recubierta por una capa serosa visceral denominada pleura. Consta de dos capas, la pleura parietal en contacto con la pared del tórax y la pleura visceral en contacto con los pulmones. Entre ambas capas queda un espacio que se llama cavidad pleural. La presión en la cavidad pleural es menor que la presión atmosférica lo cual hace posible la expansión de los pulmones durante la inspiración;

<sup>5</sup>Imágenes extraídas de <http://www.aula2005.com/html/cn3eso/08respiratori/08respiraciones.htm>

## 2.2.2. Fisiología respiratoria

Como ya se ha mencionado, la función principal del aparato respiratorio es aportar oxígeno al organismo y expulsar el dióxido de carbono. Para hacerlo, deben producirse de forma simultánea cuatro acciones diferentes:

1. Ventilación pulmonar: El aire debe entrar y salir de los pulmones de modo que los gases que están en los sacos aéreos (alvéolos) de los pulmones se renuevan continuamente. Este proceso de ventilación pulmonar suele denominarse respiración;
2. Respiración externa: El intercambio gaseoso (carga de oxígeno y descarga de dióxido de carbono) debe tener lugar entre la sangre pulmonar y los alvéolos;
3. Transporte de gases: El oxígeno y el dióxido de carbono viajan a través del torrente sanguíneo desde los pulmones a los tejidos del organismo y viceversa;
4. Respiración interna: En los capilares sistémicos, el intercambio gaseoso debe hacerse entre la sangre y las células de los tejidos.

### 2.2.2.1. Mecanismos de la respiración

La respiración es un proceso cíclico y mecánico que consta de dos etapas: la inspiración y la espiración. La inspiración es un fenómeno activo, caracterizado por el aumento del volumen torácico que provoca una presión intrapulmonar negativa y determina el desplazamiento de aire desde el exterior hacia los pulmones. La contracción de los músculos inspiratorios principales (diafragma e intercostales externos) es la responsable de este proceso. Una vez que la presión intrapulmonar iguala a la atmosférica, la inspiración se detiene y entonces, gracias a la fuerza elástica de la caja torácica, esta se retrae, generando una presión positiva que supera a la atmosférica y determina la salida de aire desde los pulmones. En la Figura 2.7 se pueden observar los cambios de presión en estas dos etapas.



FIGURA 2.7: Presión intrapulmonar en la inspiración y espiración.[6]



### 2.2.2.2. Sonidos respiratorios

A medida que el aire entra y sale del árbol respiratorio produce dos sonidos reconocibles que pueden ser captados por un estetoscopio. Los sonidos bronquiales se producen por el roce del aire a lo largo de las vías respiratorias (tráquea y bronquios). El murmullo vesicular se produce cuando los alvéolos se llenan de aire. El murmullo vesicular es tenue y recuerda a una brisa suave.

La transmisión de los sonidos pulmonares a través del sistema de tubos del aparato respiratorio, en conjunto con la vibración de la pared torácica, corresponde a una resonancia con una frecuencia cercana a los 650 Hz en adultos sanos. En relación a la vía aérea superior, estas frecuencias están más cerca del rango de 900-1200 Hz [7]. Dentro de este intervalo, pueden escucharse sonidos normales y sonidos adventicios (sibilancias, crepitaciones, etc.). Los sonidos son transmitidos hacia la piel, luego de atravesar los pulmones y la pared torácica, los cuales actúan como un filtro pasa-bajos. En consecuencia, la banda de frecuencia de los sonidos respiratorios suele encontrarse entre 100 y 1500 Hz, aunque la mayor cantidad de energía está por debajo de los 1000 Hz [8].

Los sonidos pulmonares varían también entre las personas, dependiendo de su edad, tamaño corporal, y lugar en donde se registre, pero en forma principal según el tipo de flujo aéreo que se genere, ya que los sonidos son flujo-dependientes. Por otra parte, estudios han demostrado que existe una relación entre ventilación y amplitud del sonido pulmonar, observándose disminución en la intensidad del sonido pulmonar en las zonas de disminución en la ventilación. El tamaño corporal determina una influencia en los sonidos respiratorios, los niños tienen una calidad diferente de sonidos pulmonares, lo que se ha atribuido a la transmisión acústica a través de una vía aérea más pequeña, menor parénquima pulmonar y una pared torácica más delgada [7].

## 2.3. Auscultación

La auscultación del pecho ya era considerada una pieza útil en el examen físico desde la época de Hipócrates. Sin embargo, no fue sino hasta la invención del estetoscopio por René Laënnec en el año 1816 que se volvió una práctica común al resultar más higiénica y conveniente [9]. Esencialmente es un método que se utiliza para escuchar los sonidos corporales durante una exploración física. Consiste en escuchar de manera directa o por medio de instrumentos como el estetoscopio (o fonendoscopio), el área torácica o del abdomen, para valorar los sonidos normales o patológicos producidos en los órganos (contracción cardíaca, soplos cardíacos, sonidos pulmonares, etc.).

El estetoscopio está conformado por las siguientes partes, las cuales se muestran en la Figura 2.8:

- Olivas;
- Arco metálico;
- Tubuladura;

- Campana;
- Diafragma.



FIGURA 2.8: Elementos del estetoscopio.<sup>6</sup>

### 2.3.1. Auscultación de los sonidos cardíacos

Existen cuatro focos de auscultación principales para los sonidos del corazón, ilustrados en la Figura 2.9:

1. Foco mitral o apexiano: Quinto espacio intercostal, en la línea medioclavicular izquierda;
2. Foco aórtico: Segundo espacio intercostal, en el borde esternal derecho;
3. Foco pulmonar: Segundo espacio intercostal, en el borde esternal izquierdo;
4. Foco tricuspídeo: Cuarto espacio intercostal, en la parte inferior del borde esternal izquierdo.

El primer sonido se relaciona con el cierre de las válvulas AV al comienzo de la sístole, mientras que el segundo se asocia con el cierre de las válvulas semilunares (aórtica y pulmonar) al final de la sístole. En ocasiones se llega a escuchar un tercer sonido que se aprecia al comienzo del tercio medio de la diástole y se ausculta sólo en el foco apexiano (siendo habitual en la niñez y muy raro después de los 40 años), y un cuarto sonido auricular que es ocasionado por un llenado rápido. Un resumen de las características y del sitio de auscultación de cada sonido se encuentra en la Tabla 2.1.

<sup>6</sup>Imagen extraída de <https://materialmedico.org/estetoscopio/>

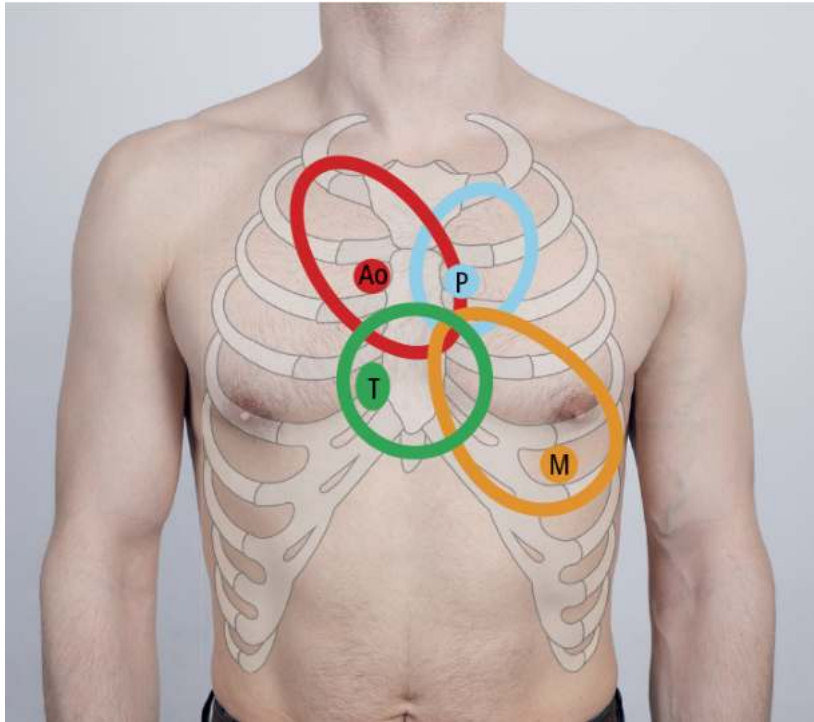
FIGURA 2.9: Focos de auscultación cardíaca.<sup>7</sup>

TABLA 2.1: Características de los sonidos cardíacos.

| Sonidos | Características   | Sitio de auscultación     |
|---------|---|---------------------------|
| S1      | Causado por la sístole ventricular  | Foco mitral y tricuspídeo |
| S2      | Causado por el cierre de la válvula aórtica y pulmonar                          | Foco mitral               |
| S3      | Causado por la apertura de las válvulas AV en la diástole en la fase de llenado | Foco mitral               |
| S4      | Causado por la contracción auricular al terminar de llenar el ventrículo        | Foco mitral               |

De la misma manera, también pueden ser apreciados los murmullos (vibraciones o sonidos dados por la turbulencia de la sangre). Los sonidos del corazón y los murmullos presentan frecuencias de 0,1 a 2000 Hz, y debido a que tienen baja amplitud, el ruido externo debe ser minimizado con el fin de detectarlos adecuadamente [10].

### 2.3.2. Auscultación de los sonidos respiratorios

Existen varios puntos de auscultación para el caso de los sonidos respiratorios, pero debido a que la idea de este proyecto es permitir la medición de otras señales biomédicas en simultáneo cuya localización se encuentra en el pecho, se muestran las zonas que resultan de interés. En particular, ya que una limitación de la implementación es que el pecho del paciente está fuera de alcance, se evalúa la posibilidad de medir en otros lugares. En la Figura

<sup>7</sup>Imagen extraída de <https://empendium.com/manualmibe/chapter/B34.I.1.29>.

2.10 se pueden ver algunos de estos puntos en el lado lateral del tórax, lo cual permitiría dejar el pecho libre para otros sensores. Se resaltan de esta imagen dos puntos específicamente: el espacio entre la costilla II y III en el lóbulo superior y el espacio entre la costilla VIII y IX en el lóbulo inferior. En el caso del pulmón izquierdo se utilizan los mismos focos auscultatorios.

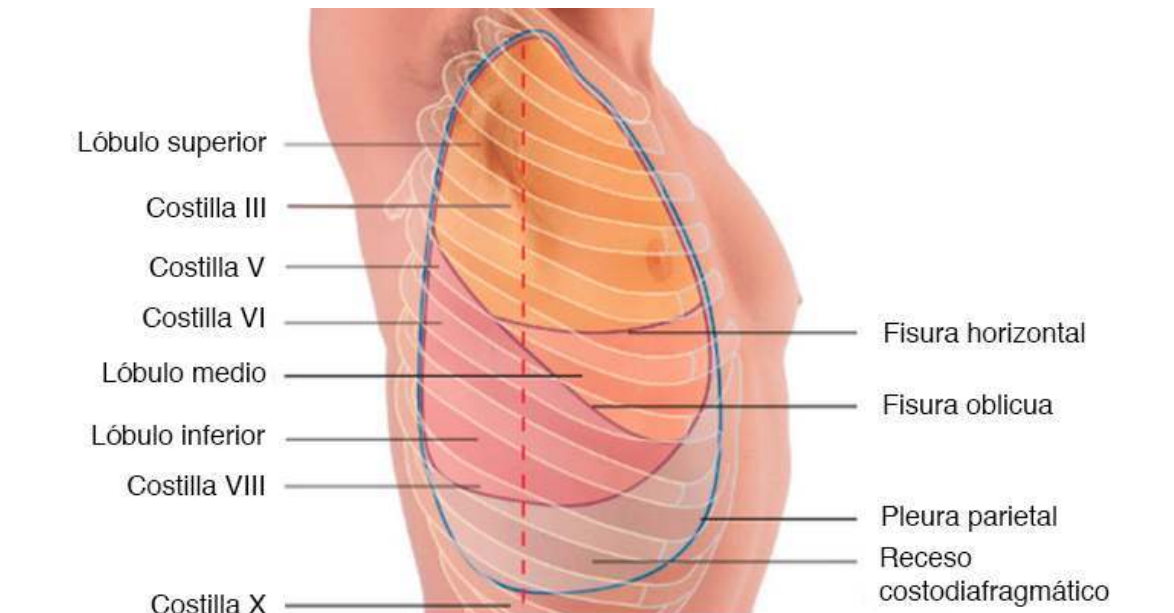


FIGURA 2.10: Focos de auscultación pulmonar.<sup>8</sup>

### 2.3.2.1. Sonidos adventicios o anormales

Para poder referirse a los distintos tipos de sonidos respiratorios, se utiliza la nomenclatura que los describe en cuanto a sus características acústicas [11, 12].

- **Sibilancias:** Las sibilancias corresponden a sonidos de tipo musical de alta tonalidad, semejantes a un silbido. En ambos casos el origen de estos sonidos obedece a una mayor turbulencia al paso del aire en zonas donde existe obstrucción bronquial;
- **Roncus:** Los roncus son sonidos de baja tonalidad, con frecuencias menores que corresponden al movimiento de secreciones altas y gruesas a través de las grandes vías respiratorias;
- **Crepitaciones:** Las crepitaciones corresponden a un sonido crujiente similar al que se produce al despegar el velcro. Pueden ser finas y gruesas. Las finas son suaves, de corta duración y de alta tonalidad. Las crepitaciones gruesas son más intensas, de baja tonalidad y de mayor duración;
- **Estridores:** Son los sonidos musicales de alta intensidad escuchados durante la inspiración. Generalmente se debe a una obstrucción del flujo de aire en la tráquea o en la parte posterior de la garganta;

<sup>8</sup>Imagen extraída de <https://beststethoscopeguide.com>

- Quejidos: Este es un sonido que emite un bebé con dificultad respiratoria. El bebé se queja para intentar mantener el aire en los pulmones y de esta manera aumentar el nivel de oxígeno.

En la Tabla 2.2 se presentan las características de estos sonidos de manera resumida.

TABLA 2.2: Tipo de sonidos respiratorios.

| Sonidos respiratorios       | Origen                                | Características acústicas                             | Relevancia  |
|-----------------------------|---------------------------------------|---|---|
| <b>Sonidos normales:</b>    |                                       |   |   |
| Sonidos pulmonares          | Vía aérea central y segmentaria       | 100-800 Hz  | Ventilación regional<br>Calibre de la vía aérea     |
| Sonidos traqueales          | Laringe, tráquea y vía aérea superior | 200-1500 Hz   | Configuración vía aérea superior                    |
| <b>Sonidos adventicios:</b> |                                       |   |   |
| Sibilancias                 | Vía aérea central o inferior          | Musical. Sinusoidal<br>100-1000 Hz<br>Duración >80 ms | Obstrucción vía aérea<br>Limitación del flujo aéreo |
| Roncus                      | Vía aérea principal                   | Sinusoidal<br><300 Hz<br>Duración >100 ms             | Secreciones obstructivas bronquiales                |
| Crepitaciones               | Vía aérea inferior                    | Ondas explosivas<br>Duración <20 ms                   | Apertura y cierre de vía aérea, secreciones         |
| Estridor                    | Vía aérea superior                    | Musical<br>200-1500 Hz<br>Duración >250 ms            | Obstrucción vía aérea superior                      |
| Quejido                     | Vía aérea superior                    | Musical<br>200-1200 Hz<br>Duración >250 ms            | Mantención PEEP <sup>9</sup>                        |

En el próximo capítulo se hablará del desarrollo y la implementación de un sistema capaz de adquirir sonidos respiratorios y cardíacos, con base a lo presentado en este marco teórico.

<sup>9</sup>*Positive End Expiratory Pressure*. Es una terapia que se usa en conjunto con la ventilación mecánica. Al final de la exhalación mecánica o espontánea, la PEEP mantiene la presión de la vía aérea del paciente por encima del nivel atmosférico ejerciendo una presión que se opone al vaciado pasivo del pulmón. Esta presión se logra manteniendo un flujo de presión positiva al final de la exhalación.



## Capítulo 3

# Desarrollo e implementación

En este capítulo se presenta todo el desarrollo y la implementación llevados a cabo en este Proyecto Final con el fin de desarrollar un sistema capaz de adquirir señales respiratorias y cardíacas en paciente neonatos. Para lograr este objetivo, se llevaron a cabo las siguientes tareas: 1) investigar los transductores comúnmente utilizados, 2) diseñar un circuito de amplificación y filtrado, 3) programar el *firmware* de un  $\mu\text{C}$  para convertir señales analógicas en digitales mediante un conversor analógico digital (ADC, del inglés *Analog Digital Converter*) externo y transmitir las a una computadora, 4) realizar una interfaz para recibir, guardar y mostrar los datos, 5) desarrollar un prototipo en un placa de circuito impreso y 6) construir un equipo con los conectores necesarios para su utilización.

### 3.1. Adquisición de las señales

La primer etapa de adquisición de sonidos cardíacos y respiratorios se puede subdividir en dos elementos principales: un transductor y un circuito de amplificación y filtrado. La función del transductor es convertir la propiedad que contiene la información de una señal física en otra, según el tipo de transductor que se utilice. Por ejemplo, las ondas sonoras se miden a través de la presión que generan y éstas se transforman en señales eléctricas. En cuanto al circuito de amplificación y filtrado, su misión principal es acondicionar una señal eléctrica de amplitud reducida en la entrada, incrementando esa amplitud y al mismo tiempo filtrando el ruido producido por señales que se encuentran fuera del rango de frecuencias buscado.

#### 3.1.1. Transductor

En este proyecto se utiliza como transductor el micrófono, el cuál permite convertir ondas sonoras en señales eléctricas. Usualmente, consiste de un diafragma y un circuito eléctrico. La vibración del diafragma como consecuencia de la onda sonora genera una señal eléctrica cuya amplitud sigue las variaciones en la intensidad de la onda sonora (presión del aire).

Existen distintos tipos de micrófonos, es por esto que en primera instancia se realizó una comparación entre los tipos más comunes para luego poder elegir el más apropiado para este proyecto. Se definieron múltiples criterios para poder seleccionar entre las alternativas:

- Respuesta en frecuencia: Se compararon las curvas de respuesta en frecuencia de los distintos tipos de micrófono para determinar cuál se ajusta mejor a las señales que se quieren medir[13];
- Sensibilidad: A mayor sensibilidad, el micrófono es capaz de detectar (convertir en señal eléctrica) menores amplitudes de sonido. También puede pensarse como la amplitud mínima de señal necesaria en la entrada para producir un nivel de salida determinado;
- Consumo eléctrico: Ya que el equipo se diseña para trabajar con baterías o pilas, el consumo de energía debe ser reducido;
- Costo: Se busca usar los micrófonos más económicos que cumplan con los requerimientos propuestos en las especificaciones;
- Disponibilidad: Se evalúa la disponibilidad de los componentes en caso de que haya que reemplazarse por fallos, y la variación que existe entre los distintos fabricantes;
- Tamaño: Dado que este dispositivo está orientado a bebés prematuros, se necesita que los micrófonos sean pequeños para no causar molestia y para que puedan ser ajustados debidamente en los lugares de medición.

En la Tabla 3.1 se puede ver la comparación resultante entre dos tipos de micrófonos comúnmente utilizados en el mercado al momento de realizar este proyecto. Se puede notar que, en el caso de los micrófonos MEMS (del inglés *Micro Electro-Mechanical Systems*), se garantiza una respuesta plana en frecuencia por encima de los 100 Hz. Esto presenta un inconveniente ya que los sonidos cardíacos se encuentran por debajo de dicha frecuencia. Por otro lado, los micrófonos electret presentan una característica de respuesta plana desde los 50 Hz incluidos, lo cual permite obtener una mejor medición de sonidos cardíacos.

TABLA 3.1: Comparación de micrófonos.

| <b>Criterio</b>         | <b>Micrófonos electret</b> | <b>Micrófonos MEMS</b>  |
|-------------------------|----------------------------|-------------------------|
| Respuesta en frecuencia | Plana entre 50 y 6kHz      | Plana entre 100 y 7kHz  |
| Sensibilidad[14]        | Entre -46 dBV y -35 dBV    | Entre -46 dBV y -35 dBV |
| Consumo eléctrico       | Bajo                       | Bajo                    |
| Costo                   | Bajo                       | Bajo                    |
| Disponibilidad          | Alta                       | Baja                    |
| Tamaño                  | Pequeño                    | Pequeño                 |

En cuestiones de sensibilidad, consumo eléctrico, costo y tamaño, ambas opciones presentan características comparables. La única diferencia aparte de la respuesta en frecuencia es la disponibilidad, ya que los micrófonos electret son más fáciles de encontrar en el mercado nacional que los micrófonos MEMS, lo cual resulta favorable si se necesitan repuestos.



Por estos motivos es que se decide utilizar micrófonos electret como transductores en este proyecto. Específicamente se usa el modelo EM4530C del fabricante Sobeerton Inc., cuyas características se presentan a continuación:

- Sensibilidad:  $-42 \text{ dBV} \pm 3 \text{ dB}$  ( $P = 94 \text{ dB SPL}$ );
- Impedancia de salida:  $2,2 \text{ k}\Omega$  máximo ( $F = 1 \text{ kHz}$ );
- Consumo de corriente:  $500 \mu\text{A}$  máximo ( $V_{CC} = 2 \text{ V}$  y  $R_L = 2,2 \text{ k}\Omega$ );
- Relación señal a ruido:  $58 \text{ dB}$  mínimo ( $F = 1 \text{ kHz}$ );
- Tensión de operación:  $1\text{-}10 \text{ V}$ ;
- Entrada máxima:  $110 \text{ dB SPL}$ ;
- Dimensiones:  $4,5 \text{ mm} \times 3,0 \text{ mm}$ .

La respuesta en frecuencia de este micrófono se muestra en la Figura 3.1 y el circuito de conexión se ve en la Figura 3.2.

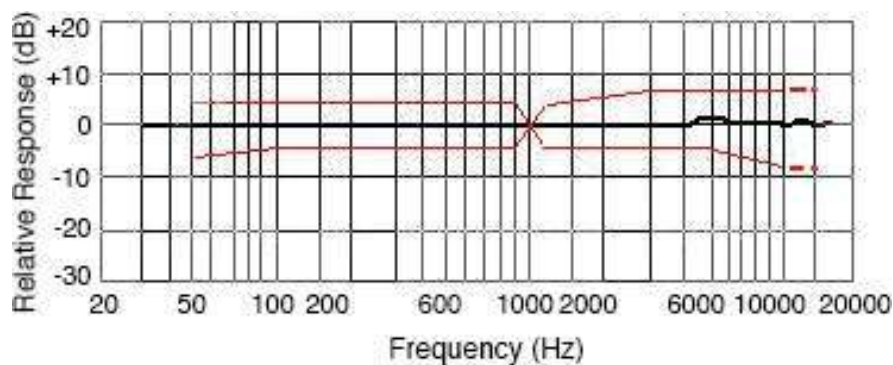


FIGURA 3.1: Respuesta en frecuencia del EM4530.<sup>1</sup>

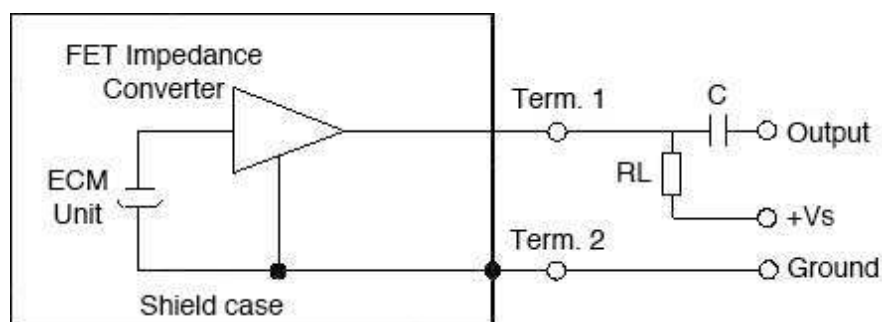


FIGURA 3.2: Modelo del EM4530.<sup>1</sup>

Para calcular la sensibilidad del micrófono elegido, se utiliza el valor promedio especificado en la hoja de datos de  $-42 \text{ dB}$ . Este valor indica el nivel de tensión que se produce en la salida en relación a la presión sonora medida en Pascales. Esta sensibilidad se expresa como:

<sup>1</sup>Imágenes extraídas de la hoja de datos del EM4530.

$$Sensibilidad_{dBV} = 20 * \log_{10}\left(\frac{Sensibilidad_{mV/Pa}}{Salida_{AREF}}\right) \quad (3.1)$$

En donde  $Salida_{AREF}$  es la referencia de salida que equivale a  $1V/Pa$ . Reemplazando en la ecuación 3.1 el valor de  $Sensibilidad_{dBV}$  por  $-42$  dBV:

$$-42dBV = 20 * \log_{10}\left(\frac{Sensibilidad_{mV/Pa}}{1V/Pa}\right) \quad (3.2)$$

$$Sensibilidad_{mV/Pa} = 7,9432mV/Pa \quad (3.3)$$

Siguiendo el mismo procedimiento, se obtiene el rango de valores de sensibilidad especificados, que se encuentra entre  $5,62mV/Pa$  y  $11,22mV/Pa$ . Sin embargo, este valor es medido por el fabricante a una distancia de 50 cm, mientras que la distancia a la que se encontrará el micrófono utilizado es mucho menor. En particular, la sensibilidad crece de manera cuadrática e inversamente proporcional a la distancia, siguiendo la siguiente expresión:

$$\frac{I_2}{I_1} = \frac{d_1^2}{d_2^2} \quad (3.4)$$

Una regla práctica que se deriva de esta expresión es que si la distancia a la fuente aumenta al doble, el nivel de intensidad sonora disminuye en aproximadamente 6 dB:

$$\Delta S_{2/1} = 10 * \log_{10}\left(\frac{I_2}{I_1}\right) = 10 * \log_{10}\left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 \quad (3.5)$$

$$\Delta S_{2/1} = 20 * \log_{10}\left(\frac{d_1}{2 * d_1}\right) = -20 * \log_{10}(2) = -6,021dB \quad (3.6)$$

De la misma manera se puede comprobar que si la distancia a la fuente disminuye a la mitad, la intensidad aumenta aproximadamente 6 dB. Dividiendo a la mitad el valor de 50 cm se obtienen 25 cm de distancia. Si se realiza esta operación dos veces más se arriba a una distancia de 6,25 cm, lo cual equivale a un aumento de 18 dB en intensidad. Entonces, la sensibilidad aproximada que se tiene es:

$$Sensibilidad_{mV/Pa} = -42dBV + 18dB = -24dBV \quad (3.7)$$

Lo cual equivale a 63,09 mV/Pa. Este valor es casi 8 veces más grande que la sensibilidad original, por lo que puede decirse que la distancia al origen del sonido tiene un efecto importante en la medición, y al mismo tiempo depende del correcto posicionamiento del micrófono.

### 3.1.2. Acondicionamiento de las señales

En esta sección se abarca el diseño de la etapa de amplificación y filtrado, las cuales se encargan de acondicionar la señal eléctrica generada por el micrófono electret. En la primera parte se habla de la amplificación, la cual cumple un rol fundamental para poder obtener una señal cuyo nivel de amplitud sea el necesario para aprovechar al máximo el rango dinámico de entrada del ADC. En la segunda parte se trata el tema del filtrado, el cual cumple dos funciones principales: atenuar aquellas frecuencias que no son deseadas y actuar como filtro anti-solapamiento.

#### 3.1.2.1. Amplificación

Un amplificador operacional ideal es un amplificador diferencial de tensión con una ganancia de tensión  $a_v \rightarrow \infty$ , una impedancia de entrada  $R_i \rightarrow \infty$  y una impedancia de salida  $R_o \rightarrow 0$ . Además, el ancho de banda también tiende a  $\infty$ , las corrientes de entrada en ambos terminales son consideradas nulas y la tensión de salida es nula cuando la tensión de entrada también lo es. En la Figura 3.3 se puede ver el modelo a considerar en este análisis ideal. Cabe destacar que no es posible lograr estas características en circuitos reales, pero para un primer estudio puede utilizarse sin cometer errores apreciables. Las aplicaciones más comunes de estos amplificadores trabajando en modo lineal son formando un lazo de realimentación. Dos de las configuraciones más utilizadas son: i) como amplificador inversor y ii) como amplificador no inversor. En las Figuras 3.4 y 3.5 pueden verse estas dos configuraciones, respectivamente.

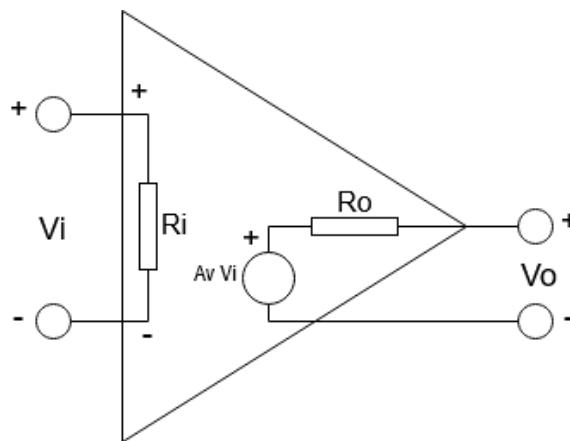


FIGURA 3.3: Amplificador ideal.

Para obtener la ganancia en el primer caso, se plantean las siguientes ecuaciones siguiendo las consideraciones indicadas previamente:

$$V^+ = V^- = 0 \quad (3.8)$$

$$I_1 = \frac{V_i}{R_1} \quad (3.9)$$

$$V_0 = -I_1 R_2 \quad (3.10)$$

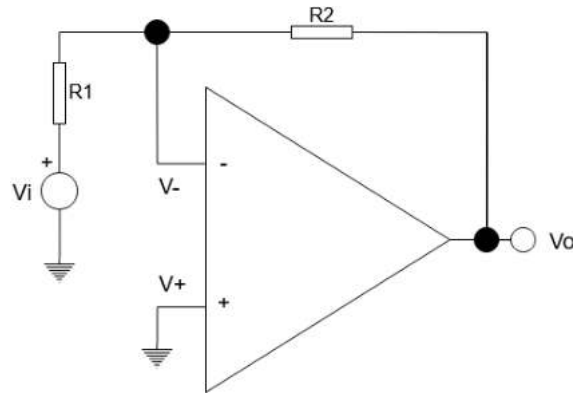


FIGURA 3.4: Amplificador en modo inversor.

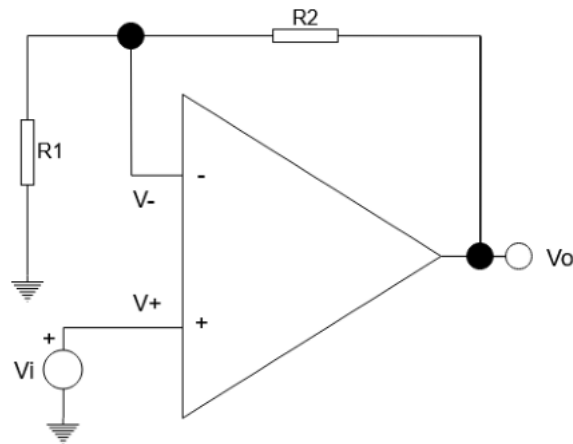


FIGURA 3.5: Amplificador en modo no inversor.

Se resuelven estas expresiones para obtener la ganancia de tensión realimentada del amplificador inversor:

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_2}{R_1} \quad (3.11)$$

En el segundo caso, las ecuaciones que se plantean a partir del circuito son:

$$V_i = V^+ = V^- \quad (3.12)$$

$$I_1 = \frac{V_i}{R_1} \quad (3.13)$$

$$V_o = I_1(R_1 + R_2) \quad (3.14)$$

En consecuencia, la ganancia de tensión realimentada del amplificador no inversor es:

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (3.15)$$

En ambos casos se puede suponer que  $V^+ = V^-$  dado que la impedancia de entrada es muy elevada, con lo cual no ingresa corriente. Además, la salida del operacional se comporta como un generador de tensión ideal.

Como caso particular, se presenta la aplicación del operacional como restador, mostrado en la figura 3.6, para de esta forma poder resaltar las diferencias y similitudes posteriormente.

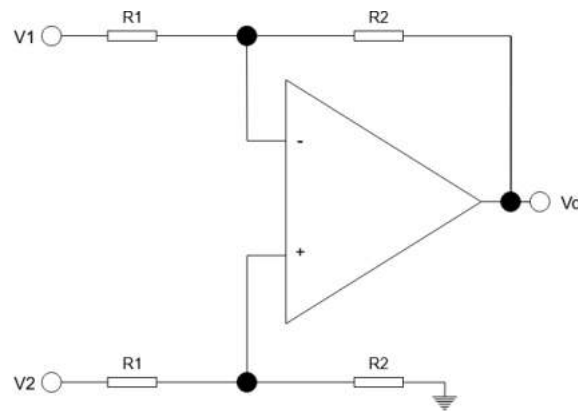


FIGURA 3.6: Amplificador diferencial.

Del circuito se puede obtener, mediante la utilización del teorema de superposición, la expresión de la tensión de salida como:

$$V_O = -\frac{R_2}{R_1}V_1 + \frac{R_2}{R_2 + R_1}\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_2 = \frac{R_2}{R_1}(V_2 - V_1) \quad (3.16)$$

La ganancia depende sólo de las resistencias  $R_2$  y  $R_1$ . Por otro lado, en este tipo de amplificadores se destaca la característica de rechazo al modo común e impedancia de entrada. La relación de rechazo al modo común depende de la simetría y similitud de las resistencias en las dos ramas del circuito, ya que se suponen de igual valor. Además, la impedancia que se presenta a las entradas son relativamente bajas y desbalanceadas, y si se quiere ajustar la ganancia se debe actuar sobre ambas resistencias simultáneamente.

### Amplificador completamente diferencial

En primer lugar, se necesitó determinar el tipo de diseño que se utilizará para amplificar las señales obtenidas. Existen distintas formas en las que se puede llevar a cabo esta tarea, empleando los previamente mencionados amplificadores operacionales con una configuración inversora o no inversora, amplificadores de instrumentación, entre otros. En un primer análisis, se evaluó una lista de distintos amplificadores operacionales en la que se compararon sus características.

En principio, se decidió probar algunos de estos amplificadores debido a que eran accesibles, específicamente el LM358, NE5532 y TL072. Respecto a su rendimiento, el amplificador con el que se obtuvieron mejores resultados fue con el NE5532, mientras que el LM358 presentó una relación señal a ruido pobre. Sin embargo, para el diseño final se decidió usar amplificadores completamente diferenciales (FDA, del inglés *Fully Differential Amplifiers*). Una de las razones por la que se seleccionó este tipo de amplificador se debe al ADC del que se dispone. Esto se explica con más detalle en la sección 3.2.2.

Las ventajas de los FDA sobre los amplificadores tradicionales son las siguientes:

- Mejor rechazo a ruido de modo común;
- Mejor distorsión armónica de orden par;
- Mejor rango dinámico: dos veces la salida diferencial;
- Mejor pareamiento lo cual reduce el error por desbalance;
- Menor ruido por el mismo consumo de energía.

El componente seleccionado es el THS4551 de Texas Instruments, que tiene las siguientes características:

- Ancho de banda: 150 MHz ( $G = 1 \text{ V/V}$ );
- Slew Rate diferencial:  $220 \text{ V}/\mu\text{s}$ ;
- Rango de operación con fuente simple: 2,7 a 5,4 V;
- Corriente de alimentación recortada: 1,37 mA a 5 V;
- Ruido de tensión de entrada diferencial:  $3,3 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ;
- Relación de rechazo a modo común: 110 dB.

Se destaca la incorporación de varias operaciones en el mismo integrado, reduciendo así la cantidad de elementos externos necesarios y por ende disminuyendo el espacio que se requiere para la implementación en una placa de circuito impreso (PCB, del inglés *Printed Circuit Board*). Asimismo, se debe notar que el mismo resultado puede lograrse usando varios amplificadores operacionales tradicionales, junto con otros elementos como resistencias de pull-up para agregar un componente de tensión continua en el camino.

Analizando el circuito generalizado y simplificado de los FDA en la Figura 3.7 y el diagrama del THS4551 representado en la Figura 3.8 se pueden plantear las siguientes ecuaciones:

#### **Voltajes de entrada:**

$$V_{ID} = (V_{IN+}) - (V_{IN-}) \quad (3.17)$$

$$V_{IC} = \frac{(V_{IN+}) + (V_{IN-})}{2} \quad (3.18)$$

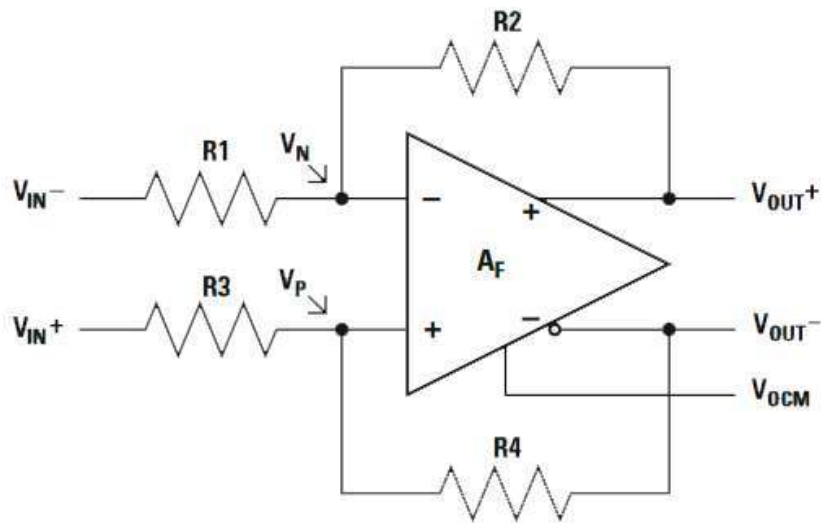
#### **Voltajes de salida:**

$$V_{OD} = (V_{OUT+}) - (V_{OUT-}) \quad (3.19)$$

$$V_{OC} = \frac{(V_{OUT+}) + (V_{OUT-})}{2} \quad (3.20)$$

$$(V_{OUT+}) - (V_{OUT-}) = A_F(V_P - V_N) \quad (3.21)$$

$$V_{OC} = V_{OCM} \quad (3.22)$$

FIGURA 3.7: Circuito de análisis del FDA.<sup>2</sup>

Existen dos amplificadores involucrados en el funcionamiento de los FDA: el amplificador diferencial principal (desde  $V_{IN}$  hasta  $V_{OUT}$ ) y el amplificador del error  $V_{OCM}$ . Se procede a explicar el funcionamiento de este último.

$V_{OUT+}$  y  $V_{OUT-}$  son filtradas y sumadas por una red RC interna. El amplificador de  $V_{OCM}$  mide esta tensión y la compara con el voltaje aplicado en el pin  $V_{OCM}$ . Mediante un lazo de realimentación interno se lleva la tensión entre sus entradas a cero, de esta forma logrando lo que se muestra en la ecuación 3.22.

Para analizar el funcionamiento del amplificador diferencial principal se deben resolver y desarrollar varias ecuaciones mediante álgebra. Sin embargo, para simplificar la explicación se utilizarán las ecuaciones resultantes de este desarrollo junto a las Ecuaciones 3.17 a 3.22, mostradas anteriormente. Para un análisis más detallado del funcionamiento de estos dispositivos, véase la Referencia [15].

Resolviendo los nodos  $V_N$  y  $V_P$  se obtiene:

$$V_N = (V_{IN-})\left(\frac{R_2}{R_1 + R_2}\right) + (V_{OUT+})\left(\frac{R_1}{R_1 + R_2}\right) \quad (3.23)$$

$$V_P = (V_{IN+})\left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right) + (V_{OUT-})\left(\frac{R_3}{R_3 + R_4}\right) \quad (3.24)$$

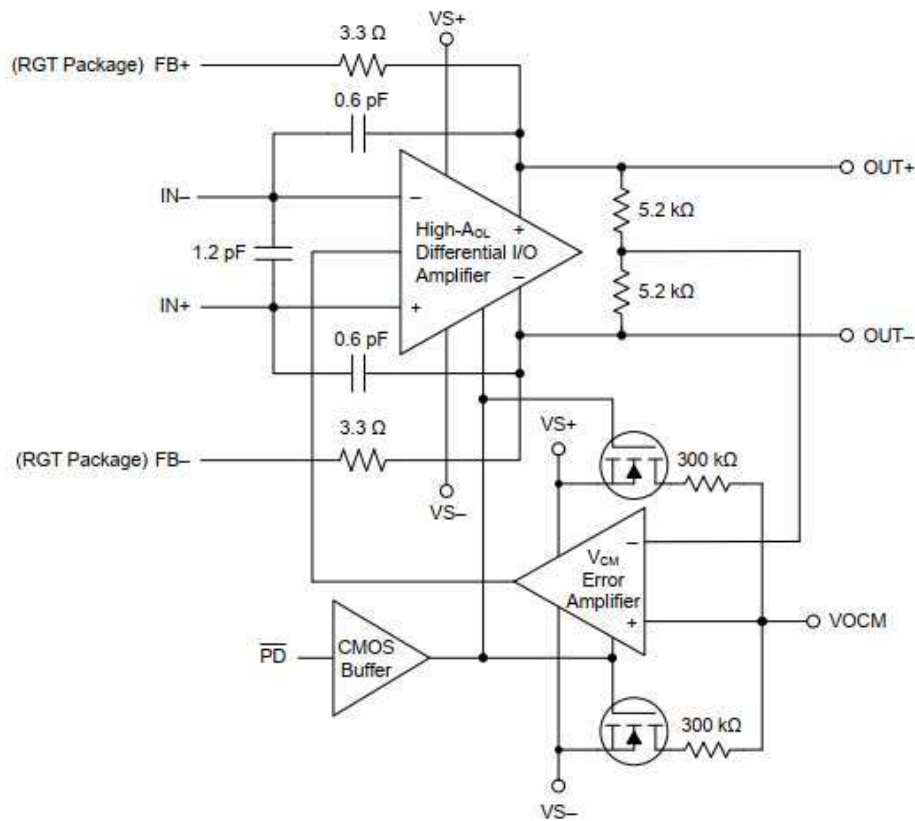
Definiendo  $\beta_1 = \frac{R_3}{R_3 + R_4}$  y  $\beta_2 = \frac{R_1}{R_1 + R_2}$ ,  $V_N$  y  $V_P$  pueden reescribirse como:

$$V_N = (V_{IN-})(1 - \beta_2) + (V_{OUT+})(\beta_2) \quad (3.25)$$

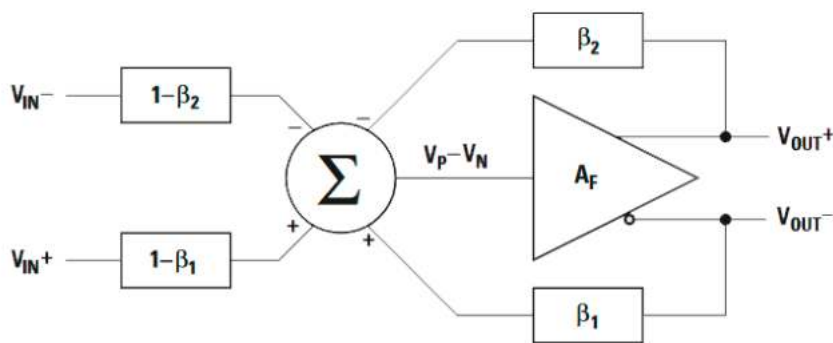
$$V_P = (V_{IN+})(1 - \beta_1) + (V_{OUT-})(\beta_1) \quad (3.26)$$

Con las Ecuaciones 3.25 y 3.26 se puede armar el diagrama en bloques que se muestra en

<sup>2</sup>Imagen extraída de [www.ti.com/lit/an/slyt157/slyt157.pdf](http://www.ti.com/lit/an/slyt157/slyt157.pdf).

FIGURA 3.8: Diagrama en bloques funcional del THS4551.<sup>3</sup>

la Figura 3.9. Asumiendo que se cumplen las condiciones ideales  $A_F\beta_1 \gg 1$  y  $A_F\beta_2 \gg 1$ , al mismo tiempo que ambas ramas son simétricas, es decir, que  $R_1 = R_3$  y  $R_2 = R_4$ , se puede obtener la relación que existe entre la entrada y la salida como:

FIGURA 3.9: Diagrama en bloques.<sup>4</sup>

$$\frac{V_{OD}}{V_{ID}} = \frac{A_F}{(1 + A_F\beta)} = \frac{1 - \beta}{\beta} \frac{1}{1 + \frac{1}{A_F\beta}} \quad (3.27)$$

<sup>3</sup>Imagen extraída de la hoja de datos del THS4551.



Se puede comprobar que las tensiones de modo común a la entrada y a la salida no aparecen en esta ecuación. Además, la ganancia ideal se define por la relación:

$$\frac{1 - \beta}{\beta} = \frac{R_2}{R_1} \quad (3.28)$$

Esto es cierto para el caso en que se trabaja con una entrada diferencial, pero se debe analizar el caso en que la señal de entrada proviene de una fuente simple, como sucede en el caso del micrófono electret. Si se modifica el circuito de la Figura 3.7 para obtener el circuito mostrado en la Figura 3.10, se puede convertir este tipo de señales en diferenciales. La diferencia es que ahora  $V_{IN-}$  es masa y  $V_{IN+}$  es por donde ingresa la señal. Sustituyendo  $V_{IN-} = 0$  se obtiene que la salida diferencial es:

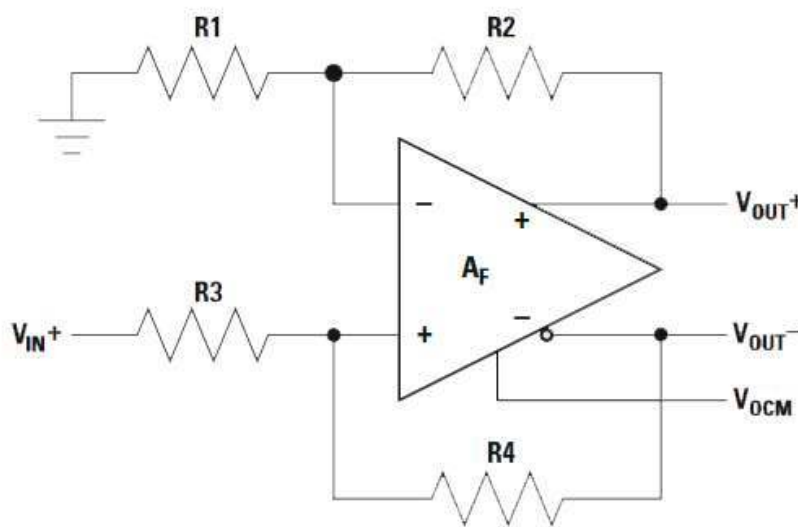


FIGURA 3.10: Circuito con entrada simple.<sup>4</sup>

$$V_{OD} = \frac{2(V_{IN+})(1 - \beta_1) + 2V_{OCM}(\beta_1 - \beta_2)}{\beta_1 + \beta_2} \quad (3.29)$$

Es importante mencionar que se debe mantener  $\beta_1 = \beta_2$ , o lo que es lo mismo, mantener la simetría de ambas ramas para prevenir un *offset* en  $V_{OD}$  distinto para cada rama, lo cual reduciría el rango dinámico de salida.

### Determinación de ganancia requerida

Para determinar la ganancia requerida se debe utilizar el mayor valor que pueda hallarse en la entrada para evitar saturar esta etapa, el cual corresponde a los 100 mVpp producidos por el micrófono. Entonces:

$$\frac{V_O}{V_i} = \frac{5V}{100mV} = 50 \text{ veces} \quad (3.30)$$

<sup>4</sup>Imágenes extraídas de <http://www.ti.com/lit/an/slyt157/slyt157.pdf>.

La ganancia buscada será entonces igual a 50 veces, lo cual equivale a 34 dB. Esta ganancia debe encontrarse en la banda de frecuencia de las señales que contienen la información útil, mientras que todo aquello que se encuentre fuera de esta banda deberá ser atenuado. Para lograr este último objetivo adicional, se necesita diseñar un filtro pasabanda. Esto será analizado en la próxima sección, donde se calcularán los valores de los componentes para lograr la ganancia y el filtro deseado.

### 3.1.2.2. Filtrado

Para obtener las señales de interés a partir de la señal a la salida de los micrófonos, se debe atenuar toda señal cuya frecuencia se encuentre por debajo o por encima del rango de frecuencias útiles, el cual se desprende de la Tabla 2.2 previamente mostrada.

En primer lugar, se pensó usar una topología Sallen-Key debido a su facilidad de implementación, sin embargo, esta posibilidad fue descartada debido a la conexión requerida para proveer energía a los micrófonos electret y la ruta de la señal de salida, lo cual se muestra en la Figura 3.11. Para polarizar el FET se conecta el *drain* del mismo a la fuente de alimentación a través de la resistencia  $R_s$ , mientras que el *source* se conecta a masa. Es necesario llevar a cabo esta conexión debido al funcionamiento del micrófono, ya que lo que detecta son las variaciones de presión en el aire, las cuales son pre-amplificadas por el FET actuando como convertidor de impedancia. Estas variaciones, a su vez, producen una corriente alterna montada sobre la corriente continua proveniente de la fuente de alimentación. Entonces, la función del capacitor ubicado en el puerto de salida es permitir el paso de la componente alterna, la cual contiene la información, y evitar que la componente continua avance a la siguiente etapa.

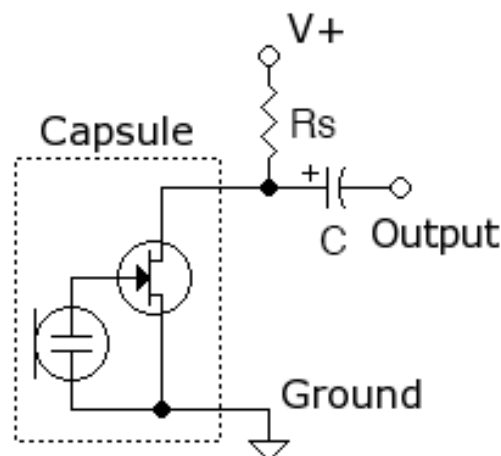


FIGURA 3.11: Modelo del micrófono.<sup>5</sup>

El efecto de colocar un capacitor en este lugar sumado a una resistencia en serie es el de un filtro pasa-altos. En consecuencia, se decidió llevar a cabo el proceso de filtrado y

<sup>5</sup>Imagen extraída de [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electret\\_condenser\\_microphone\\_schematic.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electret_condenser_microphone_schematic.png).

de amplificación de forma simultánea, ya que de este modo sólo se necesita agregar un filtro pasa-bajos para lograr un filtro pasa-banda. En el circuito que se planteó, los filtros se encuentran a la entrada y a la salida del FDA, como se ve en las Figuras 3.12 y 3.13.

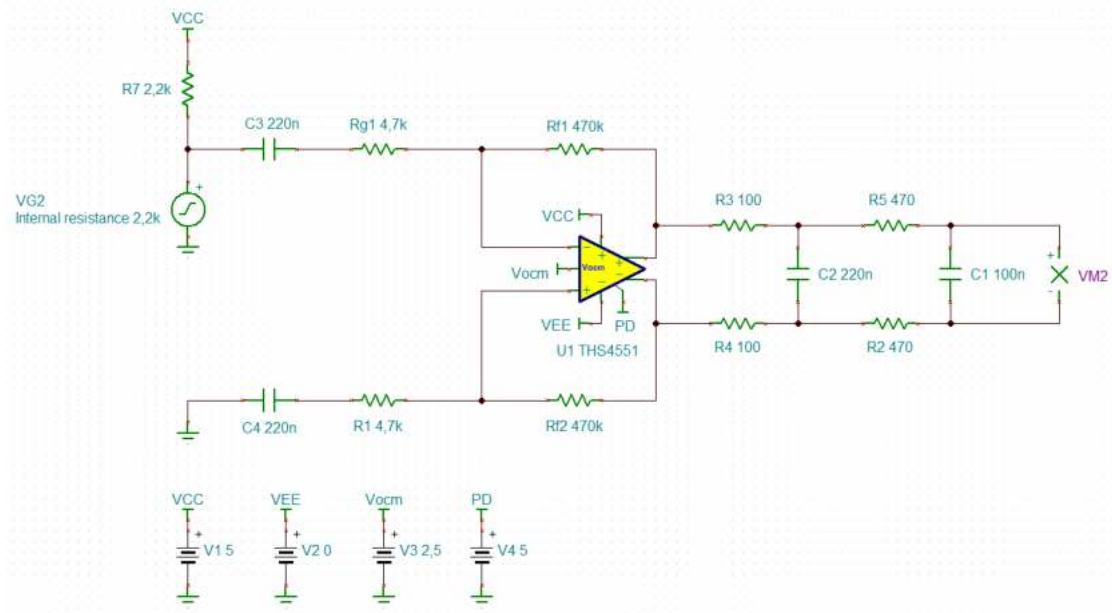


FIGURA 3.12: Filtros correspondientes a los micrófonos pulmonares.

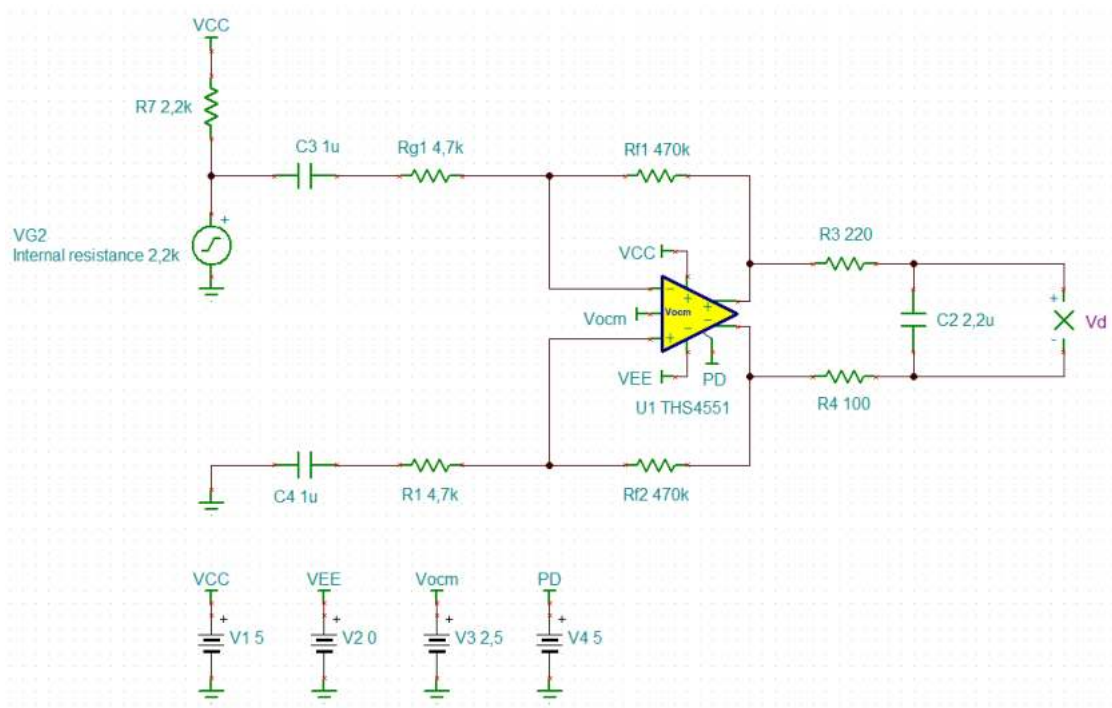


FIGURA 3.13: Filtros correspondientes al micrófono cardíaco.

A su vez, se muestra la respuesta en frecuencia simulada en las Figuras 3.14 y 3.15, donde se destacan las frecuencias de corte inferior y superior cuyos valores son 113 Hz y 1,45 kHz para los sonidos pulmonares y 24 Hz y 280 Hz para los sonidos cardíacos. Debido a que se

necesita un nivel de atenuación de aproximadamente 20 dB en 9 kHz se debió incluir un polo adicional como filtro pasa-bajos en el caso de los sonidos pulmonares para cumplir dicho requisito. En el caso de los sonidos cardíacos, la frecuencia de corte superior es menor, con lo cual la atenuación resultó suficiente en ese valor de frecuencia. El efecto de este segundo polo puede verse simulado en la Figura 3.16.

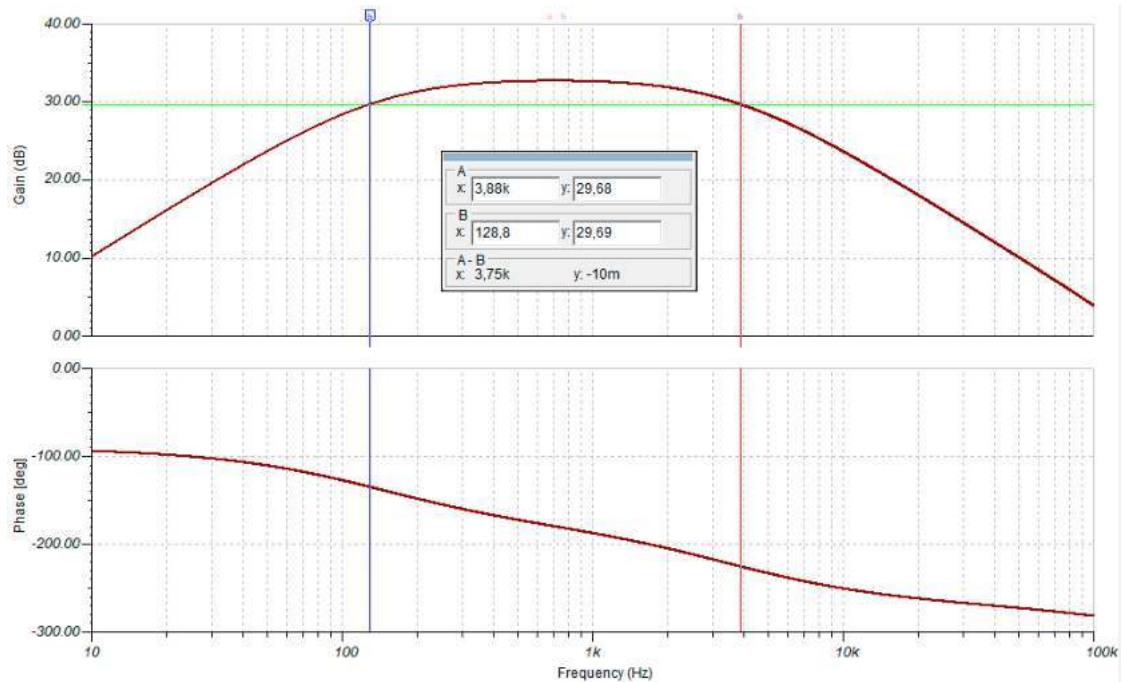


FIGURA 3.14: Respuesta en frecuencia de los filtros de sonidos pulmonares.

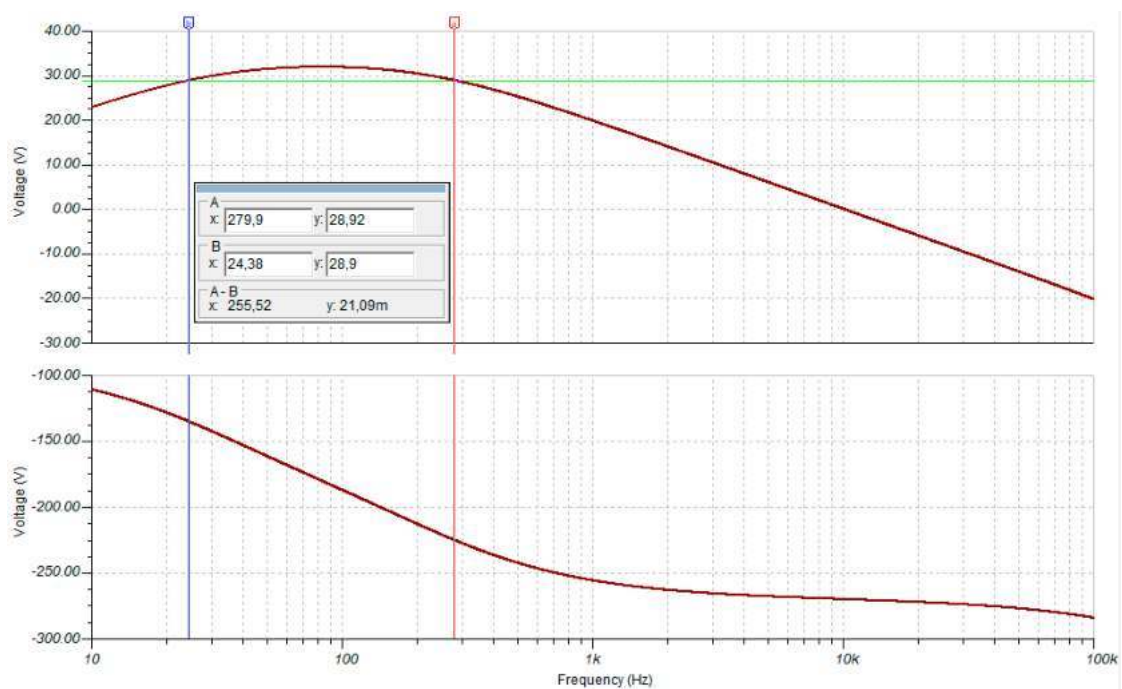


FIGURA 3.15: Respuesta en frecuencia de los filtros de sonidos cardíacos.

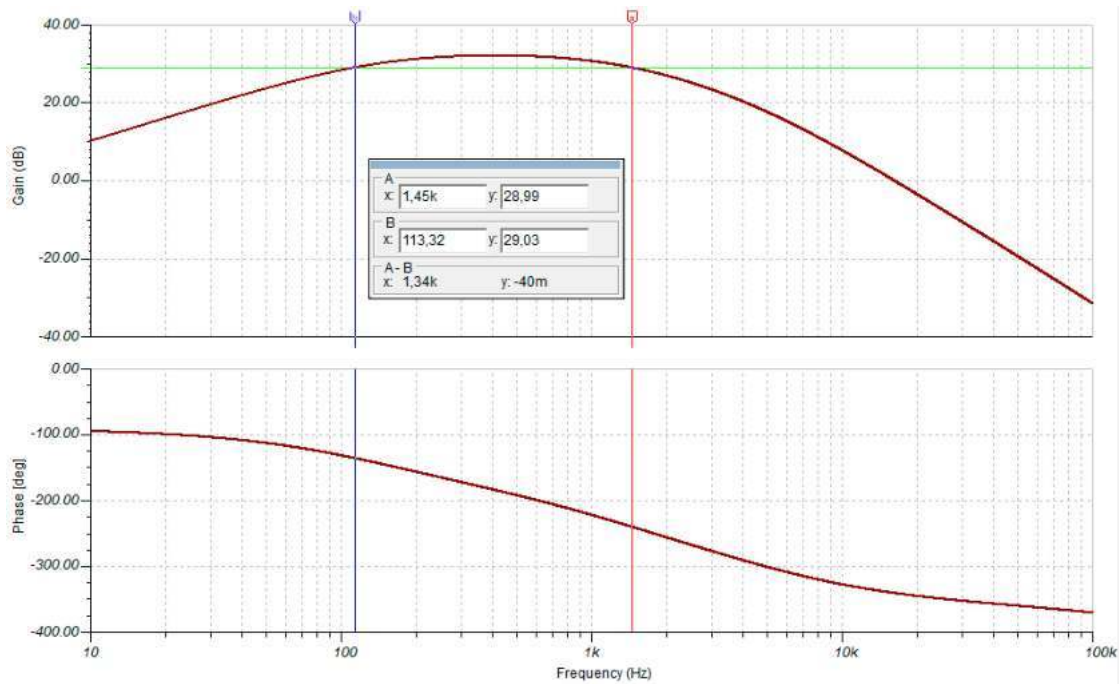


FIGURA 3.16: Respuesta en frecuencia de los filtros de sonidos pulmonares corregidos.

Por otro lado, ha de recordarse que debido a la naturaleza diferencial de la salida del FDA, los componentes que se utilicen para la implementación del amplificador y los filtros deben tener un valor de dispersión bajo. Esto es así porque en la salida de ambas ramas se tendrá la misma señal amplificada montada en una continua y con un desfase de 180 grados, por lo cual cualquier variación provocada asimétricamente en el circuito causará una pérdida en el rango dinámico al momento de adquirir la señal.

En resumen, lo más importante de esta etapa es reducir el ruido en la mayor medida posible para que éste no continúe en etapas posteriores y, al mismo tiempo, amplificar la señal útil.

## 3.2. Digitalización

En esta sección se describen los componentes y los procesos que se efectúan para transformar las señales analógicas en señales digitales para poder luego transmitir las a una computadora. Además, se detallan configuraciones y el código del programa utilizado, así como los protocolos de comunicación que forman parte del sistema de transmisión.

### 3.2.1. Multiplexor

En primer lugar, las señales que provienen de los micrófonos se encuentran en un formato paralelo y, ya que el ADC externo sólo posee un único canal de entrada, se necesitó poder elegir una única fuente para obtener su valor de amplitud. Esto se logró mediante la utilización de dos multiplexores conectados de forma paralela, cuyas entradas son seleccionadas por el  $\mu\text{C}$  de forma de presentar una sola salida al ADC. Esta conexión trae aparejado

un incremento en la resistencia y la capacidad existente entre la salida del amplificador operacional y el circuito de muestreo del ADC, lo cual debió ser tenido en cuenta al momento de realizar los cálculos de los tiempos de conversión y de adquisición. Esto se tratará con más detalle cuando se muestren los diagramas de tiempo del circuito en la próxima sección. Por otro lado, dado que se transmite la señal de forma diferencial, la configuración del multiplexor también debe ser diferencial. Sin embargo, esto no presenta ningún inconveniente adicional.

### 3.2.2. Conversor Analógico Digital

El ADC es el encargado de convertir la señal analógica ya acondicionada por la primera etapa y de transmitirla a la siguiente etapa. Existen distintas formas para lograr esta conversión, entre las cuales se destacan dos dado que son frecuentemente utilizadas en este tipo de aplicación: SAR (del inglés *Successive Approximation*) y  $\Delta\Sigma$  (Delta-Sigma). En cuanto al primer tipo de conversores, es uno de los más comunes usados en aplicaciones que requieren una frecuencia de muestreo no muy elevada y una resolución de entre 8 y 16 bits. Además, se destaca su arquitectura, en la que no se implementan operaciones en paralelo, lo cual lo vuelve apto para aplicaciones multiplexadas. Finalmente, su funcionamiento es más simple de comprender y de implementar cuando se lo compara a conversores  $\Delta\Sigma$ . En el caso de este último, se suele aplicar en situaciones donde se necesita una mayor resolución y para señales más sensibles que poseen una diminuta amplitud por naturaleza. Por los motivos expresados, se decidió emplear un conversor SAR en este proyecto, específicamente el ADC161S626 de Texas Instruments, y se presenta a continuación una explicación sobre el funcionamiento del mismo.

A modo introductorio, en la Figura 3.17 se muestra un diagrama de los elementos implementados por un conversor tipo SAR, donde se puede apreciar la forma empleada para convertir señales analógicas en digitales.

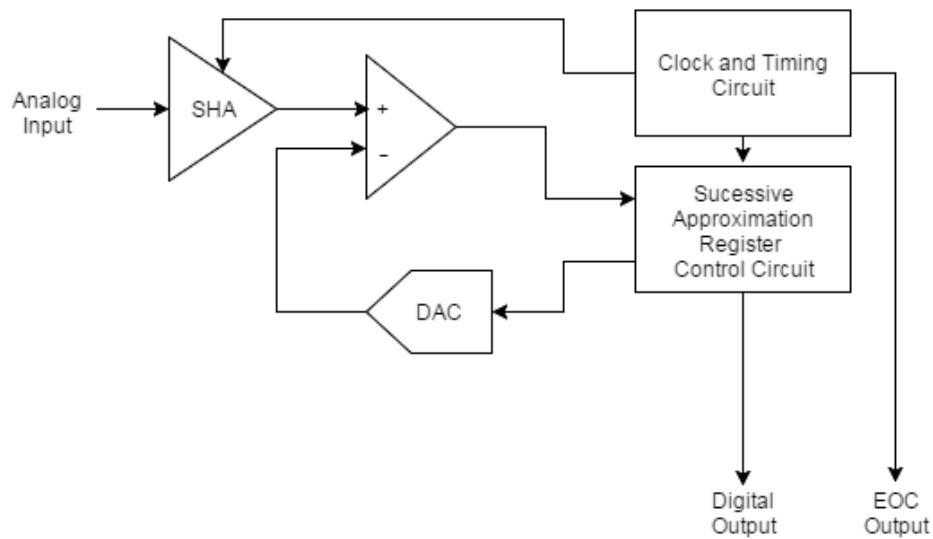
En esta imagen se distinguen tres bloques:

1. El circuito de muestreo y retención;
2. El circuito encargado de controlar el reloj y los tiempos;
3. El circuito que se ocupa de la lógica de control, junto al DAC y el comparador.

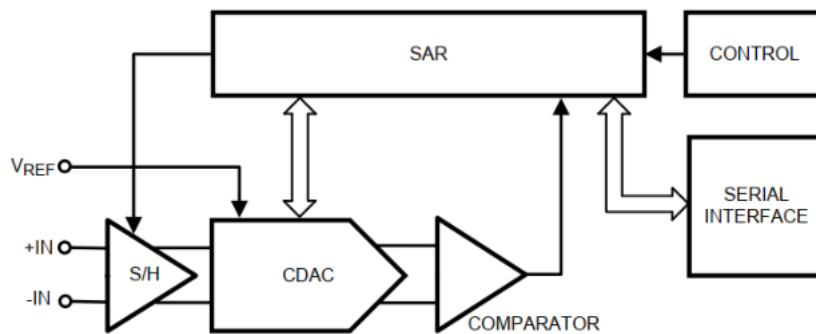
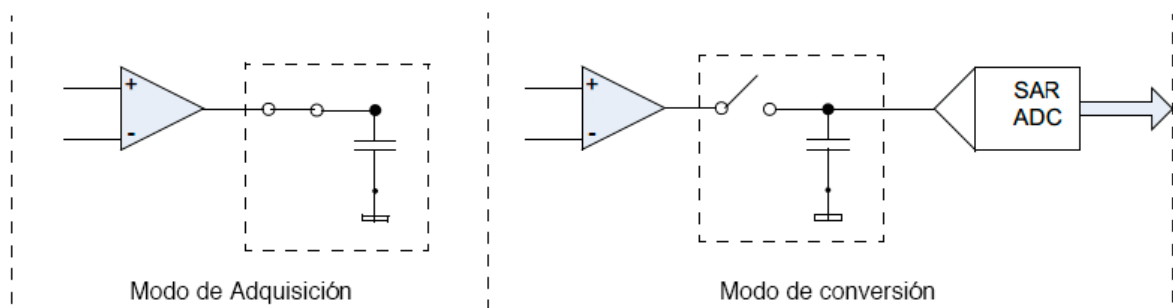
En el caso particular del ADC161S626, su diagrama en bloques se muestra en la Figura 3.18.

#### 3.2.2.1. Muestreo y retención

Un circuito básico de muestreo y retención puede modelarse con una resistencia y un capacitor, así como una llave que es abierta y cerrada siguiendo los tiempos de muestreo específicos de cada conversor. Esto se muestra en la Figura 3.19, y puede destacarse que su funcionamiento es muy parecido a lo que se logra en la aplicación práctica.

FIGURA 3.17: Diagrama de un convertor tipo SAR.<sup>6</sup>

En la hoja de datos de los ADC suele proveerse un diagrama muy similar junto con los valores de esa resistencia y del capacitor, así como de los tiempos manejados. En el caso particular de este trabajo, en la Figura 3.20 se encuentra la imagen brindada por el fabricante del ADC utilizado.

FIGURA 3.18: Diagrama en bloques del ADC161S626.<sup>7</sup>FIGURA 3.19: Circuito de muestreo y retención.<sup>8</sup>

<sup>6</sup>Imagen extraída de [allaboutcircuits](#).

<sup>7</sup>Imagen extraída de la hoja de datos del ADC161S626.

<sup>8</sup>Imagen extraída de [researchgate](#).

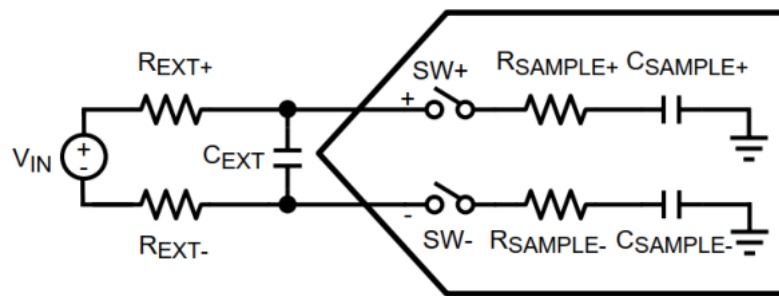


FIGURA 3.20: Circuito de muestreo y retención del ADC161S626.<sup>9</sup>

En esta imagen puede verse que sólo hay dos estados posibles: i) la llave está cerrada o ii) la llave está abierta. Cuando la llave se encuentra cerrada, la señal proveniente de los amplificadores operacionales causa una diferencia de tensión entre los terminales de la resistencia, con lo cual comienza a circular una corriente en dirección al capacitor, atravesando a éste también. Independientemente de qué precisión se busque y cuánto tiempo se tenga para realizar esta operación, el capacitor de muestreo empieza a cargarse tendiendo a una tensión mayor de la que se encontraba, ya que luego de cada muestreo se le descarga. Asumiendo que esto ocurre en un caso ideal, el capacitor llega a tener la misma tensión que la señal que se encuentra a la entrada del ADC. Una vez acabado este proceso, se procede al siguiente paso donde se abre la llave. En este estado, se retiene ese valor durante el tiempo de conversión, hasta que finalmente se obtiene la señal digital equivalente completando el ciclo. Así, se descarga al capacitor de muestreo y se queda en espera de la próxima señal que indique el inicio de la próxima adquisición.

### 3.2.2.2. Tiempos

El circuito relacionado con el manejo de los tiempos se ocupa principalmente de abrir y cerrar la llave, como se ha explicado previamente. Esto está relacionado fundamentalmente con los tiempos de adquisición y de conversión, cuyos valores varían dependiendo de cada ADC. En resumen, el orden de acciones es el siguiente:

1. La llave se encuentra cerrada, con lo cual el capacitor de muestreo se carga al valor de la entrada;
2. El ADC recibe una señal que indica el inicio de la conversión. Esto provoca que la llave se abra y comience a compararse el valor cargado con los valores producidos por el DAC;
3. Esta operación se repite una cantidad de veces igual al número de bits del ADC;
4. Una vez finalizado el paso anterior, se descarga al capacitor de muestreo, se vuelve a cerrar la señal y se comienza a adquirir nuevamente, preparándose para la próxima señal de conversión.

<sup>9</sup>Imagen extraída de la hoja de datos del ADC161S626



Es de gran importancia que los tiempos de cada etapa se cumplan, ya que de otro modo el valor digital obtenido tendría un valor distinto al de la señal analógica.

### 3.2.2.3. Control y DAC

El circuito de control se ocupa de comparar la señal de muestra obtenida en la primera etapa con una tensión de referencia que varía un número de veces igual a la cantidad de bits del convertidor. Esto se realiza mediante un DAC y un comparador, que a modo de ejemplo se muestran en la Figura 3.21. Se puede notar que en el ejemplo de la figura se lleva a cabo una conversión de 3 bits, abriendo y cerrando las llaves conectadas a cada capacitor, los cuales corresponden a un bit en una posición determinada. Cabe mencionar que el capacitor extra que aparece al final del circuito es necesario para igualar el valor total de la capacidad a  $2 * C$ , de manera que se pueda lograr la conversión binaria. En resumen, el valor obtenido por cada comparación puede ser positivo o negativo, lo que produce que ese bit particular se establezca en alto o bajo. De esta manera, se crea la palabra en formato digital, y una vez finalizada la comparación con todos los bits, se transmite dicho dato. Finalmente, se preparan las llaves y el convertidor queda listo para el próximo ciclo.

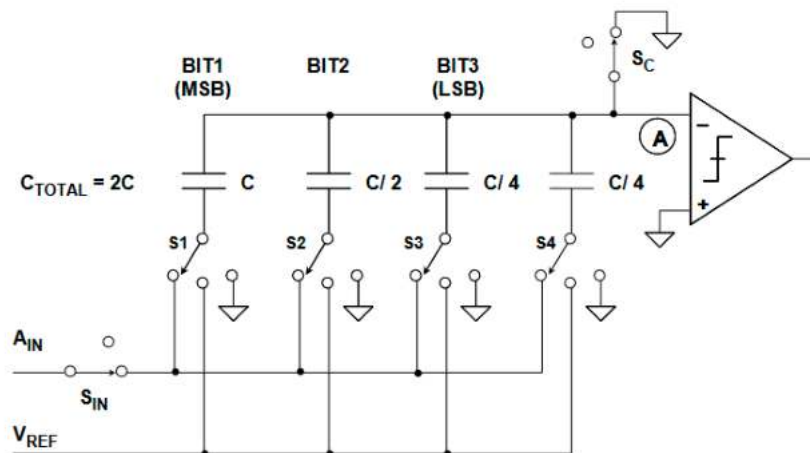


FIGURA 3.21: Comparador y DAC de 3 bits.<sup>10</sup>

### 3.2.2.4. Especificaciones

Se presentan las especificaciones del ADC seleccionado, extraídas de la hoja de datos del fabricante:

- Resolución de 16 bits sin pérdida de códigos;
- Hasta 250 kSPS;
- Alimentación de entrada y salida digital separadas;
- Entrada diferencial o simple;

<sup>10</sup>Imagen extraída de <https://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-021.pdf>.

- Tensión de referencia externa de 0,5 V a  $V_A$ ;
- Tensión de modo común de 0 V a  $V_A$ ;
- Compatibilidad con interfaz serie SPI/QSIP/MICROWIRE;
- Alinealidad diferencial de +0,8 / -0,5 LSB;
- Alinealidad integral de  $\pm 0,8$  LSB;
- Error de offset por temperatura  $2,5 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ ;
- Relación señal a ruido de 93,2 dBc;
- Distorsión armónica total de -106 dBc;
- Relación de rechazo a modo común de 85 dB;
- Consumo de corriente:
  - 0,24 mW a 5 V y 10 kSPS;
  - 5,3 mW a 5V y 200 kSPS;
  - $10 \mu\text{W}$  a 5V en modo adquisidor.

La curva de transferencia del ADC161S626 para una entrada diferencial se muestra en la Figura 3.22. El máximo código positivo (0111 1111 1111 1111b o 7FFFh o 32767d) se obtiene cuando  $V_{IN+} - V_{IN-}$  es mayor o igual a  $V_{REF} - 1\text{LSB}$ . El máximo código negativo (1000 0000 0000 0000b o 8000h o -32767d) se obtiene en el caso que  $V_{IN+} - V_{IN-}$  resulte mayor o menor a  $-V_{REF} + 1\text{LSB}$ . Para estos valores no se tienen en cuenta los errores de ganancia, *offset* y linealidad, los cuales afectarán el valor exacto de tensión a la entrada que determina el código de salida. Además, en la Figura 3.23 se puede observar la configuración de entrada al ADC en modo diferencial y los valores que pueden tomar las señales en cada rama. Se eligió utilizar el modo de funcionamiento diferencial debido a que las características de linealidad y dinámicas como el SINAD se degradan al utilizar una entrada simple.

Con respecto a los tiempos que se deben cumplir para realizar una adquisición correcta, según el fabricante se necesitan como mínimo 600 ns de tiempo de adquisición ( $T_{ACQ}$ ), mientras que el tiempo de conversión ( $T_{CONV}$ ) tiene un máximo definido de 17 ciclos de reloj. Para determinar si se cumplen estos requisitos se simuló un circuito en donde se utilizó un modelo aproximado para los multiplexores y se seleccionó el peor caso en el cual la señal debe atravesar ambos multiplexores antes de llegar al ADC. El circuito en cuestión puede verse ilustrado en la Figura 3.24 y el resultado de la simulación se muestra en la Figura 3.25. En esta última figura puede notarse que la señal se estableció en un tiempo menor a 600 ns, es decir que el error medido a la salida fue menor a la resolución determinada por los 16 bits y, para cumplir el tiempo mínimo requerido, se agregó un delay en el código del  $\mu\text{C}$ .

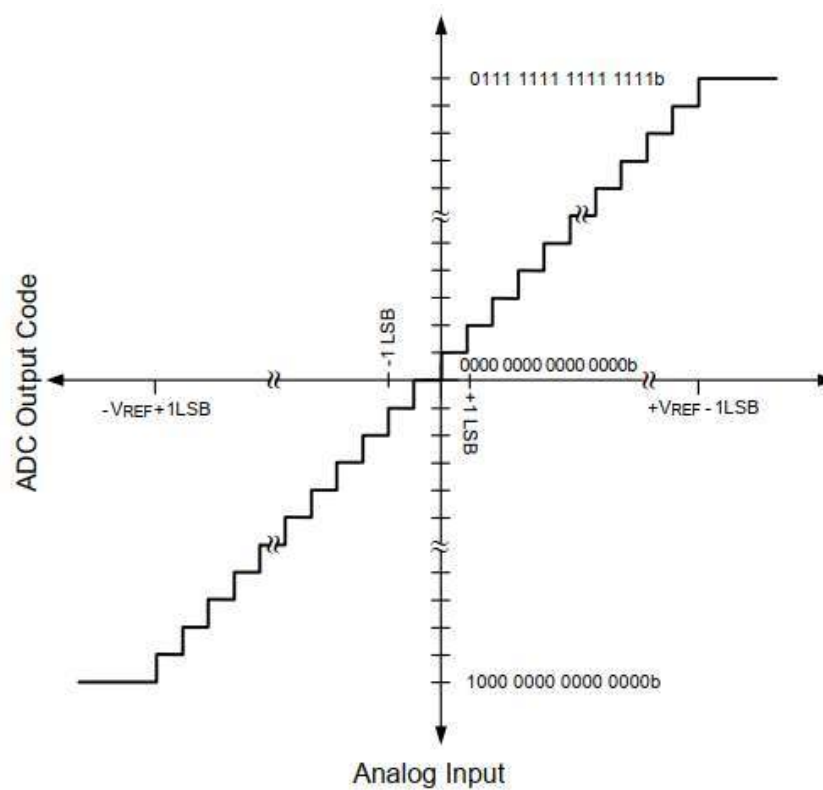


FIGURA 3.22: Curva de transferencia del ADC161S626.<sup>11</sup>

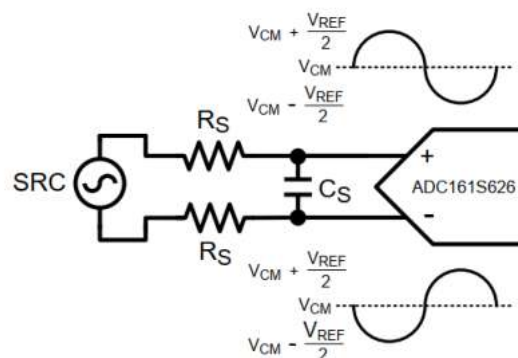


FIGURA 3.23: Configuración de entrada diferencial.<sup>11</sup>

### Ciclo acortado

Este proceso consiste en detener una conversión luego de que se envíe el último bit deseado. Esto puede ser utilizado para disminuir el consumo de energía en aplicaciones que no necesitan 16 bits de resolución, o donde la señal analógica está siendo monitoreada hasta que ocurre alguna condición predefinida. Esto ocurre de esta forma ya que el ADC pasa más tiempo en el modo de adquisición y menos tiempo en el de conversión.

Para acortar los ciclos, se debe levantar la entrada de CS luego de que se envíe el último bit requerido. Esto es posible debido a que el ADC transmite el dato partiendo del bit más

<sup>11</sup>Imágenes extraídas de la hoja de datos del ADC161S626

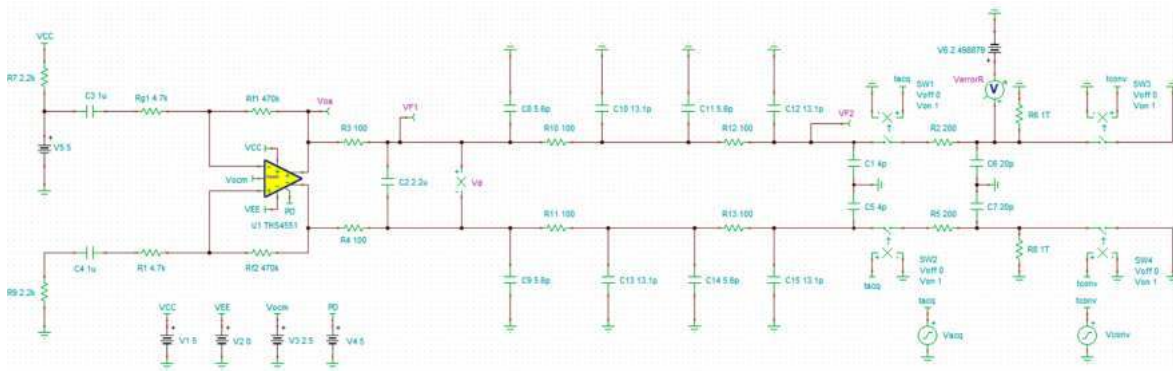


FIGURA 3.24: Circuito de simulación de tiempos.

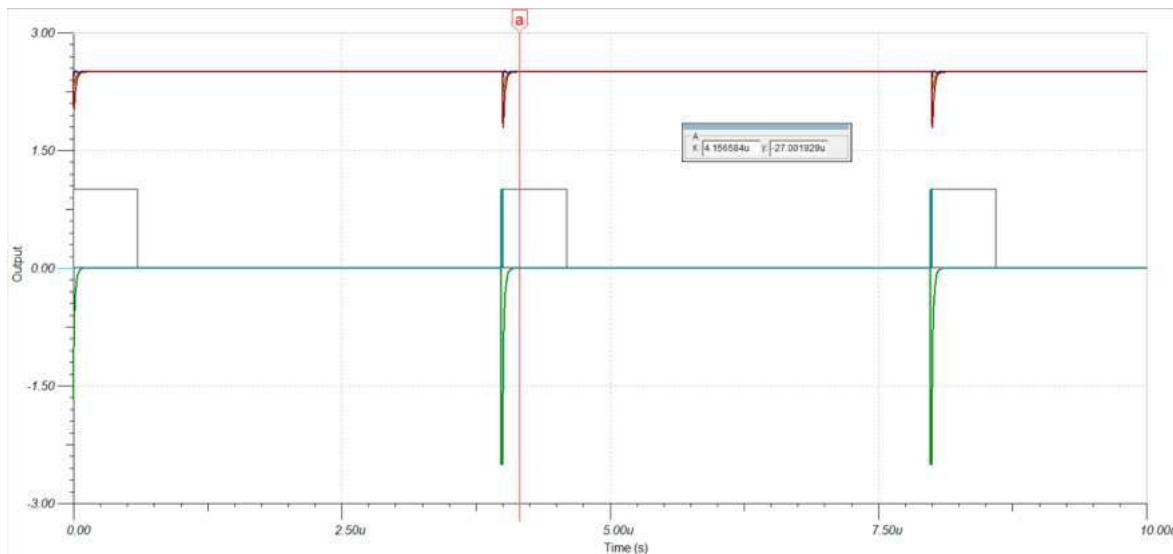


FIGURA 3.25: Simulación de tiempos.

significativo y porque coloca el último bit convertido en la salida al momento que es generado. Por ejemplo, si sólo se necesitase 10 bits de resolución, se podría terminar la conversión levantando el pin de CS luego de que el décimo bit se haya transmitido.

### Operación en modo *burst*

El modo normal de funcionamiento del ADC requiere que la frecuencia de SCKL sea 20 veces más grande que la frecuencia de muestreo y la frecuencia con la que se conmuta el pin de CS. Sin embargo, para minimizar el consumo de energía en aplicaciones que se requieran frecuencias de muestreo menores a 250 kSPS, existe la posibilidad de operar en el modo *burst*. El ADC161S626 entra en modo de adquisición al final de cada conversión, lo cual causa que el ADC se encuentre en este modo la mayor parte del tiempo. Dado que el consumo de energía escala proporcionalmente con la frecuencia de conversión, se puede minimizar este consumo utilizando la menor tasa de conversión posible que cumpla con los requerimientos del sistema. Para la implementación se utilizó una frecuencia de muestreo de 11 kHz.

### 3.2.3. Microcontrolador

En este proyecto se utilizó el  $\mu\text{C}$  PIC18F2550 de Microchip. Este es el encargado de controlar los multiplexores en la primera etapa para determinar qué micrófono está siendo escuchado y de manejar la transmisión de datos entre el ADC y la computadora. En la Figura 3.26 se puede observar un diagrama del  $\mu\text{C}$  junto a los elementos con los que se comunica en el sistema.

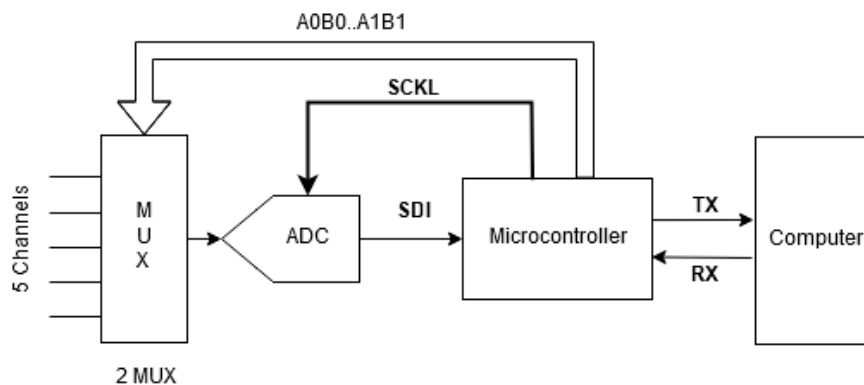


FIGURA 3.26: Diagrama del microcontrolador y sus periféricos.

Para programarlo, se emplea el programa MPLABX v5.10 de Microchip, junto con las librerías correspondientes a este  $\mu\text{C}$  y el compilador XC8 v1.34 en el lenguaje de programación C. De entre todas las características de este  $\mu\text{C}$ , se destacan los módulos de comunicación USB, SPI,  $I^2C$  y USART, así como los distintos modos de configuración del oscilador. En la implementación no se usaron todos los puertos de entrada/salida disponibles, por lo cual es posible expandir la cantidad de sensores en futuras versiones, teniendo en cuenta el cumplimiento de los tiempos de transmisión y adquisición necesarios.

#### 3.2.3.1. Comunicación con periféricos

En primer lugar, se estudió el modo de comunicación entre el  $\mu\text{C}$  y el ADC. En general, los protocolos SPI e  $I^2C$  son los que suelen utilizarse en este tipo de aplicaciones. Si bien existen algunas ventajas y desventajas entre ambos, en este trabajo el ADC elegido funciona con el protocolo SPI, por lo que sólo se explicará este protocolo.

En segundo lugar, se utilizó el módulo USART para enviar la información a una computadora. Se debe mencionar que es necesario realizar una conversión de puerto serie USART a USB para poder realizar una conexión con la computadora. Esto quiere decir que el puerto USB actúa como puerto serie, y de esta forma recibe los datos enviados por el  $\mu\text{C}$  correctamente. Se decidió efectuar la comunicación de esta manera debido a la simplicidad de la implementación de la comunicación USART con respecto a la del USB, ya que no es necesaria la velocidad provista por este último.

Por último, para controlar la conexión entre el micrófono activo y el ADC se utilizaron cuatro puertos de entrada/salida como selectores, de entre los cuales dos son destinados a cada multiplexor. De esta forma, se pudo seleccionar entre un máximo de siete entradas, ya

que la salida de uno de los multiplexores debe conectarse a la entrada del otro. Esto podría evitarse si se consiguiesen multiplexores diferenciales de 8 entradas, pero para el presente proyecto esto no fue posible. Sin embargo, a pesar de que el camino que recorren algunas señales es más largo que el de otras, esto no presenta un problema por lo que ya se ha explicado previamente en la Sección 3.2.2.2.

### 3.2.3.2. Descripción del funcionamiento

En la entrada se dispone de cinco micrófonos, por lo cual fue necesario tener una velocidad lo suficientemente rápida para seleccionar el micrófono correspondiente, tomar muestras de sus valores y recibirlos en el  $\mu\text{C}$  con el fin de ser enviados a la computadora. Realizando los cálculos con una frecuencia de muestreo de aproximadamente 11 kHz se obtiene:

$$F_{CS} = F_S * N_{\text{rodeCanales}} = 11\text{kHz} * 5 = 55\text{kHz} \quad T_{CS} = 18\mu\text{s} \quad (3.31)$$

Donde  $F_{CS}$  es la frecuencia de la conexión con el *Chip Select* del ADC y  $T_{CS}$  es su inverso. El valor de  $T_{CS}$  corresponde al tiempo máximo dedicado a un canal para adquirir, convertir y transmitir el dato en la entrada. Esto se ve representado en la Figura 3.27, en donde se pueden implementar dos métodos de transmisión distintos: i) enviar el dato en la misma franja de tiempo en la que se adquiere o ii) adquirir los cinco canales y luego enviarlos en un paquete al final. En primera instancia se quiso utilizar la segunda opción, pero el tiempo necesario para transmitir los cinco datos en la última ranura superaba al disponible, por lo que se terminó implementando la primera opción.

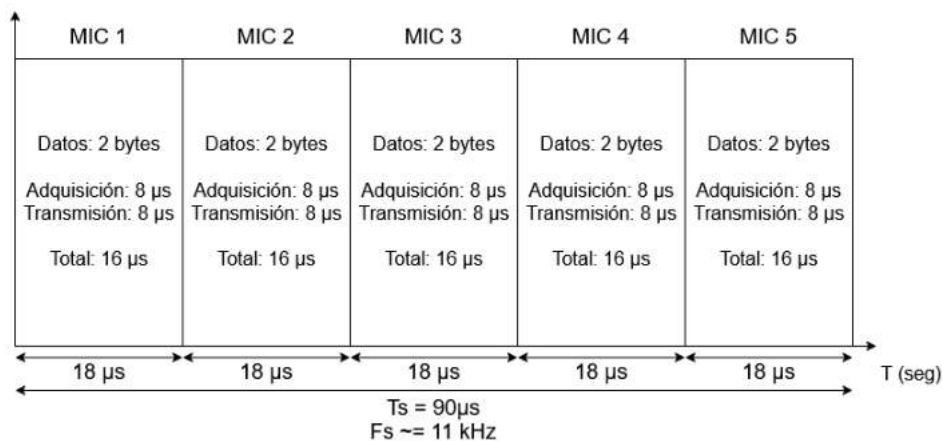


FIGURA 3.27: Separación de los cinco canales en el tiempo.

Para lograr esto, la secuencia de eventos que se lleva a cabo por el  $\mu\text{C}$  se muestra en el diagrama de flujo ilustrado en la Figura 3.28. La ventaja de inicializar el número de canal en 0 es que siempre que se envía un comando de inicio desde la computadora, se obtiene un arreglo de valores ordenados que es fácil de descifrar en el lado receptor y, al mismo tiempo, facilita la lectura de los datos. Cabe mencionar que se destinaron 2  $\mu\text{s}$  de retardo entre el cambio de canal y el proceso de adquisición, de forma tal que se cumpla el tiempo de adquisición requerido por el circuito de muestreo y retención. Otra observación importante

es el uso de la bandera de interrupción al momento de recibir el comando de *stop*, el cual se verifica al final de la adquisición del quinto canal. De esta manera siempre se finaliza un ciclo completo y el programa queda en un estado listo para continuar adquiriendo con el mismo orden con el que se inicializa.

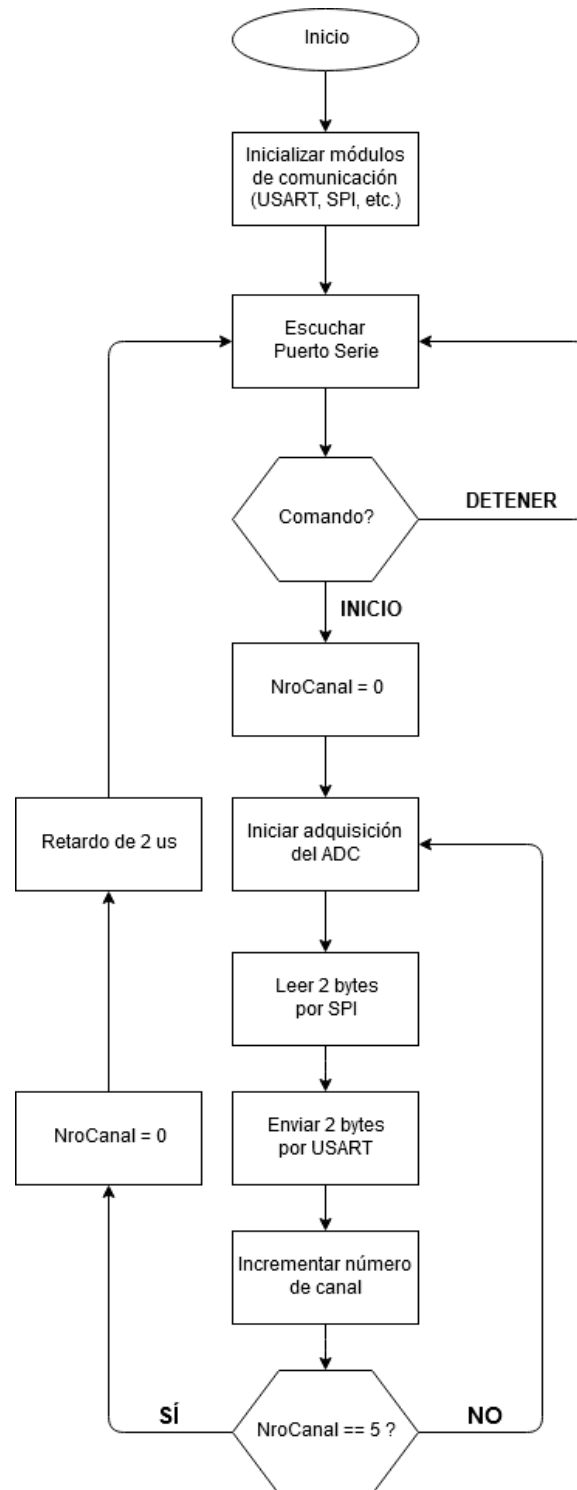


FIGURA 3.28: Diagrama de flujos del programa del microcontrolador.

Por último, las primeras transmisiones a la computadora que se hicieron consistieron

en convertir los dos bytes a formato hexadecimal con funciones propias del lenguaje C. La consecuencia de usar tales funciones es que el tiempo requerido era demasiado elevado, por lo que resultaban imprácticas al momento de probarlas en el diseño final. Se decidió entonces transmitir los 2 bytes en crudo y luego procesarlos desde el receptor, el cual posee una capacidad de procesamiento mucho más elevada y a su vez el tiempo no es una variable tan importante.

Otro problema que surgió al momento de leer los datos enviados por el ADC es que el módulo del  $\mu\text{C}$  encargado de la transmisión por SPI sólo recibía 8 bits por instrucción de lectura, con lo cual se tuvo que pensar en una solución para enviar dos instrucciones de lectura sin perder datos. Al final se aprovechó el funcionamiento de la comunicación SPI, lo cual permitía recibir 15 bits del total de 16. La pérdida del bit menos significativo era una consecuencia de cómo manejaba la salida el ADC. Esto significó que la resolución de la señal obtenida fuera el doble, pero aún así este valor resultaba muy pequeño como para ser detectado por el oído humano.

Se detallarán a continuación los protocolos de comunicación utilizados. Para más detalles, el código fuente del programa desarrollado se puede encontrar en el Anexo D.

### 3.2.4. Protocolos de comunicación

#### 3.2.4.1. Protocolo SPI

SPI es un protocolo de comunicación en el cual se hace uso de un *bus* de tres líneas sobre el que se transmiten paquetes de 8 bits. Cada dispositivo conectado al *bus* puede actuar como transmisor y receptor al mismo tiempo, por lo que este tipo de comunicación serial se denomina *full duplex*. Particularmente, dos de estas líneas son dedicadas a la transmisión de datos, mientras que la tercera pertenece al reloj. La información se transmite mediante registros de desplazamiento y la velocidad máxima puede alcanzar hasta 10 Mbps.

La señal de reloj sincroniza la transmisión de datos entre el maestro y el esclavo. Un bit de dato es transferido por cada ciclo de reloj, por lo tanto la velocidad de transmisión está determinada por la frecuencia de la señal de reloj. La comunicación SPI siempre es iniciada por el maestro debido a que es el que configura y genera la señal de reloj. Esta señal puede ser modificada por dos propiedades: polaridad y fase. Estas propiedades definen cuándo se generan los bits de salida y cuándo son leídos. La polaridad permite que los bits sean leídos en un flanco positivo o un flanco negativo de la señal de reloj. La fase define si la escritura o la lectura ocurren en el primer flanco o en el segundo, independientemente de si es positivo o negativo. Estas opciones permiten realizar la comunicación en cuatro modos diferentes, los cuales pueden ser vistos en la Figura 3.29.

Los dispositivos conectados al bus se pueden definir como maestros y esclavos. Un maestro es aquel que inicia la transferencia de información sobre el *bus* y genera las señales de reloj y de control. Un esclavo es un dispositivo controlado por el maestro, y están activos únicamente cuando se les selecciona con una cuarta línea de *Chip Select* o *Slave Select*. El maestro puede elegir con qué dispositivo esclavo se comunicará estableciendo su línea de CS en un nivel bajo de tensión. Mientras está en un estado de espera, esta línea se mantiene



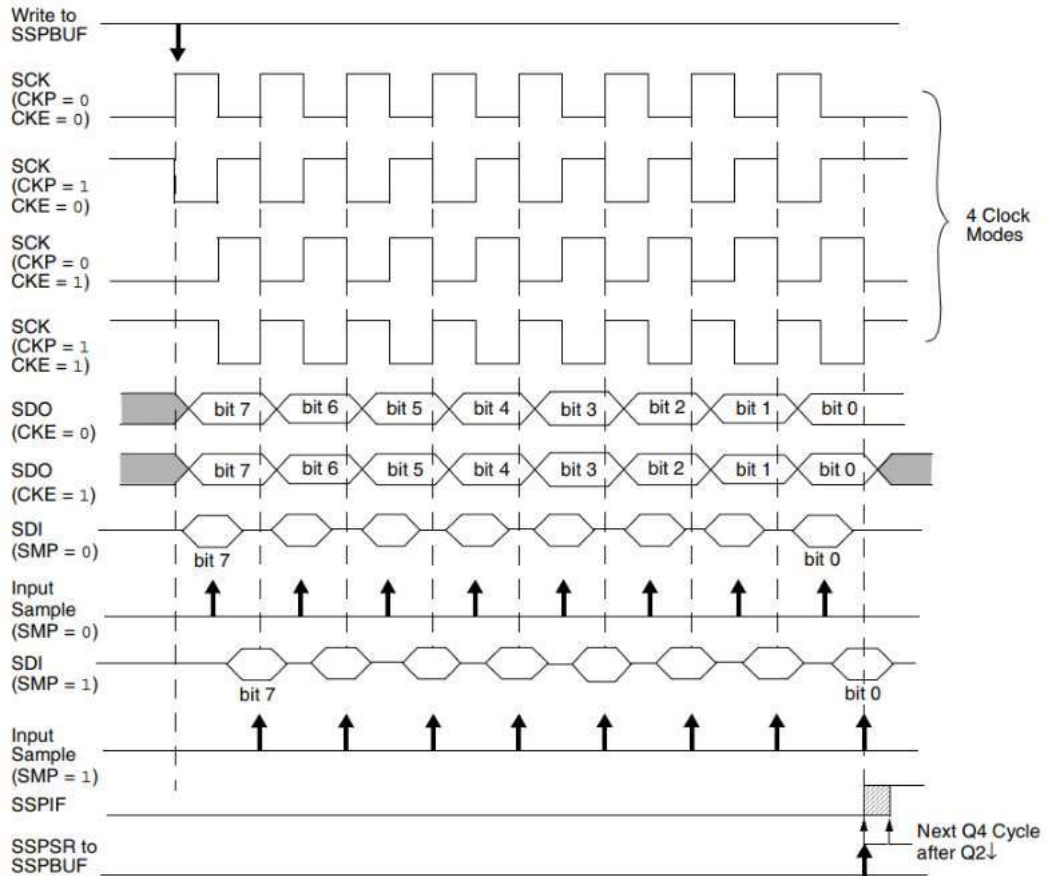


FIGURA 3.29: Modos del SPI.<sup>12</sup>

en un nivel alto de tensión. Además, pueden existir múltiples líneas de CS, lo cual permite conectar más de un dispositivo esclavo en paralelo. En la Figura 3.30 se muestra un ejemplo de conexión donde un maestro se comunica con varios esclavos a través de SPI.

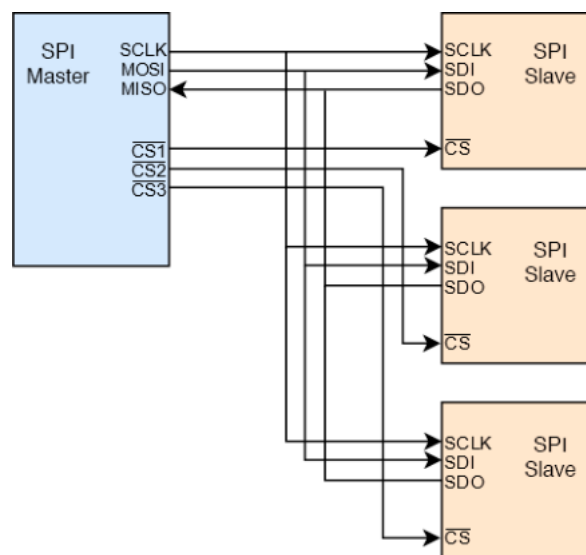


FIGURA 3.30: Conexión entre maestro y esclavos por SPI.

<sup>12</sup>Imagen extraída de la hoja de datos del PIC18F2550.

Para utilizar el modo SPI del  $\mu\text{C}$  se utiliza el módulo MSSP (del inglés *Master Synchronous Serial Port*). Este módulo es una interfaz serie útil para comunicarse con otros microcontroladores u otros periféricos. Estos periféricos pueden ser EEPROMs, registros de desplazamiento, controladores de pantalla, ADCs, etc.

El modo SPI permite transmitir y recibir simultáneamente 8 bits de datos de forma sincrónica. Para lograr esta comunicación se utilizan tres pines, con la opción de utilizar uno adicional para el modo Esclavo:

- *Serial Data Out* (SDO) o MOSI;
- *Serial Data In* (SDI) o MISO;
- *Serial Clock* (SCK) o SCKL;
- *Slave Select* (SS) o *Chip Select* (CS).

En la Figura 3.31 una conexión típica entre dos microcontroladores y en la Figura 3.32 se muestra el diagrama en bloques del módulo MSSP cuando se opera en el modo SPI. Además, se utilizó el modo maestro únicamente recibiendo datos del ADC, con lo cual la salida SDO se programó como entrada de la USART.

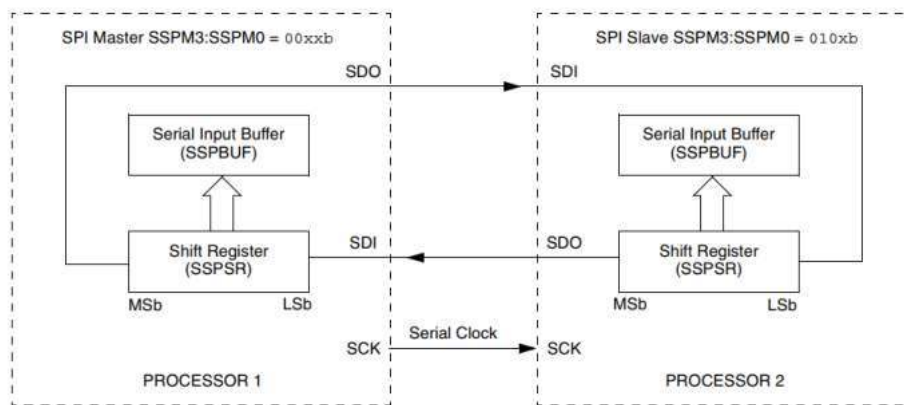


FIGURA 3.31: Conexión típica entre dos microcontroladores.<sup>13</sup>

La velocidad de transmisión de bits también puede ser configurada para ser una de entre cuatro opciones:

- $F_{OSC}/4$ ;
- $F_{OSC}/16$ ;
- $F_{OSC}/64$ ;
- Salida del Timer2/2.

Esto define una velocidad máxima alcanzable de 2 Mbps con la frecuencia del  $\mu\text{C}$  configurada a 48 MHz. En el proyecto se usó la salida del Timer2 para generar una señal de

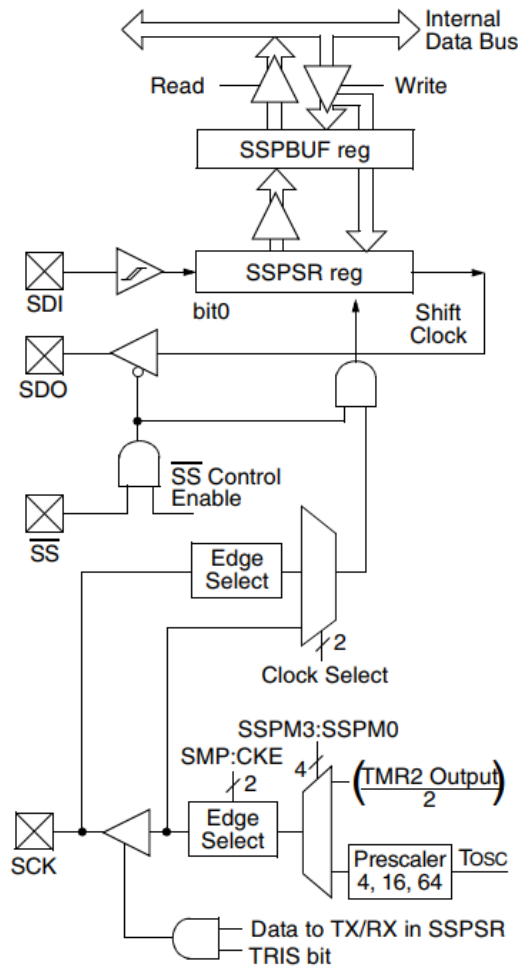


FIGURA 3.32: Diagrama en bloques del módulo MSSP.<sup>13</sup>

reloj con una frecuencia de 3 MHz, cuyo valor está dentro del rango recomendado por el fabricante del ADC (1 a 5 MHz).

También se cuenta con cuatro registros que se utilizan para configurar el modo de operación de SPI. Entre ellos, los que se consideran más importantes en esta implementación son los que configuran la polaridad y la fase del reloj: *Clock Select bit* (CKE) y *Clock Polarity Select Bit* (CKP). Cualquiera de los cuatro modos producidos por estos dos registros es válido para transmitir información, sin embargo, debido al funcionamiento del ADC, dos de estos modos permiten recibir 15 bits en vez de 14. Asimismo, la ventaja que presenta uno sobre el otro es el ahorro de energía, ya que la línea de datos se mantiene en un nivel bajo de tensión más tiempo que en alto. El modo en cuestión es el 01 según la terminología estándar, el cual se ha mostrado previamente en la Figura 3.29 (CKP = CKE = 0).

<sup>13</sup>Imágenes extraídas de la hoja de datos del PIC18F2550.

### 3.2.4.2. EUSART

El puerto serie, también conocido como USART (del inglés *Universal Synchronous/Asynchronous Receiver-Transmitter*), es un módulo que permite la comunicación entre dos dispositivos digitales. Es comúnmente usado para realizar comunicaciones entre un sistema embebido y la computadora a través de su puerto serie mediante la interfaz RS232. En el puerto serie se tienen dos líneas de transmisión y recepción (TX y RX), las cuales se deben cruzar para comunicar dos dispositivos, es decir, el Tx del primer dispositivo debe conectarse al Rx del segundo dispositivo y viceversa, tal como se observa en la Figura 3.33.

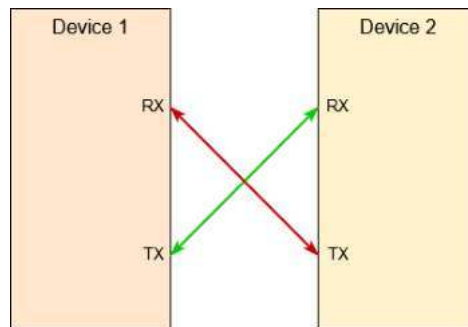


FIGURA 3.33: Conexión entre dos dispositivos por USART.

El  $\mu\text{C}$  cuenta con un módulo EUSART (del inglés *Enhanced USART*), el cual tiene las mismas características que un módulo USART e incluye algunas funcionalidades adicionales. Entre ellas se encuentran la detección automática y la calibración del *baud rate*. Este módulo puede ser configurado en los siguientes modos:

- Asíncrono (*full-duplex*);
- Síncrono: Maestro (*half-duplex*) con selección de polaridad del reloj;
- Síncrono: Esclavo (*half-duplex*) con selección de polaridad del reloj.

A su vez, la operación del módulo EUSART se controla mediante tres registros:

- TXSTA: *Transmit Status and Control*;
- RCSTA: *Receive Status and Control*;
- BAUDCON: *Baud Rate Control*.

Para configurar la velocidad de transmisión, se utiliza un generador de *baud rate*. Existe una fórmula simple para calcular el valor de *baud rate* deseado, la cual depende de la velocidad del  $\mu\text{C}$ . También se puede calcular el error obtenido en caso de que existiese. En la Tabla 3.2 se muestra la tabla provista por la hoja de datos del  $\mu\text{C}$  para obtener el *baud rate* buscado que se calcula a continuación:

TABLA 3.2: Cálculo de *baud rate*.

| Configuration Bits |       |      | BRG/EUSART Mode     | Baud Rate Formula   |
|--------------------|-------|------|---------------------|---------------------|
| SYNC               | BRG16 | BRGH |                     |                     |
| 0                  | 0     | 0    | 8-bit/Asynchronous  | $F_{osc}/[64(n+1)]$ |
| 0                  | 0     | 1    | 8-bit/Asynchronous  | $F_{osc}/[16(n+1)]$ |
| 0                  | 1     | 0    | 16-bit/Asynchronous |                     |
| 0                  | 1     | 1    | 16-bit/Asynchronous | $F_{osc}/[4(n+1)]$  |
| 1                  | 0     | x    | 8-bit/Synchronous   |                     |
| 1                  | 1     | x    | 16-bit/Synchronous  |                     |

$$BaudRate = \frac{F_{OSC}}{4(n+1)} \quad (3.32)$$

$$n = \left( \frac{F_{OSC}}{4 * BaudRate} \right) - 1 \quad (3.33)$$

$$n = \left( \frac{48000000}{4 * 3000000} \right) - 1 \quad (3.34)$$

$$n = 3 \quad (3.35)$$

Donde  $n$  es el valor de los registros SPBRGH y SPBRG. Se calcula entonces el valor real de *baud rate* con el que se trabaja y el error absoluto:

$$BaudRateCalculado = \frac{48000000}{4(3+1)} \quad (3.36)$$

$$BaudRateCalculado = 3000000 \quad (3.37)$$

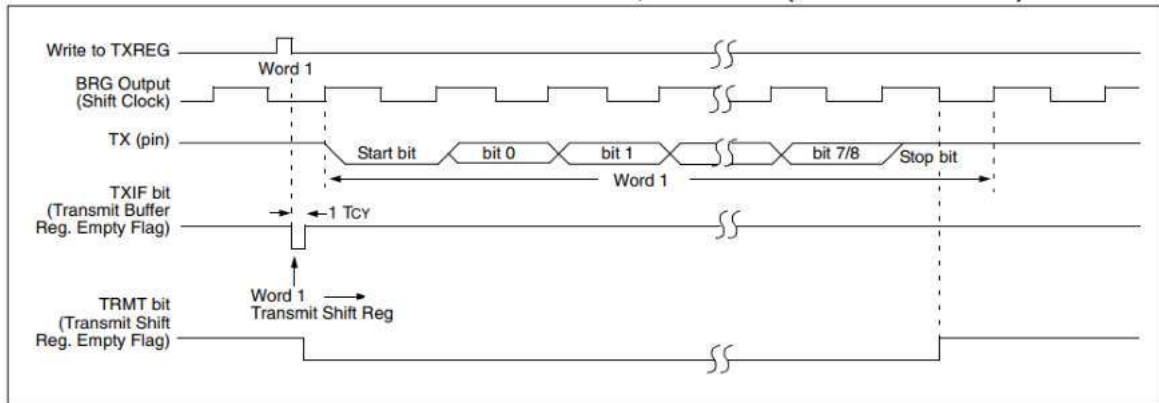
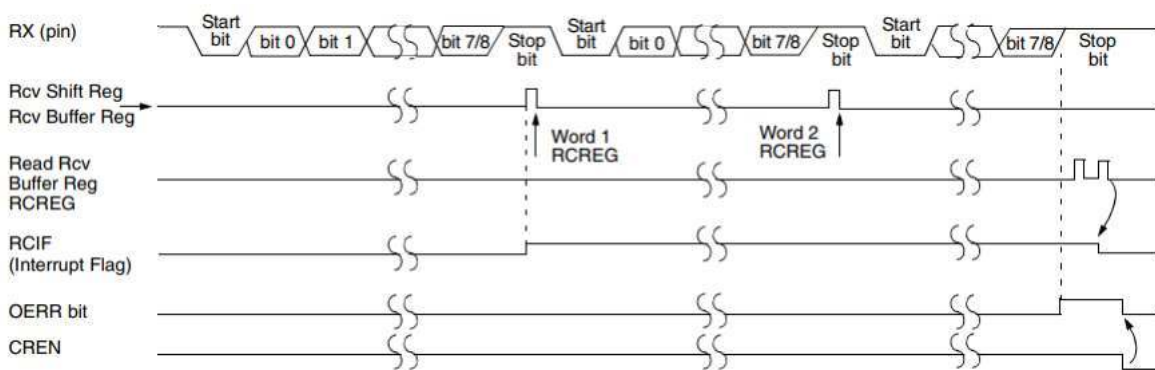
$$Error = (BaudRateCalculado - BaudRateDeseado) / BaudRateDeseado \quad (3.38)$$

$$Error = (3000000 - 3000000) / 3000000 = 0 \quad (3.39)$$

Para la transmisión de datos entre el  $\mu C$  y una computadora se utiliza el modo de operación asíncrono. En las Figuras 3.34 y 3.35 se muestra un ejemplo de transmisión y de recepción de datos, respectivamente. Una característica que diferencia esta comunicación con la implementada por SPI es la existencia de bits adicionales en cada dato, los cuales marcan el inicio y el final de cada byte que se envía. Además, se puede aplicar una detección de errores mediante un bit de polaridad, el cual consiste en determinar si la cantidad de 1s o 0s es par o impar, dependiendo de la implementación.

Una particularidad del código implementado es que se utilizó el registro de interrupción en la recepción para detectar cuándo se envía un comando desde una computadora. Sin embargo, esto no quiere decir que se utilizaron interrupciones para detener la ejecución del programa, sino que simplemente se verificaba el estado de la bandera y se atendían estos comandos al final de la adquisición y transmisión de datos. Esto evita complicaciones como interrumpir el programa en medio de la adquisición o de la transmisión y permite mantener un flujo de datos más estable.

Para lograr que ambos dispositivos se comuniquen correctamente, es necesario definir el valor de *baud rate* que se utiliza para transmitir en el receptor. Esto se explora con más detalle en la Sección 3.3 donde se hablará del software desarrollado.

FIGURA 3.34: Transmisión de datos por USART.<sup>14</sup>FIGURA 3.35: Recepción de datos por USART.<sup>14</sup>

### 3.2.5. Aislación

Para poder asegurar que ningún sobrepico de tensión o corriente proveniente de la PC pudiese dañar al equipo o al paciente se utilizaron optoacopladores para aislar la PC de la placa. El componente elegido para realizar esta tarea es el TLP2361 de Toshiba, el cual posee una velocidad de transferencia típica de 15 MBd y su salida es de lógica invertida (*totem pole*). Esto cumple con el requerimiento impuesto por la velocidad del puerto serie, que transmite los datos a 3 MBd. Además, se colocó una resistencia de 1 k $\Omega$  para limitar la corriente del LED que realiza la aislación, con lo cual la corriente que se le entrega es de 5 mA tanto en el lado del equipo como del USB.

Por otro lado, un problema que surgió al momento de implementar este optoacoplador es que no se tuvo en cuenta la inversión realizada por el mismo, con lo cual los canales de transmisión y de recepción no funcionaban. Para arreglar esto se optó por añadir dos inversores antes de atravesar el optoacoplador, utilizando los NC7S14 de ON Semiconductor, los cuales presentan un bajo consumo de energía y alta velocidad con sólo 4,5 ns de retardo. Más tarde se encontró una configuración del módulo EUSART que permite invertir la polaridad de los canales de transmisión y recepción, la cual podría haberse utilizado para resolver este inconveniente sin recurrir a cambios en el *hardware*, pero ya que el dispositivo estaba funcionando se decidió mantener la primera solución.

<sup>14</sup>Imágenes extraídas de la hoja de datos del PIC18F2550.

### 3.3. Procesamiento de señales

En esta sección se detallan los pasos llevados a cabo en la creación de una interfaz capaz de recibir datos provenientes del  $\mu C$ , convertirlos a un formato más legible, presentarlos de forma visual a través de gráficos y grabarlos en el disco tanto en formato crudo como en archivos de audio.

#### 3.3.1. Software

En un principio se consideraron algunas opciones como los lenguajes C# y Python, pero debido a la falta de conocimiento en estos lenguajes se decidió optar por realizar la captura y el procesamiento de datos en MATLAB. Para realizar la tarea de recibir la información se elaboró una interfaz gráfica utilizando la herramienta GUIDE de MATLAB. Para cumplir esta tarea la interfaz debió ser capaz de realizar la conexión con el  $\mu C$ , recibir los datos, procesarlos y finalmente mostrarlos de forma visual y auditiva. En la Figura 3.36 se muestra el diseño final de la interfaz desarrollada. A continuación se explica cada paso del programa con más detenimiento.

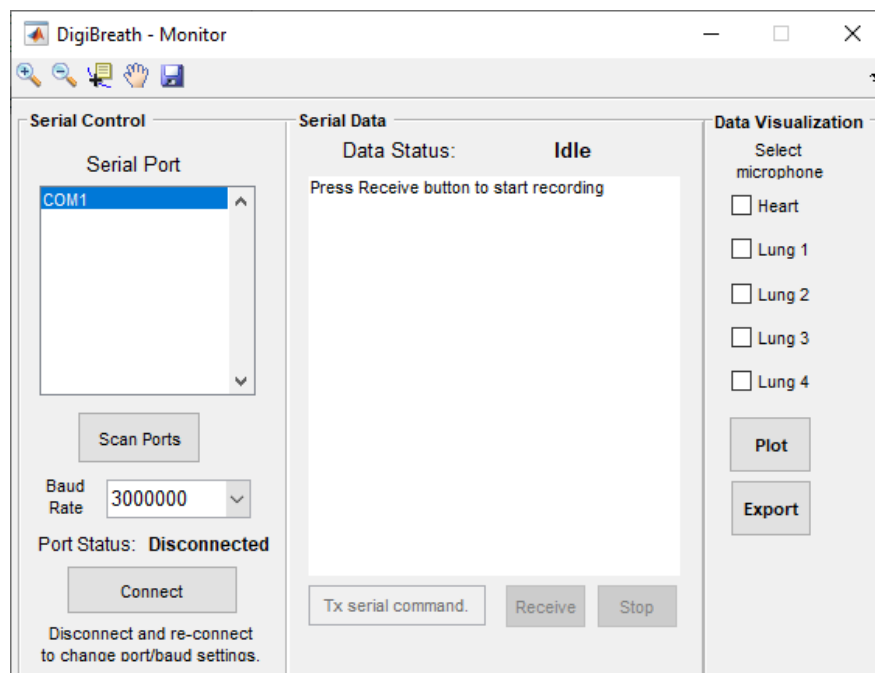


FIGURA 3.36: Interfaz desarrollada en MATLAB.

En primer lugar, se detecta los puertos series disponibles, se establecen los parámetros de la conexión y se realiza dicha conexión. Una vez establecida la conexión, se puede enviar un comando al  $\mu C$  mediante el cual se le indica el inicio o la detención de la ejecución de su programa. Cuando se envía el comando de inicio, el programa comienza a recibir paquetes de 5 bytes correspondientes a cada canal, los cuales almacena en memoria a través de un archivo de texto. Esto se ejecuta durante todo el período de adquisición. Cuando se envía el comando de parada, el programa permanece en un estado de espera en el caso de que se quiera reanudar la adquisición. Si el usuario decide finalizar esta etapa, se debe desconectar

del puerto serie, provocando que sus recursos se liberan al igual que los del archivo de texto. De esta forma se habilita la selección de canal para graficar, que pueden ser marcados independientemente unos de otros. Al pulsar el botón de graficar, se vuelve a abrir el archivo de texto y se interpreta la información que contiene, separando todas las muestras por cada canal, finalmente mostrando los gráficos que se han seleccionado y generados a partir de los datos obtenidos. En la Figura 3.37 se muestra un ejemplo de captura y visualización de datos en los cinco canales en simultáneo, donde se utilizó un único micrófono el cual se iba cambiando de canal. En cambio, si se quiere crear los archivos de audio, se pulsa en el botón de generación de archivos de audio, el cual convierte los datos de los canales seleccionados a formato *.wav*.

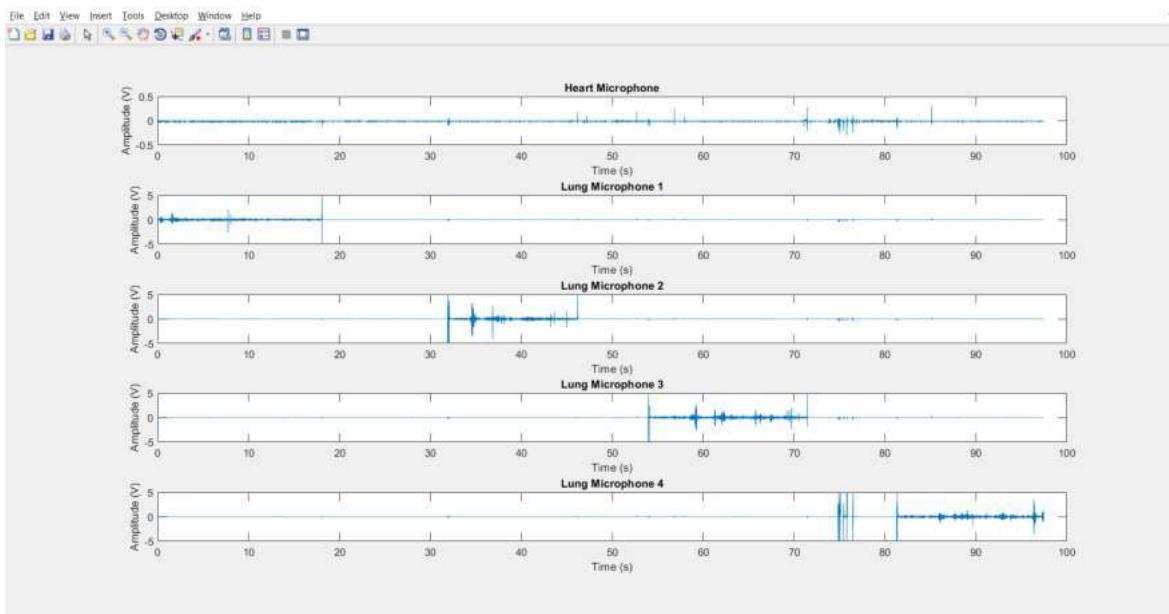


FIGURA 3.37: Gráficos de los cinco canales en simultáneo.

Esta estrategia permite separar la recepción y la visualización de los datos, de forma que es posible guardar varios archivos que contienen distintas mediciones y elegir el que se desea graficar. Además, el hecho de que los datos se guarden de forma cruda permite que se puedan realizar procesamientos más intensos o análisis de datos, entre otras cosas. Para más detalles, el código fuente del programa desarrollado se puede encontrar en el Anexo E.

### 3.3.2. Conversión a audio

Para transformar los datos recibidos a un formato de audio, se utiliza un script hecho en MATLAB para procesar un archivo de texto grabado previamente. Con el mismo se puede generar un archivo de audio *.wav* el cual consta de la información de un canal reproducido a 11 kHz de frecuencia de muestreo. Se incluye a continuación el código del script realizado:

```
file = fopen('DigiBreathData.txt','r');
rawdata = textscan(file,'%u16','Delimiter','\n','Whitespace','');
rawdata = cell2mat(rawdata);
datashifted = bitshift(rawdata,1);
```



```
sz = size(datashifted);
data = typecast(datashifted,'int16');
samples = reshape(data,5,sz(1)/5);
audio1 = samples(1,1:length(samples))';
audio2 = samples(2,1:length(samples))';
audio3 = samples(3,1:length(samples))';
audio4 = samples(4,1:length(samples))';
audio5 = samples(5,1:length(samples))';
fs = 11000;
audiowrite('23-11-SonidoCardiaco.wav',audio1,fs)
audiowrite('23-11-SonidoPulmonar1.wav',audio2,fs)
audiowrite('23-11-SonidoPulmonar2.wav',audio3,fs)
audiowrite('23-11-SonidoPulmonar3.wav',audio4,fs)
audiowrite('23-11-SonidoPulmonar4.wav',audio5,fs)
fclose(file)
```

Luego se utiliza el programa Audacity para reproducir e implementar algunos efectos como el filtrado o la normalización de los datos. En las Figuras 3.38 y 3.39 se puede ver dos ejemplos de esto. Este programa presenta la ventaja de permitir un procesamiento rápido de las señales y al mismo tiempo la posibilidad de reproducción, mientras que la desventaja es no poder controlar con detalle el tipo de filtro que se aplica a la señal.

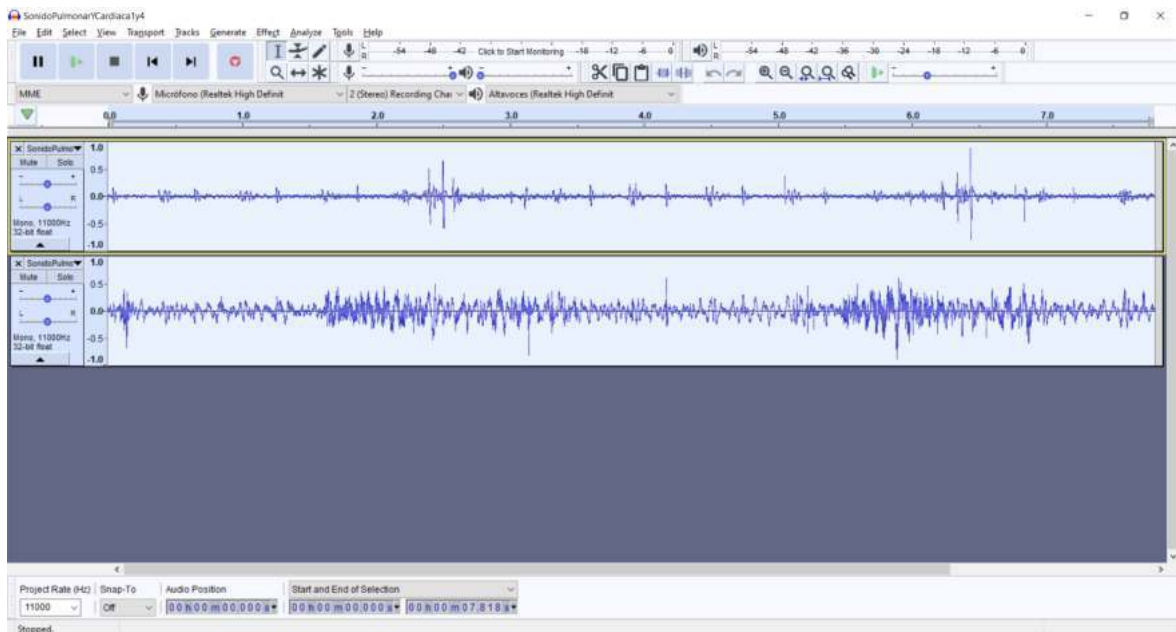


FIGURA 3.38: Sonido pulmonar importado en el programa Audacity.

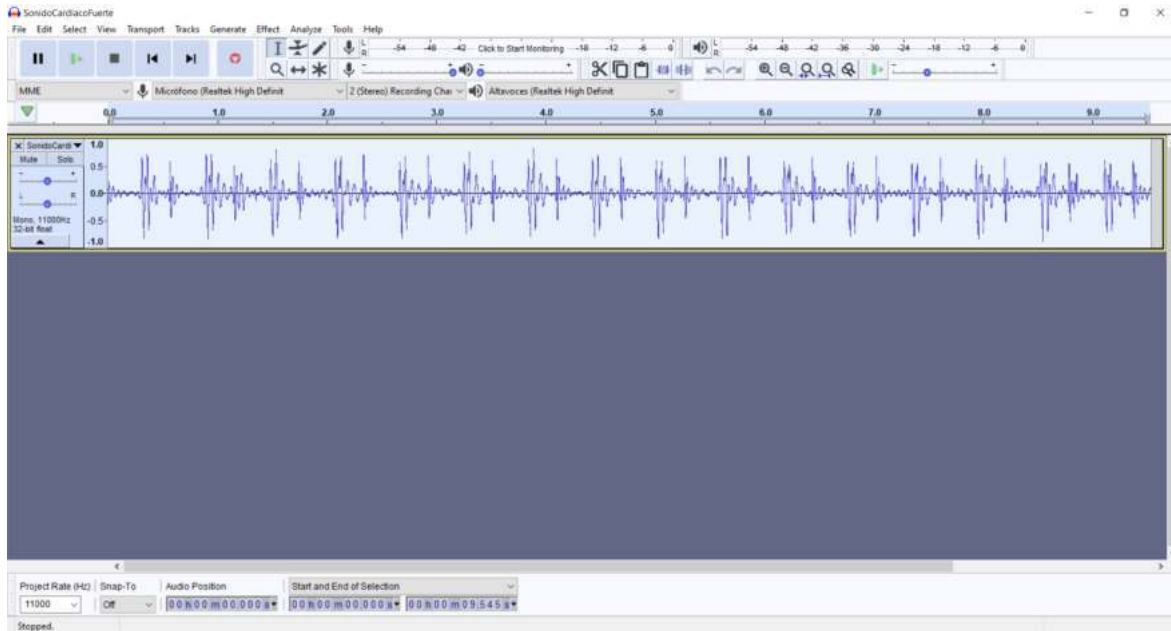


FIGURA 3.39: Sonido cardíaco importado en el programa Audacity.

### 3.4. Implementación en circuito impreso

#### 3.4.1. Prototipo

Como primer paso, se decidió fabricar un prototipo en una placa con el propósito de efectuar pruebas de funcionamiento de los circuitos propuestos en las etapas previas, previo al pedido de fabricación de un PCB. Para llevarlo a cabo, se utilizaron los elementos principales del sistema: un micrófono, un amplificador operacional, el ADC y el  $\mu\text{C}$ . En la Figura 3.40 se aprecia una imagen del prototipo, en la que se encuentran los componentes mencionados anteriormente. La elaboración de este prototipo brindó información útil para la próxima etapa de diseño, ya que permitió evaluar distintas variables, tales como el nivel de ruido, el nivel de señal a la salida, la respuesta en frecuencia y la comunicación digital.

#### 3.4.2. Diseño de la placa de adquisición

En esta sección se describe el diseño de la placa desarrollada mediante el programa Altium Designer. Como no se tenía mucha experiencia previa en diseños de PCB, el proceso consistió principalmente en generar distintas opciones para el prototipo hasta que finalmente se llegó a su versión final.

En primer lugar, se elaboró el esquemático donde se conectan todos los componentes y se cargan todas las librerías necesarias para luego poder realizar el diseño en el PCB. Parte de este diagrama ya se había hecho durante la simulación de los amplificadores operacionales y más tarde de los tiempos de adquisición y conversión junto al ADC, con lo cual sólo tuvieron que agregarse los multiplexores y luego los componentes destinados a la parte digital. El hecho de tener todos los elementos pertenecientes al sistema en un mismo lugar facilita la detección de errores y provee ideas con respecto a la localización de los componentes

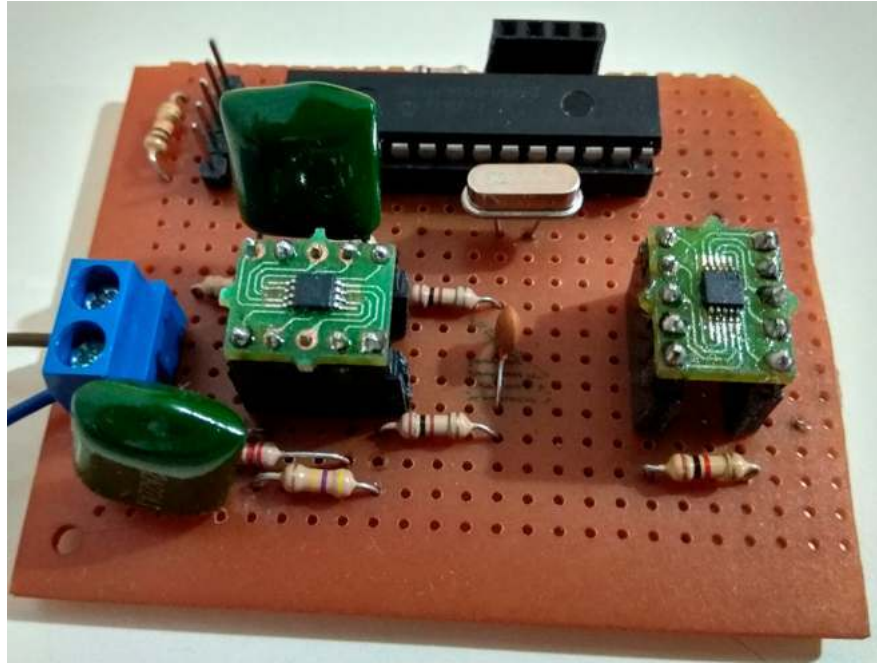


FIGURA 3.40: Foto del primer prototipo.

previo al momento de organizarlos. Por ejemplo, en la Figura 3.41 se pueden identificar dos grandes grupos, diferenciados por el tipo de señal. En el primer grupo, representado en las Figuras 3.42, 3.43, 3.44 y 3.45, las señales con las que se trabaja son analógicas, mientras que en el segundo son digitales, como se ilustra en la Figura 3.46. Esto facilita el primer paso correspondiente a la ubicación de los componentes y es una regla simple para plantear alternativas. Si bien este no es el único camino, se decidió utilizar esa distinción ya que cuenta con la ventaja de ser rápida para este diseño.

De esta forma se plantearon posibles ubicaciones para los componentes sin tener en cuenta aún las restricciones propias de la fabricación. Durante el transcurso de este proceso, se itera y ajusta instintivamente con el fin de llegar a una placa cuyo tamaño sea el más reducido posible. Sin embargo, ya que se ha de soldar los componentes una vez recibido el PCB, se decidió dejar un espacio mínimo entre ellos para facilitar ese procedimiento a futuro debido a la falta de experiencia trabajando con elementos tan pequeños. En las Figuras 3.48 y 3.49 se pueden ver algunos de estos primeros prototipos, que finalmente fueron modificados para aprovechar mejor el espacio. Las dimensiones del diseño final de la placa fueron de 77x78 mm y se puede observar el resultado final en las Figuras 3.50, 3.51, 3.52 y 3.53. Ha de notarse que es necesario considerar los estándares del fabricante previo a realizar este trabajo, lo cual es algo que no se tuvo en cuenta en un principio y obligó a cambiar varias partes del proyecto a mitad de camino, ralentizando la concreción del prototipo final. En la Tabla 3.3 se alude a los estándares del fabricante elegido, con particular interés en el ancho de las trazas y la separación entre ellas, debido a que los *pads* de los componentes SMD (del inglés *Surface Mount Device*) se encuentran muy cercanos.

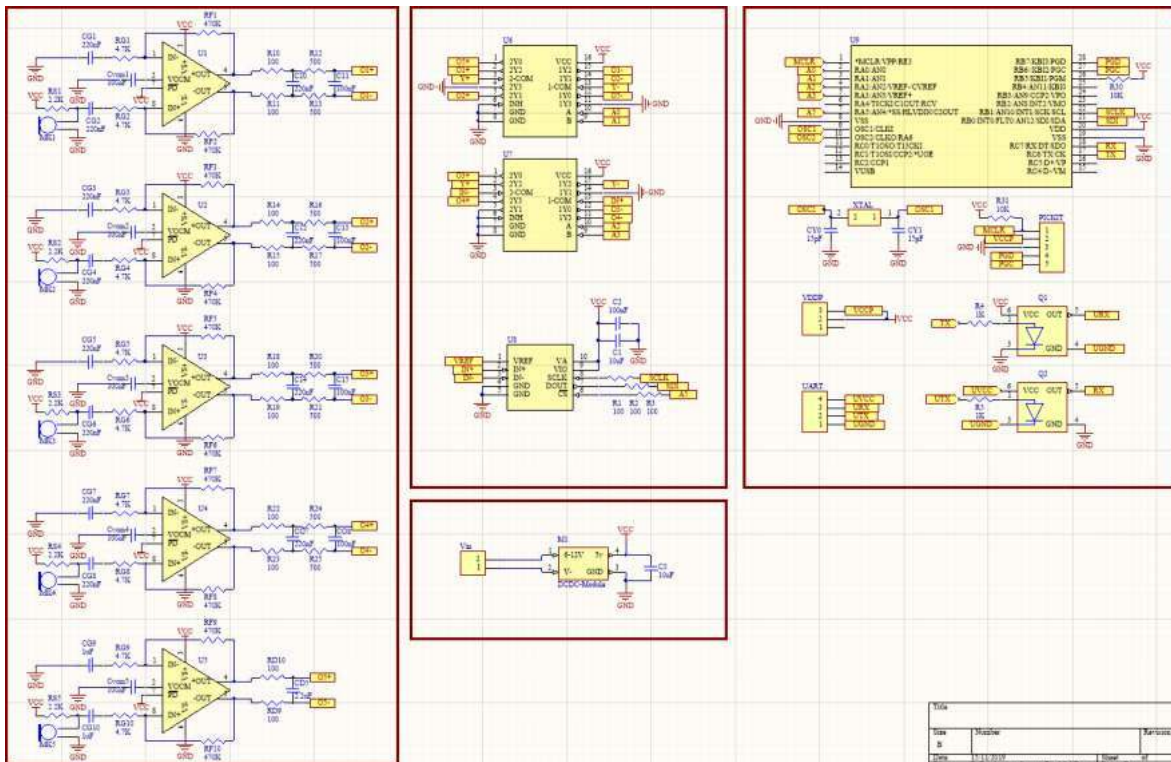


FIGURA 3.41: Esquemático completo.

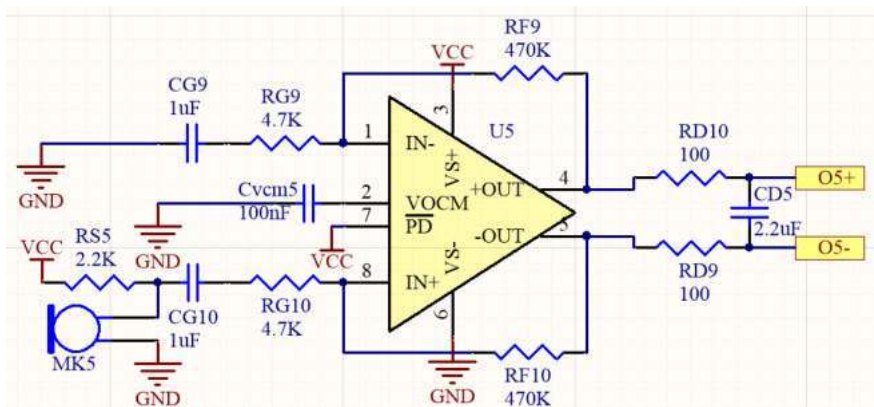


FIGURA 3.42: Esquemático del circuito amplificador de sonidos cardíacos.

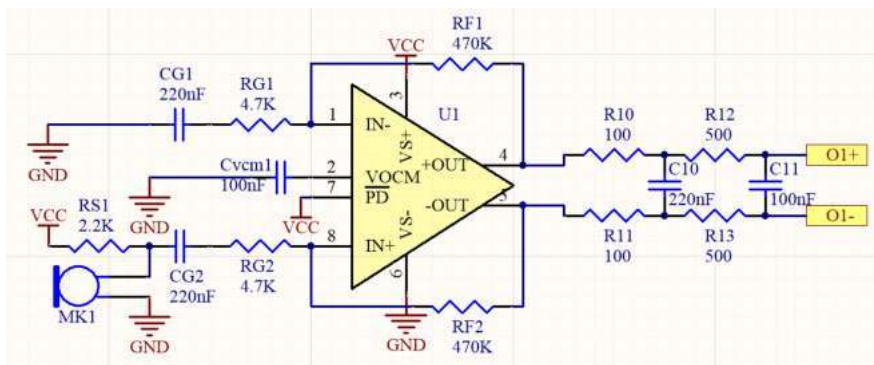


FIGURA 3.43: Esquemático del circuito amplificador de sonidos pulmonares.

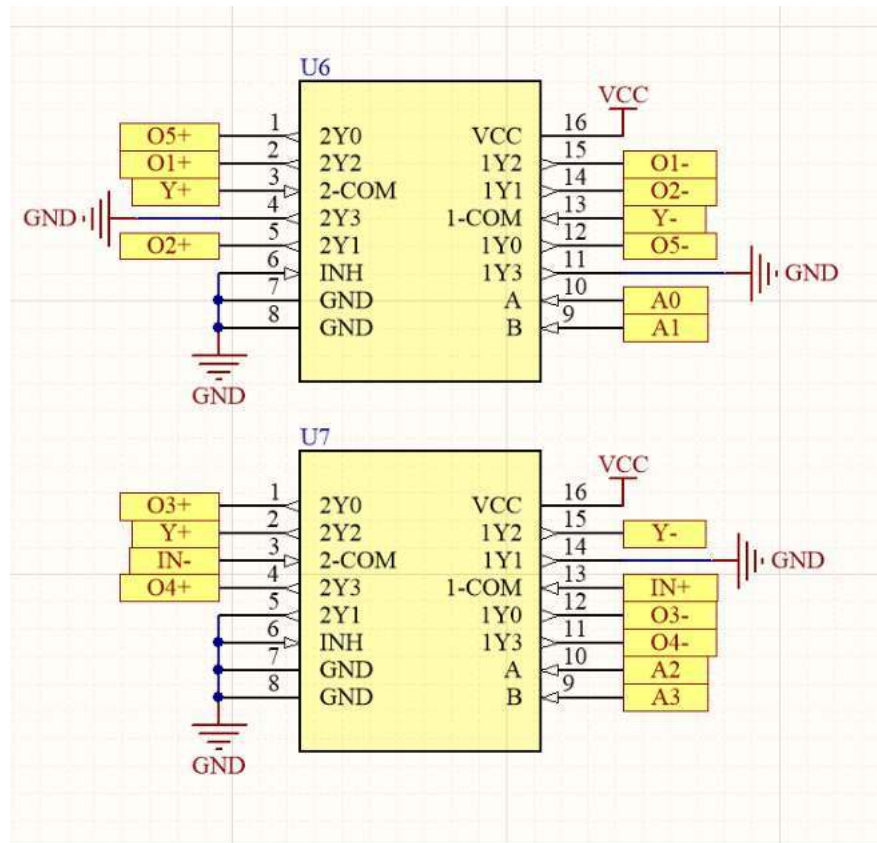


FIGURA 3.44: Esquemático de los multiplexores.

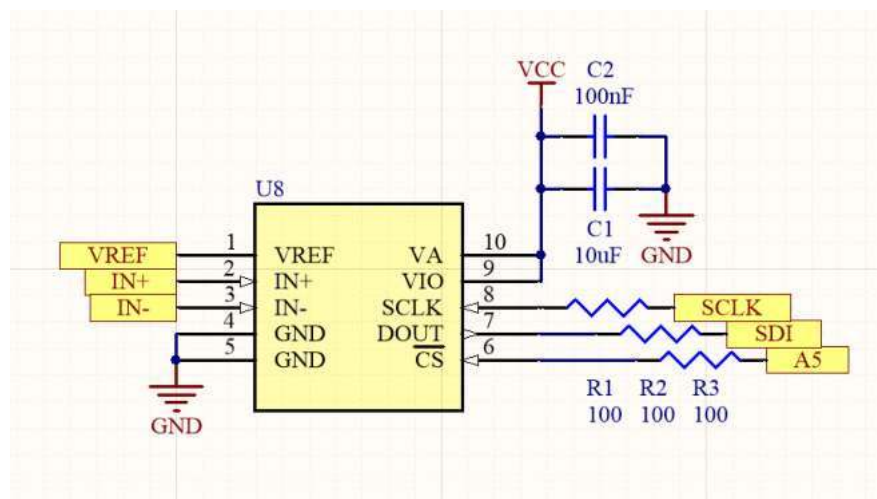


FIGURA 3.45: Esquemático del ADC.

### 3.4.2.1. Componentes pasivos

En el caso de las resistencias y los capacitores utilizados, se hace mención de sus tolerancias y su ubicación. Los componentes más críticos se encuentran en la primera etapa del sistema, pertenecientes a los amplificadores y filtros. Esto se debe a que una variación en el valor de resistencia o capacitancia provoca una modificación de la respuesta en frecuencia del filtro, lo cual en consecuencia puede causar una atenuación de la amplitud de las señales

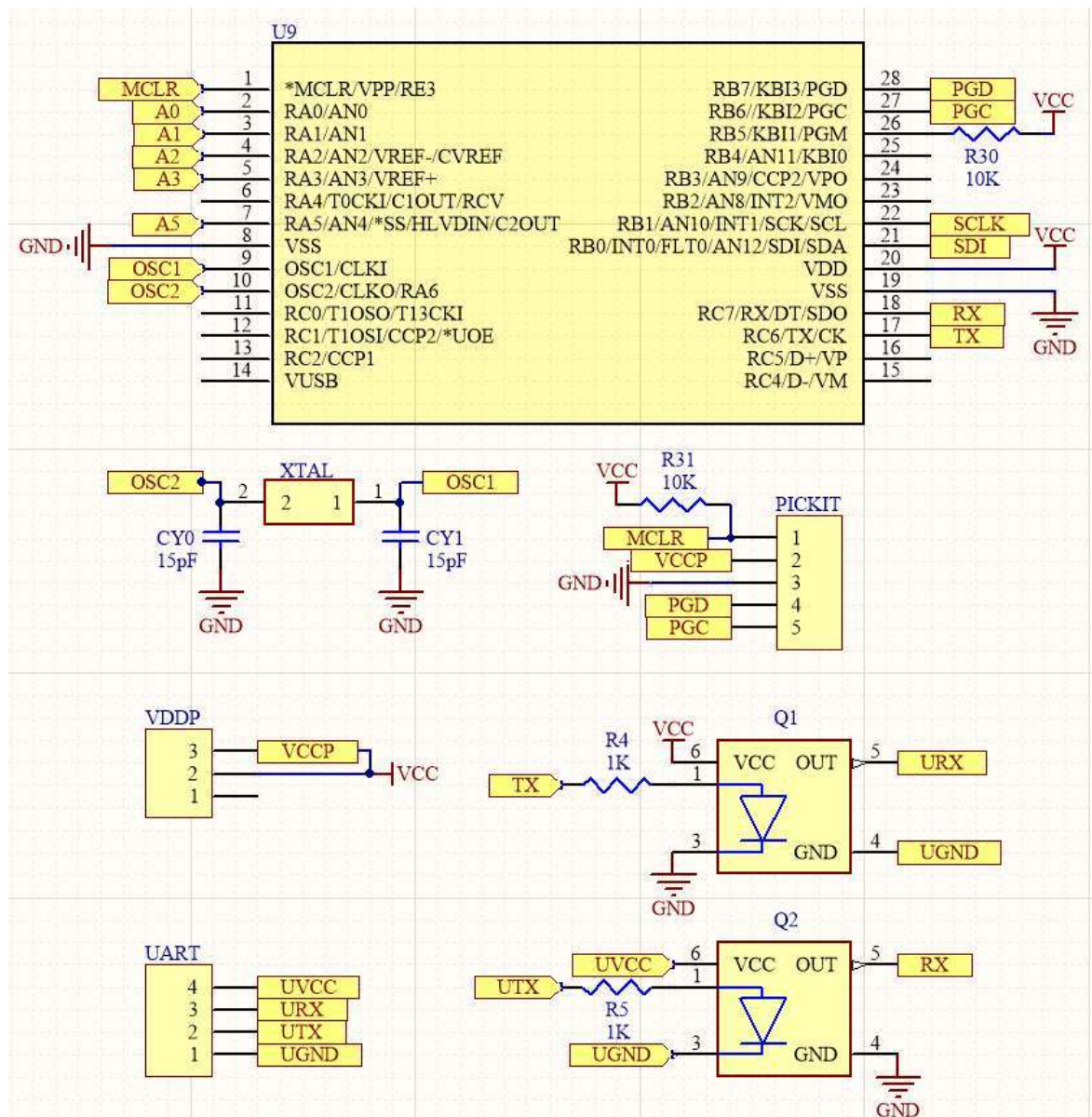
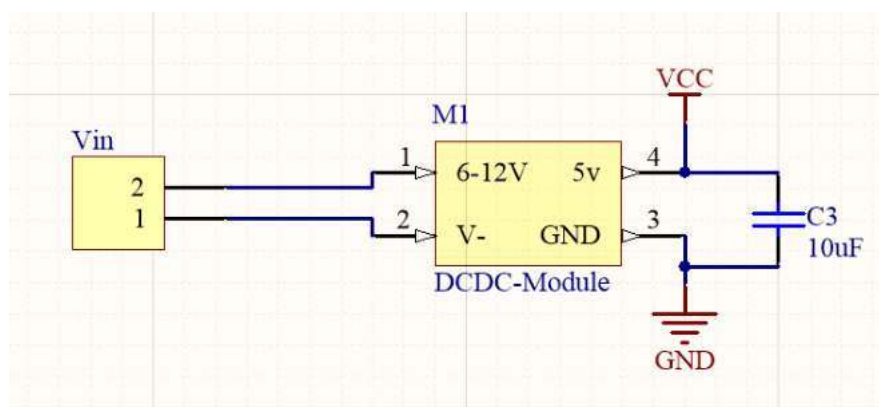


FIGURA 3.46: Esquemático del microcontrolador y optoacopladores.

FIGURA 3.47: Esquemático del módulo *step-down* DCDC.

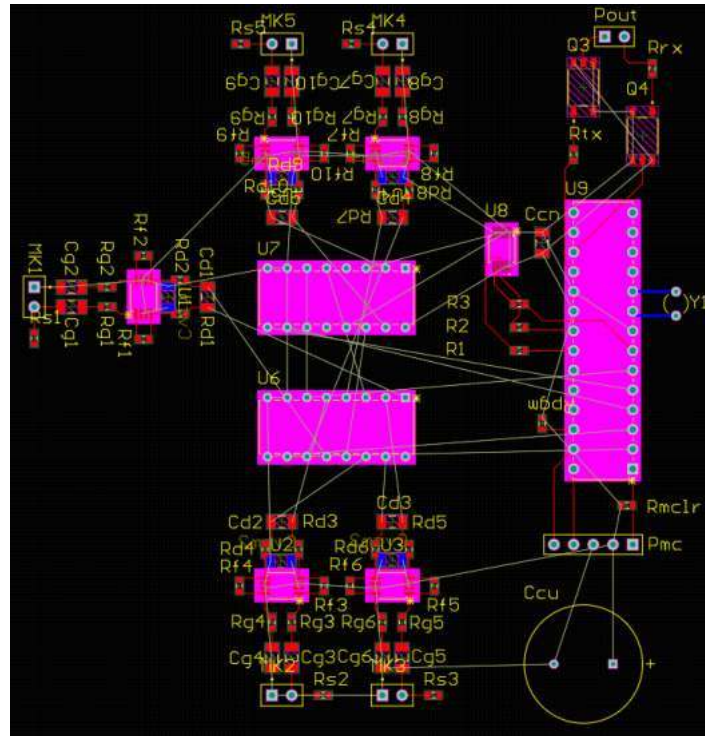


FIGURA 3.48: Primera alternativa de la ubicación de los componentes.

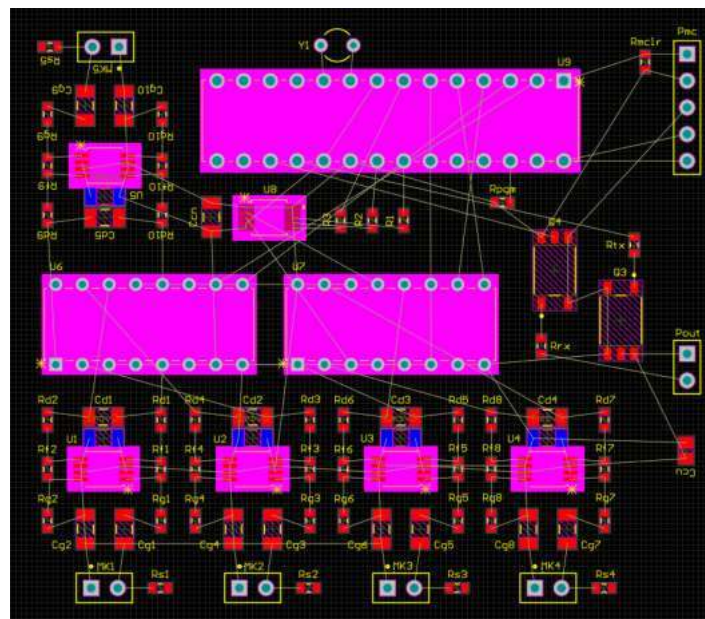


FIGURA 3.49: Segunda alternativa de la ubicación de los componentes.

útiles.

La tolerancia que se usa es igual a 1% en el caso de las resistencias, y a 5% en el caso de los capacitores. Esto se debe a que existe una relación entre la precisión y el costo; por tanto, se determinó que mejorar la tolerancia a un valor aún menor no traería demasiados beneficios si se tiene en cuenta el aumento del precio de los mismos.

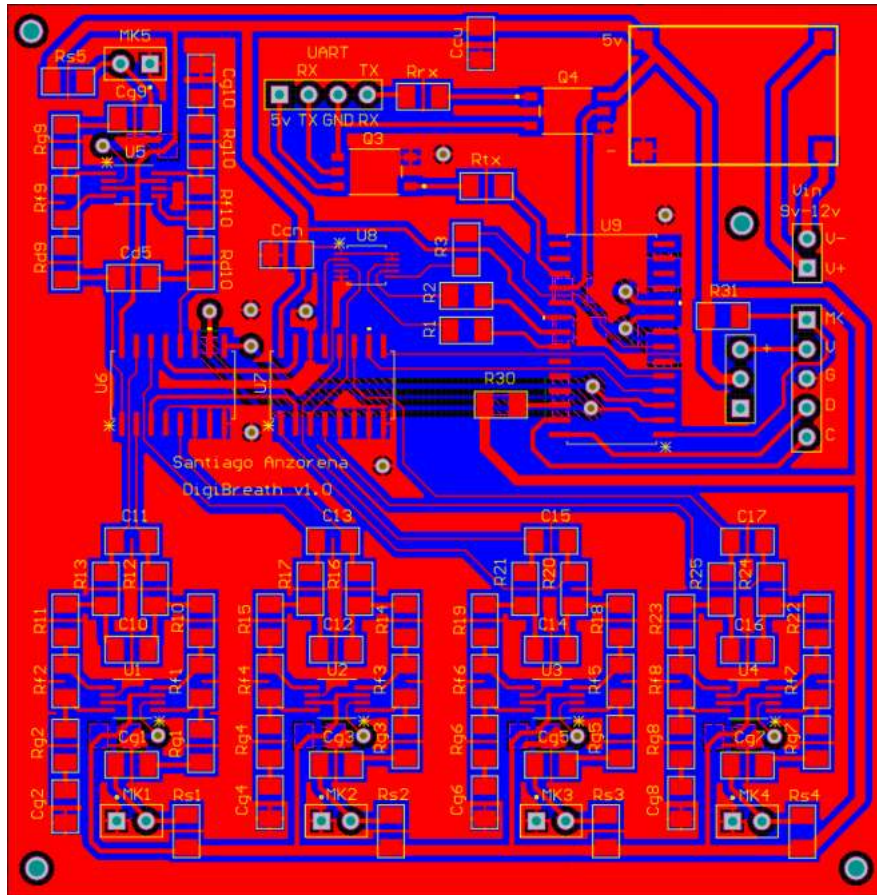


FIGURA 3.50: Diseño final de la placa.

TABLA 3.3: Estándares de fabricación.

|                                  |                |
|----------------------------------|----------------|
| Diámetro de agujero              | 16 mil (0.4mm) |
| Diámetro de pad o vía            | 28 (0,70 mm)   |
| Ancho de traza                   | 5 (0,125 mm)   |
| Separación entre trazas          | 5 (0,125 mm)   |
| Separación entre traza y pad/vía | 5 (0,125 mm)   |
| Distancia de cobre a borde       | 12 (0,30 mm)   |
| Altura - trazo de letras         | 30 - 5         |

En cuanto a las siguientes etapas, no se requirió tanta precisión en el valor de las resistencias y capacitores, con lo cual se pudo reducir el requerimiento de la tolerancia de los mismos, y por ende, su costo.

### 3.4.2.2. Alimentación

Para alimentar al circuito se utilizó una fuente basada en el regulador *step-down* DC-DC MP2307DN. Esto permite utilizar pilas o bancos de batería con tensiones por encima de 6V, las cuales son convertidas a una salida de 5V que alimenta a todo el circuito exceptuando los optoacopladores y la salida por la USART. Este dispositivo presenta las siguientes



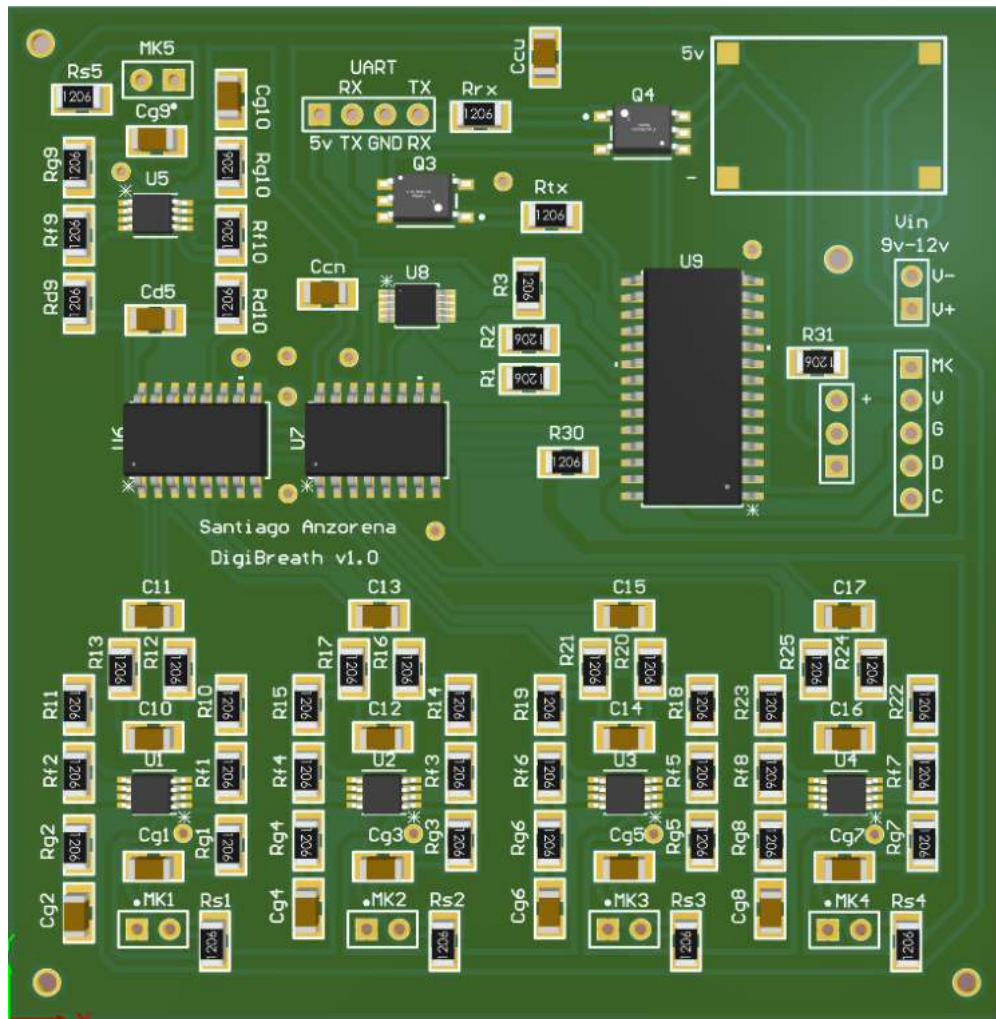


FIGURA 3.51: Diseño final de la placa en 3D. Vista de la capa superior.

características:

- 3 A de corriente continua a la salida con una corriente pico de 4 A;
- Tensión de entrada de 4,75 a 23 V;
- Llaves MOSFET de 100 mΩ integradas;
- Salida regulable desde 0,925 a 20 V;
- Hasta 95 % de eficiencia;
- Inicio suave programable;
- Estabe utilizando capacitores cerámicos con bajo ESR;
- Frecuencia fija de 340 kHz;
- Protección contra sobrecorriente ciclo a ciclo;
- Bloqueo de entrada a bajo voltaje.

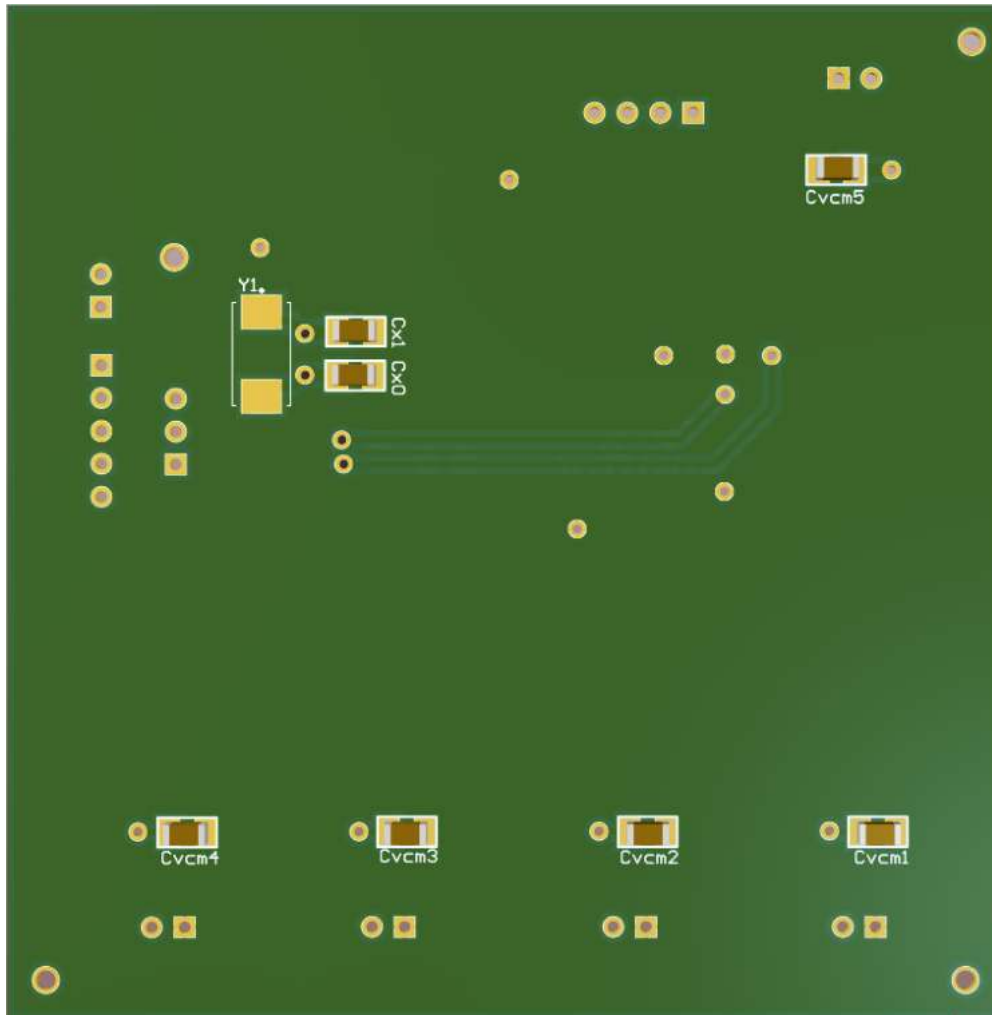


FIGURA 3.52: Diseño final de la placa en 3D. Vista de la capa inferior.

Si bien estas características sobrepasan las necesarias por el circuito, debido al bajo costo de este módulo se decidió utilizarlo para garantizar una tensión estable para los componentes. Con respecto a la corriente, los valores medidos varían entre 30 y 40 mA de consumo constante de acuerdo a la cantidad de micrófonos que estén conectados y si el equipo se encuentra transmitiendo. Esto significa que si el dispositivo se encuentra adquiriendo cinco canales en simultáneo conectado a una batería de 9 V de 500 mAh, el tiempo de vida esperado resulta aproximadamente:

$$T = \frac{500mAh}{40mAh} = 12,5hs \quad (3.40)$$

En el caso que se utilicen 6 pilas AA de 1,5 V y 2500 mAh el tiempo de vida aumenta considerablemente. En este proyecto se verificó el funcionamiento usando una batería de 9 V.

Como nota adicional, se podría haber reducido aún más el consumo de corriente debido a la existencia de entradas que habilitan o deshabilitan algunos componentes. De igual

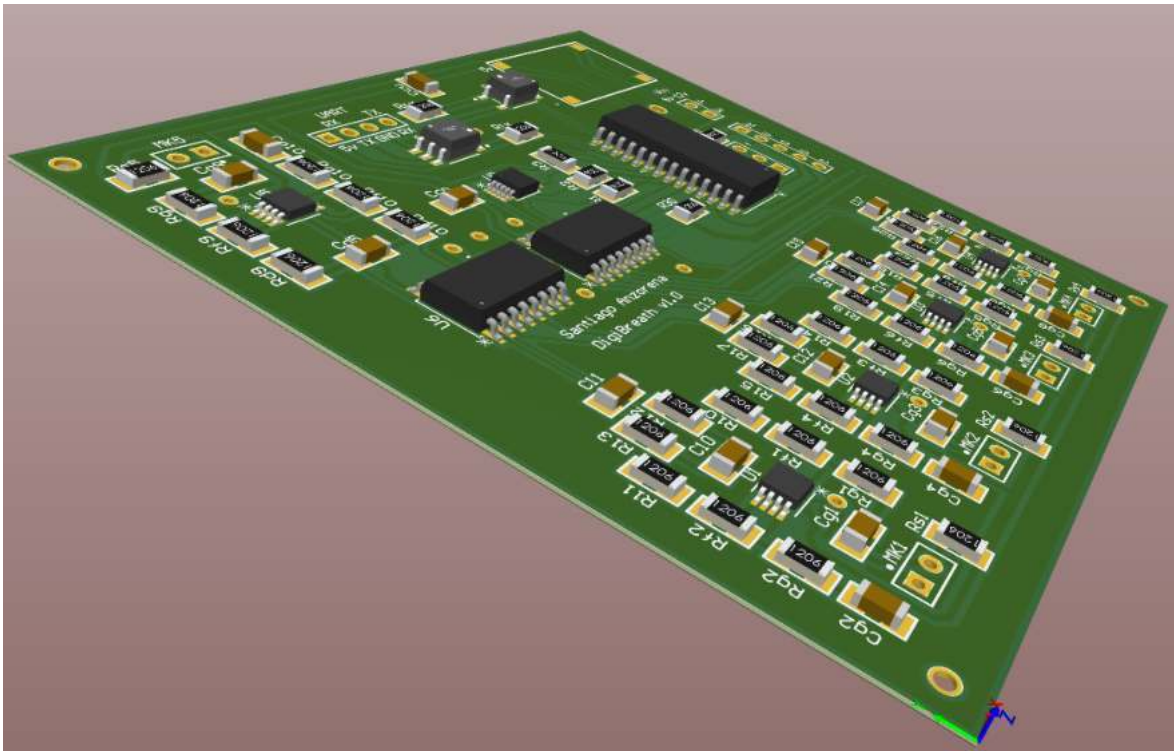


FIGURA 3.53: Diseño final de la placa en 3D. Vista isométrica.

manera se cumple el tiempo mínimo de funcionamiento de 4 hs, establecido en las especificaciones.

### 3.4.2.3. Montaje de componentes

Una vez que se recibió la placa se comenzó con el proceso de soldar los componentes en sus respectivas ubicaciones. Esto se llevó a cabo con la ayuda de estaciones de soldado e incluso un microscopio que facilitaron el proceso. En la Figura 3.54 se puede ver una de estas placas previo al montaje de los componentes, mientras que en las Figuras 3.55 y 3.56 se muestran imágenes correspondientes al proceso de montaje y a la versión final. Como se mencionó en el apartado de aislación en la Sección 3.2.5, se tuvieron que arreglar las líneas de transmisión y recepción de la comunicación por USART mediante la incorporación de dos inversores. Esto se ilustra en la Figura 3.57, en la cual puede notarse la utilización de cinta kapton para aislar eléctricamente el circuito y evitar cortocircuitos no deseados.

En el próximo capítulo se presentarán los resultados obtenidos.

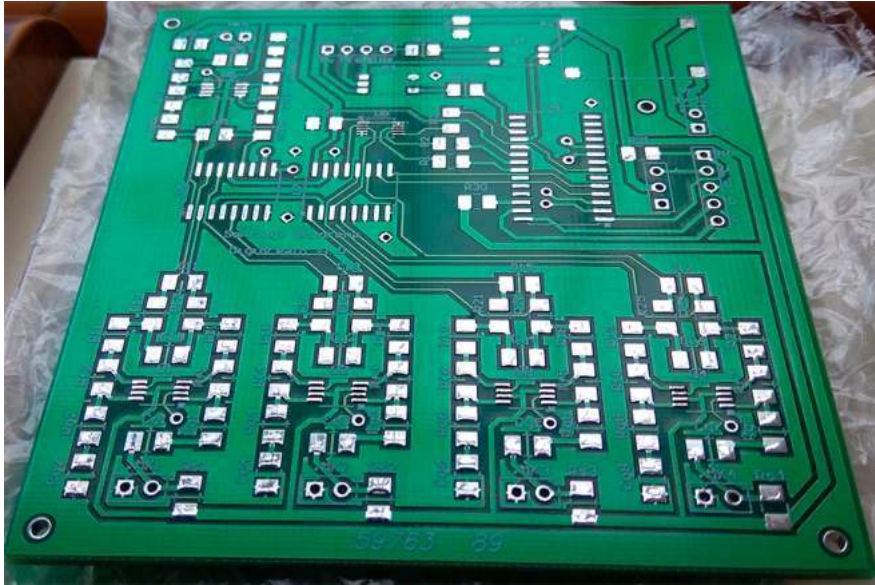


FIGURA 3.54: Foto de las placas de circuito impreso.

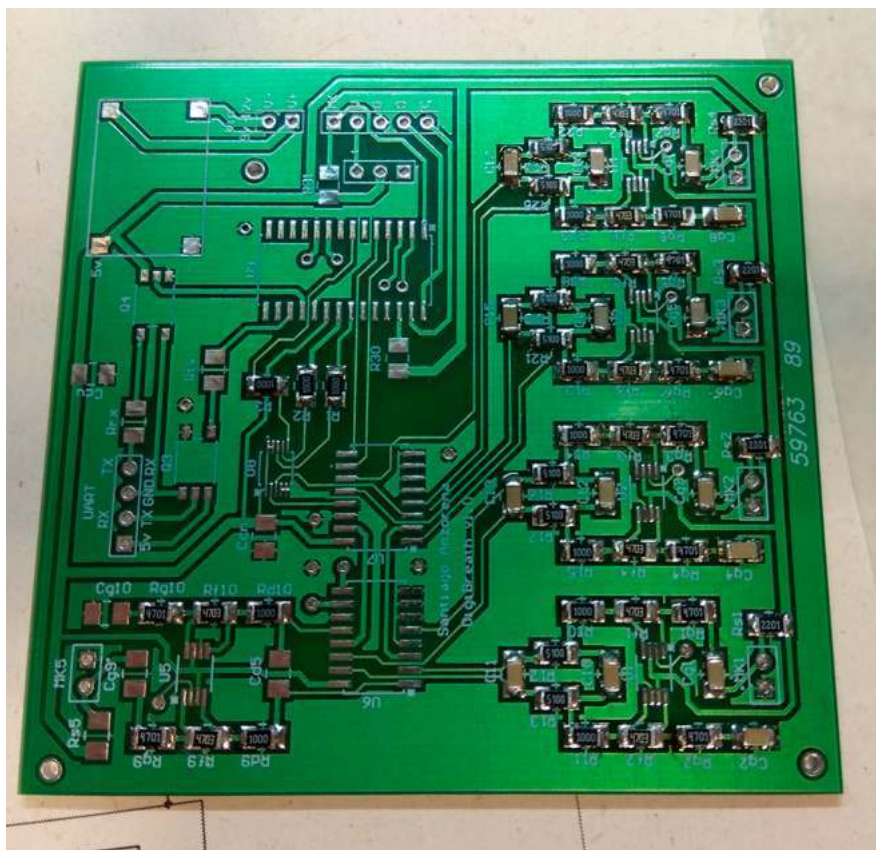


FIGURA 3.55: Foto del proceso de montaje de componentes.

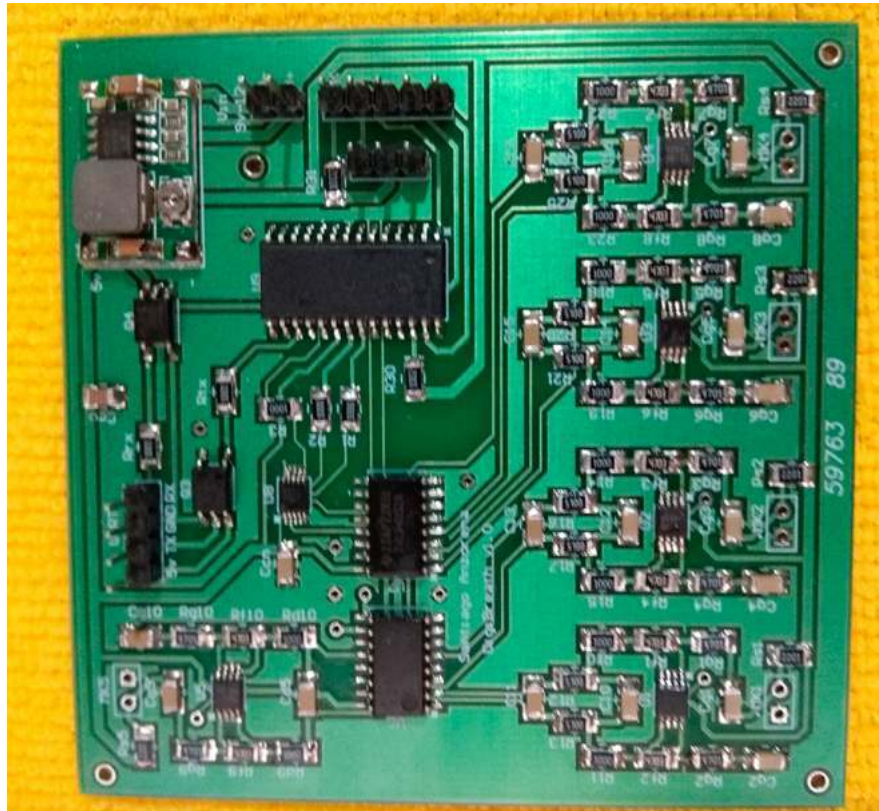


FIGURA 3.56: Foto del PCB con todos los componentes.

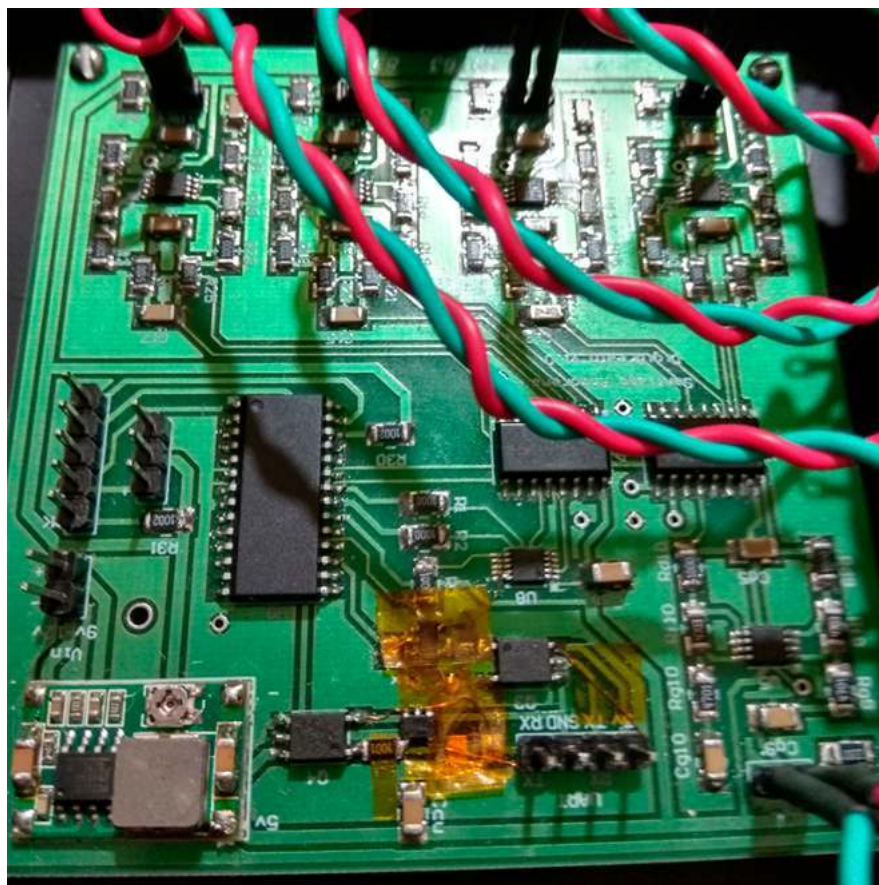


FIGURA 3.57: Foto del PCB con los inversores agregados.



## Capítulo 4

# Resultados

Este capítulo se divide en dos partes: la primera, en donde se muestra la versión final del equipo desarrollado junto a todas sus conexiones, y la segunda, donde se muestran los resultados relacionados al funcionamiento de todas las partes del equipo.

### 4.1. Equipo final

La versión final del equipo se realizó utilizando un gabinete plástico, fijando la placa al mismo por medio de tornillos. Además, se hicieron los agujeros correspondientes a los cinco canales de entrada de los micrófonos, al puerto USB con el cual se comunica con una computadora, a un botón de encendido y apagado y a un LED que muestra cuándo está funcionando el equipo. Se pueden ver imágenes de esta versión en las Figuras 4.1, 4.2 y 4.3, donde se muestra la parte delantera y trasera y el interior del equipo.



FIGURA 4.1: Frente del equipo.



FIGURA 4.2: Parte trasera del equipo.

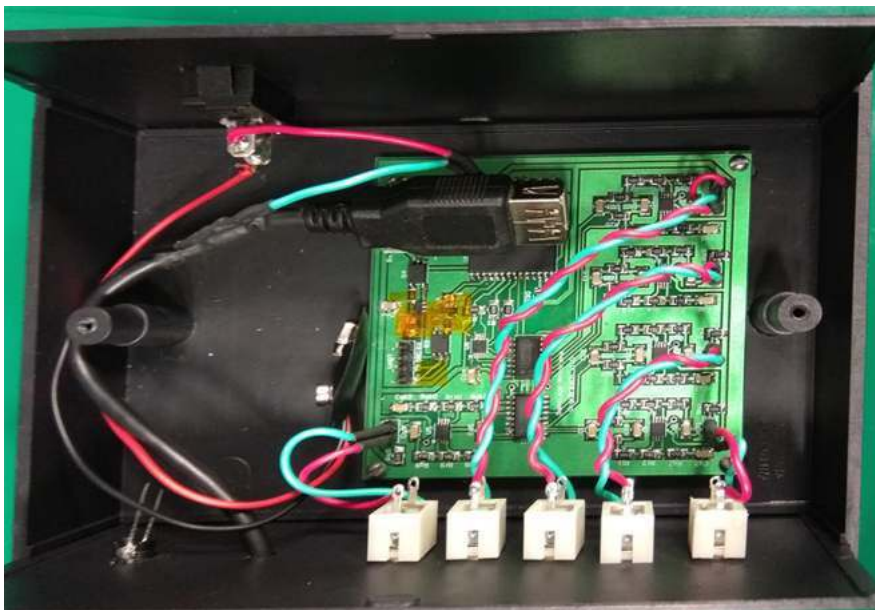


FIGURA 4.3: Interior del equipo.

## 4.2. Resultados funcionales

Para poder verificar el funcionamiento de todas las partes del equipo, se realizaron pruebas en cada una de las etapas tal como se dividieron en la Figura 3.26. Es decir, primero se probó la salida de los circuitos de amplificación y filtrado antes de ingresar a los multiplexores, luego se verificó qué es lo que veía el ADC en sus pines de entrada, a continuación se midieron los canales de transmisión por SPI entre el ADC y el  $\mu\text{C}$  y finalmente los canales de comunicación por USART entre el  $\mu\text{C}$  y una computadora. Más adelante se realizó una prueba de adquisición con los cinco canales en simultáneo para comprobar que se recibían



datos correctamente, correspondientes a cada micrófono.

Para evaluar el funcionamiento de los circuitos de amplificación y filtrado, se ingresó con una senoidal de amplitud igual a 100 mVpp y una frecuencia de 100 Hz para el caso de los sonidos cardíacos, y una senoidal de 50 mVpp y 600 Hz para el de los sonidos pulmonares. La salida resultante debido a estas pruebas se muestra en las Figuras 4.4 y 4.5, donde puede verse que la amplitud de ambas señales es igual a la amplitud de entrada multiplicada por aproximadamente 50 veces. Además se realizó un barrido en frecuencia para verificar las frecuencias de corte inferior y superior de los dos filtros. En el caso del circuito correspondiente a los sonidos cardíacos, la frecuencia de corte inferior obtenida fue de 28 Hz y la superior de 420 Hz, mientras que para los sonidos pulmonares estas frecuencias fueron de 125 Hz y 1,4 kHz, respectivamente. Todas estas frecuencias resultaron como se esperaba, a excepción de la frecuencia de corte superior en el circuito de amplificación de sonidos cardíacos, la cual resultó ser un poco más elevada. La consecuencia de que esta frecuencia estuviese desplazada se pudo comprobar más adelante cuando se realizaron adquisiciones de sonidos cardíacos, en donde se logró notar la presencia de sonidos pulmonares suaves al respirar.

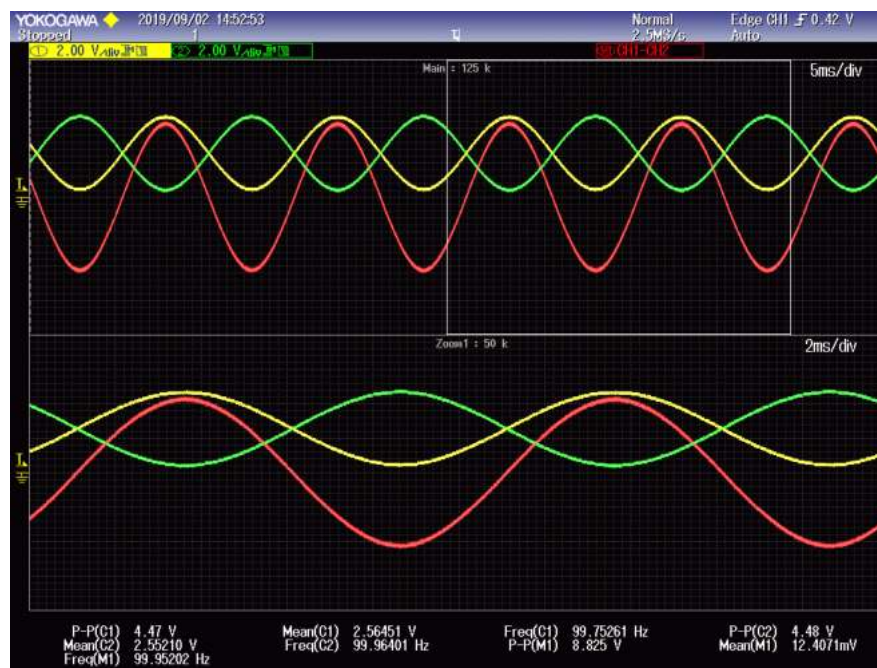


FIGURA 4.4: Salida producida por el circuito de amplificación y filtrado de sonidos cardíacos.

Luego se midieron los dos canales de salida del último multiplexor que se conectan al ADC. En esta medición fue posible visualizar el efecto que produce el muestreo de cada canal y la multiplexación en simultáneo, resultando en las señales ilustradas en las Figuras 4.7 y 4.6. Adicionalmente, se pudo comprobar que el flanco descendente del CS del ADC ocurre dentro de la ventana de tiempo de cada canal, tal como se muestra en la Figura 4.8.

Posteriormente se analizaron los canales de transmisión del SPI y de la USART, donde se encontró que las velocidades de transmisión eran las esperadas. En ambos casos se pudo ver transferencia de datos a 3 MHz tal y como se había configurado en el  $\mu C$ , y además se

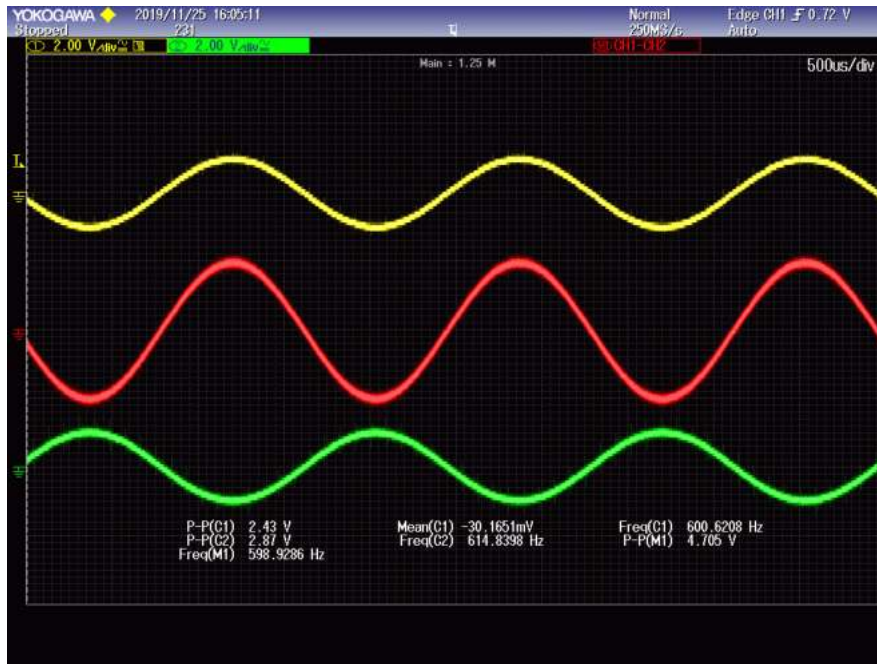


FIGURA 4.5: Salida producida por el circuito de amplificación y filtrado de sonidos pulmonares.

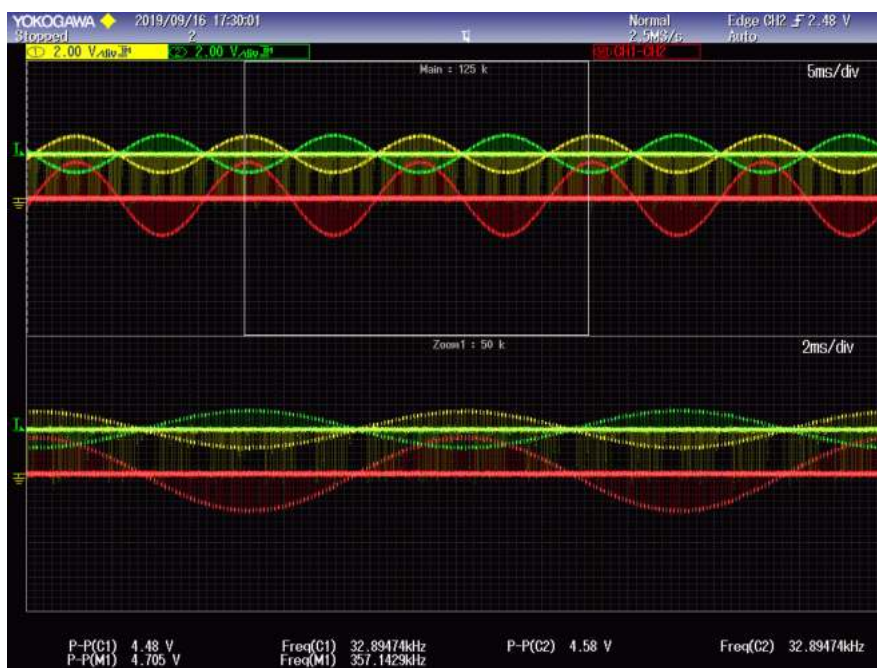


FIGURA 4.6: Salida común de los cinco canales a través del multiplexor.

comprobó que el valor de la frecuencia de muestreo era aproximadamente 11 kHz. En las Figuras 4.9, 4.10 y 4.11 se muestran imágenes correspondientes a estos resultados.

Por último, se realizaron distintas pruebas de adquisición. Por un lado se utilizaron todos los canales por separado para verificar su funcionamiento independiente, esto es, asignando un único micrófono a un sólo canal. Por otro lado se conectaron los cinco micrófonos y se adquirieron todos los sonidos en simultáneo. En las Figuras 4.12, 4.13, 4.15, 4.16 y 4.14 se



FIGURA 4.7: Visualización del muestreo de cada canal en la entrada del ADC.



FIGURA 4.8: Flancos de la señal de CS dentro de un canal seleccionado.

muestra una adquisición de sonidos cardíacos y de sonidos pulmonares realizada en un joven de 24 años. Finalmente se puede ver una adquisición con los cinco canales en simultáneo en la Figura 4.17 donde se reprodujo un silbido para verificar el funcionamiento.

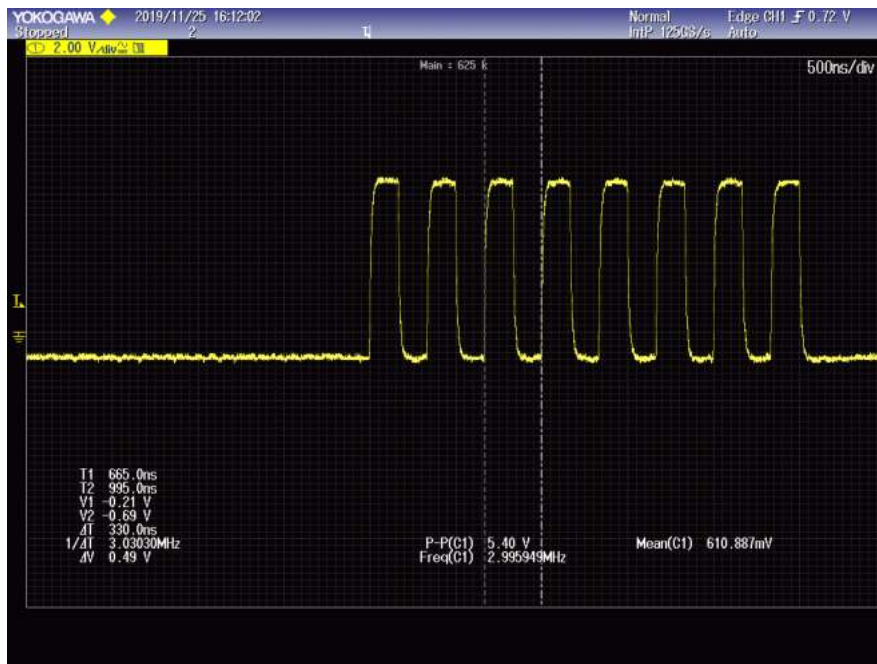


FIGURA 4.9: Entrada SCKL del ADC.

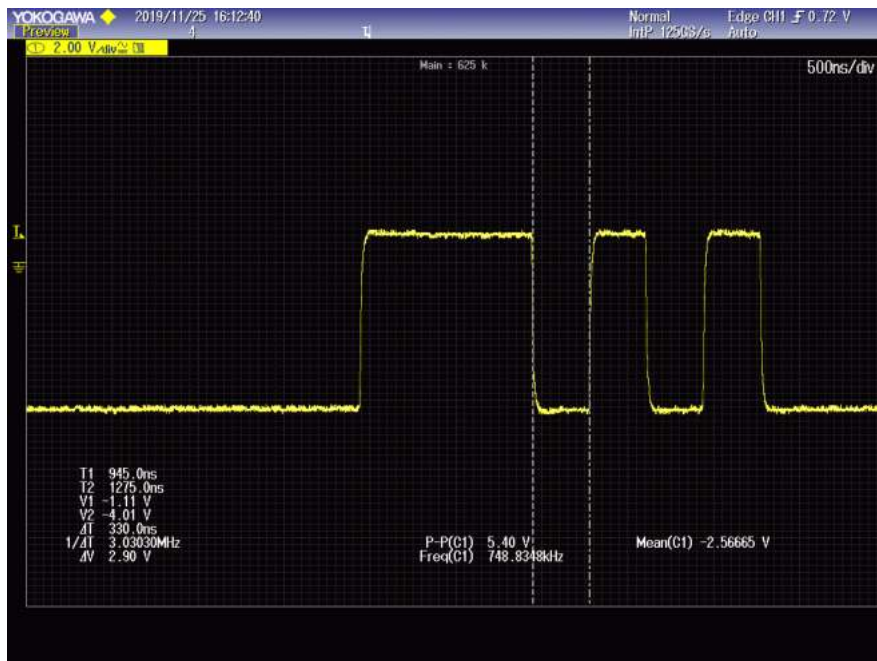


FIGURA 4.10: Canal de transmisión de la USART.

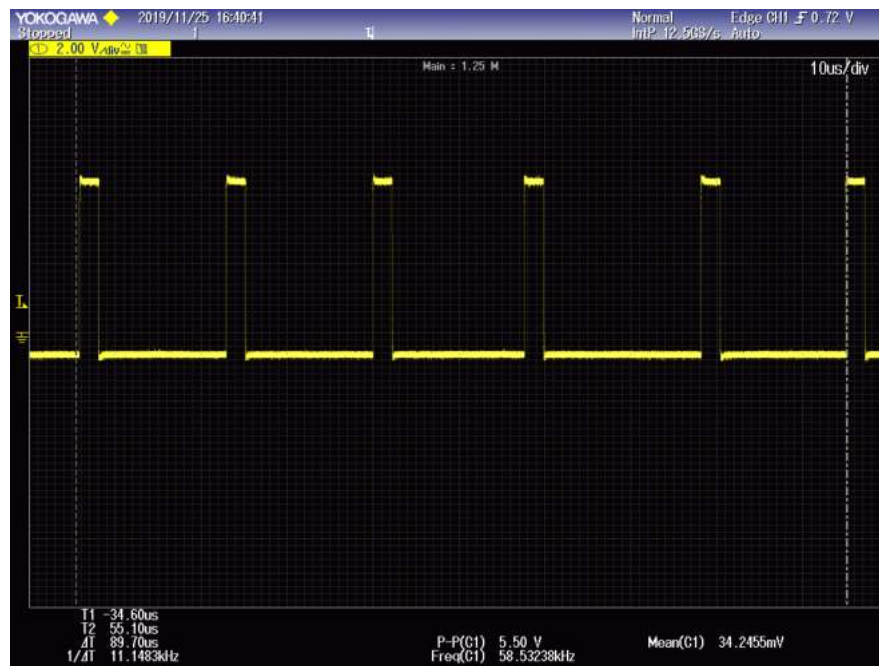


FIGURA 4.11: Señal de CS correspondiente al ADC.

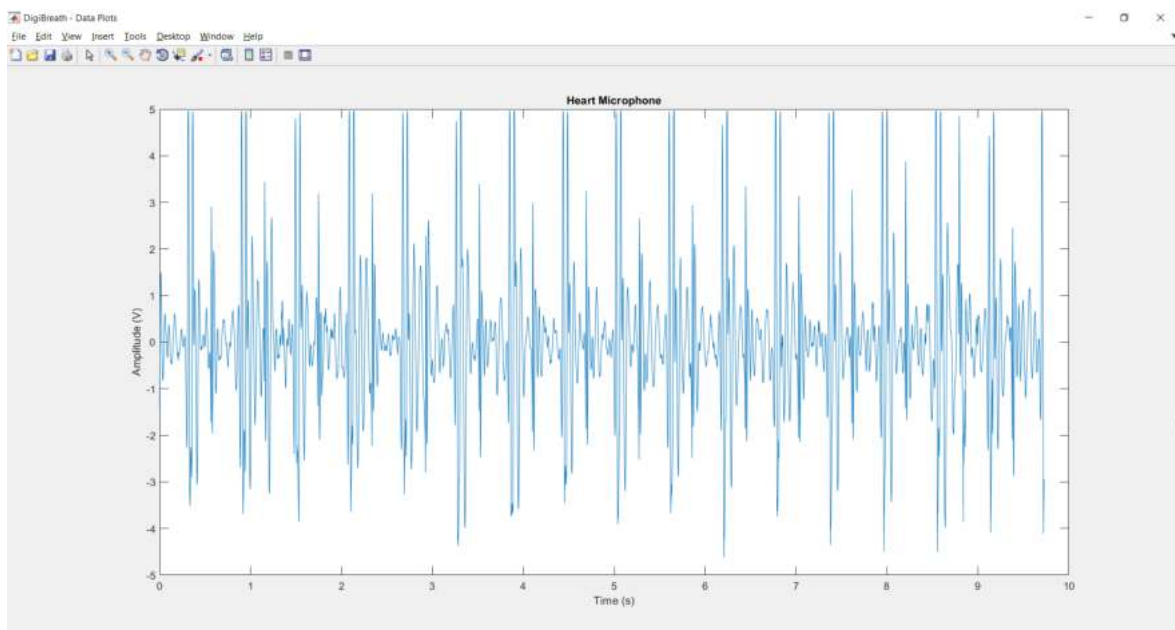


FIGURA 4.12: Sonidos cardíacos adquiridos en el foco mitral.

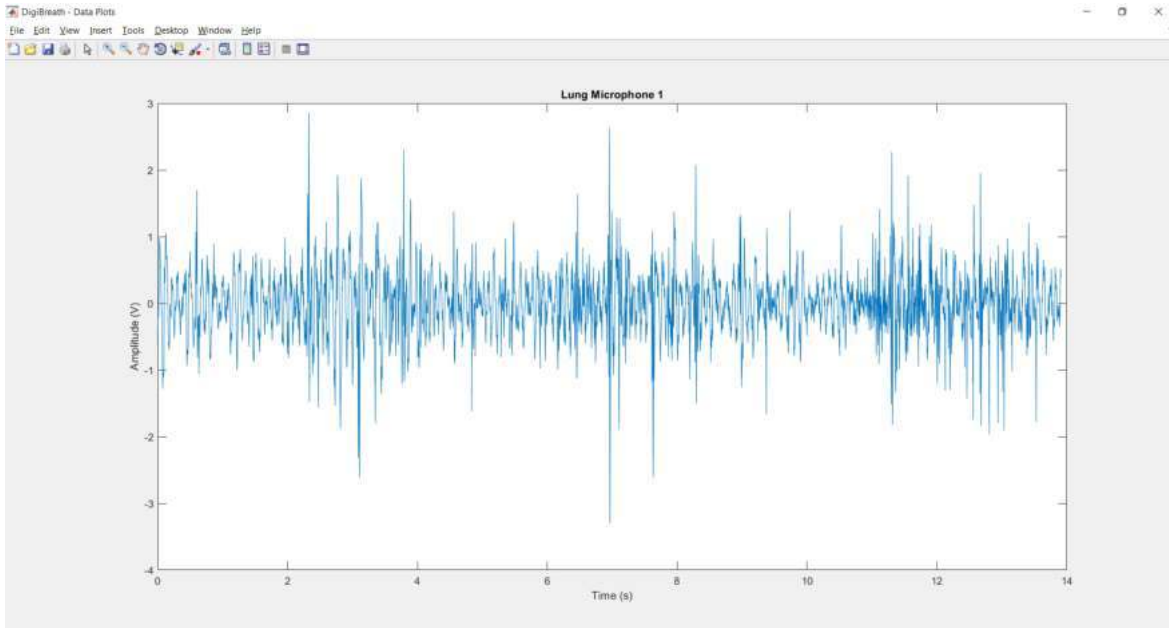


FIGURA 4.13: Sonidos pulmonares provenientes del 7mo espacio intercostal izquierdo.

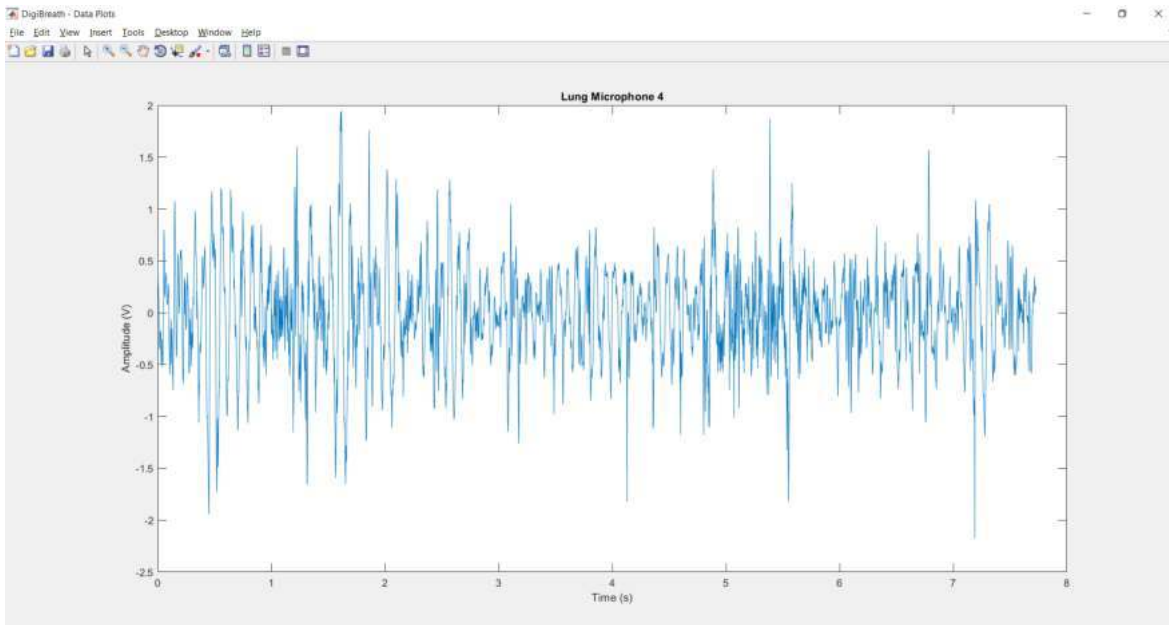


FIGURA 4.14: Sonidos pulmonares provenientes del 2do espacio intercostal izquierdo.

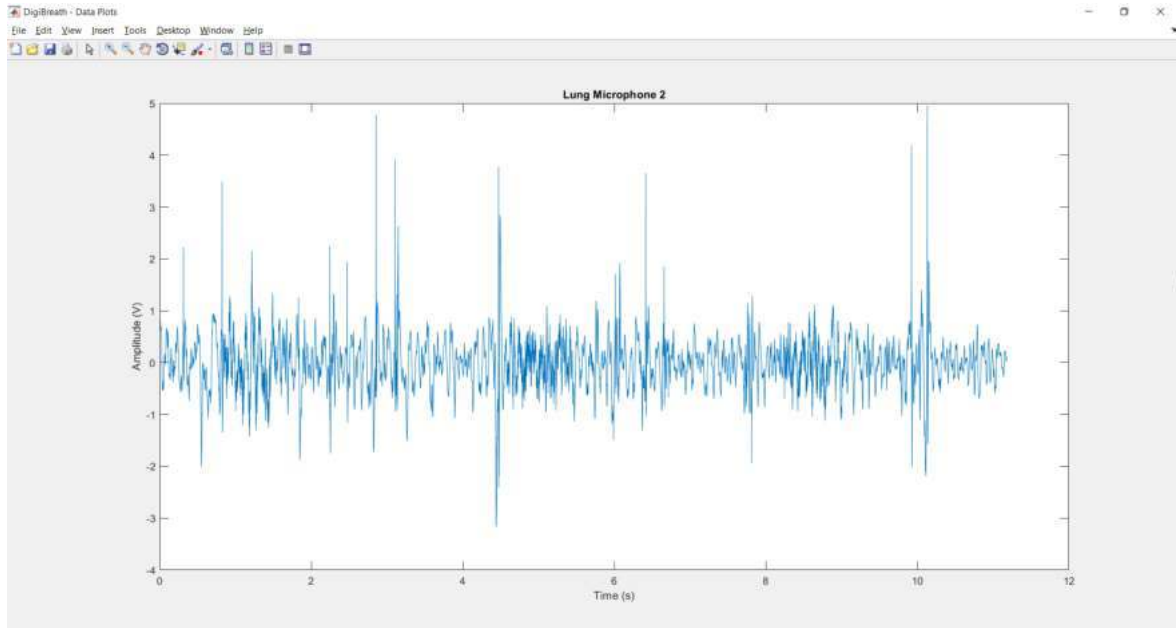


FIGURA 4.15: Sonidos pulmonares provenientes del 7mo espacio intercostal derecho.

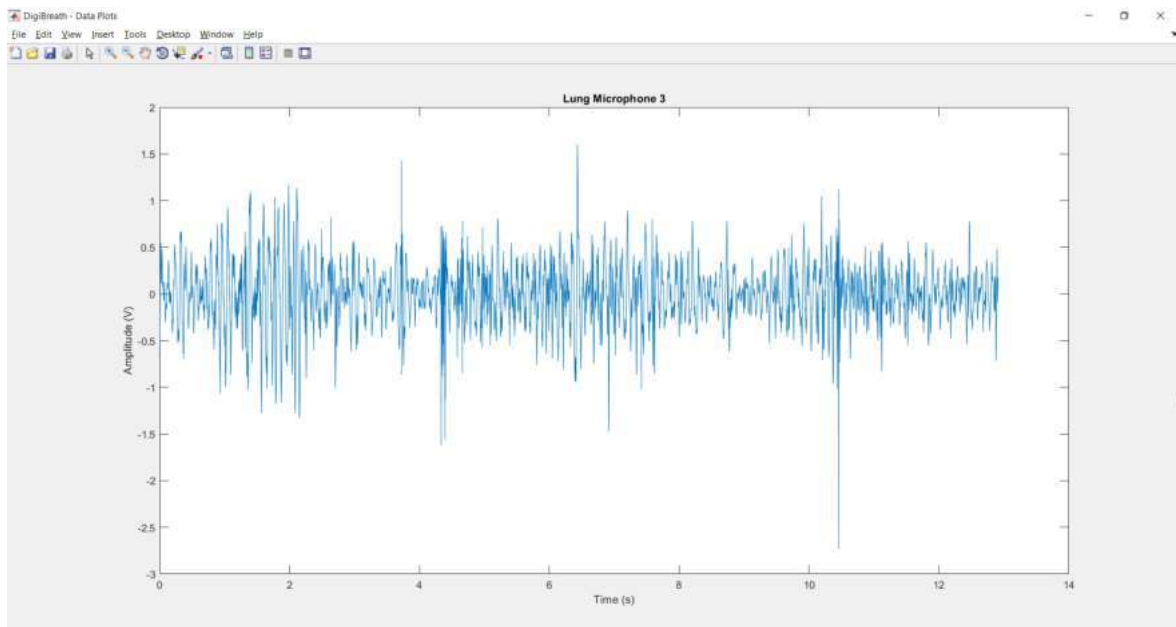


FIGURA 4.16: Sonidos pulmonares provenientes del 2do espacio intercostal derecho.

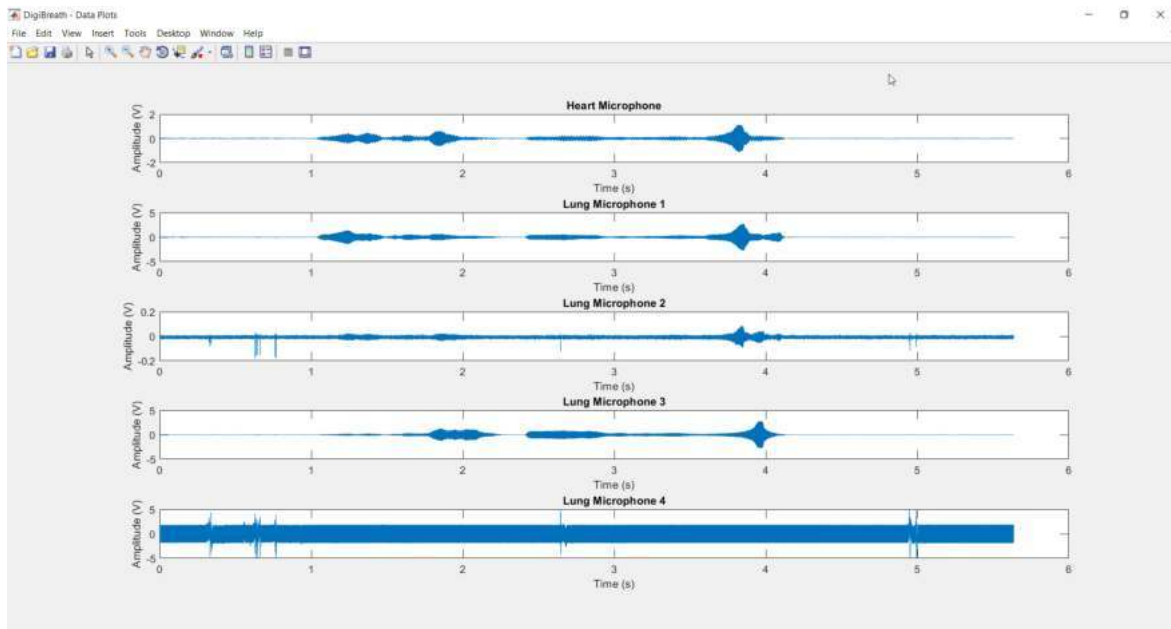


FIGURA 4.17: Adquisición de cinco canales en simultáneo.



## Capítulo 5

# Conclusiones

### 5.1. Conclusiones

El estetoscopio tradicional es un instrumento que aporta información valiosa para el diagnóstico de distintas enfermedades y anomalías a través de los sonidos producidos por órganos del cuerpo humano. Asimismo, el estetoscopio electrónico provee ciertas ventajas sobre el tradicional en cuanto a funciones, ya que además de escuchar puede grabar los sonidos por un período de tiempo. Sin embargo, el estetoscopio tradicional y el electrónico todavía presentan limitaciones, algunas de las cuales se intentaron resolver en este trabajo. Por un lado, se pudieron adquirir sonidos de distintas partes del cuerpo en simultáneo, facilitando así el procesamiento y la extracción de artefactos o ruidos que se introducen en la señal al ser medida. Por otro lado, se permitió una grabación más extensa de estos sonidos sin requerir intervención humana, logrando así un sistema independiente que puede utilizarse para adquirir grandes cantidades de datos.

Las funciones que cumple el equipo desarrollado permitirán realizar múltiples tareas como analizar el impacto producido por la presencia de una neumonía intrahospitalaria, el cambio en los sonidos cardíacos y pulmonares causado por una cardiopatía congénita de base, la creación de registros para el historial médico de los pacientes, el diagnóstico temprano mediante la aplicación de *Deep Learning* y lógica difusa, etc. Los resultados obtenidos de estos análisis permitirán hacer inferencias que no serían posibles si sólo se escuchasen estos sonidos por un corto tiempo y en períodos esporádicos e intermitentes.

Para la elaboración de este proyecto fue necesario utilizar y reforzar conocimientos en varias áreas de la electrónica estudiadas a lo largo de la carrera. Al mismo tiempo, se adquirió experiencia en distintas herramientas enfocadas a la simulación o a la producción de circuitos impresos. A continuación, se presenta una lista que contempla todas estas habilidades adquiridas:

- Diseño y simulación de circuitos analógicos en herramientas como LTSPICE y TINA-TI;
- Diseño y producción de PCB en Altium Designer, incluyendo el montaje de todos los componentes SMD;
- Configuración y empleo de protocolos de comunicación SPI y USART;

- Programación de microcontroladores para el control de periféricos y transmisión de datos a través de MPLABX;
- Programación gráfica de interfaces y procesamiento de datos mediante MATLAB;
- Procesamiento de archivos de audio utilizando el programa Audacity;
- Detección de errores y su consecuente corrección en circuitos analógicos y digitales.

Por otro lado, se aprendieron algunos conceptos de medicina, como la fisiología y la anatomía humana relacionadas al corazón y al aparato respiratorio. Esto ayudó a comprender el panorama completo y al mismo tiempo proporcionó una nueva perspectiva de la función que cumple el dispositivo desarrollado, relacionado con el impacto positivo que puede llegar a tener en una vida humana al hacer posible la detección temprana de anomalías y enfermedades.

Dicho todo esto, reconozco que el trayecto recorrido desde el momento inicial del proyecto hasta el final me ha otorgado experiencia muy valiosa tanto en conocimiento como en confianza en mí mismo, y considero que el resultado obtenido es un equipo que puede tener una gran utilidad en el área de la medicina.

## 5.2. Mejoras futuras

De acuerdo a lo que se ha demostrado en los capítulos 3 y 4 de este informe, se procede a enumerar las mejoras al equipo desarrollado que se consideran apropiadas de desarrollarse en el futuro:

1. Incrementar amplificación de los circuitos de amplificación y filtrado de sonidos pulmonares. Esto puede lograrse añadiendo una etapa extra previa a la ya existente, con una amplificación aproximada de 5 veces;
2. Agregar la posibilidad de regular la ganancia de los amplificadores operacionales;
3. Cambiar el ADC161S626 por otro ADC de la misma resolución pero que permita transmitir datos sin perder bits debido a pulsos sin información;
4. Utilizar la conexión USB para aumentar la velocidad máxima posible de transferencia con la computadora. De esta forma se podría eliminar un módulo externo y la conexión resultaría mucho más simple y económica;
5. Invertir canales de transmisión y recepción de la conexión por USART para evitar utilizar inversores. También podrían cambiarse los optoacopladores por otros que no inviertan la señal;
6. Desarrollar un programa que realice las tareas de captura, procesamiento y audición sin necesidad de programas externos, facilitando la utilización del mismo;

7. Añadir la posibilidad de extender el diseño conectando más canales de audio u otros sensores. Como nota a destacar, para llevar a cabo esta mejora se necesitaría realizar un análisis más exhaustivo de las limitaciones que pueden aparecer a causa de las velocidades de transmisión de datos a través de SPI y USART (o de USB).



## Apéndice A

# Especificación de Requerimientos

[Abrir documentación adjunta.](#)



## Apéndice B

# Especificación Funcional

[Abrir documentación adjunta.](#)





## Apéndice C

# Plan de Pruebas

[Abrir documentación adjunta.](#)



## Apéndice D

# Código Fuente del microcontrolador

```

#include <pconfig.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <stdint.h>
#include <math.h>
#include <usart.h>
#include <spi.h>
#include <timers.h>
#include "config.c" // Configuration bits

void selectMic(int);
void testUSART(void);
void testSPI(void);
uint8_t rx_command=0x70; // 's' = 0x73, 'p' = 0x70
uint8_t spi_in0 = 0x40; // MSB
uint8_t spi_in1 = 0x41; // LSB
uint8_t mask = 0x7F;
uint8_t n_mic=0;

void IOpins(void){
// Configuracion de los pines como I/O
    TRISAbits.TRISA0 = 0; // Multiplexor A0 output
    TRISAbits.TRISA1 = 0; // Multiplexor B0 output
    TRISAbits.TRISA2 = 0; // Multiplexor A1 output
    TRISAbits.TRISA3 = 0; // Multiplexor B1 output
    TRISAbits.TRISA4 = 0; // NC
    TRISAbits.TRISA5 = 0; // SPI CS - Marca inicio y final de TX
    TRISBbits.TRISB0 = 1; // SPI Data Input
    TRISBbits.TRISB1 = 0; // SPI SCLK Output pag 199
    TRISBbits.TRISB2 = 0; // Output de prueba - salida alta
    TRISBbits.TRISB3 = 0; // NC
    TRISBbits.TRISB4 = 0; // NC
    TRISBbits.TRISB5 = 1; // PGM
    TRISBbits.TRISB6 = 1; // PGC
    TRISBbits.TRISB7 = 1; // PGD
    TRISCbits.TRISCO = 0; // NC

```

```

    TRISbits.TRISC1 = 0; // NC
    TRISbits.TRISC2 = 0; // NC
    TRISbits.TRISC6 = 0; // UART Tx output
    TRISbits.TRISC7 = 1; // UART Rx input = SPI Data Output Disabled
    __delay_ms(1);
}

void configUSART(void) {
    CloseUSART(); //turn off USART if was previously on

    int spbrg;
    unsigned char USARTconfig;

    USARTconfig = USART_TX_INT_OFF & // Interruption TX off
        USART_RX_INT_ON & // Interruption RX off
        USART_BRGH_HIGH & // High speed
        USART_CONT_RX & // Continuous TX
        USART_EIGHT_BIT & // 8-bit or 9-bit
        USART_ASYNC_MODE & // ASYNCH TX
        USART_ADDEN_OFF; // related to NINE_BIT transmission

    /*
    ---- SPBRG needs to be changed depending upon oscillator frequency----
    spbrg = FOSC/(7 * baud) - 1; // Proteus
    spbrg = _XTAL_FREQ/(4 * 3000000) - 1;
    */
    spbrg = 3; // 3.000.000 baud rate - 0% error

    OpenUSART(USARTconfig, spbrg); //API configures USART for desired parameters
    PIE1bits.RCIE = 1;
    BRG16 = 1; // 16-bit baud rate - SPBRGH and SPBRG
    __delay_ms(1);
}

void configSPI(void){
    CloseSPI();
    OpenSPI(SPI_FOSC_TMR2,MODE_01,SMPEND);
    __delay_ms(1);
}

void configTimer2(void){
    CloseTimer2();
    PR2 = 1;
    //PR2 = 1; // SCLK = 3 MHz
    OpenTimer2(TIMER_INT_OFF & T2_PS_1_1 & T2_POST_1_1);
    __delay_ms(1);
}

```

```

void main(void)
{
    ADCON1 = 0x0F ; // Configure All Analog Channel to Digital
    TRISA = 1;
    TRISB = 1; // Configurar todos los pines como entrada para no mandar datos
    TRISC = 1; // al circuito que este conectado cuando se programe

    configUSART(); // Configuracion USART
    configTimer2(); // Configuracion de Timer 2
    configSPI(); // Configuracion SPI

    // Sobreescribo configuracion de pines segun lo que necesito
    IOpins(); // Configuracion pines entrada/salida

    /*
    Send char to say you are ready to transmit
    while(BusyUSART());
    TXREG = 0x72; // 'r' = 0x72
    */
    while(1) {
        if (RCIF == 1) {
            rx_command = RCREG; // Read The Received Data Buffer
            RCIF = 0; // Clear The Flag
        }
        if (rx_command == 0x73) { //wait 's' start
            n_mic = 0;
            selectMic(n_mic);
            __delay_ms(1);
            while(1) {
                // Start acquisition
                LATAbits.LATA5 = 1; // CS Pulse High
                __delay_us(2);
                unsigned char dummy;
                dummy = SSPBUF; // Clear BF
                LATAbits.LATA5 = 0; // CS Pulse Low
                // First byte
                SSPBUF = 0x00; // initiate bus cycle
                while ( !SSPSTATbits.BF ); // wait until cycle complete
                spi_in0 = SSPBUF; // Clear BF
                // Second byte
                SSPBUF = 0x00; // initiate bus cycle
                while ( !SSPSTATbits.BF ); // wait until cycle complete
                spi_in1 = SSPBUF; // Clear BF
                // Finish acquisition
                //LATAbits.LATA5 = 1; // CS Pulse High

                // Set first 2 bits to 0
                spi_in0 = spi_in0 & mask;
            }
        }
    }
}

```

```

    // Select Mic Multiplexer before sending data to let
    // ADC input stabilize while it waits next sample
    n_mic = n_mic+1;
    selectMic(n_mic);

    // Transmit to PC
    // 4 us per byte approx
    while(BusyUSART());
    TXREG = spi_in0;
    while(BusyUSART());
    TXREG = spi_in1;

    if(n_mic==5) {
        n_mic=0;
        selectMic(n_mic);
        if (RCIF == 1) {
            rx_command = RCREG; // Read The Received Data Buffer
            RCIF = 0;          // Clear The Flag
        }
        if(rx_command==0x70) break; // 0x70 = 'p' in ASCII
    }
}
}
}

void selectMic(int n_mic){
    /*
    A0 & A1: Multiplexer 1
    A2 & A3: Multiplexer 2
    Table
    A0/A1/A2/A3 / MIC OUT
    0/ 0/ 0/ 1 / 0 (HEART)(DIRECT)
    0/ 1/ 0/ 1 / 1 (INVERTED)
    1/ 0/ 0/ 1 / 2 (INVERTED)
    X/ X/ 0/ 0 / 3 (INVERTED)
    X/ X/ 1/ 1 / 4 (DIRECT)
    */
    switch(n_mic){

        case 1:    LATA = 0b00001010;
                  break;

        case 2:    LATA = 0b00001001;
                  break;

        case 3:    LATA = 0b00000000;
    }
}

```

```
        break;

    case 4:    LATA = 0b00001100;
              break;

    case 5:    LATA = 0b00001111;
              break;

    case 0:    LATA = 0b00001000;
              break;
    }
}
```

---





## Apéndice E

# Código Fuente de la interfaz de MATLAB

---

```

function varargout = DigiBreathGUInographs(varargin)
%   Author: Santiago Anzorena
%   Version: 1.0 | Date: 2019.09.20

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @DigiBreathGUInographs_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn', @DigiBreathGUInographs_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [] , ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before DigiBreathGUInographs is made visible.
function DigiBreathGUInographs_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
set(handles.figure1, 'Name', 'DigiBreath - Monitor');
handles.filename = 'DigiBreathData.txt';
portlist = seriallist();
if isempty(portlist)
    portlist = 'No ports found';
end
set(handles.portList, 'string', {portlist});
handles.output = hObject;
% Update handles structure

```

```

guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes DigiBreathGUIInographs wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = DigiBreathGUIInographs_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on selection change in portList.
function portList_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to portList (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = cellstr(get(hObject,'String')) returns portList contents as
% cell array
% contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from portList

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function portList_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to portList (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: listbox controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function history_box_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to history_box (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of history_box as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns contents of history_box as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.

```

```
function history_box_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to history_box (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Tx_send_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Tx_send (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function baudRateText_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to baudRateText (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of baudRateText as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns contents of baudRateText as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function baudRateText_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to baudRateText (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in btnSCANPORTS.
```

```

function btnSCANPORTS_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject   handle to btnSCANPORTS (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles   structure with handles and user data (see GUIDATA)
portlist = seriallist();
if isempty(portlist)
    portlist = 'No ports found';
end
set(handles.portList, 'string', {portlist});
fprintf('Scanning\n');

% --- Executes on button press in connectButton.
function connectButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
if strcmp(get(hObject, 'String'), 'Connect') % currently disconnected

    serPortn = get(handles.portList, 'Value');
    serList = get(handles.portList, 'String');
    serPort = serList{serPortn};
    baudRateIDX = get(handles.baudRateText, 'Value');
    baudRateList = get(handles.baudRateText, 'String');
    baudRate = baudRateList(baudRateIDX);
    baudRate = str2double(cell2mat(baudRate));
    serConn = serial(serPort, 'TimeOut', 3, ...
        'BaudRate', baudRate);
    serConn.InputBufferSize = 20000; %Default 512 bytes
    serConn.ByteOrder = 'bigEndian';
    handles.numBytes = 5000; %12.000-2000/5/2 = 1.000 samples por canal x read.
    %handles.numBytes = 10;
    fprintf(['Connecting to port ' serPort '\n']);
    set(handles.text_portStatus, 'String', 'Connecting');
    try
        handles.file = fopen(handles.filename, 'w+');
        fopen(serConn);
        handles.serConn = serConn;

        % enable Tx text field and Rx button
        set(handles.Tx_send, 'Enable', 'On');
        set(handles.rxButton, 'Enable', 'On');
        set(handles.stopButton, 'Enable', 'Off');
        set(handles.plotButton, 'Enable', 'Off');
        set(hObject, 'String', 'Disconnect');
        set(handles.text_portStatus, 'String', 'Connected');
        set(handles.text_dataStatus, 'String', 'Idle');
        fprintf(['Connected to port ' serPort '\n']);
        handles.timer = timer('Name', 'MyTimer', ...
            'Period', 0.05, ...
            'StartDelay', 0, ...
            'TasksToExecute', inf, ...

```

```

        'ExecutionMode','fixedSpacing', ...
        'TimerFcn',{@myTimerCallback,handles});

    guidata(hObject,handles);

catch e
    fprintf(['Could not connect to port ' serPort '\n']);
    set(handles.text_portStatus, 'String','Failed');
    errorDlg(e.message);
end
else
    stop(handles.timer);
    handles.serConn.BytesAvailable
    set(handles.Tx_send, 'Enable', 'Off');
    set(handles.rxButton, 'Enable', 'Off');
    set(handles.stopButton, 'Enable', 'Off');
    set(handles.plotButton, 'Enable', 'On');
    set(handles.text_dataStatus, 'String','Disconnected');
    set(handles.text_portStatus, 'String','Disconnected');
    set(hObject, 'String','Connect')
    fclose(handles.serConn);
    fclose(handles.file);
    fprintf('Disconnected\n');

end
guidata(hObject, handles);

% --- Executes on button press in rxButton.
function rxButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
start(handles.timer);
set(handles.text_dataStatus, 'String','Receiving');
set(handles.rxButton, 'Enable', 'Off');
set(handles.stopButton, 'Enable', 'On');
fprintf(handles.serConn, 's');

% --- Executes on button press in stopButton.
function stopButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to stopButton (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
fprintf(handles.serConn, 'p');
stop(handles.timer);
set(handles.text_dataStatus, 'String','Stopped');
set(handles.rxButton, 'Enable', 'On');
set(handles.stopButton, 'Enable', 'Off');

% --- Executes on timer Callback.
function myTimerCallback(hObject, eventdata, handles)

```

```

try
    if handles.serConn.BytesAvailable>=handles.numBytes
        rxRaw = uint16(fread(handles.serConn, handles.numBytes, 'uint16')); % Reads
            InputBufferSize bytes

        %currList = get(handles.history_box, 'String');
        %disp(class(currList))
        if length(rxRaw) < 1
            set(handles.history_box, 'String', 'No data');
        else
            set(handles.history_box, 'String', 'DataIN');
            fprintf(handles.file, '%u\n', rxRaw);
            % if isequal(class(currList), 'cell')
            %     set(handles.history_box, 'String', [rxRaw]);
            % else
            %     set(handles.history_box, 'String', [currList rxRaw]);
            % end
        end
    end
    %set(handles.history_box, 'Value', length(currList) + 1 );
catch e
    disp(e)
end

% --- Executes on button press in plotButton.
function plotButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to plotButton (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

set(handles.text_dataStatus, 'String', 'Plotting');

% Read Data
file = fopen(handles.filename, 'r');
rawdata = textscan(file, '%u16', 'Delimiter', '\n', 'Whitespace', '');

% Data parsing
rawdata = cell2mat(rawdata);
datashifted = bitshift(rawdata, 1);
data = typecast(datashifted, 'int16');
sz = size(data);
FS = 11000;
samples = reshape(data, 5, sz(1)/5);
time = 0:(1/FS):(sz(1)/(5*FS)-1/(5*FS));
% samples = reshape(data, 1, sz(1)/1);
% time = 0:(1/FS):(sz(1)/FS-1/FS);
amplitude = double(samples)*5/32768;

```

```

% Graficar los 5 canales
if
    get(handles.checkbox1,'Value')|get(handles.checkbox2,'Value')|get(handles.checkbox3,'Value')|g
figure(1)
set(gcf, 'Name', 'DigiBreath - Data Plots');
set(gcf, 'NumberTitle', 'off');
nfigs =
    get(handles.checkbox1,'Value')+get(handles.checkbox2,'Value')+get(handles.checkbox3,'Value
wfig = [get(handles.checkbox1,'Value') get(handles.checkbox2,'Value')
    get(handles.checkbox3,'Value') get(handles.checkbox4,'Value')
    get(handles.checkbox5,'Value')];
cnt = 1;
for i = 1:5
    if wfig(i)
        subplot(nfigs,1,cnt);
        plot(time,amplitude(i,:));
        xlabel('Time (s)');
        ylabel('Amplitude (V)');
        if i == 1
            title('Heart Microphone');
        else
            title(['Lung Microphone ' num2str(i-1)])
        end
        cnt = cnt + 1;
    end
end
end
drawnow;
fclose(file);

% --- Executes when user attempts to close figure1.
function figure1_CloseRequestFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to figure1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
fprintf('Closing\n');
if isfield(handles,'timer')
    stop(handles.timer);
end
if isfield(handles, 'serConn')
    fclose(handles.serConn);
end
% Hint: delete(hObject) closes the figure
delete(hObject);

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function debug_box_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to debug_box (see GCBO)

```

```
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: listbox controls usually have a white background on Windows.
%     See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
    get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```

---



# Bibliografía

- [1] C.D. Dip, F. Lomello, D.S. Comas, G. Tusman y G.J. Meschino. «Acquisition of biomedical signals using microphones of MEMS technology». En: *Revista Argentina de Bioingeniería* 22.1 (2018), págs. 13-18.
- [2] F. Pancaldi, M. Sebastiani, G. Cassone, F. Luppi, S. Cerri, G. Della Casa y A. Manfredi. «Analysis of pulmonary sounds for the diagnosis of interstitial lung diseases secondary to rheumatoid arthritis». En: *Computers in Biology and Medicine* 96 (2018), págs. 91-97.
- [3] B.H. Brown, R.H. Smallwood, D.C. Barber, P.V. Lawford y D.R. Hose. *Medical physics and biomedical engineering*. CRC Press, 1998.
- [4] J. Surós Batlló y A. Surós Batlló. *Semiología médica y técnica exploratoria*. Elsevier España, 2001.
- [5] G.J. Tortora. *Principios de anatomía y fisiología*. Oxford University Press Mexico S.A. de C.V., 1993.
- [6] E.N. Marieb. *Anatomía y fisiología humana*. Grupo Anaya Publicaciones Generales, 2008.
- [7] I. Sánchez D. «Aplicaciones clínicas del estudio objetivo de los ruidos respiratorios en pediatría». En: *Revista chilena de pediatría* 74.3 (2003), págs. 259-268.
- [8] S. Kraman. «The forced expiratory wheeze. Its site of origin and possible association with lung compliance». En: *Respiration; international review of thoracic diseases* 44.3 (1983), págs. 189-196.
- [9] R.T. Hyacinthe Laennec. «De L'Auscultation Médiante; ou Traité du Diagnostic des Maladies des Poumons et du Cœur, fondé principalement sur ce Nouveau Moyen d'Exploration». En: *Edinburgh medical and surgical journal* 18.72 (1822), págs. 447-474.
- [10] C.D. Quiroz Rico, C. Ravell Ortíz, G. Parra Acevedo y F.K. Velázquez Solano. «Diseño y construcción de un estetoscopio electrónico de bajo costo para la auscultación cardíaca y pulmonar». En: *Memorias del Concurso Lasallista de Investigación, Desarrollo e innovación* 5.2 (2018).
- [11] D.W. Cugell. «Lung Sound Nomenclature». En: *American Review of Respiratory Disease* 136.4 (1987).
- [12] I. Sánchez D. *Atlas de Ruidos Respiratorios*. URL: <https://medicina.uc.cl/publicacion/atlas-de-ruidos-respiratorios/> (visitado 23-10-2019).
- [13] M.J. Turner, V.A. Davies, T.J. De Ravel, A.D. Rothberg e I.M. MacLeod. «Bandwidths of respiratory gas flow and pressure waveforms in mechanically ventilated infants». En: *Physiol. Meas.* 14.4 (1993), págs. 419-431.

- [14] J. Lewis. *Understanding Microphone Sensitivity*. 2012. URL: <https://www.analog.com/en/analog-dialogue/articles/understanding-microphone-sensitivity.html?doc=an-1328.pdf> (visitado 16-11-2018).
- [15] Jim Karki. *Analysis of fully differential amplifiers*. URL: <http://www.ti.com/lit/an/slyt157/slyt157.pdf> (visitado 23-10-2019).

| Fecha prevista | Fecha ejecución | Responsable       | Tipo de prueba | Nombre de prueba | Datos de prueba  | Paso a paso   | Resultado esperado  | Resultado obtenido  | Comentarios |
|----------------|-----------------|-------------------|----------------|------------------|--|---|---|---|-------------|
| 31/07/2018     | 15/11/2018      | Santiago Anzorena | Unitaria       | Amplificación    | - Fuente de alimentación en 9 V;<br>- Circuito de amplificación y filtrado;<br>- Osciloscopio;<br>- Generador de señales.  | 1) Alimentar el circuito de amplificación y filtrado;<br>2) Generar una señal senoidal entre las frecuencias de 100 Hz y 2000 Hz con el generador de señales;<br>3) Conectar esa señal generada a la entrada del circuito;<br>4) Conectar un canal del osciloscopio en la entrada del circuito y otro canal en la salida del mismo;<br>5) Comparar señales en el osciloscopio.  | Se deberá visualizar, en el osciloscopio, la misma forma de onda con la que se ingresa al circuito en ambos canales, pero con una mayor amplitud en el canal donde se encuentra la salida.                              | Señal de salida amplificada aproximadamente 34 dB.  | -           |
| 01/08/2018     | 02/09/2019      | Santiago Anzorena | Unitaria       | Filtrado         | - Fuente de alimentación en 9 V;<br>- Circuito de amplificación y filtrado;<br>- Osciloscopio;<br>- Generador de señales.  | 1) Alimentar el circuito de amplificación y filtrado;<br>2) Generar una señal senoidal por debajo de 100 Hz y luego por encima de 2000 Hz con el generador de señales;<br>3) Conectar esa señal generada a la entrada del circuito;<br>4) Conectar un canal del osciloscopio en la entrada del circuito y otro canal en la salida del mismo;<br>5) Comparar el primer caso en el osciloscopio;<br>6) Comparar el segundo caso en el osciloscopio. | En ambos casos se deberá visualizar en el osciloscopio cómo y cuánto se reduce la amplitud de la señal en la salida del circuito.   | Se verificó la atenuación de la señal por fuera del rango de frecuencias útiles.  | -           |
| 04/08/2018     | 02/09/2019      | Santiago Anzorena | Integral       | A+F              | - Fuente de alimentación en 9 V;<br>- Osciloscopio;<br>- Generador de señales;<br>- Circuito de amplificación y filtrado;<br>- Conexión entre un micrófono y el circuito de amplificación y filtrado;<br>- Documentación (detalle: lugares donde posicionar los micrófonos). | 1) Alimentar el dispositivo;<br>2) Posicionar micrófono sobre la piel del sujeto de prueba en los 5 lugares indicados;<br>3) Medir señal en la salida del micrófono;<br>4) Medir señal en la salida del circuito de amplificación y filtrado;<br>5) Comparar señales en el osciloscopio.  | Se deberá verificar que se cumplan las dos etapas anteriores, es decir, que las frecuencias que se encuentren entre 100 Hz y 2000 Hz se amplifiquen, mientras que las que se encuentren fuera de este rango se atenúen. | Frecuencia de corte inferior y superior de 28 Hz y 420 Hz para sonidos cardíacos.<br>Frecuencia de corte inferior y superior de 125 Hz y 1,4 kHz para sonidos pulmonares. | -           |
| 01/09/2018     | 06/09/2019      | Santiago Anzorena | Unitaria       | Digitalización   | - Fuente de alimentación en 9 V;<br>- Computadora;<br>- Código del microcontrolador;<br>- Generador de señales;<br>- Conexión entre microcontrolador y computadora.  | 1) Alimentar el dispositivo;<br>2) Generar una señal senoidal dentro del ancho de banda de funcionamiento (AB = 100-2kHz) con el generador de señales;<br>3) Conectar esa señal a la entrada del conversor analógico digital;<br>4) Conectar el microcontrolador a la computadora;<br>5) Cargado el código en el microcontrolador, verificar resultados.  | Se deberán visualizar los valores con los que ingresa la señal analógica al microcontrolador, siendo estos registrados en la memoria.   | Se verificó el funcionamiento de la recepción de datos del microcontrolador.  | -           |

|                         |                         |                   |          |                         |   |  |  |   |  |
|-------------------------|-------------------------|-------------------|----------|-------------------------|---|--|--|---|--|
| 03/09/2018              | 18/09/2019              | Santiago Anzorena | Integral | <b>A+F+D</b>            | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Fuente de alimentación en 9 V;</li> <li>- Conexión entre un micrófono y las etapas posteriores;</li> <li>- Computadora;</li> <li>- Código del microcontrolador;</li> <li>- Generador de señales;</li> <li>- Conexión entre microcontrolador y computadora;</li> <li>- Documentación (detalle: lugares donde posicionar los micrófonos).</li> </ul> | <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Alimentar el dispositivo;</li> <li>2) Posicionar micrófono sobre la piel del sujeto de prueba en alguno de los 5 lugares indicados;</li> <li>3) Conectar los micrófonos a la siguiente etapa;</li> <li>4) Conectar el microcontrolador a la computadora;</li> <li>5) Cargado el código en el microcontrolador, verificar resultados.</li> </ol>  | Se deberá verificar que se obtienen resultados aproximados a los obtenidos en la prueba de digitalización, para corroborar el correcto funcionamiento de las etapas en conjunto.                     | Se verificó la multiplexación de los canales en el canal de entrada del ADC, así como la recepción de datos en el microcontrolador. | -  |
| 01/10/2018              | 06/09/2019              | Santiago Anzorena | Unitaria | <b>Transmisión</b>      | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Fuente de alimentación en 9 V;</li> <li>- Computadora;</li> <li>- Código del microcontrolador;</li> <li>- Generador de señales;</li> <li>- Conexión entre microcontrolador y computadora.</li> </ul>   | <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Alimentar el dispositivo;</li> <li>2) Generar una señal senoidal dentro del ancho de banda de funcionamiento (AB = 100-2kHz) con el generador de señales;</li> <li>3) Conectar esa señal a la entrada del conversor analógico digital;</li> <li>4) Conectar el microcontrolador a la computadora;</li> <li>5) Cargado el código en el microcontrolador, verificar resultados.</li> </ol> | Se deberá verificar que existe un intercambio de datos entre el microcontrolador y la computadora.   | Se verificó la transmisión de datos desde el microcontrolador y la recepción en una computadora.                                    | Se invirtieron los canales de transmisión y recepción de la USART. |
| 01/10/2018              | 31/10/2019              | Santiago Anzorena | Unitaria | <b>Almacenamiento</b>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Fuente de alimentación en 9 V;</li> <li>- Computadora;</li> <li>- Código del microcontrolador;</li> <li>- Generador de señales;</li> <li>- Conexión entre microcontrolador y computadora.</li> </ul>   | <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Alimentar el dispositivo;</li> <li>2) Generar una señal senoidal dentro del ancho de banda de funcionamiento (AB = 100-2kHz) con el generador de señales;</li> <li>3) Conectar esa señal a la entrada del conversor analógico digital;</li> <li>4) Conectar el microcontrolador a la computadora;</li> <li>5) Cargado el código en el microcontrolador, verificar resultados.</li> </ol> | Similar al proceso de digitalización, una vez se guardan los datos en el microcontrolador, el siguiente paso es transmitirlos hacia la computadora y verificar que éstos se registren correctamente. | Se verificó la grabación de datos en la computadora.  | -  |
| 04/10/2018              | -                       | Santiago Anzorena | Integral | <b>Revisión General</b> | - Todas los datos de etapas anteriores (considerar redundancias).   | Esta prueba está destinada a probar etapas en conjunto, no necesariamente una específica, por lo tanto los pasos a tomar en cuenta son iguales a los que se deberían llevar a cabo para realizar la prueba de la etapa que quiere probarse.  | Lo que se espera de esta prueba es similar a los obtenido previamente, con la diferencia de que se buscan resultados que refuercen la robustez del funcionamiento del sistema.                       | -   | -  |
| 04/10/2018 – 12/11/2018 | 18/09/2019 – 01/11/2019 | Santiago Anzorena | Integral | <b>Adquisición</b>      | - Mismos que <b>A+F+D</b> .   | <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Alimentar el dispositivo;</li> <li>2) Posicionar micrófono sobre la piel del sujeto de prueba en alguno de los 5 lugares indicados;</li> <li>3) Conectar los micrófonos a la siguiente etapa;</li> <li>4) Conectar el microcontrolador a la computadora;</li> <li>5) Cargado el código en el microcontrolador, verificar resultados.</li> </ol>  | Similar a las pruebas de Transmisión y Almacenamiento, en este caso se realizan a partir de los datos obtenidos directamente desde los micrófonos.   | Se adquirieron señales hasta lograr la recepción correcta de datos en la computadora.   | -  |

|                            |                            |                   |          |                                 |  |  |  |  |   |
|----------------------------|----------------------------|-------------------|----------|---------------------------------|--|--|--|--|---|
| 20/11/2018                 | 01/11/2019 –<br>08/11/2019 | Santiago Anzorena | Unitaria | <b>Procesamiento de Señales</b> | - Fuente de alimentación en 9 V;<br>- Computadora;<br>- Código del microcontrolador;<br>- Generador de señales;<br>- Software en la computadora;<br>- Conexión entre microcontrolador y computadora. | 1) Alimentar el dispositivo;<br>2) Generar una señal senoidal dentro del ancho de banda de funcionamiento (AB = 100-2kHz) con el generador de señales;<br>3) Conectar esa señal a la entrada del conversor analógico digital;<br>4) Conectar el microcontrolador a la computadora;<br>5) Cargado el código en el microcontrolador, verificar resultados. | Similar al proceso de digitalización, una vez se guardan los datos en la computadora se deberá verificar que se pueden realizar procesamiento de los datos registrados mediante el software en la computadora. | Se procesaron los datos grabados en la computadora para visualizarlos y escucharlos.   | - |
| 01/12/2018                 | -                          | Santiago Anzorena | Integral | <b>Segunda Revisión General</b> | - Mismos que <b>Revisión General</b>   | Mismos que <b>Revisión General</b> .   | Mismos que <b>Revisión General</b> , con la diferencia de que se estará probando el sistema completo.  | -  | - |
| 01/12/2018 -<br>31/12/2018 | 08/11/2019 -<br>20/11/2019 | Santiago Anzorena | Integral | <b>Período de prueba</b>        | - Datos de prueba de todas las etapas  | Mismos que <b>Segunda Revisión General</b> , con el agregado de la posible modificación de los pasos en etapas previas con el fin de probar exhaustivamente el sistema completo.   | Mismos que <b>Segunda Revisión General</b> .   | Se corrigieron los últimos errores y se agregaron algunas funcionalidades secundarias. | - |

---

---

## **Especificación de requerimientos**

**Proyecto: Sistema de medición y  
digitalización de sonidos  
respiratorios en neonatos**

---

---

Documento validado por las partes en fecha:

| Por la comunidad | Por la universidad |
|------------------|--------------------|
|                  |                    |

# Contenido

|  |          |
|--|----------|
| <b>CONTENIDO</b>                           | <b>2</b> |
| <b>1 INTRODUCCIÓN</b>                      | <b>3</b> |
| 1.1 Propósito                              | 3        |
| 1.2 Alcance                                | 3        |
| 1.3 Personal involucrado                   | 3        |
| 1.4 Definiciones, acrónimos y abreviaturas | 4        |
| 1.5 Referencias                            | 4        |
| 1.6 Resumen                                | 4        |
| <b>2 DESCRIPCIÓN GENERAL</b>               | <b>4</b> |
| 2.1 Perspectiva del producto               | 4        |
| 2.2 Funcionalidad del producto             | 4        |
| 2.3 Características de los usuarios        | 5        |
| 2.4 Restricciones                          | 5        |
| 2.5 Suposiciones y dependencias            | 6        |
| <b>3 REQUISITOS ESPECÍFICOS</b>            | <b>6</b> |
| 3.1 Requisitos comunes de las interfaces   | 7        |
| 3.1.1 Interfaces de usuario                | 7        |
| 3.1.2 Interfaces de hardware               | 8        |
| <b>4 APÉNDICE</b>                          | <b>9</b> |
| 4.1 Cronograma                             | 9        |
| 4.1 Diagrama de Gantt                      | 10       |

# 1 Introducción

Este documento es una Especificación de Requerimientos (SRS) para el Sistema de medición y digitalización de sonidos respiratorios. Esta especificación se ha estructurado basándose en las directrices dadas por el estándar IEEE 830, 1998.

## 1.1 Propósito

El presente documento tiene como propósito definir las especificaciones funcionales y no funcionales para el desarrollo de un sistema de medición y digitalización que permitirá la audición a través de micrófonos y al mismo tiempo el almacenamiento de sonidos respiratorios de bebés prematuros en forma digital.

Este documento está dirigido a todos los involucrados en el desarrollo del proyecto, sirviendo como apoyo para dejar en claro los requerimientos funcionales, no funcionales y las diferentes condiciones que regirán el proyecto en todas las etapas de su desarrollo. Esta especificación permite definir un marco de trabajo para la realización del sistema propuesto.

## 1.2 Alcance

En este documento se definen los requerimientos no funcionales del sistema, como confiabilidad, desempeño, seguridad, entre otros, al igual que los requerimientos funcionales del mismo, necesarios para los usuarios propuestos.

## 1.3 Personal involucrado

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| <b>Nombre</b>                  | Santiago Anzorena  |
| <b>Rol</b>                     | Analista, diseñador y programador                              |
| <b>Categoría Profesional</b>   | Ingeniería Electrónica   |
| <b>Responsabilidad</b>         | Análisis de información, diseño y programación del dispositivo |
| <b>Información de contacto</b> | sgoanzorena@hotmail.com  |

|                                |                                      |
|--------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Nombre</b>                  | Diego Comas                          |
| <b>Rol</b>                     | Director                             |
| <b>Categoría Profesional</b>   | Ingeniería Electrónica               |
| <b>Responsabilidad</b>         | Dirección y supervisión del proyecto |
| <b>Información de contacto</b> | diegoscomas@gmail.com                |

|                                |                                      |
|--------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Nombre</b>                  | Marcelo Guzmán                       |
| <b>Rol</b>                     | Codirector                           |
| <b>Categoría Profesional</b>   | Ingeniería Electrónica               |
| <b>Responsabilidad</b>         | Dirección y supervisión del proyecto |
| <b>Información de contacto</b> | marcelo.guzman@fi.mdp.edu.ar         |

|                                |                            |
|--------------------------------|----------------------------|
| <b>Nombre</b>                  | Gustavo Meschino           |
| <b>Rol</b>                     | Consultor                  |
| <b>Categoría Profesional</b>   | Ingeniería Electrónica     |
| <b>Responsabilidad</b>         | Orientación                |
| <b>Información de contacto</b> | gustavo.meschino@gmail.com |



## 1.4 Definiciones, acrónimos y abreviaturas

| <b>Nombre</b>   | <b>Descripción</b>                                |
|-----------------|---|
| <b>Usuario</b>  | Persona que usará el dispositivo                  |
| <b>Paciente</b> | Bebés prematuros a los que se mide su respiración |
| <b>DB</b>       | DigiBreath  |
| <b>ERS</b>      | Especificación de Requisitos Software             |
| <b>RF</b>       | Requerimiento Funcional                           |
| <b>RNF</b>      | Requerimiento No Funcional                        |
| <b>MEMS</b>     | Sistemas Micro electromecánicos                   |

## 1.5 Referencias

| <b>Título del Documento</b> | <b>Referencia</b> |
|-----------------------------|-------------------|
| Standard IEEE 830 - 1998    | IEEE              |

## 1.6 Resumen

Este documento consta de tres secciones. En la primera sección se realiza una introducción al mismo y se proporciona una visión general de la especificación de recursos del sistema.

En la segunda sección del documento se realiza una descripción general del sistema, con el fin de conocer las principales funciones que éste debe realizar, los datos asociados y los factores, restricciones, supuestos y dependencias que afectan al desarrollo, sin entrar en excesivos detalles.

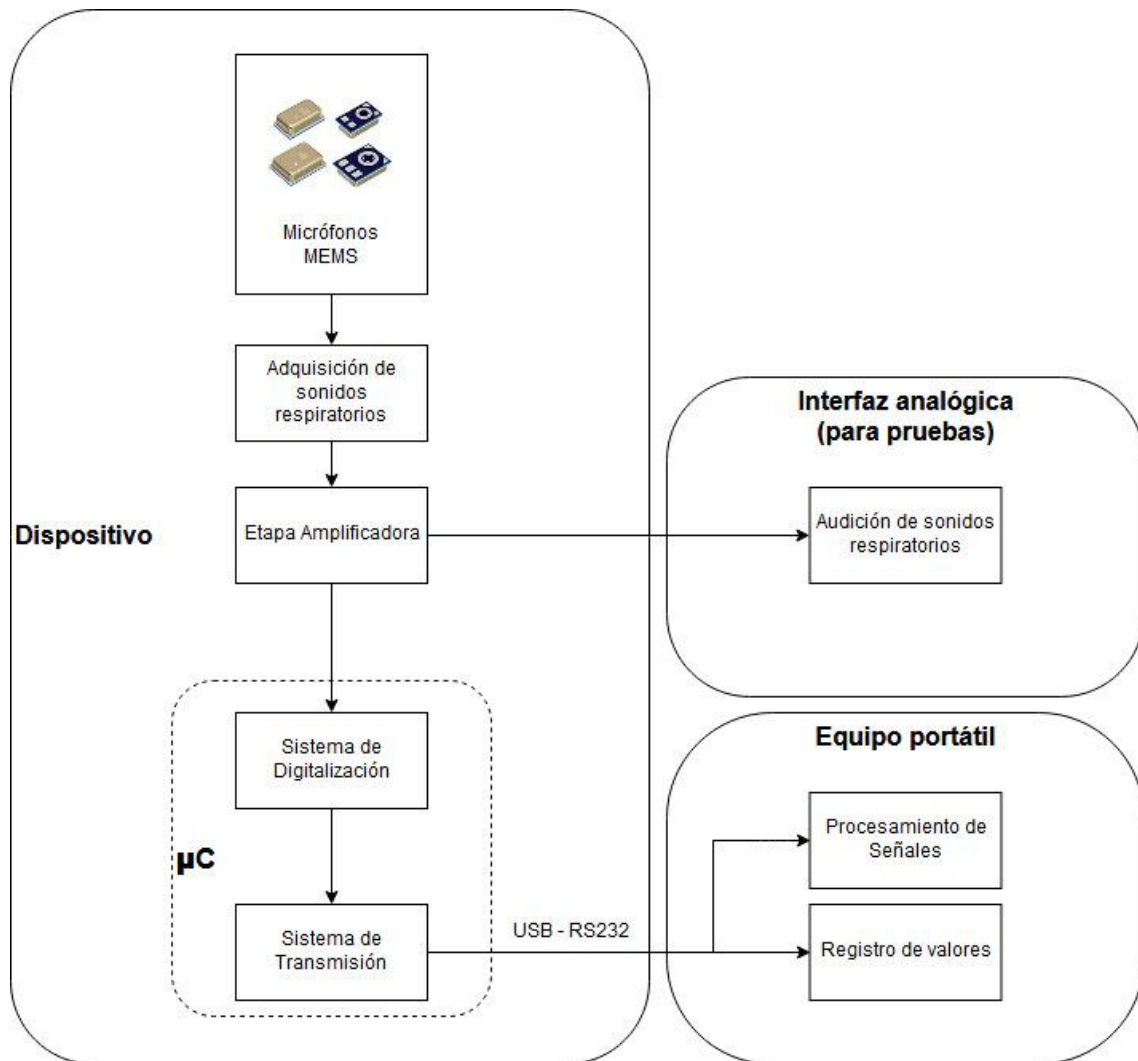
Por último, la tercera sección del documento es aquella en la que se definen detalladamente los requisitos que debe satisfacer el sistema.

# 2 Descripción general

## 2.1 Perspectiva del producto

El sistema DB será un producto diseñado para trabajar en unidades de cuidados intensivos neonatales (UCIN), lo cual debe permitir su utilización de forma eficaz y segura, y al mismo tiempo debe ser capaz de ser esterilizado por productos químicos.

## 2.2 Funcionalidad del producto



## 2.3 Características de los usuarios

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>Tipo de usuario</b> | Médico  |
| <b>Formación</b>       | Medicina  |
| <b>Actividades</b>     | Utilización del dispositivo<br>Educar a los estudiantes |

|                        |                                     |
|------------------------|-------------------------------------|
| <b>Tipo de usuario</b> | Estudiante de Medicina              |
| <b>Formación</b>       | Bachiller                           |
| <b>Actividades</b>     | Audición de los sonidos registrados |

## 2.4 Restricciones

- Uso de 5 micrófonos MEMS
- Los micrófonos deben poder fijarse en posiciones específicas
- El sistema deberá almacenar los sonidos de forma digital
- Los sonidos deben ser fuertes y claros
- Los ruidos externos deben estar reducidos
- El sistema deberá poder funcionar a batería
- El dispositivo debe poder ser esterilizado por productos químicos
- Deben garantizarse la seguridad eléctrica e higiénica de los pacientes

## 2.5 Suposiciones y dependencias

- Se asume que los requisitos aquí descritos son estables
- El dispositivo debe cumplir los requisitos antes indicados para garantizar una ejecución segura y correcta del misma

## 3 Requisitos específicos

### Requerimientos Funcionales

|   |   |
|---|---|
| <b>Identificación del requerimiento:</b>    | RF01  |
| <b>Nombre del Requerimiento:</b>            | Medición de sonidos respiratorios   |
| <b>Características:</b>                     | Los sonidos adquiridos con los micrófonos deben presentar un volumen y claridad aceptables por el usuario   |
| <b>Descripción del requerimiento:</b>       | El médico que utilice el dispositivo debe ser capaz de escuchar los sonidos respiratorios del paciente evitando que ruidos externos los afecten, siendo así capaz de reconocer fielmente si existiese un problema como si estuviese utilizando la herramienta clásica de medición (estetoscopio). |
| <b>Requerimiento NO funcional:</b>          | <ul style="list-style-type: none"> <li>• RNF01</li> <li>• RNF03</li> </ul>  |
| <b>Prioridad del requerimiento:</b><br>Alta |   |

|   |   |
|---|---|
| <b>Identificación del requerimiento:</b>    | RF02  |
| <b>Nombre del Requerimiento:</b>            | Almacenamiento de datos   |
| <b>Características:</b>                     | Los sonidos deben poder registrarse de forma digital.   |
| <b>Descripción del requerimiento:</b>       | Las mediciones que se realizan se registrarán de forma digital mediante el dispositivo para poder ser escuchados por el o los usuarios. |
| <b>Requerimiento NO funcional:</b>          | <ul style="list-style-type: none"> <li>• RNF01</li> </ul>   |
| <b>Prioridad del requerimiento:</b><br>Alta |   |

|   |  |
|---|--|
| <b>Identificación del requerimiento:</b>    | RF03   |
| <b>Nombre del Requerimiento:</b>            | Fuente de energía  |
| <b>Características:</b>                     | El sistema debe funcionar con batería  |
| <b>Descripción del requerimiento:</b>       | El dispositivo debe ser capaz de utilizarse con baterías para entregarle energía al sistema. |
| <b>Requerimiento NO funcional:</b>          | <ul style="list-style-type: none"> <li>• RNF02</li> <li>• RNF04</li> </ul>                   |
| <b>Prioridad del requerimiento:</b><br>Alta |  |

**Requerimientos No Funcionales.**

|   |   |
|---|---|
| <b>Identificación del requerimiento:</b>    | RNF01   |
| <b>Nombre del Requerimiento:</b>            | Desempeño   |
| <b>Características:</b>                     | El sistema garantizará un desempeño en cuanto a los datos que se almacenan.   |
| <b>Descripción del requerimiento:</b>       | Desde la medición de los sonidos respiratorios hasta el registro de esta información, el sistema deberá asegurar el desempeño correcto para que esté garantizada la confiabilidad de los datos guardados. |
| <b>Prioridad del requerimiento:</b><br>Alta |   |

|   |  |
|---|--|
| <b>Identificación del requerimiento:</b>    | RNF02  |
| <b>Nombre del Requerimiento:</b>            | Confiabilidad continua del sistema.  |
| <b>Características:</b>                     | El sistema tendrá que estar en funcionamiento por lo menos durante 4 horas continuas.                |
| <b>Descripción del requerimiento:</b>       | La duración es una aproximación de cuánto tiempo se utilizará el dispositivo en condiciones óptimas. |
| <b>Prioridad del requerimiento:</b><br>Alta |  |

|   |   |
|---|---|
| <b>Identificación del requerimiento:</b>    | RNF03   |
| <b>Nombre del Requerimiento:</b>            | Fijación de micrófonos  |
| <b>Características:</b>                     | Los micrófonos deben asegurarse en una posición fija.   |
| <b>Descripción del requerimiento:</b>       | Los micrófonos deben estar fijos en posiciones específicas (determinadas por el médico) para poder realizar la medición de forma correcta sin perturbaciones. El material utilizado debe poder ajustarse para distintos tamaños de pacientes (banda elástica) |
| <b>Prioridad del requerimiento:</b><br>Alta |   |

|   |  |
|---|--|
| <b>Identificación del requerimiento:</b>    | RNF04  |
| <b>Nombre del Requerimiento:</b>            | Seguridad  |
| <b>Características:</b>                     | El dispositivo deberá garantizar a los pacientes una seguridad tanto eléctrica como higiénica  |
| <b>Descripción del requerimiento:</b>       | En cuanto a higiene, el dispositivo debe poder ser esterilizado con productos químicos aplicados con un paño.<br>En cuanto a la electricidad, el dispositivo debe asegurar que el paciente no recibirá descargas y que estará aislado correctamente de la corriente. |
| <b>Prioridad del requerimiento:</b><br>Alta |  |

**3.1 Requisitos comunes de las interfaces****3.1.1 Interfaces de usuario**

La interfaz con el usuario consistirá en un área donde se podrá visualizar la información del archivo de sonido y será posible su reproducción. Ésta deberá ser construida específicamente para el sistema propuesto.

### **3.1.2 Interfaces de hardware**

Será necesario disponer de por lo menos un equipo con puertos USB para poder guardar la información y consultarla.

## 4 Apéndice

### 4.1 Cronograma

| ACTIVIDAD   | Junio | Julio | Agosto | Septiembre | Octubre | Noviembre | Diciembre | Enero | Febrero | Marzo |
|---|-------|-------|--------|------------|---------|-----------|-----------|-------|---------|-------|
| Primeras investigaciones - Factibilidad               |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Presentación informal del Proyecto a la Cátedra       |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Estudio de los micrófonos MEMS                        |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Desarrollo de amplificadores                          |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Compra de micrófonos                                  |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Desarrollo de sistema de digitalización               |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Desarrollo de sistema de transmisión                  |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Pruebas de adquisición                                |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Procesamiento de señales / Conclusiones con el médico |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Presentación a la cátedra de Proyecto Final           |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Escritura del informe                                 |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Corrección del informe                                |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |
| Presentación oral                                     |       |       |        |            |         |           |           |       |         |       |

### 4.1 Diagrama de Gantt

