



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y SISTEMAS DE TELECOMUNICACIÓN

PROYECTO FIN DE GRADO

TÍTULO: Diseño de una aplicación en Matlab para el procesado de señales de fonocardiograma.

AUTOR: Javier Rubio Tardío

TITULACIÓN: Grado en Ingeniería de Sistemas de Telecomunicación

TUTOR: David Osés del Campo

DEPARTAMENTO: Ingeniería Audiovisual y Comunicaciones

Visto Bueno

Miembros del Tribunal Calificador:

PRESIDENTE: Javier Malo

TUTOR: David Osés del Campo

SECRETARIO: David Luengo García

Fecha de lectura:

Calificación:

OSÉS DEL
CAMPO JOSE
DAVID -
16532507S

Firmado digitalmente por OSÉS
DEL CAMPO JOSE DAVID -
16532507S
Nombre de reconocimiento (DN):
c=ES,
serialNumber=IDCES-16532507S,
givenName=JOSE DAVID, sn=OSÉS
DEL CAMPO, cn=OSÉS DEL CAMPO
JOSE DAVID - 16532507S
Fecha: 2020.10.02 16:55:42 +02'00'

El Secretario,

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar me gustaría agradecer a David, mi tutor, la oportunidad de realizar este proyecto y por su amabilidad y disposición en todo momento.

Además me gustaría agradecer a todos aquellos profesores que han impartido clase, que han hecho que la docencia, dentro de lo que cabe, sea un poquito mas sencilla, que en vez de poner obstáculos en el camino te ayudan a crecer tanto académica como personalmente.

A mi madre y a mi padre, por apoyarme en cada una de las decisiones que he tomado durante estos años. Además de ser ejemplo para mi y ser sinónimo de esfuerzo y superación en todos los ámbitos. A mi hermano por ser un gran apoyo tanto en el ámbito académico como en el personal.

Y por último, y no menos importante por ello, doy gracias a todos mis amigos que me han acompañado desde el principio de esta etapa en mi vida hasta el final.

Estaré eternamente agradecido a la universidad por todas las personas que me ha dado la oportunidad de conocer y todos los amigos que me llevo de esta gran etapa de mi vida.

RESUMEN

Las señales biomédicas están adquiriendo una gran importancia dentro la bioingeniería y por consiguiente en la medicina actual. Es por ello que el procesado de estas señales es un factor de vital importancia en este ámbito, que constantemente esta actualizándose y evolucionando debido a la repercusión que posee este proceso a la hora de detectar patologías o mejorar el estudio de las señales biomédicas.

Todo esto no sería posible sin la innovación tecnológica, es por ello que se decidió realizar una aplicación para el usuario, para conseguir, de manera sencilla y eficaz, el procesado de fonocardiogramas en un entorno universitario.

En este proyecto se realiza una revisión sobre el estado del arte en primer lugar de la bioingeniería y las señales biomédicas, para continuar en especial detalle con el fonocardiograma y su correspondiente procesado.

Posteriormente, una vez se haya entendido todo el entorno del fonocardiograma, se realizara una interfaz de usuario que permita de forma sencilla e intuitiva realizar el debido procesado a una señal de fonocardiograma recién adquirida. Esta aplicación puede ser una herramienta muy útil en la asignatura de grado “*Procesado Digital de Señales Biomédicas*” para la realización de las prácticas.

ABSTRACT

Biomedical signals are acquiring huge importance within bioengineering and consequently in current medicine. That is why the processing of these signals is a vitally important factor in this area, which is constantly being updated and evolving due to the impact that this process has when it comes to detecting pathologies or improving the study of biomedical signals.

All this would not be possible without technological innovation, that is why it was decided to make an application for the user, to achieve, in a simple and effective way, the processing of phonocardiograms in a university environment.

In this project, a review is carried out on the state of the art in the first place of bioengineering and biomedical signals, to continue in special detail with the phonocardiogram and its corresponding processing.

Subsequently, once the entire environment of the phonocardiogram has been understood, a user interface will be created that allows in a simple and intuitive way to perform the due processing of a newly acquired phonocardiogram signal. This application can be a very useful tool in the undergraduate course "Digital Processing of Biomedical Signals" for carrying out the practices.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1	INTRODUCCIÓN.....	15
1.1	CONTEXTO	15
1.2	OBJETIVOS DEL PROYECTO	16
1.3	ESPECIFICACIONES Y RESTRICCIONES DEL PROYECTO	17
1.3.1	Restricciones COVID	17
1.4	METODOLOGÍA DE TRABAJO.....	18
1.5	DESGLOSE DE TAREAS	18
1.6	ESTRUCTURA DEL PROYECTO	19
2	SEÑALES BIOMÉDICAS.....	21
2.1	BIOINGENIERÍA	21
2.2	SEÑALES BIOMÉDICAS	22
2.2.1	Ejemplos de señales biomédicas	24
3	FONOCARDIOGRAMA.....	29
3.1	INTRODUCCIÓN.....	29
3.2	FISIOLOGÍA DEL CORAZÓN	30
3.3	CICLO CARDÍACO.....	31
3.4	PRESIÓN CARDÍACA	32
3.5	TÉCNICA DE AUSCULTACIÓN	34
3.6	RUIDOS CARDÍACOS.....	37
3.6.1	Sonidos cardíacos	37
3.6.2	Soplos cardíacos.....	38
3.7	PROCESAMIENTO DE SEÑAL.....	40
3.7.1	Métodos de representación.....	40
3.7.2	Filtrado.....	41
3.7.2.1	Filtro paso banda versus filtro paso alto	42

4	SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE FONOCARDIOGRAMA.....	45
4.1	INTRODUCCIÓN.....	45
4.2	EKUORE	45
4.2.1	Especificaciones eKuore Pro.....	46
4.3	OTROS SISTEMAS.....	47
4.3.1	Estetoscopio electrónico 3M Littmann.....	47
4.3.2	Sistema MP36 de Biopac	49
5	GUÍA DE LA INTERFAZ	51
5.1	INTRODUCCIÓN APP DESIGNER.....	51
5.1.1	Creación de una app	51
5.1.2	Diseño de una interfaz de usuario	52
5.1.2.1	Librería de componentes.....	56
5.1.3	Exportar la aplicación	57
5.2	VENTANA PRINCIPAL DE LA APLICACIÓN.....	59
5.2.1	Ajuste de la señal	61
5.2.2	Filtrado de señal	65
5.2.3	Guardar la señal.....	71
5.3	VENTANA DE TIEMPO Y FRECUENCIA	72
6	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....	75
7	BIBLIOGRAFÍA.....	77
	ANEXO A: PRESUPUESTO	79
	A1: COSTE DE LOS RECURSOS MATERIALES.....	79
	A2: COSTE PERSONAL.....	80
	A3: COSTE DIRECCIÓN	80
	A4: COSTE TOTAL.....	80

ÍNDICE DE FIGURAS

Ilustración 1. Fonocardiograma [8].....	24
Ilustración 2. Electrocardiograma [9]	25
Ilustración 3. Tipos de ondas cerebrales [10].....	26
Ilustración 4. Electromiograma [11]	27
Ilustración 5. Cavidades y tabique del corazón [12]	30
Ilustración 6. Válvulas del corazón [13]	31
Ilustración 7. Ciclo cardíaco	32
Ilustración 8. Complementación de señales cardíacas [5]	34
Ilustración 9. Zonas de auscultación [14]	35
Ilustración 10. ECG y FCG [5]	36
Ilustración 11. Tipos de soplos cardíacos según localización [15]	39
Ilustración 12. Configuración eKuore Pro	46
Ilustración 13. Fonendoscopio Littmann [16].....	47
Ilustración 14. Selección de filtro [16].....	48
Ilustración 15. Botones del estetoscopio [16]	48
Ilustración 16. Sistema multimodal MP36 [17]	49
Ilustración 17. Pantalla principal App Designer	52
Ilustración 18. Componentes en la interfaz.....	52
Ilustración 19. Creación de <i>Callbacks</i>	53
Ilustración 20. Code View de la función.....	54
Ilustración 21. Ejemplo de programación de botón	54
Ilustración 22. Ejecutar la aplicación	55
Ilustración 23. Funcionalidad de la aplicación.....	55
Ilustración 24. Librería de componentes.....	56
Ilustración 25. Package App	57
Ilustración 26. Primer paso del package	57
Ilustración 27. Archivos creados.....	58
Ilustración 28. Aplicación instalada.....	58
Ilustración 29. Ventana principal de la aplicación.....	59
Ilustración 30. Código del botón de seleccionar archivo	60

Ilustración 31. Vista general de la aplicación, ajuste de señal	61
Ilustración 32. Panel ajuste de señal	61
Ilustración 33. Líneas de código para ajustar frecuencia de muestreo.....	63
Ilustración 34. Diagrama de bloques interpolación/diezmado	63
Ilustración 35. Líneas de código de las opciones de formato	65
Ilustración 36. Vista general de la aplicación, filtrado de señal.....	65
Ilustración 37. Panel filtrado de señal	66
Ilustración 38. Filtro editable	66
Ilustración 39. Código del filtro editable	66
Ilustración 40. Filtro recomendado	67
Ilustración 41. Características del filtro recomendado.....	67
Ilustración 42. Código del filtro recomendado	68
Ilustración 43. Filtro de campana.....	68
Ilustración 44. Características del filtro de campana	69
Ilustración 45. Código del filtro de campana	69
Ilustración 46. Filtro diafragma	70
Ilustración 47. Características del filtro de diafragma	70
Ilustración 48. Código del filtro de diafragma	71
Ilustración 49. Opción exportar señal deshabilitada	71
Ilustración 50. Opción exportar señal habilitada.....	72
Ilustración 51. Ventana tiempo/frecuencia	72
Ilustración 52. Panel de tiempo	73
Ilustración 53. Panel de frecuencia	74

LISTA DE SIGLAS Y ACRÓNIMOS

FCG: Fonocardiograma

ECG: Electrocardiograma

EMG: Electromiograma

EEG: Electroencefalograma

S1: Primer sonido cardíaco

S2: Segundo sonido cardíaco

S3: Tercer sonido cardíaco

S4: Cuarto sonido cardíaco anterior

M: Válvula mitral

T: Válvula tricúspide

P: Válvula pulmonar

A: Válvula aórtica

A2: componente aórtico perteneciente al S2

P2: componente pulmonar perteneciente al S1

FFT: Transformada Rápida de Fourier

SNR: Relación Señal Ruido

MA: Promedio móvil

AR: Auto-regresivo

ARMA: Promedio móvil auto-regresivo

M: Coeficiente de diezmado

L: Coeficiente de interpolación

Capítulo 1

1 Introducción

1.1 Contexto

Actualmente el avance tecnológico está creciendo exponencialmente y con ello muchos campos están ligados a estos cambios. La medicina es uno de ellos, en cuestiones tecnológicas, va ligado a las telecomunicaciones por lo que se están consiguiendo muchos avances. Una de las mayores preocupaciones en el ámbito de la medicina es poder obtener un diagnóstico correcto con la mayor rapidez posible y que a su vez que sea sencillo.

Gracias a los avances tecnológicos en medicina, se han desarrollado diferentes procedimientos para el análisis y la obtención de señales biomédicas, el objetivo de dichos procedimientos es detectar patologías a través de las señales obtenidas, es aquí donde se centra este proyecto, la señal de fonocardiograma (FCG).

El fonocardiograma es una onda grabada y registrada gráficamente, en la cual se pueden observar los sonidos cardíacos obtenidos de un fonendoscopio después de un proceso de auscultación. Este procedimiento es uno de los más importantes a la hora de estudiar el correcto funcionamiento del sistema circulatorio y respiratorio.

El fonocardiograma , nos aporta datos sobre el tiempo, la intensidad relativa, la frecuencia, la calidad, el tono y la localización precisa de los diferentes componentes del sonido cardíaco.

Nuestra tarea, por lo tanto, ha sido la siguiente: desarrollar y diseñar una aplicación en Matlab en la que el usuario tenga una mayor facilidad a la hora de manejar y estudiar un FCG.

1.2 Objetivos del proyecto

En este apartado veremos los objetivos de este proyecto y los recursos necesarios para poder llevarlo a cabo.

El objetivo principal de este proyecto, como ya he mencionado anteriormente, es el desarrollo y diseño de una aplicación en Matlab, a través de su herramienta App Designer, para el procesamiento de fonocardiogramas.

Para ello se le ofrece al usuario una interfaz gráfica con la que pueda interactuar y moverse libremente dentro de ella en diferentes pestañas con un objetivo claro, realizar los ajustes necesarios a la señal de entrada, para que al final pueda obtener una señal limpia y clara.

El objetivo secundario del proyecto ha sido, familiarizarse con todo el entorno de las señales biomédicas en particular con el fonocardiograma. Para ello hemos realizado un estudio de sus principales características, el comportamiento en el tiempo y en frecuencia, las patologías que pueden presentar y cómo influyen en el estudio de la señal.

Además, familiarizarme con el equipos que se hubiera usado para la obtención de dicha señal. En este caso dicho equipos es el Ekuore [1] un estetoscopio digital. Además me he familiarizado con otros dispositivos para la obtención de señales biomédicas, como puede ser el Biopac [2] y otro estetoscopio digital.

1.3 Especificaciones y restricciones del proyecto

- El desarrollo del algoritmo se ha realizado en el entorno Matlab y el usuario solo podrá acceder a la aplicación mediante Matlab. Este algoritmo como bien hemos citado anteriormente se basa en el diseño de una aplicación a través de una herramienta de Matlab llamada App Designer. Esta herramienta sirve para codificar una interfaz de usuario personalizada. Será necesario disponer de señales FCG para poder realizar su estudio. Entrando un poco más en detalle sobre esta aplicación, el usuario podrá elegir la señal que desee procesar, una vez obtenida dicha señal, en la ventana principal podrá elegir qué tipo de filtrado quiere aplicar a dicha señal, cambio de la frecuencia de muestreo, etc. y seleccionar los parámetros que más se ajusten con el estudio que va a realizar. Es importante filtrar la señal para poder eliminar cualquier impureza o ruido que pudiera dificultarnos el procesado y el consiguiente análisis. El usuario podrá realizar un estudio de la señal en tiempo y frecuencia donde se mostrarán ambas representaciones y el usuario podrá elegir que ventana de tiempo o frecuencia desea ver en cada una de ellas, todo esto dentro de la ventana de tiempo y frecuencia.
- Será necesario exportar las señales adquiridas, a través del Ekuore, a un formato que sea soportado en Matlab para su posterior procesado.
- Escalabilidad del proyecto para que un futuro se le puedan añadir por ejemplo nuevas señales o nuevas ventanas a la interfaz de usuario.

1.3.1 Restricciones COVID

Debido a esta enfermedad que apareció durante este curso académico, ha sido imposible cumplir algunos de los objetivos de este proyecto:

- Estudio de pacientes reales con diferentes patologías.
- Creación de una pequeña base de datos, que hubiera sido presentada junto a la aplicación.
- Familiarización mas a fondo con los equipos de obtención de señales de FCG, tanto Biopac como eKuore, únicamente estuve trabajando con ellos al principio y leyéndome sus manuales, pero nunca usándolos para el estudio de pacientes reales.

1.4 Metodología de trabajo

Inicialmente, se realizó un estudio de todo el entorno del fonocardiograma [3] [4] [5] sus características, el comportamiento en tiempo y en frecuencia, patologías que presentan, etc.), así como de los equipos mencionados anteriormente.

Una vez entendido todo el capítulo que nos atañe, se comenzó con la programación de algoritmos de procesamiento de señales en Matlab con la herramienta App Designer. Hay que mencionar que esta herramienta no ha sido utilizada en ninguna de las asignaturas anteriores de la carrera y que hay que hacer un estudio a fondo sobre para entender correctamente su funcionamiento.

Finalmente, cuando se terminó de programar la aplicación y la interfaz gráfica para el usuario, se comenzó a probar dicha aplicación con una base de datos con auscultaciones con diferentes patologías, la idea inicial fue realizar la pequeña base de datos con pacientes reales que hemos mencionado en el apartado anterior, y es por eso de la importancia que tiene el estudio del entorno del fonocardiograma para poder entender bien la señal cuando se use la interfaz gráfica.

1.5 Desglose de tareas

- Familiarizarme con las señales FCG y con su entorno
- Familiarizarme con el dispositivo Ekuore y Biopac
- Diseño y desarrollo de la aplicación en Matlab
- Probar la aplicación con la base de datos
- Redactar la memoria

1.6 Estructura del proyecto

La estructura del proyecto constara de cinco partes asociándose cada una de ellas con un capítulo diferente.

En el Capítulo 1, se introduce el proyecto poniendo en contexto, se listan los objetivos, las especificaciones y restricciones del mismo, la metodología de trabajo llevada acabo y el desglose de tareas.

El Capítulo 2, constara de varios puntos, el primer punto será sobre la bioingeniería y el segundo veremos las señales biomédicas y los tipos de señales que hay.

En el Capítulo 3, se expondrá de una manera detallada el fonocardiograma, la forma de adquirir dicha señal, la forma de onda que tiene un sonido normal y anormal, la fisiología del corazón y el procesamiento de dicha señal.

En el Capítulo 4, veremos los diferentes sistemas de adquisición de señales biomédicas y en profundidad del fonocardiograma.

En el Capítulo 5, se detalla el desarrollo técnico que se ha llevado acabo para realizar la interfaz grafica para el procesamiento de fonocardiogramas.

Por último, en el Capítulo 6 se enunciaran las conclusiones extraídas del proyecto y además se mostraran las líneas futuras del mismo.

Capítulo 2

2 Señales biomédicas

En el segundo capítulo contextualizaremos ciertos conocimientos básicos sobre la bioingeniería y las señales biomédicas, además veremos los tipos de dichas señales encontrándonos entre otros el FCG que abarca el tema principal del proyecto.

2.1 Bioingeniería

La bioingeniería o ingeniería biológica, es una disciplina que hace uso de herramientas, métodos y principios de la ingeniería para el estudio de la biología, la medicina, el comportamiento o la salud. Todo esto se lleva acabo través de las ciencias físicas, químicas o matemáticas.

La bioingeniería es una actividad orientada a la investigación que esta relacionada con la biotecnología y la ingeniería genética, es decir, la modificación de células o partes de estas, animales o vegetales, con el fin de mejorarlos o desarrollar nuevos microorganismos beneficiosos para estos.

Además abarca conceptos fundamentales, ya que crea conocimiento desde el nivel molecular hasta el nivel de sistemas de órganos y es capaz de desarrollar materiales, procesos, implantes, dispositivos y sistemas informáticos innovadores para el diagnostico, prevención y tratamiento de enfermedades, incluso para la rehabilitación de dicho paciente y mejorar su salud. Las funciones principales se pueden descomponer en dos partes:

La obtención de nuevos conocimientos a través de diferentes fuentes técnicas y el estudio de los sistemas vivos por medio de técnicas analíticas y experimentales basadas en principios de la ingeniería; y la investigación necesaria para resolver problemas clínicos.

El desarrollo de nuevos dispositivos, procesos, algoritmos y sistemas que hacen avanzar la biología , la medicina y la salud, que a su vez mejoran la práctica médica y los servicios que está puede ofrecer.

La bioingeniería abarca un gran numero de campos todos ellos independientes entre si. Se expondrá la clasificación realizada por Ziad O. Abu-Faraj [6] , que es complementaria a los campos definidos en «*The Biomedical Engineering Handbook*» [7], en la siguiente lista:

- Bioelectromagnetismo
- Bioética
- Bioinformática
- Biomateriales
- Bionanotecnología
- Biomecánica
- Biotecnología
- Biorrobótica
- Ingeniería Clínica
- Escaneo medico
- Ingeniería neuronal
- Modelado, simulación y control fisiológico
- Ingeniería de rehabilitación
- Ingeniería de tejidos
- Dispositivos ortopédicos y órganos artificiales

Además de todos estos, nos encontramos con otros tres campos, que son las señales biomédicas, la instrumentación biomédica y el análisis de señales biomédicas. Dentro de estos dos últimos campos es donde toma forma este proyecto, fijándonos sobre todo en las señales biomédicas, ya que debido a las restricciones del proyecto, la instrumentación no ha sido posible utilizarla.

2.2 Señales biomédicas

Los organismos vivos están formados por diferentes sistemas, el cuerpo humano incluye el sistema nervioso, el sistema cardiovascular y el sistema respiratorio, entre otros. Cada sistema está formado por otros subsistemas que llevan a cabo muchos procesos fisiológicos. Por ejemplo, el sistema cardíaco realiza la importante tarea de bombear sangre rítmicamente

por todo el cuerpo para facilitar el suministro de nutrientes, así como bombear sangre a través del sistema pulmonar para la oxigenación de la misma.

Los procesos fisiológicos son fenómenos complejos, que incluyen la estimulación y el control nervioso u hormonal; entradas y salidas que pueden estar en forma de material físico, neurotransmisores o información; y acciones que pueden ser mecánicas, eléctricas o bioquímicas.

La mayoría de los procesos fisiológicos están acompañados o se manifiestan como señales que reflejan su naturaleza y actividades. Dichas señales podrían ser de muchos tipos, las bioquímicas en forma de hormonas y neurotransmisores, eléctricas en forma de potencial o corriente y físicas en forma de presión o temperatura.

Las enfermedades o defectos en un sistema biológico provocan alteraciones en sus procesos fisiológicos normales, dando lugar a procesos patológicos que afectan el rendimiento, la salud y el bienestar general del sistema. Un proceso patológico se asocia típicamente con señales que son diferentes en algunos aspectos correspondientes a una señal normal. Si poseemos un buen conocimiento de un sistema de interés, es posible observar las señales correspondientes y evaluar el estado del sistema.

En resumen, se conoce como señal biomédica a todas aquellas señales captadas a partir del funcionamiento de un ser vivo. Su función básica es la detección y tratamiento de patologías de los pacientes. La importancia de dichas señales es crítica y es por eso que se necesita una correcta obtención y análisis de las mismas, es ahí donde entra la instrumentación biomédica.

La instrumentación biomédica se define como el manejo, diseño y desarrollo de dispositivos para monitorizar y analizar las señales biomédicas, es decir, todos los parámetros y variables fisiológicas del paciente aplicando, como ya hemos comentado con anterioridad, métodos y principios de la ingeniería.

Por último, el análisis de señales biomédicas, se produce cuando se ha obtenido por medio de la instrumentación biomédica una señal válida. Acto seguido comenzaría su correspondiente tratamiento: en primer lugar un procesamiento de dicha señal, ya que habría mucha probabilidad de que esta señal necesitara algún tipo de filtrado, reducción de ruido o incluso acortar dicha señal. En segundo lugar, una vez obtenido la calidad requerida se comenzaría con el diagnóstico de patologías.

2.2.1 Ejemplos de señales biomédicas

En este punto explicaremos de manera mas detallada aquellos tipos de señales biomédicas que se consideran mas significativas para este proyecto.

FCG (Fonocardiograma) es la representación gráfica en forma de onda donde se puede observar un registro de los sonidos cardiacos obtenidos a través de un fonendoscopio. Permite documentar el tiempo, la intensidad relativa, frecuencia, calidad, tono y timbre, además de la localización precisa de las diferentes componentes del sonido cardíaco.

Los sonidos cardiacos son el resultado de la interacción de los eventos dinámicos asociados con la contracción y relajación de las aurículas y los ventrículos, los movimientos de las válvulas y el flujo sanguíneo. Los sonidos cardiacos están provocados por la turbulencia de la sangre o la vibración de las estructuras cardiacas y vasculares. Dichas vibraciones la ocasiona la aceleración o desaceleración del flujo sanguíneo a través de un orificio o sobre una superficie que es rugosa o desigual. Para continuar con la explicación se muestra una imagen de un fonocardiograma con los diferentes sonidos cardiacos.

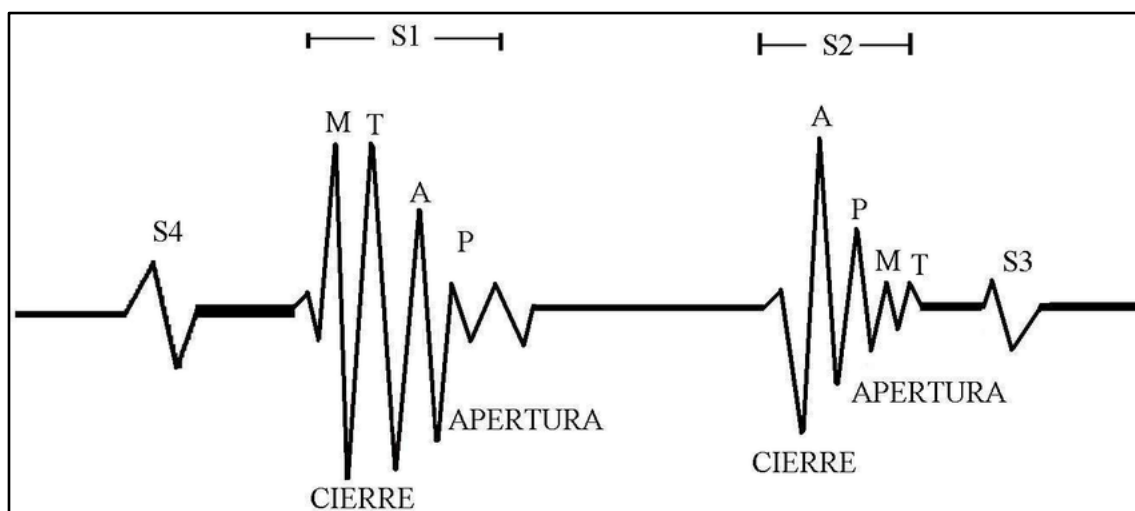


Ilustración 1. Fonocardiograma [8]

El primer sonido cardíaco (**S1**) se produce por el cierre de las válvulas auriculo-ventriculares, mitral (**M**) y tricúspide (**T**), al principio de la contracción ventricular, cuando la presión de los ventrículos aumenta por encima de la de las aurículas y fuerza el cierre de dichas válvulas.

El segundo sonido cardíaco (**S2**) se produce por el cierre de las válvulas semilunares, aórtica (**A**) y pulmonar (**P**), cuando la presión en los ventrículos desciende por debajo de la presión

arterial. Normalmente, se aprecian dos componentes: la primera correspondiente al cierre aórtico que es mas intenso, y un segundo, correspondiente al cierre pulmonar, mas tenue que el primero.

Los sonidos S3 y S4 se explicaran con mas detalle en el siguiente capítulo.

ECG (Electrocardiograma) registra la actividad eléctrica del corazón. Cada vez que el corazón late una señal eléctrica circula a través de él, mediante unos electrodos colocados en las extremidades o el pecho, y se representa en forma de onda.

El ECG es la señal biomédica mas conocida y mas utilizada actualmente, muestra si tu corazón esta latiendo a un ritmo e intensidad normal, además es capaz de indicar el tamaño y la posición de las válvulas del corazón. Se usa para diagnosticar y tratar diferentes enfermedades del corazón, por ejemplo, arritmias, obstrucción de las arterias, insuficiencia cardíaca, entre otras.

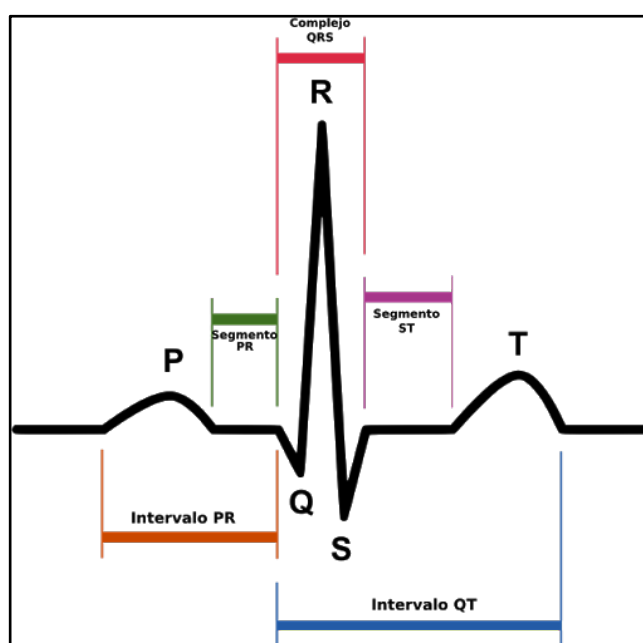


Ilustración 2. Electrocardiograma [9]

Como podemos observar en la foto, una ECG esta compuesta por diferentes partes. La onda P es provocada por la despolarización de las aurículas. El complejo QRS representa la despolarización de los ventrículos. La onda T, es provocada por la polarización de los ventrículos. Además podemos observar dos segmentos diferentes, el segmento PR y el QT, que son las líneas isométricas de la ECG; y dos intervalos, que es la distancia entre ondas.

EEG (Electroencefalograma) o mas comúnmente conocido como ondas cerebrales, representa la actividad eléctrica del cerebro. Esta señal es mas compleja que las demás, ya que no presenta un mismo patrón a la hora de representarla, esto es debido a que el cerebro esta formado por múltiples conexiones nerviosas. Todas estas conexiones se encargan de la distribución de señales eléctricas por medio de las neuronas. El sistema neuronal es lo que nos da dicha complejidad, debido a la cantidad de neuronas y al comportamiento de estas en función de la actividad que estemos realizando. Se pueden catalogar en cuatro tipos de onda según su comportamiento: delta, beta, theta y gamma. La EEG es critica para la detección y diagnostico de diferentes patologías neurológicas [3].

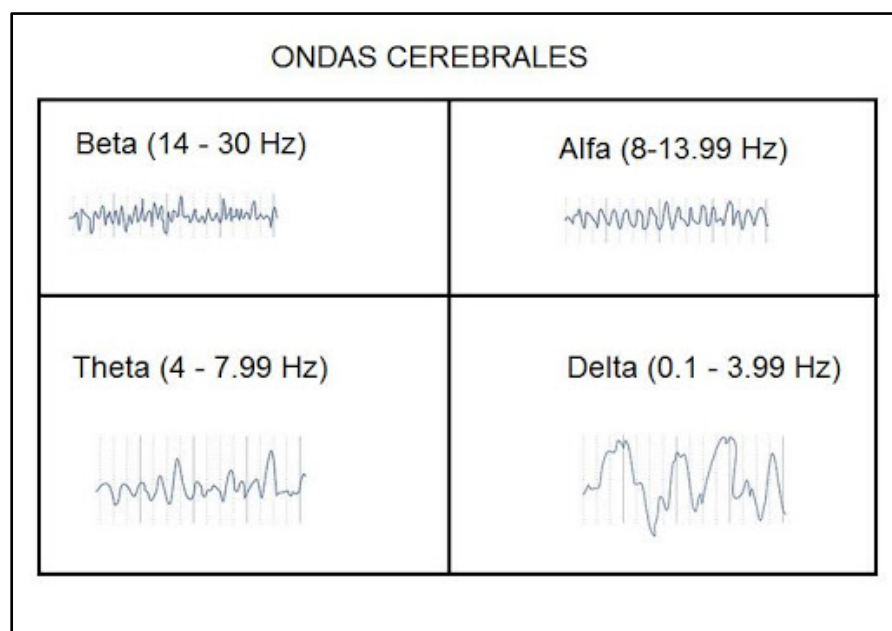


Ilustración 3. Tipos de ondas cerebrales [10]

EMG (Electromiograma) es una señal eléctrica que proviene de la contracción de las unidades motoras de un musculo. Los músculos están formados por conjuntos de unidades motoras, una unidad motora es la unidad muscular más pequeña que puede activarse mediante un esfuerzo. Cuando un musculo es estimulado por una señal neuronal, cada de las unidades motoras, de forma sincronizada, se contrae y provoca una señal eléctrica que es la suma de los potenciales de acción de todas sus células. Esto se conoce como el potencial de acción de una unidad motora única y se puede registrar utilizando electrodos de aguja insertados en la región muscular de interés [3].

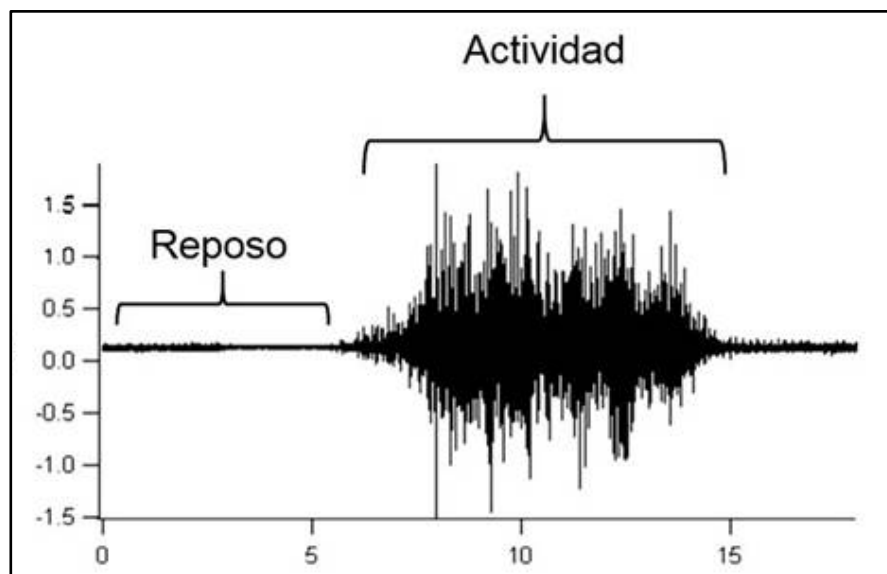


Ilustración 4. Electromiograma [11]

Para finalizar, me gustaría hacer un breve explicación del por qué de asociar estas señales con el proyecto. En primer lugar, un FCG y ECG tienen mucho que ver entre sí ya que ambas pertenecen al mismo órgano. Siempre se suelen ser pruebas complementarias, ya que la información que le puede faltar a una la puede aportar la otra.

Y en segundo lugar el EEG y EMG, las he asociado a este proyecto porque tienen una forma de onda parecida a las ondas que he estado estudiando del FCG y además creo que son dos de las señales biomédicas más importantes que hay actualmente.

Capítulo 3

3 Fonocardiograma

En este capítulo se muestran los aspectos mas importantes del fonocardiograma. ¿De donde proviene? Se explicara con detalle la fisiología del corazón y ciclo cardíaco. ¿Como se obtiene? Veremos la técnica de auscultación detallada y la pregunta mas importante, ¿De que se compone un fonocardiograma? Como se explico en el capítulo anterior, es un registro de sonidos cardiacos y en este capítulo se explicara cada uno de ellos al detalle. Para finalizar, se explicara como se realiza el procesamiento de un fonocardiograma.

3.1 Introducción

Los sonidos cardíacos se pueden escuchar desde tórax por medio de un estetoscopio, un dispositivo utilizado para la detección y el diagnóstico de patologías. Evaluar las propiedades acústicas de los sonidos cardíacos la intensidad, frecuencia, duración, número y calidad de los sonidos se conocen como auscultación cardíaca.

La auscultación cardíaca es uno de los medios más antiguos para evaluar la condición cardíaca del paciente, especialmente el funcionamiento de las válvulas cardíacas. No obstante, la auscultación tradicional implica una valoración subjetiva por parte de los médicos, lo que introduce una variación en la percepción e interpretación de los sonidos, que afecta a la precisión del diagnóstico. Con la ayuda de dispositivos electrónicos, se puede obtener un fonocardiograma, que lleva a un análisis e interpretación más objetivos [5].

Aunque la fonocardiografía puede registrar y almacenar los sonidos con precisión, su uso como método de diagnóstico es muy poco común debido a que los procedimientos y la instrumentación requerida es complicada. Un procedimiento estándar para registrar FCG requiere una habitación especialmente diseñada y silenciosa. Los equipos, ya que se diseñaron antes de que estuvieran disponibles los circuitos integrados analógicos compactos, generalmente suelen ser grandes, ruidosos e incómodos.

Con la introducción del estetoscopio electrónico, la fonocardiografía posiblemente vuelva a la práctica clínica. Los estetoscopios electrónicos desarrollados actualmente son más compactos, resistentes al ruido, inmunes a las perturbaciones y mucho más eficaces para el uso diagnóstico. Permiten un registro digital de los sonidos cardíacos y, por lo tanto, permiten a los médicos realizar análisis del fonocardiograma en una plataforma desde el ordenador. El fonocardiograma puede tener una importancia aún mayor en el futuro a medida que se realicen mejoras en los algoritmos de procesamiento de señales y en la tecnología electrónica.

3.2 Fisiología del corazón

El corazón es uno de los órganos más importantes del cuerpo humano, ya que es el encargado de bombear sangre desoxigenada hacia los pulmones y de bombear sangre oxigenada por todo el cuerpo. Desde el punto de vista anatómico, el corazón se divide en cuatro cavidades : las dos cavidades superiores (aurícula derecha e izquierda) separadas por el tabique auricular y las dos cavidades inferiores (ventrículo derecho e izquierdo) separados por el tabique interventricular.

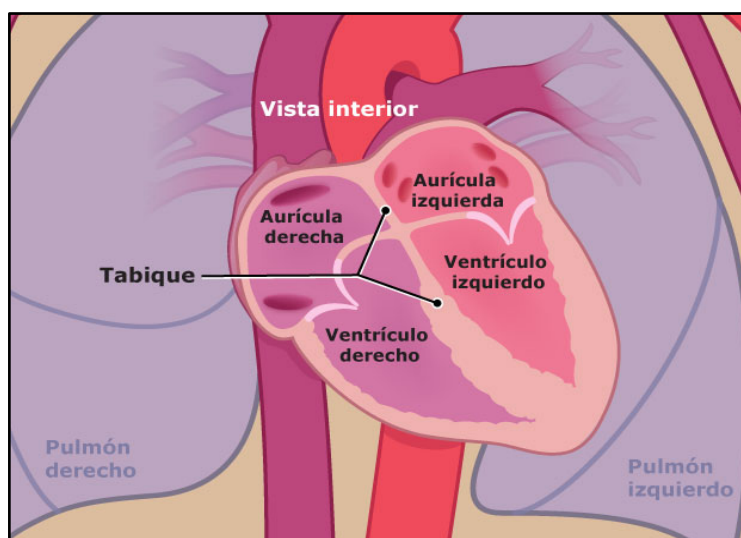


Ilustración 5. Cavidades y tabique del corazón [12]

Las válvulas ya mencionadas en el capítulo 2 y como observamos en la ilustración inferior (válvula tricúspide, mitral, pulmonar y aortica) son las válvulas cardíacas entré las aurículas y los ventrículos y entre los ventrículos y las arterias principales del corazón, que hacen que el flujo de sangre sea unidireccional. Las válvulas tricúspide y mitral son conocidas como

válvulas auriculo-ventriculares, ya que su función es dirigir el flujo sanguíneo desde las aurículas a los ventrículos. Las válvulas aórtica y pulmonar se denominan válvulas semilunares ya que tienen una estructura en forma de media luna que impide el retroceso de sangre hacia los ventrículos desde la arteria pulmonar o la aorta.

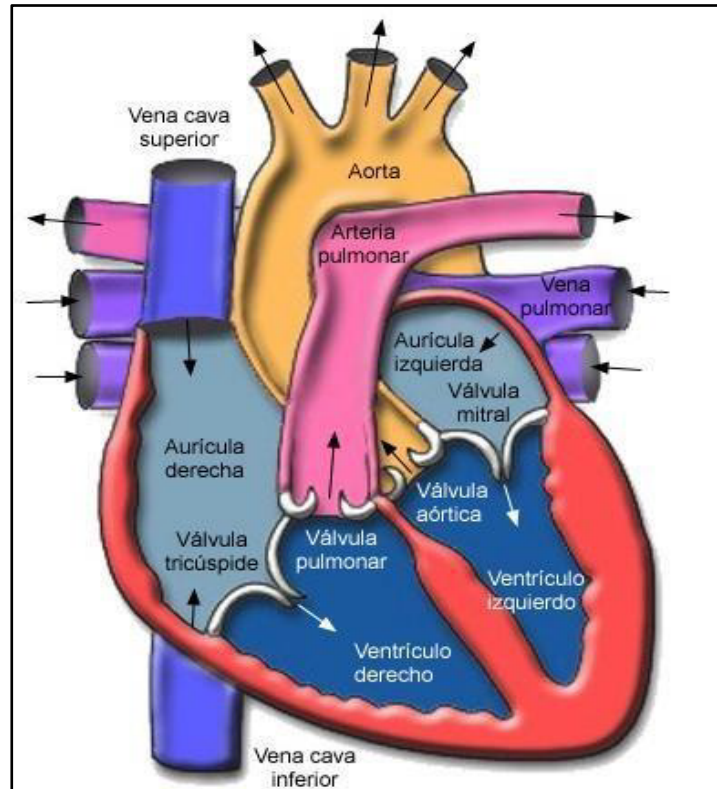


Ilustración 6. Válvulas del corazón [13]

El cambio de volumen del corazón es el efecto de la contracción y relajación del músculo cardíaco formado por las paredes ventriculares. Además el corazón es capaz de actuar como una bomba, generando la presión necesaria para bombear la sangre. El proceso consiste en movimientos sincronizados por parte de las aurículas y los ventrículos, a todo este proceso se le conoce como ciclo cardíaco.

3.3 Ciclo cardíaco

El ciclo cardíaco como hemos definido antes, es un conjunto de movimientos realizados por las cuatro cavidades del corazón, y consta de cuatro fases: la **sístole auricular**, la **diástole**

auricular, la **sístole ventricular** y la **diástole ventricular**. Como su propio nombre indica, es un ciclo ya que cuando acaba el ultimo movimiento acto seguido volvería a empezar.

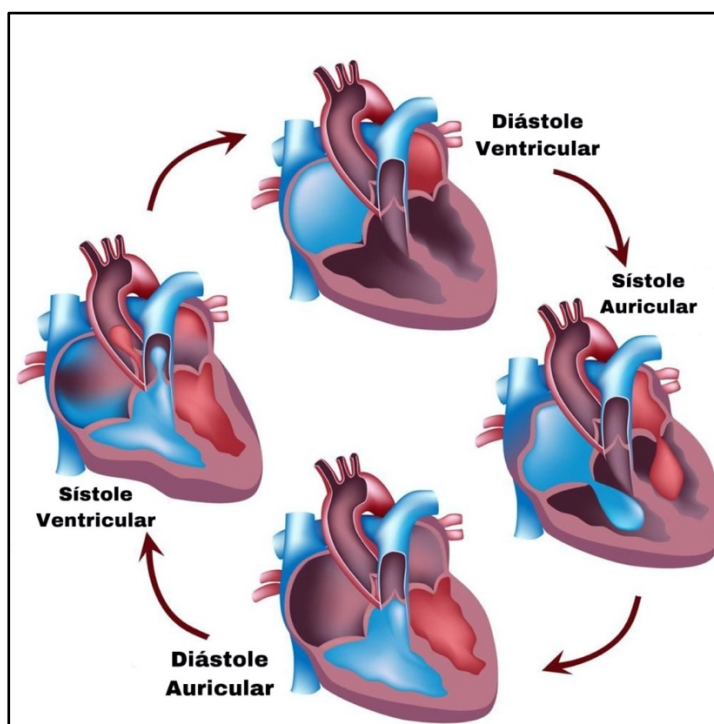


Ilustración 7. Ciclo cardíaco

Como podemos observar en la ilustración superior, el ciclo comienza cuando las aurículas se contraen (**sístole auricular**) bombeando la sangre hacia los ventrículos. A medida que las aurículas comienzan a relajarse (**diástole auricular**), los ventrículos se contraen para forzar la entrada de sangre en la arteria pulmonar y la arteria aorta (**sístole ventricular**). Luego, los ventrículos se relajan (**diástole ventricular**). Durante esta fase, tanto las aurículas como los ventrículos se relajan hasta que comienza otra vez el ciclo.

3.4 Presión cardíaca

La presión cardíaca está directamente relacionada con el ciclo cardíaco, y es por eso que para su correcta explicación, lo iremos asociando a las fases del mismo.

En la diástole ventricular, la presión en el ventrículo es menor a la presión que hay dentro de las venas y las aurículas, cuando el ventrículo se relaja las válvulas semilunares permanecen

cerradas haciendo que la sangre fluya hacia los ventrículos a través de las válvulas auriculo-ventriculares.

Después del final de la diástole ventricular, comienza la sístole auricular, donde las aurículas comenzaran a contraerse para empujar la sangre a través de las válvulas auriculo-ventriculares hacia el ventrículo. Debido a que no hay válvulas entre las aurículas y las venas, parte de la sangre es forzada de regreso a las venas, sin embargo la contracción auricular empujara sangre adicional a los ventrículos.

Durante la sístole ventricular, periodo en el que el ventrículo se contrae, la presión ventricular aumenta y a medida que se le eleva por encima de la presión auricular las válvulas auriculo-ventriculares se cierran. No puede entrar ni salir sangre del ventrículo porque las válvulas de entrada y salida permanecen cerradas. Finalmente, cuando la presión del ventrículo excede a la de las válvulas semilunares (aortica para el ventrículo izquierdo y pulmonar para el ventrículo derecho) se abren y se expulsa la sangre.

Cuando finaliza la sístole ventricular, el ventrículo se relaja y la presión cae por debajo de la presión de salida en la arteria y las válvulas semilunares se cierran. En este punto del ciclo cardíaco todas las válvulas se cierran para se produzca un nuevo ciclo. La sangre no llegara a los ventrículos hasta que la presión ventricular descienda por debajo de la presión auricular.

Las múltiples señales obtenidas del corazón, nos proporcionan diferentes informaciones sobre la actividad cardiaca, gracias a la complementación de todas ellas, como podemos observar en la siguiente ilustración, se puede obtener una mejora en la evaluación del estado del sistema cardiovascular.

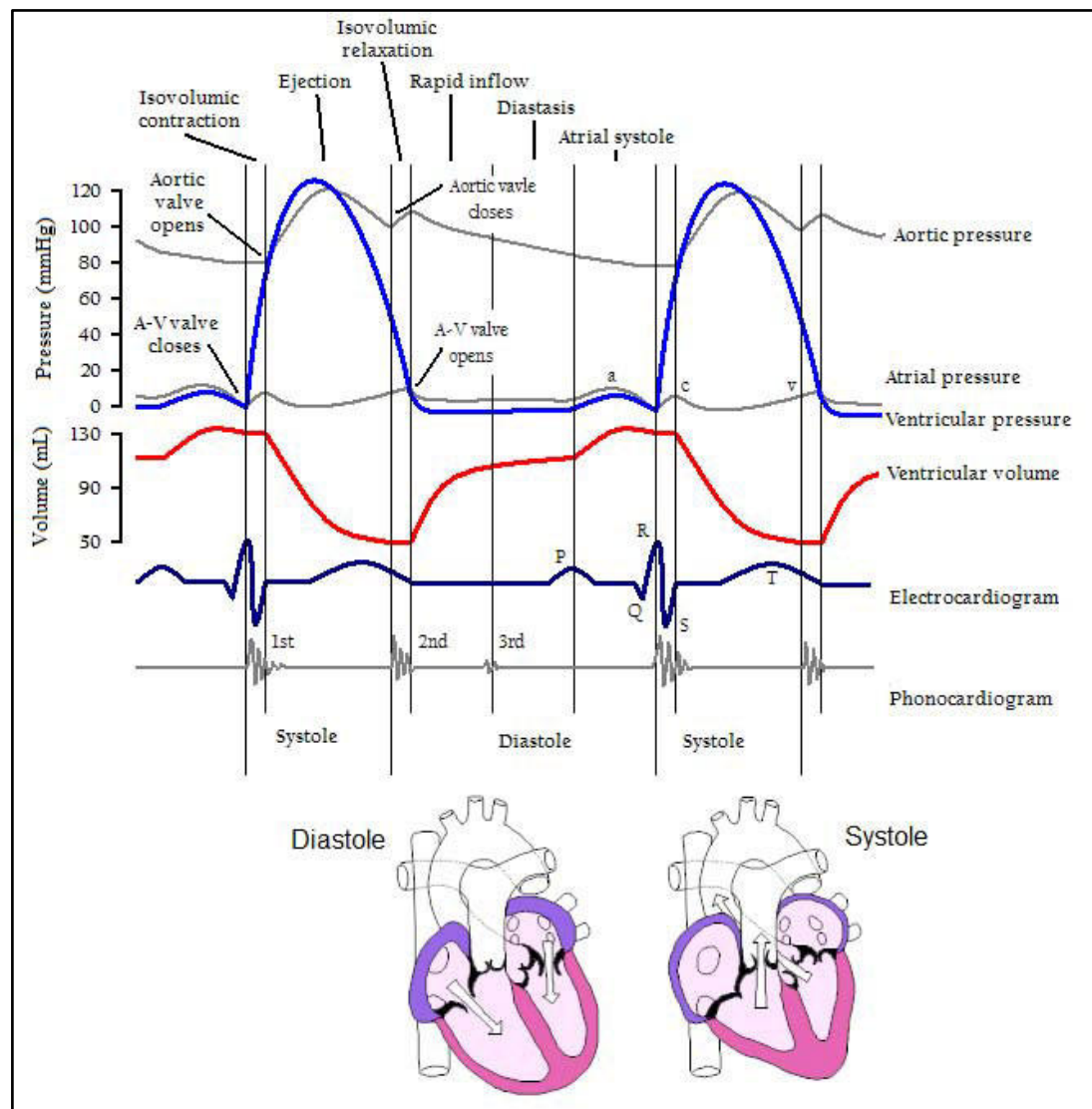


Ilustración 8. Complementación de señales cardíacas [5]

Durante un ciclo cardíaco, podemos encontrar hasta seis fases mecánicas diferentes. En la ilustración 8, podemos observar como la presión aortica, la presión auricular, la presión ventricular, el volumen ventricular, el ECG y el FCG se asocian en las seis fases. Estas fases son: contracción isovolumétrica, eyección, relajación isovolumétrica, llenado rápido ventricular, diastasis o llenado lento ventricular y la sístole auricular.

3.5 Técnica de auscultación

Antes del siglo XIX, los médicos solo podían escuchar el corazón por medio de su oído directamente poniéndolo en el tórax del paciente. Esta auscultación sufrió muchas limitaciones, lo que provocó su desaprobación. La invención del estetoscopio por René Laënnec en 1816,

introdujo una practica nueva que se conoció como auscultación cardíaca. Desde ese momento, muchos médicos han utilizado esta practica para realizar un estudio de los sonidos y los soplos que se escuchan en el corazón.

Una auscultación cardíaca correcta se debe realizar en las condiciones mas favorables posibles, es decir, con el paciente en reposo y tranquilo ya que si no fuera así podría alterar al sonido del corazón y afectaría al diagnostico. Además esta practica no es una exploración aislada, sino complementaria que se realiza junto a la palpación de pulsos en diferentes niveles, palpación e inspección torácica y auscultación pulmonar, entre otras, para poder realizar un buen diagnostico al paciente. La auscultación cardiaca hay que realizarla colocando el fonendoscopio en cada uno de los focos de auscultación, escuchando cada uno de los ruidos y relacionándolos con las diferentes fases del ciclo cardíaco.

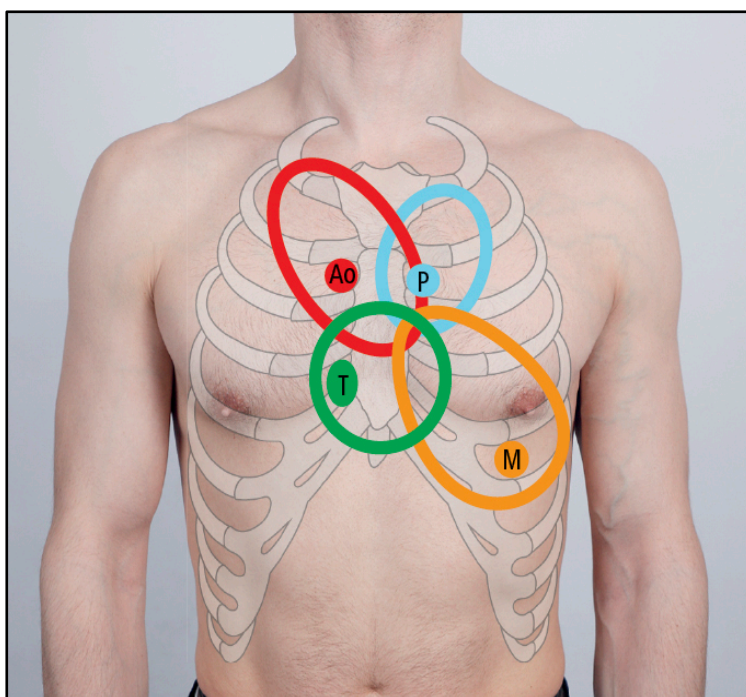


Ilustración 9. Zonas de auscultación [14]

Como podemos observar en la ilustración anterior, se distinguen cuatro focos de auscultación:

- Foco de la válvula mitral
- Foco de la válvula tricúspide
- Foco de la válvula pulmonar
- Foco de la válvula aortica

Además es interesante usar tanto la campana del estetoscopio, para percibir los ruidos de baja frecuencia, como la membrana o diafragma para las altas frecuencias. Por otro lado, cambiar la postura del paciente es importante para detectar cambios en los ruidos cardíacos.

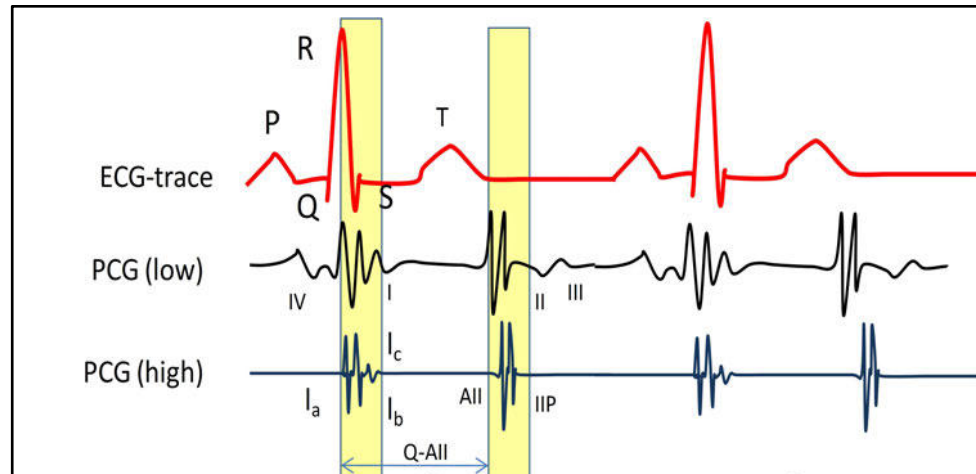


Ilustración 10. ECG y FCG [5]

Como podemos observar en la ilustración superior, se muestra un ECG junto con dos tipos de FCG, una filtrada en baja frecuencia y otra en alta frecuencia. La FCG de baja frecuencia muestra los cuatro sonidos cardíacos (S1, S2, S3 y S4), mientras que en el trazo de alta frecuencia S3 y S4 han desaparecido y la división de la onda en S1 es visible, Ia y Ib, incluso se puede apreciar un pequeño Ic debido a la eyección, y en S2 podemos apreciar IIA y IIP que corresponden a la válvula aortica y a la válvula pulmonar. Todos estos sonidos se explicaran con mas detalle en el siguiente punto de este capítulo.

3.6 Ruidos cardíacos

Los fenómenos acústicos originados en el corazón, están producidos por la contracción y relajación de la musculatura cardíaca y por el cierre de las válvulas auriculo-ventriculares y semilunares. Estos fenómenos se clasifican en dos categorías: sonidos cardíacos y soplos cardíacos.

3.6.1 Sonidos cardíacos

En el capítulo dos, se explico con brevedad la clasificación de los sonidos cardíacos y a que se debían cada uno, en este punto se detallara mas a fondo cada uno de ellos.

El primer ruido cardíaco S1, se produce por el cierre de las válvulas auriculo-ventriculares, al principio de la contracción ventricular. El cierre de la válvula mitral se produce antes que el cierre de la tricúspide. La intensidad del cierre de la válvula mitral y la proximidad con el cierre de la tricúspide hacen que se perciba como un sonido único. No obstante, hay veces que se puede escuchar ligeramente desdoblado, lo que nos indica que estamos trabajando con bajas frecuencias cardiacas o la existencia de alguna patología. Un S1 variable en intensidad también es signo de alguna patología, por ejemplo, la reducción de intensidad del S1 nos indica que el paciente puede padecer una insuficiencia cardiaca, enfermedad coronaria o insuficiencia aortica.

El segundo ruido cardíaco S2, se produce por el cierre de las válvulas semilunares, al final de la eyección ventricular, cuando hay una desaceleración brusca de la sangre en la arteria pulmonar y aorta. Al contrario que el S1, el S2 se desdobra ya que el cierre de la válvula aorta se produce antes que el de la válvula pulmonar, apareciendo así dos componentes diferentes: el componente aórtico (A2) y el componente pulmonar (P2), como podemos observar en la ilustración 1, A2 es mas intenso que P2.

El periodo de tiempo comprendido entre S1 y S2 es la sístole y por tanto es mas corto que el tiempo entre S2 y el siguiente S1 que es la diástole. Esta diferencia de tiempo es menos evidente a frecuencias cardíacas altas.

El tercer ruido cardíaco S3, se produce cuando el llenado ventricular es mas rápido, es decir, inmediatamente después del S2 cuando se abren las válvulas tricúspide y mitral. Es un sonido de baja intensidad, que como se vio anteriormente, haciendo un filtrado a frecuencias altas desaparece. El S3 esta provocado por una desaceleración en el flujo sanguíneo y una vibración

de baja intensidad en el ventrículo, esto sucede cuando las paredes del ventrículo alcanzan su punto máximo de distensión.

El S3 en algunas ocasiones se puede considerar como síntoma indicativo de alguna enfermedad cardíaca, un S3 normal se consideraría cuando aparece en pacientes de menos de 30 años, entre 30 y 40 el S3 podría ser indicativo de enfermedad cardíaca, aunque podría aparecer por ansiedad, embarazo o actividad física. Si aparece un S3 en una persona mayor de 40 años se debería considerar como síntoma probable de enfermedad cardíaca y suele estar asociado a estas tres enfermedades: sobrecarga ventricular diastólica, difusión ventricular y pericarditis constrictiva.

El cuarto ruido cardíaco S4, aparece en la diástole ventricular justo antes del S1 y se le conoce como “galope auricular”. Este sonido esta provocado por la vibración y una fuerte distensión de los ventrículos en el momento de la contracción auricular. Es un signo de pérdida de distensión en el ventrículo y muy rara vez se detecta un S4 sin padecer una enfermedad cardíaca.

3.6.2 Soplos cardíacos

Los soplos cardiacos son ondas sonoras turbulentas, que al igual que los ruidos cardíacos, se producen durante el ciclo cardíaco en el corazón y en los grandes vasos sanguíneos. Estos sonidos pueden aparecer nada mas nacer, lo que se consideraría congénitos o desarrollarse con el paso del tiempo, no están considerados como enfermedad cardíaca pero pueden ser un signo de algún problema cardíaco. Los soplos pueden ser inofensivos o patológicos.

En el primer caso no se necesitaría ningún tratamiento, son frecuentes en los recién nacidos y en niños. Se producen cuando hay un flujo sanguíneo mas rápido de lo normal y puede estar provocado por fases de crecimiento acelerado, falta de glóbulos rojos saludables o fiebre, entre otros. Este tipo de soplos pueden desaparecer con el tiempo o perdurar para toda la vida sin ser la causa de otros problemas.

Los soplos cardiacos patológicos ,en niños suele ser a causa de una enfermedad cardiaca congénita, mientras que en adultos se producen por problemas en alguna válvula cardíaca. Estos soplos están caracterizados por la localización que tienen en el ciclo cardíaco, la intensidad, localización de máxima intensidad, duración, morfología y timbre. Dependiendo de la intensidad:

- Grado 1: difícil de auscultar.

- Grado 2: ligeramente audible y con una intensidad muy débil.
- Grado 3: fácil de escuchar con una intensidad media.
- Grado 4: fácil de escuchar y suele ir acompañado por una vibración en el tórax.
- Grado 5: fácil de escuchar, con mucha intensidad y acompañado por la vibración en la pared torácica.
- Grado 6: se escucha sin necesidad de auscultación.

Es importante saber que la intensidad del soplo no guarda relación con la gravedad de la enfermedad. Sobre la localización en el ciclo cardíaco, podemos hablar de soplos sistólicos si están situados entre S1 y S2, soplos diastólicos si se sitúan entre S2 y S1 y por ultimo soplos continuos si comienzan en la sístole y sobrepasan S2 para terminar en diástole.

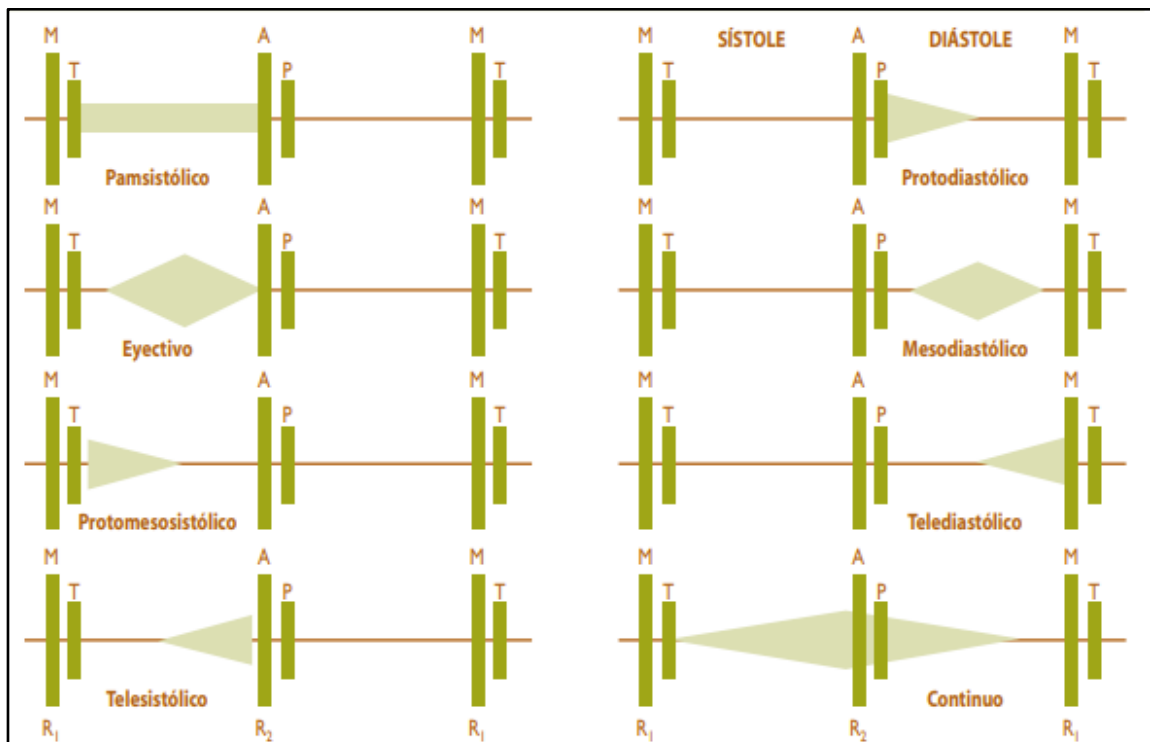


Ilustración 11. Tipos de soplos cardíacos según localización [15]

La ilustración superior nos muestra una clasificación de los soplos cardíacos según su localización en el ciclo cardíaco. Además a la clasificación anterior de soplos sistólicos, diastólicos y continuos, se añade los prefijos “Proto” para indicar que el soplo es al comienzo, “Meso” a la mitad del periodo, “Tele” final del periodo y por ultimo “Holo o Pam” para indicar que es todo el periodo entero.

3.7 Procesamiento de señal

El procesamiento de señal se define como realizar las técnicas necesarias para obtener la información que necesitas de la señal, en muchos casos este procesamiento será simplemente una transformación de la señal, mientras que en otros casos ciertos métodos de procesamiento pueden ser irreversibles, es decir, destructivos. En el contexto de la ingeniería, las señales son portadoras tanto de información útil como de información no deseada. La distinción entre información útil y no deseada puede ser objetiva o subjetiva, depende de la aplicación de esa señal.

3.7.1 Métodos de representación

Los algoritmos de procesamiento de señal pueden ayudar a representar el sonido cardíaco como un conjunto de componentes de señal característicos, que forman la base para la detección de enfermedades cardíacas. La investigación, en este ámbito, se ha dedicado en gran parte a la exploración de métodos de procesamiento de señales con sensibilidad reducida al ruido registrado en una FCG y una identificación mejorada de los sonidos cardíacos así como su punto de inicio y finalización exactos. Existen tres formas de representar y caracterizar los sonidos cardíacos:

- Estimación espectral.
- Análisis de frecuencia y de tiempo.
- Análisis no lineal.

El método mas popular que se usaba, en el pasado, para representar el sonido cardíaco fue la estimación espectral. Este método empleaba diferentes funciones de ventana y promediado para mejorar la estabilidad del espectro obtenido por la FFT, además se utilizaba la estimación espectral para obtener características en el dominio de la frecuencia.

Al principio esta técnica demostró cierto éxito entre pacientes normales y patológicos basándose en el espectro de potencia medio de los sonidos cardiacos diastólicos y estimando por métodos de la FFT, aun así este método puede no proporcionar un espectro de potencia preciso si la SNR es bajo y la longitud de onda es pequeña.

Técnicas clásicas alternativas a la estimación espectral son los métodos de modelado paramétrico: promedio móvil (MA), auto-regresivo (AR), y promedio móvil auto-regresivo (ARMA). Este tipo de técnica conlleva a elegir un modelo apropiado para la señal y estimar los parámetros del modelo.

Por otro lado el método de vector propio tiene una resolución infinita y con el se puede obtener una estimación espectral precisa independientemente de la SNR. Ha demostrado que tiene mejor rendimiento para el diagnóstico en comparación con sus competidores en estimación espectral (FFT, AR y ARMA). En teoría, tanto el método de vector propio como los estimadores espectrales paramétricos, nos ofrecen una resolución más alta que la FFT, sin embargo si el modelo asumido es incorrecto conlleva a una estimación espectral deficiente.

Al principio los métodos de análisis en el dominio de la frecuencia se basaban en la FFT o técnicas de estimación espectral paramétricas. Sin embargo, el uso de estas técnicas es incorrecto ya que los sonidos cardíacos no son estacionarios. El uso de estos métodos en el proceso de transformación llevan a una pérdida de la variación de frecuencia entre otras. Las investigaciones más recientes prefieren el análisis tiempo-frecuencia para la representación del sonido cardíaco.

3.7.2 Filtrado

El filtrado de la señal de fonocardiograma se realiza para poder disipar los efectos parásitos del ruido. El ruido puede ser producido por ruido de la instrumentación, ruido ambiental, ruido respiratorio del paciente, ruido peristáltico del intestino, ruido muscular torácico y ruidos fetales si la sujeto está embarazada.

La fuente de ruido varía significativamente según el ancho de banda de detección del sensor, de las características técnicas de la instrumentación de grabación, del entorno de grabación o del estado fisiológico del sujeto, es decir, una vez realizadas las mediciones no existe forma de determinar cuál es la fuente de ruido que lo ha producido.

Una solución para el control de la reducción de ruido se haría en dos partes. En primer lugar, se deben minimizar los ruidos en el entorno mientras se realizan las mediciones al paciente, y en segundo lugar aplicar diferentes métodos de procesamiento de señales, como es el filtrado promediado o filtrado adaptativo. Estos filtros pueden diseñarse mediante software o hardware para eliminar ruido, basado en que el ruido que aparece es un ruido blanco aditivo.

Estos métodos han resultado ser muy eficaces y se han obtenido grandes resultados, no obstante, se requiere mas investigación para determinar el tipo de ruido podría corromper a los sonidos cardíacos medidos, para que un mismo sistema puede emplear distintas técnicas de filtrado basadas en el ruido específico que estaría presenta en la prueba.

3.7.2.1 Filtro paso banda versus filtro paso alto

Los transductores cardíacos lineales no son adecuados para realizar el registro de las vibraciones de la pared torácica que tienen un mayor significado clínico, es decir, las componentes de frecuencia entre 100 y 300 Hz. Estas vibraciones quedan ocultas por la amplitud de las componentes de baja frecuencia ya que son mucho mayores y son captadas simultáneamente por el transductor.

Los tres métodos mas comunes para el estudio de estas componentes de media frecuencia, y mas aun para los de alta frecuencia son:

- El uso de un ecualizador (búfer de micrófono).
- El uso de filtros de paso alto.
- El uso de filtros de paso de banda.

Empresas como Cardionics Company o Littman Company, han preferido utilizar los ecualizadores en su instrumentación cardíaca debido a consideraciones económicas. El uso de ecualizadores permite obtener una imagen general del espectro, sin embargo esto equivale al uso de un filtro paso alto fijo con pendiente inadecuada. Además, el ecualizador no se puede usar para la exploración del espectro y el estudio de mejores bandas de frecuencia.

El uso de filtros de paso alto funcionan de la siguiente manera, las vibraciones que estén por debajo de la frecuencia de corte, marcada por el filtro, son atenuadas por el dispositivo, mientras que las que están por encima de la frecuencia de corte son atenuadas por la pendiente de la atenuación del filtro. Este tipo de filtro han sido elegidos por otro tipo de empresas, sobre todo suecas, británica y alemanas.

Realizar un filtro paso banda, es realizar una combinación de un filtro paso alto y un filtro paso bajo. Se prefiere el uso de este tipo de filtro frente al filtro de paso alto ya que la atenuación mas precisa de las altas vibraciones ayuda a excluir las vibraciones exteriores generadas en la

habitación, el paciente y el aparato. Cuando hablamos de las vibraciones exteriores, nos referimos al ruido producido por los diferentes factores que vimos anteriormente.

El grado de amplificación necesario para conseguir un trazado significativo se denomina amplificación. La amplificación aumenta de las bandas de frecuencia bajas a las bandas de frecuencias altas. El grado de amplificación necesario varía de un caso a otro, hay ocasiones donde se necesita para una banda determinada un grado de amplificación mucho mayor.

Cierta instrumentación cardíaca, tienen un grado preestablecido de amplificación, que automáticamente aumenta con una cierta proporción cuando se selecciona una banda de frecuencia más alta. Sin embargo, otros estetoscopios electrónicos están equipados con un filtrado en diferentes bandas de frecuencia para realizar el trazado de fonocardiograma. Esta relación se basa en la disminución de la amplitud de las frecuencias más altas con una pendiente de 10 dB/octava (en electrónica, una octava es una unidad logarítmica para las relaciones entre frecuencias. Un octava corresponde a la duplicación de la frecuencia).

En un estudio reciente, que se basó únicamente en el uso de un fonocardiógrafo lineal calibrado y el uso de un multímetro especializado, un galvanómetro, que se utiliza únicamente para detectar y medir corriente eléctrica. Además se basaron en la observación el grado de amplificación necesario para registrar sonidos cardíacos en diferentes bandas de frecuencia con la misma magnitud.

Este estudio se llevó a cabo en diferentes sujetos, normales o con soplos cardíacos, y en perros grandes. Se pudo comprobar que la amplificación necesaria estaba entre -4dB/octava y -8dB/octava, un rango que estaba por debajo del decremento físico de vibraciones (-12dB/octava, Ley del cuadrado) y por debajo de cualquier anticipación teórica.

Se explica de esta forma: el corazón genera vibraciones de diferentes frecuencias y magnitudes. Cuando se registro el FCG trazado en diferentes bandas de frecuencia se obtuvieron vibraciones de la misma magnitud. Es evidente que ciertas vibraciones de las frecuencias altas se generan con una magnitud mayor a la anticipada. Este problema se complica por la transmisión por medio del mediastino, los pulmones y la resonancia de la pared torácica. Se deben realizar más estudios para diferentes bandas de frecuencia de FCG.

Capítulo 4

4 Sistemas de adquisición de fonocardiograma

En este capítulo se explicara detalladamente el sistema de adquisición de fonocardiograma que se hubiera utilizado para al adquisición del mismo. Como ya vimos en las restricciones del proyecto debidas al COVID, no ha sido posible hacer todo el uso previsto de este dispositivo. Además hablaremos de otro entorno para la adquisición de señales biomédicas y de otro estetoscopio electrónico.

4.1 Introducción

En los primeros días, se utilizaban dispositivos de fonocardiografía para documentar los tiempos y las intensidades relativas de los componentes de los ruidos cardíacos. La mejora adicional de la microelectrónica analógica y digital en las últimas décadas ha llevado al desarrollo del estetoscopio electrónico y su funcionalidad integradora.

Los estetoscopios permiten a los médicos aplicar tanto la auscultación como la fonocardiografía de manera más conveniente. Los nuevos estetoscopios también han abierto las posibilidades para la aplicación de técnicas avanzadas de procesamiento de señales y análisis de datos en el diagnóstico de enfermedades cardíacas.

4.2 Ekuore

Ekuore es una empresa tecnológica que se dedica al diseño y desarrollo de dispositivos médicos que están conectados con un Smartphone. Desde su creación en 2013, el único objetivo de esta empresa es seguir desarrollando este tipo de dispositivos y ser pioneros en el ámbito de la telemedicina, para que sus productos hagan posible una monitorización del paciente de forma rápida a bajo coste. En 2016, lanzaron el eKuore Pro, un estetoscopio electrónico inteligente (producto al que tenia acceso en la universidad), permite grabar la auscultación a través de una aplicación gratuita y guardarla en tu Smartphone. Además en la aplicación puedes reproducir y visualizar el FCG con claridad, así como enviarlo a otra persona o a un ordenador para su posterior procesamiento.

4.2.1 Especificaciones eKuore Pro

El eKuore Pro permite realizar diferentes tipos de auscultaciones, puedes realizar una auscultación básica conectando directamente unos auriculares o una auscultación inalámbrica, vía bluetooth que enviaría la señal a unos auriculares.



Ilustración 12. Configuración eKuore Pro

El dispositivo consta de cuatro botones: subir y bajar el volumen, on/off y un botón que permite cambiar el modo, el filtro o la grabación. El usuario dispone de un filtro cardíaco, un filtro pulmonar o un filtro de amplio rango, además de que se puede intercambiar las campanas de auscultación.

En caso de que tener algún problema de audición, eKuore oferta una opción amplificada, es decir, aumenta el sonido de la auscultación hasta 20 dB.

Si obtienes el kit del eKuore, como fue el caso de la universidad, viene equipado con una tablet para poder descargarte la app y visualizar todas las auscultaciones que realices. Además de que la misma aplicación te permite editar la auscultación, pero no realiza ningún tipo de procesamiento de dicha señal.

Por ultimo, es destacable que dentro de la pagina web de eKuore, podemos observar un apartado llamado “*patologías*” donde encontraremos una pequeña base de datos con fonocardiogramas auscultados en diferentes puntos dependiendo de la patología del paciente.

4.3 Otros sistemas

4.3.1 Estetoscopio electrónico 3M Littmann

El estetoscopio electrónico de 3M Littman modelo 3200 combina la tecnología de reducción de ruido ambiental y las funciones de amortiguación de ruido con la amplificación, la tecnología bluetooth y una interfaz de usuario .



Ilustración 13. Fonendoscopio Littmann [16]

Tiene una capacidad de doce sonidos de 30 segundos cada una, estas podrán ser escuchadas inmediatamente a través de las olivas. También tiene la opción de transferir dichos sonidos inalámbricamente a un ordenador, o compartirlas con otra persona o añadirlo a una base de datos de pacientes. Tiene un software gratuito que se proporciona al adquirir el producto que permite visualizar en el ordenador los sonidos cardiacos y pulmonares registrados.

Este estetoscopio electrónico permite al usuario seleccionar entre tres filtros de frecuencia digital diferentes para enfatizar mejor la sonidos de interés específicos del paciente.

- El modo de campana amplifica los sonidos de 20 a 1000 Hz, pero enfatiza los sonidos de baja frecuencia entre 20 y 200 Hz.
- El modo de diafragma amplifica los sonidos entre 20 y 2000 Hz, pero enfatiza los sonidos entre 100 y 500 Hz.
- El modo de rango extendido amplifica los sonidos de 20 a 2000 Hz de forma similar al modo de diafragma, pero proporciona más respuesta de baja frecuencia entre 50 - 500Hz.



Ilustración 15. Botones del estetoscopio [16]

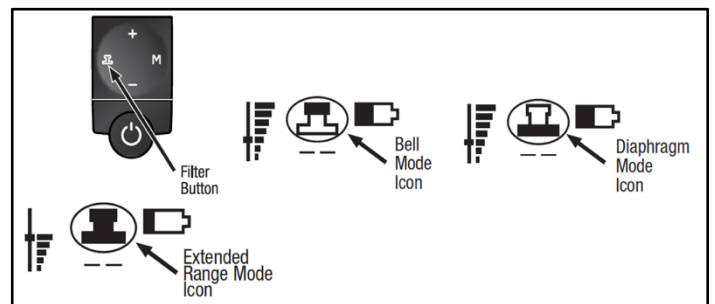


Ilustración 14. Selección de filtro [16]

El ajuste predeterminado es el filtro de diafragma. Las instrucciones para cambiar la configuración predeterminada del filtro se muestran en la ilustración 14.

Podrá oír sonidos corporales críticos gracias a la tecnología patentada de reducción del ruido ambiental de los fonendoscopios 3M Littmann que elimina, de media, el 85 % de los ruidos de fondo distractores, sin filtrar ni eliminar los sonidos corporales cruciales

Gracias a su capacidad de amplificar sonidos hasta 24 veces el nivel de sonido de un fonendoscopio Littmann Cardiology, brinda una potencia de escucha adicional cuando los

sonidos cardiacos, pulmonares o corporales son especialmente débiles, como en el caso de pacientes obesos o cuando la ropa dificulta la auscultación [16].

4.3.2 Sistema MP36 de Biopac

El sistema multimodal MP36 de Biopac dispone de un microprocesador interno para controlar la adquisición y comunicación de datos con el ordenador. Este sistema toma las señales analógicas de entrada y las convierte en señales digitales para que puedan ser procesadas con el ordenador. Hay cuatro canales de entrada analógica, además uno de ellos puede ser utilizado como entrada de disparo. Para grabar señales se conecta la unidad MP36 al ordenador y se conectan los electrodos, transductores y dispositivos de entrada/salida. Este aparato sobretodo obtiene señales de ECG, EMG, EEG, entre otros.

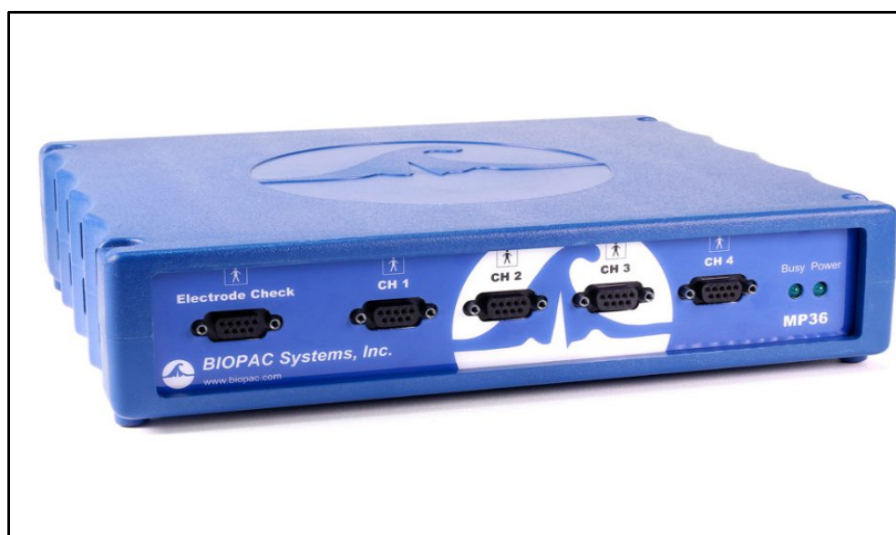


Ilustración 16. Sistema multimodal MP36 [17]

Hay tres tipos de dispositivos que se pueden conectar al MP36: electrodos, transductores y dispositivos de E/S. Los electrodos son instrumentos que se adhieren a la superficie de la piel y captan la energía eléctrica de las señales del cuerpo. Los transductores convierten una señal física en una señal eléctrica proporcional. Y por ultimo, los dispositivos de entrada/salida son dispositivos especializados, como interruptores de botón y auriculares.

Se realizó el estudio de este dispositivo ya que era interesante a la hora de realizar la base de datos de pacientes reales de FCG, estudiar a la vez su ECG obtenida a través de este sistema multimodal. La superposición de la representación de ambas señales es un aspecto muy interesante a la hora de estudiar los sonidos cardíacos de pacientes.

Capítulo 5

5 Guía de la interfaz

5.1 Introducción App Designer

App Designer, es una herramienta del programa matemático Matlab, que permite crear aplicaciones profesionales aunque no sea un desarrollador de software profesional. Se puede arrastrar y colocar componentes visuales para crear el diseño de la interfaz grafica de usuario (GUI) y usar el editor integrado para programar rápidamente el comportamiento. Además se pueden crear aplicaciones de escritorio, aplicaciones web o aplicaciones para instalar dentro del Matlab.

5.1.1 Creación de una app

App Designer integra las dos tareas principales en la creación de una app: la organización de los componentes visuales de una interfaz gráfica de usuario (GUI) y la programación del comportamiento de la app. Es el entorno recomendado para crear apps en MATLAB. Una vez abres Matlab, seleccionas *New+ → App → App Designer*, se abrirá una ventana nueva donde te mostrara la interfaz.

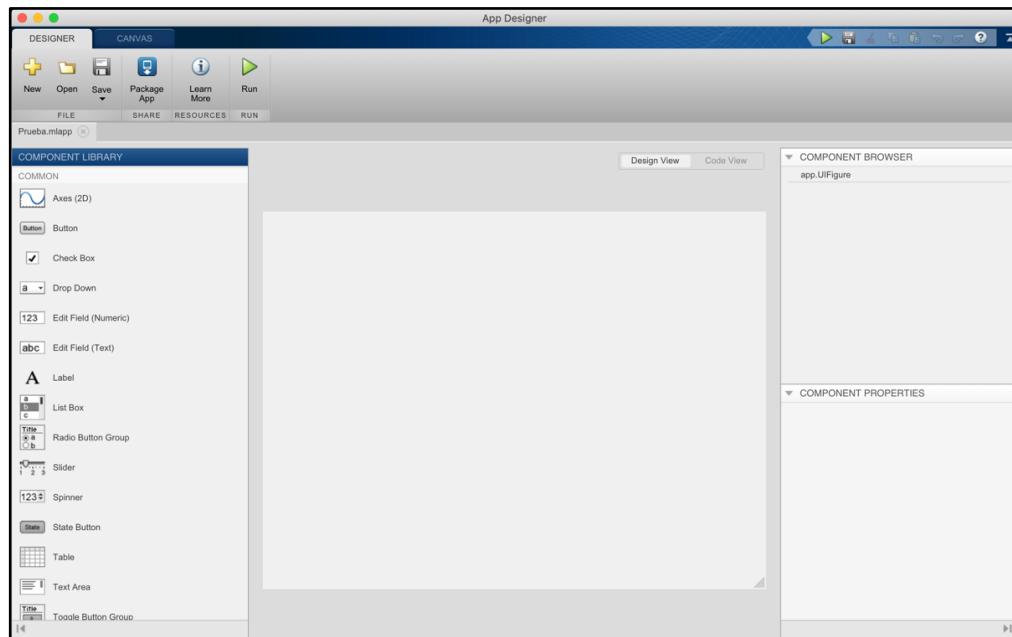


Ilustración 17. Pantalla principal App Designer

5.1.2 Diseño de una interfaz de usuario

Para empezar con el diseño de la interfaz de usuario, hay que arrastrar y colocar los componentes visuales en el área de diseño y utilice las guías de alineación para conseguir un diseño preciso. App Designer genera automáticamente código orientado a objetos que especifica la distribución y el diseño de la app.

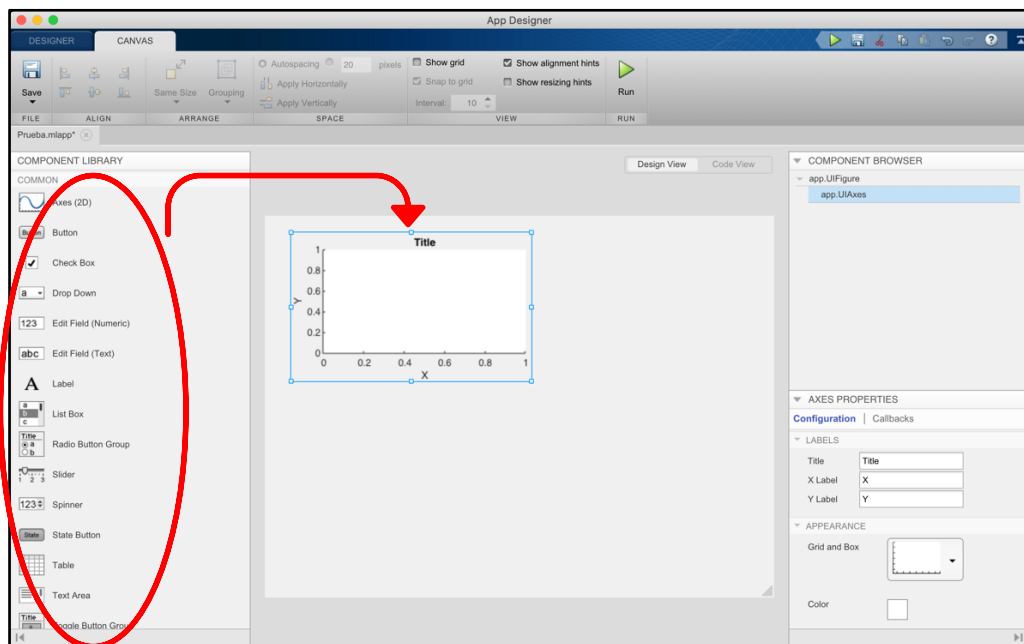


Ilustración 18. Componentes en la interfaz

En la ilustración anterior, se observa que para crear unos ejes de representación simplemente basta con arrastrar desde la columna de Component Library al recuadro que hay en el centro de la pantalla. Puede modificar el tamaño, el color y el título de los ejes entre otras muchas cosas. Se puede observar además, que en la columna de la derecha, Component Browser, aparecen dos variables. La primera variable `app.UIFigure` contendrá a la otra variable, esto indica que la aplicación se ha creado correctamente y todos componentes que se añadan, se crearan en los niveles inferiores como en este caso `app.UIAxes`.

En la parte superior de la ilustración se observa que hay una pestaña marcada que se llama Design View, lo que le indica al usuario que se encuentra en la parte visual de la aplicación. Por el contrario si marca la pestaña Code View estaría en la parte de código, donde habría que programar la funcionalidad de cada objeto que se arrastre en el Design View, mediante unas funciones llamadas *Callbacks*.

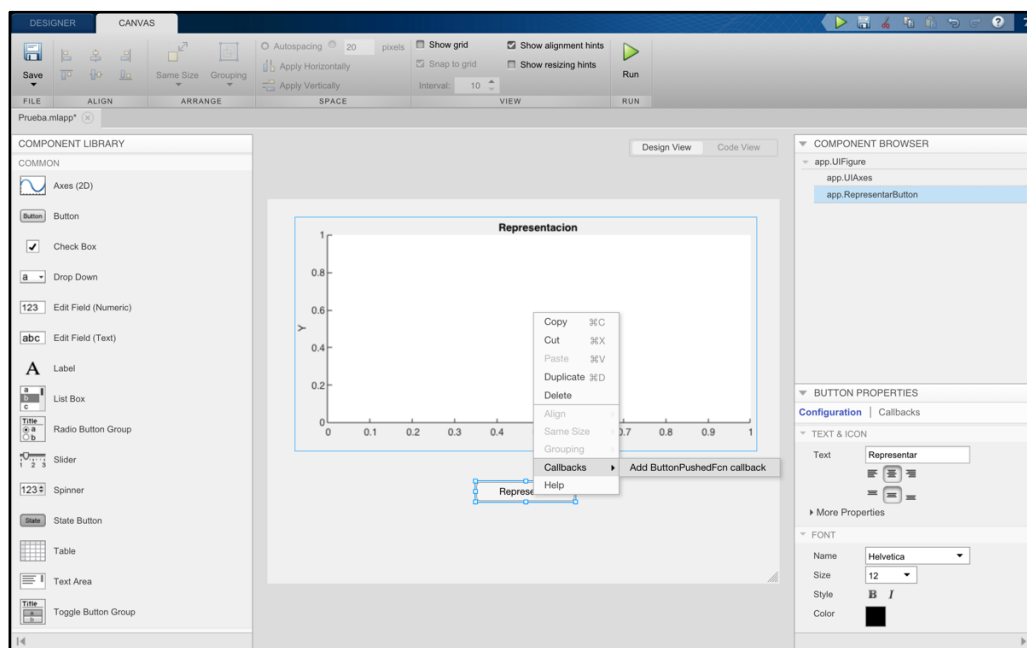


Ilustración 19. Creación de *Callbacks*

En la ilustración superior y siguiendo con el ejemplo, se ha insertado un botón al que se le ha cambiado el nombre a Representar. Para crear la función que llame al objeto deseado dentro del código, se pulsa botón derecho sobre el objeto para el que se quiera crear la función, se pulsa *Callbacks* y añades.

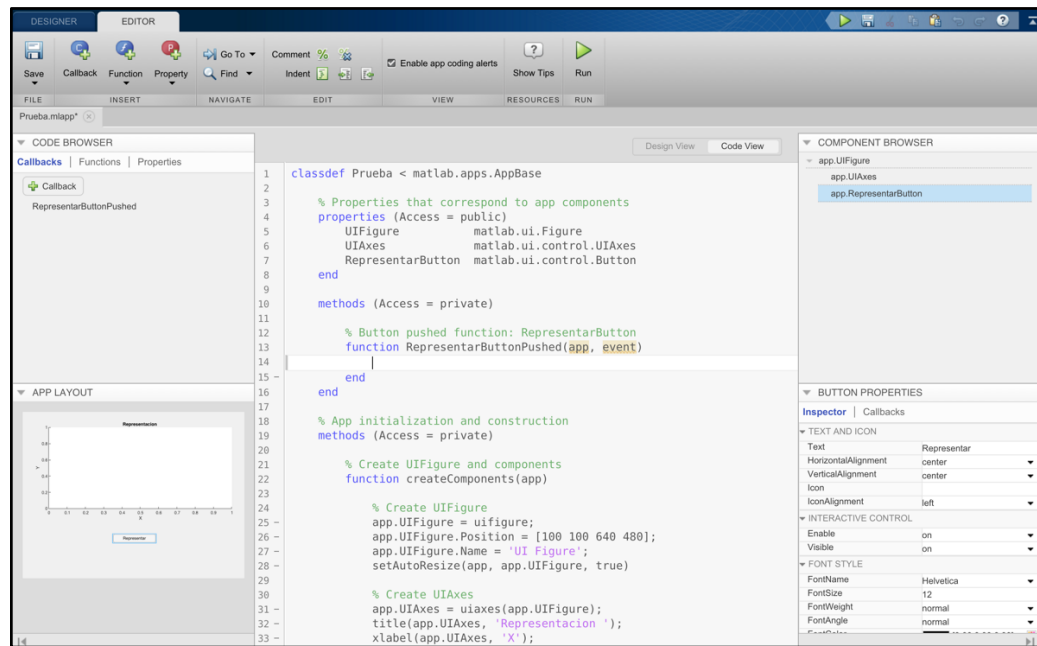


Ilustración 20. Code View de la función

Nada mas añadir la función *Callback* del objeto, se abrirá por defecto la ventana Code View, donde se puede observar, como en la ilustración superior, que se ha creado una función que hace referencia al botón que se había creado.

Por ultimo, bastaría con programar la funcionalidad de dicho botón, en este caso se programa la representación de un seno, para representarlo hay que asociar ambas variables.

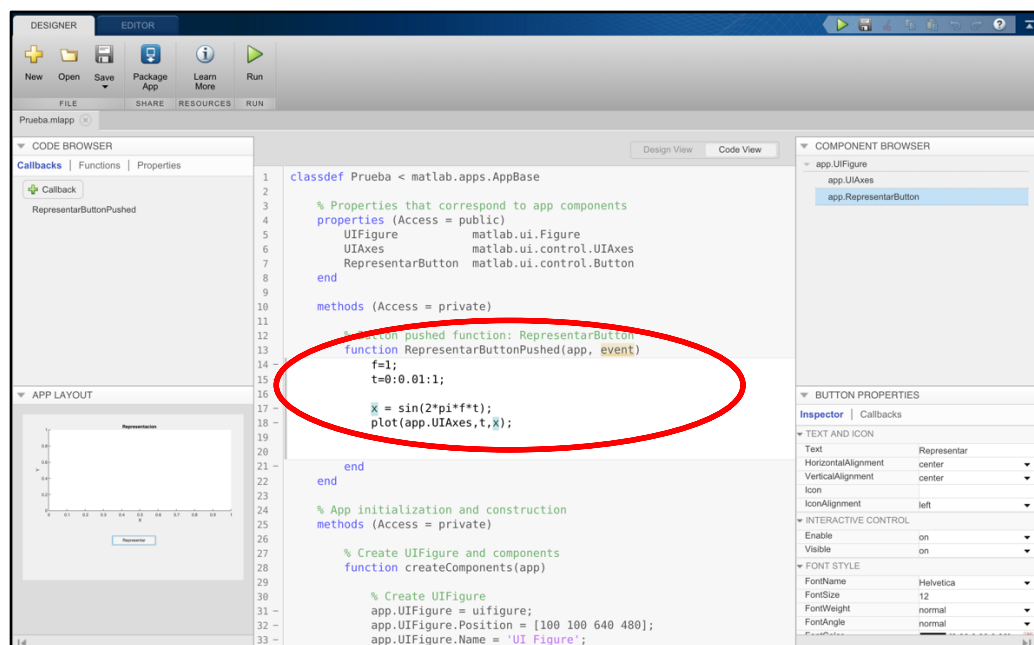


Ilustración 21. Ejemplo de programación de botón

Esto sería un ejemplo de lo que se puede programar dentro de la función que llama el botón para que te represente en los ejes. Una vez hayas programado la función que quieras que tenga tu componente en la interfaz, ejecutas la aplicación dándole a *Run*, que se encuentra en la parte superior y aparecerá la interfaz que hayas creado en una ventana emergente. Simplemente, siguiendo con este ejemplo, se pulsa el botón representar y este llamaría a la función que hubiéramos asociado.

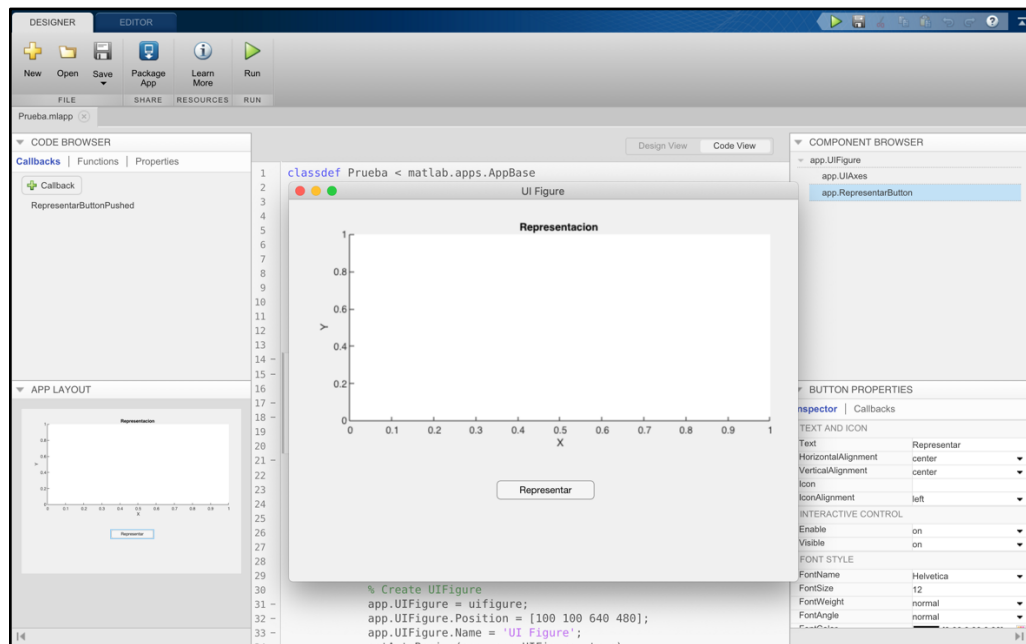


Ilustración 22. Ejecutar la aplicación

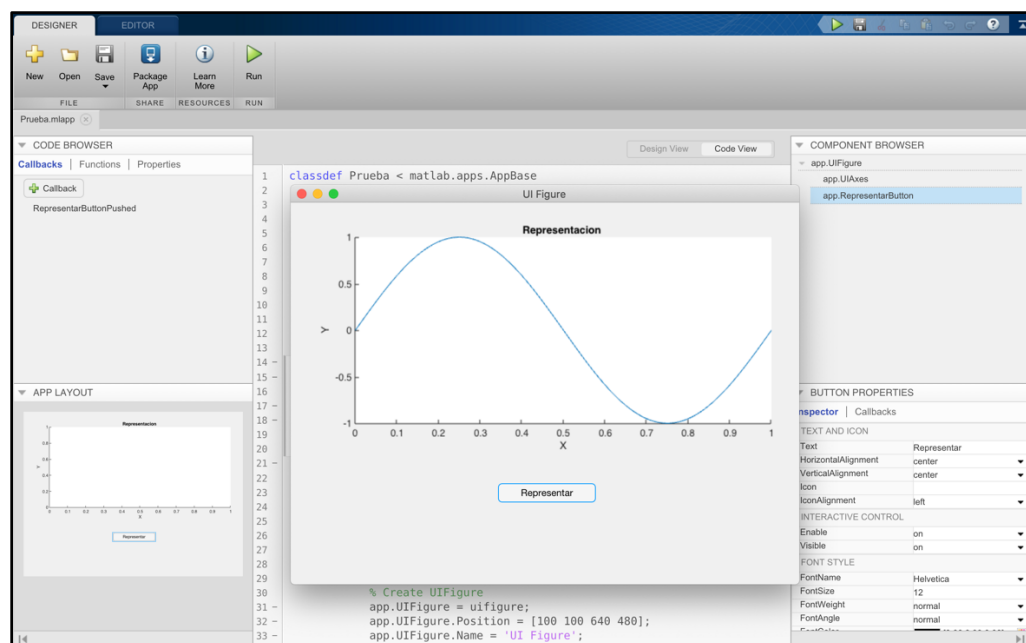


Ilustración 23. Funcionalidad de la aplicación

5.1.2.1 Librería de componentes

La librería de componentes de App Designer esta formada por componentes estándar tales como botones, casillas de verificación, árboles y listas desplegables, también ofrece elementos de control como medidores, indicadores luminosos, controles y conmutadores que permiten replicar el aspecto y las acciones de los paneles de instrumentación. También se pueden utilizar componentes de contenedor, como pestañas y paneles, y diseños de malla para organizar la interfaz de usuario.

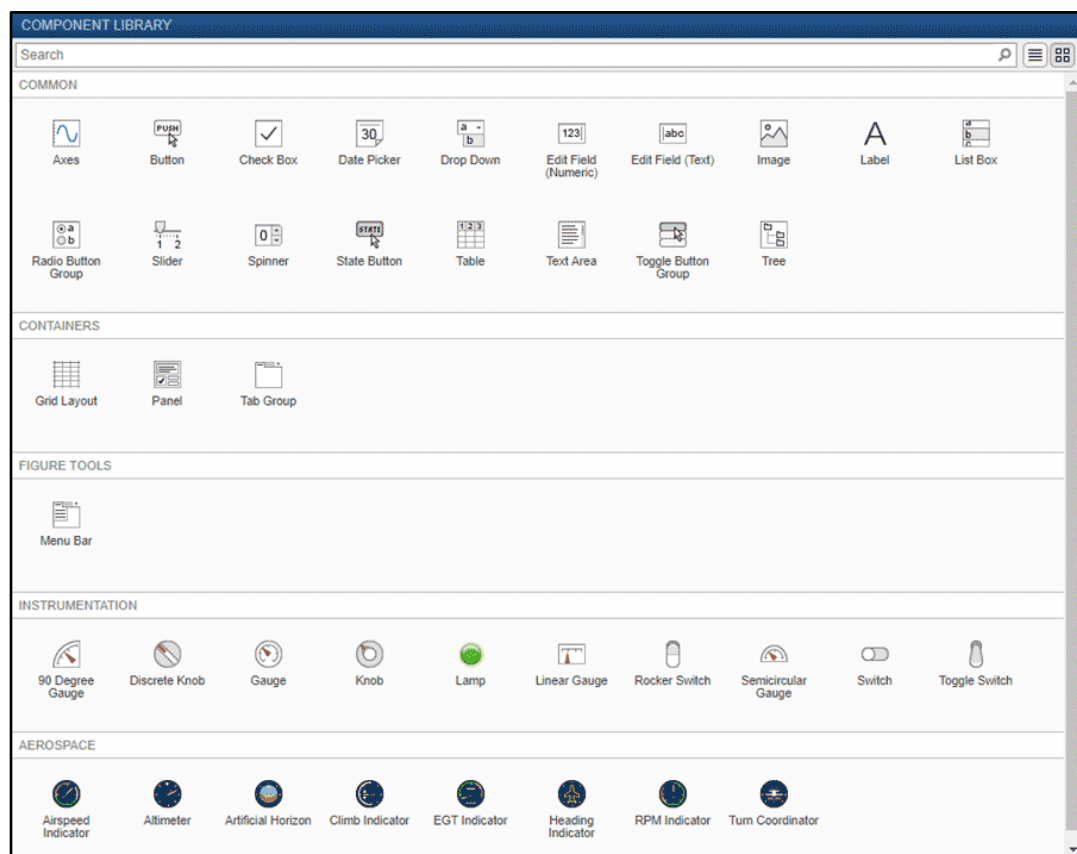


Ilustración 24. Librería de componentes

5.1.3 Exportar la aplicación

Una vez se haya realizado la aplicación el usuario puede realizar el Package App.

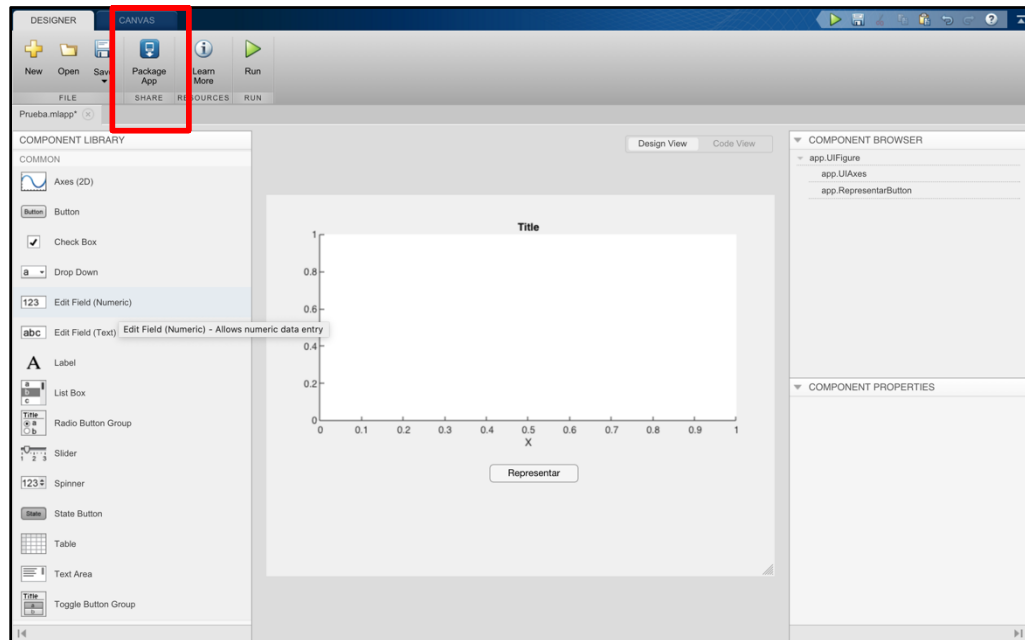


Ilustración 25. Package App

Esto te permite empaquetar tu aplicación para poder compartirla con otros usuarios. Además se puede instalarla en Matlab para utilizarla siempre que quieras sin abrir el App Designer. A continuación se muestran los pasos a seguir.

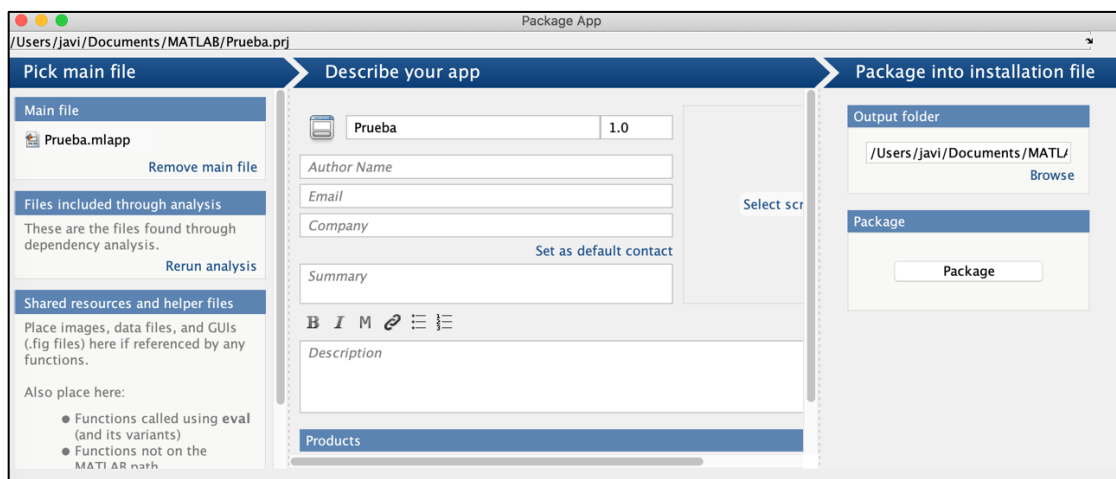


Ilustración 26. Primer paso del package

Una vez se ha realizado el package de la aplicación, se creará en el directorio donde estuviera guardado el archivo de la aplicación, un archivo .prj y un archivos .mlappinstall.

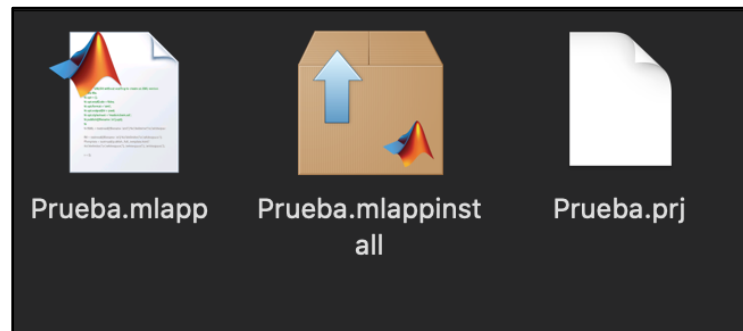


Ilustración 27. Archivos creados

El archivo .mlappinstall te permite instalar la aplicación en Matlab, para ello únicamente tiene que seleccionar dentro de las pestañas superiores la opción de “APP” y seleccionar el botón “Install App”. Una vez se ha instalado la aplicación, aparecerá junto a todas las aplicaciones que tiene Matlab, como se muestra en la ilustración inferior.

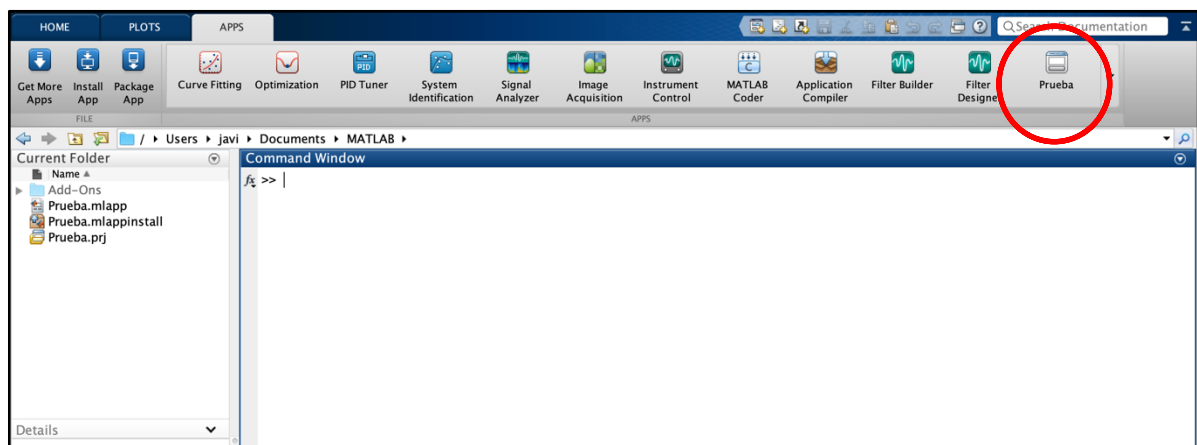


Ilustración 28. Aplicación instalada

Después de esta breve introducción a la herramienta App Designer, en el siguiente punto se explicará la aplicación propuesta para este proyecto, dicha aplicación se basa en el ajuste de FCG y filtrado para su posterior utilización para diagnóstico. Se presentarán las ventanas principal de la aplicación y la ventana de tiempo/frecuencia, con sus respectivas líneas de código.

5.2 Ventana principal de la aplicación

En este punto se explicara con detalle la ventana principal de la aplicación creada, desde donde el usuario puede elegir un sonido que tenga en el ordenador para su posterior ajuste de señal y filtrado correspondiente.

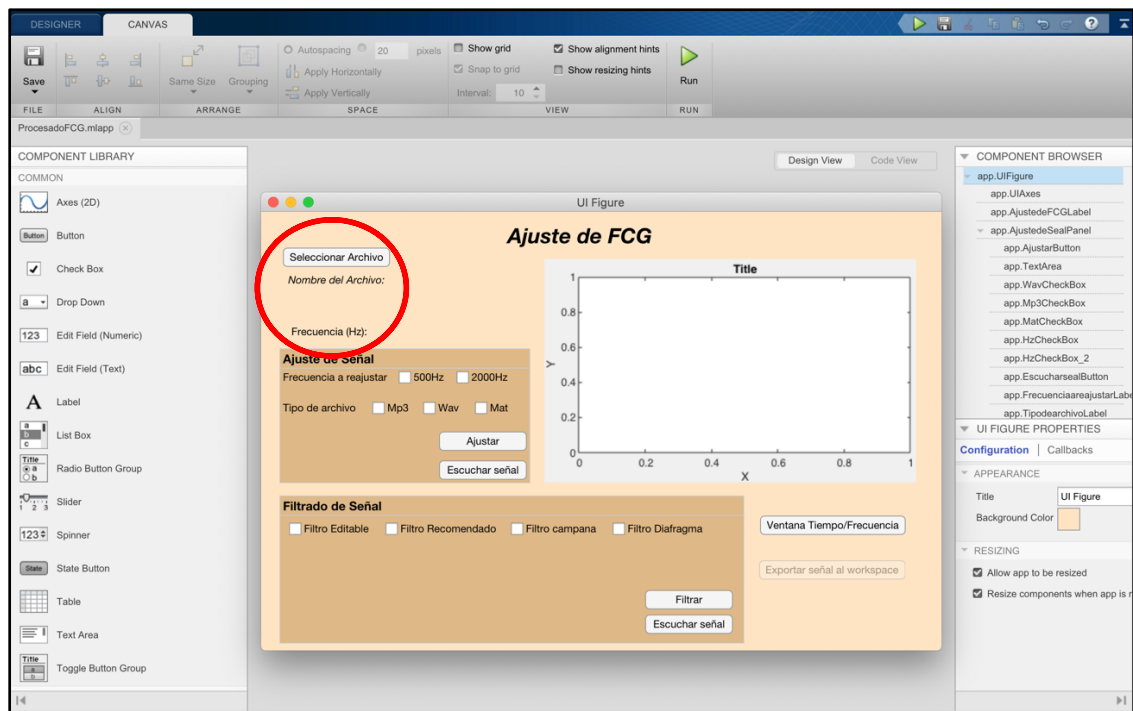


Ilustración 29. Ventana principal de la aplicación

Como se observa en la ilustración superior, la interfaz creada permite al usuario mediante un botón seleccionar un archivo de audio con tres formatos diferentes (*mp3*, *wav* y *mat*). Estos tres formatos han sido elegidos ya que son los formatos más utilizados para los archivos de audio y para su estudio en Matlab. Además de los dos archivos de audio *mp3* y *wav*, se ha añadido el formato *mat* que es el propio formato de Matlab, por si en algún caso, el usuario decidiera que la señal de entrada fuera en ese formato.

Una vez elegido este archivo, se mostrara el nombre completo del archivo así como la frecuencia que posee. En caso de que el usuario no eligiera ningún archivo, saltaría un mensaje de error.

A continuación se adjuntan tres ilustraciones con el código programado necesario para la función del botón explicada.

```

119 % Button pushed function: SeleccionarArchivo
120 function SeleccionarArchivoPushed(app, event)
121
122 -     [app.archivo,app.name]=uigetfile('*.mp3;*.wav;*.mat','Seleccione un archivo(*.mp3,*.wav,*.mat)');
123 -     app.Mp3CheckBox.Value=0;
124 -     app.WavCheckBox.Value=0;
125 -     app.MatCheckBox.Value=0;
126 -     app.HzCheckBox.Value=0;
127 -     app.HzCheckBox_2.Value=0;
128 -     app.FiltrocampanaCheckBox.Value=0;
129 -     app.FiltroDiafragmaCheckBox.Value=0;
130 -     app.FiltroEditableCheckBox.Value=0;
131 -     app.FiltroRecomendadoCheckBox.Value=0;
132 -     app.FiltroEditableCheckBox.Enable='on';
133 -     app.FiltroRecomendadoCheckBox.Enable='on';
134 -     app.FiltrocampanaCheckBox.Enable='on';
135 -     app.FiltroDiafragmaCheckBox.Enable='on';
136
137 -     app.TextArea.Enable='off';
138 -     app.TextArea.Visible='off';
139
140 -     app.TextArea_2.Enable='off';
141 -     app.TextArea_2.Visible='off';
142
143 -     app.TextArea_3.Enable='off';
144 -     app.TextArea_3.Visible='off';
145 -     evalin('base','clear all');
146
147 -     if isequal(app.archivo,0)
148 -         text='Error: No se ha seleccionado ningun archivo';
149 -         app.NombredelArchivoTextArea.Value=text;
150 -         app.NombredelArchivoTextArea.Visible='on';
151

```

```

151
152 -     else
153 -         [app.data,app.fs]=audioread(app.archivo);
154 -         [app.PCG] = app.data(:,1);
155 -         plot(app.UIAxes,app.PCG);
156 -         title(app.UIAxes,'PCG sin ningun ajuste');
157 -         xlabel(app.UIAxes,'Muestras');
158 -         ylabel(app.UIAxes,'Amplitud');
159
160 -         [~,app.name,app.ext]=fileparts(app.archivo);
161 -         text=strcat(app.name,app.ext);
162
163 -         %Mostrar el nombre del archivo en la caja%
164 -         app.NombredelArchivoTextArea.Value= text;
165 -         app.NombredelArchivoTextArea.Visible='on';
166
167 -         text1=num2str(app.fs);
168 -         %Mostrar frecuencia%
169 -         app.FrecuenciaHzTextArea.Value=text1;
170 -         app.FrecuenciaHzTextArea.Visible='on';
171
172 -     end
173 - end

```

Ilustración 30. Código del botón de seleccionar archivo

El código mostrado en las ilustraciones anteriores, es el código necesario para que obtener un archivo de audio del ordenador donde trabajas, así como que se represente el nombre de dicho archivo y la frecuencia que viene dada por el archivo elegido.

5.2.1 Ajuste de la señal

Lo siguiente que aparece en la ventana principal es un panel titulado “Ajuste de Señal”.

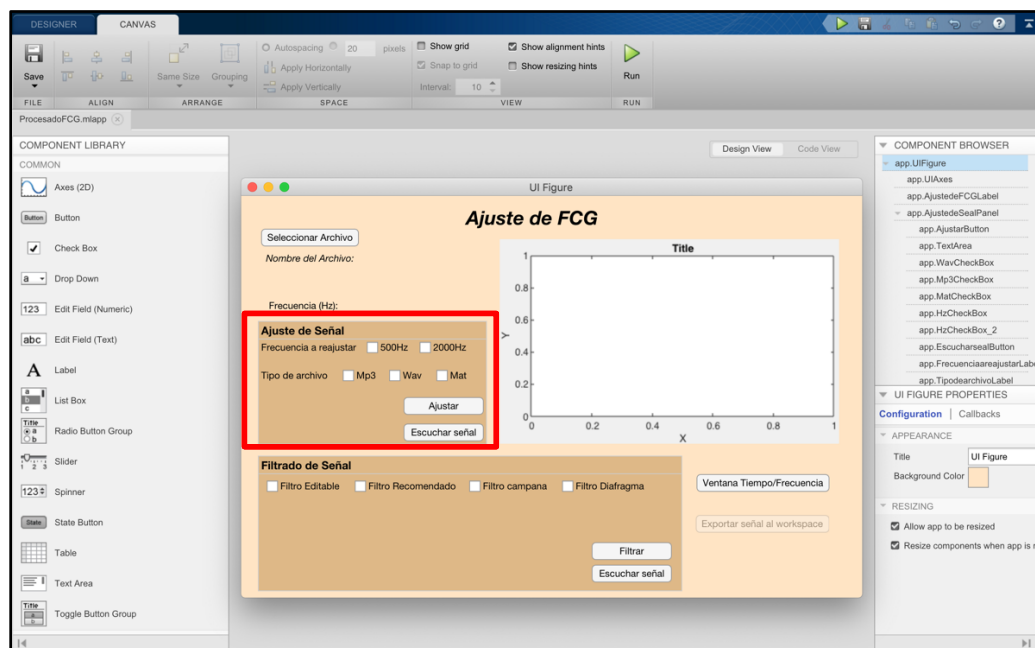


Ilustración 31. Vista general de la aplicación, ajuste de señal



Ilustración 32. Panel ajuste de señal

En este panel el usuario puede observar como aparecen diferentes opciones de marcación. En la primera línea aparece “frecuencia a reajustar” y dos opciones 500Hz y 2000Hz. Esta frecuencia que se selecciona, es la frecuencia de muestreo a la que dejaremos la señal, por ejemplo , si la señal de audio de entrada tiene una frecuencia de 48000Hz, solo con pulsar el botón de 500Hz, la aplicación reajusta la señal a 500Hz.

Obviamente todo este procedimiento se realiza mediante una interpolación y un diezmado de la señal de entrada. Además, la siguiente línea no te permitirá realizar el ajuste si el usuario no marca la opción correcta del formato de entrada de audio, es decir, si el usuario escoge una señal mp3 y marca la opción wav, la aplicación le mostrara un mensaje informativo diciéndole que el formato seleccionado no se corresponde con el formato de la señal. Cuando selecciona el formato correcto, la aplicación te informa de la frecuencia de muestreo que suelen tener esos archivos.

Una vez el usuario ha seleccionado la frecuencia de muestreo nueva de la señal y el formato del archivo de audio de entrada, puedes seleccionar el botón ajustar, lo que te representara una señal nueva en los ejes. Se puede observar ya que el numero de muestras cambia respecto a la anterior.

Respecto a los ejes de representación, no se decidió poner los ejes clásicos de tiempo o frecuencia, ya que mas adelante el usuario puede representar dicha señal en tiempo y en frecuencia y quedarse con la parte mas interesante de la señal. Es por eso que en los ejes de representación pone muestras/amplitud.

Por ultimo, en el panel de “Ajuste de señal” el usuario puede escuchar, si nuestro ordenador dispone de altavoces, la señal con la que estamos trabajando. Hay que puntualizar, que el ordenador donde he trabajado y creado todo este proyecto no es capaz de reproducir sonidos muestreados a 500Hz, por eso cuando eliges la opción de 500Hz aparece un mensaje diciendo que “ si eliges esa opción, no podrás escuchar la señal en este ordenador”.

```

73 % Button pushed function: AjustarButton
74 function AjustarButtonPushed(app, event)
75     if(app.HzCheckBox.Value == 1)
76         if(app.fs == 44100)
77             [app.PCG_1]=resample((app.PCG),5,441);
78             [app.fs]=(44100/441)*5;
79             plot(app.UIAxes,app.PCG_1);
80             title(app.UIAxes,'PCG wav ajustada');
81             xlabel(app.UIAxes,'Muestras');
82             ylabel(app.UIAxes,'Amplitud');
83         end
84
85         if(app.fs == 48000)
86
87             [app.PCG_1]=resample((app.PCG),1,96);
88             [app.fs]=(48000/96);
89             plot(app.UIAxes,app.PCG_1);
90             title(app.UIAxes,'PCG mp3 ajustada');
91             xlabel(app.UIAxes,'Muestras');
92             ylabel(app.UIAxes,'Amplitud');
93         end
94     end
95
96     if(app.HzCheckBox_2.Value == 1)
97         if(app.fs == 44100)
98             [app.PCG_1]=resample((app.PCG),20,441);
99             [app.fs]=(44100/441)*20;
100             plot(app.UIAxes,app.PCG_1);
101             title(app.UIAxes,'PCG wav ajustada');
102             xlabel(app.UIAxes,'Muestras');
103             ylabel(app.UIAxes,'Amplitud');
104         end
105         if(app.fs == 48000)
106
107             [app.PCG_1]=resample((app.PCG),1,24);
108             [app.fs]=(48000/24);
109             plot(app.UIAxes,app.PCG_1);
110             title(app.UIAxes,'PCG mp3 ajustada');
111             xlabel(app.UIAxes,'Muestras');
112             ylabel(app.UIAxes,'Amplitud');
113         end
114     end
115
116
117 end

```

Ilustración 33. Líneas de código para ajustar frecuencia de muestreo

En estas ilustraciones se puede observar el código necesario para realizar la interpolación y el diezmado de la señal. Se optó por utilizar la función *resample* y en función de la frecuencia del archivo original usar unos factores u otros para dicha función.

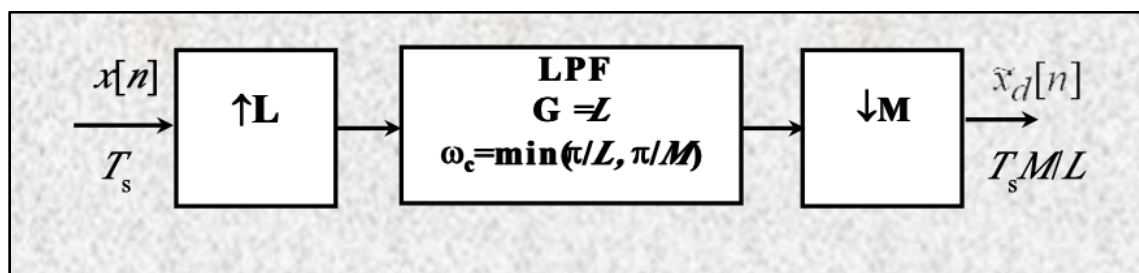


Ilustración 34. Diagrama de bloques interpolación/diezmado

Esta función tiene como valores de entrada: la señal a la que le quieres realizar el ajuste, el coeficiente de interpolación (L) y el coeficiente de diezmado (M).

Además esta función utiliza un filtro anti-aliasing que permite limitar la banda de la señal original a un valor menor de modo que se puedan utilizar valores elevado de M sin que se produzca solapamiento.

$$W_c = W_s/M$$

A continuación se muestran la líneas de código necesarias para programar las opciones de formato.

```
351 function Mp3CheckBoxValueChanged(app, event)
352     value = app.Mp3CheckBox.Value;
353     |
354     switch value
355     case 0
356         app.TextArea.Enable='off';
357         app.TextArea.Visible='off';
358     case 1
359         if strcmp(app.ext, '.mp3')
360             app.TextArea.Value='Al ser un archivo mp3 puede tener una frecuencia de muestreo de 44100Hz o 48000Hz'
361             app.TextArea.Enable='on';
362             app.TextArea.Visible='on';
363             app.AjustarButton.Enable='on';
364         else
365             app.TextArea.Value='No se trata de un archivo mp3, porfavor selecciona otra opcion';
366             app.TextArea.Enable='on';
367             app.TextArea.Visible='on';
368             app.AjustarButton.Enable='off';
369         end
370     end
371 end
```

```
374 function MatCheckBoxValueChanged(app, event)
375     value = app.MatCheckBox.Value;
376
377     switch value
378     case 0
379         app.TextArea.Enable='off';
380         app.TextArea.Visible='off';
381     case 1
382         if strcmp(app.ext, '.mat')
383             app.TextArea.Value='Al ser un archivo mat tiene una frecuencia de muestreo de XXXXXHz';
384             app.TextArea.Enable='on';
385             app.TextArea.Visible='on';
386             app.AjustarButton.Enable='on';
387         else
388             app.TextArea.Value='No se trata de un archivo mat, porfavor selecciona otra opcion';
389             app.TextArea.Enable='on';
390             app.TextArea.Visible='on';
391             app.AjustarButton.Enable='off';
392         end
393     end
394 end
395 end
```

```

328 function WavCheckBoxValueChanged(app, event)
329     value = app.WavCheckBox.Value;
330
331     switch value
332     case 0
333         app.TextArea.Enable='off';
334         app.TextArea.Visible='off';
335     case 1
336         if strcmp(app.ext, '.wav')
337             app.TextArea.Value='Al ser un archivo wav puede tener una frecuencia de muestreo de 44100Hz o 48000Hz';
338             app.TextArea.Enable='on';
339             app.TextArea.Visible='on';
340             app.AjustarButton.Enable='on';
341         else
342             app.TextArea.Value='No se trata de un archivo wav, porfavor selecciona otra opcion';
343             app.TextArea.Enable='on';
344             app.TextArea.Visible='on';
345             app.AjustarButton.Enable='off';
346         end
347     end
348 end

```

Ilustración 35. Líneas de código de las opciones de formato

5.2.2 Filtrado de señal

El panel de filtrado de señal viene justo después de ajustar la señal a una nueva frecuencia. Este panel consta de cuatro opciones diferentes. Además como se puede observar en las ilustraciones inferiores, el usuario puede volver a escuchar la señal después de haber sido filtrada.

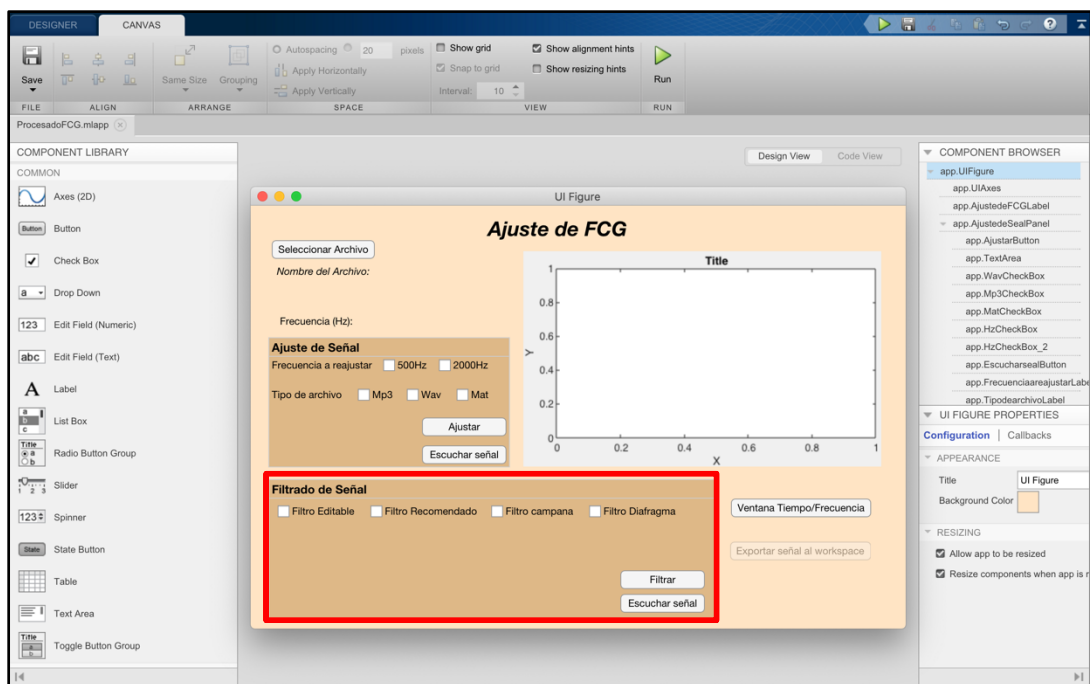


Ilustración 36. Vista general de la aplicación, filtrado de señal

Filtrado de Señal

☐ Filtro Editable ☐ Filtro Recomendado ☐ Filtro campana ☐ Filtro Diafragma

Filtrar

Escuchar señal

Ilustración 37. Panel filtrado de señal

Este panel como se puede observar que consta de cuatro opciones diferentes. La primera opción esta orientada a usuarios que necesiten realizar un filtro paso banda con unos parámetros concretos. Seleccionando esta opción, el usuario puede introducir los parámetros principales de un filtro paso banda para el estudio de la señal.

Filtrado de Señal

☒ Filtro Editable ☐ Filtro Recomendado ☐ Filtro campana ☐ Filtro Diafragma

Parametros

Fs	0	Fpass2	0	Dpass	0
Fstop1	0	Fstop2	0	Dstop2	0
Fpass1	0	Dstop1	0	Window	Kaiser

Filtrar

Escuchar señal

Ilustración 38. Filtro editable

```

239 - if(app.FiltroEditableCheckBox.Value)
240 -
241 -     Fs = app.FsEditField.Value; % Sampling Frequency
242 -
243 -     Fstop1 = app.Fstop1EditField.Value; % First Stopband Frequency
244 -     Fpass1 = app.Fpass1EditField.Value; % First Passband Frequency
245 -     Fpass2 = app.Fpass2EditField.Value; % Second Passband Frequency
246 -     Fstop2 = app.Fstop2EditField_2.Value; % Second Stopband Frequency
247 -     Dstop1 = app.Dstop1EditField.Value; % First Stopband Attenuation
248 -     Dpass = app.DpassEditField.Value; % Passband Ripple
249 -     Dstop2 = app.Dstop2EditField.Value; % Second Stopband Attenuation
250 -     flag = 'scale'; % Sampling Flag
251 -
252 -     % Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
253 -     [N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fstop1 Fpass1 Fpass2 Fstop2]/(Fs/2)), [0 1 0], [Dstop1 Dpass Dstop2]);
254 -
255 -     % Calculate the coefficients using the FIR1 function.
256 -     b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
257 -     Hd = dfilt.dffir(b);
258 -
259 -     [app.PCG_Filt]=filtfilt(Hd.Numerato,1,app.PCG_1);
260 -     plot(app.UIAxes,app.PCG_Filt);
261 -     title(app.UIAxes,'PCG filtrada');
262 - end

```

Ilustración 39. Código del filtro editable

La segunda opción, es un filtro paso recomendando para el usuario. Es una buena opción si no quieres un filtro con unos parámetros concretos y simplemente quieres filtrar la señal para poder estudiarla mas en detalle. Se puede utilizar este filtro tanto con 500Hz como con 2000Hz.

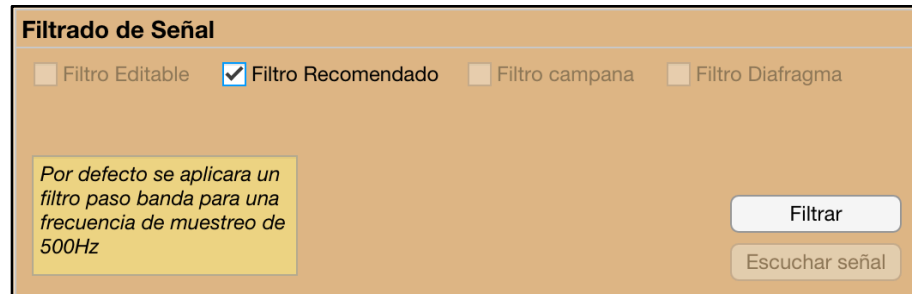


Ilustración 40. Filtro recomendado

Cuando el usuario selecciona la opción de filtro de recomendado, dependiendo de si ha elegido 500Hz o 2000Hz, le saldrá un mensaje informándole del tipo de filtro recomendado. En este caso la frecuencia de muestreo elegida fue de 500Hz, por eso aparece ese mensaje, pero no hay ninguna restricción para ninguna de las dos frecuencias de muestreo.

El filtro recomendado elegido, es un filtro FIR paso banda, con una ventana de Kaiser.

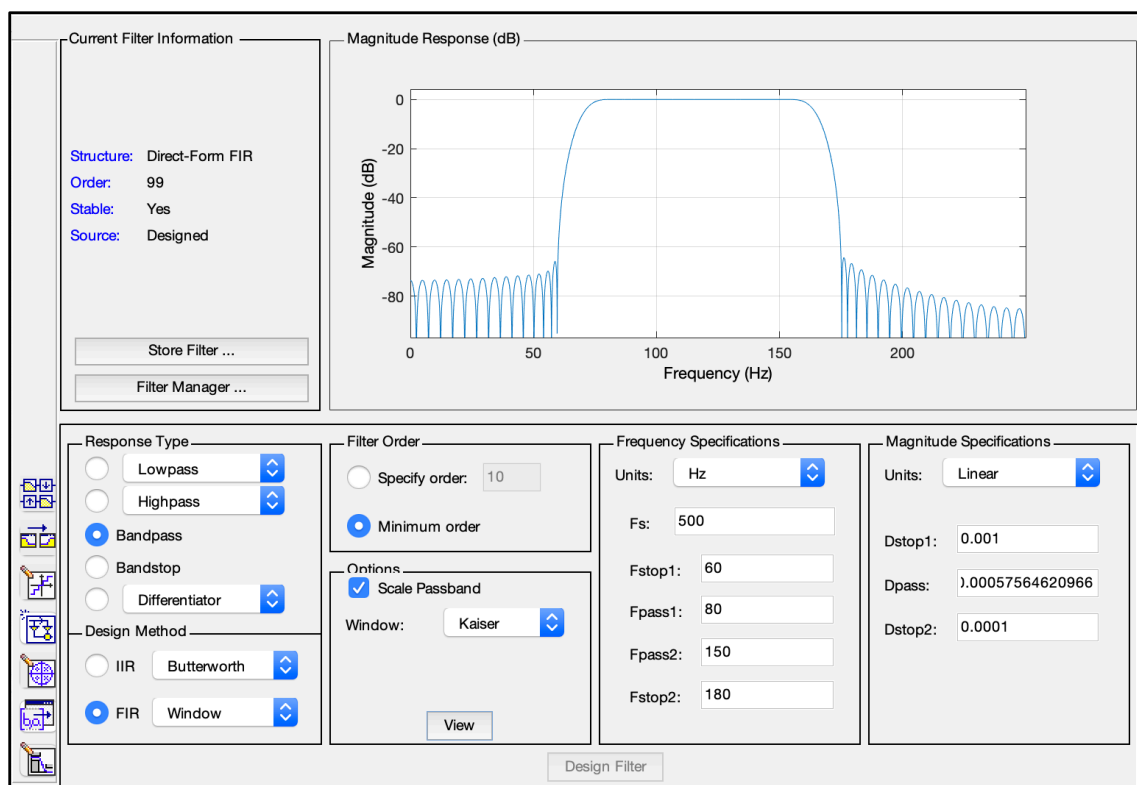


Ilustración 41. Características del filtro recomendado

```

187
188 -      Fs = 500; % Sampling Frequency
189
190 -      Fstop1 = 60; % First Stopband Frequency
191 -      Fpass1 = 80; % First Passband Frequency
192 -      Fpass2 = 150; % Second Passband Frequency
193 -      Fstop2 = 180; % Second Stopband Frequency
194 -      Dstop1 = 0.001; % First Stopband Attenuation
195 -      Dpass = 0.00057564620966; % Passband Ripple
196 -      Dstop2 = 0.0001; % Second Stopband Attenuation
197 -      flag = 'scale'; % Sampling Flag
198
199 % Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
200 - [N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fstop1 Fpass1 Fpass2 Fstop2]/(Fs/2), [0 1 0], [Dstop1 Dpass Dstop2]);
201
202 % Calculate the coefficients using the FIR1 function.
203 - b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
204 - Hd = dfilt.dfir(b);
205
206 - [app.PCG_Filt]=filtfilt(Hd.Numerato,1,app.PCG_1);
207 - plot(app.UIAxes,app.PCG_Filt);
208 - title(app.UIAxes,'PCG filtrada');
209

```

Ilustración 42. Código del filtro recomendado

La tercera opción que el usuario puede elegir es el filtro campana. Este filtro como su nombre indica es un filtro que imita a la características de la campana de un estetoscopio. Este filtro es muy útil, si en algún caso tu estetoscopio electrónico no tiene la opción de cambiar de modo para realizar el estudio del paciente, puedes realizarlo mediante la aplicación y ver las diferencias de las señal si el usuario elige el filtro que imita a la campana o al diafragma del estetoscopio.

Como se comento anteriormente, la campana del estetoscopio ayudaba a percibir los sonidos cardiacos de baja frecuencia, con este filtro se pretende lo mismo.

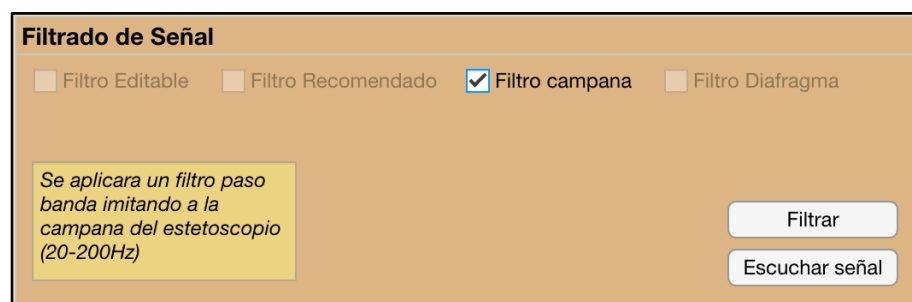


Ilustración 43. Filtro de campana

Cuando el usuario elige esta opción, aparece un mensaje informativo, donde se hace una breve explicación de que este filtro que se ha elegido imita a la campana del estetoscopio y que se utiliza para bajas frecuencias que se encuentren entre 20Hz y 200Hz.

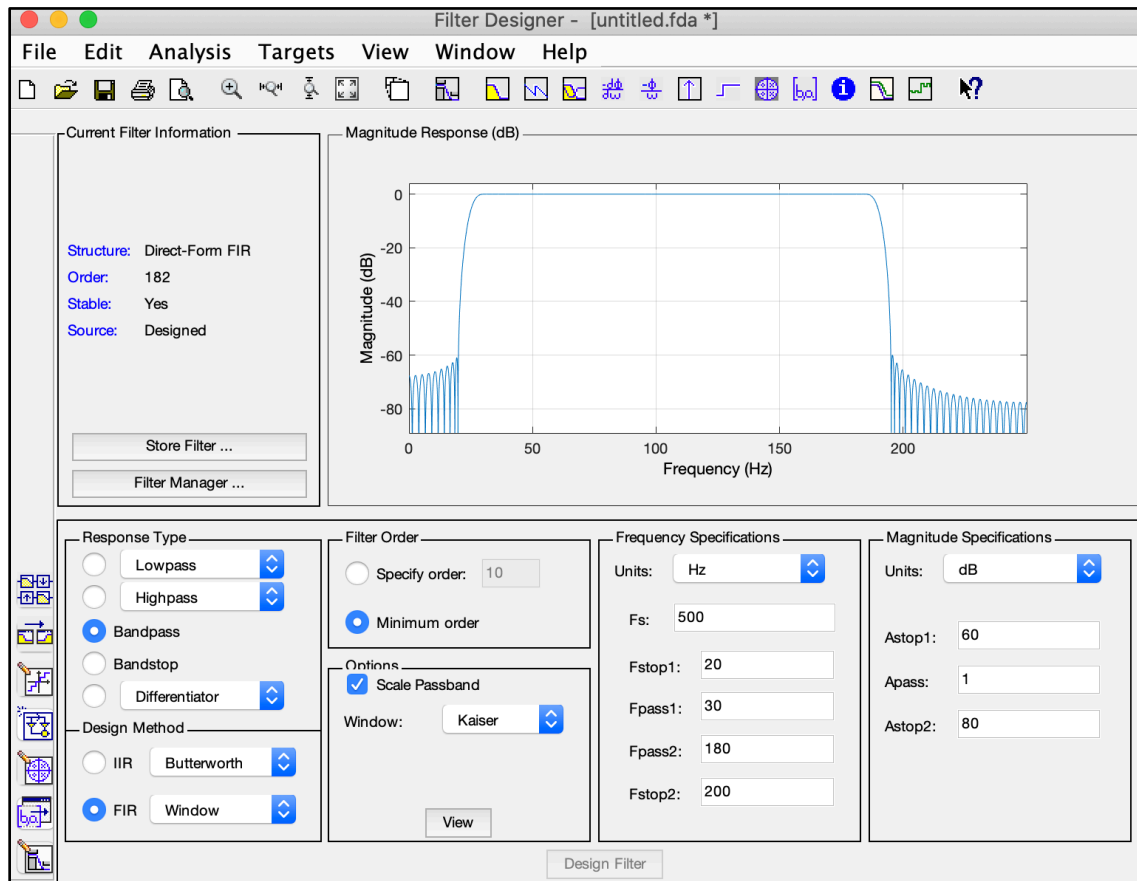


Ilustración 44. Características del filtro de campana

```

312 - Fs = 500; % Sampling Frequency
313
314 - Fstop1 = 20; % First Stopband Frequency
315 - Fpass1 = 30; % First Passband Frequency
316 - Fpass2 = 180; % Second Passband Frequency
317 - Fstop2 = 200; % Second Stopband Frequency
318 - Dstop1 = 0.001; % First Stopband Attenuation
319 - Dpass = 0.057501127785; % Passband Ripple
320 - Dstop2 = 0.0001; % Second Stopband Attenuation
321 - flag = 'scale'; % Sampling Flag
322
323 % Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
324 - [N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fstop1 Fpass1 Fpass2 Fstop2]/(Fs/2), [0 1 0], [Dstop1 Dpass Dstop2]);
325
326 % Calculate the coefficients using the FIR1 function.
327 - b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
328 - Hd = dfilt.dfir(b);
329 - [app.PCG_Filt]=filtfilt(Hd.Numerator,1,app.PCG_1);
330 - plot(app.UIAxes,app.PCG_Filt);
331 - title(app.UIAxes,'PCG filtrada');
332

```

Ilustración 45. Código del filtro de campana

La cuarta opción que tiene el usuario es el filtro de diafragma. Este filtro se asemeja al diafragma o membrana de un estetoscopio, para poder conseguir el efecto del diafragma del estetoscopio que sería percibir los sonidos cardiacos de alta frecuencia. Para ello se ha utilizado un filtro FIR de paso alto que comprenda entre 100Hz y 500Hz.

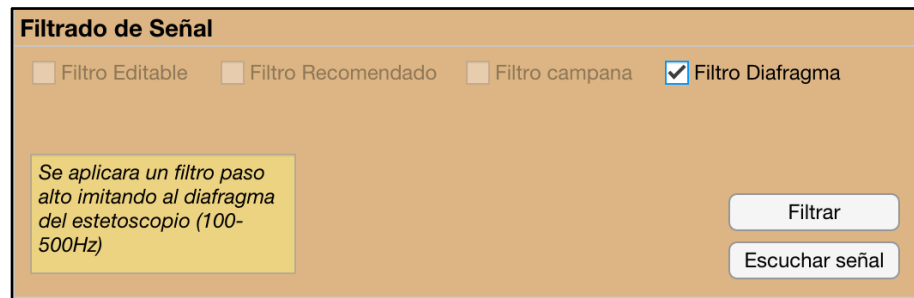


Ilustración 46. Filtro diafragma

Como se puede observar en la ilustración anterior, la aplicación informa al usuario de las características del filtro, que es un filtro paso alto y las frecuencias que comprende.

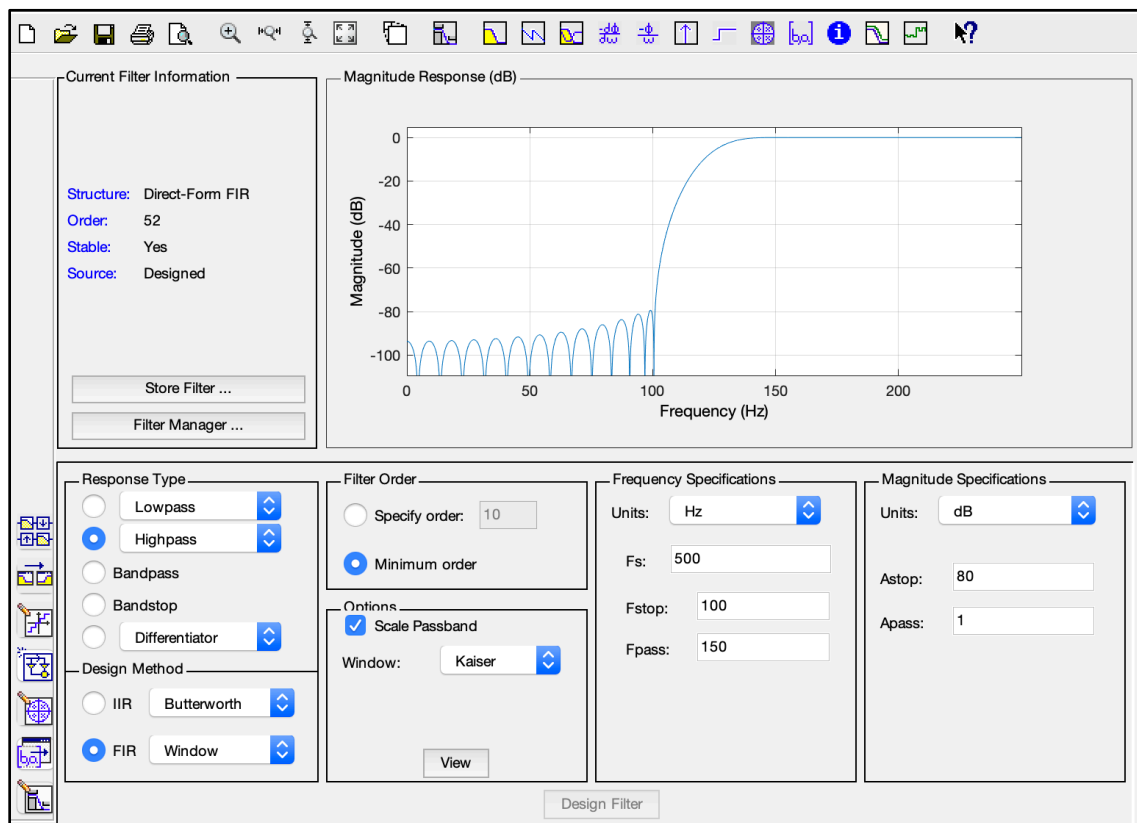


Ilustración 47. Características del filtro de diafragma

```

266 - Fs = 500; % Sampling Frequency
267
268 - Fstop = 100; % Stopband Frequency
269 - Fpass = 150; % Passband Frequency
270 - Dstop = 0.0001; % Stopband Attenuation
271 - Dpass = 0.057501127785; % Passband Ripple
272 - flag = 'scale'; % Sampling Flag
273
274 % Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
275 [N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fstop Fpass]/(Fs/2), [0 1], [Dpass Dstop]);
276
277 % Calculate the coefficients using the FIR1 function.
278 b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
279 Hd = dfilt.dfir(b);
280
281 [app.PCG_Filt]=filtfilt(Hd.Numerato,1,app.PCG_1);
282 plot(app.UIAxes,app.PCG_Filt);
283 title(app.UIAxes,'PCG filtrada');

```

Ilustración 48. Código del filtro de diafragma

5.2.3 Guardar la señal

Una vez se haya realizado el ajuste y filtrado de la señal el usuario podrá seguir estudiando la señal en la ventana de tiempo y frecuencia que veremos en el siguiente punto, o le aparecerá una opción abajo a la derecha que será "Exportar señal al workspace". Hasta que el usuario no haya filtrado la señal, esta opción aparecerá deshabilitada.

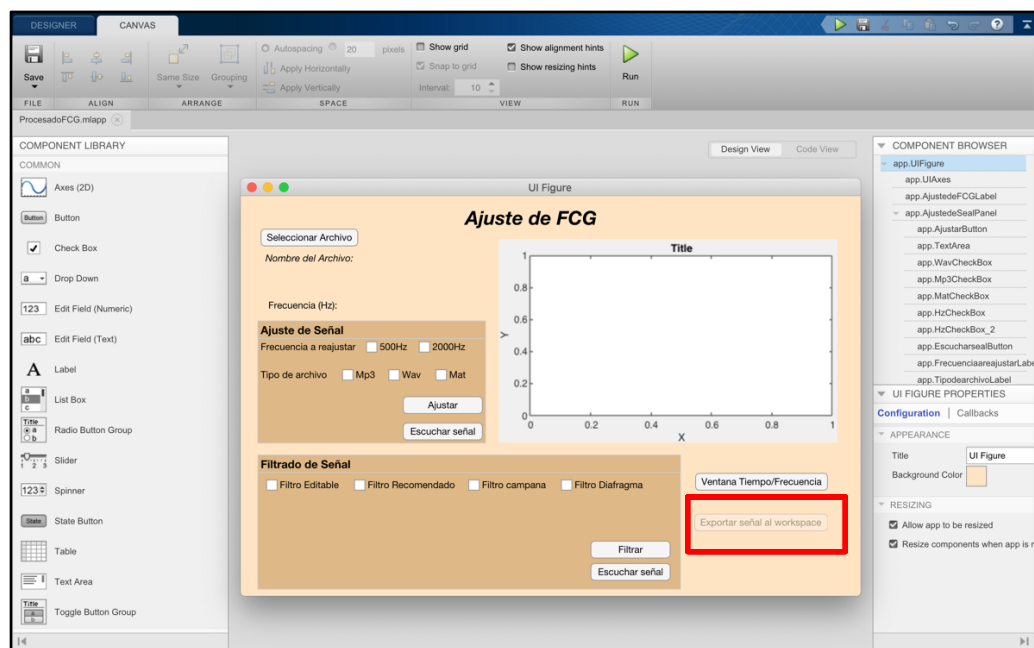


Ilustración 49. Opción exportar señal deshabilitada

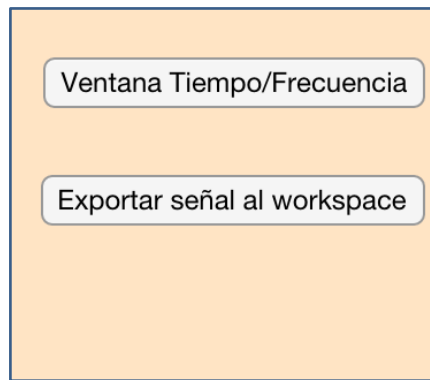


Ilustración 50. Opción exportar señal habilitada

El usuario al pulsar el botón de “Exportar señal al workspace” estará guardando la señal filtrada en el workspace de Matlab para su posterior uso.

5.3 Ventana de tiempo y frecuencia

Cuando el usuario desde la ventana principal, pulse el botón ventana tiempo/frecuencia se abrirá esta ventana:

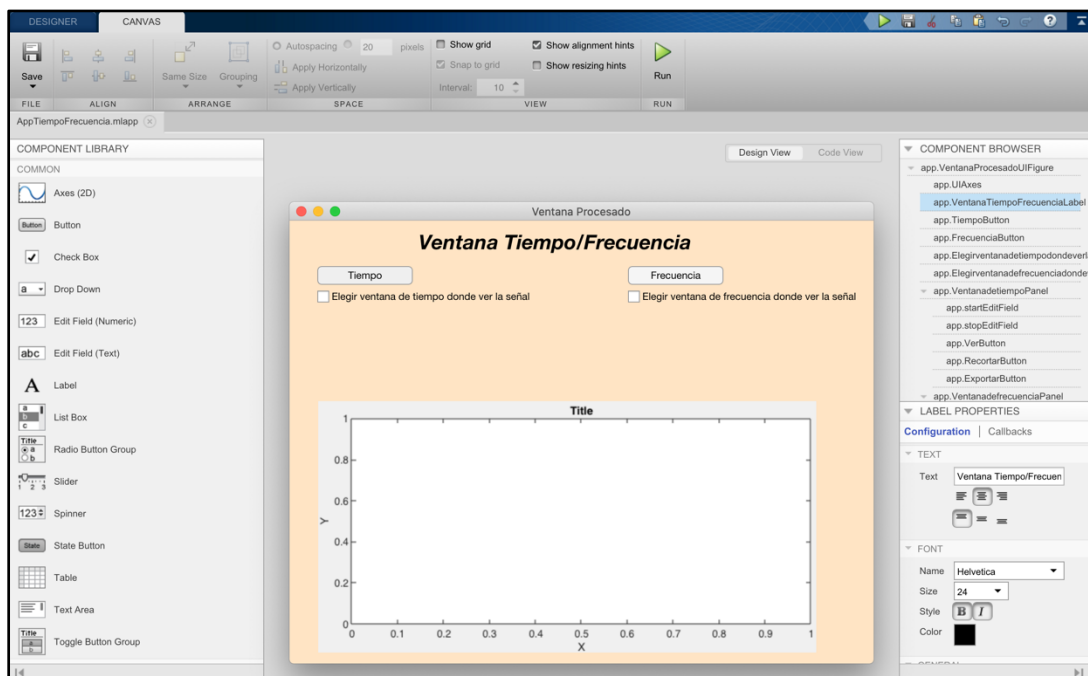


Ilustración 51. Ventana tiempo/frecuencia

Al llegar a esta ventana quiere decir que la señal original ya ha sido ajustada a una frecuencia de muestreo mas escalable y que ha sido filtrada para quitar todo el ruido posible.

Esta ventana consta de dos botones principales que son, el botón de tiempo y el de frecuencia, cada botón representa la señal respectivamente. Además consta de una opción, para cada botón, que es “Elegir ventana donde ver la señal”, con esta opción la aplicación permite al usuario introducir manualmente ,el tiempo en el caso de que la representación sea en tiempo o la frecuencia en caso de que sea en frecuencia, el comienzo y el final de la ventana de representación de la señal. Si tu señal original dura 70 segundos, pero solo te interesa del segundo 20 al segundo 30, el usuario podría introducir el comienzo y el final de dicha ventana y únicamente se representaría lo que el usuario elija.

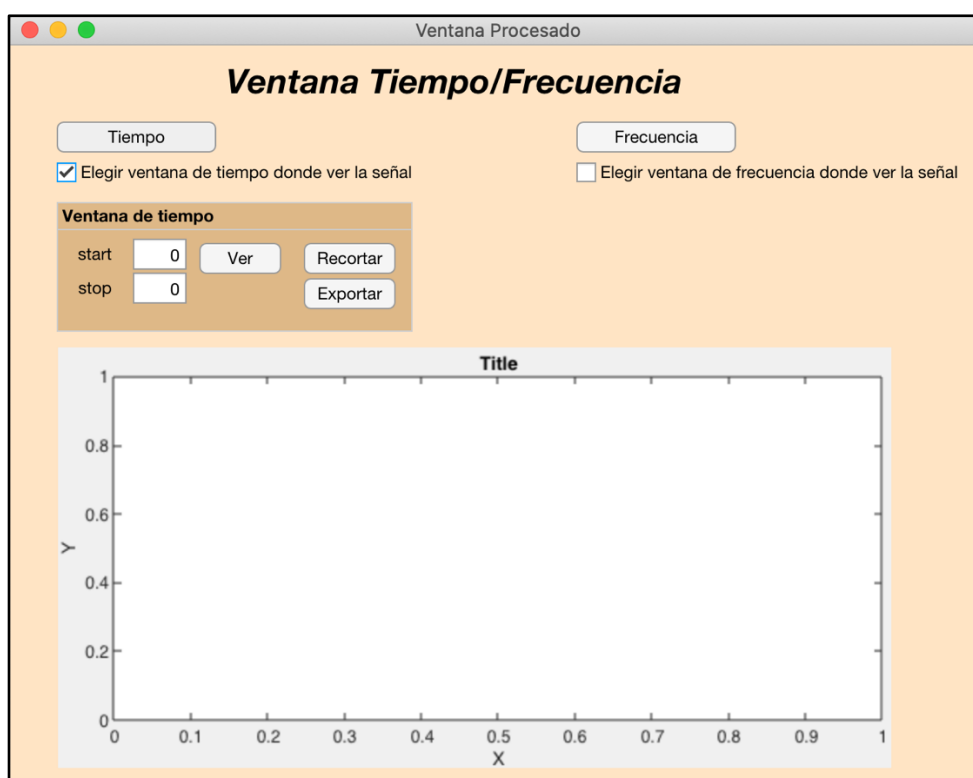


Ilustración 52. Panel de tiempo

El panel de tiempo únicamente aparecerá en la aplicación cuando se haya marcado con un tick la opción de “Elegir ventana de tiempo donde ver la señal”, y cuando se quite el tick el panel desaparecerá. Además, no van a coincidir ambos paneles en la aplicación, puedes usar uno u otro.

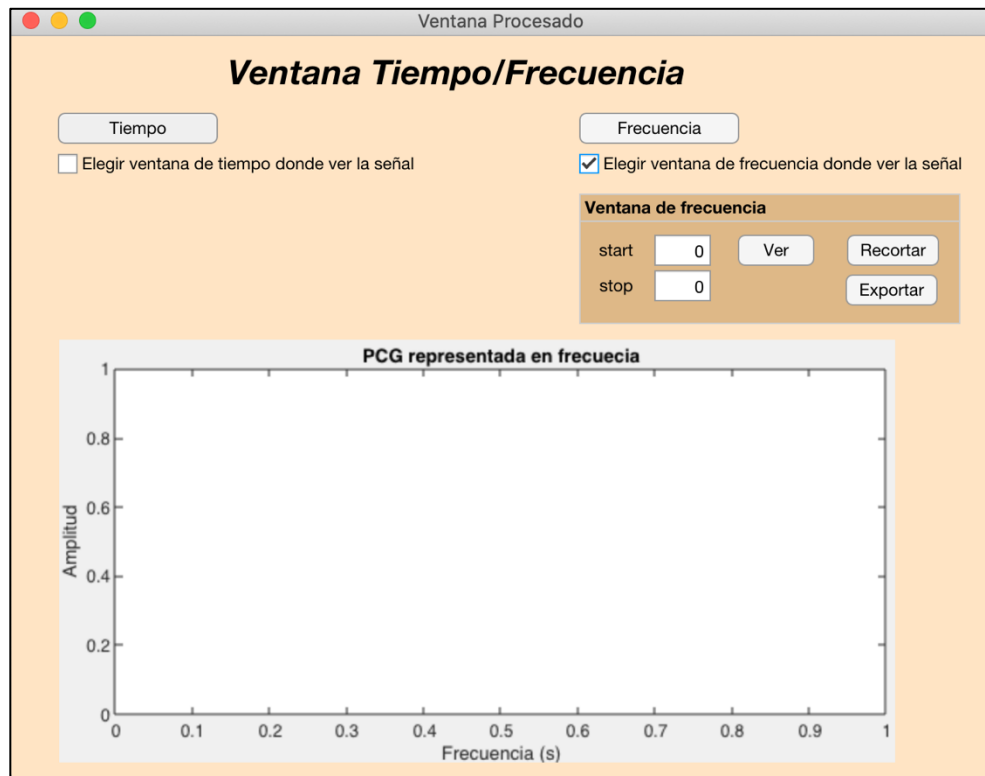


Ilustración 53. Panel de frecuencia

Como podemos observar en ambos paneles aparecen tres botones. El primer botón “Ver” es un botón de ajuste por así decirlo, para ir jugando con la ventana que el usuario ver exactamente. Una vez tengas esa ventana elegida, el usuario puede usar el botón “Recortar” para recortar la señal original y obtener la señal que había en la ventana.

Posteriormente, en caso de que el usuario estuviera interesado en el estudio de esa señal pero únicamente de la señal recortada, tendría la opción de exportar la señal recortada de tiempo o de frecuencia al workspace, donde allí podría trabajar con ella o guardarla directamente en el ordenador para su posterior uso.

Capítulo 6

6 Conclusiones y líneas futuras

Después de la realización de este proyecto, se ha podido llegar a las siguientes conclusiones:

1. Las señales biomédicas cada vez tienen mas importancia dentro de la medicina actual y es por eso que actualmente los estudios e investigaciones se centran en el procesado de estas. Cuanto mejor sea el procesado que se realice a la señal, mas preciso será el diagnostico por parte de los médicos hacia el paciente. En nuestras manos esta que los avances en el procesado de señales, puedan ser aplicados a las señales biomédicas.
2. Se ha visto que la de fonocardiograma no tiene mucho uso clínico, ya que hasta hace poco los instrumentos para realizar un estudio de fonocardiografía ocupaban una habitación entera del hospital y era muy costoso. Como se ha visto con anterioridad, es muy difícil la obtención de un fonocardiograma sin ningún obtener también algún ruido externo a la señal. Es por ello que el correcto procesado de esta señal es de vital importancia para obtener una señal lo mas precisa posible.
3. En este proyecto además se ha mostrado que diferentes empresas están invirtiendo en la mejora de la instrumentación de obtención de señales de fonocardiograma, como los estetoscopios electrónicos que facilitan la obtención de este tipo de señal al personal sanitario.

Una vez se han visto las conclusiones generales, se van a plantear las posibles líneas futuras que han surgido tras la realización del proyecto:

1. En primer lugar, la realización de una base de datos con pacientes reales. Debido al COVID ese objetivo no se ha podido cumplir y es muy interesante realizar un procesado de señales de pacientes reales.

2. Continuar mejorando la aplicación, e introducir nuevas ventanas donde el usuario pueda realizar un estudio, según la representación del fonocardiograma de las patologías que pudiera tener el paciente. Para ello sería necesario hacer un estudio mas detalladamente de las patologías que se pueden detectar en fonocardiogramas, así como de los soplos cardiacos. Además el usuario podría comparar su señal de FCG, con una señal sana para que el mismo viera las diferencias y detectar si existe alguna anomalía.
3. Realizar una comparativa entre el fonocardiograma y el electrocardiograma sería muy interesante. Para ello, se tendría que realizar un procesado paralelo de la señal ECG para compararlas en el mismo punto, es decir, una vez estuvieran procesadas.

7 Bibliografía

- [1] Ekuore, «User Manual,» [En línea]. Available: <https://www.ekuore.com/support/>.
- [2] B. Systems, «MP System Hardware Guide,» 2019. [En línea]. Available: https://www.biopac.com/wp-content/uploads/MP_Hardware_Guide.pdf.
- [3] R. M. rangayyan, Biomedical signal analysis, United States: Wiley IEEE PRESS, 2015.
- [4] Jessica Sank Coviello, Manual interactivo de auscultación cardiaca y respiratoria”,,, Wolters Kluwer, 2014.
- [5] A. K. A. a. R. Bassam, Phonocardiography Signal Processing, Morgan & Claypool, 2009.
- [6] Z. O. Abu-Faraj, de *Career Development in Bioengineering/Biomedical Engineering: A Student's Roadmap*, Vancouver, British Columbia, Canada, August, 20-24, 2008, pp. 1564-1565.
- [7] J. D. Bronzino, The Biomedical Engineering Handbook, Hartford, Connecticut, U.S.A.: Taylor&Francis, 2006.
- [8] E. A. Cerquera, «Ruidos cardíacos,» [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Figura-A2-Ruidos-cardiacos-con-sus-respectivas-componentes_fig8_30757195.
- [9] U. d. Barcelona, «Laboratorio Fisiología,» [En línea]. Available: http://www.ub.edu/LabFisio/index.php?option=com_content&view=article&id=29&Itemid=148.
- [10] U. d. Barcelona, «Las ondas cerebrales,» [En línea]. Available: <http://www.ub.edu/pa1/node/130>.

- [11] U. d. Norte, «Scielo,» 2018. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-55522018000300753.
- [12] T. N. Foundation, «KidsHealth,» [En línea]. Available: <https://kidshealth.org/es/parents/vsd-esp.html>.
- [13] X. P. Peña, «Apuntes de Electromedicina,» [En línea]. Available: <https://www.pardell.es/introduccion-a-la-fisiologia.html>.
- [14] PIEBM, «Empendium,» [En línea]. Available: <https://empendium.com/manualmibe/chapter/B34.I.1.29..>
- [15] L. Gutierrez, «Cardiología,» [En línea]. Available: <http://telemedicinaluisagutierrez.blogspot.com/2018/04/soplos-cardiacos-el-soplo-cardiaco-es.html>.
- [16] 3. Littmann, «3M Littmann Stethoscopes,» [En línea]. Available: https://www.3m.com.es/3M/es_ES/Littmann-ES/products/~/Fonendoscopio-electrónico-3M-Littmann-Modelo-3200/?N=5932256+8711017+3293188392&rt=rud.
- [17] BIOPAC, «Product Sheet,» [En línea]. Available: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/MP36-MP45.pdf>.

ANEXO A: Presupuesto

La funcionalidad de este Anexo es la de redactar la elaboración del presupuesto necesario para el diseño y la realización de este proyecto. Para ello, se ha de tener en cuenta la estimación tanto de los recursos materiales como de los recursos humanos.

A1: Coste de los recursos materiales

En la siguiente tabla se muestran los recursos que han sido necesarios para el desarrollo del proyecto:

Concepto	Coste Unitario (€)
Ordenador personal	1.200
Licencia de Matlab	2.000
Licencia Microsoft Office	70
Encuadernación	180
Coste total	3.450

Además hay que tener en cuenta la situación tan excepcional de pandemia por COVID-19, que ha producido que el proyecto se haya realizado íntegro en el hogar personal, por lo que se debería sumar los costes domésticos tanto de electricidad como de internet.

El precio de la electricidad en España en 2019 era de 0.12925€ kW/h, y realizando una estimación teórica, ya que el PFG son 12 ECTS que, y cada ECTS equivale a 30 horas de trabajo, en total serían unas 360 horas.

$$\text{Precio de la electricidad} = 360h * 0.12925 = 46,53€$$

El precio del internet en el hogar ha sido de 38€/mes por una red de 300Mb/s de fibra óptica, por lo tanto:

$$\text{Precio del internet} = 38€ * 6 \text{ meses} = 228€$$

Por lo tanto sumando todos los costes el total asciende a 3.724,53€

A2: Coste personal

Según el Colegio Oficial de Ingenieros de Telecomunicaciones (COIT), el salario medio de un recién Graduado en Ingeniería de Telecomunicaciones es de 23.553,00 € brutos anuales. Si se suponen 12 pagas al año, al mes se recibirían 1.962,75 €. Por tanto, el total del coste del personal con 6 meses de duración es de 11.776,50 €.

A3: Coste dirección

Para el desarrollo de este proyecto se ha necesitado la colaboración del estudiante y de su tutor, que ha realizado una labor de apoyo y consultoría. El salario del director del proyecto se estima como un 7 % de la suma del coste material más del coste de la mano de obra, hasta un límite de 30.000,00 € anuales. Por todo ello, el coste de dirección es de 1302,10 €.

A4: Coste total

Teniendo en cuenta todos los costes anteriores, el coste total del proyecto seria:

COSTE TOTAL DEL PROYECTO	
Coste material	3.724,53 €
Coste personal	11.776,50 €
Coste dirección	1.302,10 €
TOTAL	16.793,13€