

TESIS DEFENDIDA POR

José Irak Quezada Holguín

Y APROBADA POR EL SIGUIENTE COMITÉ

Dr. Luis Alejandro Márquez Martínez

Director del Comité

Dr. Enrique Mitrani Abenchuchan

Miembro del Comité

M.C. Ricardo Francisco Núñez Pérez

Miembro del Comité

Dr. Joaquín Álvarez Gallegos

Miembro del Comité

Dr. Helmut Maske Rubach

Miembro del Comité

Dr. Roberto Conte Galván

*Coordinador del programa de
posgrado en Electrónica y Telecomunicaciones*

Dr. David Hilario Covarrubias Rosales

Director de Estudios de Posgrado

11 de agosto de 2011

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA Y DE
EDUCACIÓN SUPERIOR DE ENSENADA**



**PROGRAMA DE POSGRADO EN CIENCIAS
EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

**DESARROLLO DE UN INSTRUMENTO PARA LA ADQUISICIÓN Y
PRE-PROCESAMIENTO DE SEÑALES RESPIRATORIAS**

TESIS

que para cubrir parcialmente los requisitos necesarios para obtener el grado de

MAESTRO EN CIENCIAS

Presenta:

JOSÉ IRAK QUEZADA HOLGUÍN

Ensenada, Baja California, México, Agosto de 2011

RESUMEN de la tesis de **JOSÉ IRAK QUEZADA HOLGUÍN**, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN CIENCIAS en ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES con orientación en INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL. Ensenada, Baja California, Agosto de 2011.

DESARROLLO DE UN INSTRUMENTO PARA LA ADQUISICIÓN Y PRE-PROCESAMIENTO DE SEÑALES RESPIRATORIAS

Resumen aprobado por:

Dr. Luis Alejandro Márquez Martínez

Director de Tesis

En esta tesis se describe la realización de un instrumento que sirve como herramienta para el estudio e investigación de señales respiratorias sanas y adventicias. El instrumento se constituye principalmente de electrónica digital, haciendo uso del procesamiento digital de señales (PDS), y se administra por medio de un microcontrolador y una computadora. Dentro del procesamiento se utilizan filtros digitales de respuesta finita para eliminar frecuencias no deseadas en las señales. El funcionamiento principal del instrumento es adquirir las señales respiratorias, filtrarlas en un alcance de frecuencia útil de 200Hz a 2kHz ó 200Hz a 4kHz y guardar los datos procesados en una computadora a través de un ducto USB. Se compara el instrumento con un estetoscopio comercial de marca bajo una serie de pruebas de laboratorio, obteniendo un desempeño satisfactorio, además de cumplir con los requerimientos mínimos de seguridad.

Palabras Clave: señales respiratorias, filtro de respuesta finita al impulso, alcance de frecuencia, sistema de adquisición, ducto USB.

ABSTRACT of the thesis presented by **JOSÉ IRAK QUEZADA HOLGUÍN**, in partial fulfillment of the requirements of the degree of MASTER OF SCIENCE in ELECTRONICS AND TELECOMMUNICATIONS with orientation in INSTRUMENTATION AND CONTROL. Ensenada, Baja California, August 2011.

DEVELOPMENT OF ACQUISITION AND PRE-PROCESSING OF RESPIRATORY SOUNDS INSTRUMENT

This thesis describes the development of an instrument that serves as a tool for the study and investigation of sound and adventitious respiratory signals. The instrument is mainly digital electronics, using digital signal processing (DSP) and is administered by a microcontroller and a computer. Finite impulse response filters are used to eliminate unwanted frequencies in the signals. The instrument's principal function is to acquire the respiratory signals, filtered in an useful frequency range of 200Hz to 2kHz or 200Hz to 4kHz and save the processed data into a computer through a USB pipeline. The instrument is compared with a stethoscope trade mark in a series of laboratory tests, obtaining a satisfactory performance, in addition to comply with minimum safety requirements.

Keywords: respiratory signs, finite impulse response filter, frequency range, acquisition system, USB pipeline.

*A Dios, a mi familia y
amigos...*

Agradecimientos

A mis padres Rosa Isela y José María, a mi hermano Jazel (cañaañ!) y a mi hermana Bered, por su amor, presencia y apoyo incondicional.

A toda mi familia y amigos por sus consejos y oraciones

Al Dr. Luis Alejandro Márquez por ser un gran mentor y amigo, por su orientación y paciencia.

Al instructor M.C. Ricardo Núñez por compartir sus conocimientos de instrumentación y su dedicación en la tesis.

Al Dr. Enrique Mitrani, Dr. Joaquín Álvarez y Dr. Helmut Maske por sus enseñanzas y participación en el proyecto de tesis.

A todos los profesores de posgrado que participaron en mi desarrollo académico.

A René Torres por su gran apoyo en el taller de electrónica.

Al CICESE por darme la oportunidad de cumplir con una importante meta en mi vida.

Al CONACyT por hacer posible económicamente estudiar el posgrado.

A todos mis amigos y compañeros que conocí en ensenada: A los Tulúcanos, Abimael (Mijitus), “Sr.” David, Rodrigo e Iveth, Lalo, Hirata, Lupe, Raúl, Araceli, Luis (El Taylor), Rigo Villavicencio, Karen, Perla, Rigo Jáuregui, Elizabeth, Brenda, Rebeca, Aarón, Paúl, Pedro, Christian (Man), Edwin (Man), “Super” Lily, Anita, Tampico, Galaviz y Cheche; a las vecinas de posgrado maestras del baile y las reuniones recreativas, Gabyta!! Colorado, Karla (integrante Tulúcano), Lupita, Esther, Marichuy, Brito, Melissa; a los cicesenses deportistas, Paco Núñez, Porfirio, Yasmin; a Erika, Moyses, Obed, Aldo.

Contenido

	Página
Resumen en español	i
Resumen en inglés	ii
Dedicatoria	iii
Agradecimientos	iv
Contenido	v
Lista de Figuras	viii
Lista de Tablas	xi
I. Introducción	1
I.1 Antecedentes	1
I.2 Objetivo general	3
I.3 Objetivos particulares	3
I.4 Motivación	4
I.5 Organización de la tesis	4
II. Aplicación de filtros digitales en medicina	6
II.1 Filtros FIR	10
II.2 Diseño de filtros FIR	11
III. Circuito del IAPSER	14
III.1 Características y especificaciones	14
III.2 Descripción general	18
III.3 Transductor	19
III.3.1 Características	19
III.3.2 Funcionamiento	20
III.4 Amplificador de instrumentación	21
III.4.1 Características	21
III.4.2 Funcionamiento	22
III.5 QF4A512	23
III.5.1 Características	23
III.5.2 Funcionamiento	23
III.6 Microcontrolador (PIC24FJ256GB110)	26
III.6.1 Características	26

Contenido (continuación)

	Página
III.6.2 Funcionamiento	28
III.7 Convertidor digital-analógico	29
III.7.1 Características	29
III.7.2 Funcionamiento	30
III.8 Filtro suavizador	30
III.8.1 Características	30
III.8.2 Funcionamiento	32
III.9 Esquemáticos del sistema	32
III.10 Resumen	38
IV. Programación del IAPSER	39
IV.1 Protocolos de comunicación serial	40
IV.1.1 Ducto SPI	40
IV.1.2 Ducto USB	43
IV.2 Código del microcontrolador	45
IV.2.1 Rutina principal (Main)	46
IV.2.2 Rutinas de interrupciones	49
IV.3 Código en la PC - Interfaz con el usuario	50
IV.3.1 Diagrama UML (casos de uso)	51
IV.3.2 Funcionalidad del programa de la PC	54
IV.4 Resumen	55
V. Experimentación	56
V.1 Caracterización del IAPSER	56
V.2 Comparación de las respuestas en frecuencia del estetoscopio Thinklabs y el IAPSER	61
V.3 Puesta a prueba con auscultaciones	62
V.3.1 Auscultación de dos adultos con el IAPSER en modo autónomo y el estetoscopio Thinklabs modo diafragma	63
V.3.2 Auscultación de un adulto con el IAPSER modo USB	69
V.4 Resumen	72
VI. Análisis de resultados	73
VI.1 Análisis de la caracterización del IAPSER	73
VI.2 Análisis de la comparación de las respuestas en frecuencia	74
VI.3 Análisis de auscultaciones realizadas	75
VI.4 Alcance de procesamiento de señales respiratorias del IAPSER	78
VI.5 Comparación de características principales de estetoscopios	79

Contenido (continuación)

	Página
VII. Conclusiones	80
VII.1 Trabajo futuro	81
REFERENCIAS	83

Lista de Figuras

Figura		Página
1	Sistema de procesamiento digital de señales	7
2	Respuesta al impulso de un filtro ideal $h[n]$	12
3	Respuesta al impulso truncada de un filtro $h_N[n]$	12
4	Error ponderado en la aproximación $Error(w)$	13
5	Diagrama a bloques del IAPSER	18
6	Respuesta en frecuencia del micrófono FG-23329-P07	19
7	Diagrama básico de un micrófono capacitivo	20
8	Curva de ganancia con respecto a la frecuencia	21
9	Curva de TRMC con respecto a la frecuencia	22
10	Tarjeta del kit de desarrollo QF4A512	25
11	Modo de programación para el QF4A512	25
12	Ajuste de nivel a la salida del DAC	30
13	Filtro pasa-bajas Bessel de 4 ^{to} orden formado con 2 circuitos en cascada Sallen-Key.	31
14	Señal suavizada por el filtro pasa-bajas Bessel de 4 ^{to} orden	32
15	Diagrama esquemático completo del IAPSER	33
16	Diagrama esquemático de los 4 canales de entrada	34
17	Diagrama esquemático del microcontrolador e interruptores de control .	35
18	Diagrama esquemático de conectores para programación del instrumento	36
19	Diagrama esquemático del convertidor digital-analógico	37
20	Diagrama esquemático del ajustador de nivel y filtro suavizador	37
21	Diagrama de flujo general del código del microcontrolador	46
22	Diagrama de flujo de la rutina Main()	48
23	Diagrama de flujo de los programas para administrar las interrupciones	50

Lista de Figuras (continuación)

Figura		Página
24	Diagrama de casos de uso de la interfaz con el usuario	51
25	Interfaz de control de modo mono-canal	54
26	Interfaz de control de canales modo multi-canal	55
27	Configuración para caracterizar el circuito IAPSER	57
28	Respuesta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 2kHz a una $f_m = 22kHz$	58
29	Respuesta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 2kHz a una $f_m = 44kHz$	58
30	Respuesta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 4kHz a una $f_m = 22kHz$	59
31	Respuesta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 4kHz a una $f_m = 44kHz$	59
32	Respuesta de fase lineal en la banda pasante de frecuencia	60
33	Configuración para la comparación entre el IAPSER y el estetoscopio Thinklabs	61
34	Respuesta en frecuencia del IAPSER y del estetoscopio Thinklabs . . .	62
35	Adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 1)	63
36	Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 1)	64
37	Adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs (Adulto 1)	65
38	Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs (Adulto 1)	66
39	Adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 2)	67
40	Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 2)	67
41	Adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs (Adulto 2)	68
42	Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs (Adulto 2)	68

Lista de Figuras (continuación)

Figura		Página
43	Adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo dispositivo conectado por USB (Adulto 3)	70
44	Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo dispositivo conectado por USB (Adulto 3)	70
45	Imagen del IAPSER conectado con el ducto USB a la PC	71
46	Imagen del circuito del IAPSER	71
47	Imagen del IAPSER conectado a la tarjeta de adquisición de dSPACE	72
48	Adquisición de señal respiratoria utilizando USB	76
49	Adquisición de señal respiratoria utilizando la tarjeta DS1104 de dSPACE	76
50	Espectro de adquisición de señal respiratoria utilizando USB	77
51	Espectro de adquisición de señal respiratoria utilizando la tarjeta DS1104 de dSPACE	77

Lista de Tablas

Tabla		Página
I	Especificaciones técnicas del IAPSER.	17
II	Especificaciones técnicas del microcontrolador.	27
III	Especificaciones técnicas del DAC.	29
IV	Byte más significativo de la serie de datos de 24 bits	41
V	Byte más significativo del dato muestreado de 16 bits	42
VI	Byte menos significativo del dato muestreado de 16 bits	42
VII	Tipo de transferencias del ducto USB	44
VIII	Caso de uso "Modo de operación"	52
IX	Caso de uso "Inicio/Fin"	53
X	Alcance funcional del IAPSER	78
XI	Características principales de estetoscopios electrónicos	79

Capítulo I

Introducción

Los datos estadísticos proporcionados por el Sistema Nacional de Información en Salud (SINAIS, 2008), indican que en México una de las principales causas de muerte en niños de hasta cuatro años son las enfermedades respiratorias. De ahí, la necesidad e interés de desarrollar tecnología que permita enfrentar de manera más eficiente dicha problemática. Ciertamente en la mayoría de los casos se requiere la supervisión constante de un médico especializado, pero no siempre es posible. Es por esto que surge la idea de desarrollar instrumentación médica que realice dicho monitoreo. La visión de un sistema que pueda supervisar en todo momento a los pacientes mediante la adquisición de señales respiratorias (auscultación) y su análisis digital, como: promediaciones en tiempo y en frecuencia, wavelet, análisis tiempo-frecuencia, cepstrum, etc., para determinar su correlación con datos clínicos sobre enfermedades pulmonares previamente almacenados en una base de datos, da lugar al desarrollo de proyectos preliminares de adquisición de señales respiratorias.

I.1 Antecedentes

Un trabajo de tesis preliminar desarrollado en el CICESE (Díaz, 2008) consiste en un instrumento que adquiere señales acústicas emitidas por los pulmones, las procesa mediante un arreglo de filtros analógicos y las almacena para su utilización posterior en una computadora a través de su entrada de audio. En base al trabajo antes mencionado

y a otras investigaciones realizadas, se ha adquirido mayor experiencia en el tema, por lo que el equipo pionero del proyecto sugiere el diseño y creación de otro trabajo preliminar que es el tema de esta tesis, que consiste en la implementación de un proceso digital (filtros digitales) al instrumento de adquisición de señales respiratorias en sustitución de los filtros analógicos, que parecería ser una mejor manera de trabajar con los sonidos pulmonares (Barchiesi, 2008; Albertí, 2006).

El procesamiento digital de señales (PDS o DSP por sus siglas en inglés 'Digital Signal Processing') aplicado en instrumentos médicos que tengan como procedimiento de diagnóstico clínico la auscultación, permite una mayor eficiencia en dicho procedimiento debido a su alto desempeño en rangos de frecuencias bajas, como las que hay en aplicaciones biomédicas (UNS, 2010), i.e. la auscultación de sonidos pulmonares es un proceso de diagnóstico clínico limpio y fácil de realizar, que por ser inofensivo se puede practicar en cualquier paciente, independientemente de su estado de salud y edad. Sin embargo, este procedimiento tiene ciertas limitaciones, como el ancho de banda que maneja y la subjetividad del diagnóstico que depende en gran medida de la habilidad y experiencia del médico (Díaz, 2008). El empleo de PDS puede disminuir las deficiencias inherentes de la auscultación convencional, mejorar el diagnóstico y hacerlo más confiable.

Cabe mencionar que en la actualidad ya existen diversos instrumentos de adquisición de señales pulmonares de entre los cuales podemos mencionar: 3MTMLittmann[®], Thinklabs ds32a, E-Scope II Cardionics, 5079-405 Welch Allyn. Pero no debemos olvidar que todos son sistemas cerrados por lo que desconocemos el procesamiento interno realizado a las señales, lo que los hace inadecuados para investigación, por lo que continúa la motivación y necesidad de desarrollar sistemas propios y abiertos.

I.2 Objetivo general

Desarrollar un instrumento que sirva como herramienta para el estudio e investigación de señales respiratorias y al desarrollo de nueva tecnología en el área médica.

I.3 Objetivos particulares

El instrumento debe adquirir y pre-procesar señales respiratorias. Además de cumplir con lo siguiente:

- Ser puesto a prueba con auscultaciones.
- Ser comparado su desempeño con un estetoscopio comercial de marca.
- Tener las características principales:
 - * Contar con al menos 2 canales de entrada para la adquisición de las señales respiratorias.
 - * Utilizar herramientas de procesamiento digital de señales (filtrado digital).
 - * Ser constituido con componentes de montaje superficial para mayor integración.
 - * Utilizar un puerto USB para la administración de la comunicación con una PC.
- Ser caracterizado en forma individual por cada canal.

I.4 Motivación

- Disponibilidad de un sistema abierto de aplicación médica que permita el estudio e investigación de señales respiratorias.
- Por una infraestructura para el desarrollo de estudios y proyectos sobre monitoreo continuo de señales respiratorias en pacientes de temprana edad y su correlación con enfermedades pulmonares.
- Desarrollo de tecnología propia.

I.5 Organización de la tesis

- Capítulo II: se presenta la importancia de la aplicación de los filtros digitales en el campo de la medicina, i.e., la justificación de su uso en el procesamiento de señales pulmonares debido a su alcance natural de frecuencias. Además, se presentan las técnicas de diseño de filtros digitales utilizadas en esta tesis.
- Capítulo III: se expone el diseño, desarrollo y características de cada una de las etapas del instrumento de adquisición, además de la caracterización del circuito.
- Capítulo IV: se muestra el desarrollo de la programación, así como la configuración necesaria para la comunicación con la PC a través del ducto USB de acuerdo al lenguaje de programación elegido.
- Capítulo V: se presentan las mediciones experimentales en el laboratorio.
- Capítulo VI: se realiza el análisis y discusión de los resultados obtenidos, así como la comparación con otros instrumentos.

- Capítulo VII: se presentan las conclusiones del proyecto de tesis.

Capítulo II

Aplicación de filtros digitales en medicina

El filtrado digital, es una de las disciplinas más fundamentales y antiguas en el campo del procesamiento digital de señales (PDS). A mediados de los años 60s se intensificó el análisis, desarrollo e interés en los filtros digitales. Los expertos cayeron en cuenta del gran potencial que las computadoras tenían en esa área (Lyons, 2004), por lo que a medida en que se han ido desarrollando procesadores cada vez más poderosos, estas técnicas de procesamiento digital se convierten en opciones más viables para el desarrollo de instrumentación. Esta tecnología tiene aplicaciones rentables en (UNS, 2010; Barchiesi, 2008): las telecomunicaciones, el área de **instrumentación y control**, la exploración del espacio, la **medicina**, la arqueología, la televisión digital, sistemas de información, aplicaciones militares, entretenimiento multimedia, etc. Es importante señalar que además del desarrollo de procesadores dedicados al tema en cuestión, existen en la actualidad numerosos paquetes de software que sirven como soporte para el estudio, investigación y aplicación del procesamiento digital de señales (MATLAB, LabVIEW, C/C++, VHDL, etc.).

Los elementos básicos de un sistema de procesamiento digital de señales son: el transductor, la etapa de acondicionamiento de señal, convertidor analógico-digital, la etapa de procesamiento digital, convertidor digital-analógico y filtro suavizador. En la Figura 1 se observa un diagrama a bloques del sistema básico de PDS.

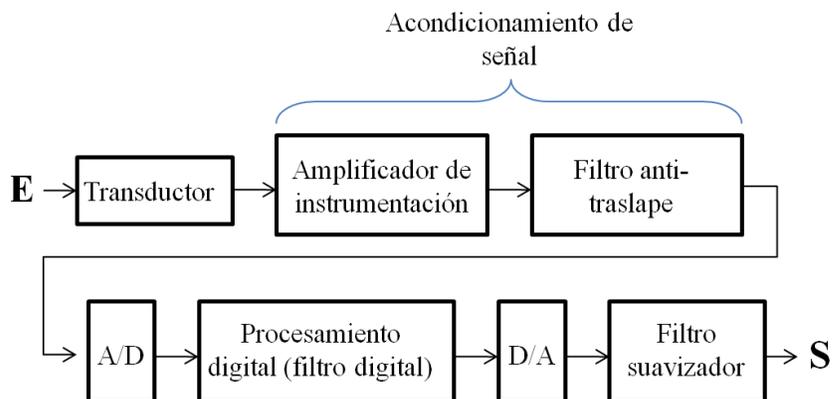


Figura 1: Sistema de procesamiento digital de señales

El transductor es el elemento que convierte la energía del mundo exterior que se desea medir en otro tipo de energía, por lo general en señales eléctricas del orden de fracciones de volts. La etapa de acondicionamiento tiene por objetivo amplificar y eliminar el ruido que se incorpora a la señal del transductor, además contiene un filtro anti-traslape para eliminar ciertos errores en la digitalización. El convertidor analógico-digital como su nombre lo indica transforma las señales analógicas a digitales, la resolución del convertidor (número de bits) determinará la calidad y precisión de los resultados, el alcance frecuencial de las señales por procesar, además de la pérdida de información en el proceso. La etapa de procesamiento digital realiza las operaciones matemáticas con las señales digitales de acuerdo a los requerimientos del campo de aplicación. La información procesada puede almacenarse o pasar a la etapa de conversión digital-analógica. Por último la etapa del filtro suavizador, donde se eliminan las armónicas de altas frecuencias generadas por los cambios abruptos que hay entre un paso y otro a la salida del convertidor.

Es importante analizar algunas de las ventajas que tienen los filtros digitales sobre los analógicos (UNS, 2010; Barchiesi, 2008; BORES, 2011; B.M.G. Cheetham, 2000) para confirmar su implementación en el procesamiento de señales respiratorias. Dichas ventajas son:

- Pueden tener una respuesta de fase lineal, característica imposible de obtener en un filtro analógico.
- Su desempeño no se ve afectado por la variación de condiciones ambientales (temperatura, humedad, tiempo, etc.)
- Las características propias (e.g., frecuencia de corte, banda pasante, banda de rechazo, zona de transición, etc.) son fácilmente re-ajustables. Lo cual es poco viable con los filtros analógicos debido a que dependen de componentes pasivos y activos.
- Se pueden almacenar las señales filtradas y sin filtrar sin deterioro o pérdida en la fidelidad de las mismas. Como consecuencia, las señales se hacen transportables y pueden procesarse fuera de línea en un laboratorio remoto.
- La información digitalizada que manejan estos filtros puede ser duplicada sin afectar en absoluto su calidad.
- Una representación digital de la información puede resguardarse indefinidamente sin pérdida alguna.
- Son invariantes en el tiempo y su desempeño es idéntico de unidad a unidad, i.e. la tolerancia de los componentes no influye en el procesamiento.
- Son estables, de alta precisión y prácticamente inmunes al ruido.

- Pueden trabajar a muy bajas frecuencias, lo que los hace ideales para aplicaciones de **biomedicina**, donde las señales son del orden de hertz a unos pocos KHz.

Desventajas de los filtros digitales respecto a los analógicos:

- Limitación de frecuencia, es una de las desventajas de estos filtros, es decir, la frecuencia de Nyquist, quien fija el ancho de banda útil que el filtro puede procesar, queda definida por el proceso de conversión (e.g., ADC y DAC), la velocidad del procesador, la cantidad de operaciones por unidad de tiempo, etc.
- Los tiempos de diseño y desarrollo del hardware y software de estos filtros son muy superiores a los que se necesitan para el diseño de los analógicos. Sin embargo una vez que se dispone de dicha tecnología, los cambios en los parámetros de un filtro se torna demasiado sencillo.

En los últimos años se ha producido una transición cada vez mayor del procesamiento analógico hacia el procesamiento digital, además de surgir nuevas aplicaciones (Barchiesi, 2008). Algunas de las aplicaciones en la actualidad son:

- En el área de medicina: el procesamiento de señales biomédicas, electrocardiogramas, electroencefalogramas, formación de imágenes en tomografía axial computarizada, resonancia magnética nuclear, radiografía digital, etc.
- En procesamiento de audio: reconocimiento de voz, ecualización, compresión de información (e.g., MP3), cancelación de ecos y de ruido ambiental, audio digital, etc.
- En procesamiento de imágenes: brillo, contraste, nitidez, restauración de imágenes, reconocimiento de patrones, visión robótica, etc.

- En telefonía: cancelación de ecos, teléfonos celulares digitales, comunicación satelital, etc.
- En el área militar: guía de misiles, procesamiento de radar, sonar, comunicaciones seguras, etc.

De acuerdo a lo ya descrito podemos advertir de las grandes ventajas que el PDS tiene dentro de la instrumentación médica. El alcance de frecuencias en el que el desempeño de un proceso digital es casi insuperable por uno analógico es en bajas frecuencias, justo el ancho de banda de los sonidos respiratorios tanto sanos como adventicios (L. Vannuccini, 2000).

En la siguiente sección se describen de manera general los filtros digitales de respuesta finita al impulso (FIR, por sus siglas en inglés), los cuales fueron usados en el prototipo realizado.

II.1 Filtros FIR

Existen dos tipos de filtros digitales, los de respuesta finita (FIR) y los de respuesta infinita (IIR). Con los primeros se pueden obtener filtros prácticos con retardo de fase lineal y estables. Ahora bien, los filtros de respuesta finita al impulso son de orden mucho más elevado que los de respuesta infinita para un desempeño similar (Lyons, 2004). Este incremento en el orden se traduce en un mayor procesamiento, menor frecuencia de funcionamiento y mayor complejidad de circuitería. Sin embargo, en la presente tesis se decide utilizar los filtros FIR por su respuesta de fase lineal, debido a la importancia de conservar íntegras las señales respiratorias procesadas y por su estabilidad.

Matemáticamente un filtro FIR de longitud M con entrada $x[n]$ y salida $y[n]$ se describe mediante la ecuación de diferencias:

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n-1] + \dots + b_{M-1}x[n-M+1] = \sum_{k=0}^{M-1} b_kx[n-k] \quad (1)$$

donde b_k son los coeficientes del filtro. Por otro lado se puede expresar la salida del filtro $y[n]$ como una convolución de la entrada $x[n]$ con la respuesta al pulso unitario del filtro $h[n]$ o coeficientes del filtro ($b_k = h[k]$).

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M-1} h[k]x[n-k] \quad (2)$$

al comparar 1 y 2, vemos que, en un filtro FIR, los coeficientes del filtro b_k son iguales a la respuesta al impulso $h[k]$.

II.2 Diseño de filtros FIR

El diseño de los filtros FIR básicamente consiste en seleccionar la secuencia finita que mejor representa la respuesta al impulso de un filtro ideal (Lyons, 2004), para ello existen diversas técnicas tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia, dichas técnicas son:

- Método de la transformada de Fourier y ventaneo, que consiste en truncar (aplicando una ventana) la respuesta al impulso de un filtro ideal con duración infinita $h[n]$, obteniendo un número finito de coeficientes del filtro $h_N[n]$. En la Figura 3, se observa la respuesta al impulso truncada con una ventana rectangular.

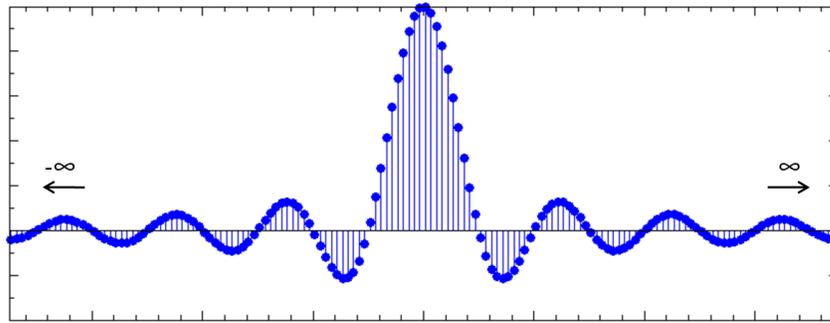


Figura 2: Respuesta al impulso de un filtro ideal $h[n]$

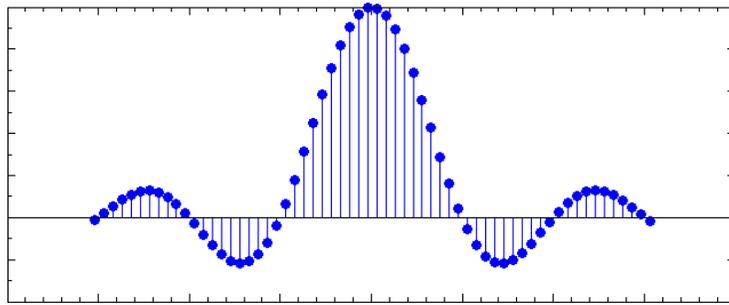


Figura 3: Respuesta al impulso truncada de un filtro $h_N[n]$

- Método óptimo de Parks McClellan, se define una función de error en términos de la diferencia entre las respuestas deseada y aproximada.

$$Error(\omega) = W(\omega)[H_d(e^{j\omega}) - H(e^{j\omega})] \quad (3)$$

donde $W(\omega)$ es un factor de ponderación del error que se permite a la frecuencia ω , $H_d(e^{j\omega})$ es la respuesta deseada del filtro, y $H(e^{j\omega})$ es la respuesta del filtro que se diseña, el algoritmo de Parks McClellan consiste en producir coeficientes óptimos del filtro $H(e^{j\omega})$ de forma que el error no sobrepase las cotas preestablecidas en el diseño (Albertí, 2003).

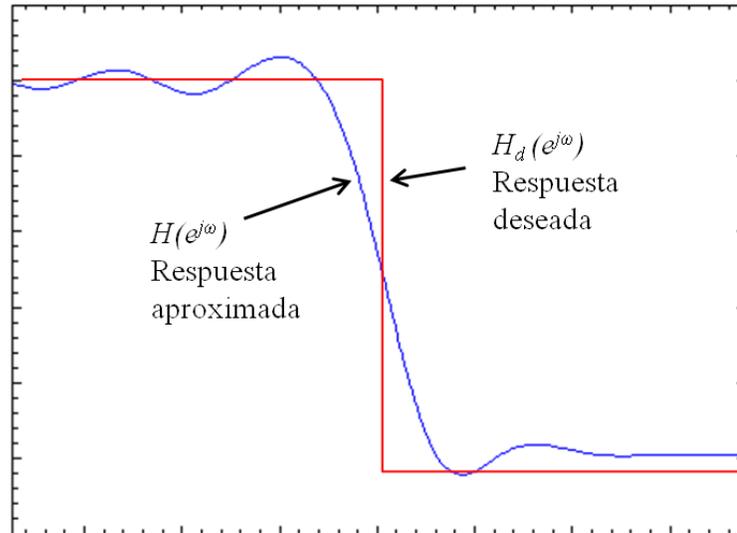


Figura 4: Error ponderado en la aproximación $Error(w)$

- Método del muestreo en frecuencia, consiste en muestrear la respuesta de amplitud deseada a intervalos regulares y luego utilizar la transformada inversa de Fourier discreta (IDFT) para generar una respuesta al impulso de duración finita. El número de muestras determina el nivel de precisión del filtro respecto a la respuesta ideal.
- Técnica ad-hoc denominada posicionamiento de ceros, consiste en colocar ceros en el plano z estratégicamente para aproximarse a la respuesta deseada y calcular los coeficientes en forma gráfica.

De las técnicas de diseño de filtros digitales antes mencionadas, las dos primeras son las que procesa el circuito integrado QF4A512 de QuickfilterTM Technologies, utilizado en el instrumento de adquisición de señales de esta tesis.

Capítulo III

Circuito del Instrumento de Adquisición y Pre-procesamiento de Señales Respiratorias

En el presente capítulo, se exponen las características, el diseño y desarrollo de la circuitería del Instrumento de Adquisición y Pre-procesamiento de Señales Respiratorias (IAPSER). También se describe el funcionamiento, configuración y manejo de cada una de las etapas del sistema, justificando la selección de componentes, además de mostrarse los diagramas esquemáticos de todas las etapas del sistema.

III.1 Características y especificaciones

El instrumento de adquisición y pre-procesamiento de señales respiratorias (IAPSER) desarrollado, es un sistema que monitorea la condición física de los pulmones en base a la medición de su acústica. Posee cuatro canales de entrada con sus respectivos transductores electroacústicos, para así poder tener mayor eficiencia en las mediciones, debido a que se pueden realizar simultáneamente en diferentes posiciones con respecto a la fuente sonora. Tiene la opción de trabajar en los modos monocanal o multicanal (2, 3 ó 4 canales) y posee una salida analógica (audio) para el análisis de las señales pre-procesadas. Cuenta con la capacidad de trabajar de manera autónoma para un análisis en tiempo real o conectado a una computadora para salvaguardar la información y procesarla después.

Los objetivos del proyecto de tesis demandan que el instrumento sea:

- Confiable y seguro.
- De bajo consumo de potencia.
- Inmune al ruido eléctrico.
- Versátil a los cambios de parámetros para el procesamiento digital sin desmontar o cambiar físicamente el instrumento.
- De fácil operación, programación y mantenimiento.
- Bien documentado.

Especificaciones funcionales del sistema:

- Mediciones de hasta 4 canales simultáneamente.
- Control para activar y desactivar canales desde la PC y directamente del instrumento.
- Indicadores visuales (diodos emisores de luz) sobre el canal activo hacia la salida analógica.
- Control de inicio y fin de grabación para auscultación por medio de la computadora personal.
- Capacidad para salvaguardar en la PC los datos adquiridos.

Especificaciones técnicas del sistema:

- Utilización de transductores electro-acústicos tipo capacitivo (e.g., para alta sensibilidad).
- Utilización de circuito integrado (IC) para procesamiento digital de señales/filtrado de la empresa Quickfilter™ Technologies certificado bajo la norma QAS INTERNATIONAL ISO 9001:2008. Dicho IC (QF4A512) fue elegido por Editor's Choice Products de la revista Military Embedded Systems.
- Utilización de microcontrolador de arquitectura de 16 bits PIC24FJ256GB110 de Microchip Technology Inc. certificado bajo la norma ISO/TS 16949:2002.
- Uso de convertidor digital-analógico de 16 bits.
- Comunicación con la computadora a través del ducto USB.

En la tabla I se muestran las especificaciones generales del instrumento. Es importante mencionar que las especificaciones dinámicas y técnicas más importantes del IAPSER se establecieron por pruebas de laboratorio, de las hojas de especificaciones de los dispositivos electrónicos que componen el instrumento y sobre todo de literatura sobre las características dinámicas de las señales respiratorias (B.M.G. Cheetham, 2000; Díaz, 2008; P. Piirilä, 2000; L. Vannuccini, 2000).

Tabla I: Especificaciones técnicas del IAPSER.

IAPSER	
Características	Rangos
Interfaz de datos	8 -16 bits
Periféricos	2 conectores header de 6 y 7 pins para programación de tipo ICSP (In Circuit Serial Programming), conectores de audio jack hembra 3.5mm, puerto USB.
Temperatura de operación	−40°C a +85°C
Número de canales de entrada	1, 2, 3 ó 4
Señales de interés (respiratorias)	De 100Hz a 4kHz aprox.
Frecuencia de muestreo reco- mendada para máxima fre- cuencia de la señal de interés (B.M.G. Cheetham, 2000)	22.05kHz aprox. (asequible a cambios según señales de interés)
Fuente de alimentación	$\pm 3.3V$
Consumo	50 mA
de energía	Modo multi-canal 120 mA

III.2 Descripción general

La circuitería del instrumento esta constituida por: sensores de ondas acústicas o micrófonos tipo capacitivo, amplificadores de instrumentación, un microcontrolador, un convertidor digital-analógico (DAC), un filtro suavizador y un circuito integrado (convertidor de señales programable QF4A512) que se compone de amplificadores de ganancia programable (PGA), filtros anti-enmascaramiento, convertidor analógico-digital (ADC) y filtros FIR.

En la Figura 5 se muestra el diagrama a bloques del instrumento. La interfaz con el usuario (software) en la computadora para el control del sistema a través de la comunicación USB se describe en el Capítulo IV.

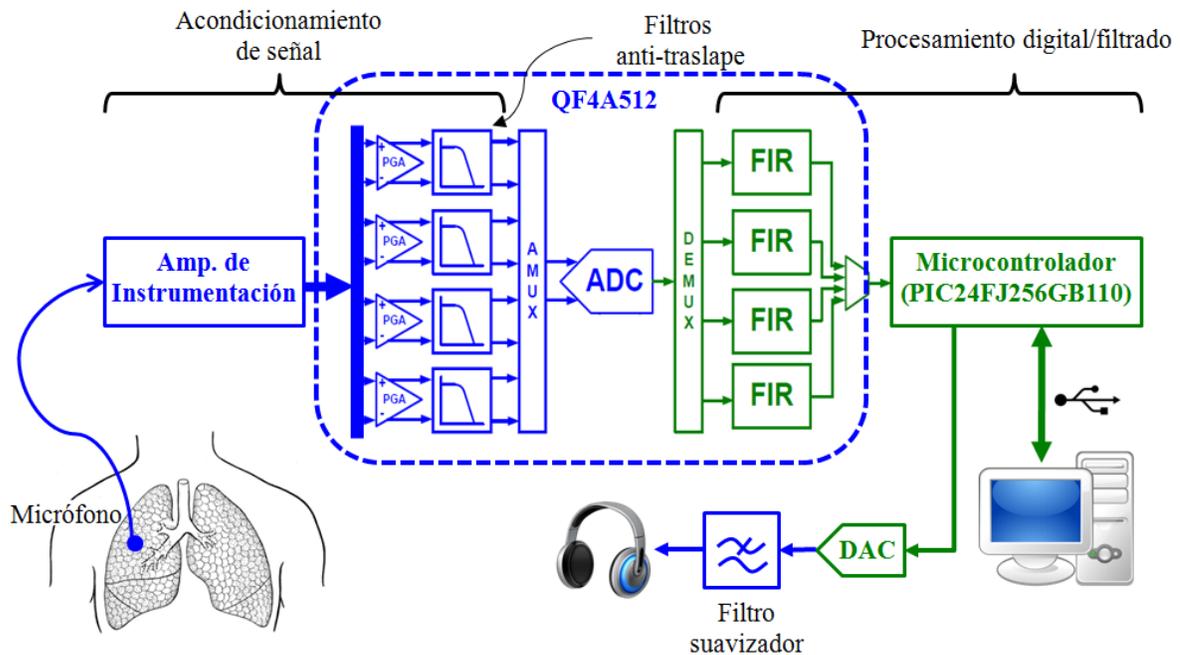


Figura 5: Diagrama a bloques del IAPSER

III.3 Transductor

III.3.1 Características

El transductor FG-23329-P07 de Knowles Electronics que se implementa en el sistema fue seleccionado en base a la hoja de especificación correspondiente y al análisis realizado en la tesis (Díaz, 2008), debido a que dicho transductor presenta una sensibilidad lineal y una respuesta plana para el rango de frecuencias de interés de señales respiratorias que van de 100Hz a 4kHz aproximadamente (L. Vannuccini, 2000). En la Figura 6 se muestra una respuesta plana en frecuencia y la especificación técnica de sensibilidad del micrófono. Alta sensibilidad por ser de tipo capacitivo, además de ser omnidireccional (sensibilidad lineal independientemente de la dirección del sonido). Mide 2.59mm de diámetro lo que facilita su implementación en las aplicaciones de interés.

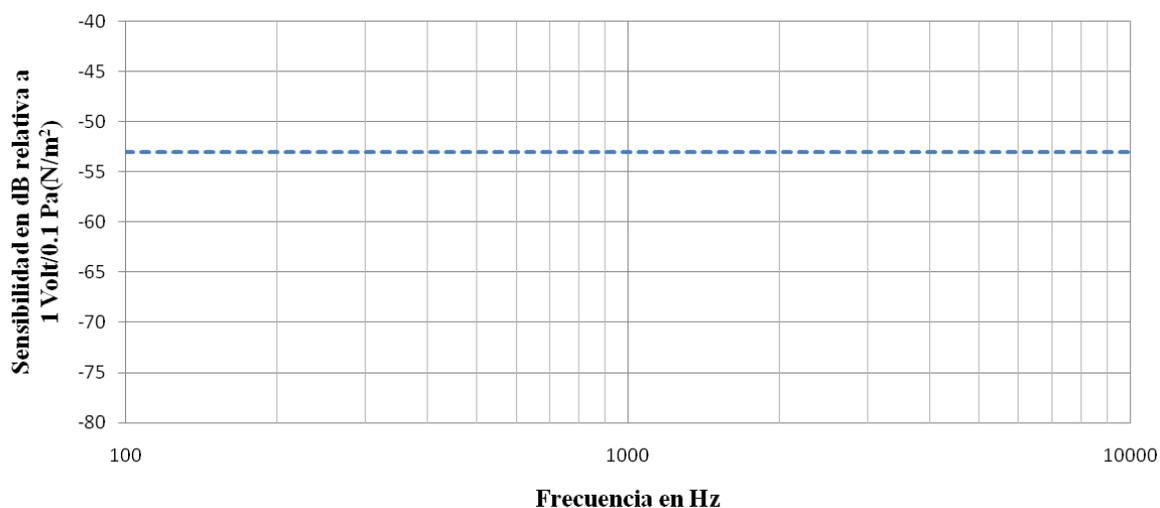


Figura 6: Respuesta en frecuencia del micrófono FG-23329-P07

III.3.2 Funcionamiento

Cuando variaciones de presión (e.g., las ondas acústicas) son ejercidas sobre el diafragma de un micrófono capacitivo (vid. Figura 7), se producen cambios en la distancia entre el diafragma y la placa posterior. La razón de cambio de la capacitancia produce finalmente una variación de voltaje que corresponde a la salida del transductor.

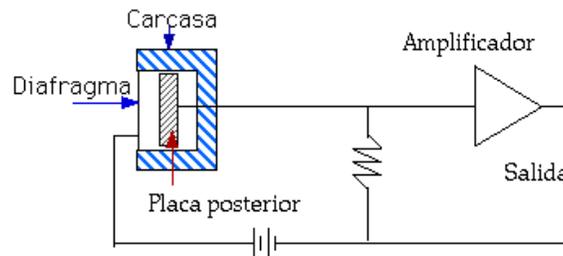


Figura 7: Diagrama básico de un micrófono capacitivo

La capacitancia se define como:

$$C = \frac{Q}{V} \quad (4)$$

donde C es la capacitancia (faradios) o medida de la capacidad de un dispositivo para almacenar carga y energía potencial eléctrica, Q es la carga (coulombs) y V es el potencial (volts), por lo tanto ante las variaciones de presión se obtiene:

$$V + \Delta V = \frac{Q}{C + \Delta C} \quad (5)$$

La sensibilidad a las variaciones de presión lo convierte en un transductor de respuesta omnidireccional, característica adecuada para montarlo dentro de una campana (parte de un estetoscopio (Díaz, 2008)) para las aplicaciones expuestas en esta tesis.

III.4 Amplificador de instrumentación

III.4.1 Características

El amplificador de instrumentación utilizado en el proyecto es el INA129 de BURR - BROWN® debido: a su bajo consumo de potencia, a la ganancia constante dentro de la banda de frecuencia de interés (e.g., de 100Hz a 4kHz (L. Vannuccini, 2000)), a la alta tasa de rechazo al modo común (TRMC) del orden de 100dB aproximadamente, al bajo ruido intrínseco de voltaje y corriente del orden de $\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$ y $\frac{pA}{\sqrt{Hz}}$ respectivamente, etc.

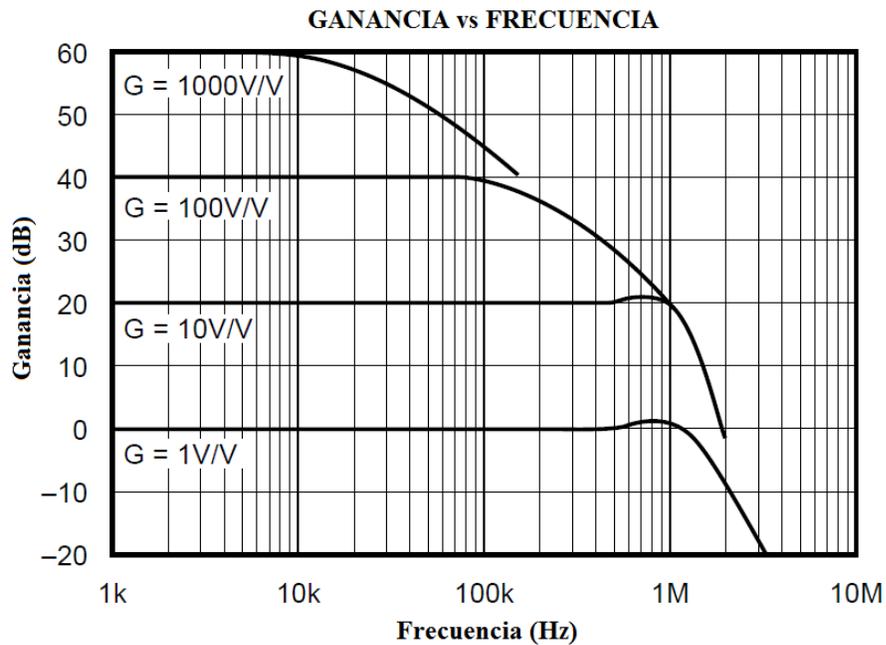


Figura 8: Curva de ganancia con respecto a la frecuencia

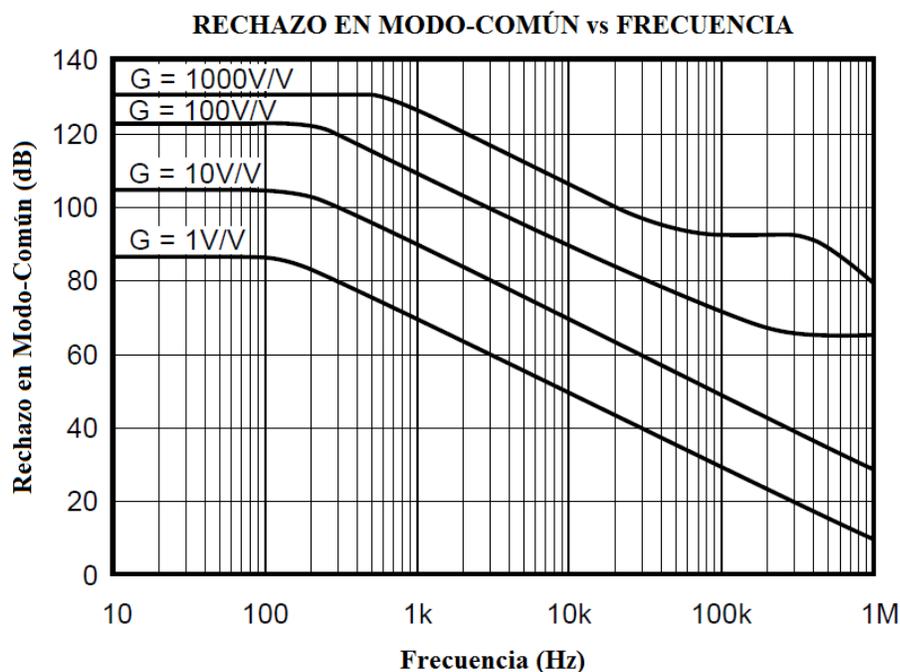


Figura 9: Curva de TRMC con respecto a la frecuencia

III.4.2 Funcionamiento

El amplificador de instrumentación constituye la primera parte de la etapa de acondicionamiento de señal (vid. Figura 5). La ganancia del amplificador utilizada en esta tesis es alrededor de 100, por lo que según las especificaciones del amplificador (vid. Figura 8) es ideal por su ganancia constante dentro del alcance de frecuencia de interés, además de tener una alta tasa de rechazo al modo común con dicha ganancia (vid. Figura 9). La configuración de la ganancia depende de una sola resistencia externa al amplificador y su valor se calcula con la ecuación 6. En esta tesis se manejan dos opciones de ganancia en los amplificadores de instrumentación, que son elegidas por los puentes JP1, JP2, JP3 y JP4 (vid. esquemático de la figura 16), ambas opciones cumplen con las especificaciones arriba mencionadas.

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G} \quad (6)$$

donde G es la ganancia deseada a la salida del amplificador y R_G es la resistencia externa de configuración.

III.5 QF4A512

III.5.1 Características

El circuito integrado utilizado que ejecuta parte del procesamiento digital en el sistema es el QF4A512 de Quickfilter™ Technologies. Se conforma de: 4 canales de entrada analógica diferencial y referenciada, amplificadores de ganancia programables a 1x, 2x, 4x u 8x, filtros anti-enmascaramiento tipo Bessel de 3^{er} orden, ADC de 16 bits con alta capacidad de frecuencia de muestreo (vid. Tabla I) y 4 filtros digitales FIR programables independientes de 512-tap¹, cuyo procesamiento se basa en los métodos: óptimo (e.g., algoritmo de Parks-McClellan) y de las series de Fourier y ventaneo (e.g., el de Blackman y Blackman-Harris). A la salida los datos son enviados de manera serial a través del ducto SPI (Serial Peripheral Interface).

III.5.2 Funcionamiento

A la entrada de cada canal se encuentra un amplificador de ganancia programable (PGA), que en nuestro caso se programa para una ganancia unitaria dejando al amplificador de instrumentación todo el trabajo para amplificar las señales que entregan los transductores, después se encuentra un filtro anti-enmascaramiento que forma la segunda

¹tap = derivación (coeficiente del filtro)

y última parte de la etapa de acondicionamiento del sistema (vid. Figura 5) por donde pasan las señales adquiridas suprimiendo las altas frecuencias para evitar la presencia de traslape en el ancho de banda útil del filtro FIR determinado por la frecuencia de Nyquist (mitad de la frecuencia de muestreo) (Lyons, 2004), posteriormente está el convertidor analógico-digital que como su nombre lo indica digitaliza las señales con una resolución de hasta 16-bits con técnicas de procesamiento digital de señales y por último los filtros FIR donde sus coeficientes o parámetros (e.g., frecuencia de corte, banda pasante, banda de rechazo, zona de transición, atenuación, etc.) son diseñados y programados con el kit de desarrollo de Quickfilter™. Es en esta etapa donde se ejecuta parte del pre-procesamiento digital del IAPSER filtrando las señales en un alcance específico para las señales respiratorias, de 60-100Hz a 2kHz el alcance más común para auscultaciones en el pecho, de 60-100Hz a 4kHz para auscultaciones en la tráquea y para sonidos adventicios en el pecho el alcance de 60-100Hz a 5kHz o incluso hasta 10kHz (L. Vannuccini, 2000; B.M.G. Cheetham, 2000). Por otra parte, las operaciones para controlar el funcionamiento de QF4A512 como: selección de modo de operación (monocanal o multicanal), reinicio del dispositivo, activación de canales en particular, etc., son realizadas por el microcontrolador. En la figura 10 se observa la tarjeta del kit de desarrollo, con el que a través del método ICSP (In-Circuit Serial Programming) se programa el QF4A512 del IAPSER (véase Figura 11), el conector para realizar la programación es el SV2 de la figura 18. Cualquier cambio en los coeficientes del filtro puede hacerse sin alterar la circuitería del instrumento.

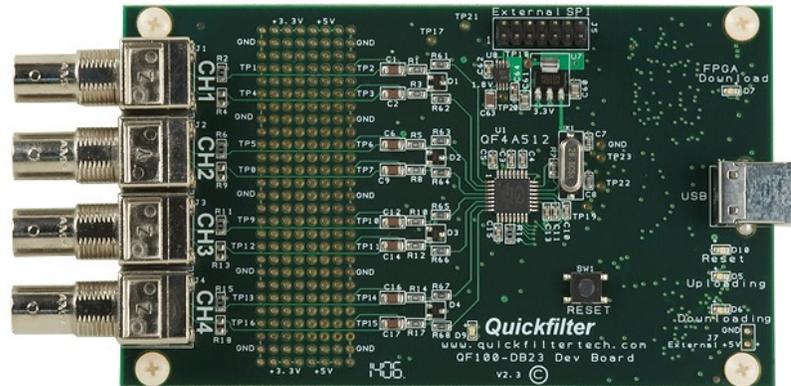


Figura 10: Tarjeta del kit de desarrollo QF4A512

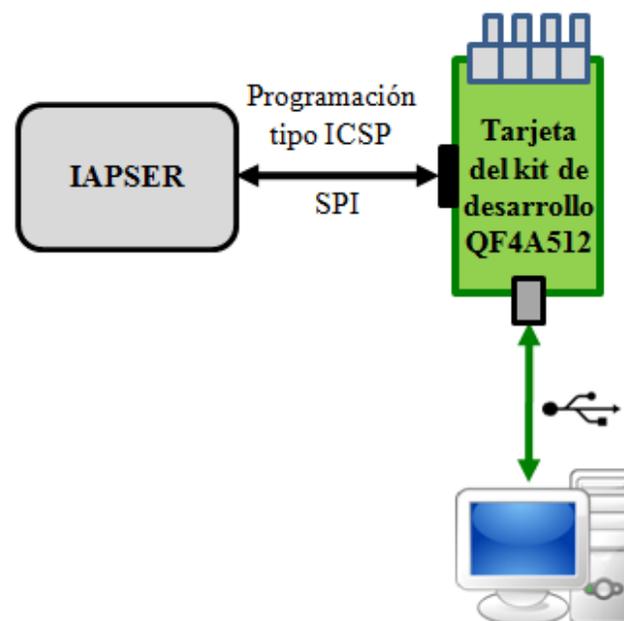


Figura 11: Modo de programación para el QF4A512

III.6 Microcontrolador (PIC24FJ256GB110)

III.6.1 Características

Se utiliza el microcontrolador PIC24FJ256GB110 de Microchip fundamentalmente por: su bajo consumo de potencia, su arquitectura de 16 bits, su variedad de periféricos y protocolos de comunicación (e.g., SPI, I^2C^{TM} , UART) (vid. Tabla II), y el módulo embebido para comunicación USB. Esto último proporciona una valiosa ventaja facilitando de manera significativa la configuración de dicho protocolo, ya que es bien sabido de la complejidad de la circuitería, protocolos y estándares que se deben cumplir para la comunicación USB (USB, 2011), por lo tanto, la utilización de un microcontrolador con el módulo USB embebido, nos libera de la complejidad en el desarrollo del protocolo, además de reducir considerablemente costos, tiempo en el diseño y desarrollo del proyecto completo. Por otro lado, existen numerosas herramientas de desarrollo para los PIC, como compiladores, tarjetas prototipo, programadores, etc., además de una amplia documentación y soporte técnico proporcionado por Microchip, por las compañías que desarrollan compiladores y de una gran cantidad de foros donde participan cientos de personas con mucha experiencia en estos microcontroladores.

Tabla II: Especificaciones técnicas del microcontrolador.

PIC24FJ256GB110		
Características		Alcances
Número de pins		100
Memoria de programa (Bytes)		256K
Memoria de acceso aleatorio SRAM (Bytes)		16K
Ducto USB		USB v.2.0 On-The-Go. Low-Speed (1.5 Mb/s), Full-Speed (12 Mb/s)
Consumo de potencia	Modo activo	1mA/MIPS (>16 MIPS)
	Modo suspendido	<100 nA
	Modo en espera	2.5 μ A
Periféricos re-configurables	Pins	44
	UART (RS-485, RS-232 e IrDA®)	4
	SPI	3
I^2C^{TM}		3

III.6.2 Funcionamiento

El QF4A512 está configurado para que se auto-inicialice cuando se encienda el IAPSER, por lo que después de este proceso el microcontrolador le ordena al QF4A512 que se duerma y espere instrucciones cuando se necesite adquirir las señales respiratorias. El microcontrolador puede recibir instrucciones del usuario directamente a través de interruptores (e.g., S2 véase figura 17) o desde la computadora por el ducto USB, dependiendo si se desea utilizar el instrumento de manera autónoma o conectado a la computadora para almacenar la información. Una vez que el usuario proporciona las instrucciones, el microcontrolador activa el QF4A512 y le manda instrucciones a través de un ducto SPI en bloques de 16 bits indicándole el modo de operación (mono-canal o multi-canal) y el(los) canal(es) que se desea(n) activar para adquirir las señales. Cuando se utiliza el instrumento de manera autónoma, los datos recibidos de los filtros FIR son retransmitidos por el microcontrolador a través de otro puerto SPI al convertidor digital-analógico. Por otro lado, cuando el instrumento está conectado a una computadora por el puerto USB, el PIC además de retransmitir al DAC los datos recibidos, transmite al mismo tiempo la información a la PC para ser guardada. También puede recibir en cualquier momento desde la computadora las instrucciones de activación de canales, modo de operación e inicio/término de los procesos. La programación del microcontrolador se realiza a través del conector SV1 y el interruptor para activar/desactivar el modo programación es el S4 (vid. Figura 18).

III.7 Convertidor digital-analógico

III.7.1 Características

El convertidor digital-analógico utilizado es el MAX5443 de Maxim Integrated Products, Inc., por su bajo consumo de potencia, su entrada serial bajo el protocolo SPI (periférico disponible en el microcontrolador), resolución de 16 bits, errores de no-linealidad diferencial e integral mínimos (DNL e INL, por sus siglas en inglés respectivamente) (vid. Tabla III). Por otra parte debido a que la salida del DAC es unipolar de 0V a 3.3V a escala completa, se construye un circuito ajustador de nivel para obtener una salida bipolar (\pm Volts) (vid. Figura 12).

Tabla III: Especificaciones técnicas del DAC.

MAX5443		
Características		Alcances
INL		± 0.5 LSB
DNL		± 0.5 LSB
Frecuencia SCLK		25 MHz
Consumo	Corriente	0.12 mA
	Potencia	0.36 mW

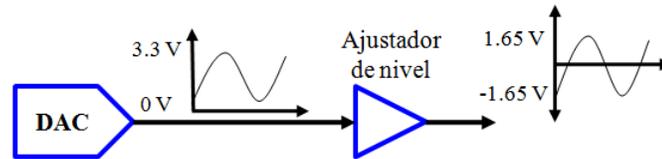


Figura 12: Ajuste de nivel a la salida del DAC

III.7.2 Funcionamiento

El DAC constituye una parte fundamental del sistema, especialmente cuando se utiliza el IAPSER de manera autónoma, porque es el que proporciona la salida analógica de las señales pre-procesadas para su estudio. Como ya se mencionó, es importante que a la salida del DAC se ajuste el nivel de voltaje para obtener una salida bipolar, necesaria para transmitirla a la entrada de un transductor electroacústico (e.g., bocina o audífono). Sin embargo, antes de que el transductor convierta dichas señales, éstas deben pasar primero por un filtro suavizador.

III.8 Filtro suavizador

III.8.1 Características

El filtro suavizador que se diseñó es un filtro pasa bajos Bessel de 4^{to} orden con estructura Sallen-Key (Figura 13), con una caída en la banda de transición aproximadamente de 80dB/década, frecuencia de corte f_c de 25kHz y ganancia unitaria.

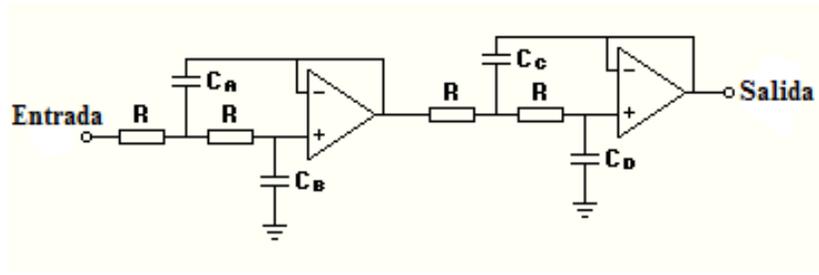


Figura 13: Filtro pasa-bajas Bessel de 4^{to} orden formado con 2 circuitos en cascada Sallen-Key.

En base a la estructura Sallen-Key (Roberge, 1975; L. E. Avendaño, 2001; Avendaño, 2007), se elige la frecuencia deseada f_c y con valores de R de $4.7k\Omega$ a $10k\Omega$ se calculan los valores de los capacitores con las siguientes ecuaciones:

$$C_A = \frac{0.7298}{2\pi f_c R} \quad (7)$$

$$C_B = \frac{0.6699}{2\pi f_c R} \quad (8)$$

$$C_C = \frac{1.0046}{2\pi f_c R} \quad (9)$$

$$C_D = \frac{0.3872}{2\pi f_c R} \quad (10)$$

Los valores obtenidos con $f_c = 25\text{kHz}$ y $R = 10k\Omega$ son: $C_A = 465\text{pF}$, $C_B = 426\text{pF}$, $C_C = 640\text{pF}$ y $C_D = 246\text{pF}$.

III.8.2 Funcionamiento

La función de este filtro es eliminar las altas frecuencias producidas por el escalonamiento en las señales de salida del DAC, en otras palabras debido a que las señales que entrega el DAC están cuantizadas, producto de asignar una cantidad de voltaje o corriente por cada valor digital (binario) que recibe, se produce un transitorio o cambio abrupto entre un valor y otro, dichos transitorios contienen componentes en altas frecuencias, por lo tanto se aplica un filtro pasa-bajas para eliminar dichas componentes y entregar una señal suavizada (véase Figura 14).

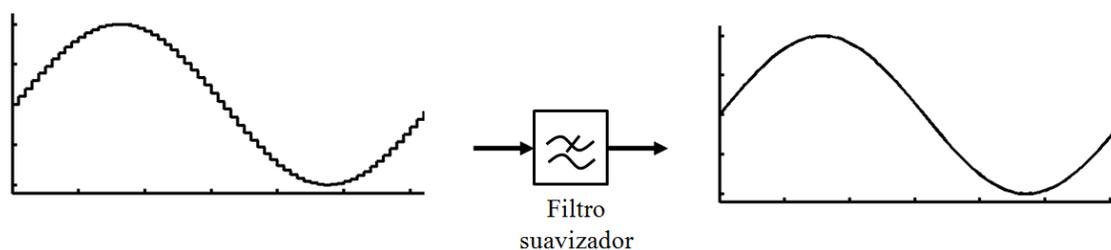


Figura 14: Señal suavizada por el filtro pasa-bajas Bessel de 4^{to} orden

III.9 Esquemáticos del sistema

Los esquemáticos expuestos en la presente sección se diseñaron en EAGLE CadSoft. En la Figura 15, se muestra el esquemático completo del instrumento. Se muestra la parte analógica/digital del circuito, las fuentes de alimentación, la etapa de acondicionamiento de la señal, la etapa de procesamiento digital, la parte de control y programación del instrumento, así como, la configuración del periférico USB y circuitos ajustadores de señal en la salida del DAC. Por otro lado, nótese el puente JP6 en la figura 16, dicho puente es el único punto de unión entre el plano de tierra analógico y el plano de tierra digital, esto con el fin de reducir el ruido eléctrico.

En la Figura 16, se muestra la primer parte de la etapa de acondicionamiento de la señal para los cuatro canales, que consta de la amplificación de las señales proporcionadas por los micrófonos. Posteriormente se transmiten las señales al QF4A512. Para conectar el micrófono cada canal consta de un conector de audio (tipo: “jack”) hembra de 3.5mm (Conectores: X3, X4, X5 y X6 vid. Figura 16).

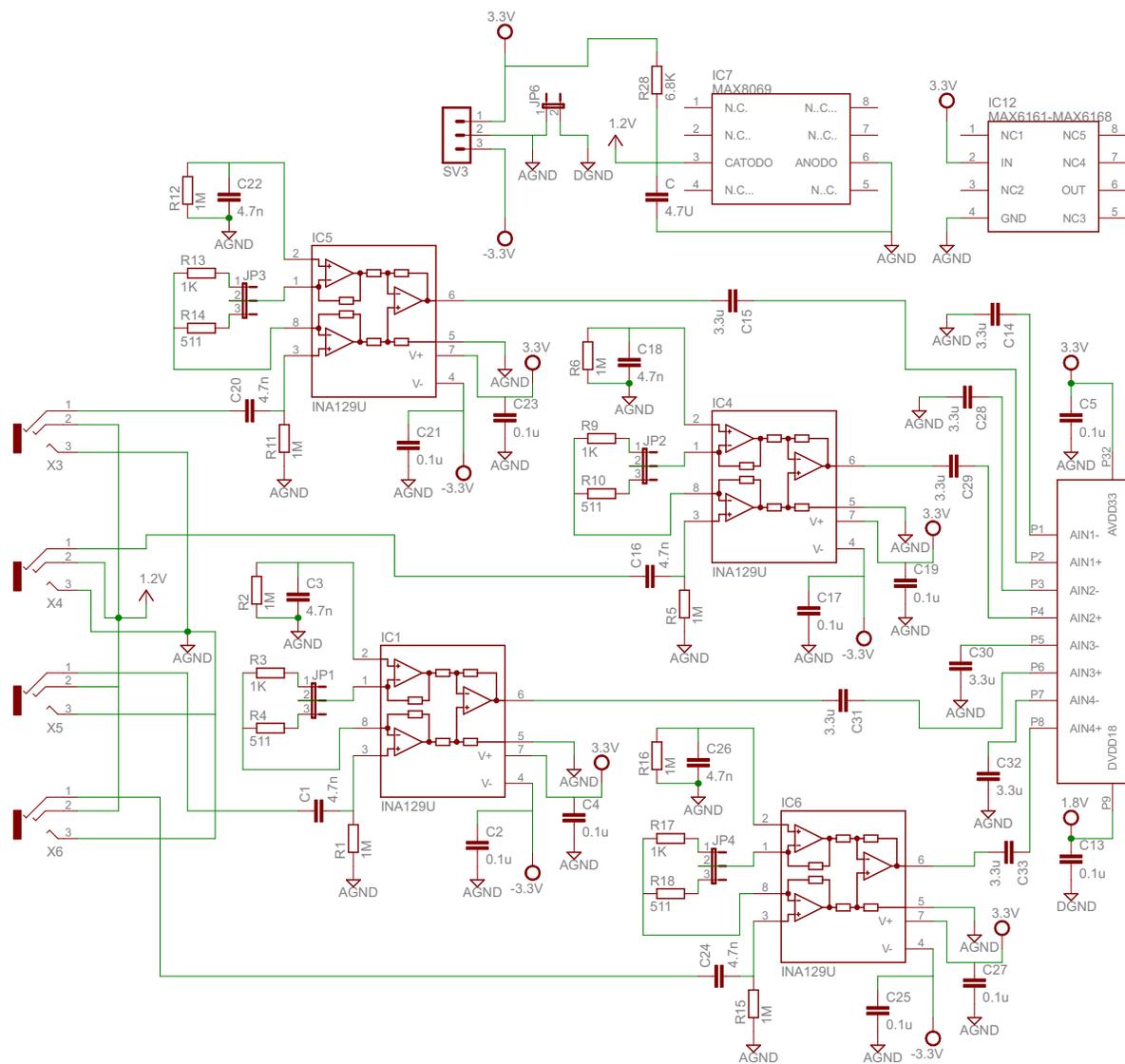


Figura 16: Diagrama esquemático de los 4 canales de entrada

En la Figura 17, se muestra el microcontrolador PIC y su configuración Full-Speed (12Mb/s) para el puerto USB (USB, 2011), además de los interruptores de control del instrumento S2 como el encendido/apagado del instrumento y elección de canales, también los diodos emisores de luz como indicadores de los canales activos.

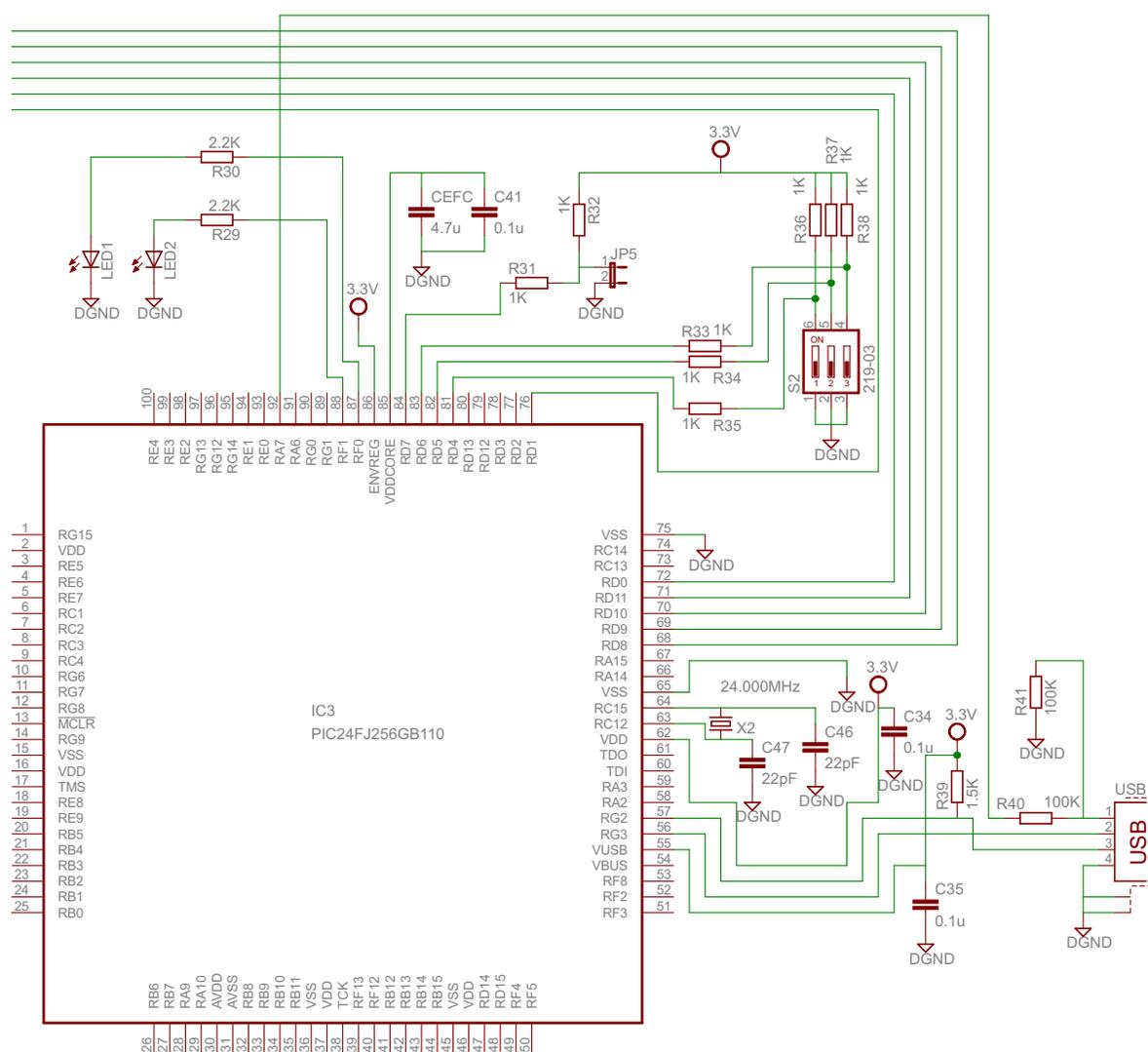


Figura 17: Diagrama esquemático del microcontrolador e interruptores de control

En la Figura 18, se expone principalmente los conectores header para la programación del QF4A512 y el microcontrolador PIC, SV2 y SV1 respectivamente, además de un interruptor S1 para reiniciar el instrumento y un interruptor S4 para activar el modo de programación.

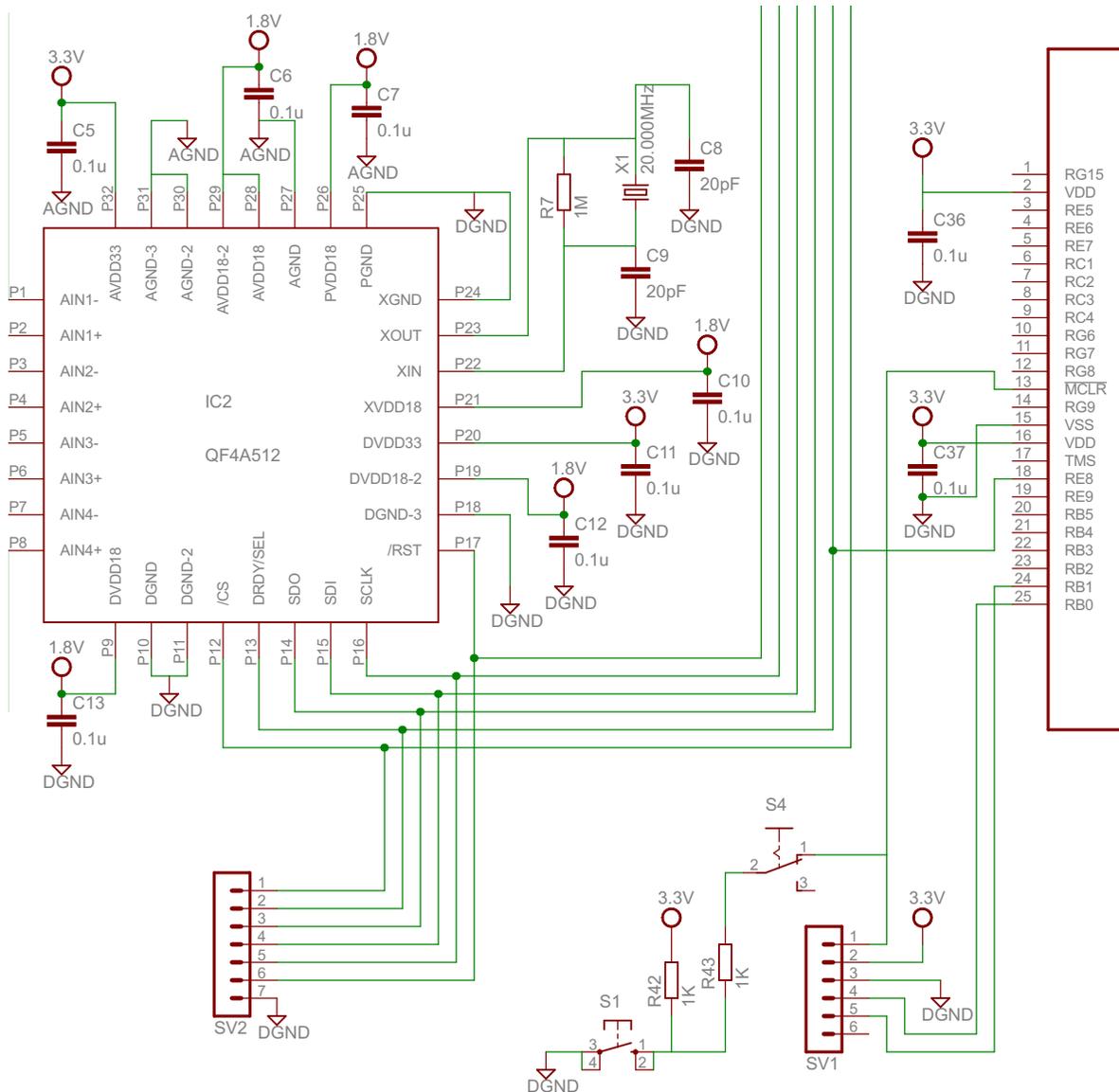


Figura 18: Diagrama esquemático de conectores para programación del instrumento

En la Figura 19, se expone el diagrama del convertidor digital-analógico conectado al microcontrolador a través del periférico serial SPI.

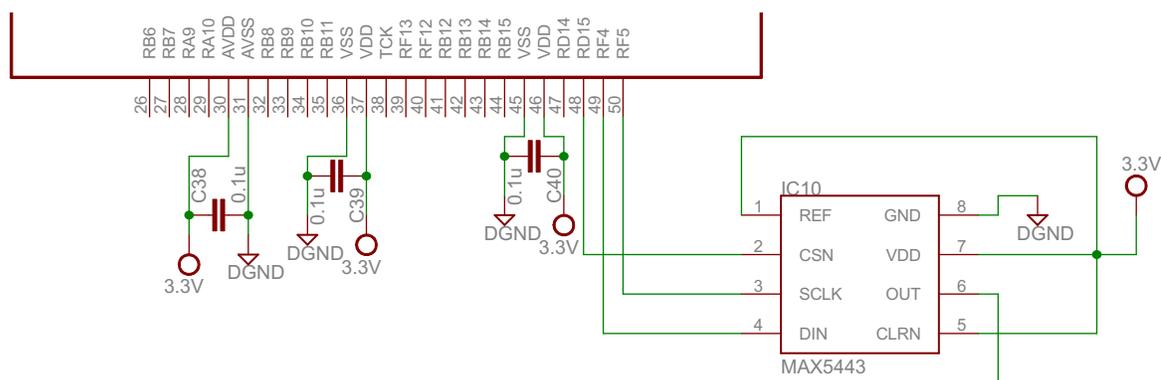


Figura 19: Diagrama esquemático del convertidor digital-analógico

En la Figura 20, se expone el circuito ajustador de nivel en la salida del DAC, ajuste de nivel en modo bipolar necesario para la utilización de audífonos para escuchar las señales pre-procesadas. Por otro lado se muestra el circuito suavizador, un filtro pasa-bajas Bessel de 4^{to} orden y el conector de salida de audio (tipo: “jack”) hembra de 3.5mm.

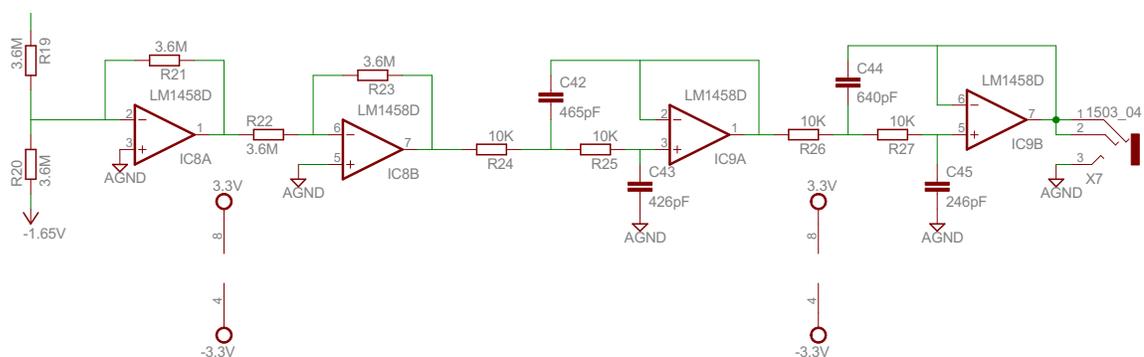


Figura 20: Diagrama esquemático del ajustador de nivel y filtro suavizador

III.10 Resumen

En este capítulo se presentaron las características y especificaciones del IAPSER y sus diagramas esquemáticos. También se describió el funcionamiento de cada uno de sus componentes principales. En el siguiente capítulo se presentarán los algoritmos de programación del IAPSER.

Capítulo IV

Programación del Instrumento de Adquisición y Pre-procesamiento de Señales Respiratorias

En el presente capítulo, se exponen los algoritmos programados para el funcionamiento del sistema. Se presentan dos tipos de código: el del microcontrolador y el del interfaz de usuario en la computadora. El código de programación para el microcontrolador se realizó en C utilizando el compilador de Custom Computer Services. Inc. (CCS), compañía especializada en software y hardware embebidos con microprocesadores y DSP (Digital Signal Processor) de Microchip Technology Inc. Los algoritmos se describen por medio de diagramas de flujo. Por otro lado, el código de la interfaz con el usuario en la computadora, se realizó en Microsoft Visual C#, lenguaje de programación orientado a objetos, aprobado como un estándar por la Ecma international (European Computer Manufactures Association) e ISO (International Organization for Standardization) y se describe con los diagramas de casos de uso que son un tipo de Lenguaje Unificado de Modelado (UML, por sus siglas en inglés, Unified Modeling Language), debido a que dicho lenguaje está diseñado para documentar software orientado a objetos. Las herramientas de software arriba mencionadas fueron elegidas para esta tesis por su facilidad de implementación y eficiencia en sistemas embebidos, además de estar respaldadas por una amplia documentación (Mayo, 2010; CCS, 2011; MSDN, 2011) y soporte técnico (vid. capítulo y sección III.6.1). Es importante señalar que no es objetivo de esta tesis explicar como funciona el UML, ni los protocolos de comunicación

serial que se comentan en la siguiente sección, solo se describirá lo que concierne a los objetivos de esta tesis. Para mayor información al respecto ver (CCS, 2011; Mayo, 2010; USB, 2011; Schmuller, 2001).

IV.1 Protocolos de comunicación serial

En la presente sección se muestra de manera general algunos detalles en la configuración de los protocolos de comunicación serial utilizados, que son esenciales para un desempeño de calidad y confiabilidad, parte de los objetivos de esta tesis, por ser características indispensables de un instrumento de aplicación médica.

IV.1.1 Ducto SPI

El formato de los paquetes de información que el QF4A512 transfiere por el puerto SPI depende de su modo de operación. Cuando el QF4A512 trabaja en modo mono-canal, los datos pre-procesados se transmiten en paquetes de 16 bits, por otro lado, cuando trabaja en modo multi-canal, la transmisión se realiza en paquetes de 24 bits, donde los 8 bits más significativos contienen información como paridad, identificador de canal, bandera para nuevo dato, etc., y los 16 bits restantes son los datos adquiridos de cada muestreo, en las tablas IV, V y VI se muestra la descripción de la cadena de bits.

Para este protocolo de comunicación, el compilador CCS tiene funciones que manejan la transferencia de Entrada/Salida (I/O, abreviación en inglés de Input/Output) de datos en paquetes predefinidos de 8 bits y funciones que permiten aumentar el tamaño de los paquetes a 16 y 32 bits. De esta manera, la transmisión de información del QF4A512 en modo mono-canal hacia el microcontrolador se realiza adecuadamente utilizando las funciones del compilador CCS configuradas a 16 bits. Por otra parte, la

transmisión de información del QF4A512 en modo multi-canal hacia el microcontrolador no puede realizarse directamente, debido a que las funciones del compilador solo pueden configurarse en paquetes de 8, 16 y 32 bits. En las primeras pruebas se intentó utilizar las funciones del compilador configuradas a 32 bits pensando aprovechar solo los 24 bits útiles, pero durante la transmisión se generó un error de lectura en el microcontrolador, un desplazamiento o corrimiento de bits hacia la izquierda dentro de los paquetes transmitidos, debido a que el QF4A512 después de transmitir los primeros 24 bits efectivos, retransmite datos dentro de los 8 bits restantes ($32 - 24 = 8$ bits), alterando el orden en la estructura cabecera-dato de las siguientes muestras. Para solucionar este problema se programaron unas rutinas donde se utilizan funciones configuradas a 8 bits en cascada, completando así el número de bits necesarios en cada rutina, por ejemplo, para las transferencias en modo mono-canal se utiliza una rutina de dos funciones de 8 bits en cascada obteniéndose así los 16 bits necesarios, y para las transferencias en modo multi-canal se utiliza una rutina de 3 funciones de 8 bits para obtener las transferencias de 24 bits exactas, además en cada rutina se respetan las señales de control propias del protocolo.

Tabla IV: Byte más significativo de la serie de datos de 24 bits

Bit	D23	D22	D21	D20	D19	D18	D17	D16
Función	PARITY	CH-ID	CH-ID	NEW	adc-ov-L	adc-ov	adc-un-L	adc-un

En la Tabla IV, se muestra el byte de información que viene como cabecera en cada dato muestreado, los bits son los siguientes:

- Bits D16-D19: indican si existe desbordamiento en la salida del convertidor analógico-digital.
- Bit NEW: bandera que indica si hay un nuevo dato.
- Bits CH-ID: indican el canal al cual pertenece el dato muestreado.
 - 00=canal 1
 - 01=canal 2
 - 10=canal 3
 - 11=canal 4
- Bit PARITY: indica el bit de paridad.

Tabla V: Byte más significativo del dato muestreado de 16 bits

Bit	D15	D14	D13	D12	D11	D10	D9	D8
Datos	Dato15	Dato14	Dato13	Dato12	Dato11	Dato10	Dato9	Dato8

En la Tabla V, se muestra el byte más significativo de cada dato que el ADC muestrea con una resolución de 16 bits.

Tabla VI: Byte menos significativo del dato muestreado de 16 bits

Bit	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
Datos	Dato7	Dato6	Dato5	Dato4	Dato3	Dato2	Dato1	Dato0

En la Tabla VI, se muestra el byte menos significativo de cada dato que el ADC muestrea con una resolución de 16 bits.

IV.1.2 Ducto USB

El protocolo del ducto USB está diseñado para manejar 4 modos distintos de transferencias, de acuerdo a los requerimientos de los dispositivos, como frecuencia de transferencia, tiempo de respuesta y corrección de errores. El dispositivo utiliza el modo de transferencia que mejor se ajusta a sus propósitos. Dichos modos son:

- **Control:** modo de transferencia utilizado para configurar la comunicación entre el host y el dispositivo, permite al host leer la información del dispositivo, asignar una dirección al dispositivo, seleccionar configuraciones, etc. Por omisión este modo utiliza el EndPoint 0, dado que todos los dispositivos USB manejan este tipo de transferencias. Este modo no tiene pérdida de datos, debido a que la función de corrección de errores está activa a nivel USB.
- **Bulk:** modo que sirve para la transmisión de grandes cantidades de información. Este modo está pensado para situaciones donde la razón de transferencia no es crítica, como enviar un archivo a una impresora, almacenar o acceder a un archivo en un disco externo, etc. Aunque para estas aplicaciones las transferencias rápidas son útiles, los datos pueden esperar si es necesario. Si el ducto está muy ocupado las transferencias masivas son retardadas, pero si el bus está libre estas son las transferencias más rápidas. Al igual que el modo control, cuenta con métodos para reintentar una transferencia errónea.
- **Isochronous:** modo que se utiliza para transmitir audio y video comprimido en tiempo real, pero no posee control de errores, por lo que no corrige ni retransmite

los datos recibidos con error. En una aplicación donde se transmita voz, si ésta no se transmite correctamente, pueden llegar a escucharse parásitos (glitches).

- **Interrupt:** modo que se utiliza para transmisiones de pequeños paquetes, rápidos, orientados a percepciones humanas. Los dispositivos que utilizan éste modo (e.g., como el ratón, teclado, punteros, etc.), son de baja velocidad y necesitan recibir atención periódicamente del host, el tiempo de respuesta no puede ser inferior al valor especificado por la interfaz. No tiene pérdidas de datos.

Tabla VII: Tipo de transferencias del ducto USB

Tipo de transferencia		Control	Bulk	Interrupt	Isochronous
Corrección de errores		Sí	Sí	Sí	No
Tamaño (Bytes) del EndPoint ¹	Low Speed	8	N/A	≤ 8	N/A
	Full Speed	8, 16, 32, 64	8, 16, 32, 64	≤ 64	≤ 1023
Máximo número de transferencias por frame ²	Low Speed	3	N/A	0.1	N/A
	Full Speed	13	19	1	1
Máximo número de bytes de datos por Frame/EndPoint	Low Speed	24	N/A	0.8	N/A
	Full Speed	832	1216	64	1023

En la Tabla VII se muestran las características técnicas y limitaciones de cada uno de los diferentes tipos de transferencia.

De acuerdo con la información presentada en esta sección, se determina utilizar el modo de transferencia bulk, principalmente por la capacidad de transmitir grandes cantidades de información, aunada su capacidad de corrección de errores. Esta última característica es importante por lo imprescindible de conservar la integridad de los datos transmitidos, porque se está hablando de la salud humana. Por otra parte, dicho modo de transferencia puede demorarse para transmitir información si el ducto se encuentra ocupado debido a que la razón de transferencia no es su prioridad, por tal motivo se recomienda no conectar ningún otro dispositivo USB a la computadora cuando esté en operación el IAPSER, de esta manera quedará libre el ducto USB para una transmisión de datos adecuada.

IV.2 Código del microcontrolador

El programa del microcontrolador permite al sistema trabajar de manera autónoma o conectado por USB a una computadora para almacenar los datos adquiridos. Una característica fundamental en el programa es el uso interrupciones de alta prioridad en la sección de adquisición de datos, con el fin de eliminar cualquier pérdida de información en la medición de las señales respiratorias, debido a que es de vital importancia una adquisición sin pérdidas, porque estamos hablando de la salud humana. En la Figura 21 se observa el diagrama de flujo general, que contiene la etapa de configuración de funciones esenciales del microcontrolador como velocidad de procesamiento, puertos

¹Tamaño del EndPoint = Máximo tamaño del paquete de datos.

²Frame: base de tiempo de 1 milisegundo que USB establece para las transferencias full/low-speed, y microframe para la base de tiempo de 125 μ s en high-speed.

de I/O necesarios para habilitar protocolos de comunicación de los ductos SPI y USB, habilitación de interrupciones externas, conformación de descriptores para identificarse ante el host cuando se entable comunicación por el ducto USB, etc. Además, se muestra la etapa de la rutina principal y la rutina de interrupciones que se describirán con detalle en las siguientes sub-secciones.

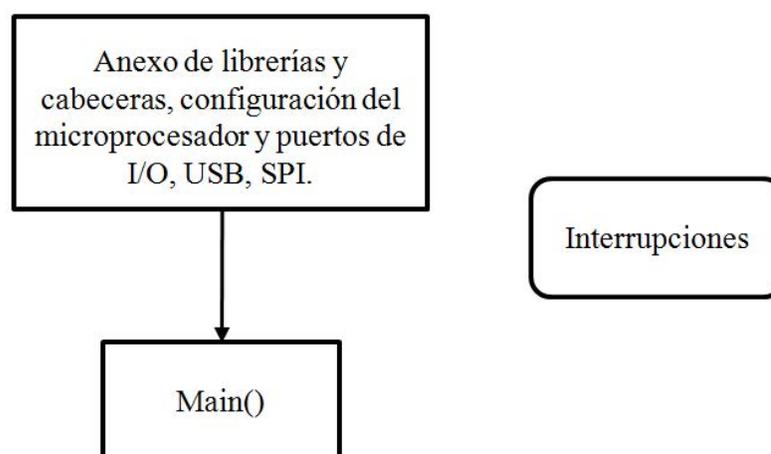


Figura 21: Diagrama de flujo general del código del microcontrolador

IV.2.1 Rutina principal (Main)

En términos generales, la rutina principal contiene las funciones de control del sistema, es decir, se encarga de controlar y sincronizar la lectura/escritura de puertos de I/O, ductos seriales (e.g., SPI y USB), activación de interrupciones, manejo de banderas, etc. La rutina comienza con la inicialización de las funciones USB, activación de sensibilidad de conexión USB, ajuste de velocidad del procesador a 32 MHz, velocidad necesaria para la activación del módulo USB, configuración de un temporizador, etc. Posteriormente entra en un ciclo infinito donde mantendrá la funcionalidad del sistema de manera estable. Después se verifica periódicamente si existe conexión USB; si no

la hay, entra en modo autónomo, en donde el microcontrolador estará pendiente para recibir instrucciones del usuario a través de los interruptores de control S2 (vid. Figura 17). Si el usuario enciende el interruptor para activar un canal, el microcontrolador habilita las interrupciones correspondientes con instrucciones para operar el QF4A512 y comenzar con la adquisición de señales. En esta etapa de operación autónoma no se almacenan los datos medidos, solo se transmiten a la salida de audio los datos muestreados. Cuando se detecta un cambio en el estado de los interruptores de control, se ajustan las interrupciones con las instrucciones para re-configurar el QF4A512 ya sea para detener el proceso de adquisición, cambiar de canal o salir de la etapa de operación autónoma. Por otra parte, si existe conexión USB el microcontrolador entrará en otra etapa donde las instrucciones que reciba serán de la computadora a través del puerto USB, de la misma manera que en la operación autónoma se habilitan las interrupciones necesarias con las instrucciones para manejar el QF4A512, sólo con la diferencia de almacenar en pilas de memoria los datos adquiridos, en esta etapa de la rutina, el algoritmo está pendiente cuando una pila se llena de información para transmitirla a la computadora para su almacenamiento final, mientras se realiza este proceso de la transmisión de datos de la primer pila, el microcontrolador comienza a llenar una segunda pila de información, para cuando llegue el momento de transmitir la segunda pila la primera ya estará disponible para comenzar a llenarla de más información y así sucesivamente con la segunda pila, además la rutina estará atenta a cualquier instrucción dada por el usuario desde la PC, ya sea para detener la adquisición o cambiar de canal(es). En la Figura 22 se muestra el algoritmo antes descrito.

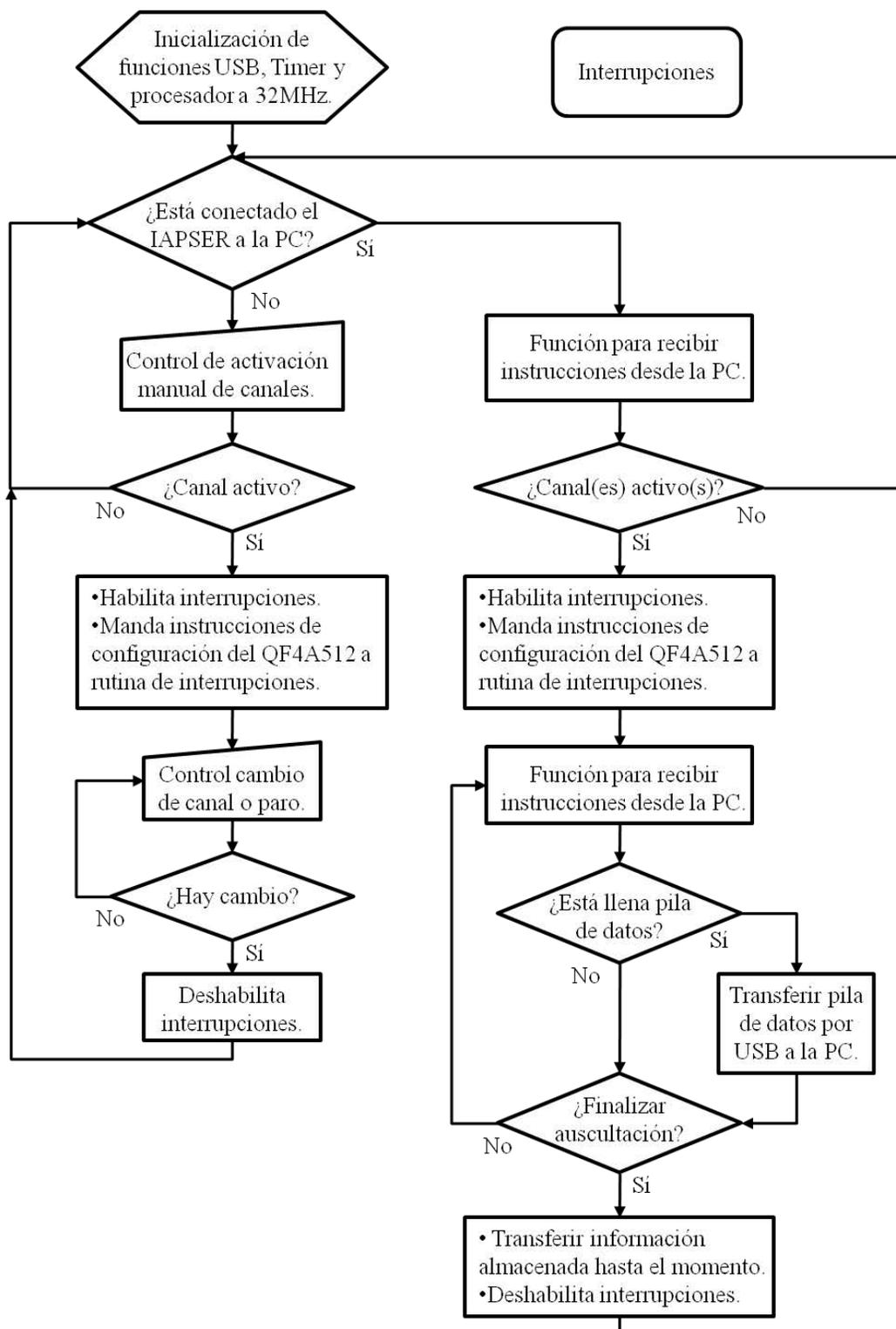


Figura 22: Diagrama de flujo de la rutina Main()

IV.2.2 Rutinas de interrupciones

Las rutinas de interrupciones son las más importantes del algoritmo del sistema, debido a que poseen la misión de adquirir los datos que proporciona el QF4A512 de las mediciones de señales respiratorias realizadas en las auscultaciones. La interrupción correspondiente se habilita con una señal (DRDY, vid. Figura 15) que proporciona el QF4A512 al microcontrolador cada vez que se muestrea un dato, por lo que dicha rutina de interrupción se ejecuta con una frecuencia igual a la frecuencia de muestreo del QF4A512. Existen básicamente 2 rutinas de interrupción: una cuando el instrumento está trabajando de manera autónoma y otra cuando está conectado a la computadora a través del ducto USB. La primera consiste en leer el dato que se muestrea en el momento, guardarlo en una localidad de memoria de una pila creada y transferir el dato hacia el convertidor digital-analógico, mientras que la segunda consiste en leer el dato muestreado y transferirlo al DAC. En ambos casos, las interrupciones permiten mantener una adquisición constante de la información de las señales respiratorias debido a que están configuradas con la más alta prioridad para evitar cualquier pérdida de información, significa que el procesador será interrumpido de cualquier función haciendo los respaldos pertinentes para adquirir los datos muestreados y después continuar con las funciones pendientes valiéndose de los respaldos realizados. Otra función que hay dentro de las mencionadas rutinas, es la de mandar las instrucciones para activar y desactivar los canales de adquisición del QF4A512 de acuerdo a las órdenes del usuario. El algoritmo antes descrito puede observarse en la Figura 23.

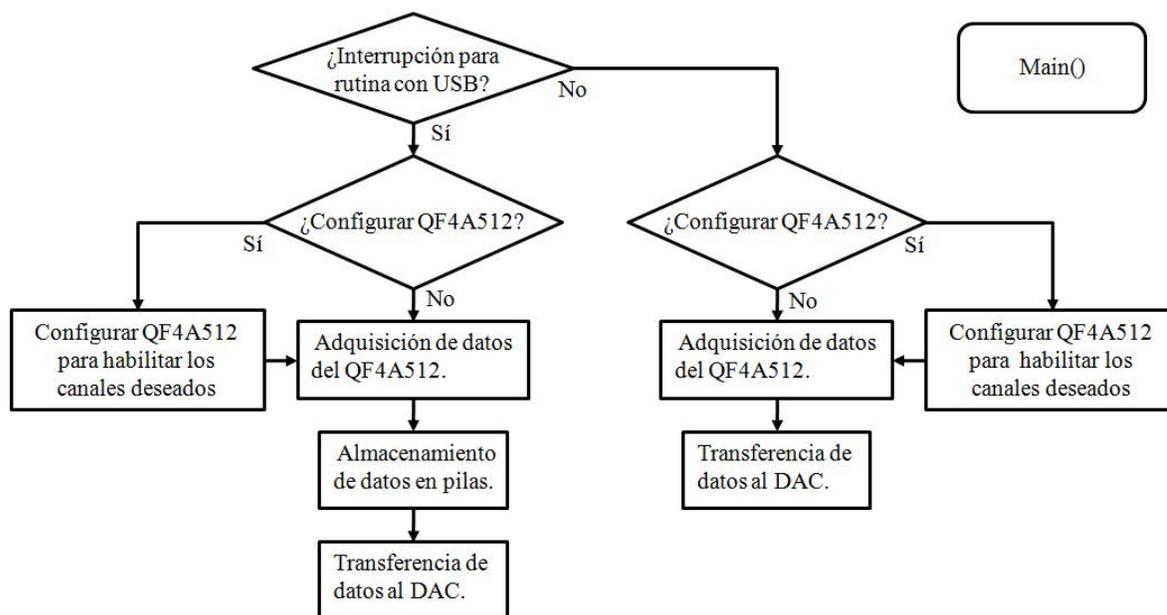


Figura 23: Diagrama de flujo de los programas para administrar las interrupciones

IV.3 Código en la PC - Interfaz con el usuario

En la presente sección se describe el algoritmo del programa que controla el instrumento desde la computadora. El programa sólo contiene los controles básicos de inicio y fin de transmisión, funciones para activar los canales deseados para adquisición de señales, activación de canal hacia la salida analógica y rutinas de almacenamiento de la información pre-procesada. El programa se realizó de esta manera debido a que en esta tesis, el desarrollo del propio instrumento fue de mayor prioridad. Sin embargo, la sencillez del programa es temporal, puesto que continuará desarrollándose en trabajos futuros. El sistema completo está diseñado para ser escalable.

IV.3.1 Diagrama UML (casos de uso)

Un caso de uso está estructurado de una serie interacciones entre el usuario y el sistema, describiendo de manera clara las funciones del software sin profundizar en las operaciones del sistema. En la Figura 24 se muestra el diagrama de casos de uso del programa de control de la interfaz con el usuario. Básicamente se constituye de dos casos de uso principales: el caso de uso “Modo de operación” y el caso de uso “Inicio/Fin”, los casos de uso “mono-canal” y “multi-canal” se incluyen dentro de “Modo de operación”. Los casos de uso principales se describen con más detalle en las Tablas VIII y IX.

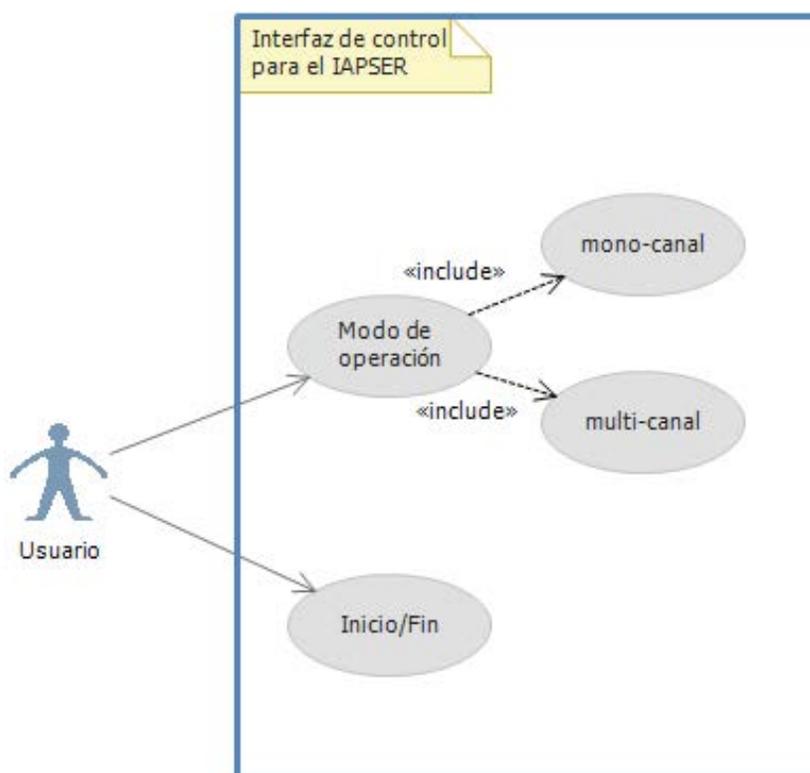


Figura 24: Diagrama de casos de uso de la interfaz con el usuario

Tabla VIII: Caso de uso "Modo de operación"

Caso de uso:	Modo de operación	
Actor:	Usuario	
Propósito:	Habilita modo de operación y canal(es)	
Descripción:	El usuario elige las opciones para activar modo de operación y canal(es), además el canal que se desea mostrar en la salida analógica	
Flujo principal:	Eventos del actor	Eventos del sistema
	<p>1. Se elige el modo de operación.</p> <p>3. Se elige(n) canal(es) y se ejecuta evento Inicio/Fin.</p>	<p>2. El sistema activa controles mono/multi - canal de acuerdo a elección.</p> <p>4. Si se ejecuta el evento Inicio/Fin sin elegir algún canal se despliega mensaje de error.</p>

Tabla IX: Caso de uso "Inicio/Fin"

Caso de uso:	Inicio/Fin	
Actor:	Usuario	
Propósito:	Iniciar/Finalizar transmisión de datos	
Descripción:	El evento inicia o finaliza transmisión de datos a la PC guardando los datos en un archivo de texto.	
Flujo principal:	Eventos del actor	Eventos del sistema
	<p>1. Ejecuta comando de inicio de transmisión de datos.</p> <p>3. El usuario ejecuta comando de fin de transmisión.</p>	<p>2. El sistema envía a través del ducto USB instrucciones para activar los canales seleccionados, posteriormente recibe del instrumento los datos pre-procesados y los almacena en un archivo de texto.</p> <p>4. El sistema envía al instrumento instrucción para detener transmisión de datos y finaliza las operaciones de almacenamiento.</p>

IV.3.2 Funcionalidad del programa de la PC

En el modo mono-canal, sólo se puede seleccionar un canal a la vez. En la Figura 25 se muestran las opciones para seleccionarlo. Observe que la sección de salida DAC está deshabilitada, debido a que se utiliza sólo en modo multi-canal y sirve para elegir obtener las señales pre-procesadas en la salida analógica de uno de los canales seleccionados. Cuando se pulsa el botón “iniciar” comienza la transferencia y almacenamiento de los datos adquiridos a través del canal seleccionado.

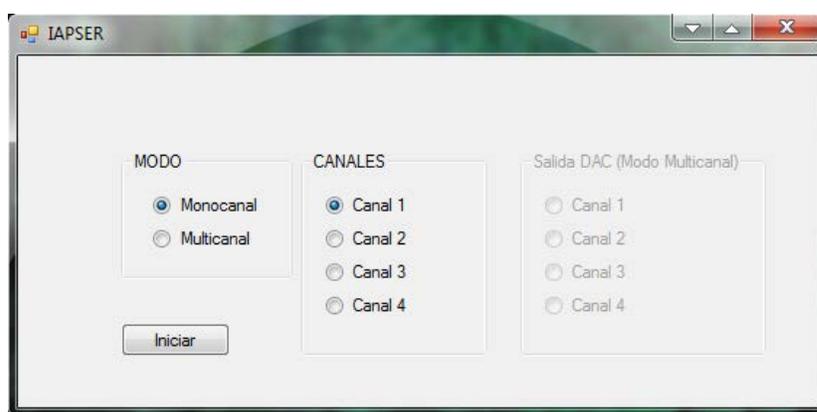


Figura 25: Interfaz de control de modo mono-canal

En la Figura 26, se muestran los controles para activar canales en el modo multi-canal. En este modo pueden seleccionarse varios canales a la vez, pero solo se cuenta con una salida analógica. Por esta razón se habilita una sección que permite escoger cual de los canales seleccionados será enviado al convertidor digital-analógico. Cuando se pulsa el botón “iniciar” comienza la transferencia y almacenamiento de los datos adquiridos a través de los canales seleccionados, además de obtener en la salida analógica las señales pre-procesadas del canal elegido.



Figura 26: Interfaz de control de canales modo multi-canal

En caso de no seleccionar un canal de salida, y al menos un canal de entrada, se despliega un mensaje de error.

IV.4 Resumen

En este capítulo se presentaron los diferentes lenguajes de programación utilizados en el proyecto, algunos ajustes que se necesitaron hacer en la configuración de la comunicación SPI y las descripciones de los algoritmos de programación. En el siguiente capítulo se presentarán los experimentos realizados al IAPSER para ponerlo a prueba.

Capítulo V

Experimentación

En este capítulo, se presenta la caracterización del IAPSER, la comparación de las respuestas en frecuencia del IAPSER y el estetoscopio Thinklabs obtenidas en una prueba de laboratorio bajo las mismas condiciones. Además, se muestran las señales respiratorias adquiridas en una serie de auscultaciones en 3 personas, con ambos instrumentos.

V.1 Caracterización del IAPSER

La caracterización del IAPSER se realiza con un barrido lineal de frecuencia de 10Hz a 10kHz transmitido por un generador de funciones (Agilent 33220A), conforme a la configuración vista en la Figura 27. Se utiliza la tarjeta de adquisición DS1104 de dSPACE y se obtienen datos de entrada y salida del circuito IAPSER para calcular en la computadora la respuesta en frecuencia del sistema en el ancho de banda efectivo. La caracterización se realiza sin el micrófono, la señal de barrido de frecuencia se introduce directamente al circuito.

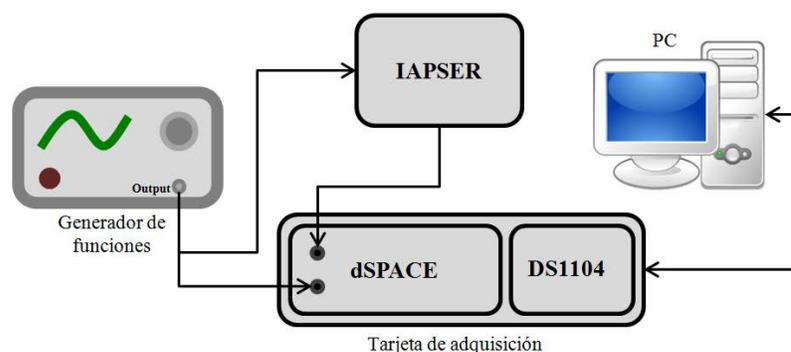


Figura 27: Configuración para caracterizar el circuito IAPSER

En las Figuras 28, 29, 30 y 31 se ilustran los resultados de la caracterización del circuito para 2 diferentes alcances de frecuencia calculados de 200Hz a 2kHz y de 200Hz a 4kHz, cada uno a dos diferentes frecuencias de muestreo. Es importante mencionar que cualquier cambio en la frecuencia de muestreo (f_m) o en los alcances de frecuencia puede hacerse de manera sencilla sin hacer cambio alguno en la circuitería, ventaja descrita en la sección III.5.2 y en el capítulo II.

En las Figuras 28 y 30, se muestran las respuestas en frecuencia del IAPSER de cada uno de los alcances a una frecuencia de muestreo de 22kHz. En las Figuras 29 y 31, se muestran las respuestas en frecuencia del IAPSER de cada uno de los alcances a una frecuencia de muestreo de 44kHz. Nótese la diferencia que hay en las zonas de transición, tanto en la parte de bajas frecuencias como en las altas frecuencias en las diferentes frecuencias de muestreo. En donde la frecuencia de muestreo es de 22kHz, las zonas de transición son más abruptas que en donde es de 44kHz, debido a la capacidad de cómputo ante diferentes cantidades de información.

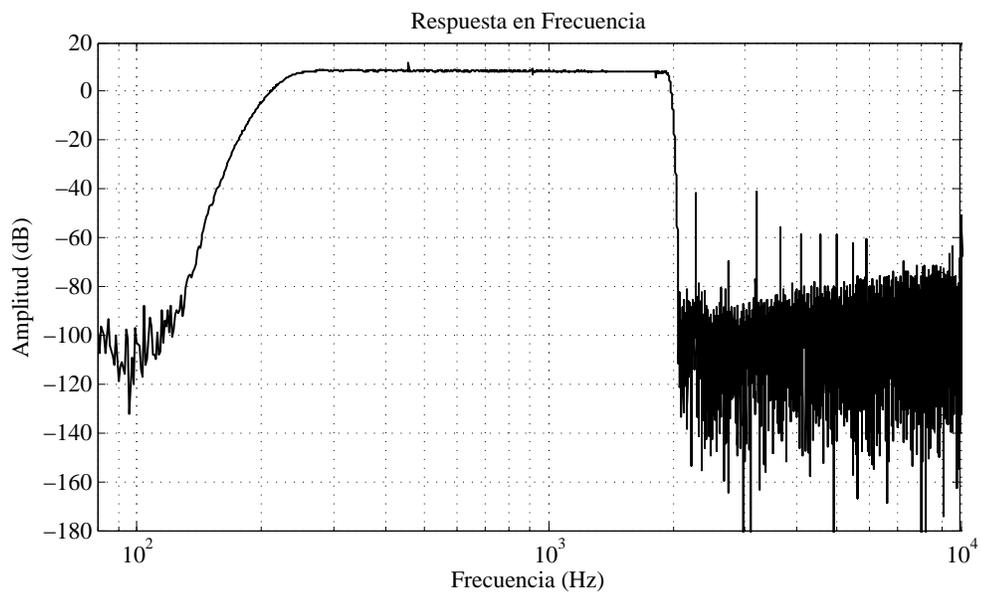


Figura 28: Respuesta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 2kHz a una $f_m = 22kHz$

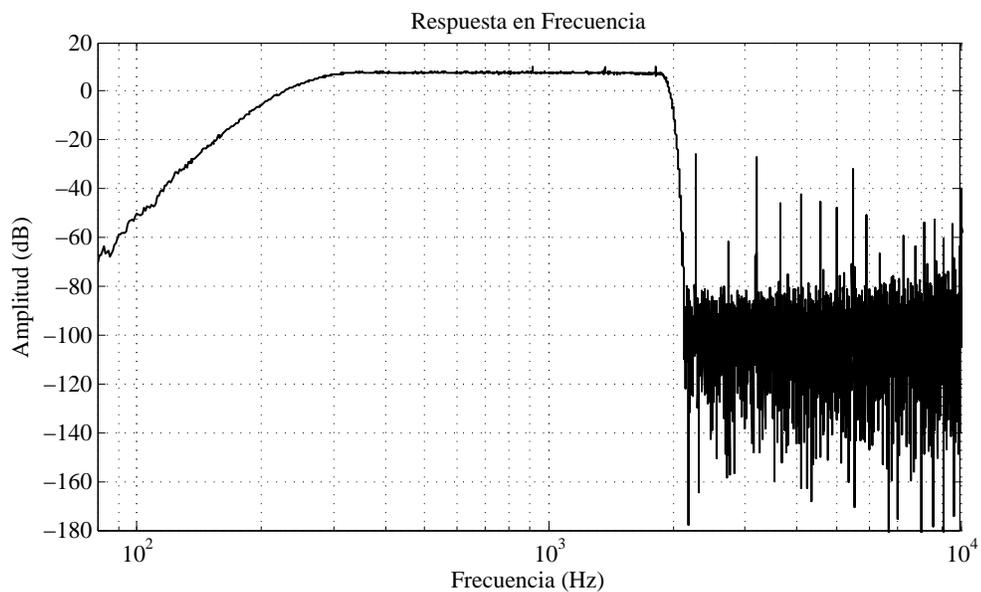


Figura 29: Respuesta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 2kHz a una $f_m = 44kHz$

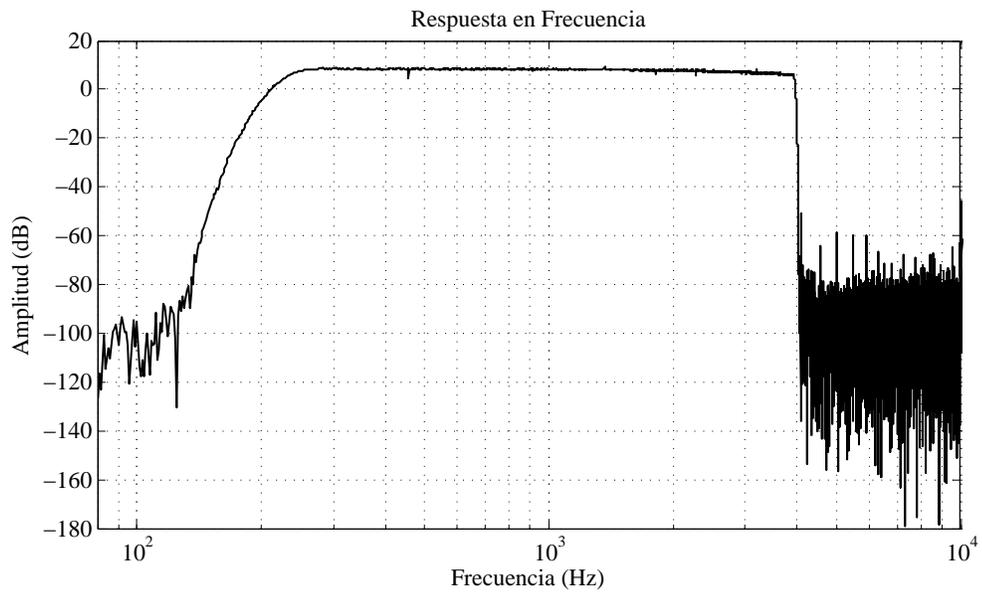


Figura 30: Resposta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 4kHz a una $f_m = 22kHz$

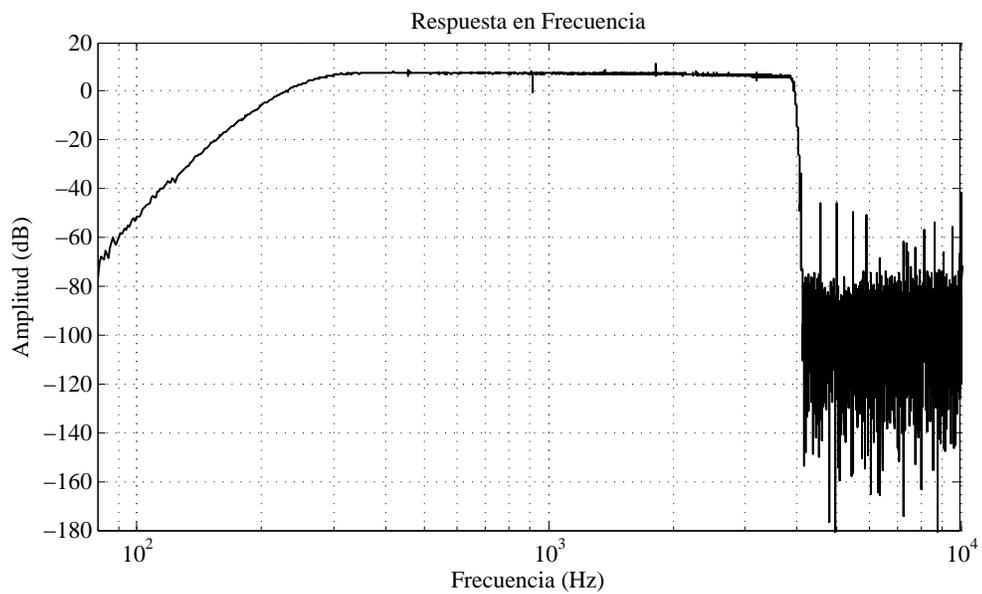


Figura 31: Resposta del IAPSER para un alcance de 200Hz a 4kHz a una $f_m = 44kHz$

Dentro del desarrollo de un instrumento nuevo existe una etapa importante, que es la selección de componentes, donde se analizan sus características y lo adecuado que pueden ser para el proyecto. Por lo tanto una de las razones de utilizar filtros FIR en esta tesis es por su respuesta de fase lineal, característica idónea para conservar íntegra la señales pre-procesadas. En la Figura 32, se puede observar la respuesta de fase, obtenida en las pruebas de caracterización del IAPSER expuestas en esta sección.

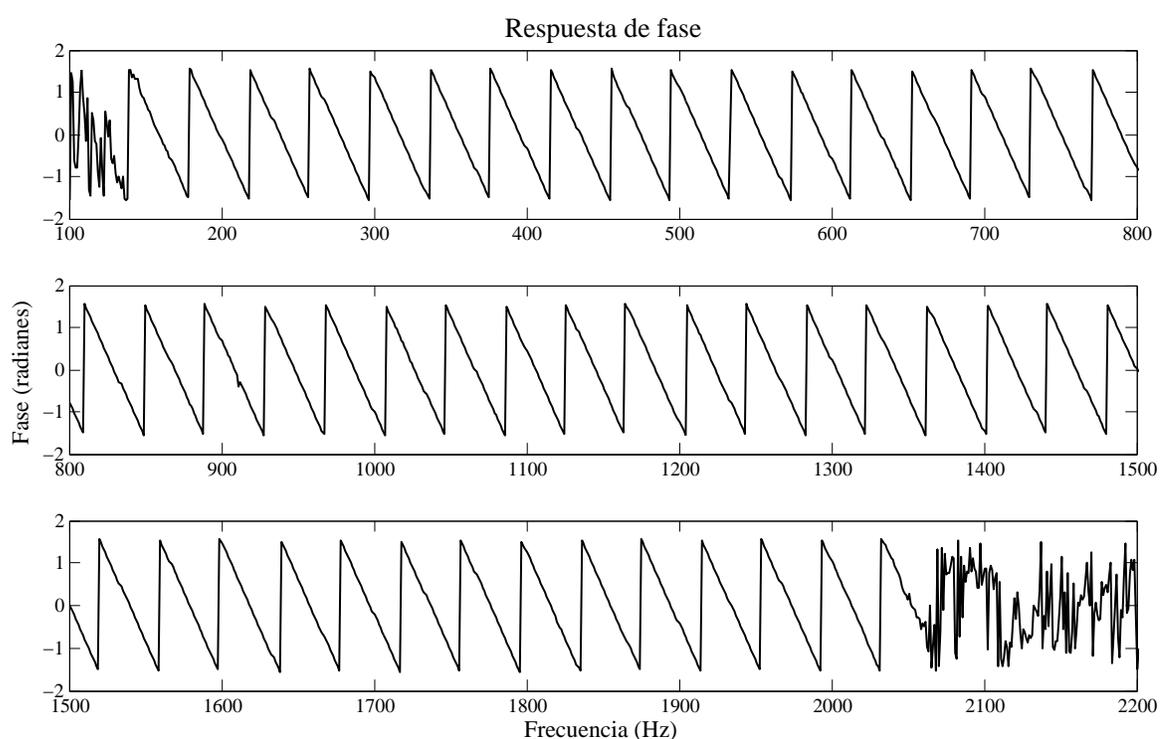


Figura 32: Respuesta de fase lineal en la banda pasante de frecuencia

Con dicha prueba queda comprobado la linealidad de la respuesta de fase del IAPSER, asegurando la integridad de las señales respiratorias pre-procesadas.

V.2 Comparación de las respuestas en frecuencia del estetoscopio Thinklabs y el IAPSER

Se somete el IAPSER y el estetoscopio Thinklabs a una prueba de caracterización bajo las mismas condiciones. En la prueba se utiliza un generador de funciones para transmitir una señal chirp con barrido lineal de 10Hz a 10kHz a una bocina de 8Ω , 6W y 8cm de diámetro. El sonido generado por la bocina se encauza por un cilindro de plástico de 41.5cm de largo por 10cm de diámetro directamente a las campanas de los sensores de cada uno de los instrumentos bajo prueba. Para dicha prueba el IAPSER se configura con una ganancia de 100 y un ancho de banda de 200Hz a 2kHz. Por otro lado el estetoscopio Thinklabs se configura en modo diafragma para sonidos respiratorios y con ganancia máxima. La adquisición se realiza con una frecuencia de muestreo de 44.1kHz. En la Figura 33, se muestra la configuración utilizada para la práctica comparativa.

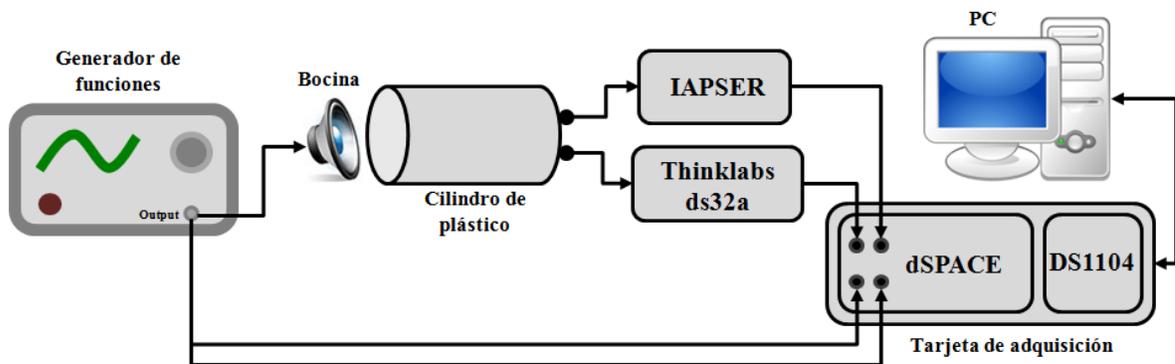


Figura 33: Configuración para la comparación entre el IAPSER y el estetoscopio Thinklabs

En la Figura 34, se muestra la respuesta en frecuencia de ambos instrumentos. Además de la similitud en la respuesta entre ambos instrumentos, se observan algunos aspectos interesantes en esta gráfica. El IAPSER presenta una mayor ganancia en la banda de interés, así como una mayor atenuación fuera de ella, en comparación con el estetoscopio Thinklabs. El análisis de estos resultados se realizará en el siguiente capítulo.

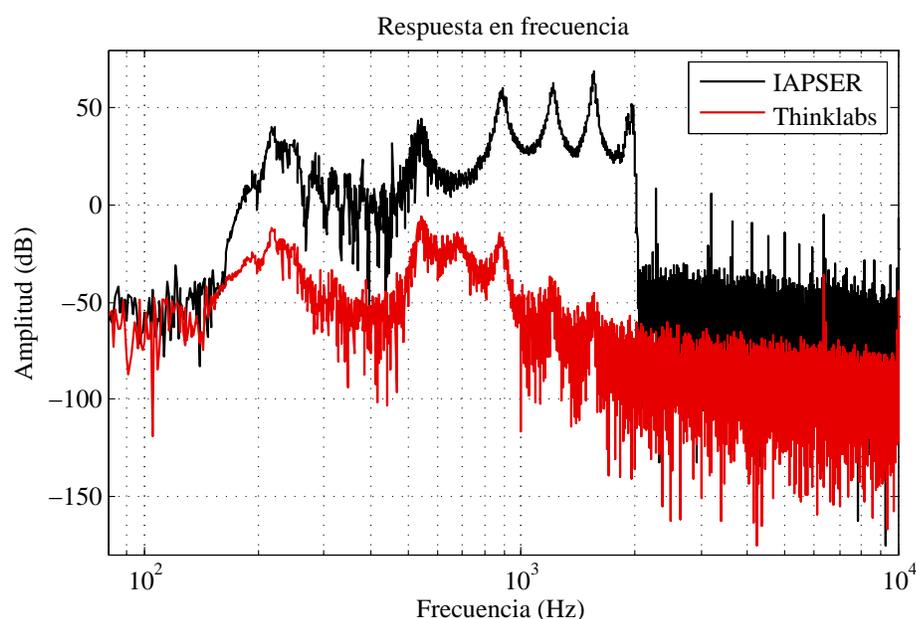


Figura 34: Respuesta en frecuencia del IAPSER y del estetoscopio Thinklabs

V.3 Puesta a prueba con auscultaciones

En la presente sección se exponen las mediciones de una serie de auscultaciones realizadas con el IAPSER y el estetoscopio Thinklabs a 3 personas adultas, que serán denominadas Adulto 1, Adulto 2 y Adulto 3. Es importante mencionar que los sonidos pulmonares varían entre las personas, dependiendo de su edad, masa corporal, lugar en donde se realizan las mediciones, pero principalmente según el tipo de flujo aéreo que se genere (Díaz, 2008).

V.3.1 Auscultación de dos adultos con el IAPSER en modo autónomo y el estetoscopio Thinklabs modo diafragma

Se realiza la adquisición de señales respiratorias con el IAPSER en modo autónomo y el estetoscopio Thinklabs al Adulto 1 y 2. Se configura el IAPSER para una ganancia de 50, un alcance de 200Hz a 2kHz y una frecuencia de muestreo de 44kHz, mientras que el estetoscopio Thinklabs se configura en modo diafragma para señales respiratorias y con una ganancia máxima. Se realizan las auscultaciones en la parte media del pecho en ambos adultos de acuerdo con el procedimiento reportado en (Díaz, 2008).

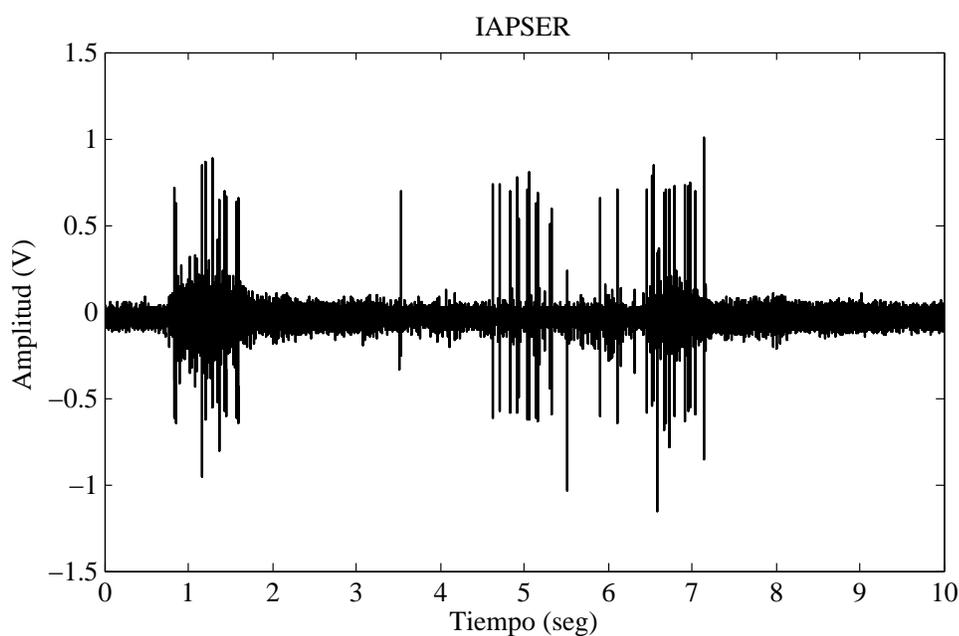


Figura 35: Adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 1)

En la Figura 35, se muestra la señal adquirida de una auscultación al Adulto 1 con el IAPSER. Dicha señal se obtiene de la salida analógica, por medio del conector de audio (tipo: “jack”) hembra 3.5mm. La auscultación abarca aproximadamente dos ciclos completos de respiración profunda que equivale a 10 segundos. En la Figura 36, se muestra el espectro de la señal adquirida del Adulto 1 con el IAPSER. Puede observarse la concentración de armónicas propias de las señales respiratorias dentro del ancho de banda pasante, además de una mayor amplitud en la parte de bajas frecuencias (Díaz, 2008).

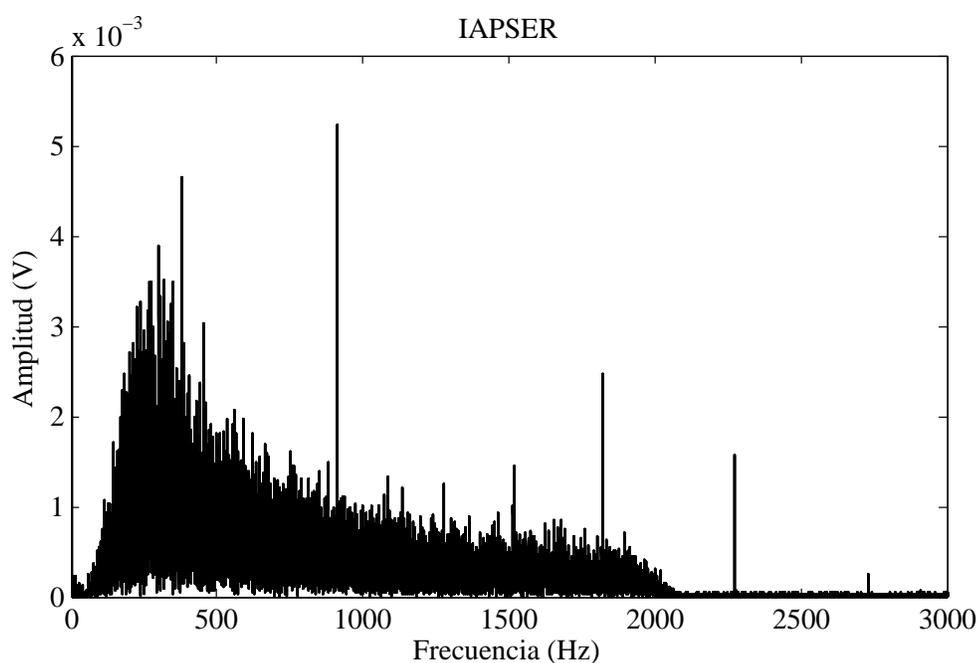


Figura 36: Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 1)

En la Figura 37, se muestra la adquisición de sonido respiratorio del Adulto 1 con el estetoscopio comercial Thinklabs. Dicha medición se realizó junto con la auscultación anterior bajo las mismas condiciones. Además las señales proporcionadas por ambos instrumentos son transmitidas a la tarjeta de adquisición DS1104 de la compañía dSPACE para guardar la información con la misma resolución, misma escala de tiempo y así proporcionar un comparativo validando el IAPSER. En la Figura 38, se muestra el espectro calculado de la auscultación realizada con el estetoscopio Thinklabs al Adulto 1. De la misma manera pueden observarse las armónicas en la parte de bajas frecuencias, característica propia de los sonidos pulmonares normales (Díaz, 2008).

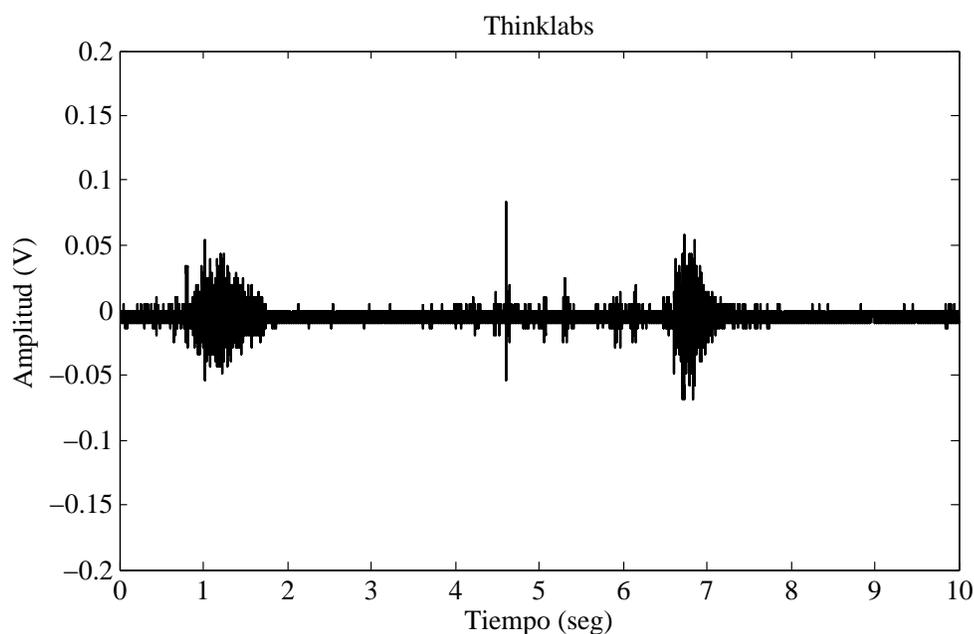


Figura 37: Adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs
(Adulto 1)

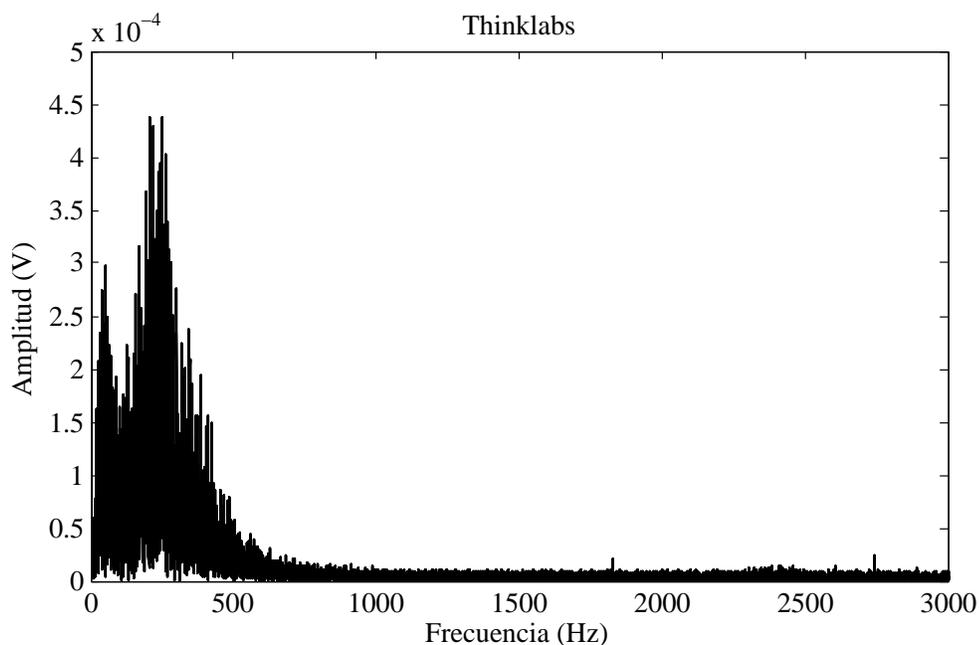


Figura 38: Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs (Adulto 1)

En las figuras 39 a 42 se muestran los resultados de otra serie de auscultaciones en una segunda persona adulta con ambos instrumentos. Estas mediciones se realizaron de igual forma con un periodo de tiempo de 10 segundos que abarca aproximadamente 2 ciclos completos de respiración profunda. En la Figura 39, se muestra la adquisición con el IAPSER modo autónomo. Comparando esta señal con la realizada en el Adulto 1 (Figura 35), se puede percatar que en la del Adulto 2 no hay picos. Esto se puede explicar puesto que, como se mencionó antes, los sonidos pulmonares son diferentes en cada persona. En este caso el Adulto 2 tiene una masa corporal mayor que el Adulto 1. En la Figura 40, se encuentra el espectro calculado de la señal adquirida del Adulto 2 con el IAPSER modo autónomo, se observa una similitud en la forma del espectro con la del Adulto 1.

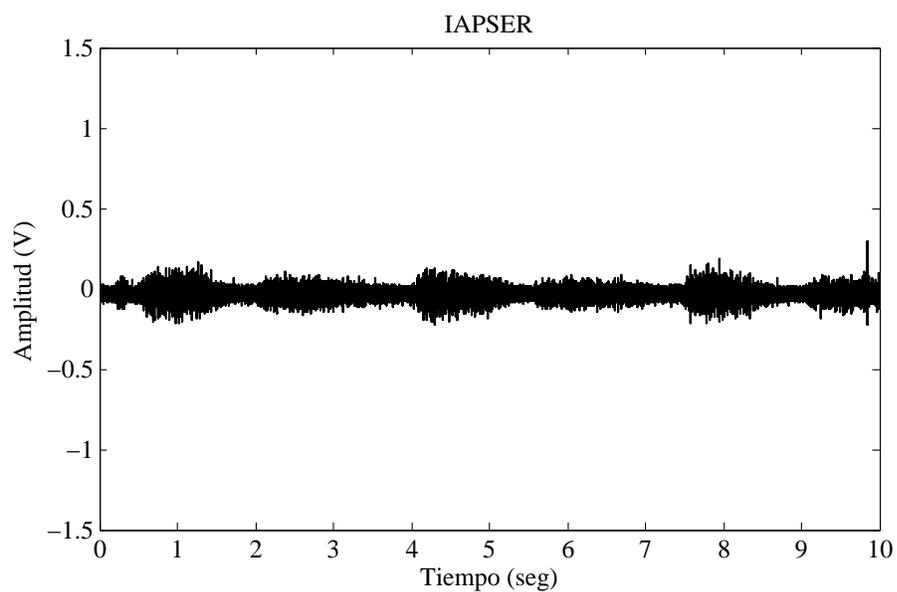


Figura 39: Adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 2)

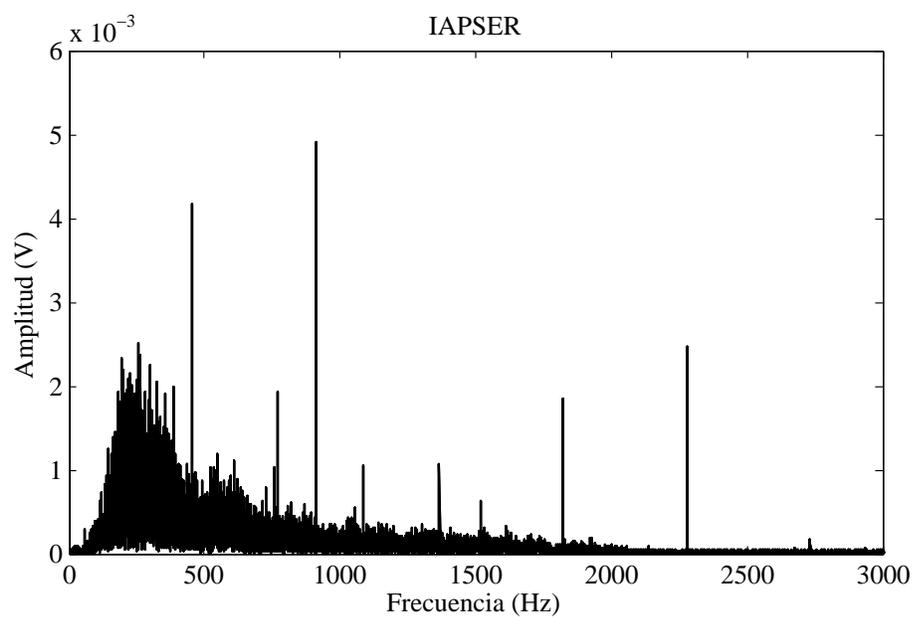


Figura 40: Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo autónomo (Adulto 2)

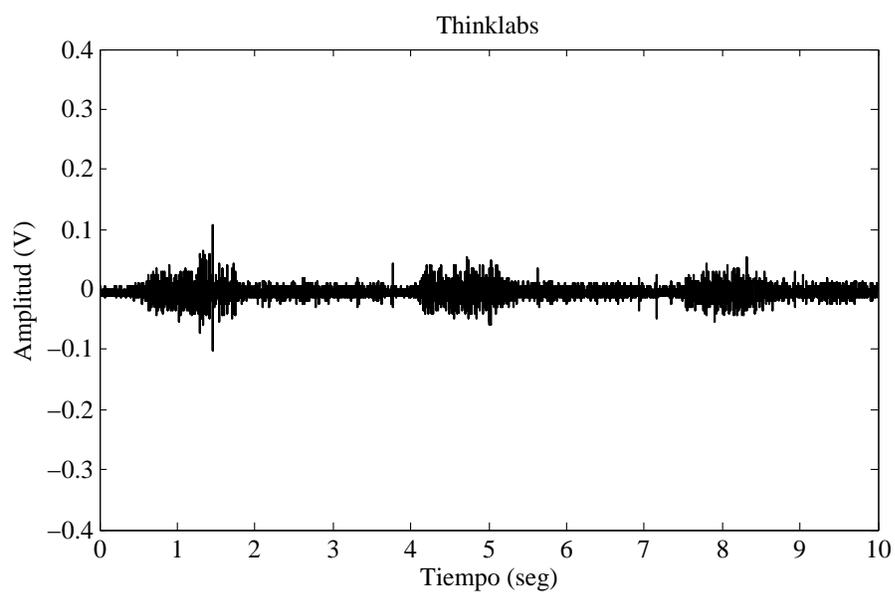


Figura 41: Adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs (Adulto 2)

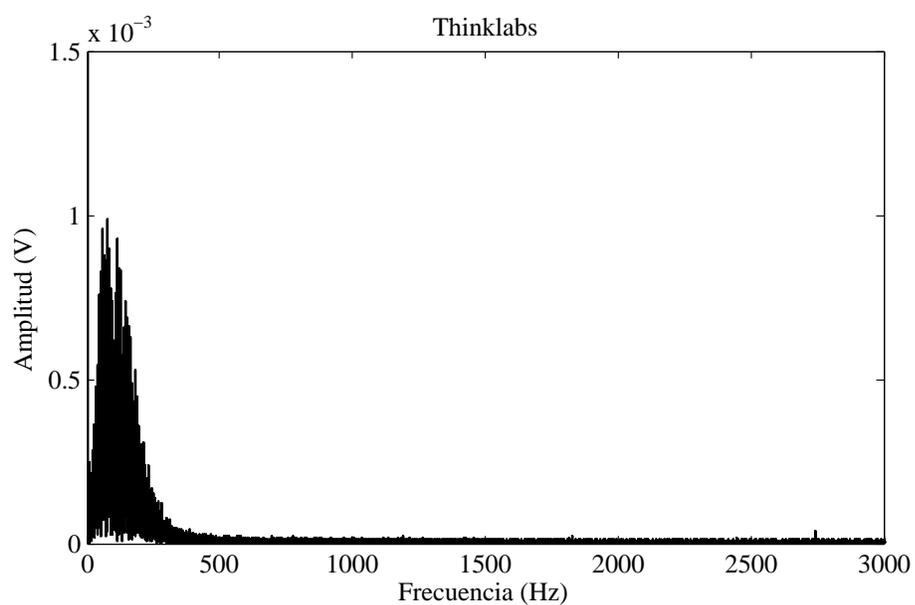


Figura 42: Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el estetoscopio Thinklabs (Adulto 2)

En las Figuras 41 y 42, se despliega la señal adquirida con el estetoscopio Thinklabs del Adulto 2 y el cálculo de su espectro respectivamente.

La comparación y análisis de estos resultados se realizará en el siguiente capítulo.

V.3.2 Auscultación de un adulto con el IAPSER modo USB

Se realiza la adquisición de señales respiratorias con el IAPSER conectado a la PC por USB para almacenar los datos. Configurado para un alcance de 200Hz a 2kHz, a una frecuencia de muestreo de 22kHz y con una ganancia de 50. La auscultación se realizó al Adulto 3 en la parte media del pecho de acuerdo a (Díaz, 2008), en un periodo de 7 segundos aproximadamente que abarca dos ciclos de respiración profunda. En la Figura 43 se muestra la señal respiratoria adquirida en la auscultación, considerando un solo ciclo de respiración profunda se observan 2 lóbulos, el primero corresponde a la inspiración y el segundo a la espiración, en la Figura 44, se muestra el espectro calculado de dicha señal respiratoria. Se observa una similitud en la estructura del espectro con las de las auscultaciones anteriores, por lo que se valida la correcta transmisión de datos por el ducto USB.

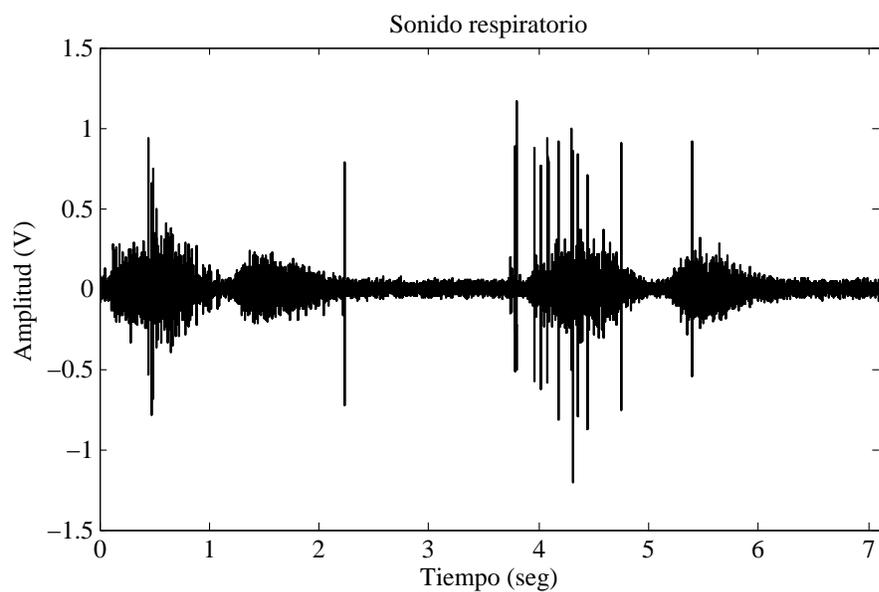


Figura 43: Adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo dispositivo conectado por USB (Adulto 3)

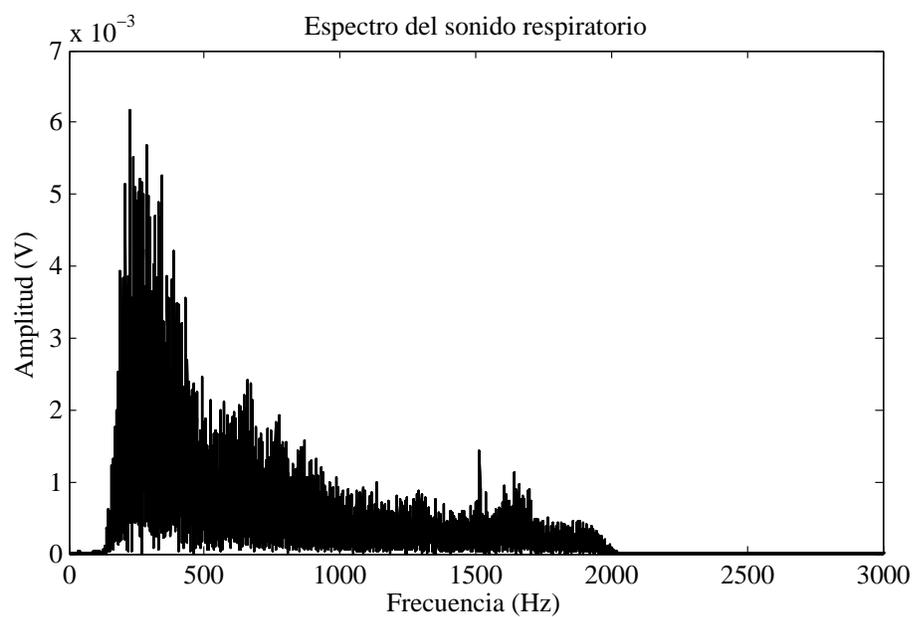


Figura 44: Espectro de la adquisición de sonido respiratorio con el IAPSER modo dispositivo conectado por USB (Adulto 3)

En las Figuras 45, 46 y 47 se muestran el IAPSER conectado por el ducto USB a la computadora, el circuito IAPSER y la conexión a través de su salida de audio con la tarjeta de adquisición DS1104 de dSPACE respectivamente.

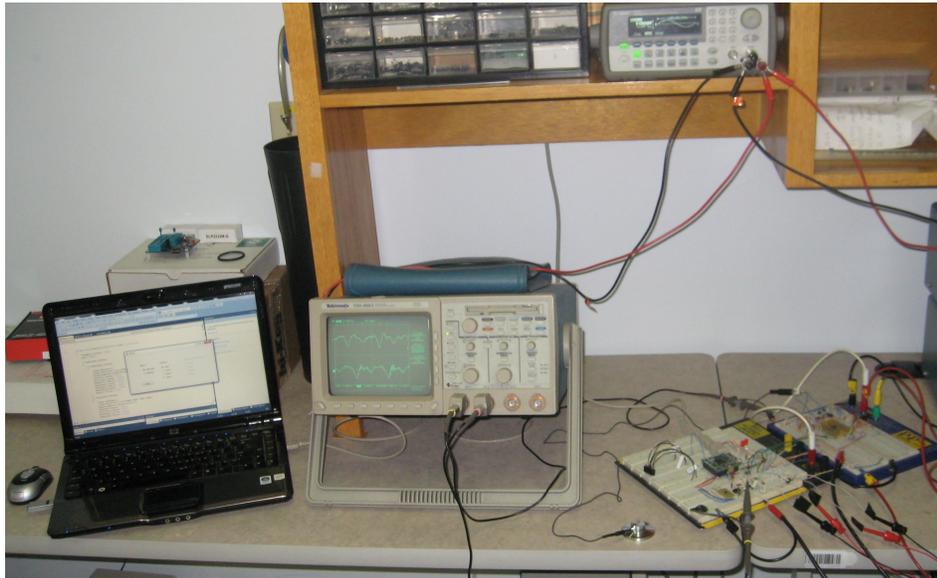


Figura 45: Imagen del IAPSER conectado con el ducto USB a la PC

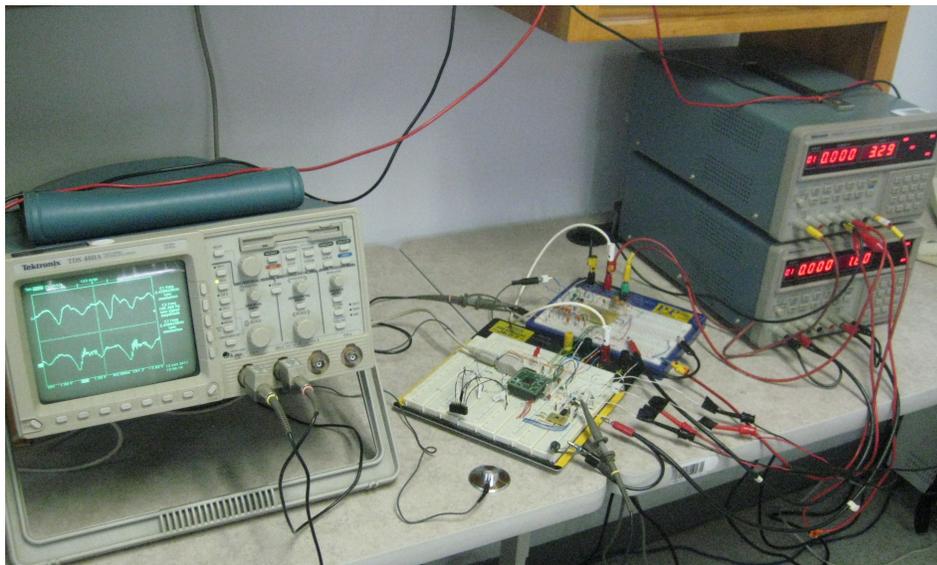


Figura 46: Imagen del circuito del IAPSER

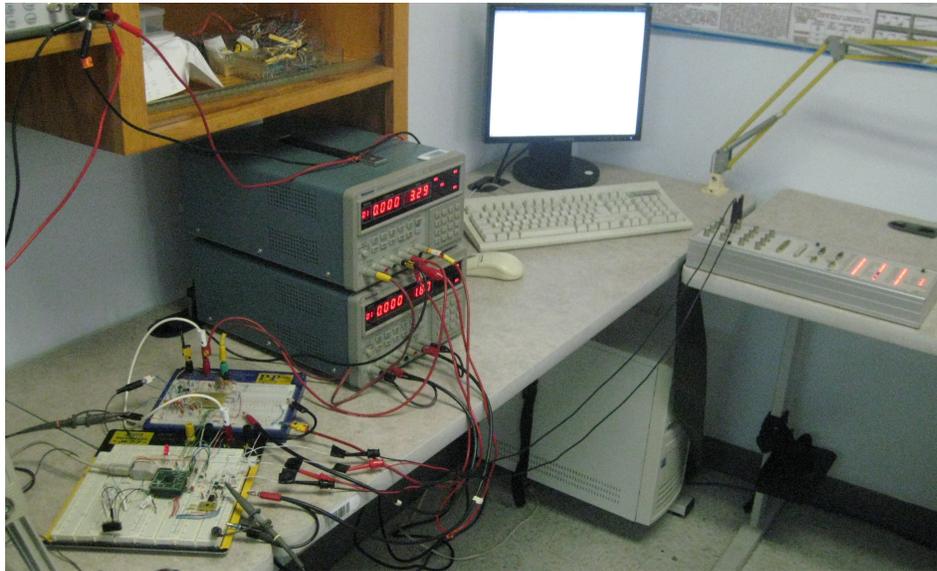


Figura 47: Imagen del IAPSER conectado a la tarjeta de adquisición de dSPACE

V.4 Resumen

En este capítulo se presentó la caracterización del IAPSER, la práctica comparativa de las respuestas en frecuencia del IAPSER y del estetoscopio Thinklabs. Además, se registró la adquisición de señales respiratorias de una serie de auscultaciones en 3 personas. En el siguiente capítulo se mostrará el análisis de los resultados obtenidos.

Capítulo VI

Análisis de resultados

VI.1 Análisis de la caracterización del IAPSER

En la respuesta en frecuencia calculada tanto para un alcance de 200Hz-2kHz como para 200Hz-4kHz a una frecuencia de muestreo de 44kHz, se observa desde la zona de atenuación de bajas frecuencias (e.g., abajo de 80Hz) hasta la banda pasante, una zona de transición con una pendiente positiva de 160dB/década aproximadamente, mientras que en la transición de la banda pasante hacia la zona de atenuación de altas frecuencias ($> 2\text{kHz}$ y $> 4\text{kHz}$, respectivamente) se observa una pendiente negativa prácticamente vertical, además, de una planicidad en la banda pasante. Estos resultados se asemejan a una respuesta en frecuencia de un filtro pasa banda ideal, que difícilmente pueden ser alcanzados con filtros analógicos. Por otro lado, la respuesta mejora notablemente en ambos alcances (e.g., 200Hz-2kHz y 200Hz-4kHz) para una frecuencia de muestreo de 22kHz, debido a una misma capacidad de computo para una cantidad menor de información. También se observa en el desempeño del IAPSER una respuesta de fase lineal, que permite conservar la integridad de la información procesada, debido a que mantiene un retardo constante en todo el alcance de frecuencias de interés. Estos resultados demuestran un buen desempeño en la parte de procesamiento de las señales respiratorias del IAPSER.

VI.2 Análisis de la comparación de las respuestas en frecuencia

En relación a la comparación que se realizó entre el IAPSER y el estetoscopio digital Thinklabs modelo ds32a, se puede comentar lo siguiente. En la Figura 34, se observa en las respuestas en frecuencia una similitud en el alcance de frecuencias de 80Hz a 700Hz aproximadamente, a excepción de las ganancias en la banda pasante, donde la ganancia del IAPSER es mayor que la del estetoscopio Thinklabs por 50dB aproximadamente. En dicho alcance se encuentran los sonidos normales de los pulmones y algunos sonidos pulmonares adventicios (Díaz, 2008). Por otro lado, arriba de 700Hz la respuesta del IAPSER está notablemente mejor definida (e.g, banda pasante con mayor planicidad, zona de transición y zona de atenuación) que la respuesta del estetoscopio Thinklabs, alcance de frecuencias donde se encuentran más componentes espectrales de sonidos pulmonares adventicios (Díaz, 2008). Estos resultados nos indican un desempeño equiparable, incluso superior en algunos aspectos con respecto a dicho estetoscopio comercial. Además, se ha alcanzado a suprimir frecuencias no deseadas con gran precisión, capacidad útil para investigaciones futuras donde se desee eliminar frecuencias específicas.

VI.3 Análisis de auscultaciones realizadas

En los espectros de las señales respiratorias medidas con los dos instrumentos a los tres adultos, se observa dentro de un rango aproximado de 100Hz a un poco más de 600Hz una mayor concentración de energía, donde se encuentran los sonidos normales de los pulmones y algunos sonidos adventicios (Díaz, 2008). Además, se observa en los espectros calculados de las mediciones hechas con el IAPSER, que está bien delimitado el alcance de frecuencias de la banda pasante (e.g., 200Hz a 2kHz), donde se encuentran todas las componentes espectrales calculadas de las señales de interés. Esto gracias a las características de la respuesta en frecuencia del IAPSER analizada en la Sección VI.2.

En las pruebas con auscultaciones, se observó la aparición de armónicas sobresalientes y recurrentes en los espectros calculados. Pero solo en las mediciones donde se utilizó la tarjeta de adquisición de dSPACE. En donde se utilizó el ducto USB, el espectro calculado quedó bien definido sin las armónicas mencionadas. Para poder hacer una conclusión al respecto, se realizó otra prueba. Una auscultación en donde se utiliza el ducto USB y la tarjeta de adquisición DS1104 de dSPACE simultáneamente para guardar la misma información adquirida. En las Figuras 48 a 51 se muestran los resultados donde se observa nuevamente la aparición de armónicas sobresalientes y recurrentes en el espectro de la señal guardada con la tarjeta de adquisición de dSPACE, mientras que en el espectro de la señal guardada a través del ducto USB no aparecen dichas armónicas. Con esta prueba queda comprobado una vez más el buen funcionamiento del IAPSER, y que la aparición de las armónicas mencionadas son producto de errores en la conversión de señales analógico-digital de la tarjeta DS1104 de dSPACE.

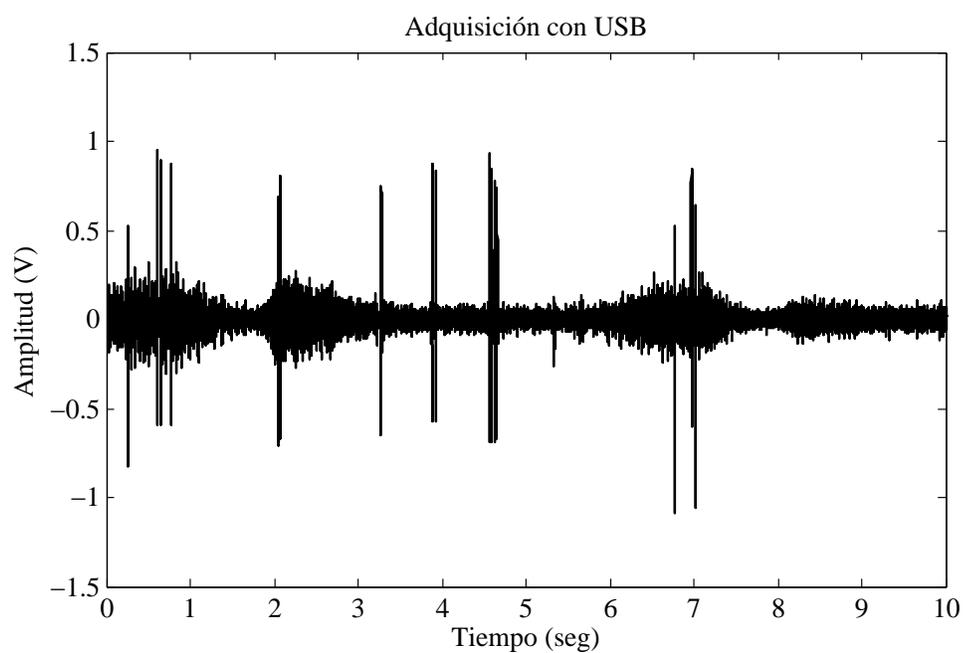


Figura 48: Adquisición de señal respiratoria utilizando USB

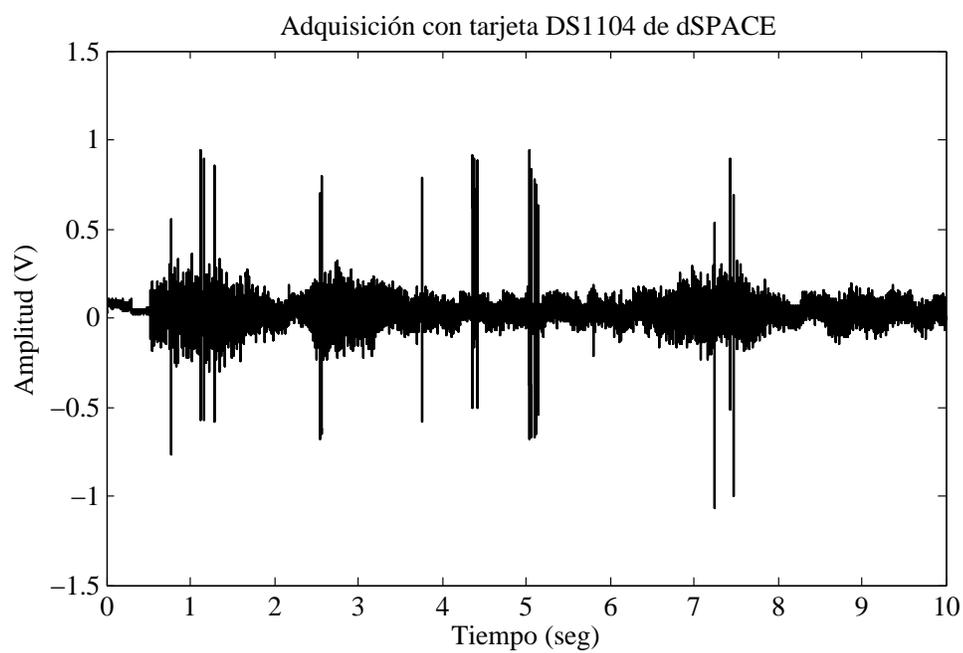


Figura 49: Adquisición de señal respiratoria utilizando la tarjeta DS1104 de dSPACE

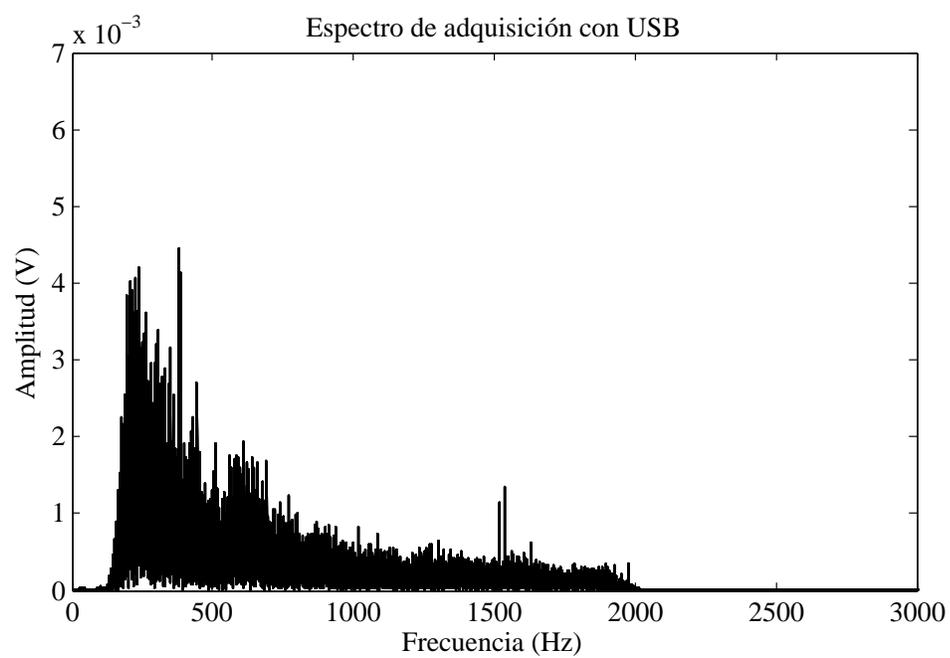


Figura 50: Espectro de adquisición de señal respiratoria utilizando USB

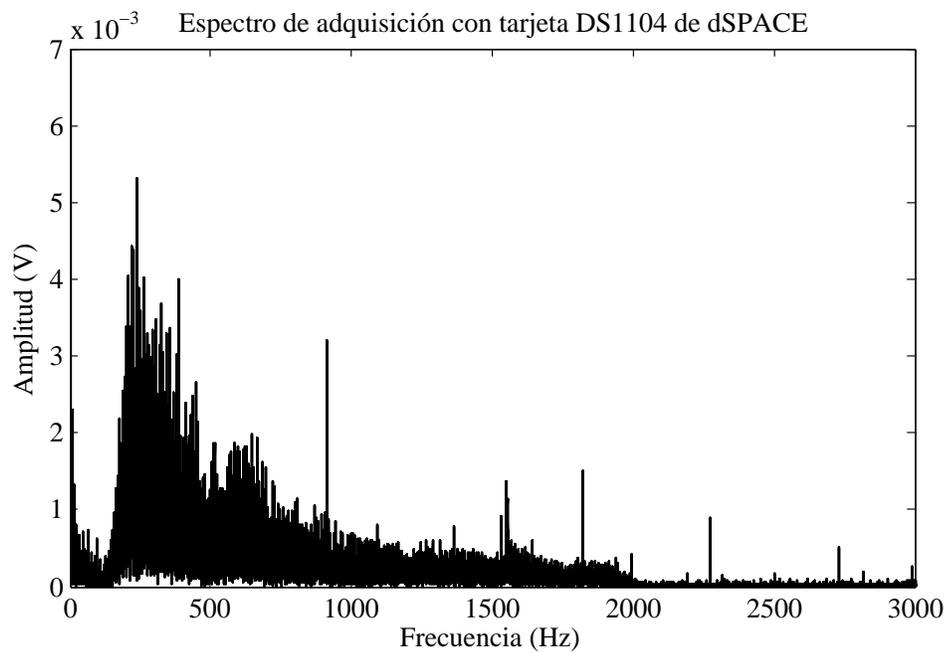


Figura 51: Espectro de adquisición de señal respiratoria utilizando la tarjeta DS1104 de dSPACE

VI.4 Alcance de procesamiento de señales respiratorias del IAPSER

En la Tabla X, se muestra el alcance logrado en laboratorio del IAPSER. Dichos alcances se delimitaron a través de todos los experimentos realizados en el laboratorio. Como puede observarse el desempeño logrado en modo mono-canal es muy bueno. De hecho, el alcance logrado en este modo es sobrado para trabajar con las frecuencias de interés (e.g., hasta 4kHz aprox.), e incluso si se deseara ampliar el alcance de interés. Por otra parte, el desempeño logrado en modo multi-canal es suficiente para trabajar adecuadamente con las frecuencias de las señales respiratorias más comunes (e.g., hasta 2 kHz).

Tabla X: Alcance funcional del IAPSER

IAPSER			
Mediciones alcanzadas en práctica			
Modo de operación		Frecuencia máxima de la señal de entrada	Frecuencia de muestreo máxima (IAPSER)
Mono-canal (estrictamente en funcionamiento autónomo)		85kHz	170.67kHz
Multi-canal			
Número de canales	1 canal	> 11kHz	> 22.05kHz
	2 canales	> 5.5kHz	> 11.02kHz
	3 canales	> 3.67kHz	> 7.35kHz
	4 canales	> 2.75kHz	> 5.51kHz

VI.5 Comparación de características principales de estetoscopios

En la Tabla XI, se muestra una relación entre las características principales del IAPSER con el estetoscopio Thinklabs y el estetoscopio (SASR) desarrollado en la Tesis (Díaz, 2008).

Tabla XI: Características principales de estetoscopios electrónicos

Características	Instrumentos		
	IAPSER	Thinklabs ds32a	SASR
Número de canales de entrada	4	1	1
Salida de audio	1	1	1
Ducto USB	Sí	No	No
Alcances de frecuencia	Flexible a voluntad del usuario conforme a Tabla X	modos campana y diafragma	100Hz - 2kHz y 100Hz a 4kHz
Alimentación	$\pm 3.3V$	$\pm 3V$	$\pm 3V$
Eliminación de ruido ambiental	No	Sí	No
Sistema abierto	Sí	No	Sí

Capítulo VII

Conclusiones

El desempeño alcanzado por el Instrumento de Adquisición y Pre-procesamiento de Señales Respiratorias (IAPSER) desarrollado en este trabajo de tesis fue satisfactorio. De hecho, se obtuvo una respuesta en frecuencia mejor de lo esperado. Sin embargo, es importante mencionar que durante el desarrollo del instrumento se vió la posibilidad de agregar nuevas características para hacerlo más completo, y que ayude de mejor manera al estudio e investigación de señales respiratorias y al desarrollo de proyectos futuros sobre monitoreo continuo de sonidos respiratorios en pacientes con enfermedades pulmonares obstructivas crónicas. Por tal razón quedan algunos detalles por concluir que serán retomados en trabajos futuros.

Los resultados de las pruebas realizadas en laboratorio con el IAPSER fueron coherentes con los obtenidos con el estetoscopio comercial de Thinklabs Digital Stethoscopes, el ds32a. Por lo que se puede concluir que el IAPSER es un instrumento confiable, seguro, fácil de usar y de gran apoyo para investigaciones futuras.

El microcontrolador utilizado permite que el IAPSER cumpla correctamente con las características y especificaciones propuestas en un inicio, que tenga un funcionamiento adecuado en el área de interés. Sin embargo, se podrían proponer algunas mejoras, como: hacer uso de las opciones de ganancia a 1, 2, 4 y 8 de los PGA (Programmable Gain Amplifier) del QF4A512 en combinación con una única ganancia en los amplificadores de instrumentación, obteniendo así un mayor alcance dinámico. Además, para un funcionamiento con 3 ó 4 canales simultáneos, se podría proponer un microcontrolador

más rápido y/o agregar un circuito que maneje el protocolo USB 2.0, por la necesidad de aumentar los alcances de frecuencia de operación.

El IAPSER como instrumento de aplicación médica debe cumplir con normas de seguridad, para evitar daños en la salud de las personas durante las auscultaciones. En este caso, se debe aislar al paciente de posibles descargas eléctricas producidas por fallos en el instrumento de medición. Aunque los sensores del IAPSER están aislados del paciente, i.e., los sensores nunca hacen contacto directo con el paciente durante las mediciones, protegiendo su salud. Se propone agregar en el instrumento un circuito de aislamiento galvánico, que cumpla con normas internacionales de seguridad.

También en el desarrollo de un instrumento se busca que cumpla con normas de calidad. El IAPSER se construyó con componentes que cumplen con normas de calidad como ISO 9001:2008 e ISO/TS 16949:2002. Sin embargo, estas normas deben aplicarse al instrumento completo. Por lo tanto, al terminar de desarrollar el IAPSER se buscará que cumpla con normas de calidad.

VII.1 Trabajo futuro

Para trabajos futuros, se contempla:

- Concluir con el control de inicio y fin de grabación por auscultación con interruptor directo al instrumento. Actualmente la entrada física está implementada, solo resta un programa para el microcontrolador.
- Construir un circuito impreso (PCB) adecuado para el IAPSER que cumpla con los estándares oficiales de funcionamiento del USB.

- Implementar un algoritmo de autocalibración al sistema completo, es decir, que el instrumento genere una señal para autocalibrarse cada vez que se encienda.
- Agregar circuito de aislamiento galvánico, que cumpla con normas de seguridad.

Referencias

- Albertí, E. B. (2003). *Señales y sistemas de tiempo discreto*. Edicions de la Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, primera edición. 624 pp.
- Albertí, E. B. (2006). *Procesado digital de señales Fundamentos para comunicaciones y control*. Edicions de la Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, primera edición. 652 pp.
- Avendaño, L. E. (2007). *Sistemas Electrónicos Analógicos: Un Enfoque Matricial*. ©Universidad Tecnológica de Pereira, primera edición. 637 pp.
- Barchiesi, J. V. (2008). *Introducción al Procesamiento Digital de Señales*. Ediciones Universitarias De Valparaíso, Valparaíso, primera edición. 226 pp.
- B.M.G. Cheetham, G. Charbonneau, A. G. P. H. J. V. (2000). Digitization of data for respiratory sounds recordings. *Eur Respir Rev*, **10**(77): 621--624.
- BORES (2011). BORES Signal Processing. <http://www.bores.com/courses/intro/index.htm>.
- CCS (2011). Custom Computer Services. <http://www.ccsinfo.com>.
- Díaz, I. (2008). *Sistema de adquisición de sonidos respiratorios*. Tesis de maestría, CICESE, Ensenada, B.C. México. 65pp.
- L. E. Avendaño, Edison Duque C., G. M. V. T. (2001). Análisis de la arquitectura Sallen-Key. *Scientia et Technica*, (16): 211--216.
- L. Vannuccini, J.E. Earis, P. H. B. C. M. R. A. S. J. V. (2000). Capturing and preprocesing of respiratory sounds. *Eur Respir Rev*, **10**(77): 616--620.
- Lyons, R. G. (2004). *Understanding Digital Signal Procesing*. Prentice Hall PTR, New Jersey, segunda edición. 688 pp.
- Mayo, J. (2010). *Microsoft Visual Studio 2010 A Beginner's Guide*. Mc Graw Hill, primera edición. 449 pp.
- MSDN (2011). Microsoft Developer Network. <http://msdn.microsoft.com/en-us/>.
- P. Piirilä, A.R.A. Sovijärvi, J. E. M. R. F. D. S. S. J. V. (2000). Reporting results of respiratory sound analysis. *Eur Respir Rev*, **10**(77): 636--640.
- Roberge, J. K. (1975). *Operational Amplifiers: Theory and Practice*. John Wiley & Sons Inc., Cambridge, Massachusetts, primera edición. 659 pp.

Schmuller, J. (2001). *Aprendiendo UML en 24 Horas*. Prentice Hall, primera edición. 404 pp.

SINAIS (2008). Sistema Nacional de Información en Salud. <http://www.sinais.salud.gob.mx/mortalidad/index.html>.

UNS (2010). Universidad Nacional del Sur. <http://www.ingelec.uns.edu.ar>.

USB (2011). Universal Serial Bus. <http://www.usb.org>.