

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS  
INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN**

**UNIVERSIDAD DE CANTABRIA**



***Proyecto Fin de Carrera***

**DISEÑO HARDWARE DE UN  
ESTETOSCOPIO DIGITAL CON  
CAPACIDAD DE DETECCIÓN DE  
AFECCIONES CARDIACAS**

**(Hardware Design of a Digital Stethoscope  
Capable of Heart Disease Detection)**

**Para acceder al Título de**

**INGENIERO DE TELECOMUNICACIÓN**

**Autor: David González Cagigas**

**Julio - 2013**



E.T.S. DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACION

## INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN

### CALIFICACIÓN DEL PROYECTO FIN DE CARRERA

**Realizado por:** David González Cagigas

**Director del PFC:** Mar Martínez Solórzano

**Título:** “Diseño Hardware de un estetoscopio digital con capacidad de detección de afecciones cardíacas”

**Title:** “Hardware design of a Digital Stethoscope Capable of Heart Disease Detection”

**Presentado a examen el día:** 31 de Julio de 2013

para acceder al Título de

## INGENIERO DE TELECOMUNICACIÓN

### Composición del Tribunal:

Presidente (Apellidos, Nombre): Bracho del Pino, Salvador

Secretario (Apellidos, Nombre): Martínez Solórzano, Mar

Vocal (Apellidos, Nombre): Lechuga Solaegui, Yolanda

Este Tribunal ha resuelto otorgar la calificación de: .....

Fdo.: El Presidente

Fdo.: El Secretario

Fdo.: El Vocal

Fdo.: El Director del PFC  
(sólo si es distinto del Secretario)

Vº Bº del Subdirector

Proyecto Fin de Carrera Nº  
(a asignar por Secretaría)

---

# Índice General

---

<b>Capítulo 1: Introducción</b>	1
1. Objetivo del proyecto	1
2. Estetoscopio	2
3. Estado del Arte	7
4. Organización del proyecto	8
 <b>Capítulo 2: Diseño Electrónico</b>	 10
1. Auscultación y conversión	10
2. Acondicionamiento de la señal	11
Amplificador de Alta Impedancia	11
Filtrado	17
 <b>Capítulo 3: Diseño de Programa Hardware</b>	 43
1. Introducción	43
2. Driver VGA	44
3. Driver Micrófono y Convertidor AD-DA	48
4. Procesado y Reconocimiento	52
5. Diseño Pantalla Principal	54
Modo Captura	57
Modo Base de Datos	58
Modo Automático	60

<b>Capítulo 4: Manejo y Funcionamiento del Programa .....</b>	<b>61</b>
 <b>Capítulo 5: Afecciones del Corazón .....</b>	<b>69</b>
1. Funcionamiento del Corazón .....	69
2. Ciclo Cardíaco .....	71
3. Ruidos Patológicos .....	74
Caso Normal .....	76
Estenosis Aórtica .....	77
Regurgitación Mitral .....	78
Regurgitación Aórtica .....	78
Estenosis Mitral .....	79
Ducto Arterioso Persistente .....	80
 <b>Capítulo 6: Conclusiones y Líneas Futuras .....</b>	<b>82</b>
1. Conclusiones .....	82
2. Líneas Futuras .....	83
 Bibliografía.....	84

---

## Índice de Figuras

---

Ilustración 1.1: Primeros Estetoscopios .....	3
Ilustración 1.2: Estetoscopio Actual.....	3
Ilustración 1.3: Estetoscopio Acústico .....	4
Ilustración 1.4: Estetoscopio Electrónico .....	5
Ilustración 1.5: Estetoscopio Fetal .....	6
Ilustración 1.6: Estetoscopio Esofágico .....	6
Ilustración 2.1: Primera Parte del Estetoscopio Digital .....	10
Ilustración 2.2: Esquemático del Micrófono 85[19] .....	11
Ilustración 2.3: Amplificador Inversor.....	12
Ilustración 2.4: Amplificador Inversor.....	14
Ilustración 2.5: Respuesta Amplificador Inversor .....	15
Ilustración 2.6: Resultado Experimental del Amplificador 10 Hz .....	16
Ilustración 2.7: Resultado Experimental del Amplificador 100 Hz .....	16
Ilustración 2.8: Resultado Experimental del Amplificador 1 KHz.....	16
Ilustración 2.9: Filtro Paso Bajo .....	18
Ilustración 2.10: Diseño del Filtro Paso Bajo .....	19
Ilustración 2.11: Amplificador Operacional sin $R_f$ .....	21
Ilustración 2.12: Amplificador Operacional con $R_f$ .....	21
Ilustración 2.13: Diseño Filtro Paso Bajo .....	24
Ilustración 2.14: Respuesta frecuencia Filtro Paso Bajo.....	25
Ilustración 2.15: Resultado Experimental del Filtro Paso Bajo 10 Hz.....	25
Ilustración 2.16: Resultado Experimental del Filtro Paso Bajo 100 Hz.....	26
Ilustración 2.17: Resultado Experimental del Filtro Paso Bajo 1 KHz .....	26
Ilustración 2.18: Filtro Paso Alto .....	27

Ilustración 2.19: Diseño Filtro Paso Alto .....	28
Ilustración 2.20: Amplificador Operacional sin Rf .....	30
Ilustración 2.21: Amplificador Operacional con Rf .....	30
Ilustración 2.22: Diseño Filtro Paso Alto .....	34
Ilustración 2.23: Respuesta frecuencia Filtro Paso Alto.....	35
Ilustración 2.24: Resultado Práctico del Filtro Paso Alto 10 Hz .....	35
Ilustración 2.25: Resultado Práctico del Filtro Paso Alto 100 Hz .....	36
Ilustración 2.26: Resultado Práctico del Filtro Paso Alto 1 KHz .....	36
Ilustración 2.27: Diseño Completo.....	37
Ilustración 2.28: Resultados Diseño Completo .....	38
Ilustración 2.29: Circuito Final .....	39
Ilustración 2.30: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 2 Hz.....	39
Ilustración 2.31: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 5 Hz.....	40
Ilustración 2.32: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 10 Hz.....	40
Ilustración 2.33: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 100 Hz .....	40
Ilustración 2.34: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 1 KHz .....	41
Ilustración 2.35: Estetoscopio .....	42
Ilustración 3.1: Esquema PFC .....	44
Ilustración 3.2: Sincronización VGA[15].....	45
Ilustración 3.3: Sincronización Horizontal VGA_HS .....	47
Ilustración 3.4: Sincronización Vertical VGA_VS.....	47
Ilustración 3.5: Diseño lógico VHDL .....	47
Ilustración 3.6: CODEC WM8731 .....	48
Ilustración 3.7: Conexión Placa-Códec .....	49
Ilustración 3.8: Modo I2S.....	50

Ilustración 3.9: SDIN.....	50
Ilustración 3.10: Sistema de Audio Altera.....	51
Ilustración 3.11: Filtro FIR.....	52
Ilustración 3.12: Estenosis Aórtica.....	53
Ilustración 3.13: Ducto Arterioso Persistente .....	54
Ilustración 3.14: Pantalla de Inicio .....	56
Ilustración 3.15: Maquina de Estados .....	57
Ilustración 3.16: Pantalla Interfaz.....	57
Ilustración 3.17: Modo Captura .....	58
Ilustración 3.18: Modo Base de Datos .....	59
Ilustración 3.19: Modo Automático .....	60
Ilustración 4.1: Pantalla Inicio .....	61
Ilustración 4.2: Pantalla Principal.....	62
Ilustración 4.3: Parte Superior .....	63
Ilustración 4.4: Pulsadores Placa Altera DE2.....	63
Ilustración 4.5: Pulsadores MODO y RESET en Placa.....	64
Ilustración 4.6: Pulsadores MODO y RESET en Pantalla .....	64
Ilustración 4.7: Pulsadores CAPTURA e INICIO en Placa .....	65
Ilustración 4.8: Pulsadores CAPTURA e INICIO en Monitor .....	65
Ilustración 4.9: Nombre Afección Cardíaca .....	66
Ilustración 4.10: Pulsadores -> y <- en Placa .....	67
Ilustración 4.11: Pulsadores -> y <- en Monitor .....	67
Ilustración 4.12: Pulsadores MOSTRAR e INICIO en Placa.....	68
Ilustración 4.13: Pulsadores -> y <- en Monitor .....	68
Ilustración 5.1: Partes del Corazón .....	69

Ilustración 5.2: Funcionamiento Corazón.....	70
Ilustración 5.3: Ciclo Cardíaco.....	71
Ilustración 5.4: Ruido Cardíaco.....	73
Ilustración 5.5: Zonas de Auscultación.....	74
Ilustración 5.6: Afecciones Cardíacas más Comunes .....	75
Ilustración 5.7: Caso Normal.....	76
Ilustración 5.8: Estenosis Aórtica.....	77
Ilustración 5.9: Regurgitación Mitral.....	78
Ilustración 5.10: Regurgitación Aórtica .....	79
Ilustración 5.11: Estenosis Mitral.....	80
Ilustración 5.12: Ducto Arterioso Persistente .....	81



---

## Índice de Tablas

---

Tabla 2.1: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Amplificador .....	17
Tabla 2.2: Valores de los Componentes del Filtro Paso Bajo.....	24
Tabla 2.3: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Filtro Paso Bajo ....	26
Tabla 2.4: Valores de los Componentes del Filtro Paso Alto .....	33
Tabla 2.5: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Filtro Paso Alto ....	36
Tabla 2.6: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Circuito Completo	41
Tabla 3.1: Número de Píxeles [16] .....	45
Tabla 3.2: Tiempo de los Píxeles .....	46

---

## Palabras Clave

---

**Auscultación cardíaca:** Hacer un diagnóstico tomando como base los sonidos que se pueden escuchar del corazón.

**Ruidos cardíacos:** Sonidos generados por las vibraciones del corazón. Se encuentran en un rango de frecuencia de 30 a 250 Hz.

**Estetoscopio o fonendoscopio:** Instrumento médico que sirve para explorar los sonidos producidos por el corazón o los pulmones.

**Frecuencia cardíaca (FC):** Número de latidos cardíacos en un minuto.

**Soplo Cardíaco:** Turbulencia audible producida por el flujo sanguíneo al atravesar una válvula, que o no abre bien, estenosis o no cierra bien, insuficiencia.

# Capítulo 1

---

## Introducción

---

### 1. Objetivo del proyecto

El desarrollo de la medicina moderna ha ocurrido en paralelo con el avance tecnológico que nos rodea. A lo largo de los años se han desarrollado instrumentos para facilitar la detección de enfermedades. Desde la máquina de rayos ultravioletas, fabricada a mediados del siglo XX, usada para tratar enfermedades de la piel, hasta aplicaciones que se pueden considerar de última generación para el móvil que detectan picos irregulares en un electrocardiograma y lo envían directamente al médico vía internet.

Un instrumento que se asocia inmediatamente a los profesionales de la salud es el estetoscopio, también llamado fonendoscopio, que ayuda a escuchar los sonidos internos del cuerpo humano o animal. A pesar de este sencillo concepto, este producto ha ido evolucionando adaptándose al desarrollo de otras ramas del conocimiento como es la electrónica.

Los primeros estetoscopios electrónicos hacían uso de circuitos electrónicos analógicos para mejorar la calidad del sonido, facilitando al médico el diagnóstico del paciente.

La incorporación de la electrónica digital supuso un cambio en este tipo de tecnología, ya que hizo que se abaratara el coste y se miniaturizasen los estetoscopios.

El objetivo de este proyecto es realizar un estetoscopio digital, mediante un lenguaje de programación hardware como es VHDL. Este proceso se va a dividir en dos.

En la primera parte, que es la parte física, el objetivo es diseñar un circuito electrónico que permita recoger la señal del estetoscopio. A continuación, se intenta resolver uno de los problemas habituales en las auscultaciones, eliminar el ruido, que dificulta el diagnóstico al paciente. Para ello se diseñará un filtro que idealmente sólo permitirá el paso de la señal auscultada. Por último, diseñar un amplificador para conseguir la señal auscultada en buenas condiciones.

La segunda parte, se ha desarrollado utilizando el lenguaje de descripción hardware VHDL y la placa DE-2 de Altera. Se aborda el problema de representar la señal auscultada en un monitor. En esta parte se va a añadir otras funciones como una base de datos con representaciones de auscultaciones típicas de una serie de enfermedades cardiacas, la capacidad de poder capturar una auscultación en tiempo real y la capacidad de detectar automáticamente alguna enfermedad específica, por comparación de una auscultación de un paciente sano.

El propósito del presente trabajo es desarrollar un sistema de análisis básico de los sonidos cardiacos, mediante su representación en un monitor, además de facilitar el diagnostico en base a la salida de audio. Con ello se espera conseguir una ayuda para que los médicos tengan los medios suficientes para conseguir un diagnóstico clínico lo más objetivo posible, ya que el diagnostico de sonidos cardiacos tienen un carácter subjetivo basado sobre todo en la experiencia acumulada del médico y las comparaciones objetivas resultan complicadas.

## 2. Estetoscopio

El estetoscopio es un instrumento de diagnóstico usado por profesionales médicos para escuchar sonidos del cuerpo de una persona o animal, normalmente el corazón y los pulmones aunque también se utilizan para escuchar sonidos de los intestinos o del flujo de sangre en arterias y venas. Como todos los instrumentos de diagnóstico tiene ventajas e inconvenientes. Es usado para diagnósticos preliminares debido a su facilidad de uso, ya que es un procedimiento de examen no invasivo y no es necesario esperar por los resultados. Sin embargo, requiere una gran experiencia acumulada del médico con capacidad para distinguir un sonido.

René Théophile Hyacinthe Laënnec, un joven médico francés [01] descubrió lo que al cabo de unos pocos años se acabaría llamando estetoscopio. El descubrimiento tuvo lugar un día de consulta. Por aquel entonces las auscultaciones se realizaban apoyando la oreja sobre el pecho del paciente. Debido a su aprensión por tocar cuerpos ajenos, se las ingenió para evitar poner la oreja en el pecho de una paciente, cogiendo una trompeta de madera y escuchando los sonidos del corazón con ella. Con esto descubrió que era más sencillo y se escuchaba un sonido mucho más claro y alto.

Siglos antes de crearse el primer estetoscopio ya se había trabajado con un principio relacionado con el mismo. Se le otorga a Leonardo da Vinci el principio de acústica por escribir:

*“If you cause your ship to stop and place one end of an oar in the water and the other end to your ear, you will hear ships at a great distance from you. You can also do the same by placing the end on the ground and you will*

*then hear anyone passing at a distance from you.”[02]*

El siguiente paso lo dio el Dr. Charles Williams dividiendo el instrumento en dos partes. Esto permitía una mayor movilidad y un mayor ángulo de giro del instrumento. Posteriormente, George P. Cammann desarrollo el estetoscopio biaural flexible, la mayor ventaja de este avance fue que se podía oír simultáneamente con ambos oídos.

No fue hasta el año 1926 cuando Howard Sprague diseñó la primera combinación de campana y diafragma, que se ha mantenido a grandes rasgos hasta hoy en día. En 1961, Amplivox desarrollo el primer estetoscopio electrónico. Este usaba válvulas de vacío, por lo que tenía un tamaño y peso considerables.

Fue en ese mismo año cuando el Dr. David Littmann desarrolló [02] el estetoscopio como hoy en día lo conocemos, Ilustración 1.2. Está constituido por siete partes, aunque cabe recalar que no todos los fonendoscopios son de la misma forma.

**Binaural**, es la parte metálica del fonendoscopio a la que se ajusta el tubo, está compuesto por dos tubos metálicos, el fuelle y las olivas. **Fuelle**, ajusta la tensión de los binaurales en el canal auditivo externo. **Olivas**, están ubicadas en los extremos del fonendoscopio y se intenta que ofrezca comodidad y sellado. **Vástago**, esta pieza conecta el tubo del estetoscopio a la campana. **Tubo**, pueden ser sencillos o dobles, de diferentes longitudes y materiales. **Diafragma**, es la membrana que entra en contacto con el paciente en la auscultación. **Campana**, es la parte del estetoscopio que envuelve al diafragma.

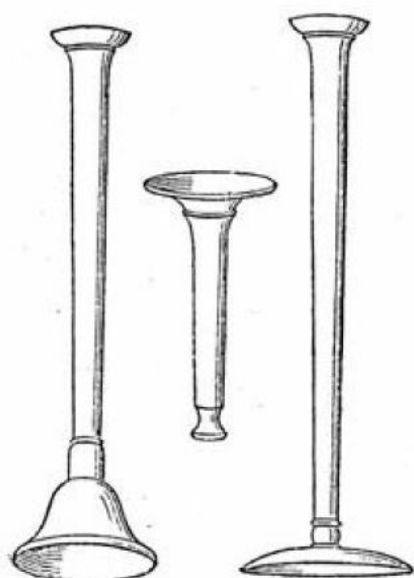


Ilustración 1.1: Primeros Estetoscopios



Ilustración 1.2: Estetoscopio Actual

Los médicos tienden a usar el estetoscopio sólo para escuchar los sonidos de la congestión en los pulmones y los latidos cardíacos irregulares aunque también se suele usar para escuchar la presión arterial. Se utiliza comúnmente como una herramienta de diagnóstico preliminar debido a su facilidad de uso, a que no es invasivo y que no se tiene que esperar a los resultados.

Los estetoscopios actuales tienen la posibilidad de filtrar los sonidos del cuerpo no deseados. Para ello, utilizan directamente la campana o el diafragma, usándolos como filtro paso alto permitiendo escuchar al médico las frecuencias más altas.

En general se puede hablar de cuatro tipos de estetoscopio, que son el estetoscopio acústico, electrónico, fetal y esofágico. Se pueden considerar el estetoscopio fetal y esofágico como un subtipo de los estetoscopios acústicos.

### **Estetoscopio Acústico**

Este tipo de estetoscopio es el más famoso y antiguo Ilustración 1.3. Está compuesto por una campana, que contiene un diafragma, y un tubo hueco, normalmente de PVC, que contiene aire. El diafragma recoge los sonidos del paciente, provocando una vibración en la membrana que crea unas ondas de presión acústica que viajarán por el tubo hasta las olivas colocadas a presión en la salida del tubo de PVC para un mejor sellado acústico.



**Ilustración 1.3: Estetoscopio Acústico**

### **Estetoscopio Electrónico**

El estetoscopio electrónico ha ido apareciendo lentamente en el mercado con mejoras, pero hoy en día está lejos de sustituir al estetoscopio acústico. Estos estetoscopios tienen la ventaja que al capturar y convertir la señal pueden procesarla de manera electrónica, es decir pueden filtrarla y amplificarla mediante componentes electrónicos. Habitualmente tienen la posibilidad de elegir entre auscultación de pulmones y auscultación de corazón.

Estos estetoscopios pueden almacenar auscultaciones en su memoria y reproducirlas con posterioridad para su análisis. Sin embargo, tiene el problema que al usar un micrófono para digitalizar la señal, recoge mucho ruido ambiental no deseado.



**Ilustración 1.4: Estetoscopio Electrónico**

### **Estetoscopio Fetal**

El estetoscopio fetal o estetoscopio Pinard es un estetoscopio acústico cuya campana tiene forma de trompeta. Este estetoscopio no usa membrana y el sonido entra directamente a través del tubo. Está diseñado con una forma especialmente adaptada para auscultar en el abdomen de embarazadas y recoger los sonidos del corazón y pulmones del feto lo más nítidos posibles.



**Ilustración 1.5: Estetoscopio Fetal**

### **Estetoscopio Esofágico**

Este tipo de estetoscopio es usado sobre todo por los médicos anestesistas durante las intervenciones quirúrgicas. Para recoger los ruidos cardiacos con un estetoscopio interno, se sustituye la campana del instrumento externo por una sonda, como en la Ilustración 1.6, la cual se introduce al paciente por vía esofágica.



**Ilustración 1.6: Estetoscopio Esofágico**



### 3. Estado del Arte

A pesar que hace unos años la investigación y mejora del estetoscopio ha estado parada, recientemente con la llegada de nuevas tecnologías como dispositivos móviles, ipads o tablets este campo ha sufrido un gran avance. Actualmente, hay varias líneas de investigación abiertas relacionadas con el estetoscopio.

Hoy en día, se siguen diseñando estetoscopios analógicos [01]. Los esfuerzos en la investigación están centrados en mejorar las etapas de ganancia y optimizar el filtro utilizado, dependiendo del uso que le quiera dar. También se varía el micrófono utilizado en función de la aplicación final.

Recientemente, los estetoscopios electrónicos están siendo desarrollados por muchas empresas. Sin embargo, la generalización de estos dispositivos está aún por alcanzarse. El problema fundamental es que los estetoscopios electrónicos son todavía demasiado caros. A pesar de ello hay maneras de reducir costes y conseguir estetoscopios fiables [04].

La necesidad de ayuda hospitalaria en países menos desarrollados y en zonas de difícil acceso, ha provocado que el desarrollo del estetoscopio digital se esté dirigiendo por el camino de la portabilidad. Sobre todo se está haciendo hincapié en la facilidad de manejo, con vistas a que lo usen personas no cualificadas en el campo de la medicina. Uno de los campos con más proyección es el de la telemedicina, más concretamente el de la teleauscultación [05]. La palabra teleauscultación hace referencia a la auscultación a distancia. Este proceso consta de una parte de auscultación y almacenamiento de la señal y una otra parte en la cual envías la señal a través de internet a un médico para el diagnóstico que puede estar en otra parte del mundo o al lado tuyo.

En este campo, y como consecuencia del desarrollo de nuevos dispositivos móviles han aparecido los estetoscopios digitales [06][07]. Este avance facilita el acceso a este tipo de dispositivo en todos los lugares con difícil acceso. En países como África, esto ha sido un gran avance [08] ya que se estima que la mitad de la población tiene teléfonos móviles.

Con respecto a los estetoscopios esofágicos, en el pasado solo se utilizaban en los casos que fueran estrictamente necesarios. Eso era debido a que el tubo que debías introducir por la garganta provocaba infecciones. Este tipo de estetoscopios son los que más afectados se han visto con el desarrollo tecnológico [09], ya que se ha visto reducido y mejorado el aparatoso tubo que se introduce por la garganta del paciente.

Actualmente, se ha difundido la utilización de “la nube”, es decir, tener tus documentos disponibles en cualquier dispositivo. Esto es gracias a un servidor privado donde subes tus documentos y puedes acceder a ellos en cualquier lugar del mundo que tengas acceso a internet.

Uno de los proyectos que más repercusión ha tenido, relacionado con este tema, es el “stethoCloud” [10]. Consta de una aplicación para el móvil, que es un estetoscopio digital. Esta aplicación recoge las señales del cuerpo humano y las almacena. Una vez almacenadas, son subidas a “la nube”, que es una carpeta compartida por una comunidad de médicos. Allí se comparan con señales libres de enfermedad o con señales enfermas. Tiene como finalidad que sirva de ayuda para que los médicos diagnostiquen las auscultaciones. Este proyecto ha ganado entre otros premios la Imagine Cup, que es una competición a nivel mundial financiada por Microsoft. Esta competición promueve el desarrollo de aplicaciones que ayuden a la gente, en el ámbito de la medicina, medio ambiente, educación y salud.

Uno de las áreas que actualmente se está investigando es conseguir un estetoscopio inteligente, es decir, que diagnostique automáticamente la enfermedad [11]. Esto tiene la dificultad añadida de que para cada persona o animal que auscultes, cambia la frecuencia cardiaca, la amplitud, e incluso la forma de onda auscultada. A pesar de tratarse de una tecnología muy prometedora existen problemas que complican su implantación para uso habitual en hospitales.

Uno de los problemas de los estetoscopios, es el ruido. Este se intenta eliminar mediante varios métodos de filtrado. Con la aparición de los estetoscopios digitales, los filtros digitales [11] han sido la manera más sencilla y de menor coste de eliminar la mayor cantidad de ruido. A pesar de ello, los filtros analógicos siguen teniendo una gran importancia.

### **4. Organización del proyecto**

Como se ha mencionado en el primer apartado de este capítulo, este proyecto fin de carrera tiene como objetivo crear una herramienta que permita recoger el sonido del corazón y lo muestre en un monitor como un primer paso de un estetoscopio digital. Para ello hemos diseñado primero un circuito electrónico y a continuación se ha diseñado un programa en un lenguaje de descripción hardware, en concreto VHDL.

En este primer capítulo, primero se comentan los objetivos del proyecto, se realiza un breve resumen de cómo está fabricado el estetoscopio y los tipos de estetoscopio que actualmente existen en el mercado. Por último, se realiza un breve resumen del estado del arte en el área del estetoscopio.

En el Capítulo 2 de este trabajo, se describe las partes más importantes en el desarrollo del diseño hardware del estetoscopio electrónico. Comenzamos describiendo la sincronización del monitor con una FPGA de Altera. A continuación, la realización del driver del sonido para conseguir una sincronización con el monitor y poder mostrar en tiempo real la señal auscultada. También se mostrará el diseño de la interfaz del diseño VHDL. Por último, se explicará el

proceso de automatización de resultados que se ha hecho para realizar un diagnóstico de alguna de las afecciones cardiacas más comunes.

El Capítulo 3 es el destinado al diseño del circuito electrónico que utilizamos para acondicionar la señal auscultada. Esta parte consta del diseño de un amplificador para mejorar la ganancia de la señal, de un filtro paso bajo para eliminar las frecuencias altas y de un filtro paso alto para eliminar las frecuencias bajas. Todos los diseños se comprobarán con el programa de simulación de circuitos Cadence y se muestran resultados experimentales.

El Capítulo 4 se detalla cómo se utiliza el programa. Esta explicación viene ayudada con imágenes que facilitan su comprensión.

En el Capítulo 5 se habla de las afecciones cardiacas más comunes, como pueden ser soplos sistólicos, diastólicos o holosistólicos. También se explicarán las diferentes maneras de auscultar un paciente y las diferentes señales que se esperan obtener dependiendo de la zona que se ausculta.

Finalmente, en el Capítulo 6, se presentan las conclusiones obtenidas junto a una serie de sugerencias para líneas futuras del presente proyecto fin de carrera.

# Capítulo 2

---

## Diseño Electrónico

---

El diseño electrónico del estetoscopio digital se va a dividir en dos partes. Una primera parte la hemos llamado auscultación y conversión. En ella se presenta el montaje del estetoscopio, de la membrana, de la campana, del tubo de PVC, de la polarización del micrófono y conexión final a la placa. Una segunda parte, que se trata del acondicionamiento de la señal, se muestra el amplificador de alta impedancia y los filtros para eliminar el ruido ambiental. Se ha diseñado cada etapa individualmente y finalmente se presenta un estudio y realización del circuito completo.

### 1. Auscultación y conversión

Para lograr oír los latidos del corazón, se va a utilizar la campana de un estetoscopio unido a un tubo de PVC. Este tubo irá a su vez unido a un micrófono “electret”. En nuestro caso utilizaremos un micrófono “electret”, debido a su alta impedancia de entrada. La alta impedancia en la entrada implica que las corrientes de entrada en el circuito son menores que en baja impedancia. Esto implica que la relación señal ruido del circuito es mejor.



Ilustración 2.1: Primera Parte del Estetoscopio Digital

Se recoge el sonido a través de la membrana de la campana y que este sonido pase a través del tubo de PVC hasta llegar al micrófono. Aquí comienza la parte electrónica del estetoscopio. Con el micrófono se convierte la señal de sonido a una señal eléctrica, para ello tenemos que polarizar el micrófono.

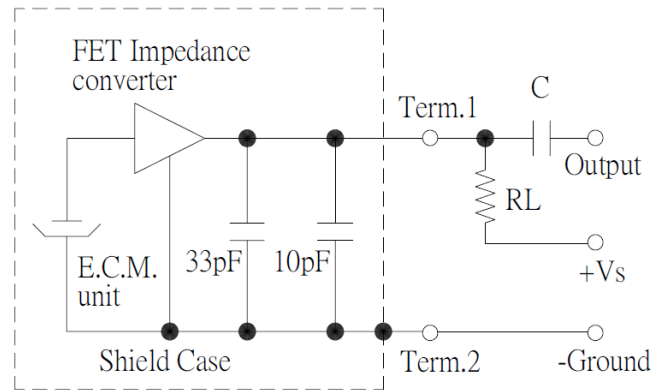


Ilustración 2.2: Esquemático del Micrófono 85[19]

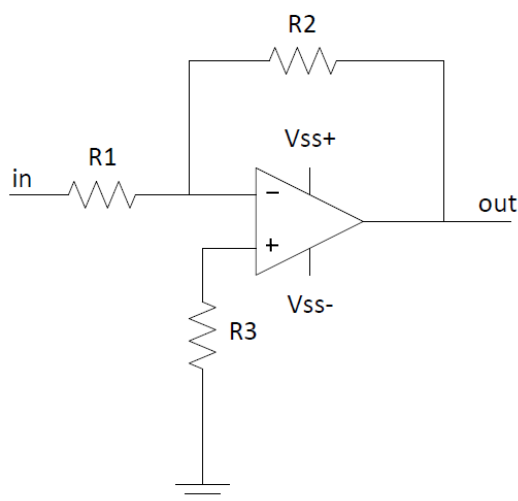
El micrófono se polariza como se ve en la Ilustración 2.2, sabiendo que  $V_s$  tiene un valor de 2,5 V,  $R_L$  un valor de 2,2 K $\Omega$  y el condensador un valor de 2,2  $\mu$ F el cual se utiliza para eliminar la continua del circuito.

Para conectar la salida del circuito a la entrada de la FPGA, se utiliza un conector Jack mono de 3,5 mm.

## 2. Acondicionamiento de la señal

### Amplificador de Alta Impedancia

La primera etapa del circuito consta de un amplificador de alta impedancia. Está construido a partir de un amplificador operacional UA741, configurado como inversor. Este amplificador tiene una ganancia que depende de las resistencias conectadas, Ilustración 2.3.



**Ilustración 2.3: Amplificador Inversor**

Para la caracterización del amplificador inversor, se obtiene la ecuación del circuito. Para ello, partimos de que:

$$I^- = 0 \quad 2.1$$

$$I^+ = 0 \quad 2.2$$

$$V^+ = V^- = 0 \quad 2.3$$

Teniendo en cuenta esto, obtenemos las ecuaciones del amplificador inversor,

$$I_{R1} = \frac{V_{in} - V^-}{R1} \quad 2.4$$

$$I_{R2} = \frac{V^- - V_{out}}{R2} \quad 2.5$$

Despejando 2.3 en 2.4 y 2.5 obtenemos:

$$I_{R1} = \frac{V_{in}}{R1} \quad 2.6$$

$$I_{R2} = \frac{-V_{out}}{R2} \quad 2.7$$

Sabiendo que  $I_{R1} = I_{R2}$ , entonces:

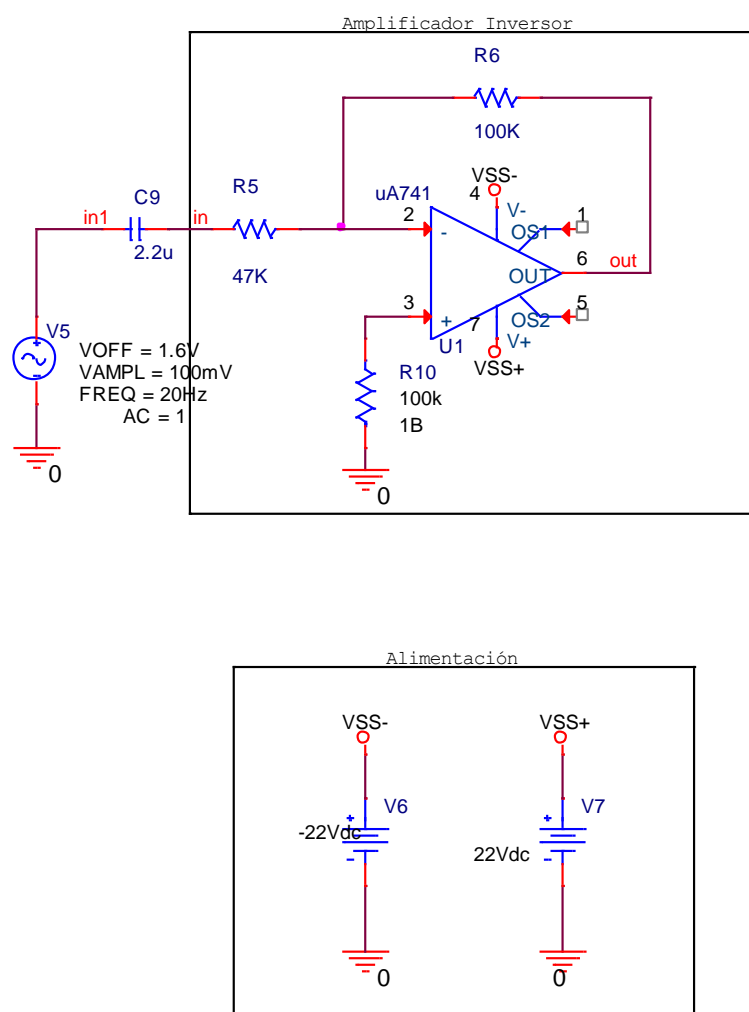
$$\frac{V_{in}}{R1} = \frac{-V_{out}}{R2} \rightarrow \boxed{\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R2}{R1}} \quad 2.8$$

Dado que vamos a amplificar la señal 6 dB, necesitaremos una ganancia del orden de 2. Esto se consigue fijando una de las resistencias a un valor y calculando la otra a partir de la ecuación 2.8.

Asignamos a R2 el valor de 100 KΩ y R1 el valor de 47 KΩ para obtener una ganancia lo más cercana posible a 2.

$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R2}{R1} = -\frac{100 \text{ K}\Omega}{47 \text{ K}\Omega} = -2,127$$

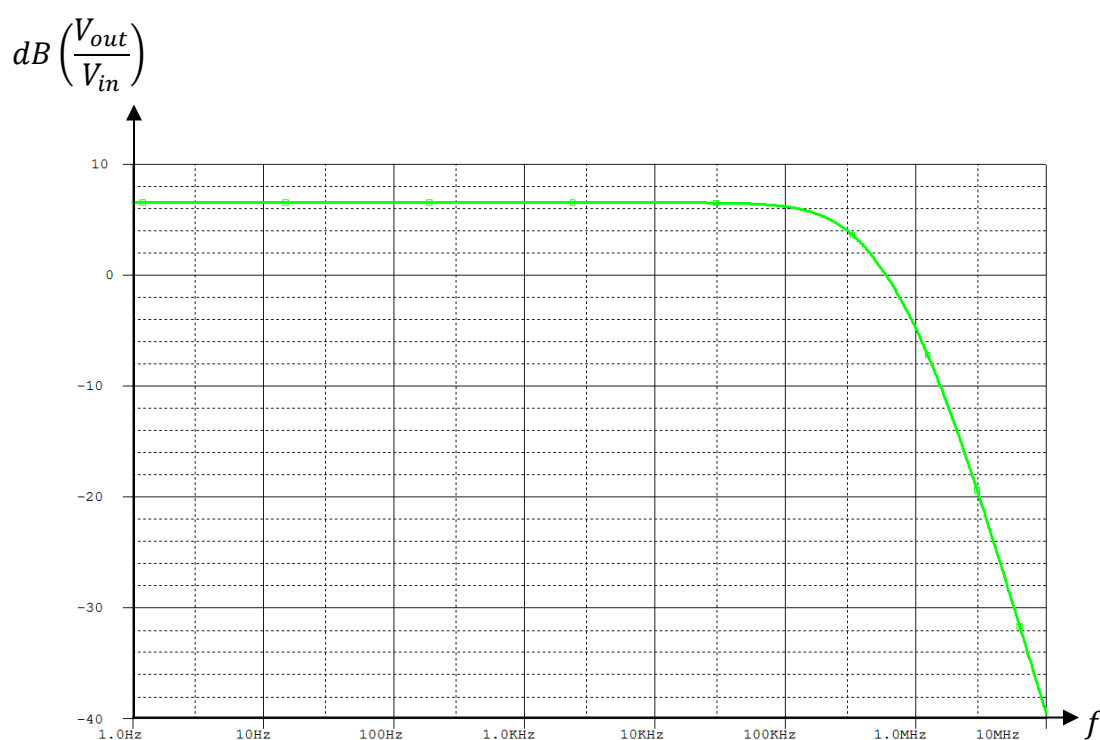
Una vez calculadas las resistencias procedemos a la simulación del amplificador mediante el simulador de cadence OrCAD Lite.



**Ilustración 2.4: Amplificador Inversor**

A partir del esquema mostrado en la Ilustración 2.4: Amplificador Inversor, se obtiene una respuesta en frecuencia como se ve en la Ilustración 2.5.



**Ilustración 2.5: Respuesta Amplificador Inversor**

En esta simulación se ve una ganancia de 6 dB en la banda de frecuencia hasta 100 KHz. El ancho de banda es muy superior a las frecuencias del orden máximo de 220 Hz en las que se trabaja en este proyecto fin de carrera.

A continuación se muestran los resultados experimentales del amplificador inversor. Los resultados experimentales se han realizado con la ayuda de un generador de funciones “Agilent 3352A” y un osciloscopio “Tektronix MSO 2024”. En la Ilustración 2.6, Ilustración 2.7 e Ilustración 2.8 se aprecian dos señales, una señal azul oscura en el canal 1 del osciloscopio que es la señal de entrada y una señal de color azul claro en el canal 2 que es la señal de salida. Se pueden ver en cada una de las ilustraciones la tensión pico-pico de cada señal y su frecuencia.

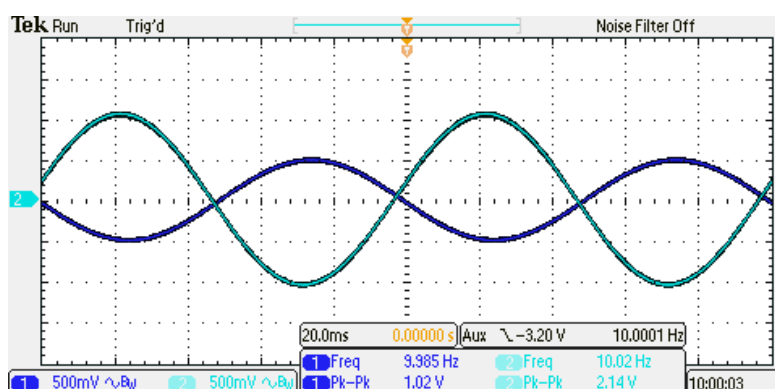


Ilustración 2.6: Resultado Experimental del Amplificador 10 Hz

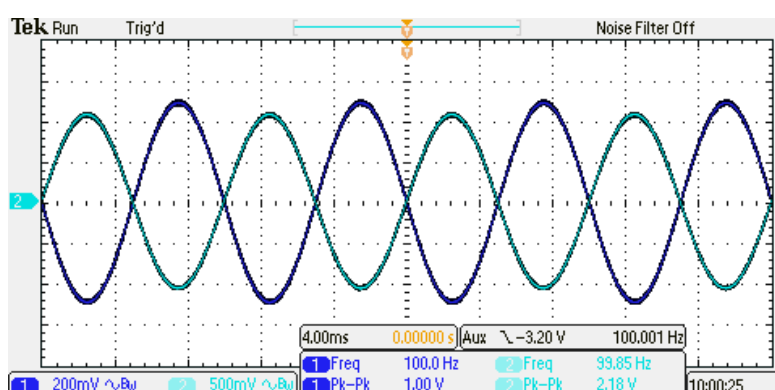


Ilustración 2.7: Resultado Experimental del Amplificador 100 Hz

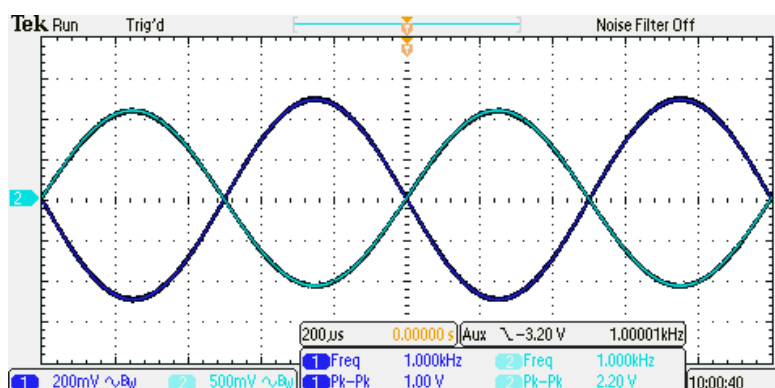


Ilustración 2.8: Resultado Experimental del Amplificador 1 KHz

En la Ilustración 2.6, Ilustración 2.7 e Ilustración 2.8 se pueden ver las medidas experimentales del amplificador. Se obtiene una respuesta similar a la obtenida en las simulaciones. Se obtiene en los tres casos una ganancia del orden de 6-7 dB, valor similar al calculado teóricamente. También se puede ver el desfase de 180° provocado por el amplificador inversor.

Se puede comparar el resultado medido con el simulado en la Tabla 2.1. El resultado simulado está marcado en rojo.

	10 Hz	100 Hz	1 KHz
$V_{in}$	1,02 V	1,00 V	1,00 V
$V_{out}$	2,14 V	2,18 V	2,20 V
$A_v$	2,10	2,18	2,20
$A_v(dB)$	6,44 dB 6,56 dB	6,77 dB 6,56 dB	6,85 dB 6,56 dB

Tabla 2.1: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Amplificador

## Filtrado

Para el filtrado de la señal, se va a utilizar filtros activos. Se ha hecho esta elección para este proyecto en concreto debido a que las ventajas que tienen frente a los pasivos superan los inconvenientes. Como ventajas tenemos que:

- Permiten eliminar las inductancias que, en bajas frecuencias, son voluminosas pesadas y caras.
- Se pueden diseñar filtros muy complejos mediante el diseño de etapas simples.
- Proporcionan una gran ganancia a la entrada de la señal, lo que en nuestro proyecto es muy importante ya que estamos trabajando con niveles de señales muy bajos.

Por el contrario, los inconvenientes serían:

- La exigencia de una fuente de alimentación.
- Su respuesta en frecuencia viene limitada por la respuesta del amplificador operacional.
- Es imposible su aplicación en sistemas de alta potencia.

Para el propósito de este proyecto fin de carrera los inconvenientes no serían tal cosa, ya que por una parte la fuente de alimentación no es ningún obstáculo debido a que en el mercado hay amplificadores operacionales que se podrían alimentar con una fuente de 3V, haciéndolo portable. Por otra parte, no vamos a tener ningún problema de sistemas de alta potencia. Finalmente y sabiendo la finalidad del proyecto, se utilizan unos amplificadores operacionales con una respuesta lo suficientemente buena como para que tengamos la señal deseada.

Por ello, se van a utilizar filtros activos. El uso de los amplificadores operacionales permite tener una alta resistencia de entrada y una baja resistencia de salida entre otras características.

### Filtro Paso Bajo

Un filtro paso bajo se utiliza para atenuar todo lo posible las frecuencias superiores y permitir el paso de frecuencias bajas, como se puede ver en la Ilustración 2.9.

Este filtro paso bajo va a tener una frecuencia de corte de 230 Hz, ya que vamos a trabajar con frecuencias que no superan los 220 Hz [20] y no nos interesa atenuar la señal.

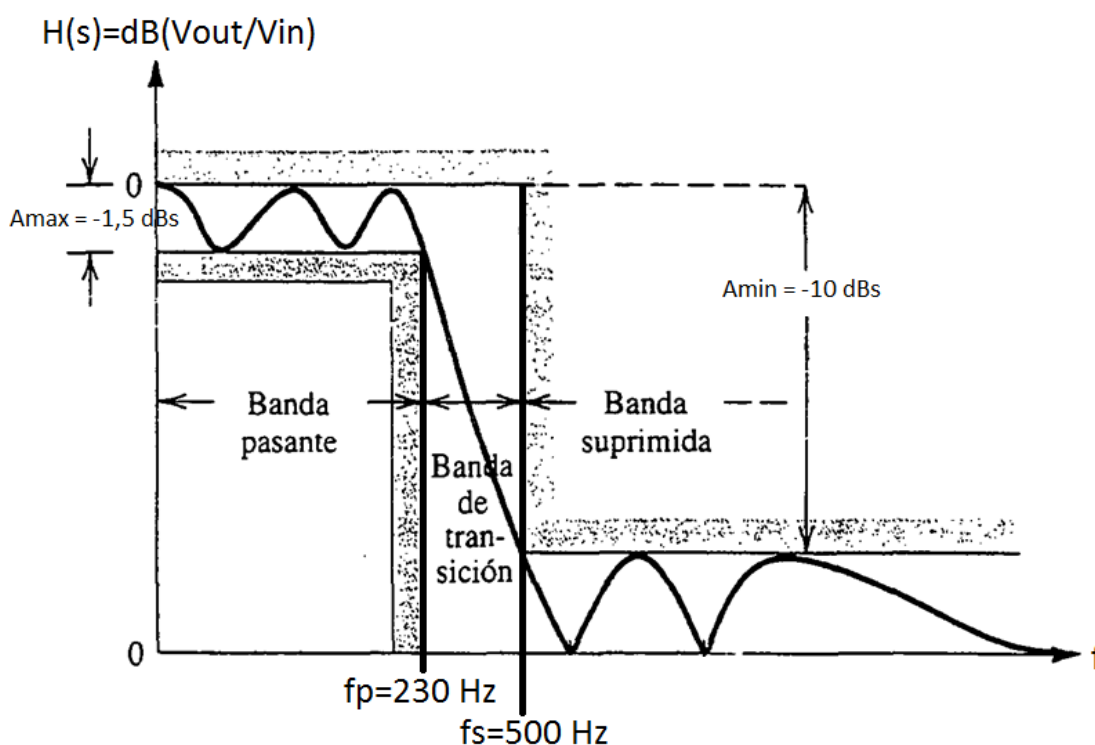


Ilustración 2.9: Filtro Paso Bajo

Hemos diseñado un filtro Butterworth, debido a que no nos interesa introducir ganancia en el filtro y este filtro posee esta característica. También es conocido como filtro máximamente plano.

Las características de este filtro van a depender de no superar un filtro de orden 2, ya que esto puede suponer el uso de amplificadores adicionales, añadiendo ruido. Por ello las características del filtro son las siguientes:

$$A_{\text{min}} = 1,5 \text{ dBs}$$

$$A_{\text{max}} = 10 \text{ dBs}$$

$$f_p = 230 \text{ Hz}$$

$$f_s = 500 \text{ Hz}$$

A partir de estas características, se procede con el cálculo del orden del filtro.

$$\varepsilon_1 = \sqrt{10^{0,1 \cdot A_{max}} - 1} = 0,642 \quad 2.9$$

$$\varepsilon_2 = \sqrt{10^{0,1 \cdot A_{min}} - 1} = 3 \quad 2.10$$

$$n_B = \frac{\log(\varepsilon_2/\varepsilon_1)}{\log(f_s/f_p)} = 1,98 \approx 2 \quad 2.11$$

Con estas características se obtiene el filtro Butterworth de orden 2. Se utiliza una modificación del filtro paso bajo de Sallen-Key, como el de la Ilustración 2.10.

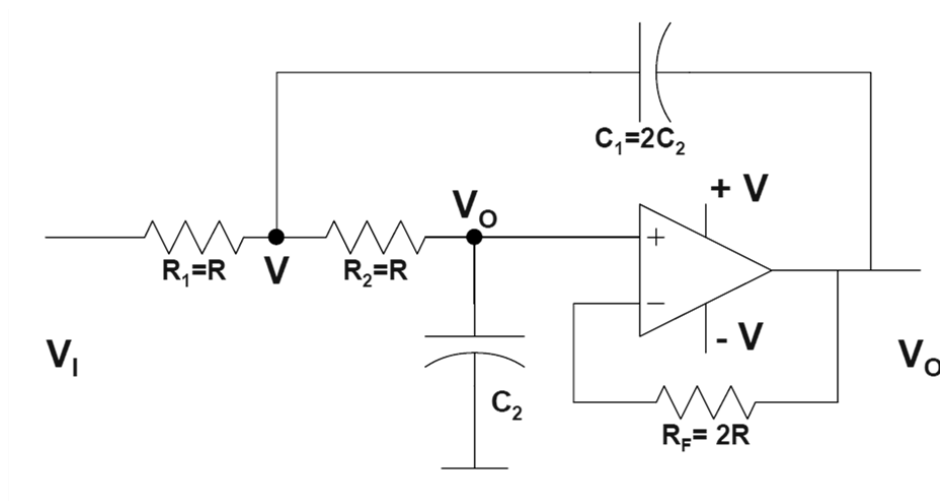


Ilustración 2.10: Diseño del Filtro Paso Bajo

Para calcular el valor de las capacidades y resistencias, procedemos a sacar la ecuación del sistema y posteriormente compararla con la ecuación normalizada de un sistema de segundo orden.

$$\frac{V_i - V}{R_1} = \frac{V - V_o}{R_2} + \frac{V - V_o}{\frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_1}} \quad 2.12$$

$$V_o = V \cdot \frac{\frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_2}}{R_2 + \frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_2}} \quad 2.13$$

Desarrollando la ecuación tenemos,

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{\frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}}{s^2 + s \cdot \frac{C_2 \cdot R_2 + C_2 \cdot R_1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2} + \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad 2.14$$

Esta ecuación puede ser comparada con la siguiente ecuación normalizada de segundo orden:

$$H(s) = \frac{w_n^2}{s^2 + 2 \cdot \xi \cdot w_n \cdot s + w_n^2} \quad \begin{array}{l} \xi: \text{Factor de amortiguamiento} \\ w_n: \text{frecuencia natural} \end{array} \quad 2.15$$

Por comparación entre las ecuaciones 2.14 y 2.15 tenemos que:

$$w_n = \frac{1}{\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad 2.16$$

En una primera aproximación podemos empezar el algoritmo de diseño suponiendo:

$$R_1 = R_2 \quad 2.17$$

La resistencia  $R_F$  de realimentación, se utiliza para eliminar la tensión de salida en continua debido al efecto de las corrientes de “bias” a la entrada. Para hacer esto ponemos todas las entradas del circuito a tierra y calculamos la tensión en continua a la salida del mismo. En las entradas del amplificador tenemos dos fuentes de corrientes  $I_{B1}$  e  $I_{B2}$ .

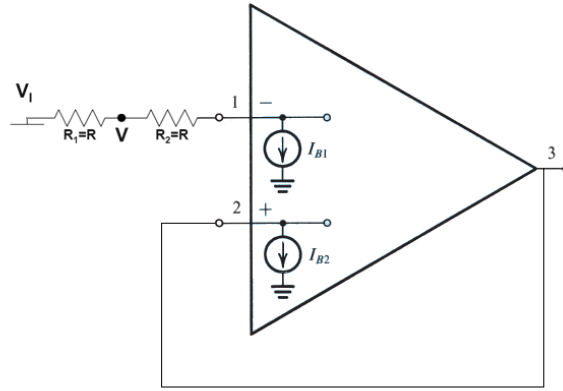


Ilustración 2.11: Amplificador Operacional sin Rf

El valor de la tensión en continua a la salida del amplificador sin utilizar una resistencia  $R_F$ , en el lazo de realimentación es de:

$$V^- = I_{B1} \cdot 2 \cdot R \quad 2.18$$

$$V_o = V^+ = V^- = I_{B1} \cdot 2 \cdot R \quad 2.19$$

Con el fin de eliminar esta tensión generada por las corrientes de “bias” a la entrada, añadimos una  $R_F$  como la que se ve en la Ilustración 2.12.

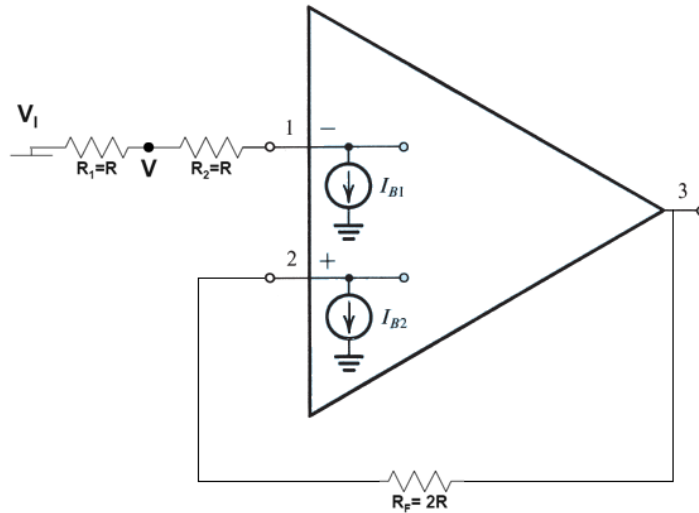


Ilustración 2.12: Amplificador Operacional con Rf

Volviendo a sacar las ecuaciones del circuito,

$$V^- = V_o - I_{B2} \cdot R_o \quad 2.20$$

$$V^+ = I_{B1} \cdot (R_1 + R_2) \quad 2.21$$

Sabiendo que  $V^+ = V^-$ ,

$$V_o = I_{B1} \cdot (R_1 + R_2) - I_{B2} \cdot R_o \quad 2.22$$

Suponiendo que  $I_{B1} = I_{B2}$ , se puede conseguir que  $V_o = 0$ :

$$\boxed{R_o = R_1 + R_2 = 2 \cdot R} \quad 2.23$$

Para conseguir que la pendiente de la función de transferencia en continua (frecuencia 0) sea lo más plana posible, derivamos la función de transferencia e igualamos a 0.

$$\begin{aligned} H(s) = \frac{V_o}{V_i} &= \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot S^2 + S \cdot C_2 \cdot R_2 + C_2 \cdot R_1 + 1} \\ &= \frac{1}{1 + S \cdot C_2 \cdot (R^2 \cdot C_1 \cdot S + 2 \cdot R)} \end{aligned}$$

Sabiendo que  $\tau_1 = R_1 \cdot C_1$  y que  $\tau_2 = R_2 \cdot C_2$ , la función de transferencia nos queda:

$$\begin{aligned} |H(s)| &= \left| \frac{1}{1 + S \cdot C_2 \cdot (R^2 \cdot C_1 \cdot S + 2 \cdot R)} \right| \\ &= \left| \frac{1}{(1 - w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2) + j \cdot (2 \cdot w \cdot \tau_2)} \right| \\ &= \frac{1}{\sqrt{(1 - w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2)^2 + 4 \cdot w^2 \cdot \tau_2^2}} \end{aligned} \quad 2.24$$

Partiendo del valor absoluto de la ganancia del sistema, calculamos su derivada:



$$\left| \frac{dH(s)}{dw} \right| = -\frac{1}{2} \cdot [(1 - w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2)^2 + (2 \cdot w \cdot \tau_2)^2]^{-\frac{3}{2}} \cdot [-2 \cdot (1 - w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2) \cdot 2 \cdot w \cdot \tau_1 \cdot \tau_2 + 8 \cdot w \cdot \tau_2^2] \quad 2.25$$

$$\left| \frac{dH(s)}{dw} \right| = -4 \cdot (1 - w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2) \cdot w \cdot \tau_1 \cdot \tau_2 + 8 \cdot w \cdot \tau_2^2 = 0 \quad 2.26$$

Considerando la frecuencia  $w = 0$ , obtenemos:

$$C_1 = 2 \cdot C_2 \quad 2.27$$

Por lo que la ecuación de diseño final sería:

$$f_n = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C_2 \cdot \sqrt{2}} \quad 2.28$$

Una vez obtenida la ecuación, se procede con el cálculo de las resistencias y condensadores. Primero, definimos una frecuencia de corte, en nuestro caso la frecuencia es de 230 Hz. Segundo, se elige el valor del condensador a partir del cual se calcula el valor de las resistencias. El valor del condensador debe ser un valor adecuado comprendido entre 100 pF y 100 nF. Se elige un valor de 100 nF. Por lo que:

$$C_1 = 100 \text{ nF}$$

$$C_2 = 200 \text{ nF}$$

Partiendo de la ecuación final, 2.28, calculamos R:

$$R = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_n \cdot C_2 \cdot \sqrt{2}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 230 \cdot 100 \cdot 10^{-9} \cdot \sqrt{2}} = 4893,02 \, \Omega$$

$$R_1 = 4,8 \text{ K}\Omega \approx 4,7 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = 4,8 \text{ K}\Omega \approx 4,7 \text{ K}\Omega$$

$R_1 = 4,7\ K\Omega$	$C_1 = 100\ nF$
$R_2 = 4,7\ K\Omega$	$C_2 = 200\ nF$
$R_F = 10\ K\Omega$	

Tabla 2.2: Valores de los Componentes del Filtro Paso Bajo

A partir de los valores de los elementos pasivos, resistencias y condensadores, de la Tabla 2.2: Valores de los Componentes del Filtro Paso Bajo procedemos a la simulación del filtro paso bajo mediante el simulador de cadence OrCAD Lite.

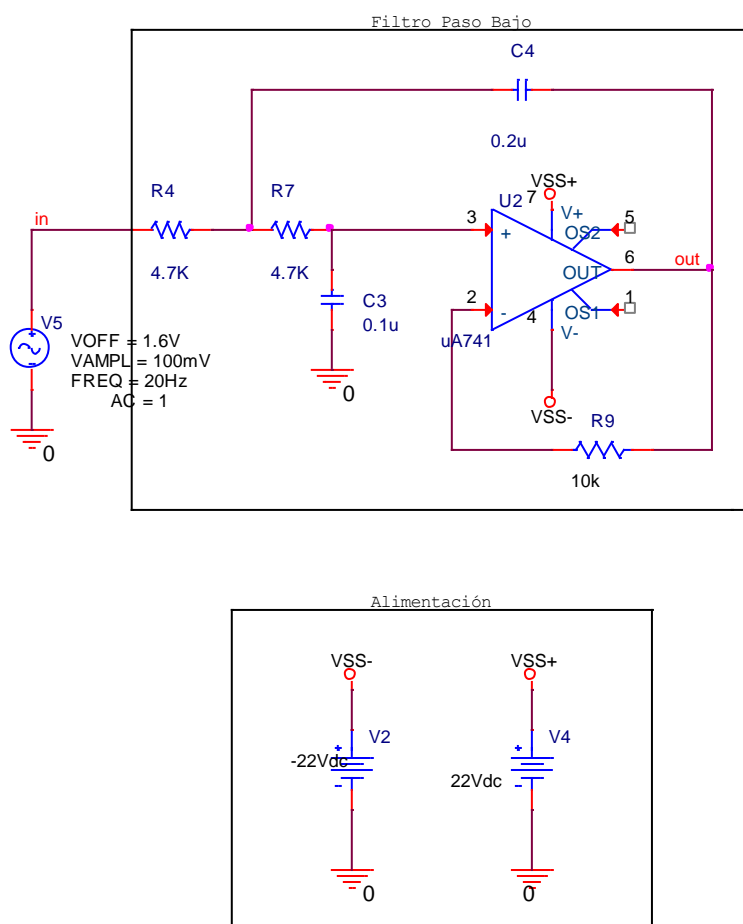


Ilustración 2.13: Diseño Filtro Paso Bajo

En la Ilustración 2.14, la respuesta en frecuencia del filtro paso bajo. Esta respuesta tiene una frecuencia de corte en la simulación de 240 Hz, valor suficiente para la funcionalidad de este filtro, ya que deja pasar frecuencias por debajo de 230 Hz. Las

frecuencias entre 230-240 Hz carecen de importancia ya que el contenido frecuencial de la señal se alberga en las frecuencias más bajas del espectro.

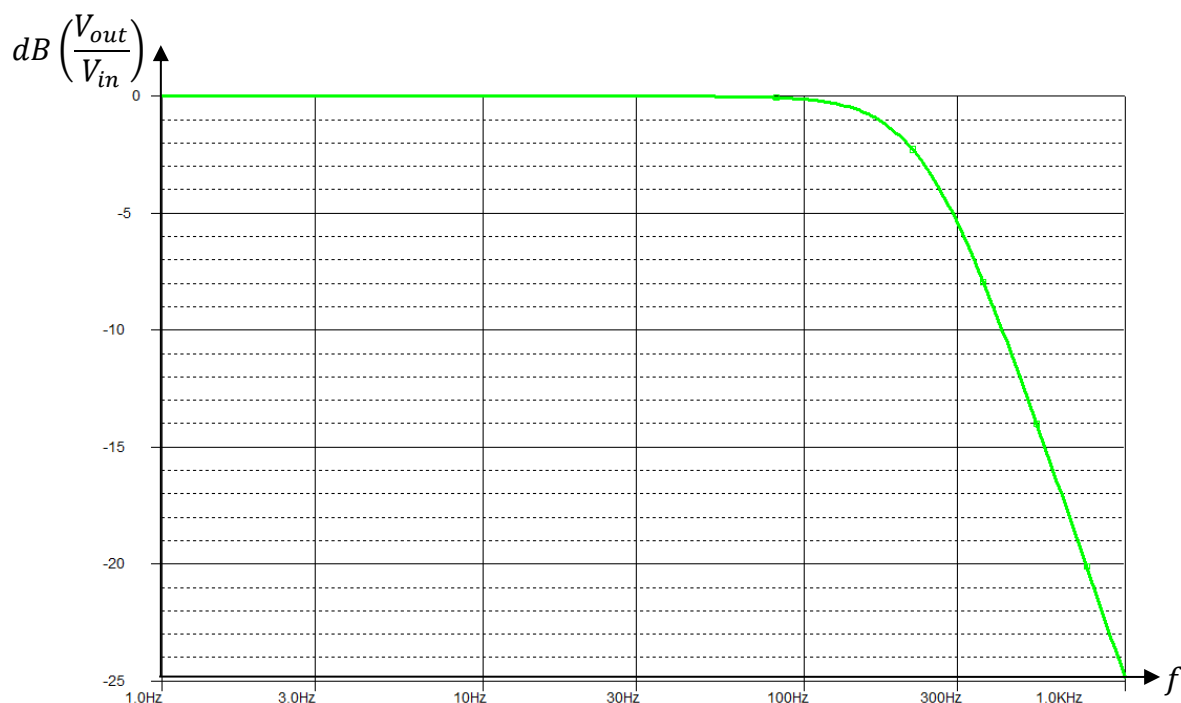


Ilustración 2.14: Respuesta frecuencia Filtro Paso Bajo

A continuación se va a comprobar estas simulaciones con las medidas experimentales del circuito en el laboratorio. Como en el caso anterior se pueden observar en cada ilustración dos señales pertenecientes a la señal de entrada y de salida de nuestro circuito. Se encuentran en el canal 1 y en el 2 del osciloscopio respectivamente.

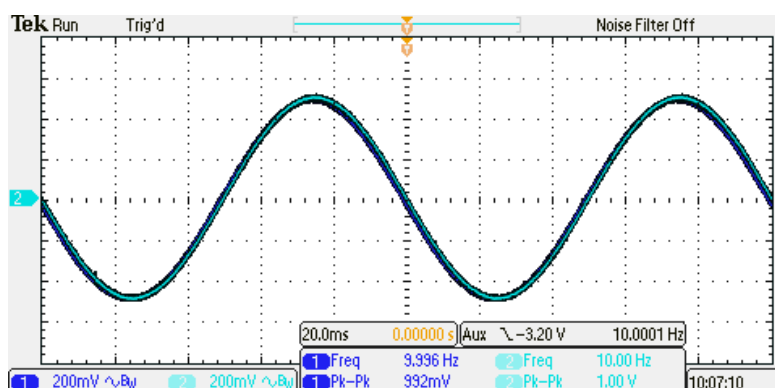


Ilustración 2.15: Resultado Experimental del Filtro Paso Bajo 10 Hz

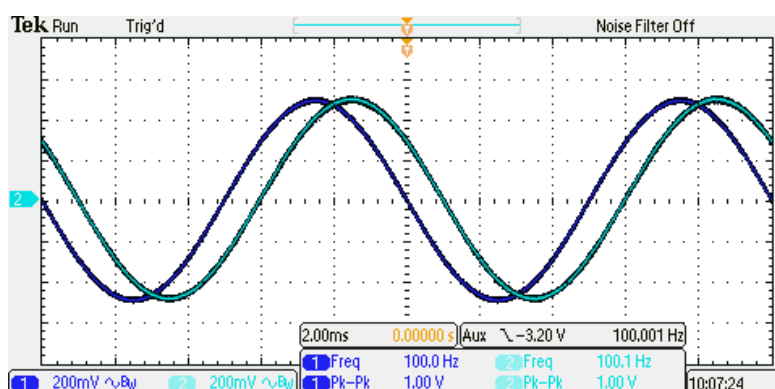


Ilustración 2.16: Resultado Experimental del Filtro Paso Bajo 100 Hz

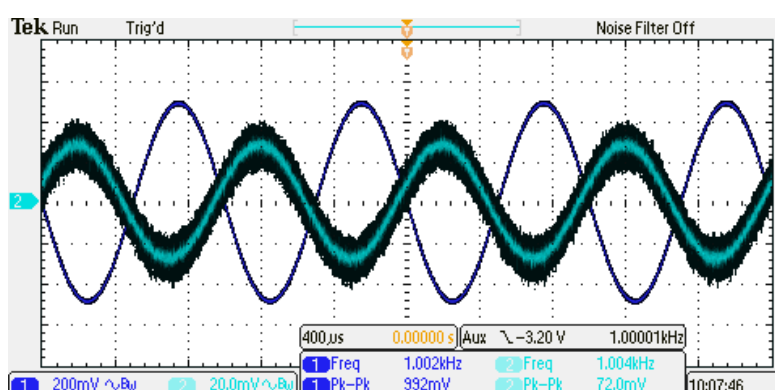


Ilustración 2.17: Resultado Experimental del Filtro Paso Bajo 1 KHz

En la Ilustración 2.15, Ilustración 2.16 e Ilustración 2.17 se pueden ver las medidas del Filtro Paso Bajo. Se obtiene una respuesta similar a la obtenida en las simulaciones. Consiguiendo una ganancia nula para las frecuencias de 10 Hz y 100 Hz y una atenuación del orden de 23 dB para una frecuencia de 1 KHz. En el tercer caso se puede ver ruido en la señal de salida debido a su baja tensión pico-pico. Esto es debido a que al disminuir su escala aumentemos el ruido para conseguir el mismo nivel de señal y su relación señal ruido empeora.

Se puede comparar el resultado medido con el simulado en la Tabla 2.3. El resultado simulado está marcad en rojo.

	10 Hz		100 Hz		1 KHz	
$V_{in}$	992 mV		1,00 V		992 mV	
$V_{out}$	1,00 V		1,00 V		72 mV	
$A_v$	1,01		1		0,07	
$A_v(dB)$	0,09 dB	0 dB	0 dB	0 dB	-23,10 dB	-24,85 dB

Tabla 2.3: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Filtro Paso Bajo

## Filtro Paso Alto

En este apartado se realiza el diseño de un filtro paso alto con la finalidad de atenuar todo lo posible las frecuencias inferiores y permitir el paso de frecuencias altas, es el caso opuesto a el filtro paso bajo, véase Ilustración 2.9. Este filtro paso alto va a tener una frecuencia de corte de 10 Hz, ya que vamos a trabajar con frecuencias que no superan los 20 Hz [20].

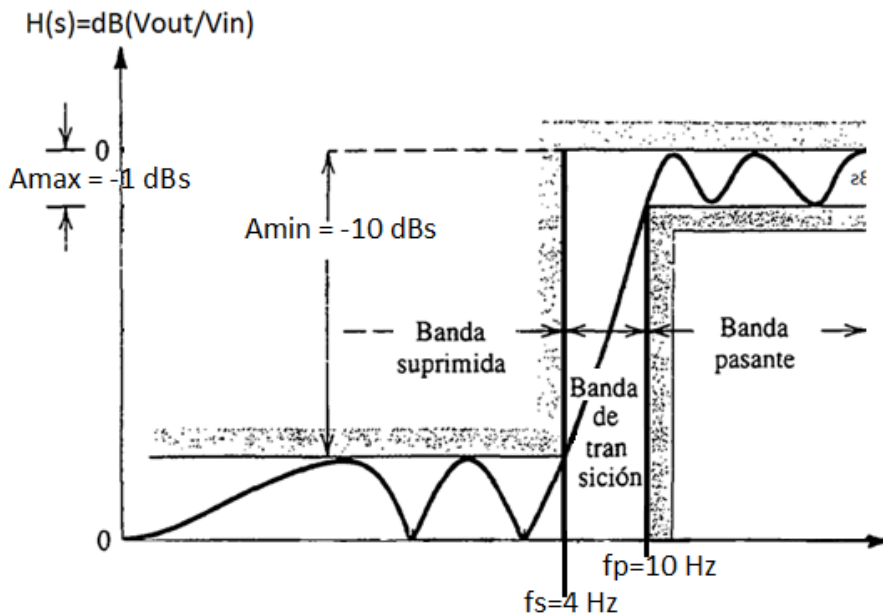


Ilustración 2.18: Filtro Paso Alto

En este diseño, se va a utilizar como en el caso anterior del filtro paso bajo el esquema de Butterworth, debido a las mismas características que en el caso anterior, no nos interesa introducir ganancia en el filtro.

Las características de este filtro van a depender de no superar un filtro de orden 2, como en el caso anterior. Ya que esto puede suponer el uso de amplificadores adicionales, añadiendo ruido. Por ello las características del filtro son las siguientes:

$$A_{\text{min}} = 1 \text{ dBs}$$

$$A_{\text{max}} = 10 \text{ dBs}$$

$$f_s = 4 \text{ Hz}$$

$$f_p = 10 \text{ Hz}$$

A partir de estas características, se procede con el cálculo del orden del filtro.

$$\varepsilon_1 = \sqrt{10^{0,1 \cdot A_{max}} - 1} = 0,509 \quad 2.29$$

$$\varepsilon_2 = \sqrt{10^{0,1 \cdot A_{min}} - 1} = 3 \quad 2.30$$

$$n_B = \frac{\log(\varepsilon_2/\varepsilon_1)}{\log(f_p/f_s)} = 1,94 \approx 2 \quad 2.31$$

Se selecciona un filtro paso alto Butterworth de segundo orden. El diseño se realiza con un solo amplificador operacional. Se utiliza el diseño Sallen Key modificado.

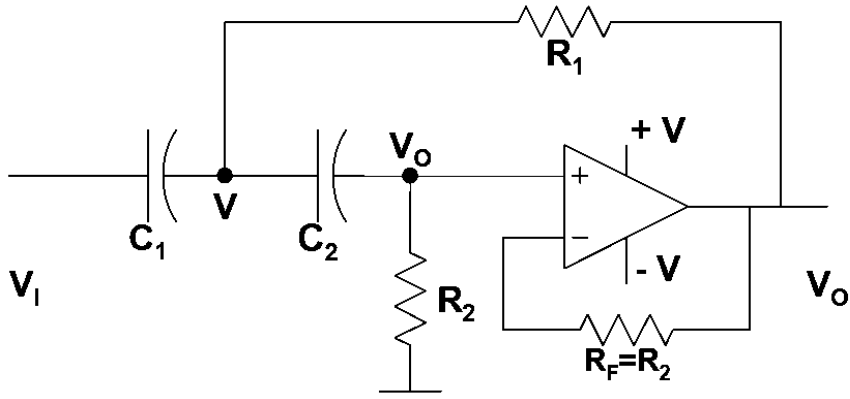


Ilustración 2.19: Diseño Filtro Paso Alto

Ahora procedemos a sacar la ecuación del sistema y posteriormente compararla con la ecuación normalizada de un sistema de segundo orden.

$$\frac{V_i - V}{\frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_1}} = \frac{V - V_o}{R_1} + \frac{V - V_o}{\frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_2}} \quad 2.32$$

$$V_o = V \cdot \frac{R_2}{R_2 + \frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_2}} \quad 2.33$$

Desarrollando la ecuación tenemos,

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{K \cdot S^2}{S^2 + S \cdot \frac{C_1 \cdot R_1 + C_2 \cdot R_1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2} + \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad 2.34$$

Esta ecuación puede ser comparada con la siguiente ecuación normalizada de segundo orden:

$$H(s) = \frac{K}{S^2 + 2 \cdot \xi \cdot w_n \cdot S + w_n^2} \quad \begin{array}{l} \xi: \text{Factor de amortiguamiento} \\ w_n: \text{frecuencia natural} \end{array} \quad 2.35$$

Por comparación entre las ecuaciones 2.14 y 2.15 tenemos que:

$$w_n = \frac{1}{\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad 2.36$$

Dado que tenemos demasiadas incógnitas en la ecuación, suponemos:

$$C_1 = C_2 \quad 2.37$$

La resistencia  $R_F$  de realimentación, se utiliza para eliminar la tensión de salida en continua debido al efecto de las corrientes de “bias” a la entrada. Para hacer esto ponemos todas las entradas del circuito a tierra y calculamos la tensión en continua a la salida del mismo. En las entradas del amplificador tenemos dos fuentes de corrientes  $I_{B1}$  e  $I_{B2}$ .

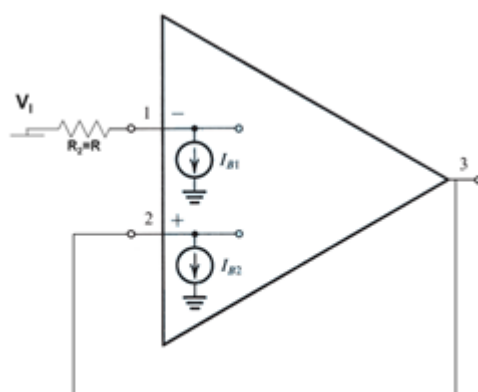


Ilustración 2.20: Amplificador Operacional sin Rf

El valor de la tensión en continua a la salida del amplificador sin utilizar una resistencia  $R_F$ , en el lazo de realimentación es de:

$$V^- = I_{B1} \cdot R_2 \quad 2.38$$

$$V_o = V^+ = V^- = I_{B1} \cdot R_2 \quad 2.39$$

Con el fin de eliminar esta tensión de salida, introducimos la resistencia en el lazo de realimentación.  $R_F$ .

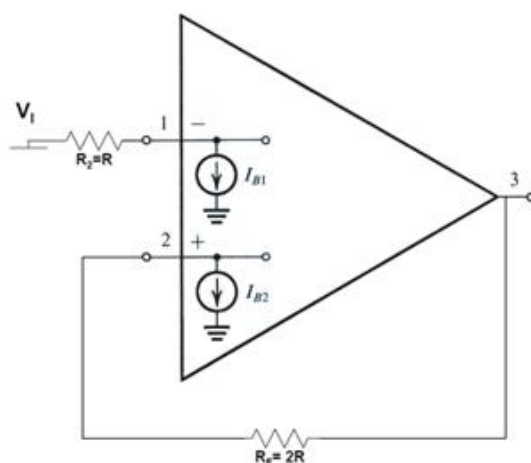


Ilustración 2.21: Amplificador Operacional con Rf

Volviendo a sacar las ecuaciones del circuito,



$$V^- = V_o - I_{B2} \cdot R_o \quad 2.40$$

$$V^+ = I_{B1} \cdot R_2 \quad 2.41$$

Sabiendo que  $V^+ = V^-$ ,

$$V_o = I_{B1} \cdot R_2 - I_{B2} \cdot R_o \quad 2.42$$

Suponiendo que  $I_{B1} = I_{B2}$ , se puede conseguir que  $V_o = 0$ :

$$\boxed{R_o = R_2} \quad 2.43$$

Para conseguir que la pendiente de la función de transferencia en continua (frecuencia 0) sea lo más plana posible, derivamos la función de transferencia e igualamos a 0.

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 + \frac{1}{s} \cdot \frac{C_1 \cdot R_1 + C_2 \cdot R_1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2} + \frac{1}{s^2} \cdot \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} = \frac{1}{1 + \frac{1}{jw} \cdot \frac{2}{R_2 \cdot C} - \frac{1}{w^2} \cdot \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C^2}} \quad 2.44$$

Sabiendo que  $\tau_1 = R_1 \cdot C_1$  y que  $\tau_2 = R_2 \cdot C_2$ , la función de transferencia nos queda:

$$|H(s)| = \left| \frac{1}{1 + \frac{1}{jw} \cdot \frac{2}{\tau_2} - \frac{1}{w^2} \cdot \frac{1}{\tau_1 \cdot \tau_2}} \right| = \frac{1}{\sqrt{\left(1 - \frac{1}{w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2}\right)^2 + 2/(w \cdot \tau_2)}} \quad 2.45$$

Partiendo del valor absoluto de la ganancia del sistema, calculamos su derivada:

$$\left| \frac{dH(s)}{dw} \right| = -\frac{1}{2} \cdot \left[ \left( 1 - \frac{1}{w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2} \right)^2 + (2/(w \cdot \tau_2))^2 \right]^{-\frac{3}{2}} \cdot \left[ 2 \cdot \left( 1 - \frac{1}{w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2} \right) \cdot \left( \frac{2}{w^3 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2} \right) - \frac{8}{w^3 \cdot \tau_2^2} \right] \quad 2.46$$

$$\left| \frac{dH(s)}{dw} \right| = 2 \cdot \left( 1 - \frac{1}{w^2 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2} \right) \cdot \left( \frac{2}{w^3 \cdot \tau_1 \cdot \tau_2} \right) - \frac{8}{w^3 \cdot \tau_2^2} = 0 \quad 2.47$$

Considerando la frecuencia  $w = 0$ , obtenemos:

$$2 \cdot R_1 = R_2 \quad 2.48$$

Por lo que la ecuación de diseño final sería:

$$f_n = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C_2 \cdot \sqrt{2}} \quad 2.49$$

Para el diseño partimos que el factor de amortiguamiento,  $\xi$ , tiene un valor de 0,707 y además deben cumplir las siguiente relaciones:

$$C_1 = C_2 \quad 2.50$$

$$R_2 = 2 \cdot R_1 \quad 2.51$$

Por lo que la ecuación de diseño final sería:

$$f_n = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot C_1 \cdot \sqrt{2}} \quad 2.52$$

Una vez obtenida la ecuación, se procede con el cálculo de las resistencias y condensadores. Primero, definimos una frecuencia de corte, en nuestro caso la frecuencia es de 10 Hz. Segundo, se elige el valor del condensador a partir del cual se calcula el valor de las resistencias. El valor del condensador debe ser un valor adecuado comprendido entre 100 pF y 100 nF. Se elige un valor de 100 nF. Por lo que:

$$C_1 = 100 \text{ nF}$$

$$C_2 = 100 \text{ nF}$$

Partiendo de la ecuación final, 2.28, calculamos R:

$$R_1 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_n \cdot C_2 \cdot \sqrt{2}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 10 \cdot 100 \cdot 10^{-9} \cdot \sqrt{2}} = 112.539,54 \Omega$$

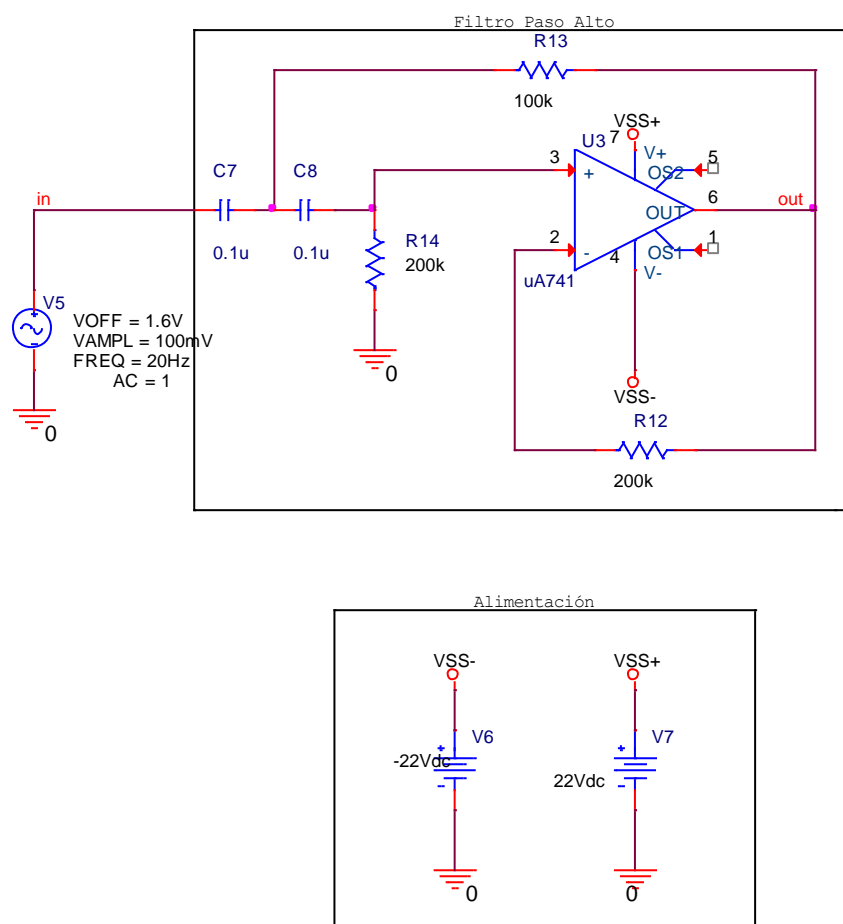
$$R_1 = 112,54 \text{ K}\Omega \approx 100 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = 225,08 \text{ K}\Omega \approx 200 \text{ K}\Omega$$

$R_1 = 100 \text{ K}\Omega$	$C_1 = 100 \text{ nF}$
$R_2 = 200 \text{ K}\Omega$	$C_2 = 100 \text{ nF}$

Tabla 2.4: Valores de los Componentes del Filtro Paso Alto

A partir de los valores de los elementos pasivos, resistencias y condensadores, de la Tabla 2.4 procedemos a la simulación del filtro paso alto mediante el simulador de cadence OrCAD Lite.



**Ilustración 2.22: Diseño Filtro Paso Alto**

Se puede ver en la Ilustración 2.22, la respuesta en frecuencia del filtro paso alto. Esta respuesta tiene una frecuencia de corte en la simulación de 11 Hz, valor suficiente para la funcionalidad de este filtro, ya que deja pasar frecuencias por encima de 25 Hz.

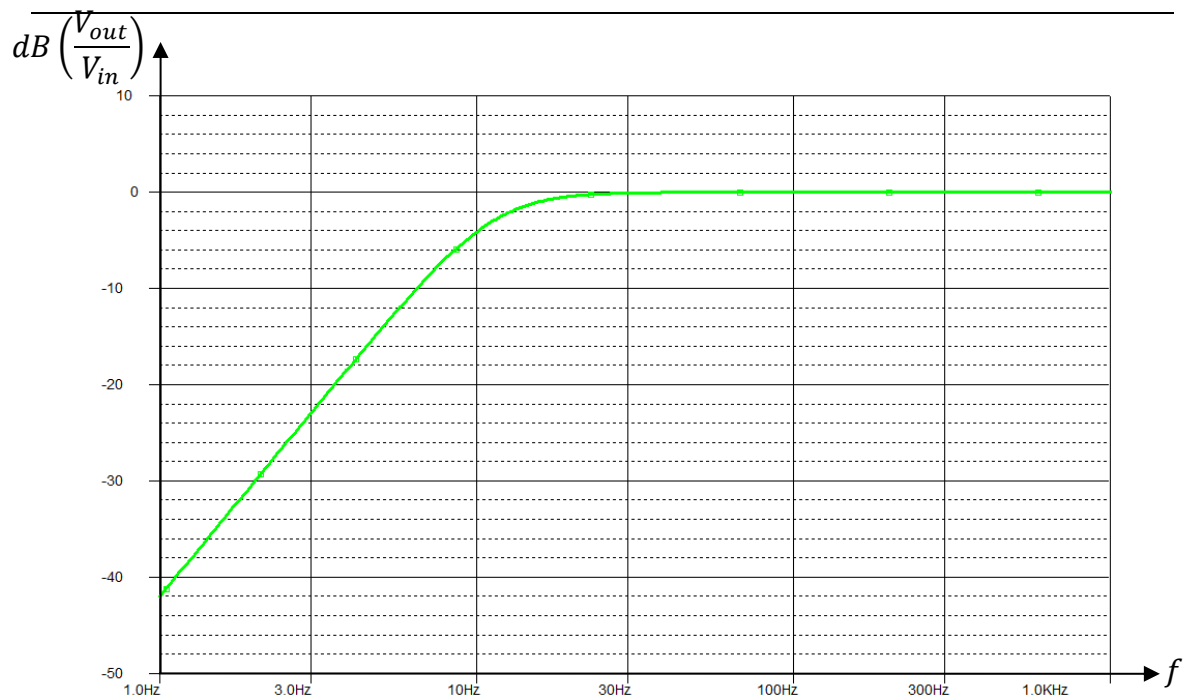


Ilustración 2.23: Respuesta frecuencia Filtro Paso Alto

A continuación se comprueba las simulaciones del filtro paso alto con las medidas experimentales del circuito en el laboratorio.

Se observan la señal de entrada y de salida, en el canal 1 y 2 del osciloscopio respectivamente.

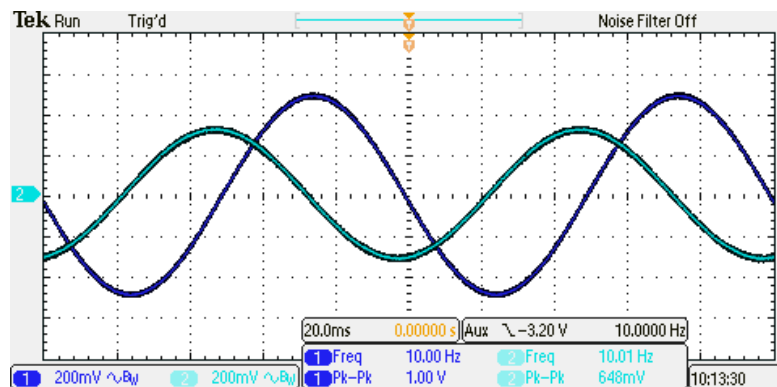


Ilustración 2.24: Resultado Práctico del Filtro Paso Alto 10 Hz

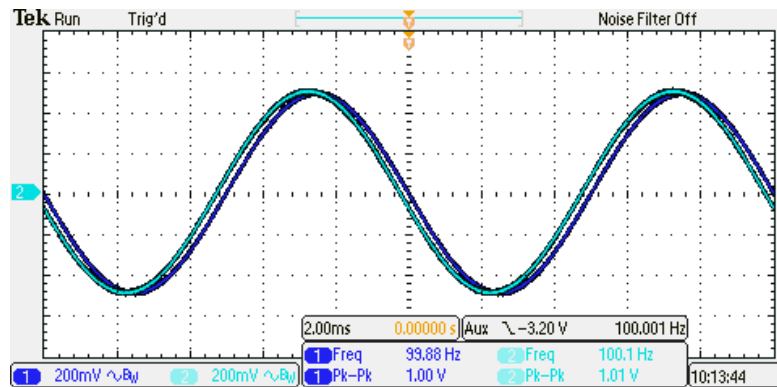


Ilustración 2.25: Resultado Práctico del Filtro Paso Alto 100 Hz

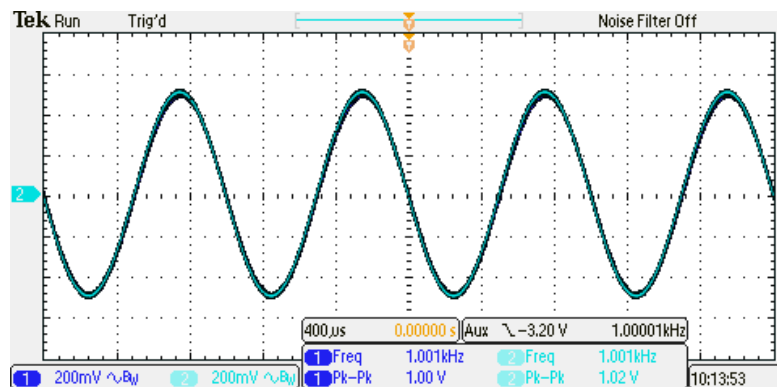


Ilustración 2.26: Resultado Práctico del Filtro Paso Alto 1 KHz

En la Ilustración 2.15, Ilustración 2.16 e Ilustración 2.17 se pueden ver las medidas del Filtro Paso Bajo. Se obtiene una respuesta similar a la obtenida en las simulaciones. Se observa que en el segundo y tercer caso de 100 Hz y 1 KHz señales similares de entrada y salida, ya que no tiene ninguna ganancia. En el primer caso conseguimos una atenuación del orden de 4 dB, valor similar al simulado.

Se puede comparar el resultado medido con el simulado en la Tabla 2.3. El resultado simulado está marcado en rojo.

	10 Hz		100 Hz		1 KHz	
$V_{in}$	1,00 V		1,00 V		1,00 V	
$V_{out}$	648 mV		1,01 V		1,02 V	
$A_v$	0,65		1,01		1,02	
$A_v(dB)$	-3,76 dB	-4,10 dB	0,09 dB	0 dB	0,17 dB	0 dB

Tabla 2.5: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Filtro Paso Alto

## Diseño Completo

Finalmente, vamos a ver el comportamiento del circuito completo. Para ello emplearemos la herramienta que hemos estado utilizando durante este proyecto fin de carrera, el simulador cadence OrCAD Lite.

Como se ve en la Ilustración 2.27, se ha conectado el amplificador inversor, como la primera etapa, seguido de los dos filtros. El filtro paso bajo y el paso alto, los cuales funcionan como un paso banda. El motivo de esta colocación, como ya se ha explicado anteriormente es que al introducir el amplificador de alta impedancia como primera etapa del circuito mejora la relación señal ruido del sistema.

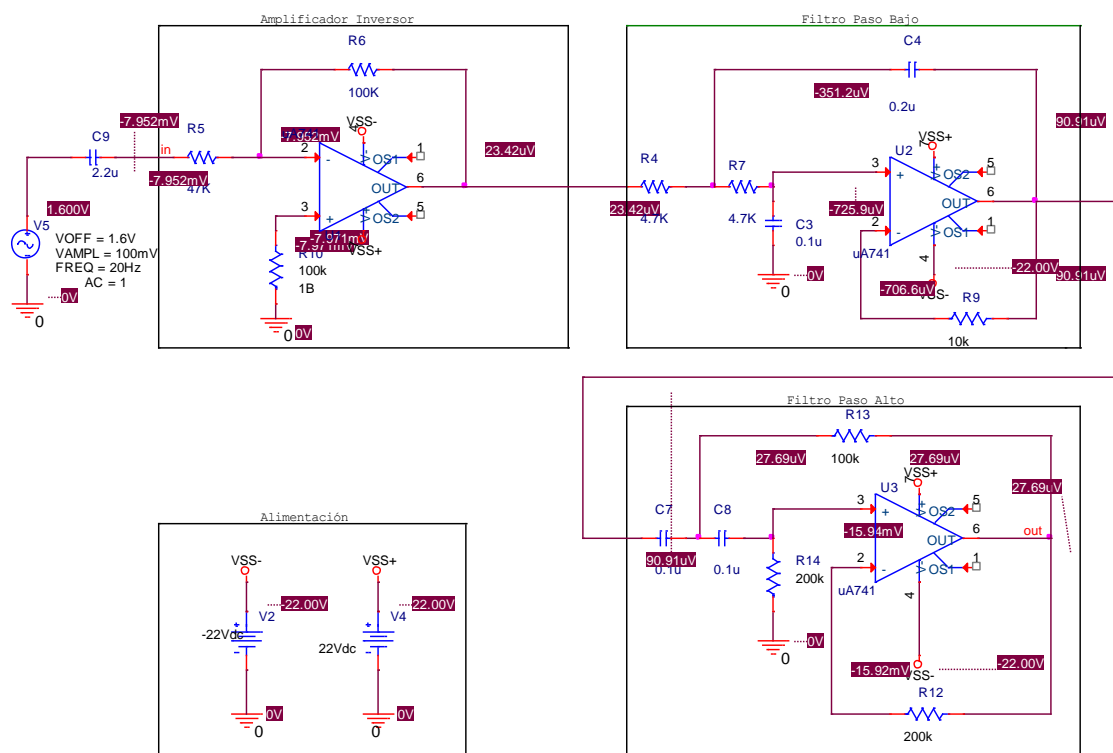
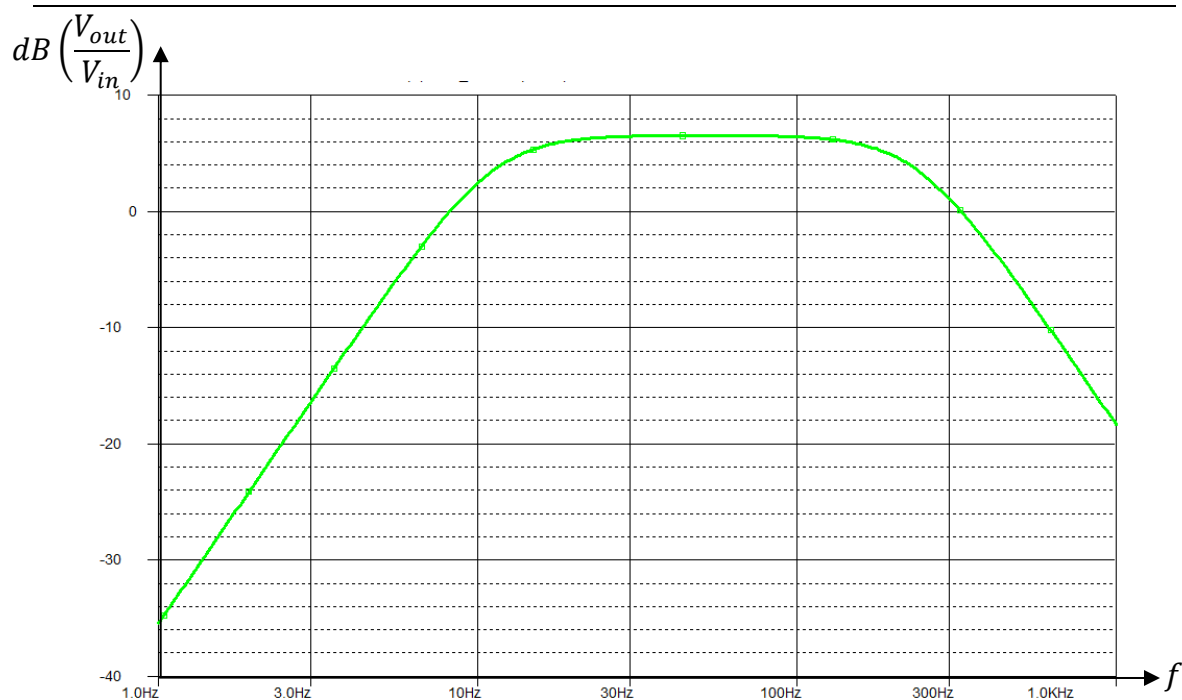


Ilustración 2.27: Diseño Completo

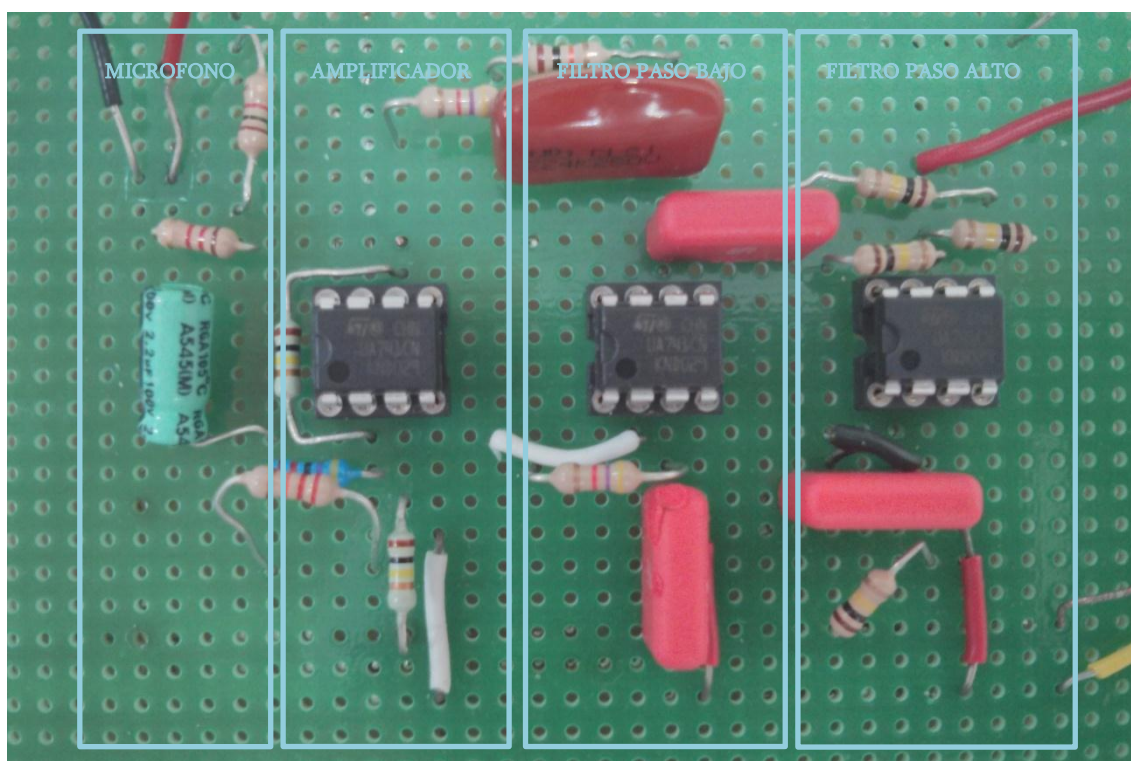
Se obtienen unos resultados satisfactorios como se puede apreciar en la Ilustración 2.28. Obtenemos un filtro paso banda que funciona en la banda de frecuencia, desde 11 Hz hasta 40 Hz. Estas frecuencias permiten el paso de las auscultaciones del corazón y evitan posibles ruidos ambientales.

**Ilustración 2.28: Resultados Diseño Completo**

Finalmente, y teniendo en cuenta los resultados obtenidos en las simulaciones, pasamos al diseño electrónico. Para el diseño electrónico vamos a utilizar tres amplificadores operacionales UA741CN [21], resistencias y condensadores de una precisión de  $\pm 5\%$ .

En la Ilustración 2.29 se puede observar el diseño final del circuito. Se diferencia cada etapa del circuito mediante recuadros.

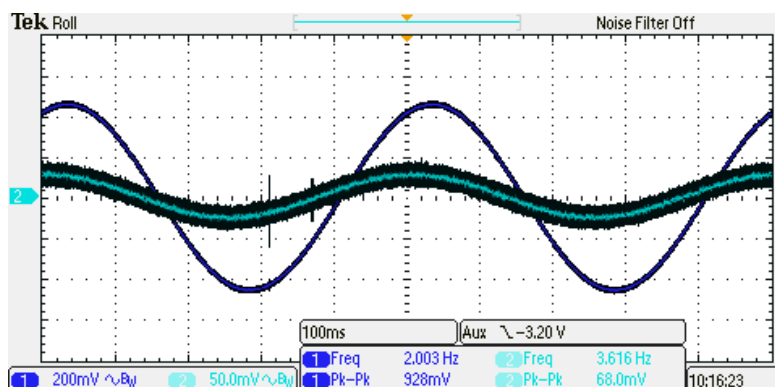




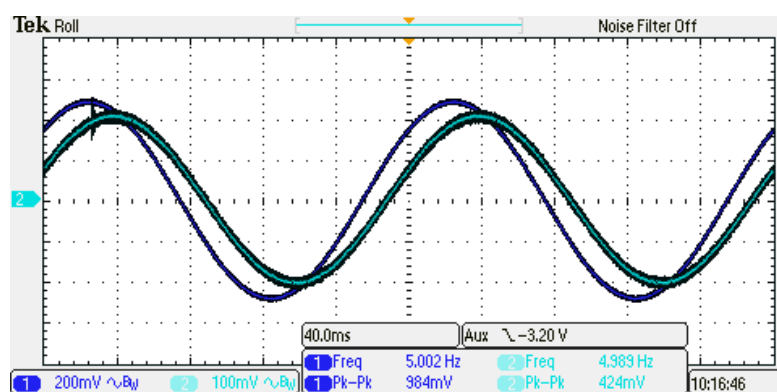
**Ilustración 2.29: Circuito Final**

Se han hecho medidas del circuito final a varias frecuencias para comprobar su correcto funcionamiento. Estas medidas se pueden observar en las siguientes ilustraciones.

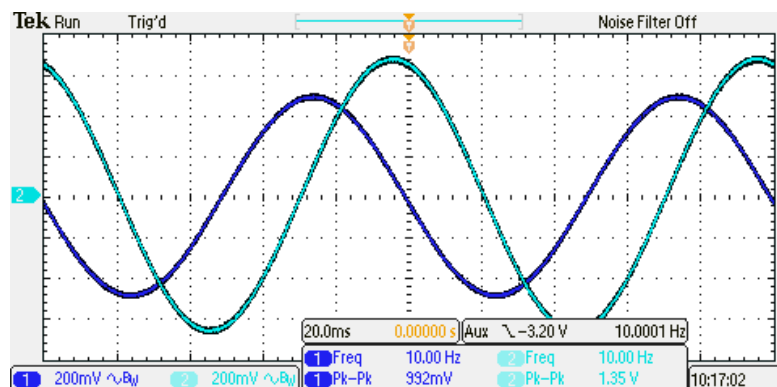
Como en los resultados experimentales anteriores, tenemos dos señales una de entrada y otra de salida en el canal 1 y 2 del osciloscopio respectivamente.



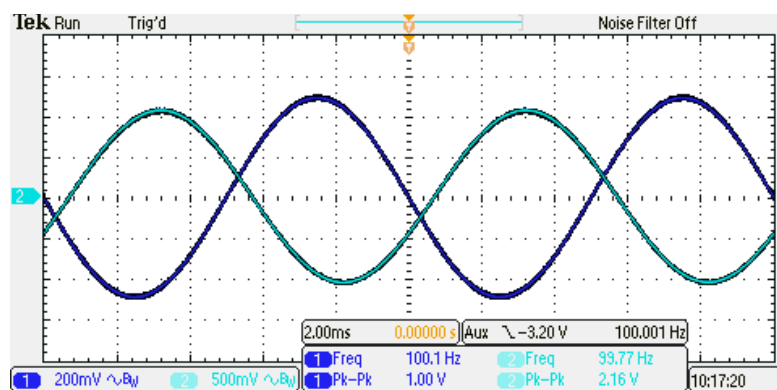
**Ilustración 2.30: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 2 Hz**



**Ilustración 2.31: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 5 Hz**



**Ilustración 2.32: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 10 Hz**



**Ilustración 2.33: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 100 Hz**

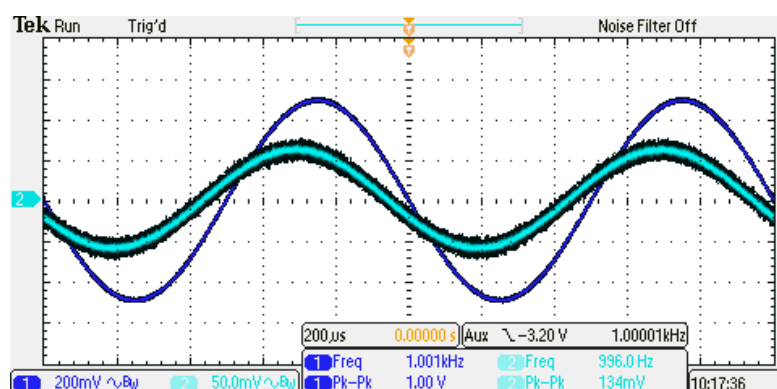


Ilustración 2.34: Resultado Práctico del Circuito Electrónico Completo 1 KHz

Se observa, que en los tres primeros casos tenemos una atenuación parecida a los resultados simulados. En el cuarto caso que representa la frecuencia de 100 Hz obtenemos la ganancia de 6 dB introducida por el amplificador como se esperaba. Por último, en el caso cinco, que representa la frecuencia de 1 KHz, tenemos una alta atenuación del orden de 18 dB. Debido a ello se ve ruido en la señal.

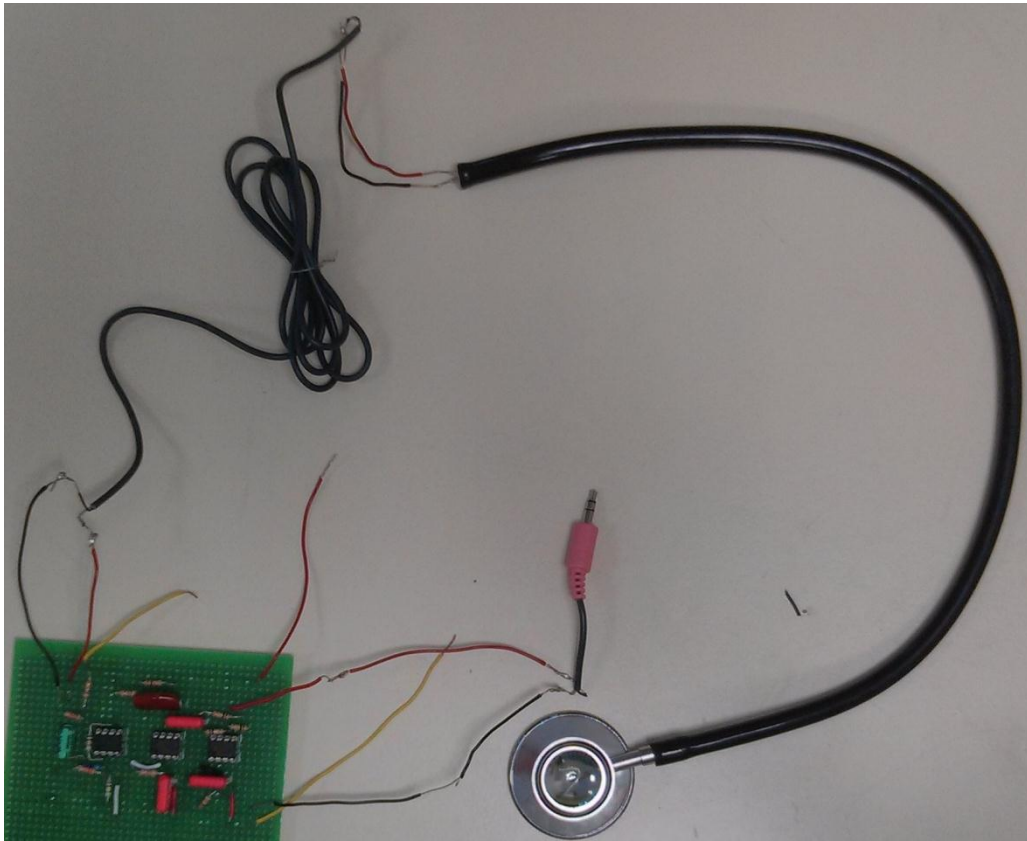
A continuación recogemos en la Tabla 2.6 los resultados de las frecuencias más relevantes en el diseño del circuito electrónico.

	10 Hz		100 Hz		1 KHz	
$V_{in}$	992 mV		1,00 V		1,00 V	
$V_{out}$	1,35 V		2,16 V		134 mV	
$A_v$	1,36		2,16		0,13	
$A_v(dB)$	2,67 dB	2,40 dB	6,68 dB	6,42 dB	-17,72 dB	-18,29 dB

Tabla 2.6: Comparación de los Resultados Medidos y Simulados Circuito Completo

Se observa unos resultados experimentales satisfactorios comparándolos con las simulaciones.

Para acabar vemos en la Ilustración 2.35, la parte del estetoscopio electrónica.



**Ilustración 2.35: Estetoscopio**

# Capítulo 3

---

## Diseño de Programa Hardware

---

### 1. Introducción

Ante un diseño como el que hemos planteado, un primer problema a resolver es elegir si utilizamos la FPGA o un microprocesador. Las razones para utilizar una FPGA frente a otros dispositivos como pueden ser microprocesadores han sido:

- Una FPGA ofrece una mayor velocidad de procesamiento, debido a esto es el candidato ideal para resolver temas relacionados con el procesamiento de la señal y obtener una respuesta inmediata.
- Una FPGA provee recursos “casi ilimitados” para procesos digitales, es decir, nos permite realizar una gran cantidad de funciones.
- Su integración de un área de silicio da lugar a un número de puertas lógicas inferior, es decir, presenta un mayor nivel de integración, para tecnologías similares.

Por otra parte los inconvenientes que se nos presentan son:

- Una FPGA en comparación con un microprocesador es más caro. También hay que tener en cuenta que para realizar la síntesis del “hardware” hay que utilizar las herramientas del fabricante de las FPGA.
- Al estar basados en RAM, pierden su configuración al suprimir la energía.

El diseño Hardware en VHDL del presente proyecto fin de carrera se divide en varias partes. Una primera parte recoge las auscultaciones del corazón mediante el micrófono en formato analógico y mediante un controlador lo transforma en una señal digital. Esto se va a hacer utilizando el convertidor AD-DA WM8731L de la placa [14]. De esta parte se obtendrá una señal digital en tiempo real, que se mostrará en pantalla. Esta misma señal se devolverá al convertidor AD-DA WM8731L para enviarla a la salida estéreo de los auriculares o altavoces.

La segunda parte del diseño se encarga de controlar un monitor con una resolución de 1280x1024 pixeles, con el fin de representar la señal recogida. Para diseñar el driver de la pantalla nos vamos a ayudar del convertidor de video DAC de alta velocidad ADV7123 [13], el cual convertirá la señal digital RGB que se envía, en una señal analógica que se representa en el monitor.

La tercera parte es la que se refiere al tratamiento y procesamiento de la señal, es decir, filtrar la señal. También incluye una función del programa de reconocimiento de afecciones cardiacas.

Por último, queda la parte de la representación de los resultados. Esta parte es el diseño del interfaz, el cual se ha hecho de manera muy sencilla e intuitiva.

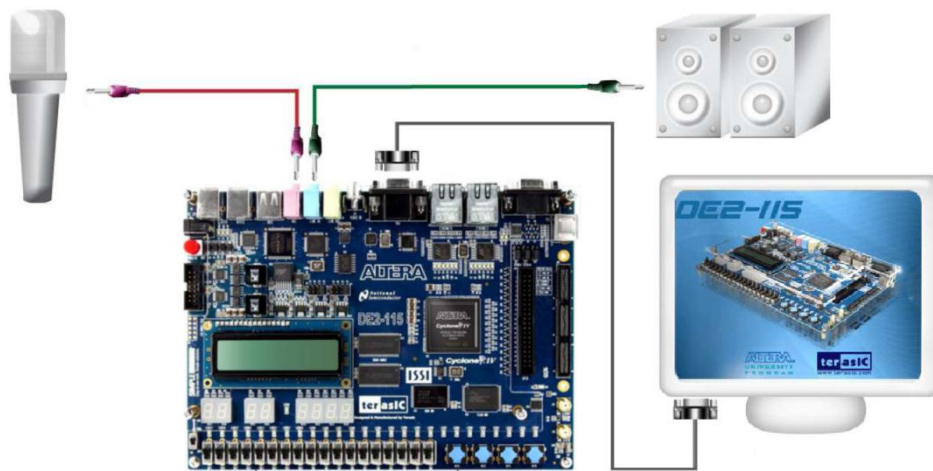


Ilustración 3.1: Esquema PFC

### 2. Driver VGA

Una parte fundamental del proyecto es la representación en una pantalla de las señales cardiacas recogidas por el estetoscopio y sus características. Para ello se utiliza un monitor VGA con una resolución de 1280x1024 pixeles con un refresco de 60 Hz. Se sincroniza el monitor directamente desde la placa mediante el convertidor de video DAC de alta velocidad ADV7123 [13].

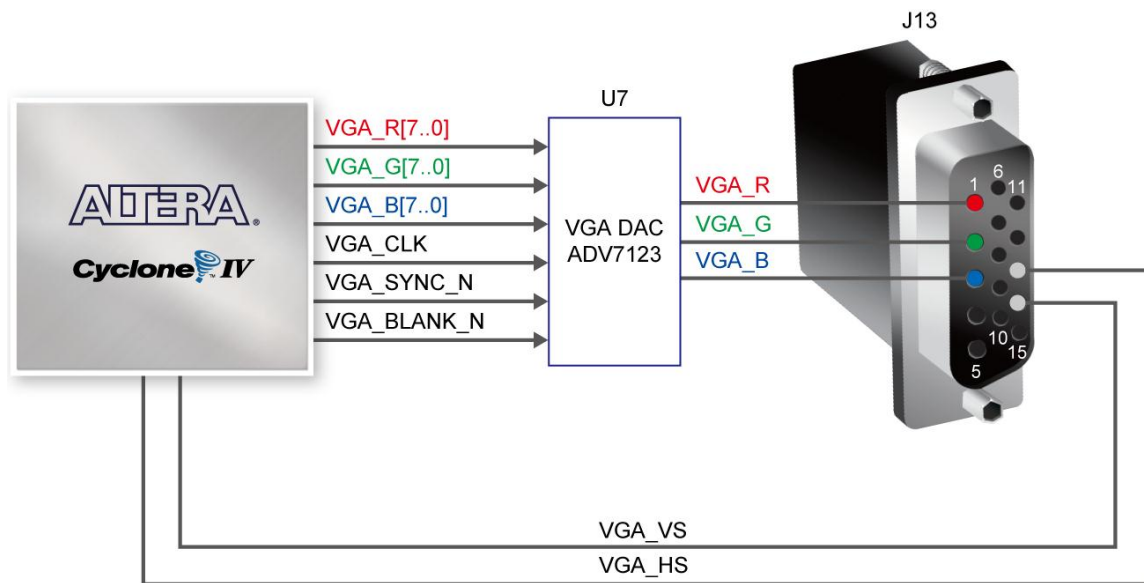


Ilustración 3.2: Sincronización VGA[15]

Para sincronizar el monitor se manejan seis señales. *VGA\_CLK*, es la frecuencia de cada pixel, es decir, la frecuencia por la que sale en pantalla cada pixel para que la pantalla completa tenga un refresco de al menos 60 Hz. *VGA\_HS* y *VGA\_VS*, se va a utilizar para saber que pixel estamos representando en cada instante del tiempo. *VGA\_R*, *VGA\_G* y *VGA\_B*, representan el color de cada pixel de la pantalla del monitor. *VGA\_SYNC* y *VGA\_BLANK*, no se va a utilizar por lo que habrá que asignarlas el valor por defecto de '1'.

Primero se procede al cálculo del tiempo de duración de cada píxel, para ello se va a tener en cuenta las siguientes especificaciones:

	Línea Horizontal	Línea Vertical
Área Visible	1280	1024
Píxeles Frontales (Front porch)	48	1
Pulso Sincronización	112	3
Píxeles Traseros (Back porch)	248	38
Línea/Trama Entera	1688	1066

Tabla 3.1: Número de Píxeles [16]

A partir de ellas, se calcula el tiempo de cada pixel, que servirá para conocer la frecuencia de reloj que se debe utilizar en el programa para sincronizar el monitor VGA.



$$T_{PANTALLA} = 1066 \cdot T_{LINEA}$$

$$T_{LINEA} = \frac{T_{PANTALLA}}{1066} = \frac{1/60Hz}{1066} = \frac{0,0166}{1066} = 15,63 \mu s$$

$$T_{LINEA} = N_{PIXELES} \cdot T_{PIXEL}$$

$$T_{PIXEL} = \frac{T_{LINEA}}{N_{PIXELES}} = \frac{15,63 \mu s}{1688} = \boxed{9,26 ns = T_{PIXEL}}$$

Ahora, con este tiempo se calcula la frecuencia que tiene que proporcionar el PLL, a partir del reloj interno de la placa FPGA (50 MHz).

$$f = \frac{1}{9,26 ns} = 107,96 MHz \approx 108 MHz$$

Por lo tanto se procede a diseñar un PLL con una frecuencia de entrada de 50 MHz y una frecuencia de salida de 108 MHz. Esto ayudara a controlar el refresco de pantalla. Se utilizará la herramienta “MegaWizard” de Quartus para diseñar el PLL. Esta herramienta permite crear componentes como PLL’s, memorias RAM, ROM y otros componentes a partir de unos parámetros característicos de cada componente.

	Línea Horizontal		Línea Vertical	
	Pixels	Tiempo (μs)	Pixels	Tiempo (ms)
Área Visible	1280	11.851	1024	16.004
Pixeles Frontales (Front porch)	48	0.444	1	0.015
Pulso Sincronización	112	1.037	3	0.046
Pixeles Traseros (Back porch)	248	2.296	38	0.593
Linea/Trama Entera	1688	15.629	1066	16.661

Tabla 3.2: Tiempo de los Pixeles

Una vez se obtiene el tiempo de cada pixel, se procederá a crear una señal VGA\_HS, y otra VGA\_VS para sincronizar la pantalla. Teniendo una señal VGA\_HS como en la Ilustración 3.3 y una señal VGA\_VS como se observa en la Ilustración 3.4.



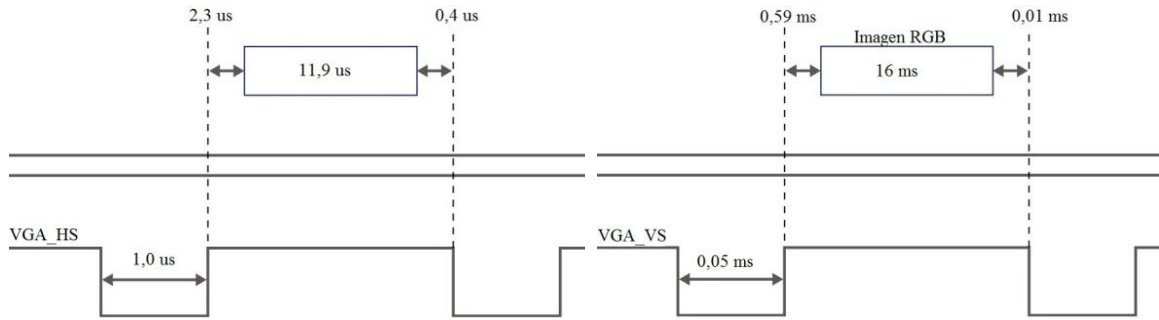


Ilustración 3.3: Sincronización Horizontal VGA\_HS

Ilustración 3.4: Sincronización Vertical VGA\_VS

Se puede ver que la señal tiene valor lógico '1' mientras se envía el valor RGB de cada píxel y valor lógico '0' se utiliza para sincronizar durante el tiempo indicado.

Por último, una vez obtenidas las señales de sincronización horizontal y vertical, habrá que controlar las señales VGA\_R, VGA\_G y VGA\_B las cuales se utilizan para la comunicar a la placa el color de cada píxel. Estas señales son vectores de 8 bits.

Hay que tener en cuenta que las señales VGA\_R, VGA\_G y VGA\_B tienen que estar a valor 0 en el caso de que las dos señales de sincronismo VGA\_HS y VHA\_VS están en el tiempo de Back Proch, Front Proch o de sincronismo.

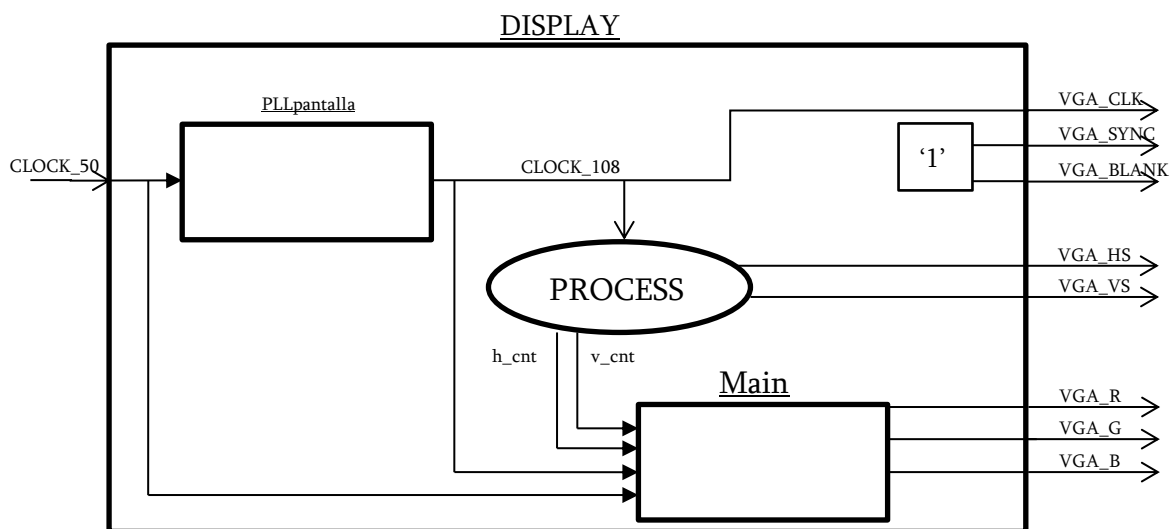


Ilustración 3.5: Diseño lógico VHDL

En la Ilustración 3.5 se observa el diseño realizado. Se puede ver el componente "Display" que se utiliza para sincronizar la pantalla y mostrar por el monitor la

imagen deseada en el monitor. Dentro del componente “Display” están el “PLLpantalla”, encargado de obtener un “CLK” de 108 MHz para sincronizar los pixeles del monitor y el componente “Main”. Dentro del componente “Main” esta todo el diseño destinado a mostrar la imagen en la pantalla. En el process se tiene las señales h\_cnt y v\_cnt que están mapeadas a las señales VGA\_HS y VGA\_VS.

### 3. Driver Micrófono y Convertidor AD-DA

En esta parte del proyecto se recoge la señal de sonido analógica a través de la entrada del micrófono y se convierte mediante el convertido analógico digital a una señal digital. Esta señal digital podrá ser tratada en tiempo real. A continuación, la señal se introduce en un convertidor, ahora digital-analógico, para obtener la señal analógica. Esta señal se envía a la salida de los altavoces para ser escuchada.

Para el tratamiento del sonido, la conversión analógica-digital y digital analógica se va a utilizar el chip WM8731 de la placa DE2 de Altera. Este es un CODEC estéreo de baja potencia con un controlador de auriculares integrado. Este chip se puede observar en la Ilustración 3.6.

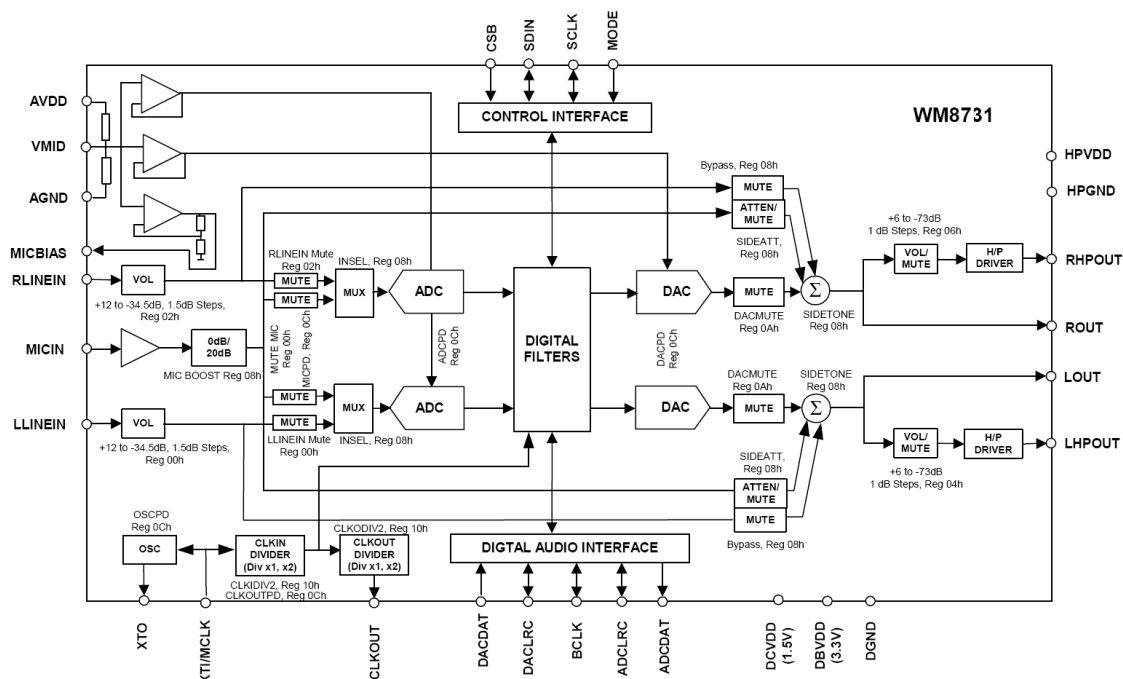


Ilustración 3.6: CODEC WM8731

El códec incluye una entrada de micrófono (MICIN) y una línea estéreo (LLNEIN) de baja ruido. La entrada de micrófono que vamos a usar tiene una ganancia del

volumen ajustable desde -6 dB hasta +34 dB. También dispone de un filtrado interno sin necesidad de ningún componente externo. También tiene una salida (ROUT) con una resistencia de 10 K $\Omega$ .

Las entradas de audio digital tienen una longitud de palabra que va desde 16 bits a 32 bits, con una frecuencia de muestreo, entre 8 KHz y 96 KHz. Por defecto, se va a utilizar una longitud de palabra de 24 bits, y una frecuencia de muestreo de 48 KHz.

Internamente consta de dos convertidores A/D y de dos convertidores D/A uno para cada canal (“right” o “left”). La entrada de los convertidores D/A y A/D tienen una cuantificación de 24bits.

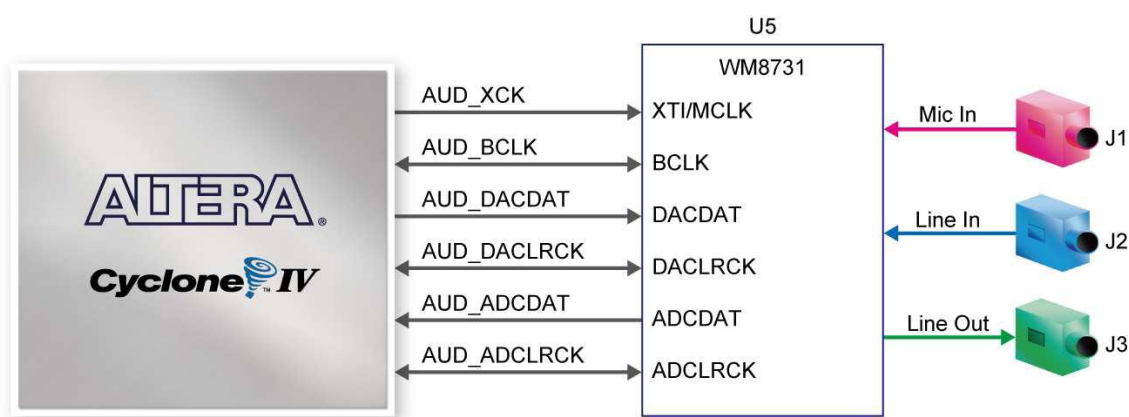


Ilustración 3.7: Conexión Placa-Códec

Para programar el códec, se van a diferenciar dos partes importantes, “Digital Audio Interface” que maneja las señales que vemos en la Ilustración 3.7 y Control Interface que trata las señales I2C destinadas al control y características del códec.

El “Digital Audio Interface” es el encargado de controlar las entradas y salidas digitales del audio códec (DACDAT y ADCDAT). También entran aquí las señales ADCLRC y DACLRC destinadas al alineamiento que controla si es el canal derecho o izquierdo.

Hay cuatro modos de operar leftjustified, rightjustified, DSP e I2S. Por defecto del fabricante se utiliza la I2S Ilustración 3.8. En el modo I2S el bit más significativo (MSB) estará disponible a partir de la segunda bajada del reloj BCLK.

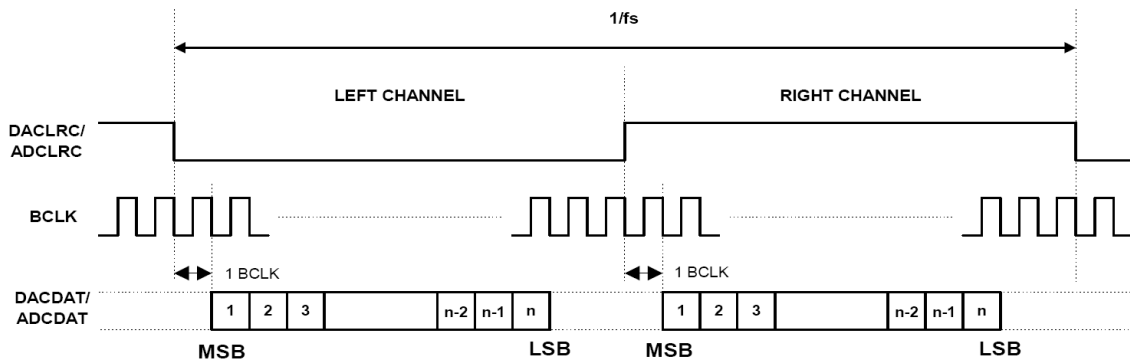
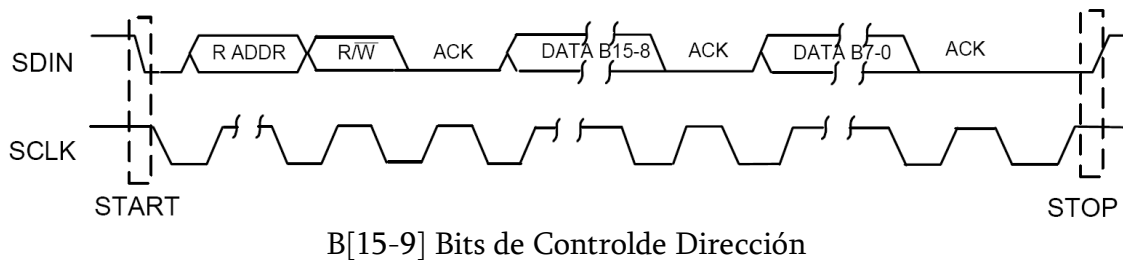


Ilustración 3.8: Modo I2S

El “Control Interface” es el encargado de manejar las señales SCLK, SDIN, CSB y MODE.

El reloj externo SCLK tiene diferentes valores de frecuencia dependiendo de la frecuencia de muestreo. Para el valor utilizado de muestreo de 48 KHz, la frecuencia de XCK es 12.288 KHz. SDIN es usado para los datos del programa. Mode para elegir el modo, en nuestro caso “2-wire”.



B[15:9] Bits de Control de Dirección

B[8:0] Bits de Control de Datos

Ilustración 3.9: SDIN

El SDIN es un “std\_logic” de tamaño un bit al que se le van metiendo valores dependiendo del estado en que este.

Para la realización del driver de sonido de la Placa DE2 el fabricante proporciona un sistema [17], que facilita el manejo del sonido. Este sistema como se observa en la Ilustración 3.10 está compuesto de tres componentes “ClockGenerator”, un “Audio CODEC Interface” y un “Audio/Video Configuration”. Estos tres componentes manejarán todas las señales de control que utiliza el driver y las simplificará a unas pocas señales de control.

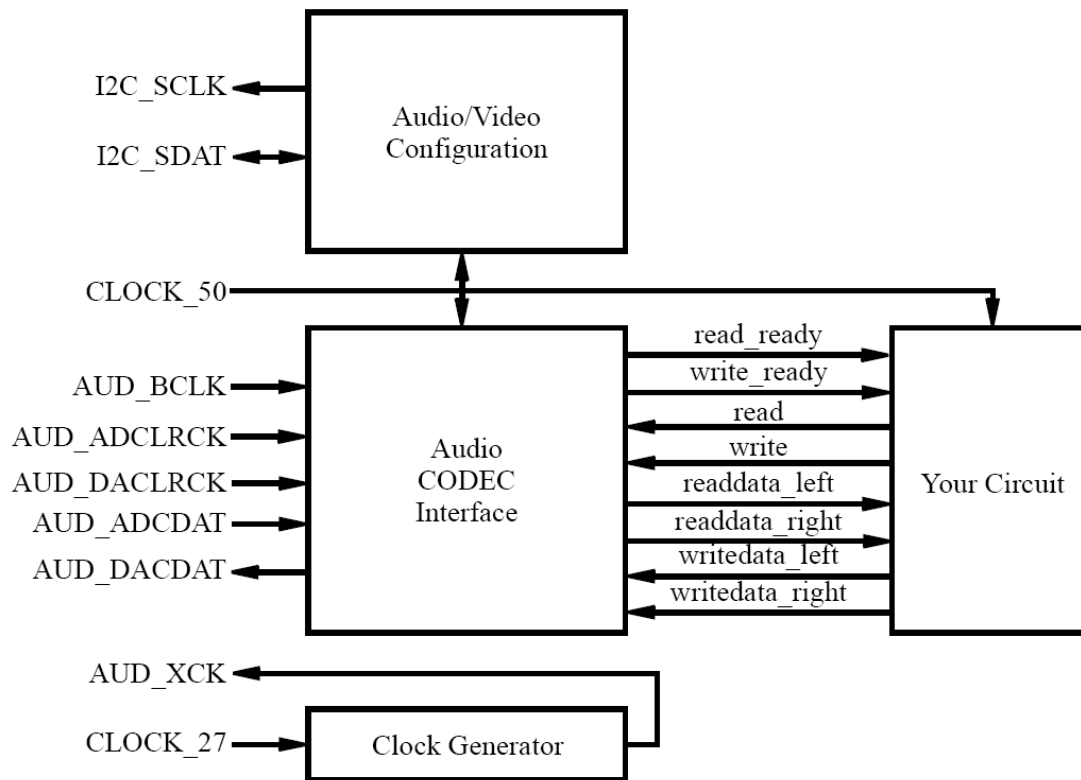


Ilustración 3.10: Sistema de Audio Altera

La parte izquierda de la Ilustración 3.10 muestra las entradas y salidas del sistema. Estos puertos I/O están conectados al “ClockGenerator”, al “Audio CODEC Interface” y al “Audio/Video Configuration”. En el medio están el conjunto de señales que conectan nuestro circuito con el resto del driver, mediante las señales de control.

El sistema trabaja de la siguiente manera. El Audio CODEC comienza la lectura de datos desde el micrófono con una frecuencia de muestreo de 48.000 Hz y lo envía al Audio CODEC Interface. Una vez recibida la muestra se almacena en un buffer de 128 elementos. El primer elemento es siempre visible en las señales de salida “readdata\_left” y “readdata\_right” cuando la señal “read\_ready” está a ‘1’. El siguiente elemento puede ser leído insertando un ‘1’ lógico en la señal de entrada “read”. De esta manera cada vez que se lea un valor aparecerá uno nuevo en la señal “readdata\_left” o “readdata\_right”.

Con el objetivo de darle mayor utilidad al proyecto, se ha configurado una salida del sonido recibido por la salida de los altavoces. Para ello se ha procedido de la siguiente manera. Se debe observar la señal “write\_ready”, y si está a valor ‘1’ podremos escribir la muestra en la señal de salida “writedata\_left” o “writedata\_right” y a continuación se inserta un ‘1’ en la señal “write”. Como

anotación, decir que hay dos señales de entrada writedata y dos de salida readdata porque el sonido es en estéreo y tiene dos señales.

Con esta operación se pretende obtener la auscultación medida en la pantalla y también tener la posibilidad de escucharla en los altavoces.

#### 4. Procesado y Reconocimiento

En este apartado, presentamos el procesado de la señal digital y de la función especial de reconocimiento de afección cardiaca. Este punto, es una de las partes del proyecto que abre una línea de trabajo futuro. El procesado de la señal se limita a un filtrado básico con un filtro FIR con el que se pretende reducir el ruido haciendo una media de la señal. En la parte de reconocimiento de la señal, se distingue dos afecciones cardiacas y el caso en el que el paciente está sano.

En la parte de procesado de señal, la primera modificación que sufre la señal es un diezmado de las muestras. El convertidor AD nos ofrece un muestreo de 48 KHz es decir 48.000 muestras por segundo. De aquí nos vamos a quedar con 1.000 muestras por segundo, ya que el rango de frecuencias en el que se va a trabajar va desde 20 Hz hasta 230 Hz.

Después del diezmado procedemos con el filtro FIR. Este filtro, se ha realizado con un simple proceso de promediado de las últimas ocho muestras de la señal como se puede ver en la Ilustración 3.11: Filtro FIR. El objetivo de este filtro es eliminar el ruido que pueda causar el micrófono del estetoscopio.

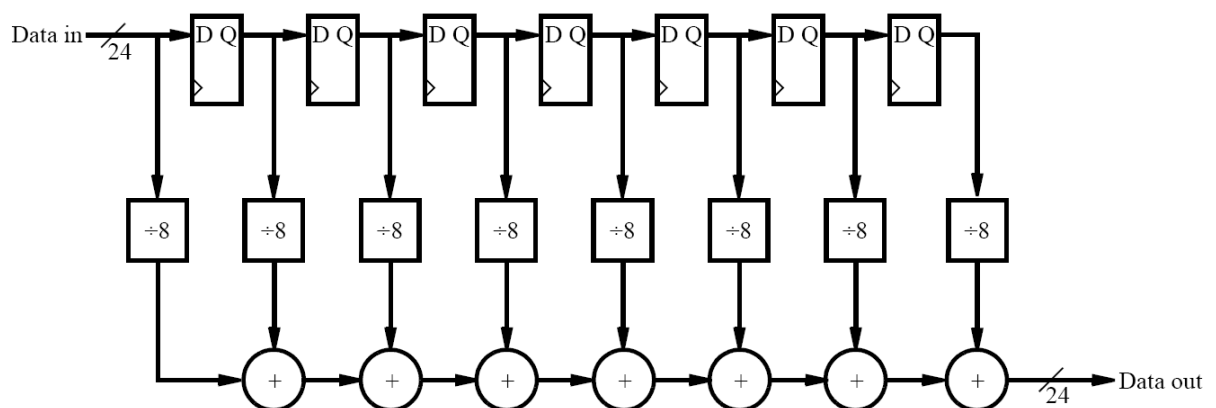


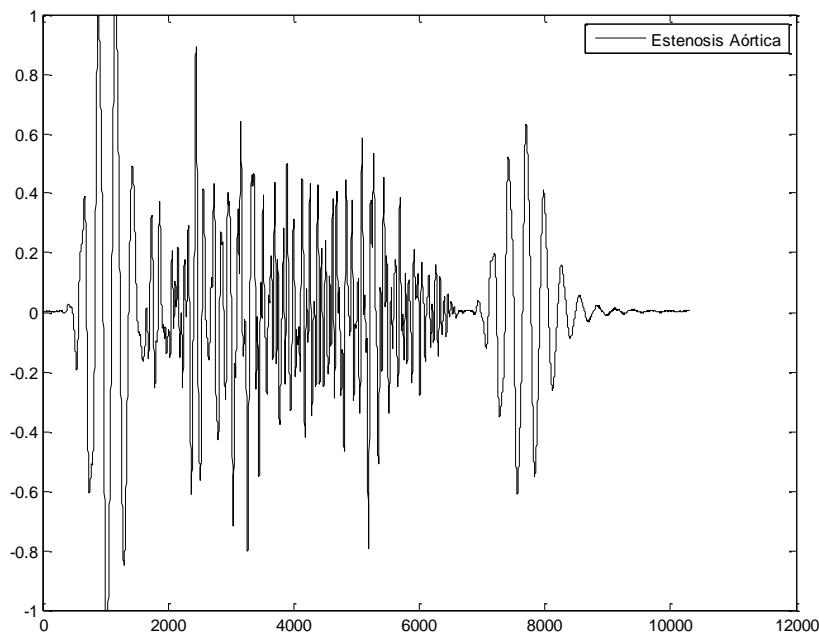
Ilustración 3.11: Filtro FIR

El reconocimiento de enfermedades, se ha desarrollado para dos afecciones cardiacas. El ducto arterioso persistente y un soplo sistólico también conocido como estenosis aórtica. A estas dos enfermedades cardiacas se le añadirá el estado de estar sano, una auscultación sana.

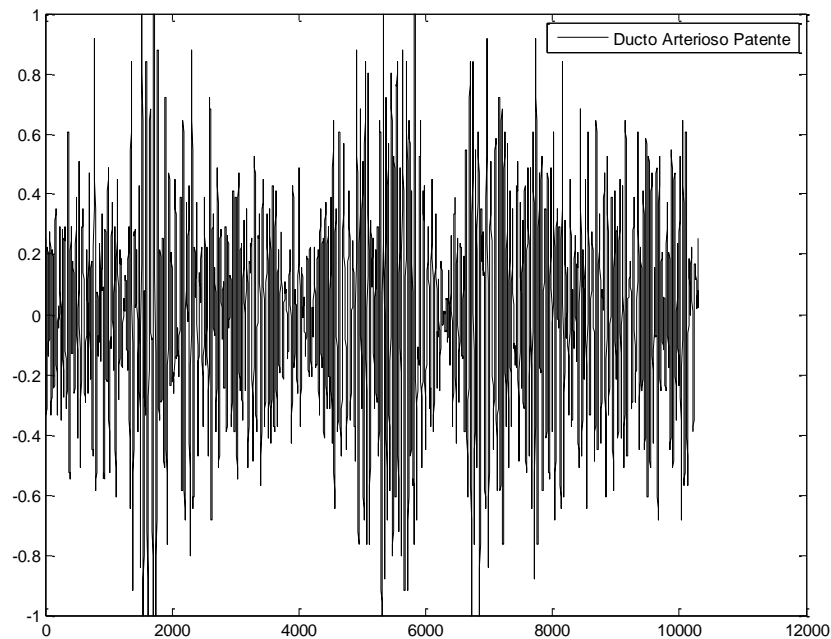
La diferenciación entre estos tres estados se realizará mediante un contador. Este contador contará el número de veces que supera la señal un cierto umbral. Este umbral será un valor medio por encima del valor del ruido.

El contador comenzará su cuenta en cada pulso y al final de cada pulsación dependiendo del número del contador será una enfermedad u otra. El número umbral que se ha seleccionado para cada enfermedad se ha calculado una vez realizadas varias medidas.

En la Ilustración 3.12 y en la Ilustración 3.13 se pueden ver las dos representaciones de las enfermedades que vamos a diferenciar. Se puede ver que en la estenosis aórtica después del ruido cardiaco tiene un pequeño ruido debido a fugas de sangre en el corazón lo que provocará que el contador aumente frente a la auscultación sana. En el caso del ductos arterioso persistente tiene una variación constante de la señal, lo que provocará un aumento significativo del contador.



**Ilustración 3.12: Estenosis Aórtica**



**Ilustración 3.13: Ducto Arterioso Persistente**

## 5. Diseño Pantalla Principal

El diseño final del proyecto, consta de una primera pantalla de inicio que se puede ver en la Ilustración 3.14, a la cual se accederá cada vez que se reinicie el programa. Esta pantalla se ha realizado cargando una imagen en la memoria ROM de la placa Altera. El uso de la memoria ROM se va a realizar mediante la herramienta “MegaWizard” de Quartus. Esta imagen tiene un tamaño de 1100x900 pixeles lo que son 990000 pixeles en total. Debido a las limitaciones de la placa la imagen no se puede realizar en color, ya que cada pixel conllevaría 3 Bytes, así que se ha realizado una imagen monocromática, es decir, cada pixel ocupa 1 bit, blanco o negro. Para cargar la memoria ROM se realiza un programa en matlab que nos cree el código del fichero de inicialización de los valores de la ROM. Con este programa se puede crear el fichero de inicialización “.mif” que utiliza “Quartus” a la hora de inicializar las memorias.

```
%ROMImagen  
  
clc;  
clear all;  
close all;  
fprintf('\tROM INICIALIZACION\n\n');  
  
archivo='PantallaInicioBN.bmp'
```



```
Foto1=imread(archivo) ; %Lectura del archivo

Width = 1;
Depth = 999000;
fi = fopen('RomInicBN.mif','w');
fprintf(fi,'WIDTH=%d;\n',Width);
fprintf(fi,'DEPTH=%d;\n',Depth);
fprintf(fi,'\n');
fprintf(fi,'ADDRESS_RADIX=UNS;\n');
fprintf(fi,'DATA_RADIX=UNS;\n');
fprintf(fi,'\n');
fprintf(fi,'CONTENT BEGIN\n');

fori=0:9
fprintf(fi,'\t%d      :    %d;',i,Foto1(i+1));
fprintf(fi,'\n');

end

fori=10:Depth-1
fprintf(fi,'\t%d      :    %d;',i,Foto1(i+1));
fprintf(fi,'\n');

end
fprintf(fi,'END;')
```

El diseño final se puede ver en la Ilustración 3.14. La única función de esta pantalla es la de imagen principal.



**Ilustración 3.14: Pantalla de Inicio**

La segunda pantalla del programa es la interfaz principal del programa. Esta interfaz divide la pantalla en dos consiguiendo una pantalla en la parte superior de la pantalla en la cual se va a ver representada la señal en tiempo real y una pantalla inferior la cual va a disponer de varias funciones.

La pantalla superior se realiza a partir de la señal digital que vamos obteniendo del convertidor AD. Esta señal la introducimos en un vector de 1000 datos “interger” los cuales se van a estar representando constantemente en la pantalla. A partir del vector con 1000 datos se va a obtener el valor de la frecuencia cardiaca. Este valor lo obtenemos calculando la diferencia entre picos y sabiendo la frecuencia de muestreo.

Para la realización de todas las funciones de la pantalla inferior se ha realizado una máquina de estados, Ilustración 3.15, con ella vamos a representar la señal que exige cada estado. Las funciones que vamos a representar son:

- Función Captura, esta función captura un instante de la señal en tiempo real y la representa en esa pantalla.
- Función Base de datos, esta función tiene almacenadas una serie de auscultaciones de sonido del corazón en determinadas afecciones cardiacas.
- Función Automático, estima si tienes alguna afección cardiaca y de cual se trata.

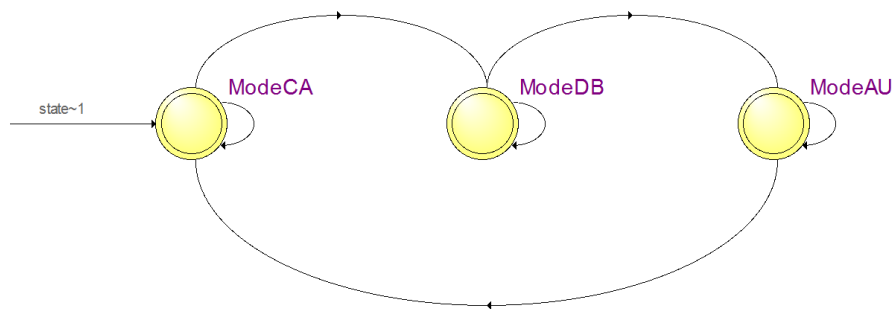


Ilustración 3.15: Máquina de Estados



Ilustración 3.16: Pantalla Interfaz

### Modo Captura

El modo captura, consta en la representación del vector de 1000 datos tipo “integer” que estamos almacenando en un determinado instante.

En la representación de la señal, no sólo está dibujado un punto por cada valor de la señal. Cada valor de la señal en cada punto está unido. Esto se hace mediante un algoritmo el cual tiene en cuenta el valor del pixel a representar y el siguiente y en el caso de que este sea superior o inferior pinta una línea vertical hasta el siguiente pixel. Esto provoca que los dos pixeles se unan.



Ilustración 3.17: Modo Captura

### Modo Base de Datos

En el modo Base de Datos se representan señales de auscultaciones de afecciones cardiacas. Las señales las hemos obtenido de la página web de la Universidad de Michigan [18], estas señales se han representado en la pantalla a través de memoria ROM. Como se ha visto anteriormente la manera más sencilla para inicializar los ficheros de inicialización de “Quartus” “.mdf” es mediante la realización de un programa en “matlab”. También se aprovecha “matlab” para digitalizar la señal de audio y mostrar la parte más interesante de la misma.

```
%SonidoDig

clc;
clear all;
close all;
fprintf('\tROM INICIALIZACION\n\n');

[x,fs]=wavread('Apex/ApexMidMurmur_3.wav');
figure (1), plot(x(18000:48000),'r')

x=x(18000:48000);

M=24;
h2=fir1(24,1/M); % orden 24 wc=pi/2
x=conv(x,h2); % convolucion
x=compre(x,M);

x=x/max(x);
```

```

x=x*128;
x=uint8(x+128)
x1=x(1:1024)

fi = fopen('RomInicApexMidMurmur.mif','w')
fprintf(fi,'WIDTH=%d;\n',Width)
fprintf(fi,'DEPTH=%d;\n',Depth)
fprintf(fi,'\n')
fprintf(fi,'ADDRESS_RADIX=UNS;\n')
fprintf(fi,'DATA_RADIX=UNS;\n')
fprintf(fi,'\n')
fprintf(fi,'CONTENT BEGIN\n')

fori=0:9
fprintf(fi,'\t%d      :    %d;',i,x1(i+1))
fprintf(fi,'\n')

end

fori=10:Depth-1
fprintf(fi,'\t%d      :    %d;',i,x1(i+1))
fprintf(fi,'\n')

end
fprintf(fi,'END;')

```

La señal sufre un diezmo en el proceso con el objetivo de eliminar muestras que no nos van a hacer falta en el proyecto. Sólo se ve el código del programa para una señal. Se van a realizar cuatro señales de auscultación aórtica, es decir realizando las auscultaciones en la zona pectoral derecha y cinco señales de auscultación APEX, es decir en la zona pectoral izquierda. Estas zonas de auscultación se explican en el capítulo 5.

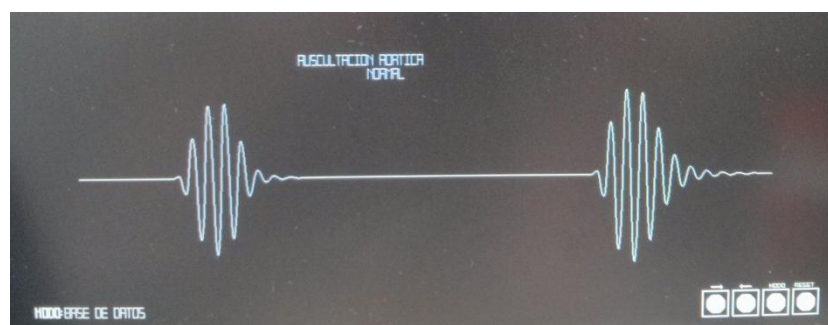


Ilustración 3.18: Modo Base de Datos

### Modo Automático

Y finalmente el modo automático que como se ha explicado en el apartado de reconocimiento funciona con tres señales del corazón. Dos afecciones cardiacas como son el ducto arterioso persistente y el soplo sistólico y una auscultación de un corazón sano.

Esto se hace teniendo en cuenta el tiempo en que la señal varía por encima del umbral del ruido. En el capítulo 5 se puede ver las diferencias entre estas afecciones cardiacas.



Ilustración 3.19: Modo Automático

# Capítulo 4

---

## Manejo y Funcionamiento del Programa

---

El proyecto final de carrera realizado tiene como finalidad representar la señal auscultada del corazón en una pantalla y poder compararla con las afecciones cardiacas más comunes. Para ello se ha desarrollado un programa que represente la señal obtenida mediante un micrófono, en una pantalla y ofrezca otras utilidades que veremos a continuación.

El programa tiene dos pantallas principales, una pantalla a modo de inicio, Ilustración 4.1 y la otra que es la pantalla principal en la que se desarrolla todo el programa.

La primera pantalla es accesible en todo momento pulsando el botón “RESET”. La localización de los botones se trata con más detalle en las siguientes páginas.



**Ilustración 4.1: Pantalla Inicio**



La segunda es la pantalla principal, Ilustración 4.2 y es la que se va a ver cuándo se esté utilizando el programa.



**Ilustración 4.2: Pantalla Principal**

Esta pantalla está dividida en dos. En la parte superior, está representada la señal auscultada que se introduce por el “jack” de sonido de la placa Altera. A parte de la señal en tiempo real tenemos la frecuencia cardíaca de la misma. Estas funciones se pueden ver mejor en la Ilustración 4.3.





Ilustración 4.3: Parte Superior

Para la interacción del usuario con el programa se han utilizado los cuatro pulsadores de la placa Altera DE2. Ilustración 4.4. Estos pulsadores nos permitirán recorrer el menú del programa.

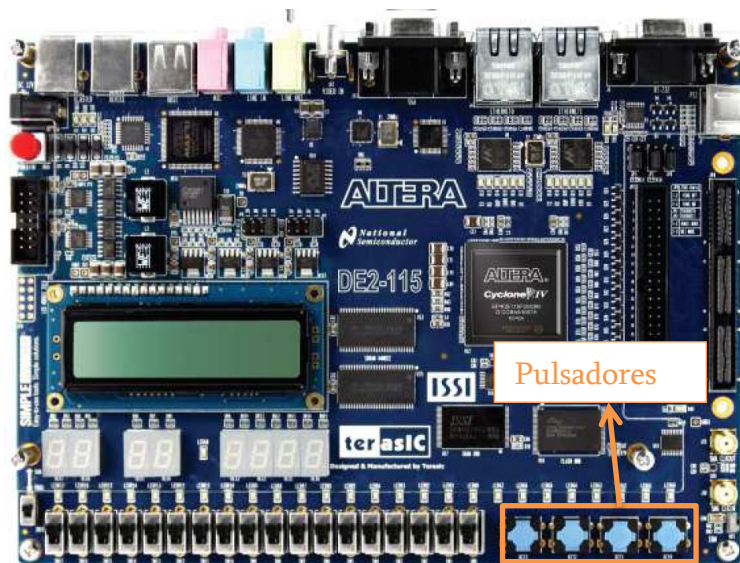


Ilustración 4.4: Pulsadores Placa Altera DE2

El programa tiene tres modos de funcionamiento. El primero se llama captura, el segundo base de datos y el tercero automático. Para moverse en el menú de los modos utilizaremos el botón “MOD0”.

En el modo captura se puede capturar la señal en tiempo real en la pantalla inferior. Esto facilita la visión de la señal en el instante seleccionado. En el modo base de datos se puede observar varias señales que pertenecen a las afecciones cardiacas más comunes. Estas afecciones cardiacas están almacenadas en una base de datos. Por

último, en el modo automático se automatizará el diagnóstico de dos enfermedades comunes como son el soplo sistólico y el ducto arterioso.

En la parte inferior izquierda de esta pantalla se indica el modo de funcionamiento actual. Mientras que en la parte inferior derecha se indican las funciones de cada pulsador de la placa Altera.

Cada botón o pulsador tiene diferentes funcionalidades dependiendo del modo en que se encuentre. Hay dos botones que no varían en ningún modo, son los botones fijos. El botón “RESET” que ya habíamos comentado anteriormente, se encarga de hacer un reinicio del sistema y volver a la pantalla inicial. El botón “MOD0”, se utilizará para cambiar el modo en el que estamos trabajando. Se puede observar en la Ilustración 4.5 y en la Ilustración 4.6 su situación en la placa y su representación en el monitor.

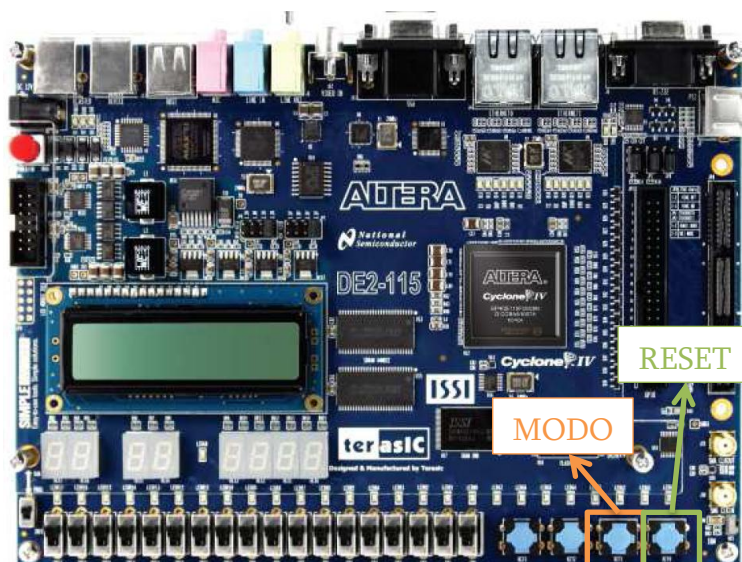


Ilustración 4.5: Pulsadores MOD0 y RESET en Placa



Ilustración 4.6: Pulsadores MOD0 y RESET en Pantalla

La utilidad de los otros dos botones adicionales varían dependiendo del modo en que se encuentre.

En el modo captura, tenemos el botón “CAPTURA” e “INICIO”. El botón “CAPTURA” tiene la finalidad de capturar un instante de tiempo de la señal en tiempo real y representarla en la pantalla inferior. El botón de “INICIO” se utilizará cuando se quiere borrar la captura realizada con anterioridad.

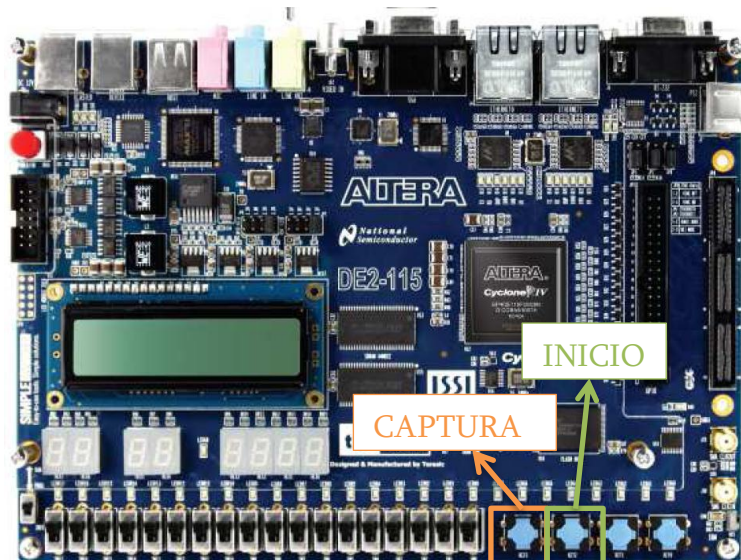


Ilustración 4.7: Pulsadores CAPTURA e INICIO en Placa

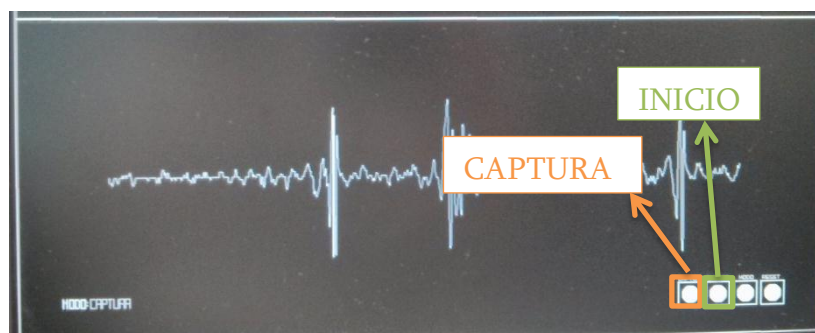


Ilustración 4.8: Pulsadores CAPTURA e INICIO en Monitor

En el modo base de datos disponemos de una serie de auscultaciones de afecciones cardiacas comunes. Estas enfermedades son principalmente soplos cardiacos como pueden ser el soplo sistólico o el holosistólico. Las afecciones cardiacas que están almacenadas se pueden ver extensamente en el capítulo siguiente.

En el programa se puede ver encima de la enfermedad cardiaca el nombre de la misma. Ilustración 4.9.



**Ilustración 4.9: Nombre Afección Cardiaca**

En este modo tenemos dos botones adicionales que son una flecha a la izquierda y una flecha a la derecha. La finalidad de estos botones es la de mostrar en la pantalla inferior señales almacenadas. Con estos dos botones se puede desplazar por las afecciones cardiacas. Estas señales son enfermedades cardiacas comunes.



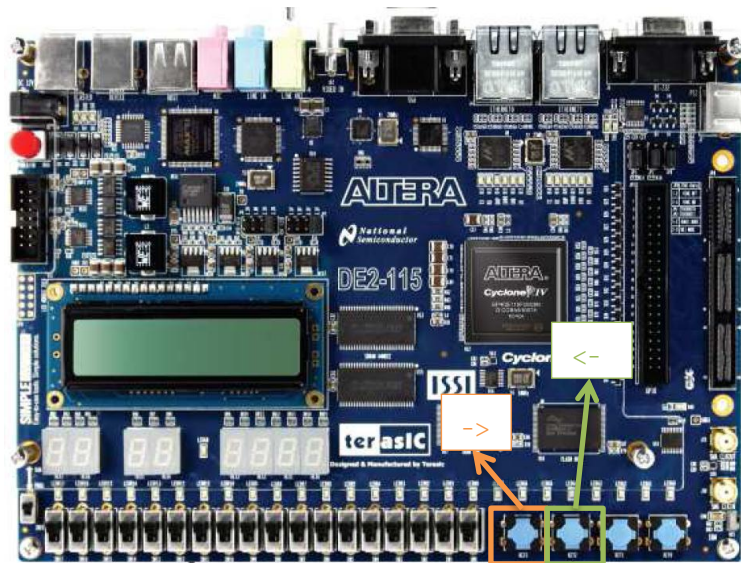


Ilustración 4.10: Pulsadores -> y <-en Placa



Ilustración 4.11: Pulsadores -> y <-en Monitor

Finalmente, en el modo automático tenemos dos botones. El botón “INICIO” que se usará para ayudar al diagnóstico de la afección cardíaca, a partir de la señal en tiempo real que se está recibiendo en ese momento. El botón “MOSTRAR” se encargará de mostrar el diagnóstico estimado con una señal de la enfermedad ideal.

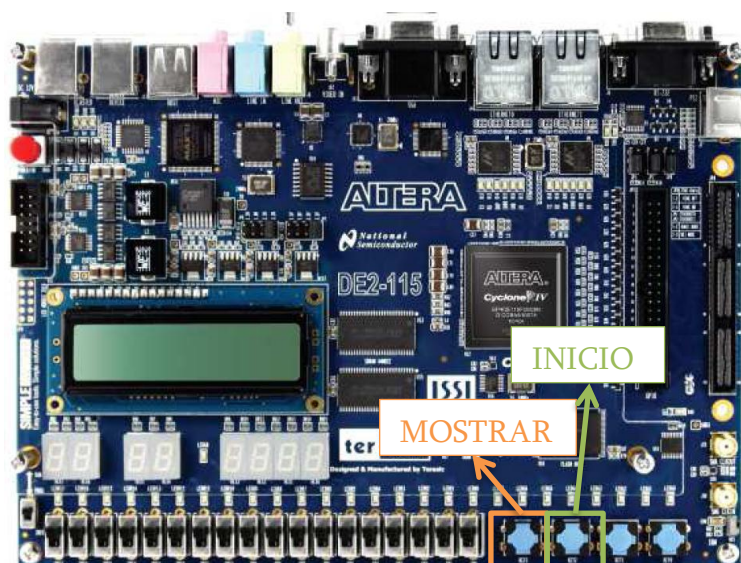


Ilustración 4.12: Pulsadores MOSTRAR e INICIO en Placa



Ilustración 4.13: Pulsadores -> y <-en Monitor

# Capítulo 5

## Afecciones del Corazón

### 1. Funcionamiento del Corazón

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio. Está situado en la parte central del tórax, entre los dos pulmones. Se encuentra inclinado, de derecha a izquierda y de atrás hacia delante; y un poco rotado, la cámara ventricular o ventrículo derecho queda adelante y la aurícula izquierda atrás.

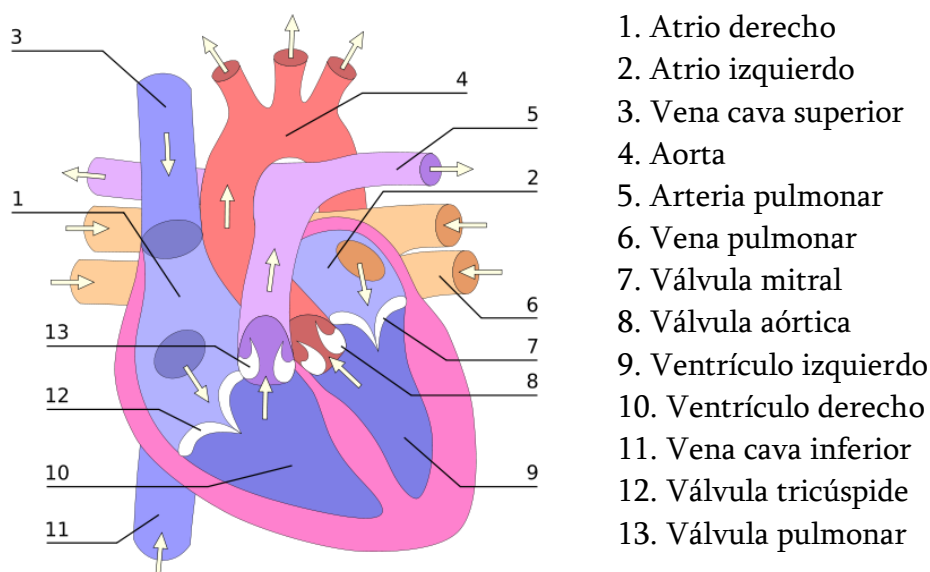


Ilustración 5.1: Partes del Corazón

Anatómicamente está subdividido en cuatro cavidades, dos derechas y dos izquierdas, separadas por un tabique medial, de manera que funcionalmente hablamos de dos bombas, que no se comunican entre sí. El corazón derecho recibe sangre de los órganos periféricos y la bombea a los pulmones; y el izquierdo que recibe sangre oxigenada de los pulmones y la bombea de nuevo a los órganos periféricos.

Cada corazón tiene a su vez dos cavidades: la aurícula derecha e izquierda que son la antesala; y los ventrículos derecho e izquierdo actuando como una bomba sanguínea que con su potente contracción muscular impulsa la sangre hacia el pulmón o hacia el resto del cuerpo. La contracción del ventrículo derecho es de menor fuerza que el izquierdo ya que al primero le basta una pequeña contracción para impulsar la sangre al pulmón. Se puede decir que la aurícula y el ventrículo derecho son de baja presión, mientras que la aurícula y el ventrículo izquierdo son de alta presión. El corazón izquierdo tiene que impulsar la sangre a gran presión para que esta llegue a todos los órganos incluido el sistema nervioso central, alta presión.

Las aurículas están separadas de los ventrículos por las válvulas auriculoventriculares: la tricúspide en el lado derecho y la mitral en el izquierdo. Ambas válvulas impiden que la sangre de los ventrículos retroceda a las aurículas cada vez que éstos se contraen. Los dos corazones están totalmente separados por dos tabiques: el interatrial (que separa a las aurículas) y el interventricular (que separa a los ventrículos) de forma que la sangre no oxigenada no se mezcle con la sangre oxigenada.

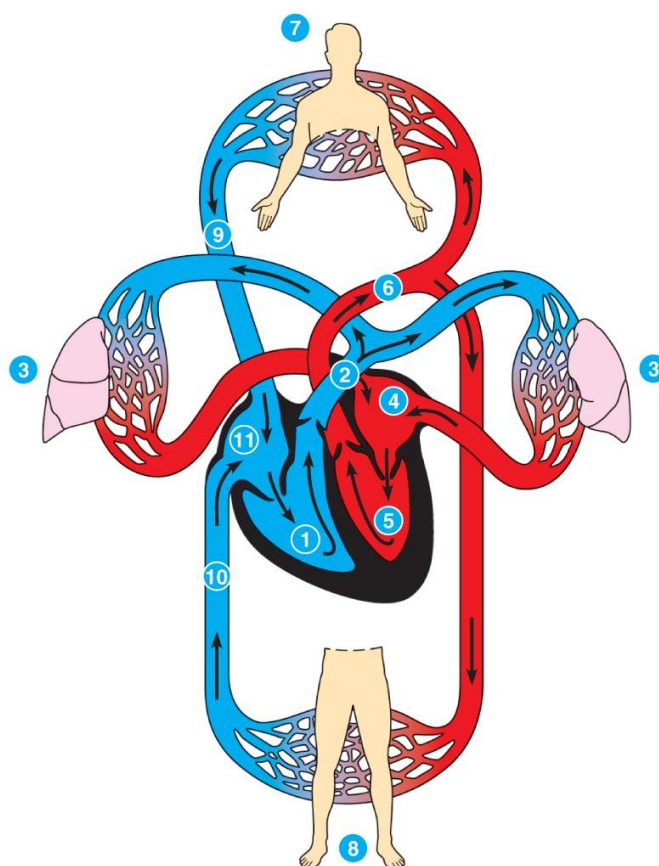


Ilustración 5.2: Funcionamiento Corazón



## 2. Ciclo Cardiaco

La secuencia completa de llenado y vaciado del corazón se denomina ciclo cardiaco. Este ciclo consta de dos fases. La primera, en la que se produce la contracción del corazón, denominada sístole. La segunda, en la que el corazón se relaja, se llama diástole. Para que este proceso se pueda llevar a cabo existen las válvulas. Estas válvulas permiten que la sangre no retroceda cuando se cierran. Cuando las válvulas de entrada (mitral y tricúspide) se abren para llenar el corazón (diástole), las válvulas de salida (aórtica y pulmonar) están cerradas. Cuando el corazón se contrae (sístole) para expulsar el 60% de la sangre que llenó el ventrículo, las válvulas aurículo ventriculares (mitral y tricúspide) están cerradas, y se abren la aórtica y pulmonar, por las que se expulsa el volumen sanguíneo a las respectivas arterias.

El ciclo cardíaco es audible con un estetoscopio. Normalmente solo se escuchan el ruido de cierre aurículo ventricular, que se llama primer ruido y el cierre aórtico y pulmonar, que se denomina segundo ruido.

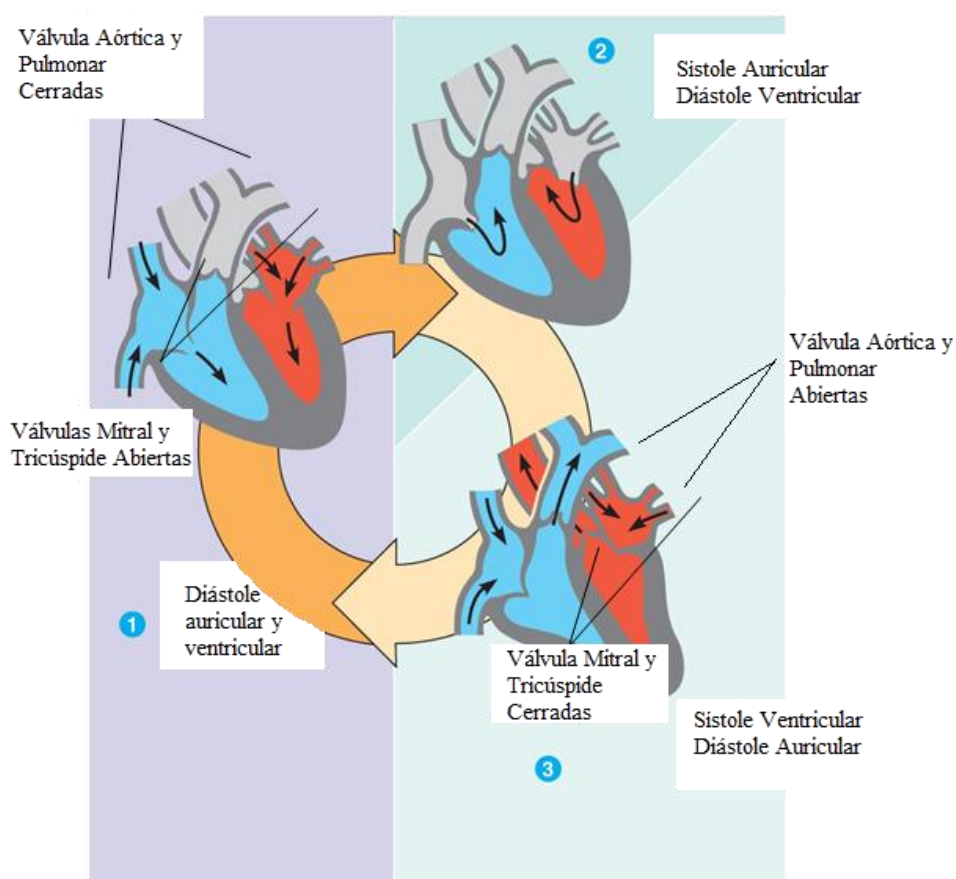


Ilustración 5.3: Ciclo Cardiaco

Existen cuatro ruidos cardíacos básicos denominados S1, S2, S3 y S4 que se corresponden al cierre de las cuatro válvulas cardíacas.

**Primer Ruido, S1.** Es el primer ruido cardiaco que coincide con la fase de tensión del inicio de la sístole ventricular, donde el sonido generado corresponde principalmente al cierre de las válvulas aurículo-ventriculares: mitral (M1) y tricúspide (T1). Otros componentes que forman parte del primer ruido son las vibraciones del inicio de la contracción ventricular, la abertura de las semilunares y las vibraciones relacionadas con la rápida aceleración de la sangre en los ventrículos. Este ruido es de larga duración entre 0,08 y 0,16 segundos. Se produce en el cierre de las válvulas mitral y tricúspide y de la abertura de las aórticas y pulmonares. Este ruido se ausculta con el diafragma del estetoscopio.

**Segundo Ruido, S2.** Es el segundo ruido cardiaco es originado por el cierre de las válvulas semilunares aórtica (A2) y pulmonar (P2) en el final de la sístole ventricular. Este sonido se caracteriza por ser predominantemente valvular. También contribuyen al ruido la abertura de las válvulas aurículo-ventriculares, es decir tricúspide y mitral; y la vibración de la sangre en los grandes vasos. Este ruido es de corta duración entre 0,06 y 0,12 segundos. Este ruido se atenúa a partir de los 60 años. Se ausculta con el diafragma y se presenta con mayor intensidad en los focos aórtico y pulmonar.

**Tercer Ruido, S3.** El tercer ruido cardiaco es formado por el rápido pasaje de la sangre de las aurículas para los ventrículos, durante la diástole. Este ruido es de corta duración entre 0,04 y 0,08 segundos. Ocurre en la primera mitad de la diástole ventricular. Se escucha en el ápice del corazón del lado izquierdo, utilizando la campana del estetoscopio.

**Cuarto Ruido, S4.** El cuarto ruido cardiaco, está formado en la sístole auricular, y es producido por la sangre al dejar las aurículas en dirección a los ventrículos. Este ruido es de corta duración entre 0,04 y 0,06 segundos. Ocurre al final de la diástole. Se ausculta mejor en el ápice del corazón en el lado izquierdo, utilizando la campana.

Como los sonidos se transmiten en la dirección del flujo sanguíneo, los ruidos cardíacos se escuchan mejor sobre zonas a dónde va la sangre una vez que ha traspasado una válvula.

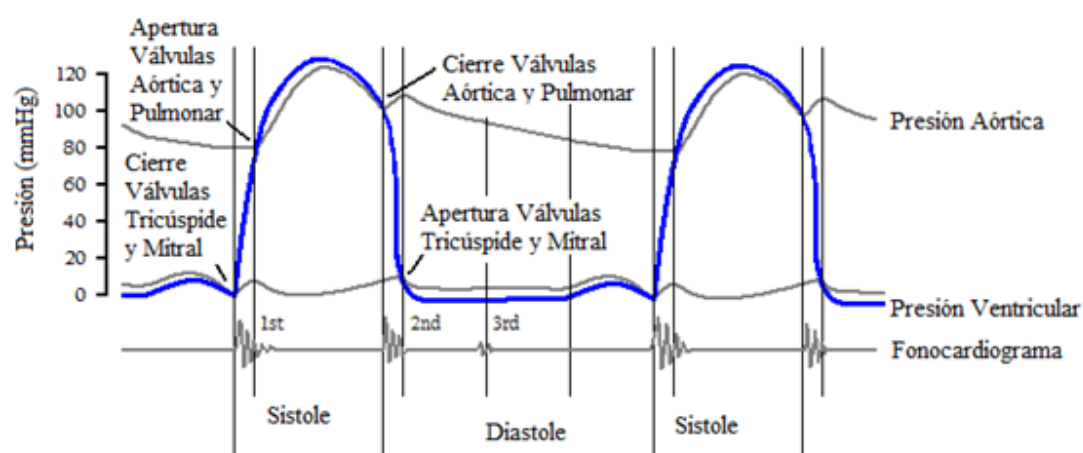
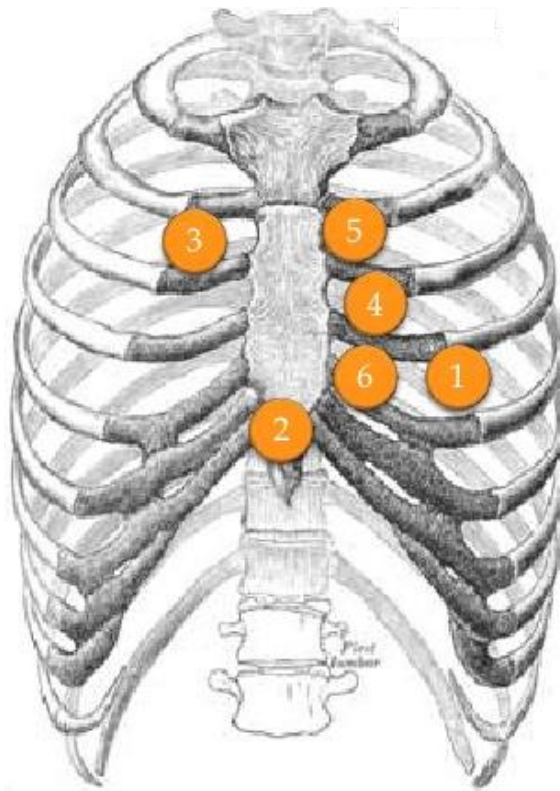


Ilustración 5.4: Ruido Cardíaco

Existen seis focos de auscultación tradicionales:

1. Mitral o apical: en el apex cardíaco, en el quinto espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.
2. Tricúspide: cuarto espacio intercostal izquierdo, en la parte inferior del borde esternal izquierdo.
3. Aórtico, zona de la válvula aórtica: segundo espacio intercostal derecho, en el borde esternal derecho
4. Pulmonar (zona de la válvula pulmonar): segundo espacio intercostal izquierdo, en el borde esternal izquierdo
5. Pulmonar secundario: tercer espacio intercostal izquierdo, en el borde esternal izquierdo.
6. Espacios intercostales tercero y cuarto sobre el esternón y áreas vecinas, derecho e izquierda. Se ausculta mejor alteraciones del tabique interventricular.

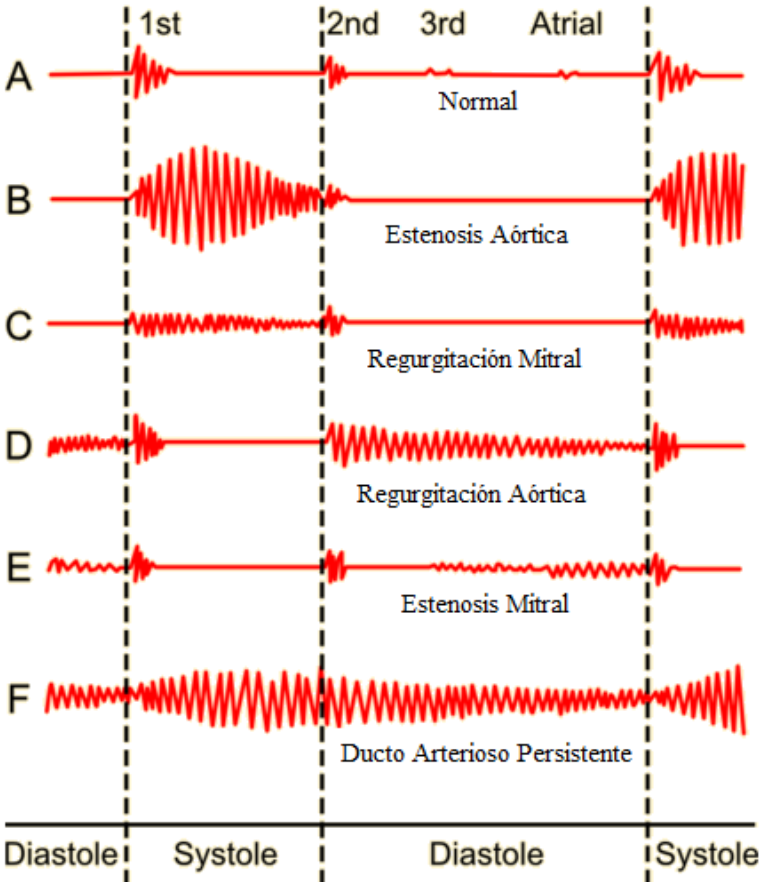


**Ilustración 5.5: Zonas de Auscultación**

### **3. Ruidos Patológicos**

Los soplos cardiacos se producen como resultado de un flujo indeseable de sangre. Por lo general se oyen como un sonido silbante. El término soplo sólo se refiere a un sonido que se origina en el flujo de sangre del corazón o cerca del corazón. Cabe destacar que la mayoría de las enfermedades del corazón no produce ningún soplo y la mayoría de los problemas de las válvulas no producen un sonido audible.

Los soplos que se oyen con mayor frecuencia en los adultos, son los siguientes. Ilustración 5.6.



### Ilustración 5.6: Afecciones Cardíacas más Comunes

- A. Este es el caso en que no tenemos ninguna enfermedad cardíaca. Es la auscultación de un paciente sano.
- B. El caso B representa la estenosis de la válvula aórtica es el segundo soplo cardíaco más común. Este produce un soplo sistólico. Ilustración 5.6.B.
- C. La regurgitación a través de la válvula mitral se representa en C, es el más común de todos. Este produce un soplo holosistólico que es bastante ruidoso para el oído humano. Ilustración 5.6.C.
- D. La regurgitación a través de la válvula aórtica, caso D. El caso habitual no es audible para el oído, pero si está marcado a veces es audible para el oído. Ilustración 5.6.D.
- E. El caso E representa la estenosis de la válvula mitral, si es grave, también produce un sonido audible. Ilustración 5.6.E.
- F. Finalmente, el caso F, el ducto arterioso persistente se produce durante la vida fetal y es debido a una fuga de sangre entre el sistema arterial pulmonar y la aorta.

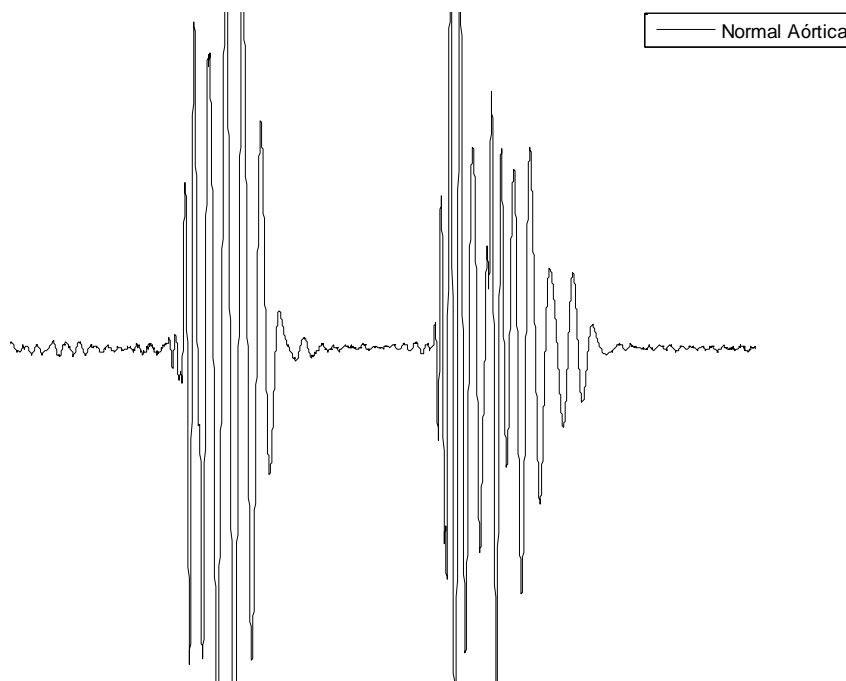
Otros soplos están asociados con las aberturas anormales entre el ventrículo izquierdo y derecho del corazón o de las arterias aórtica o pulmonar.

A continuación, presentamos una descripción de los soplos cardiacos más comunes. Se hace hincapié en los soplos que se tratan en este proyecto fin de carrera.

### **Caso Normal**

El primer caso es el habitual, es cuando el paciente está sano. En este caso se aprecian dos ruidos. El primer ruido causado por el cierre de las válvulas tricúspide y mitral y abertura de las semilunares aórtica y ventricular. El segundo ruido causado por el cierre de las semilunares aórtica y ventricular y abertura de las válvulas tricúspide y mitral.

Se puede ver la auscultación de este caso en la Ilustración 5.7.



**Ilustración 5.7: Caso Normal**

### Estenosis Aórtica

La estenosis aórtica o soplo sistólico se refiere a los cambios patológicos, fisiopatológicos y clínicos que se asocian a la disminución del área valvular aórtica. Es producida por una reducción de la apertura de la válvula aórtica que dificulta la eyección de la sangre del ventrículo izquierdo hacia la aorta.

La severidad de la estenosis aórtica depende de la reducción del área valvular aórtica efectiva y de la diferencia de presión entre el ventrículo izquierdo y la vena aorta.

Para compensar este problema, el ventrículo izquierdo aumenta su presión durante la sístole ventricular y poder vencer la resistencia de la estenosis. Esta enfermedad es la más frecuente.

Un ejemplo de sonido cardiaco con estenosis aórtica se observa en la Ilustración 5.8. En esta se ve entre el primer y segundo ruido un ruido persistente.

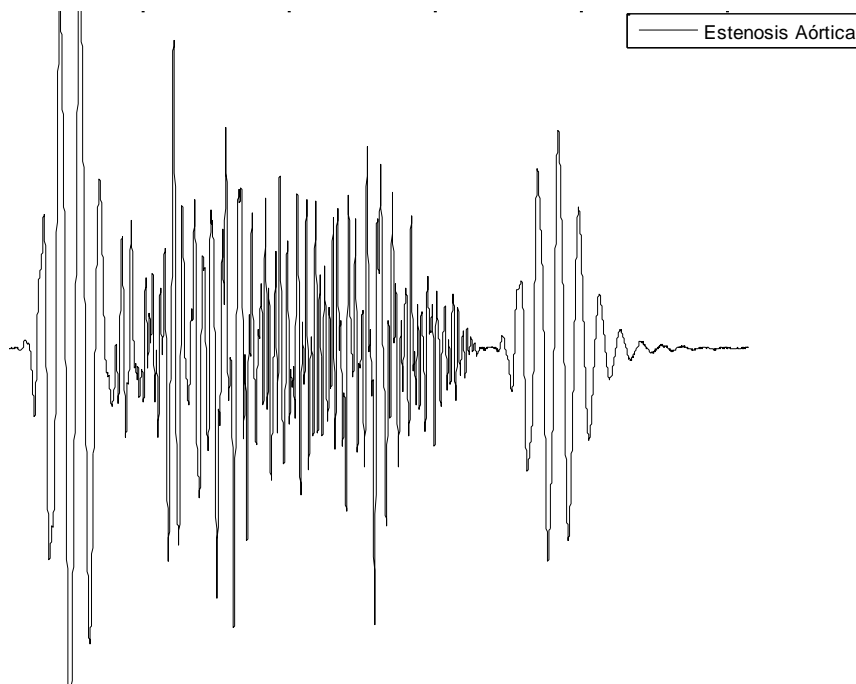


Ilustración 5.8: Estenosis Aórtica

### Regurgitación Mitral

La regurgitación mitral es también conocida como insuficiencia mitral o soplo holosistólico. Es la incapacidad de la válvula mitral para efectuar un cierre eficaz durante la sístole ventricular. La falta de cierre eficaz produce la regurgitación de sangre desde el ventrículo izquierdo hacia la aurícula izquierda durante la sístole. Puede deberse a una alteración anatómica o funcional del aparato valvular mitral.

Un ejemplo de Regurgitación Mitral se puede ver en la Ilustración 5.9.

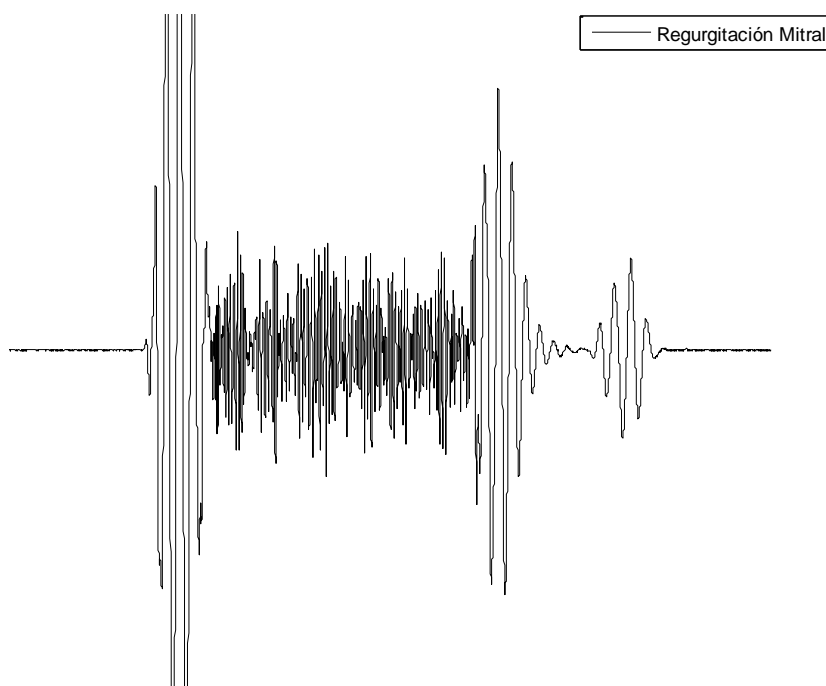


Ilustración 5.9: Regurgitación Mitral

### Regurgitación Aórtica

La regurgitación aórtica se llama también insuficiencia aórtica o soplo diastólico. Esta afección cardíaca consiste en el reflujo de sangre desde la aorta hacia el ventrículo izquierdo durante la diástole, causada por lesiones o alteraciones estructurales que impiden un cierre completo valvular aórtico, bien por lesión directa de la válvula o de forma secundaria por dilatación de la raíz aórtica y la aorta ascendente.

Un ejemplo donde se observa esta afección cardíaca se puede ver en la Ilustración 5.10.



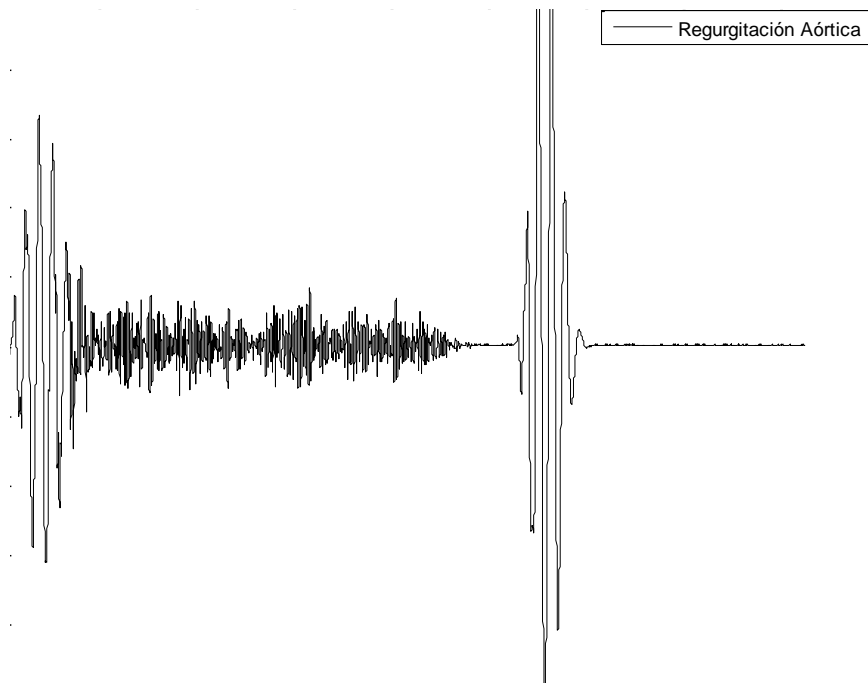


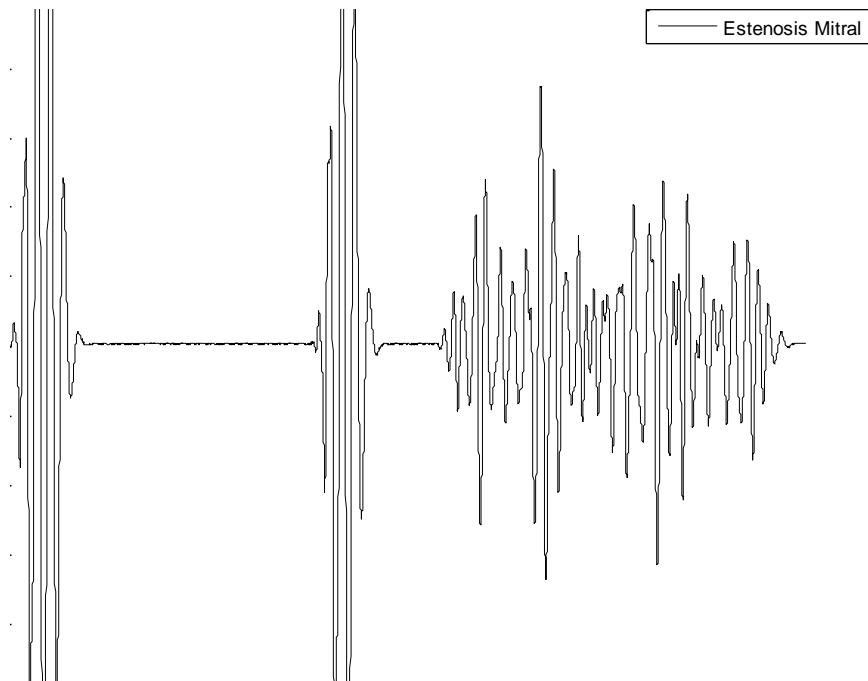
Ilustración 5.10: Regurgitación Aórtica

### Estenosis Mitral

La estenosis mitral o estenosis de la válvula mitral es una valvulopatía, cardiopatía valvular, caracterizada por el estrechamiento anormal del orificio de la válvula mitral del corazón. Esta reducción del orificio valvular es causada por un proceso inflamatorio que puede también afectar el aparato sostenedor de la válvula. Puede ser también, si bien en pocos casos, de origen congénito.

El área valvular mitral normal es de aproximadamente 4 a 6  $cm^2$ . Cuando el área mitral disminuye, se produce una resistencia al vaciamiento de la aurícula izquierda que produce una diferencia de presión diastólica entre aurícula izquierda y ventrículo y como consecuencia, un aumento de la presión de aurícula izquierda.

Un ejemplo de sonido cardíaco con estenosis aórtica se observa en la Ilustración 5.11.

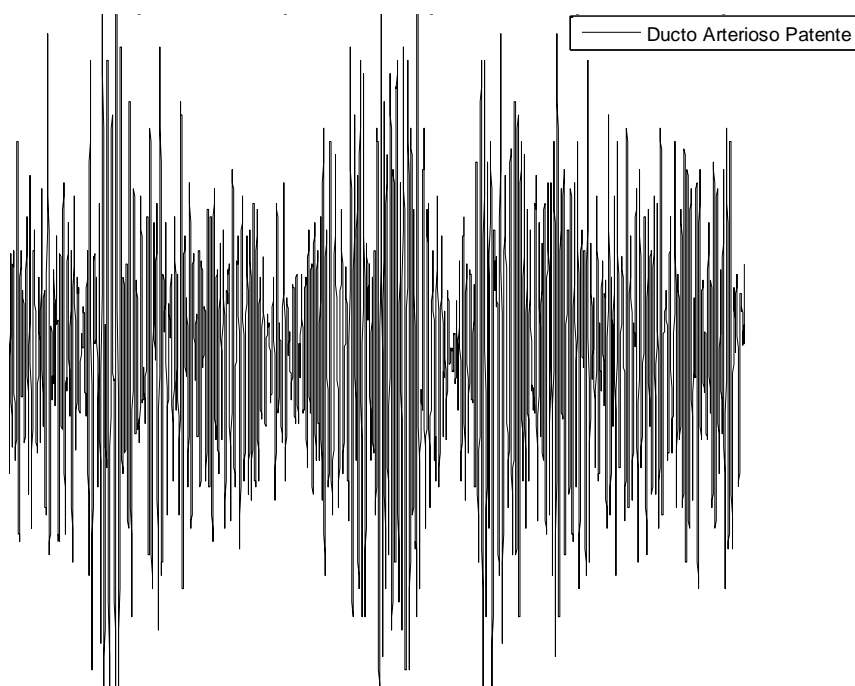


**Ilustración 5.11: Estenosis Mitral**

### **Ducto Arterioso Persistente**

El ducto arterioso persistente o persistencia del conducto arterioso es la persistencia, después de nacer, de la comunicación que normalmente existe entre el sistema arterial pulmonar y la aorta durante la vida fetal. La causa se desconoce y en el 90 por ciento de los casos se presenta como un defecto único.

Se observa un claro ejemplo en la Ilustración 5.12.



**Ilustración 5.12: Ducto Arterioso Persistente**

# Capítulo 6

---

## Conclusiones y Líneas Futuras

---

### 1. Conclusiones

El presente Proyecto Fin de Carrera se ha comenzado con el desarrollo de un estetoscopio digital con capacidad de detección de afecciones cardiacas. Se ha desarrollado en los laboratorios del equipo de investigación de Ingeniería Microelectrónica del departamento TEISA, de la Universidad de Cantabria. Este proyecto está asesorado por el servicio de cardiología del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla.

El estetoscopio digital que hemos diseñado, está dividido en dos partes. Una primera parte es el diseño electrónico, esta parte se encarga de filtrar y amplificar la señal capturada por el estetoscopio para conseguir la mejor auscultación posible. Este diseño se ha implementado en una placa fenólica como se ha visto en el capítulo 2 donde se habla de esta parte del proyecto.

La segunda parte, es el procesamiento de la señal captada para lo que se ha utilizado la FPGA de la placa de “Altera DE2-115”. Se ha hecho un diseño simple que permite tratar la señal y procesarla. Se ha hecho una interfaz lo más sencilla e intuitiva posible.

Los resultados experimentales como se ha visto en el capítulo 2 de este proyecto fin de carrera son los esperados.

Las auscultaciones realizadas con el estetoscopio diseñado son satisfactorias, ya que se obtiene una señal que representa de forma correcta la auscultación. En esta señal se diferencian los dos ruidos cardiacos más fuertes. Esto nos ha permitido la diferenciación de las afecciones cardiacas más claras como son el soplo sistólico y el ducto arterioso permanente.

## 2. Líneas Futuras

A lo largo de la memoria de este Proyecto fin de Carrera se han ido comentando las partes que se pueden mejorar del proyecto, así como las que todavía no se han implementado.

Una de las posibles líneas futuras del proyecto es la parte del filtrado digital. En este proyecto se ha implementado un filtro FIR que realiza la media de la señal. Se puede diseñar un filtrado más complejo compuesto por un varias fases de filtrado, incluso se podría estudiar el utilizar un filtro CIC para realizar un prefiltrado y reducir la frecuencia de muestreo.

La línea futura principal es la detección de afecciones cardiacas. El presente Proyecto Fin de Carrera se ha limitado a detectar tres señales diferentes mediante un método en el que se observa la variación de la señal. En este apartado se puede mejorar el proyecto sustancialmente mediante técnicas de procesado de señal que permiten diferenciar más afecciones cardiacas entre sí.

Otra línea futura es el montaje del diseño electrónico del proyecto en una PCB o un circuito integrado. Esto puede mejorar el ruido y la robustez del circuito electrónico.

Otro problema que he encontrado en la realización de este proyecto es la imposibilidad de hablar del paciente cuando se le ausculta, cosa que ocurre siempre. Esto es debido a que pese a que filtras la voz está es demasiado fuerte como para eliminarla. Una posible solución puede ser el recogiendo la voz con otro micrófono y restándola en la auscultación.

---

## Bibliografía

---

- [01]. Geddes, L. A., "Birth of the stethoscope," Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE , vol.24, no.1, pp.84-86, Jan.-Feb. 2005
- [02]. P. J. Bishop. "Evolution of the stethoscope". Journal of the Royal Society of Medicine, no.73, pp.448-456, Junio 1980
- [03]. [https://www.standris.com/education\\_history.cfm](https://www.standris.com/education_history.cfm)
- [04]. McMechan, C.; Poman So, "Design and implementation of a low cost electronic stethoscope," Pacific Rim Conference on Communications, Computers and Signal Processing (PacRim), 2011 IEEE, pp.714-718, Aug. 2011
- [05]. Hung, K.; Luk, B. L.; Choy, W. H.; Tai, B.; Tso, S. K., "Multifunction stethoscope for telemedicine," International Workshop on Computer Architectures for Machine Perception, 2003 IEEE, pp.87,89
- [06]. <http://www.mobilestethoscope.com/>
- [07]. Chandrasekaran, V.; Dantu, R.; Jonnada, S.; Thiyagaraja, S.; Subbu, K.P., "Cuffless Differential Blood Pressure Estimation Using Smart Phones," Transactions on Biomedical Engineering, IEEE, vol.60, no.4, pp.1080-1089, April 2013
- [08]. Scott Jung. "Mobile Phone Stethoscope Could Save Thousand of Lives in Poor Countries," Article MedGadget, September 2011
- [09]. Ji-Yun Shin; Young Cheol Kim; Seung Woon Lim; Eun Jong Cha; Tae-Soo Lee, "Design technology in portable digital esophageal stethoscope," 7th International Conference on Networked Computing (INC), pp.94-97, Sept. 2011
- [10]. <http://www.stethocloud.com/>
- [11]. Fei Yu; Bilberg, A.; Voss, F., "The Development of an Intelligent Electronic Stethoscope," Mechatronic and Embedded Systems and Applications, 2008. MESA 2008. IEEE/ASME International Conference on , pp.612-617, 12-15 Oct. 2008
- [12]. Natanael Gil Vidal. "Estetoscopio con cancelación de ruido," Proyecto Fin de Carrera, Universidad de Zaragoza, Marzo 2011.

- [13]. Datasheets de ADV7123, Triple 10-Bit high Speed Video DAC, Placa Altera DE2-115, Analog Devices, 2009
- [14]. Datasheets de Audio CODEC WM8731L, Placa Altera DE2-115, Wolfson Microelectronics, 2009
- [15]. Manual de usuario placa Altera DE2-115, Tensaic, 2003
- [16]. Calculadora para tiempos de video TomiEngdahl 1998-2006  
<http://www.epanorama.net/faq/vga2rgb/calc.html>
- [17]. <http://university.altera.com>
- [18]. <http://www.med.umich.edu/lrc/psb/heartsounds/>
- [19]. Datasheet Electret Condenser Microphone KECG2742TBL-A  
<http://datasheet.octopart.com/KECG2742TBL-A-Kingstate-datasheet-5393323.pdf>
- [20]. S.M. Debbal, F.Bereksi-Reguig, "Frequency analysis of the heartbeat sounds," Biomedical Soft Computing and Human Sciences, Vol.13, No.1, pp.85-90, Enero 2008
- [21]. GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER UA741CN  
<http://pdf.datasheetcatalog.net/datasheet/SGSThompsonMicroelectronics/mXssuw x.pdf>

