# UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA

## Escuela Politécnica

## Grado en Ingeniería en Sonido e Imagen en Telecomunicación

## Trabajo Fin de Grado

# Diseño de un Electrocardiógrafo

Jorge Antonio Flores Román
Convocatoria de Julio
2015

# UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA

## Escuela Politécnica

## Grado en Ingeniería en Sonido e Imagen en Telecomunicación

## Trabajo Fin de Grado

# Diseño de un Electrocardiógrafo

**Autor:** Jorge Antonio Flores Román

Fdo.:

**Director:** Antonio García Manso

Fdo.:

### Tribunal Calificador

**Presidente:**
Fdo.:

**Secretario:**
Fdo.:

**Vocal:**
Fdo.:

**CALIFICACIÓN:**
**FECHA:**

# Índice general

**Agradecimientos** **1**

**Resumen** **2**

**1. Introducción:** **1**

1.1. Objetivos . . . . . 1

1.2. Estudio del Corazón . . . . . 2

1.2.1. Funcionamiento del corazón . . . . . 2

1.3. Historia del Electrocardiógrafo . . . . . 4

1.4. Actividad Eléctrica del Corazón . . . . . 5

1.5. Descripción de la Onda Cardíaca . . . . . 7

1.6. Componentes Frecuenciales del Corazón . . . . . 15

1.7. Frecuencia Cardíaca . . . . . 16

1.7.1. Típicas situaciones que pueden darse en el corazón según la frecuencia cardíaca . . . . . 16

**2. Estudio de los Circuitos Utilizados:** **19**

2.1. Alimentación . . . . . 19

2.2. Transductores . . . . . 20

2.3. PreAmplificación . . . . . 25

2.3.1. Amplificador Operacional . . . . . 25

2.3.2. Amplificador Diferencial . . . . . 26
2.3.3. Rechazo al Modo Común . . . . . 28
2.3.4. Amplificador de Instrumentación . . . . . 28
2.3.5. Características INA114AP . . . . . 30
2.4. Circuito de la Pierna Derecha . . . . . 32
2.5. Amplificación, Filtrado y Otros Circuitos . . . . . 36
2.5.1. Amplificación . . . . . 36
2.5.2. Filtrado . . . . . 38
2.5.3. Otros Circuitos . . . . . 49
2.6. Circuito Completo . . . . . 52

**3. Microcontrolador, Pantalla y Detección: 53**
3.1. Microcontrolador . . . . . 53
3.1.1. Características Técnicas . . . . . 54
3.1.2. Conversor Analógico/Digital . . . . . 55
3.1.3. Filtrado Digital . . . . . 59
3.2. Pantalla . . . . . 65
3.3. Detección . . . . . 67

**4. Construcción del sistema ECG: 69**

**5. Resultados, Conclusiones y líneas futuras: 93**
5.1. Resultados . . . . . 93
5.2. Conclusiones . . . . . 94
5.3. Líneas Futuras . . . . . 94

**Bibliografía 97**

**Anexos 98**

**A. Electrocardiógrafo Completo** **99**

**B. Código Matlab** **103**

**C. Código Mbed Filtro Digital** **107**

**D. Código Mbed para mostrar la señal** **109**

# Índice de figuras


1.1. Esquema de corazón humano . . . . . 2
1.2. Registro típico de un ECG . . . . . 3
1.3. Willem Einthoven, padre del electrocardiógrafo . . . . . 4
1.4. Sistema de conducción del corazón . . . . . 6
1.5. Formación de la onda cardíaca . . . . . 7
1.6. Registro de un ECG donde se distinguen sus principales partes . . . . . 8
1.7. Onda de repolarización auricular (onda Ta) . . . . . 8
1.8. Velocidad de conducción de las células miocárdicas . . . . . 9
1.9. Situación de los electrodos de las derivaciones . . . . . 10
1.10. Ejemplos de direcciones de vectores en el corazón . . . . . 11
1.11. Misma onda vista desde las diferentes derivaciones más usuales. . . . . 12
1.12. Triangulo de Einthoven y sistema triaxial . . . . . 12
1.13. Derivaciones aumentadas . . . . . 13
1.14. Derivaciones bipolares . . . . . 14
1.15. Derivaciones precordiales de V1 a V6 . . . . . 14
1.16. Terminal central de Wilson . . . . . 15
1.17. ECG visto en tiempo y frecuencia . . . . . 16

2.1. Esquema de alimentación simétrica . . . . . 20
2.2. Circuito equivalente de la interfase de electrodo para biopotencial . . . . 21

2.3. Circuito equivalente de la medida de biopotenciales con dos electrodos . . 21
2.4. Electrodo de pinza . . . . . 22
2.5. Electrodo precordial tipo ventosa . . . . . 23
2.6. Prueba ECG sin alcohol . . . . . 23
2.7. Prueba ECG con alcohol . . . . . 24
2.8. Transporte de señales . . . . . 24
2.9. Amplificador operacional . . . . . 25
2.10. Valor ideal y real de un amplificador operacional . . . . . 26
2.11. Amplificador diferencial con la condición de puente balanceado . . . . . 27
2.12. Amplificador diferencial con ganancia variable . . . . . 27
2.13. Esquema de amplificador de instrumentación. . . . . 29
2.14. Diagrama interior del AI INA114AP . . . . . 30
2.15. Patillaje del INA114AP . . . . . 30
2.16. Variación de la ganancia con respecto a la frecuencia . . . . . 31
2.17. Amplificador de señales ECG mostrado en la hoja de características del INA114AP. . . . . 32
2.18. Amplificador de señales ECG usado . . . . . 33
2.19. Señal captada en el esquema de adquisición ECG INA114AP . . . . . 33
2.20. Señal preamplificada con INA 114AP . . . . . 34
2.21. Simulación de captación de señales ECG . . . . . 35
2.22. Señal obtenida en la simulación . . . . . 35
2.23. Amplificador no inversor . . . . . 36
2.24. Señal amplificada en portátil sin transformador enchufado . . . . . 37
2.25. Señal amplificada en portátil con transformador enchufado . . . . . 38
2.26. Producción y distribución de energía eléctrica . . . . . 38
2.27. Campo magnético de Frecuencia de 50 Hz en Cáceres . . . . . 39

2.28. Filtro paso alto de primer orden . . . . . 40
2.29. Filtro doble T . . . . . 40
2.30. Filtro Notch . . . . . 41
2.31. Filtro puente de wien . . . . . 41
2.32. Filtros en T . . . . . 41
2.33. Función de transferencia . . . . . 42
2.34. Filtro doble T sin condiciones . . . . . 42
2.35. Filtro doble T con seguidor de tensión . . . . . 43
2.36. Diagrama de Boode . . . . . 43
2.37. Factor de calidad del filtro . . . . . 44
2.38. Filtro doble T activo . . . . . 44
2.39. Configuración del integrado LTC 1062, para filtro de quinto orden con frecuencia corte 10 Hz . . . . . 46
2.40. Respuesta del filtro en frecuencia del integrado LTC1062 de frecuencia de corte 10 Hz . . . . . 47
2.41. Señal acotada en frecuencia . . . . . 48
2.42. Aliasing . . . . . 48
2.43. Efecto de un período de muestreo inadecuado . . . . . 48
2.44. Sumador de tensión no inversor . . . . . 49
2.45. Sumador de offset usado . . . . . 50
2.46. Sumador de offset usado . . . . . 50
2.47. Sumador de offset aislado del filtro . . . . . 51
2.48. Divisor de tensión . . . . . 51
2.49. Circuito usado para obtener el ECG . . . . . 52
2.50. Simulación del circuito para obtener el ECG . . . . . 52

3.1. Mbed LPC1768 . . . . . 54

3.2. Conexionado del $\mu c$LPC 1768 . . . . . 55
3.3. Conversión digital . . . . . 56
3.4. Digitalización de una señal analógica en frecuencia . . . . . 56
3.5. Fórmula para convertir señal analógica en digital . . . . . 56
3.6. Conversor de aproximaciones sucesivas . . . . . 58
3.7. Ejemplo de conversión analógico-digital con un conversor de aproximaciones sucesivas . . . . . 59
3.8. Esquema filtro FIR . . . . . 60
3.9. Esquema filtro IIR . . . . . 61
3.10. Diagrama de polos y ceros en el plano Z . . . . . 61
3.11. Coeficientes del filtro FIR de orden 50 . . . . . 63
3.12. Respuesta en frecuencia del filtro . . . . . 63
3.13. Simulación filtrado de señal de 50 Hz . . . . . 64
3.14. Filtrado digital . . . . . 65
3.15. Pantalla TFT 2.8” . . . . . 66
3.16. Conexionado entre LPC 1768 y pantalla . . . . . 67
3.17. Muestra del sistema de detección . . . . . 68

4.1. Electrodo casero . . . . . 70
4.2. Cable para obtener datos de circuitos y pasar a la tarjeta de audio . . . . . 71
4.3. Primera captación de un ECG . . . . . 72
4.4. Sistema de alimentación simétrico . . . . . 73
4.5. Osciloscopio digital HANTEK 6022 BE . . . . . 74
4.6. Mbed LPC 1768 . . . . . 74
4.7. Mbed LPC 1768 conectado a pantalla digital . . . . . 75
4.8. Circuito empleado para la captación ECG con alimentación simple. . . . 76
4.9. Pilas recargables . . . . . 77

4.10. Señal eléctrica del corazón final . . . . . 78
4.11. Montaje . . . . . 78
4.12. Proceso de fotolitografía . . . . . 79
4.13. Insoladora . . . . . 80
4.14. Fotolitos . . . . . 81
4.15. Diseño de fotolitos en EAGLE . . . . . 82
4.16. Proceso de revelado . . . . . 83
4.17. Proceso de atacado . . . . . 84
4.18. Agua fuerte y agua oxigenada 110 volúmenes . . . . . 85
4.19. Limpieza de PCB con quitaesmaltes . . . . . 86
4.20. Proceso de perforación . . . . . 87
4.21. Material de soldadura . . . . . 88
4.22. PCB montada . . . . . 89
4.23. PCB perforada . . . . . 90
4.24. Prueba de impresión . . . . . 91
4.25. Caja diseñada en FreeCad . . . . . 91

5.1. ECG con sus ondas características . . . . . 93
5.2. Flutter ventricular . . . . . 95
5.3. Bloqueo AV 2:1 . . . . . 95

A.1. Circuito de Protección y Acople de Impedancia . . . . . 99
A.2. Circuito Terminal Central de Wilson . . . . . 100
A.3. Derivaciones Aumentadas . . . . . 100
A.4. Derivaciones Bipolares . . . . . 101
A.5. Derivaciones Precordiales . . . . . 102

# Agradecimientos 

*Gracias a mi familia y amigos por su ayuda y por aguantar todas las pruebas a las que los sometí. Gracias a la enfermera Aranxta Salas por sus explicaciones sobre el funcionamiento del electrocardiógrafo, las cuales me ayudaron a su entendimiento.*

# Resumen:

En el presente trabajo se ha desarrollado un electrocardiógrafo totalmente portátil. Como es sabido, este aparato es usado en medicina para la captación y ampliación de señales generadas por la actividad eléctrica del corazón.

El sistema que se ha desarrollado consta de distintas etapas:

- Obtención de la señal diferencial entre dos puntos del cuerpo con respecto a una señal de referencia y su posterior preamplifiación mediante un amplificador de instrumentación.
- Etapa de filtrado para obtener y poder medir únicamente las componentes frecuenciales que nos interesan.
- Amplificación de la señal.
- Digitalización de la señal con un ADC para su posterior procesamiento con un microcontrolador.
- Visualización de la señal en una pequeña pantalla y algunos datos útiles obtenidos a partir de ella.

# Capítulo 1

# Introducción:

## 1.1. Objetivos

Según la Organización mundial de la salud las enfermedades cardiovasculares son una de las principales causas de mortalidad en el mundo. [1]

Se destinan muchos recursos económicos para paliar estas enfermedades y se hacen muchas campañas para la prevención de las enfermedades del corazón.

Uno de los instrumentos principales que ayuda a detectar enfermedades es el electrocardiógrafo.

Nuestro principal objetivo fue el desarrollo de un electrocardiógrafo autónomo y transportable para poder visualizar la señal eléctrica del corazón. Una de las opciones que se barajaron en un primer momento fue la detección de alguna enfermedad de forma automática como una primera alerta o indicio, para su posterior visualización por un médico.

El sistema se ha intentado desarrollar con los menores costes posibles y únicamente consta de 3 electrodos para hacer mediciones sobre 3 puntos del cuerpo.

En general se suelen usar 10 electrodos para un electrocardiograma completo, pero ~~únicamente~~ con 3~~,~~ podemos observar las patologías más comunes.

[1] http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/

## 1.2. Estudio del Corazón

Podemos citar al matemático Blaise Pascal con una de sus celebres frases “El corazón tiene razones que la razón ignora”.

Este es un contexto diferente al aquí tratado pero, no obstante, ya sea por lo que el ser humano le da de significado al corazón o bien porque éste es comparable al motor principal de una máquina, podemos decir, que es uno de los principales órganos del ser humano y es necesario cuidarlo.

El corazón humano es el órgano muscular principal del aparato circulatorio.

Es el encargado de repartir sangre oxigenada por todo el sistema circulatorio y que llegue a todos nuestros tejidos.

En nuestro cuerpo, el corazón se encuentra situado en la cavidad torácica.

Está dividido en cuatro cámaras:

Dos cámaras superiores:

- Aurícula derecha.
- Aurícula izquierda.

Dos cámaras inferiores:

- Ventrículo derecho.
- Ventrículo izquierdo.

### 1.2.1. Funcionamiento del corazón

Las aurículas reciben la sangre de diferentes partes del cuerpo y envían esa sangre hacia los ventrículos que la vuelven a expulsar.

- Aurícula derecha: Recibe la sangre con poco oxígeno desde:
  - Vena cava inferior: Transporta la sangre del tórax, abdomen y extremidades inferiores.
  - Vena cava superior: Recibe la sangre desde las extremidades superiores y cabeza.

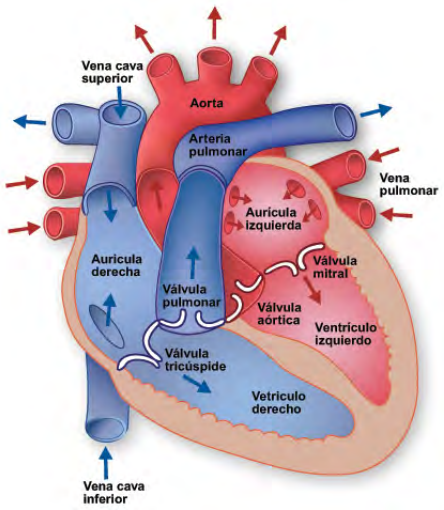



Figura 1.1: Esquema de corazón humano

Estas venas envían la sangre a la aurícula derecha, pasa hacia las arterias pulmonares y vuelve oxigenada a la parte izquierda del corazón a través de las venas pulmonares.

Aquí, la sangre entra en la aurícula izquierda, pasa al ventrículo izquierdo donde es propulsada hacia la arteria aorta, la cual, aporta esa sangre oxigenada a todos los tejidos del organismo.

La sangre pobre en oxígeno vuelve a entrar en las venas cavas y se repite de nuevo el proceso.

El corazón impulsa la sangre en dos movimientos: sístole y diástole.

- Sístole es la contracción del corazón para expulsar la sangre a los tejidos.

- Diástole es la relajación del corazón para recibir la sangre procedente de los tejidos.

Para realizar estas contracciones de forma rítmica el corazón tiene la capacidad de generar **impulsos eléctricos**.

El electrocardiograma o ECG es el registro gráfico de la activad eléctrica del corazón.



Figura 1.2: Registro típico de un ECG

Esta actividad es de escaso voltaje, pero el cuerpo, al estar constituido mayormente por agua, y en ella, al haber disuelto electrolitos capaces de transportar cargas eléctricas, es posible registrar en la superficie de nuestro cuerpo la actividad eléctrica del corazón.

## 1.3. Historia del Electrocardiógrafo

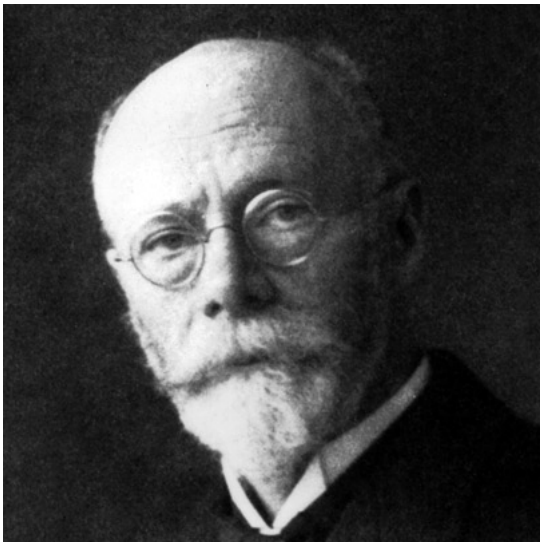


Figura 1.3: Willem Einthoven, padre del electrocardiógrafo

Los primeros indicios de que el corazón generaba electricidad fueron descubiertos en el siglo XIX.

La actividad bioeléctrica asociada al latido cardíaco fue descubierta por Koelliker y Muller en 1856.

Entre 1869 y 1970 Alexander Muirhead registró un electrocardiograma, pero esto, aún se cuestiona hoy día.

En 1872 Lippmann inventa el electrómetro capilar, un tubo fijo de vidrio con una columna de mercurio bañado con ácido sulfúrico. El menisco del mercurio se mueve con las variaciones de los potenciales eléctricos y se puede ver a través de un microscopio.

En 1887 Augustus D. Waller publica su primer electrocardiograma humano.

En 1897 Clement Ader, un ingeniero eléctrico francés, registra un sistema de amplificación de señales conocido como galvanómetro de hilo (cuerda).

En 1901 Einthoven modifica el galvanómetro de cuerda para la consecución del electrocardiograma.

En 1924 Einthoven gana el premio nobel por la invención de electrocardiógrafo.

Todo este sistema a lo largo de los años se ha ido estandarizando y ha evolucionado hasta la actualidad, donde la mayoría de los registros se realizan con sistema electrónicos. [2]





## 1.4. Actividad Eléctrica del Corazón

Para poder bombear la sangre, el corazón genera actividad eléctrica.

El origen de esta actividad eléctrica reside en las células miocárdicas que se contraen (se despolarizan) y se relajan (se repolarizan). El impulso eléctrico se va propagando por todo el tejido especializado en la conducción. Con cada latido se repite una secuencia que se inicia en el nodo sinoauricular (SA) donde se origina el impulso cardíaco, se propaga por las aurículas, nodo aurículoventricular (AV) y, finalmente, a través del sistema de His-Purkinje, llega a los ventrículos que responden, contrayéndose de forma sincrónica, facilitando el bombeo de la sangre a través del sistema circulatorio.

[2] http://www.enfermeriaencardiologia.com/revista/22histelectro.pdf

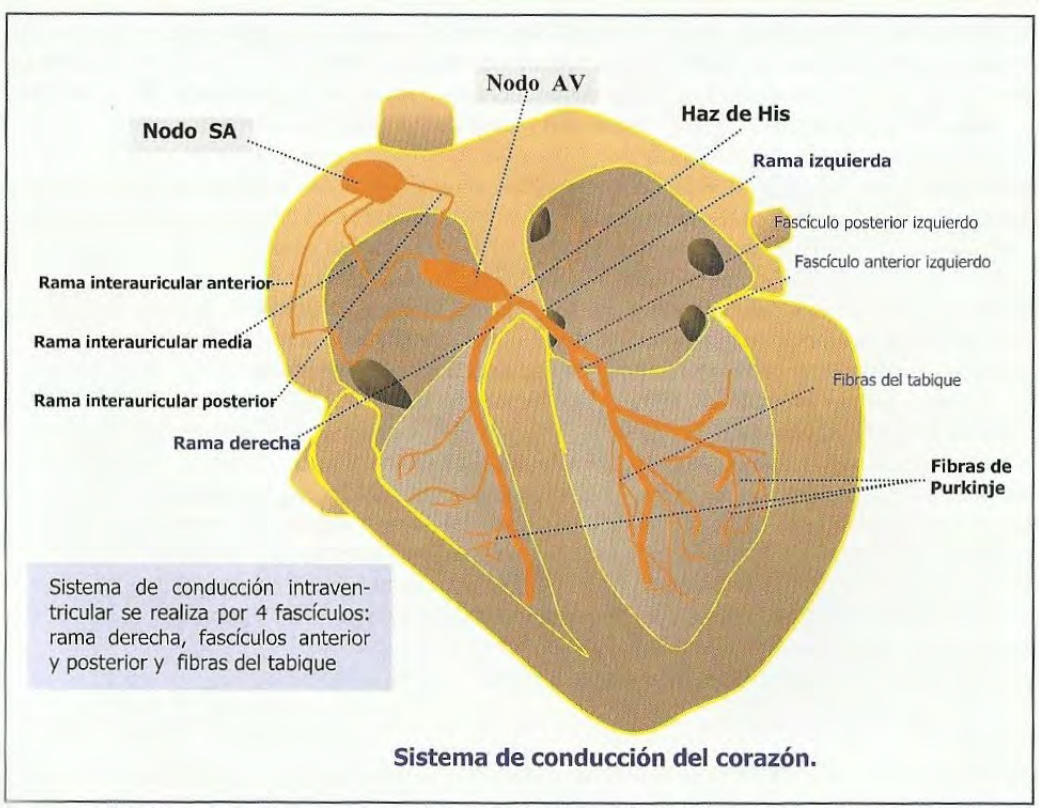



Figura 1.4: Sistema de conducción del corazón

Todo esto se realiza debido a la excitabilidad de las células cardíacas. Las células cardíacas son capaces de responder a estímulos externos (químicos, términos, mecánicos o eléctricos).

La membrana celular de la célula cardíaca separa dos medios acuosos con diferente concentración iónica (intracelular y extracelular) y existe una diferencia de potencial.

~~Todo esto~~ se debe a los compuestos presentes en la célula cardíaca. Estas células son capaces de producir corrientes iónicas al abrir o cerrar canales iónicos que atraviesan la membrana celular y que cambian el potencial de la membrana.

Cuando se produce entrada de $Na^+$ o $Ca^{2+}$ en la célula, ésta , se despolariza porque el potencial se hace menos negativo y cuando se produce salida de $K^+$ o entrada de $Cl^-$ se facilita la repolarización porque el potencial de membrana se hace más negativo.

Hay otras células que tienen capacidad de despolarizarse espontáneamente (llegan al potencial umbral y se despolarizan sin necesidad de estímulo externo).Por ejemplo, en condiciones normales, las células de los nodos SA y AV pueden realizar esto.

## 1.5. Descripción de la Onda Cardíaca

El electrocardiograma (ECG) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón.

La onda que aparece reflejada en la figura 1.6 y que se puede observar en el electrocardiograma es la suma de las diferentes ondas generadas por las señales eléctricas de las diferentes partes del corazón.

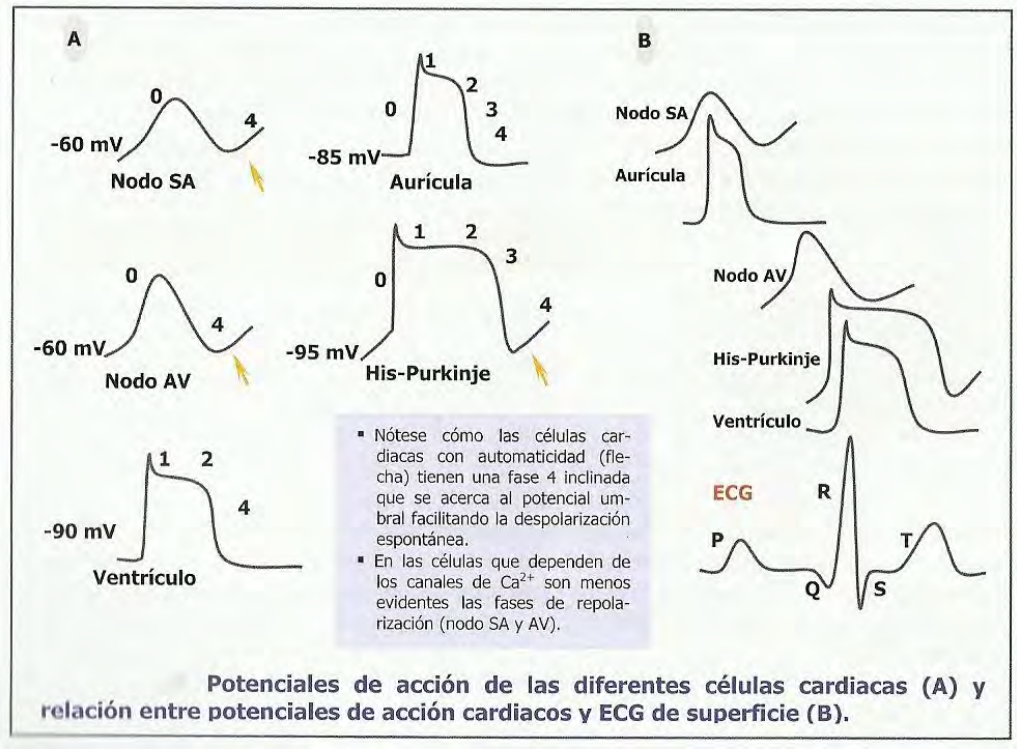



Figura 1.5: Formación de la onda cardíaca

Normalmente el ECG se suele observar una onda parecida a ~~esta~~ en un individuo adulto y sano.

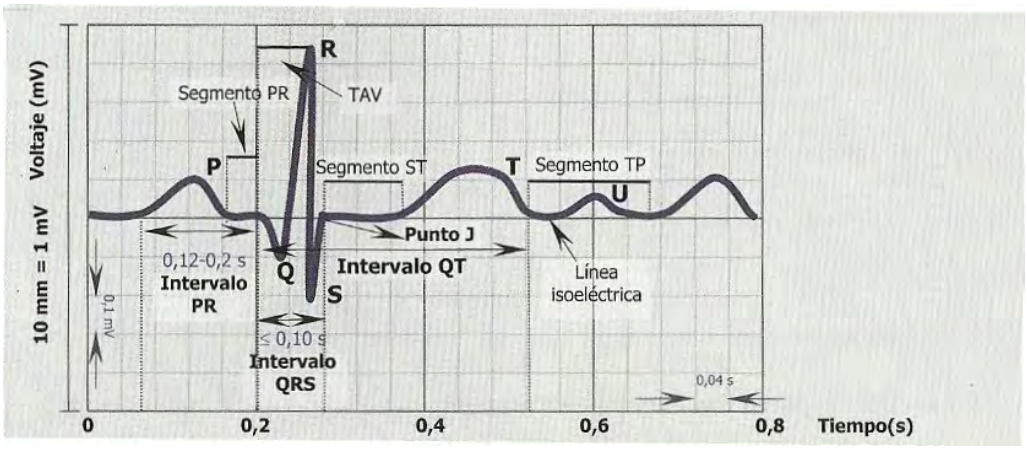



Figura 1.6: Registro de un ECG donde se distinguen sus principales partes

Esta onda se divide en diferentes partes: Activación auricular:

- Onda P: Es debida a despolarización de aurículas.
- Onda de repolarización auricular (Onda Ta): Es la deflexión producida al final de la onda P por la repolarización auricular. Lo más habitual es que esté incluido en el intervalo PR.




Figura 1.7: Onda de repolarización auricular (onda Ta)

Activación ventricular:

- Ondas del complejo QRS debidas a la despolarización ventricular desde el comienzo a final de QRS. Mide de 0,06 a 0,10 segundos.
  - Onda Q: es la primera onda negativa antes de la primera onda positiva.
  - Onda R: es toda onda positiva, es la de mayor tamaño y la clásica imagen que aparece en un ECG.
  - Onda S: es toda onda negativa después de una onda positiva.

Repolarización ventricular:

- Onda T: Por repolarización de ventrículos.
- Onda U: Sigue a la onda T, es de significado incierto. Se piensa que aparece por repolarización del sistema de conducción intraventricular (Purkinje).

**Velocidad de conducción:** La velocidad de los impulsos eléctricos a través del corazón es muy variable dependiendo de las propiedades de las diferentes partes del sistema de conducción y de las células miocárdicas. La mayor velocidad es de las células del sistema de His-Purkinje (unos 2m/s) y la más lenta de los nodos SA y AV (0,01 a 0,5 m/s).

Frecuencia de disparo y velocidad de conducción de las células miocárdicas y tejido especializado de conducción.

| | Frecuencia (latidos/min) | Velocidad de conducción (m/s) |
|---|---|---|
| Nodo sinoauricular | 60-80 | 0,05 |
| Células auriculares | 0 | 0,3-1 |
| Nodo auriculoventricular | 15-25 | 0,01-0,5 |
| Sistema His-Purkinje | 20-45 | 1-4 |
| Células ventriculares | 0 | 1-2 |

Figura 1.8: Velocidad de conducción de las células miocárdicas

Al colocar los electrodos podemos obtener 12 derivaciones que registran la actividad del corazón de forma simultánea.

Esto quiere decir que se observa el mismo fenómeno desde 12 localizaciones diferentes.

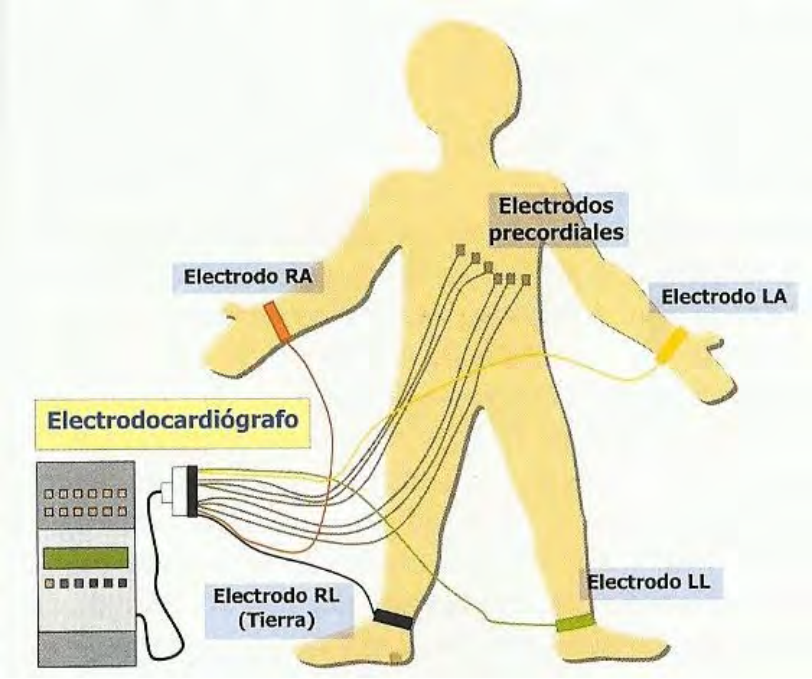
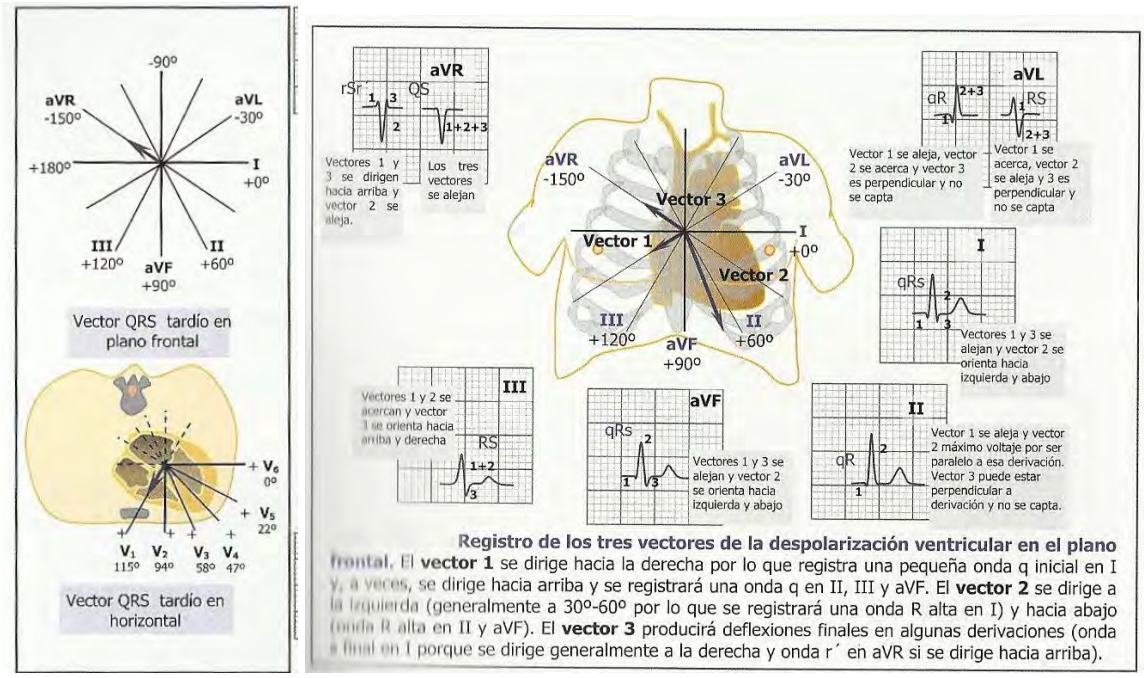



Figura 1.9: Situación de los electrodos de las derivaciones

Podemos obtener un registro del corazón desde diferentes planos y así poder hacernos una idea de cómo se comporta y cómo realmente es, un órgano tridimensional.




(a) Vector basal o vector QRS Tardío (b) Registro de los tres vectores de la despolarización ventricular en el plano

Figura 1.10: Ejemplos de direcciones de vectores en el corazón

Estas derivaciones pueden ser bipolares, si se comparan con otra derivación, o monopolares, cuando se compara su potencial con un punto que se considera como potencial 0.

Para registrar situamos 4 cables en las extremidades del paciente (derivaciones miembros) y 6 en la cara anterior del tórax (derivaciones precordiales).

Además de las derivaciones estándar existen derivaciones esofágicas, derivaciones de vigilancia (en unidades de cuidados especiales) y derivaciones intracardíacas.

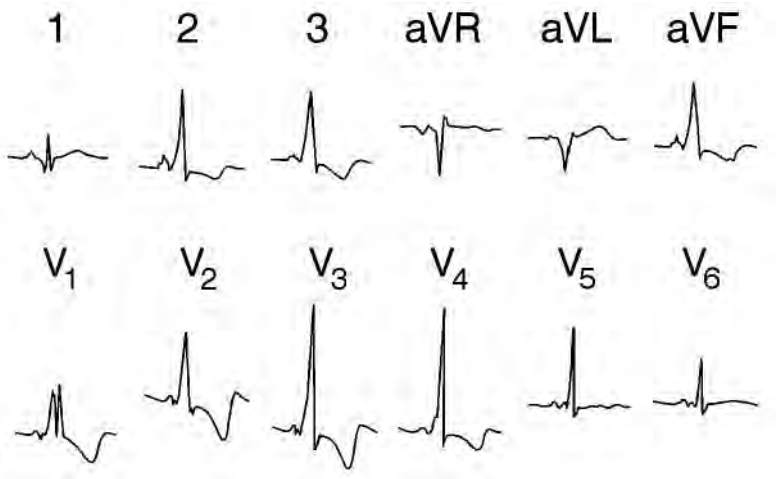



Figura 1.11: Misma onda vista desde las diferentes derivaciones más usuales.

Las derivaciones bipolares son las originales que eligió Einthoven en 1901 para registrar potenciales eléctricos en el plano frontal. Einthoven popularizó la idea de que el cuerpo humano es un conductor de gran volumen, con una fuente de actividad eléctrica en su centro, que es el corazón. Esta idea no es estrictamente cierta, pero ayuda. Basándose en esta idea unió los ejes de las derivaciones bipolares formando los tres lados de un triangulo equilátero sobre el cuerpo, colocando electrodos en brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda y considerando que el centro, era el corazón.

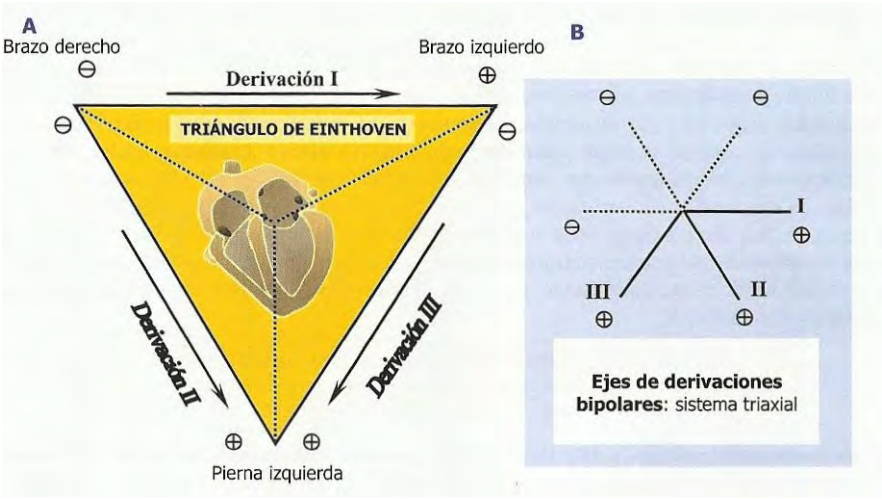


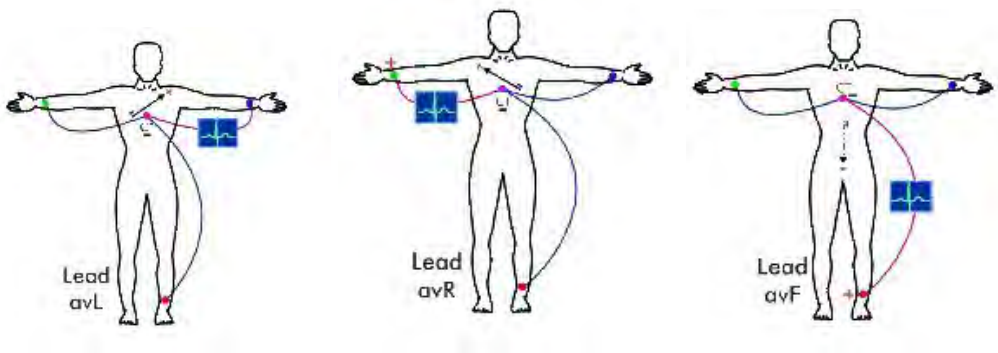

Figura 1.12: Triangulo de Einthoven y sistema triaxial

Las características del triángulo de Einthoven son:

1. Es equilátero.
2. Sus tres lados (I II Y III) equidistan del corazón.
3. Sus tres vértices corresponden a las raíces de los miembros: brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda.
4. El triangulo representa el plano frontal que pasa por el centro del corazón.
5. Todos los vectores que representan la actividad eléctrica cardíaca se sitúan en el centro eléctrico del corazón.

Si desplazamos los tres lados del triángulo de Einthoven al centro del mismo obtenemos un sistema de referencia triaxial que, sin alterar la relación matemática entre las derivaciones, nos permite proyectar la magnitud de los vectores sobre cada eje de la derivación con más facilidad.

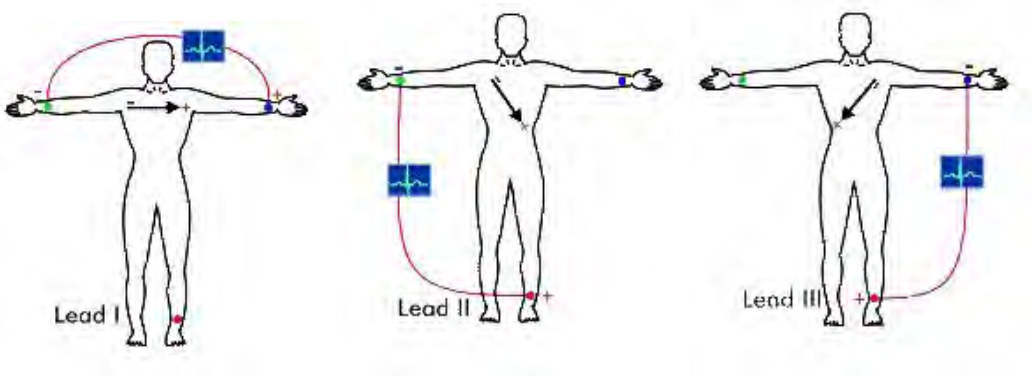
Derivaciones Monopolares con su vector correspondiente.




(a) Derivación aVL (b) Derivación aVR (c) Derivación aVF

Figura 1.13: Derivaciones aumentadas

Derivaciones Bipolares con su vector correspondiente.




(a) Derivación I (b) Derivación II (c) Derivación III

Figura 1.14: Derivaciones bipolares

Derivaciones Precordiales

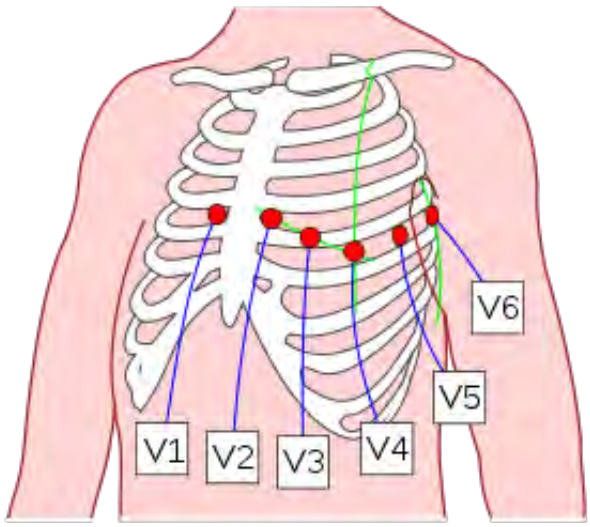



Figura 1.15: Derivaciones precordiales de V1 a V6

Las derivaciones bipolares solo registran diferencias de potencial eléctrico, pero no el potencial real en un punto de la superficie corporal. Para ello Wilson ideó, basándose en la teoría de Einthoven de que el corazón se encuentra en el centro de un triángulo equilátero, unas derivaciones monopolares que fuesen capaces de registrar el potencial absoluto y cualquier fenómeno eléctrico recogido en el área miocárdica subyacente. Para obtener las derivaciones monopolares se necesita un punto con voltaje 0 con el que comparar el voltaje obtenido. Este voltaje 0 se obtiene uniendo los 3 electrodos situados en las extremidades

(LA+RA+LL) mediante resistencias de 5000 Ω. El eje de las derivaciones monopolares se obtiene uniendo cada electrodo positivo con el punto de potencial 0 (Terminal central) como electrodo indiferente.

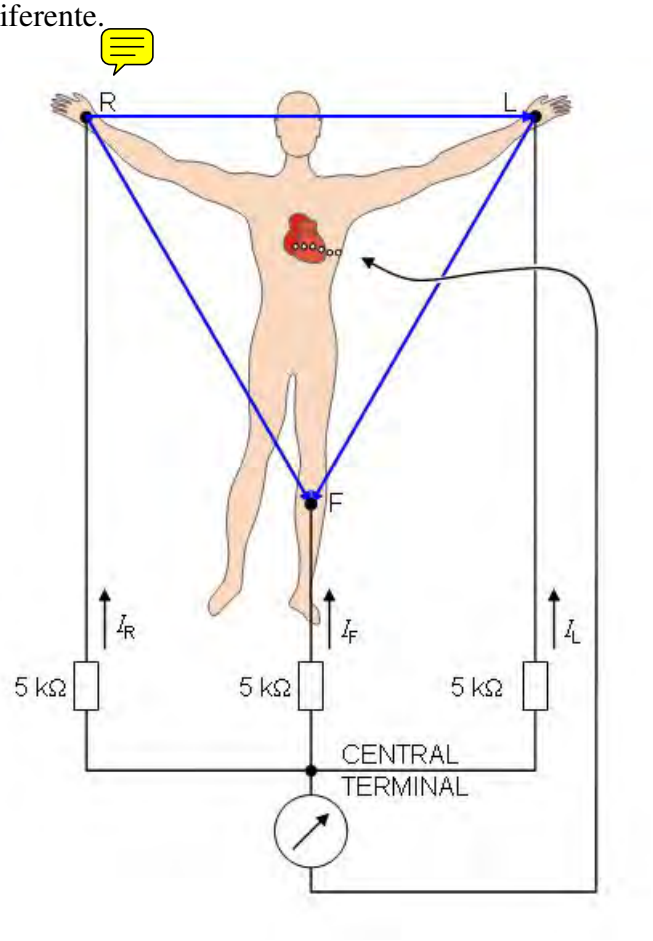



Figura 1.16: Terminal central de Wilson

Nota: Nuestro electrocardiógrafo únicamente registrará derivaciones bipolares de forma aproximada (sin estandarizar), más adelante se mostrará un esquema de un electrocardiógrafo completo con todas sus derivaciones que no se ha implementado ~~aquí~~. A

## 1.6. Componentes Frecuenciales del Corazón

Las componentes frecuenciales normalmente se encuentran entre 0,01 Hz y 250 Hz [3]. Aunque realmente la señal del corazón útil para detectar cardiopatías se encuentra antes

[3] Instrumentación Biomédica. Rafael Barea Navarro

de los 60 Hz. Muy importante es la eliminación del ruido de 50 Hz presente en todos los sistemas eléctricos y que aparecen reflejados en un ECG.

## 1.7. Frecuencia Cardíaca

Es el número de contracciones del corazón por minuto.

Realmente depende de diversos factores como la edad, el sexo o de la condición física. Además del estado psicológico en el momento, factores genéticos, postura etc...

En reposo normalmente suele ser de 60- 100 latidos/min.

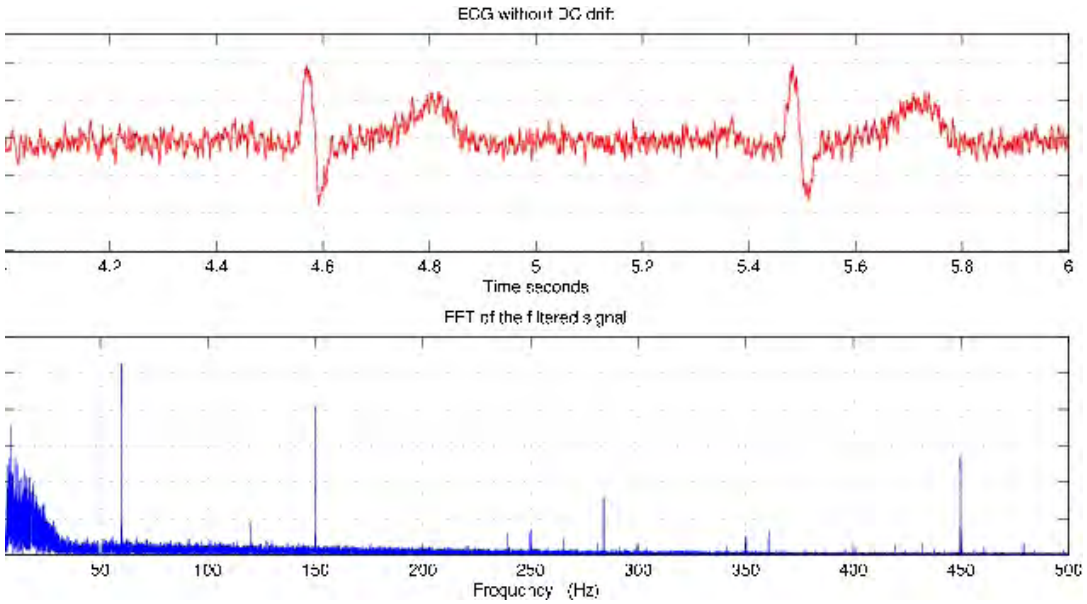



Figura 1.17: ECG visto en tiempo y frecuencia

### 1.7.1. Típicas situaciones que pueden darse en el corazón según la frecuencia cardíaca

**Taquicardia:** es el incremento de la frecuencia cardíaca. Es la contracción demasiado rápida de los ventrículos. Se considera cuando la frecuencia cardíaca es superior a 100 latidos por minuto en reposo

**Bradicardia:** supone la emisión, por parte del nódulo sinusal, de menos de 60 pulsaciones por minuto (ppm), o su falta de función total.

# Capítulo 2

# Estudio de los Circuitos Utilizados:

La señal eléctrica del corazón tiene una amplitud muy baja. Ésta depende de cada paciente en particular, de la colocación de los electrodos, si estos llevan o no un gel conductor y diversos factores más. Su suele usar un gel para aumentar la conductividad entre el electrodo y la piel.

La magnitud de la señal eléctrica que llega a un ECG tiene un rango de 0.5 a 4 mV con un ancho de banda de 0.01 -250 Hz. Aunque la media suele ser de 1 mV de amplitud y la señal útil entre 1 Hz y 100 Hz. Esto supone una señal difícil de adquirir y necesario de amplificar y filtrar, ya que el ruido, envuelve completamente a la señal.

La parte analógica se puede dividir en varios bloques:

- Alimentación
- Transductores
- PreAmplificación
- Filtrado y amplificación

## 2.1. Alimentación

El sistema de alimentación se ha realizado con dos circuitos conversores DC DC. Está basado en el integrado LM2596.

Se puede alimentar con una tensión entre 4 voltios y 40 voltios. Nos proporciona una tensión de salida estable entre 1.3 y 35 Voltios, ajustables con un potenciómetro.

Nosotros usamos dos pilas de 9 voltios recargables.

El circuito utilizado es el mostrado en la 2.1

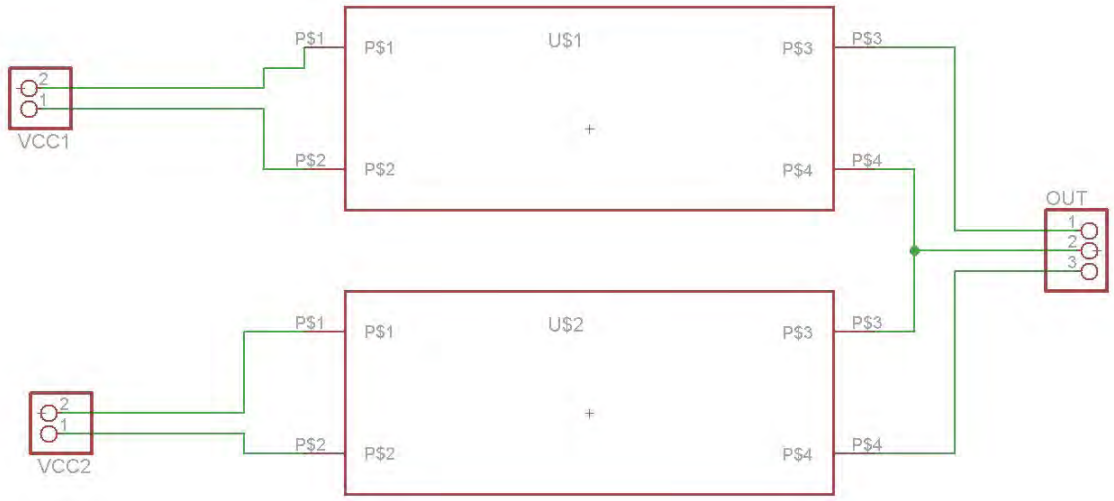



Figura 2.1: Esquema de alimentación simétrica

Pensamos en usar conversores DC DC que nos proporcionaran salidas positivas y negativas en un propio integrado.

Por ejemplo el MAX680, pero, según su hoja de característica no proporcionaba corriente suficiente para alimentar todas las partes del circuito.

Además del mencionado, también se buscaron otros integrados conversores dc-dc (TC7660) pero presentaban también la limitación indicada anteriormente, y algunos, otras como puede ser la de ser encapsulados SMDs.

## 2.2. Transductores

El transductor que necesitamos es el electrodo.

Los electrodos son dispositivos que permiten medir las señales eléctricas del corazón. Convierten las corrientes iónicas producidas por la distribución de potencial en el interior del tejido del cuerpo, en corrientes eléctricas.

El electrodo es básicamente un metal conductor.

En el interior del cuerpo, como se vio anteriormente, hay electrolitos (iones libres).

Al poner en contacto el electrodo con la piel (suponemos la piel como una solución iónica) se dará un intercambio iónico entre el conductor metálico y ésta. Como consecuencia aparecerá un potencial eléctrico en el electrodo.

El circuito equivalente del electrodo en contacto con el cuerpo, consiste en una tensión en serie con una red resistencia-condensador:

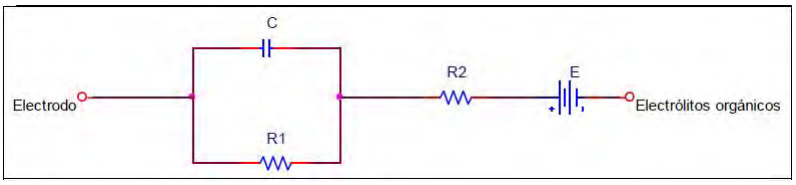



Figura 2.2: Circuito equivalente de la interfase de electrodo para biopotencial

Dado que para medir los potenciales bioeléctricos se requieren dos electrodos, la tensión medida es en realidad, la diferencia entre los potenciales instantáneos de los dos electrodos.

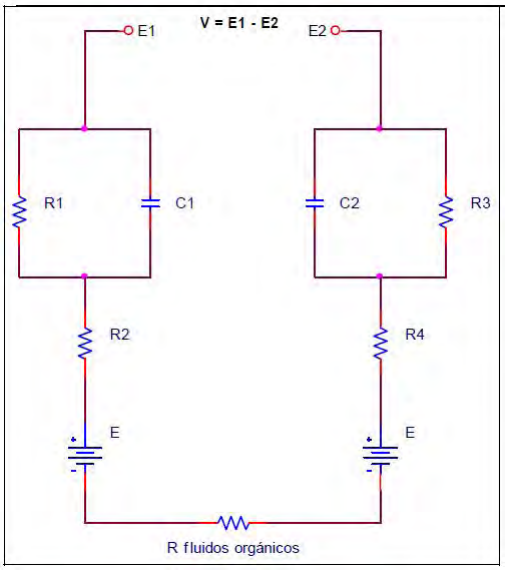



Figura 2.3: Circuito equivalente de la medida de biopotenciales con dos electrodos

Hay diferentes tipos de electrodos, nosotros usaremos electrodos reusables de pinza. Estos electrodos consisten en una pinza de plástico con una chapa recubierta de níquel. Son útiles para su colocación en los brazos y piernas.



Figura 2.4: Electrodo de pinza

Además de los anteriores, se han usado también otro tipo de electrodos superficiales como el de la 2.5. Estos son normalmente usados para medir las derivaciones precordiales. Se han elegido por que poseen una ventosa muy útil a la hora de aferrarse a la piel, esto evita ruidos por movimientos o desplazamientos de los mismos.



Figura 2.5: Electrodo precordial tipo ventosa

Se comprobaron diferentes medidas con un conductor como el alcohol. Se vio que se aumentaba la conductividad si se aplicaba sobre el electrodo y la piel.

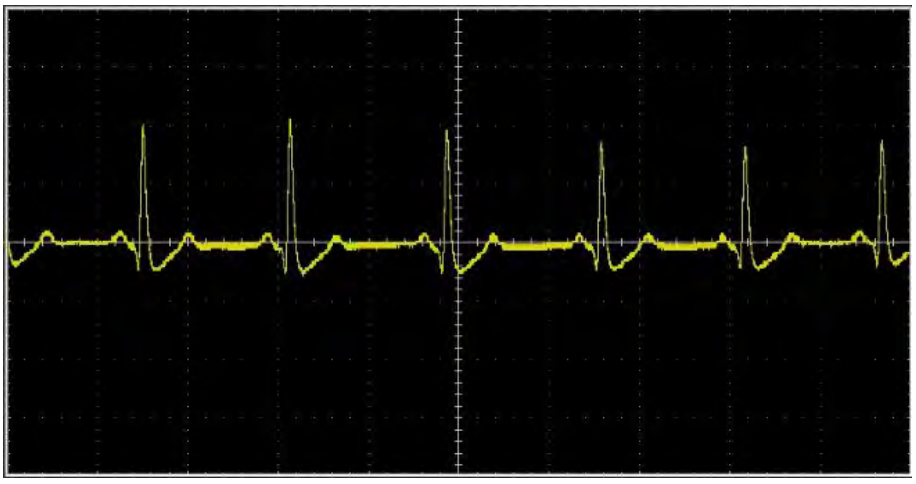


Figura 2.6: Prueba ECG sin alcohol

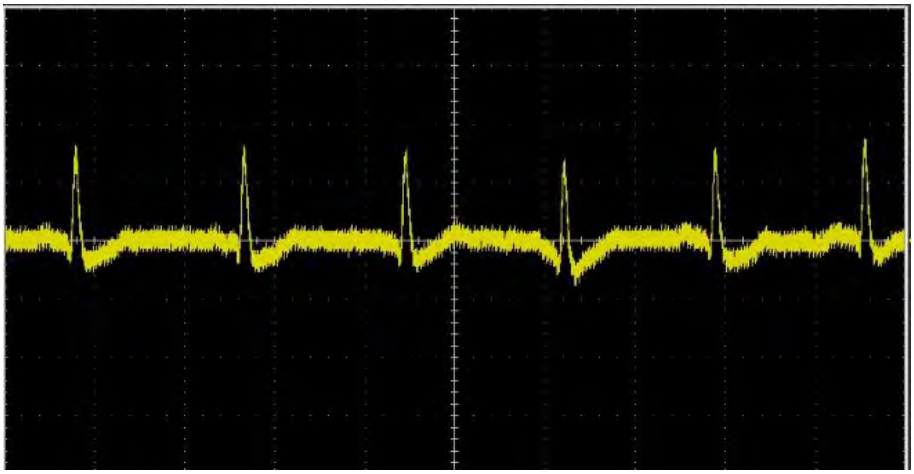
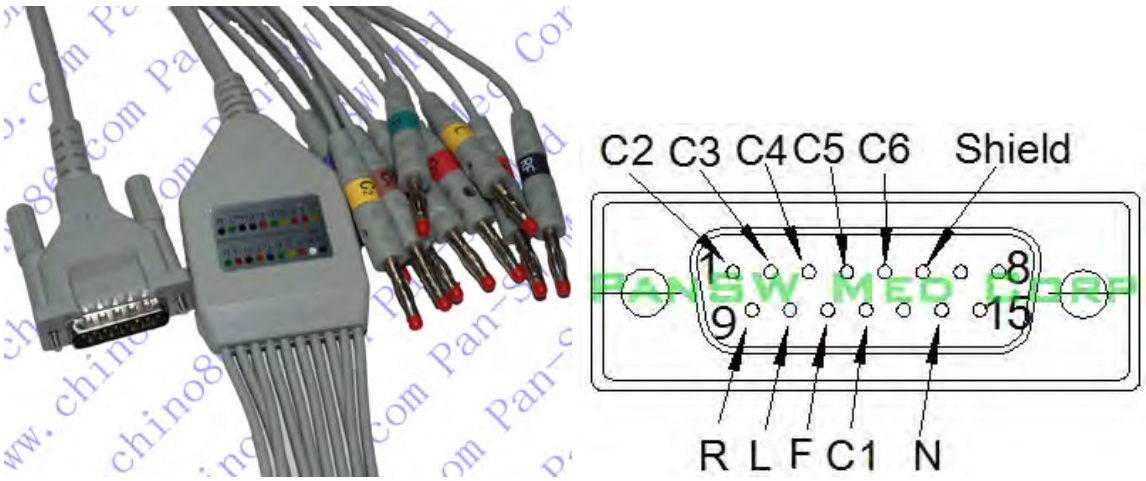


Figura 2.7: Prueba ECG con alcohol

Los electrodos ~~van unidos una especie de hueco para poder~~ introducir un cable con el que transportar las señales. Se ha usado un cable Schiller para transportar las señales al sistema de preamplificación.




(a) Cable ECG Schiller (b) Conexionado

Figura 2.8: Transporte de señales

Dado que no es fácil encontrar documentación del material utilizado, por venir en gran parte de China, fue especialmente útil la imagen mostrada en la 2.8b para entender la colocación de cada terminal.

## 2.3. PreAmplificación

Las señales eléctricas generadas por el corazón, como se observó anteriormente, son de muy baja amplitud y es necesario realizar su amplificación.

Realmente nosotros vamos a hacer una medida de las derivaciones bipolares. Esto significa que vamos a medir una señal de la diferencia de dos partes del cuerpo. Por lo tanto, necesitamos la diferencia de dos señales con respecto a un potencial, el potencial referencia para la medida. Este potencial de referencia será la pierna derecha o izquierda. (Suele usarse la pierna derecha).

### 2.3.1. Amplificador Operacional

Todas las medidas se realizan con amplificadores operacionales o sistemas que usan amplificadores operacionales.

El amplificador operacional es un dispositivo electrónico que tiene dos entradas y una salida.

Esta alimentado entre dos diferencias de potencial por dos terminales. Se suele alimentar de forma simétrica aunque no siempre es así.

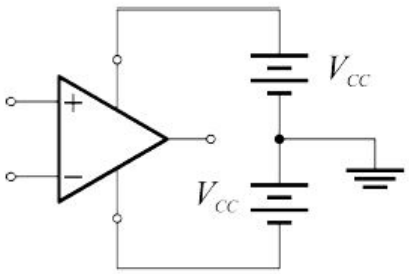



Figura 2.9: Amplificador operacional

La salida, de forma ideal, es la diferencia de las dos entradas multiplicada por un factor de ganancia.

$$V_0 = A_d \left(V^+ - V^-\right)$$

Idealmente este dispositivo tiene una ganancia infinita, impedancia de entrada infinita (corrientes de entrada cero), ancho de banda infinito e impedancia de salida nula.

Realmente no es así.

| Parámetro | Valor ideal | Valor real |
|---|---|---|
| $Z_{in}$ | ∞ | 10 TΩ |
| $Z_{out}$ | 0 | 100 Ω |
| Bw | ∞ | 1 MHz |
| G | ∞ | 100.000 |
| Ac | 0 | |

Figura 2.10: Valor ideal y real de un amplificador operacional

Este dispositivo puede usarse en varias configuraciones que se podrían agrupar como aquellas con retroalimentación negativa, positiva o sin retroalimentación.

En lazo abierto suele usarse como comparador donde la salida saturará hacia uno de los niveles de alimentación dependiendo de las entradas.

En lazo cerrado puede usarse con realimentación positiva o negativa. La realimentación negativa es la más usada ya que podemos estabilizar la salida con resistencias y trabajar en una región lineal. Con la condición de realimentación negativa se puede suponer que $V^+ = V^-$ y que $i^+ = i^- = 0$.

Podemos usarlo para montar multitud de circuitos útiles.

Aquí vamos a ver los circuitos que nos interesan para nuestro estudio.

### 2.3.2. Amplificador Diferencial

Para amplificar las señales diferenciales del cuerpo, que son las que nos interesan, se debe usar una configuración de amplificador diferencial. Podemos fijarnos en un amplificador diferencial con la condición de puente balanceado [1]

[1] Visto en la asignatura Diseño de circuitos integrados

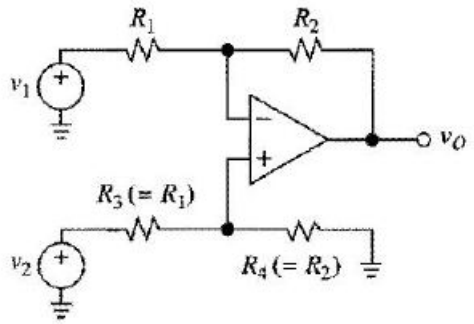



Figura 2.11: Amplificador diferencial con la condición de puente balanceado

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \Longrightarrow V_0 = \frac{R_2}{R_1}(v_2 - v_1)$$

Como podemos observar la ganancia depende de dos resistencias, pero, podemos hacer que esta sea variable y dependa solo de una resistencia de esta forma:

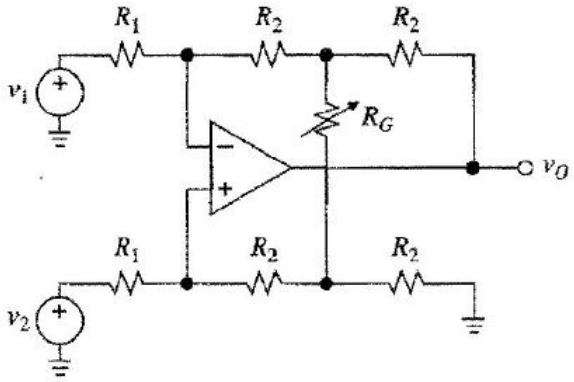



Figura 2.12: Amplificador diferencial con ganancia variable

$$V_0 = \frac{2R_2}{R_1}\left(1 + \frac{R_2}{R_G}\right)(v_2 - v_1)$$

Pero realmente, para la adquisición de señales biomédicas, se usa y usaremos un amplificador de instrumentación, debido a su alta impedancia de entrada y su rechazo al modo común alto.

### 2.3.3. Rechazo al Modo Común

Cuando la entrada de voltaje positiva y la entrada de voltaje negativa son iguales, ~~ósea~~, que le introducimos la misma señal, existe una pequeña señal de salida. Esto debería ser cero, pero debido a que los amplificadores operacionales reales no son ideales, aparece una pequeña señal de salida por su construcción.

La razón de rechazo al modo común o CMRR es la medida de rechazo a esa señal cuando las entradas son iguales (o de voltaje común).

$$CMRR = 20log\left(\frac{A_d}{A_c}\right)$$

Como vemos nos interesa una CMRR alta y esto lo conseguimos con los amplificadores de instrumentación. Aunque realmente la característica más significativa de los amplificadores de instrumentación es su alta impedancia de entrada.

### 2.3.4. Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación (AI) se usa para amplificar señales de bajo nivel en presencia de componentes elevadas de modo común en aplicaciones de control, biomedicina,...

Un amplificador de instrumentación (AI) es un amplificador diferencial que satisface las siguientes especificaciones:

- Impedancias de entrada en modo diferencial y común extremadamente altas (~~I~~nfinitas, en forma ideal).
- Impedancia de salida muy baja (idealmente cero).
- Ganancia exacta y estable, por lo general en el rango 1 V/V a $10^3$ V/V.

- Razón de rechazo el modo común muy elevada.

Un amplificador diferencial podría satisfacer las tres últimas condiciones, sin embargo, no podría alcanzar la primera condición debido a que sus resistencias de entrada tanto en modo diferencial como en modo común son finitas.

Para eliminar este inconveniente el amplificador diferencial va precedido de dos buffers (seguidores de tensión) con alta impedancia de entrada, dando lugar al AI

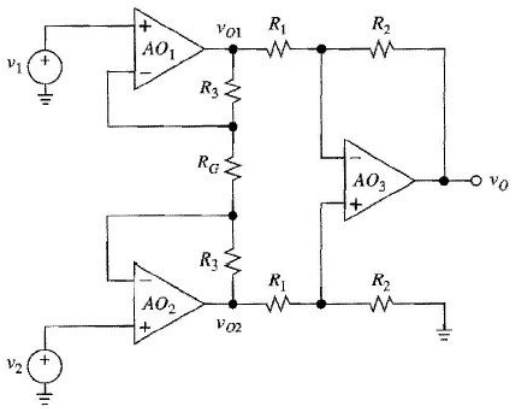



Figura 2.13: Esquema de amplificador de instrumentación.

$$V_0 = A(v_2 - v_1)$$

$$A = \left(1 + \frac{2R_3}{R_G}\right) \cdot \frac{R_2}{R_1}$$

El amplificador de instrumentación elegido ha sido el INA114AP, el cual tiene, en su hoja de características, un ejemplo para la adquisición de señales eléctricas del corazón. Este ejemplo es el que se ha seguido para el montaje del electrocardiógrafo.

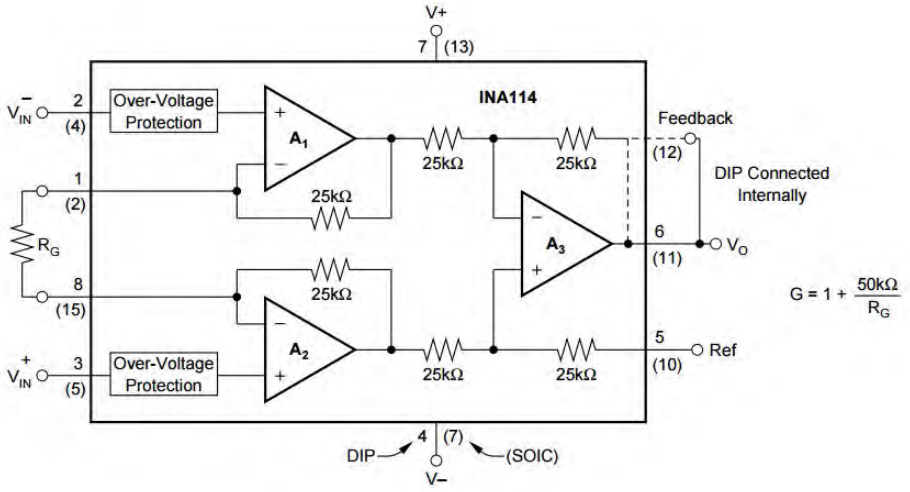



Figura 2.14: Diagrama interior del AI INA114AP

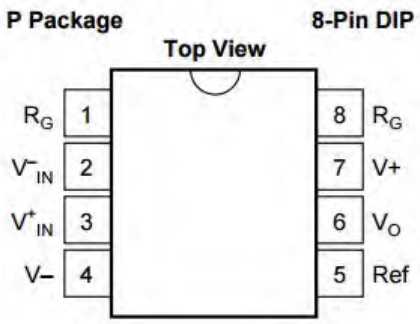



Figura 2.15: Patillaje del INA114AP

Este integrado se ha usado también por su bajo coste y sus prestaciones para poder adquirir las señales eléctricas del corazón.

### 2.3.5. Características INA114AP

- Modo de rechazo común con alta ganancia High common-mode rejection (115dB at G = 1000).

- Como se puede observar en la Figura 2.16 tiene una ganancia constante a frecuencias menores de 1 KHz (Perfecto para nuestro uso ya que nos encontramos por debajo de 300 Hz)

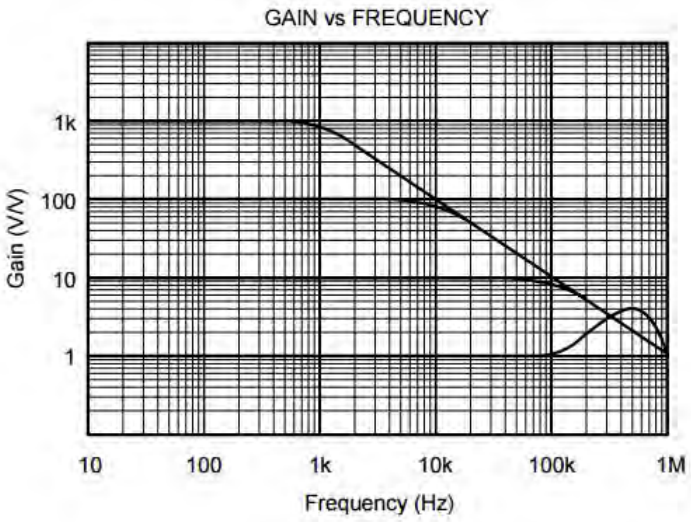



Figura 2.16: Variación de la ganancia con respecto a la frecuencia

- Amplio rango de alimentación WIDE SUPPLY RANGE: $\pm$2.25 to $\pm$18V
- Protección de sobre-voltaje INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION: $\pm$40V
- Pequeño voltaje de offset. LOW OFFSET VOLTAGE: 50$\mu$V max
- Control de ganancia mediante una resistencia externa

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Hemos seguido el esquema del circuito de la 2.17 variando las resistencias de $2{,}8k\Omega$ a $2{,}2k\Omega$ debido a la disponibilidad de resistencias que teníamos. Posteriormente se comprobó que el rendimiento era bueno, por eso se conservaron.

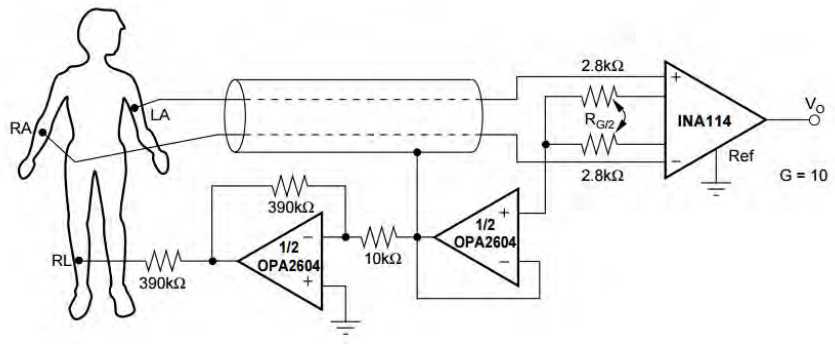



Figura 2.17: Amplificador de señales ECG mostrado en la hoja de características del INA114AP.

## 2.4. Circuito de la Pierna Derecha

El circuito de la pierna derecha se usa para aumentar el factor de rechazo al modo común. Si se analiza este circuito lo que realmente hace es poner, de forma dinámica, el cuerpo a un potencial que es el inverso del modo común (amplificado de forma negativa con una ganancia de -39) recogido por los otros dos electrodos.

Dirige una pequeña corriente (menor de un microamperio) a la pierna derecha del paciente de modo que se igualen las corrientes que fluyen por el cuerpo. Conseguimos así que el modo común sea mucho menor.

Este circuito mejora también la seguridad del paciente por si aparecen tensiones muy altas en el AI, crea una tierra virtual aislando al paciente.

Nosotros no hemos usado realmente esta parte del circuito como tal, debido a que realmente aparecía mucho ruido. Esto es porque los amplificadores operacionales de esta parte deben ser de muy bajo ruido y de muy baja distorsión, al no ser así, como vimos en nuestro caso, será contraproducente.

Cuando se colocó esta configuración aparecía un ruido de 50 Hz con mucha más amplitud.

El esquema usado y que hemos visto que proporcionaba el menor ruido con los componentes que teníamos ha sido el de la ~~f~~igura 2.18

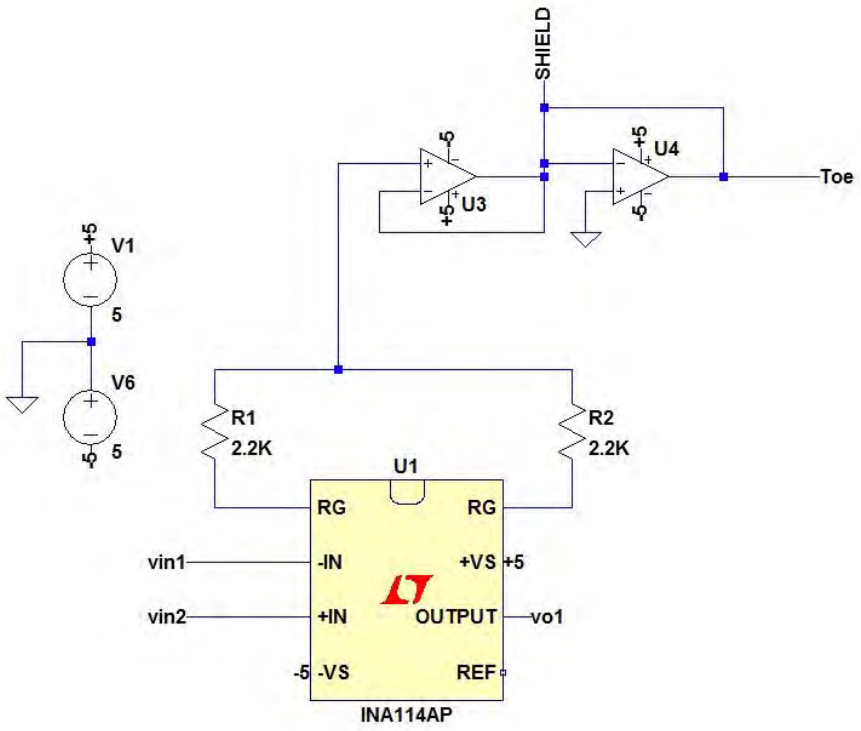



Figura 2.18: Amplificador de señales ECG usado

No se ha seguido el esquema proporcionado de la hoja de características del AI INA114AP debido a que los amplificadores operacionales que teníamos no eran de baja distorsión y la señal quedaba envuelta en ruido de 50 Hz y no se podía apreciar bien. 2.19

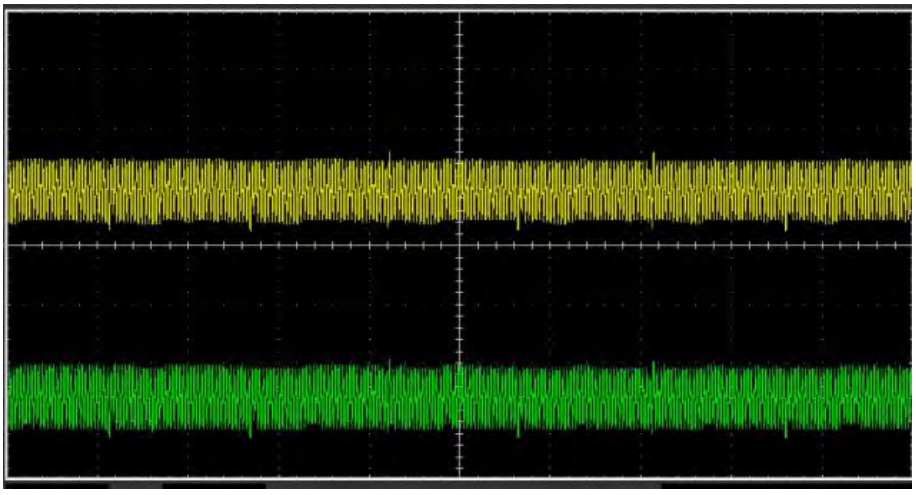


Figura 2.19: Señal captada en el esquema de adquisición ECG INA114AP

En las entradas del AI se colocan los electrodos derecho e izquierdo y el circuito de la pierna derecha se ha conectado a tierra virtual y a la protección del cable usado (SHIELD). Se ha conectado al circuito mediante un seguidor de tensión.

Realmente la señal cuando se hicieron pruebas solía estar alrededor de 1 mV o 2 mV de amplitud y cuando obteníamos la señal amplificada con el AI estaba alrededor de entre unos 10 y 20 mV.

Pero a veces la señal diferencial del corazón era de mayor amplitud. En este caso vimos que de unos 4.8 mV como se puede observar en Figura~~(n).~~

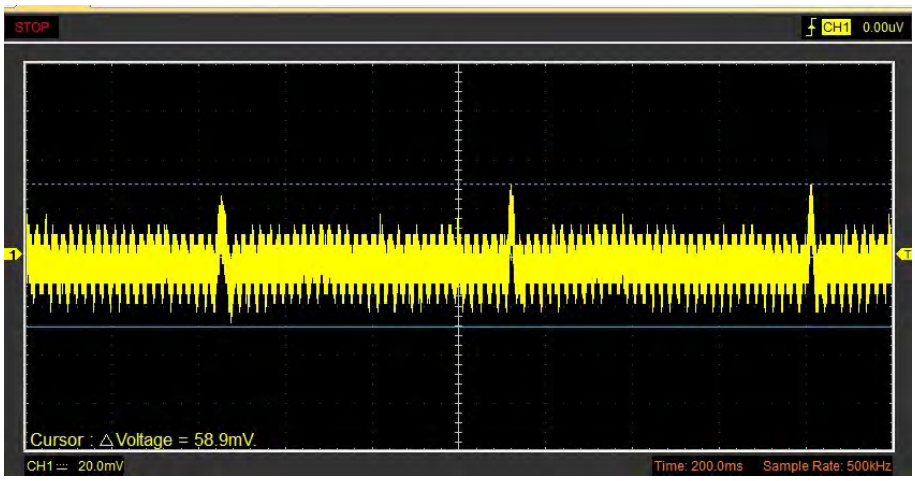



Figura 2.20: Señal preamplificada con INA 114AP

Tenemos una señal de amplitud aproximada de 58 mV ya amplificada con lo cual obtenemos a partir de la ganancia del amplificador que unos 4.8 mV era su amplitud inicial. Ésta no se puede ver ya que necesitamos el amplificador de instrumentación para amplificarla, si no, la señal no se puede ver debido a su baja amplitud y a que está en el nivel de ruido.

Se ha realizado también una simulación con LTspice con unas señales triangulares de una frecuencia de 120 pulsaciones/minuto o 2 Hz de repetición entre una señal y otra. obteniendo el resultado mostrado en la ~~f~~igura 2.22

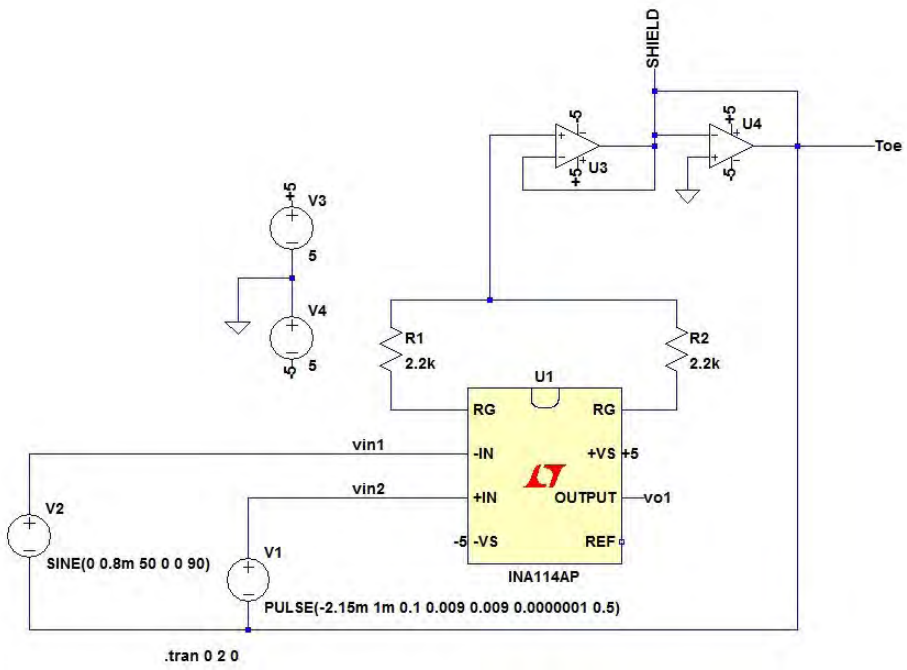



Figura 2.21: Simulación de captación de señales ECG

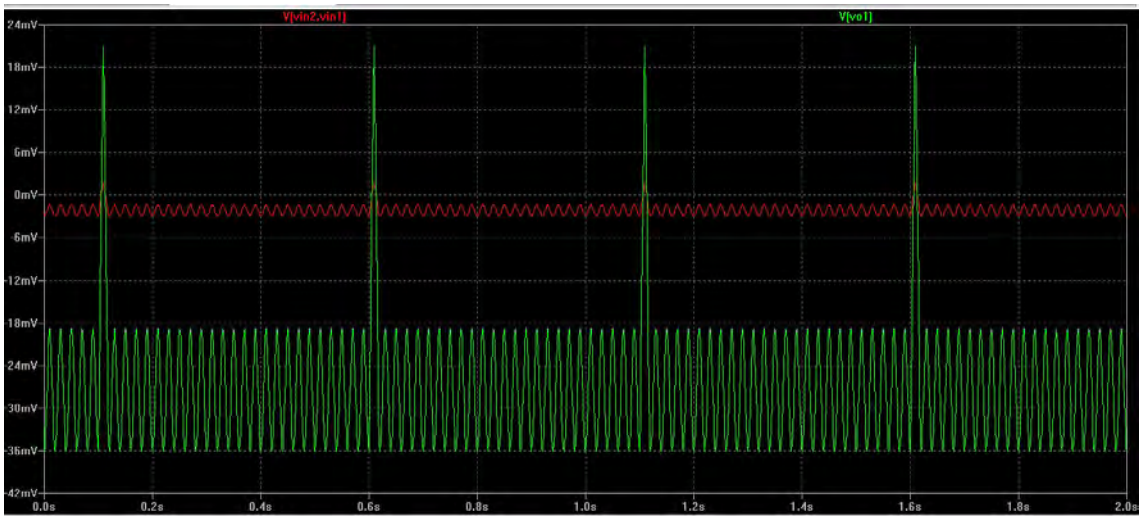



Figura 2.22: Señal obtenida en la simulación

La señal eléctrica del corazón es una señal ~~paso banda~~, está entre 0.001 y 250 Hz , siempre aparece una pequeña señal de continua. Además aparece habitualmente una señal de pocos Hz con la respiración, con el movimiento muscular etc...

Aparece ruido por dispositivos eléctricos a 50 Hz y armónicos de esa frecuencia.

En EEUU y Japón sería de 60 Hz. Aparecen ruidos de más alta frecuencia ya que los cables actúan como antenas. Por ello es necesario filtrar la señal.

## 2.5. Amplificación, Filtrado y Otros Circuitos

Como la señal que obtenemos tras la preamplificación del INA114 AP aún es pequeña la amplificamos de nuevo.

### 2.5.1. Amplificación

La amplificación se ha realizado con un montaje de un amplificador no inversor.[2] El Opam usado ha sido el circuito TL084

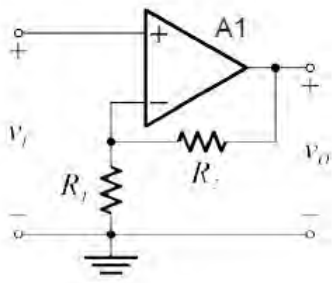



Figura 2.23: Amplificador no inversor

$$|A_{v0} = \frac{v_0}{v_I}|_{i_0=0} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$R_2 = 10k\Omega$$

$$R_1 = 68\Omega$$

[2]Visto en la asignatura Fundamentos de electrónica.

Se ha amplificado con una ganancia de 148 . Ésta es bastante grande. A la hora de amplificarla si la señal esta en torno a unos 20 o 25 mV la amplitud estará en unos 3.7 Voltios. Sería lo ideal para trabajar con la señal. Aunque se pensó en colocar un potenciómetro para controlar esa ganancia nunca se llegó a colocar, pero es útil para evitar que la señal sature. Aunque podemos variar la alimentación con un máximo de 9 voltios con los potenciómetros de la alimentación y así evitar que recorte la señal como en este caso.

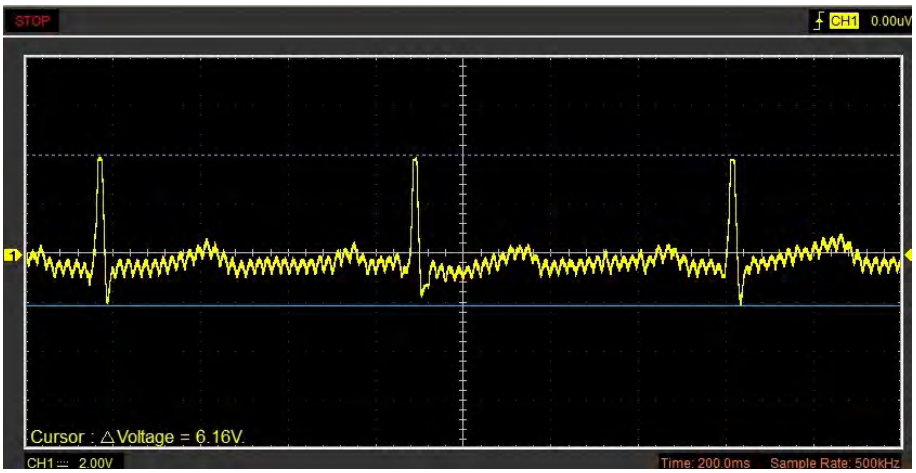



Figura 2.24: Señal amplificada en portátil sin transformador enchufado

Como vemos en la Figura 2.24 la señal inicial era alta y la señal se corta por arriba.

También podemos destacar el ruido de la imagen, y además destacar que las medidas se estaban realizando con un osciloscopio conectado al ordenador.

Si enchufamos el cable de alimentación eléctrica del ordenador el ruido aumentaba considerablemente. Por eso basándonos en este hecho, parece claro que a la hora de captar este tipo de señales, es recomendable el uso de baterías, en lugar de transformadores para evitar ruidos.

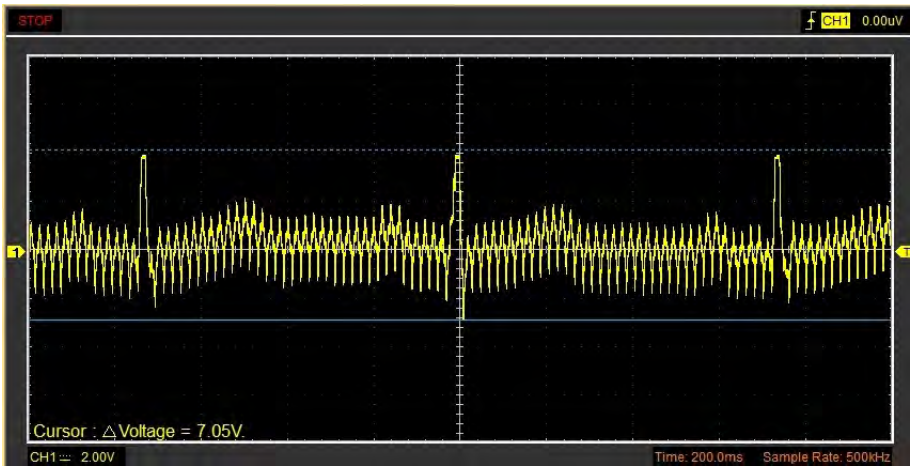



Figura 2.25: Señal amplificada en portátil con transformador enchufado

### 2.5.2. Filtrado

El filtrado es la etapa más importante debido al ruido de 50 Hz presente en todo nuestro cuerpo. Este ruido de 50 Hz aparece por la producción y distribución de energía eléctrica.

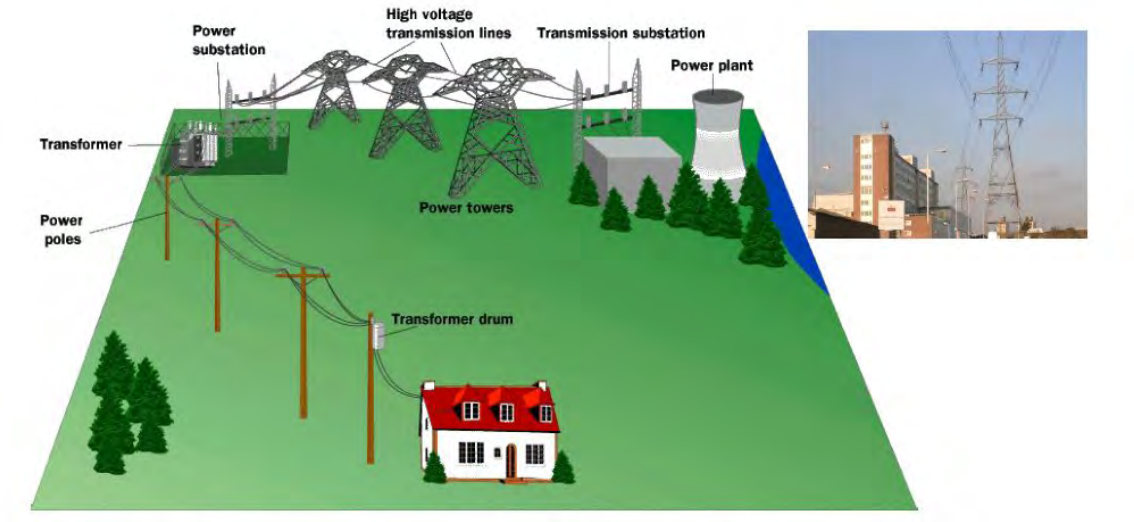



Figura 2.26: Producción y distribución de energía eléctrica

Esto irradia un campo electromagnético que es captado por nuestro cuerpo. El campo eléctrico a 50 Hz apenas es capaz de penetrar en nuestro tejido pero para el campo magnético, nuestro cuerpo es permeable a todas las frecuencias.[3]

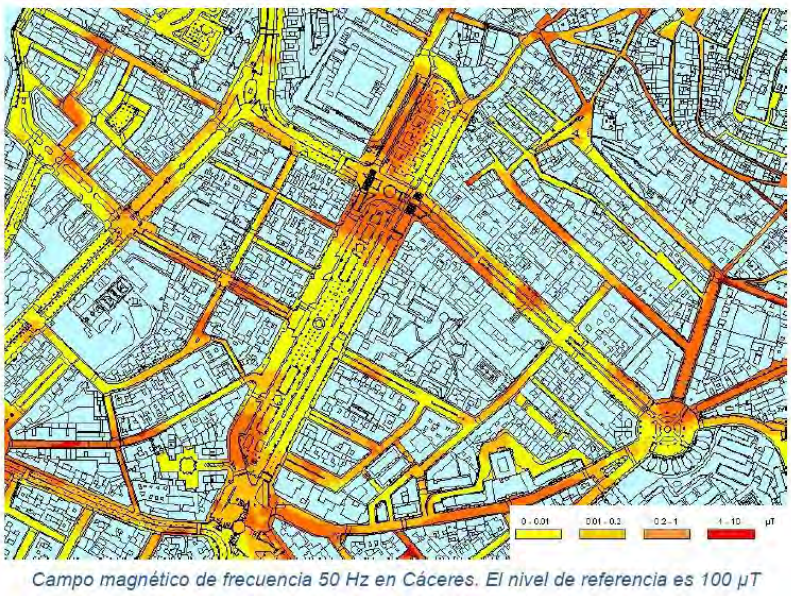



Figura 2.27: Campo magnético de Frecuencia de 50 Hz en Cáceres

#### 2.5.2.1. Filtros

Un filtro únicamente es un sistema al que entra una señal, de la cual, quedan atenuadas algunas frecuencias, otras sigue iguales, o, si es un filtro activo, habría posibilidad de amplificarlas.

#### 2.5.2.2. Filtro paso alto

Se ha realizado un filtro paso alto para eliminar la componente de continua. Este ruido de continua que aparece suele ser por debajo de 1Hz y es debido al contacto entre electrodo-piel. Se ha realizado con una resistencia y un condensador un filtro de 1~~er~~ orden.

[3] Visto en la asignatura Emisiones y certificaciones radioeléctricas.

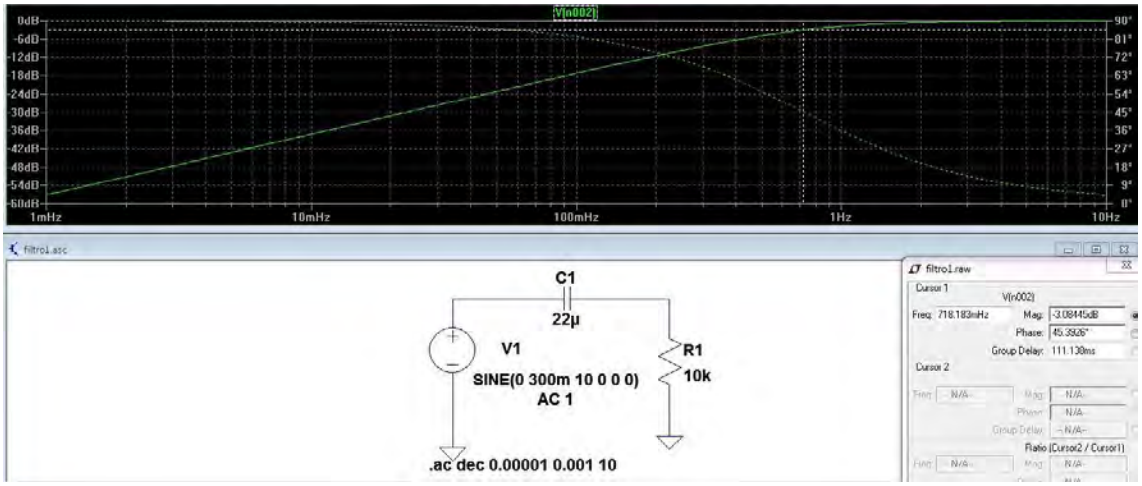



Figura 2.28: Filtro paso alto de primer orden

Podemos observaren en la Figura 2.28 la frecuencia de corte alrededor de unos 700 mHz

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

#### 2.5.2.3. Filtro ranura

El filtro que se ha elegido para eliminar la componente de 50 Hz ha sido un filtro pasivo elimina banda Doble T. Se trata de un filtro ranura o un filtro Notch.

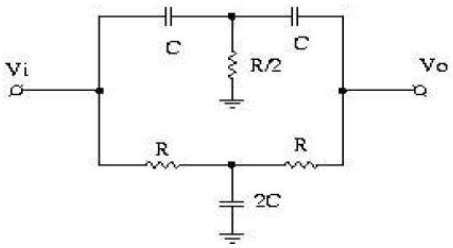



Figura 2.29: Filtro doble T

Este filtro realmente parte del filtro de la figura 2.30

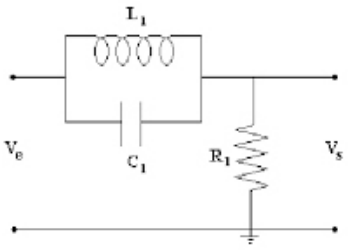



Figura 2.30: Filtro Notch

Pero podemos prescindir de la bobina (difícil encontrar bobinas de inductancia suficiente en baja frecuencia) y realizarlo de otra forma usando el filtro puente- wien.

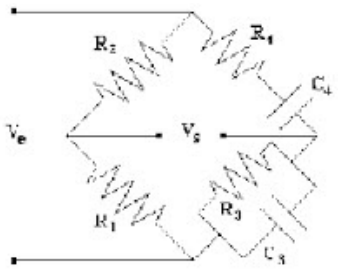
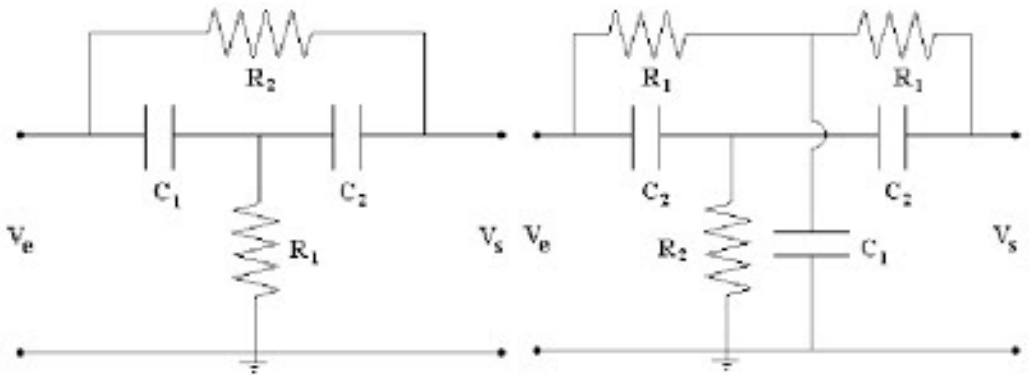



Figura 2.31: Filtro puente de wien

Similar a este ya encontramos el puente en T (llamado así por su forma) y el filtro Doble T(aquí usado)




(a) Filtro puente de T (b) Filtro doble T

Figura 2.32: Filtros en T

Este tipo de filtros eliminan un ancho de banda muy pequeño. Lo ideal sería eliminar únicamente la componente de 50 Hz pero con un filtro analógico, esto no se puede conseguir, debido a las no linealidades de los componentes usados.

Los filtros se caracterizan por su función de transferencia: Un modelo matemático que relaciona la respuesta del sistema estudiado, con la señal de entrada que se le aplica.

Se puede calcular haciendo la transformada de Laplace de la salida entre la transformada de Laplace de la entrada (más genérico) o , también se puede utilizar la transformada de Fourier.

La función de transferencia del filtro doble T es:

$$\frac{vo}{vi}=\frac{s^3+s^2\frac{1}{C1}\left(\frac{1}{R1}+\frac{1}{R2}\right)+s\frac{1}{C1R1R2}\left(\frac{1}{C3}+\frac{1}{C2}\right)+\frac{1}{C1C2C3R1R2R3}}{s^3+s^2\left(\frac{1}{C1R1}+\frac{1}{C1R2}+\frac{1}{C2R2}+\frac{1}{C2R3}+\frac{1}{C3R2}\right)+s\left(\frac{1}{C2R3C1R1}+\frac{1}{C2R3C1R2}+\frac{1}{C3C1R1R2}+\frac{1}{C2C1R1R2}+\frac{1}{C2C3R3R2}\right)+\frac{1}{C1C2C3R1R2R3}}$$

Figura 2.33: Función de transferencia

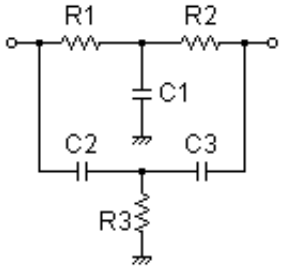



Figura 2.34: Filtro doble T sin condiciones

Al hacer R1=R2 y R3=R1/2 y C2=C3 y C1=C2/2 tenemos el filtro Doble T con un factor de calidad Q=0.25

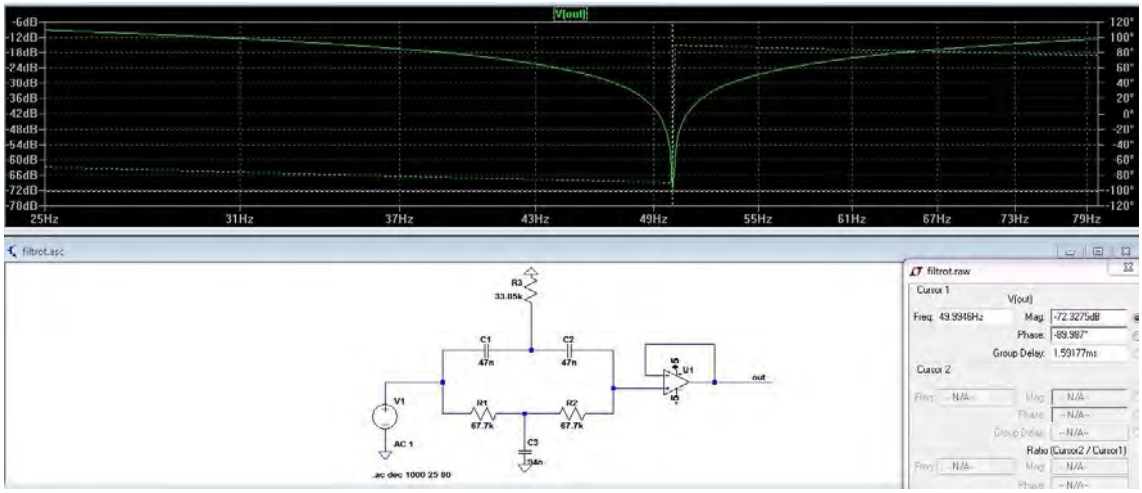



Figura 2.35: Filtro doble T con seguidor de tensión

En la figura 2.36 se puede observar el análisis en frecuencia realizado en el laboratorio.

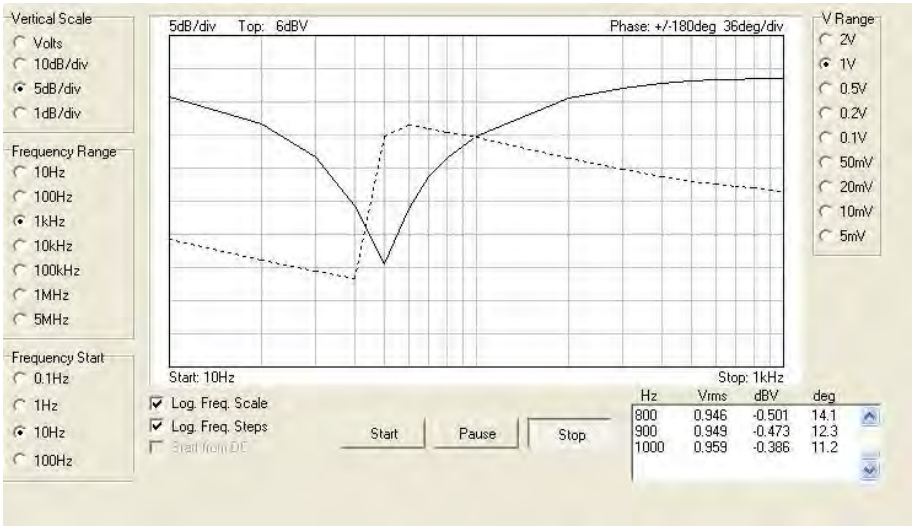



Figura 2.36: Diagrama de Boode

Para calcular el factor de calidad se necesita medir el ancho de banda. Este ancho de banda podemos tomarlo cuando cae 3dB de la banda de paso por un lado y por otro. Aproximadamente es de 200 Hz, con lo que el factor de calidad en la realidad se aproxima a el valor teórico Q=0.25.

$Q=\frac{f_m}{B}$

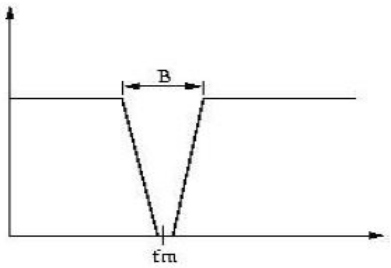



Figura 2.37: Factor de calidad del filtro

Si añadimos un Opam (lo convertimos en un filtro activo) .Podemos mejorar el factor de calidad~~, pero éste~~, se controla con la ganancia del circuito, lo cual puede resultar engañoso.

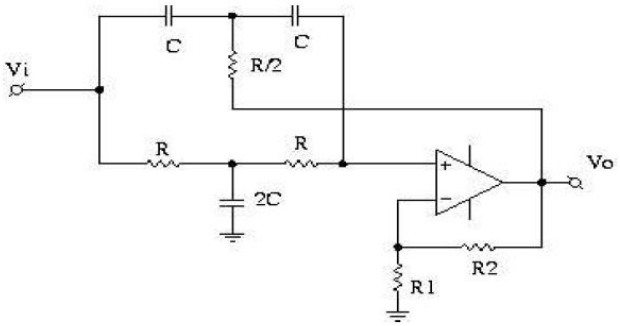



Figura 2.38: Filtro doble T activo

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

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$A_0 = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$Q = \frac{1}{2\,(2 - G)}$$

No se ha usado este diseño debido a que tampoco nos interesaba un filtro muy selectivo. Si hacemos un filtro selectivo pueden hacer que, debido a las tolerancias de los componentes, el filtro no esté centrado justo en 50Hz . Esto lo podríamos haber ~~remediado~~ con potenciómetros de precisión y condensadores variables de precisión.

Nosotros después del filtro colocamos un seguidor de tensión para aislarlo de la otra parte del circuito.

#### 2.5.2.4. Filtro antialiasing

Como la señal va a ser digitalizada se ha pensado en añadir un filtro paso bajo de quinto orden con el integrado LTC1062. Este filtro se decidió colocar justamente en la última parte del sistema, antes de la entrada al conversor analógico digital del microcontrolador ($\mu$c). Esto se hace para evitar el ruido del cableado que vaya a la salida de este filtro y que pudiera afectar a la señal. La frecuencia de corte que se ha elegido ha sido de 120 Hz para más tarde realizar un muestreo a 300 Hz y que no se produzca aliasing.

Esta frecuencia no obstante se puede regular con un potenciómetro que hemos dejado.

El LTC1062 es un filtro de quinto orden que suele ser usado como filtro antialiasing con una respuesta bastante plana en la banda de paso. El filtro puede ser controlado externamente con una red RC para ajustar la frecuencia de corte. También la frecuencia de corte puede ser ajustada mediante un reloj interno que lleva y que es posible modificar con el uso de componentes externos.

Hemos seguido este esquema pero con algunas modificaciones.

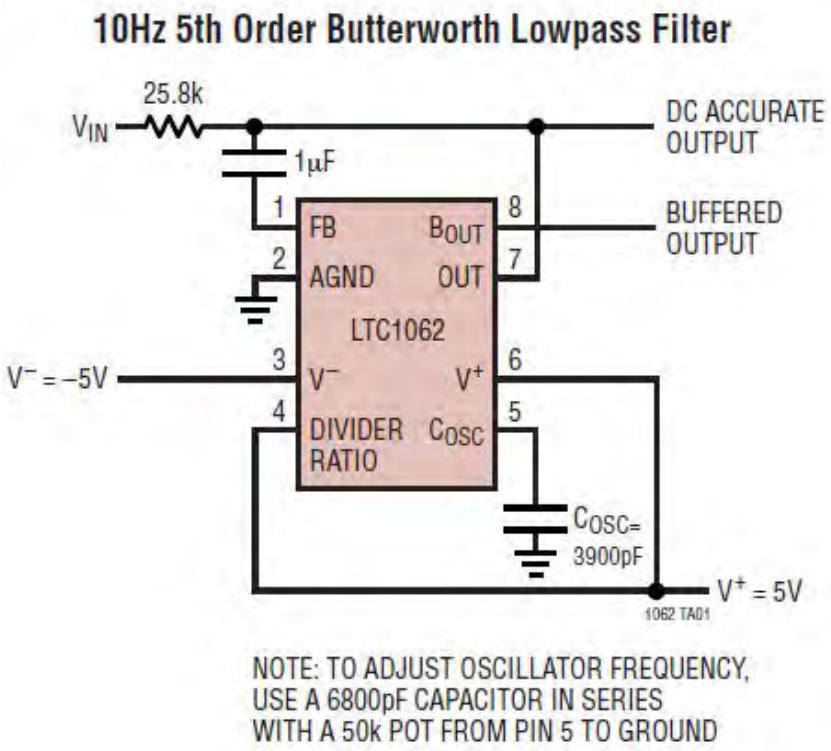



Figura 2.39: Configuración del integrado LTC 1062, para filtro de quinto orden con frecuencia corte 10 Hz

La resistencia de 25.8 kΩ se ha cambiado por un potenciómetro.

Si el pin 5 se deja flotante, un condensador interno de 33 pF más la capacidad del condensador entre el pin 1 y 7 fija la frecuencia de oscilación de un reloj interno en 140 Khz.

Podemos calcular la frecuencia de corte del filtro con esta fórmula proporcionada por el fabricante:

$$\frac{1}{2\pi RC} = \frac{f_c}{1,62}$$

$$f_c = \frac{1,62}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1,62}{2\pi f_c C} \simeq 2,15k\Omega$$

$$R_{puesta} \simeq 2,33k\Omega$$

Este filtro tiene una caída de aproximadamente 90 db/dec .

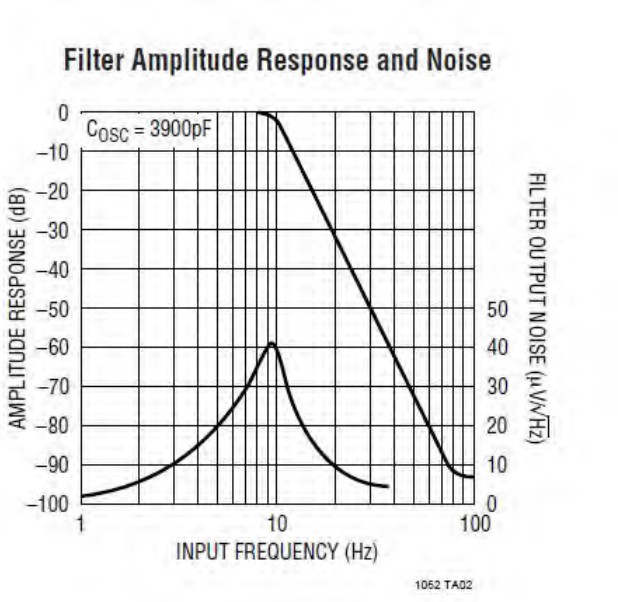



Figura 2.40: Respuesta del filtro en frecuencia del integrado LTC1062 de frecuencia de corte 10 Hz

#### 2.5.2.5. Aliasing

El aliasing aparece al digitalizar una señal. Cuando se digitaliza una señal se toman muestras, ya que es imposible obtener la señal continua, necesitaríamos una frecuencia de muestreo infinita.

Cuando la señal no está acotada entre unos límites ,o lo que es lo mismo, no está bien definida en frecuencia, a la hora de digitalizarla aparecerá aliasing. Por ello es tan necesario un filtro antialiasing para poder recuperar la señal original.

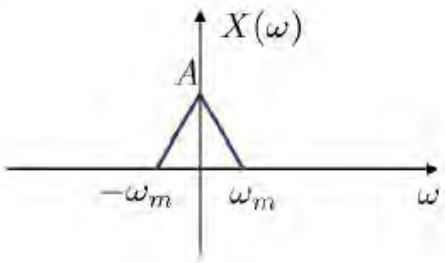



Figura 2.41: Señal acotada en frecuencia

Señal acotada. No hay componentes frecuenciales más allá de Wm.

Si no estuviera acotada se produciría esto.

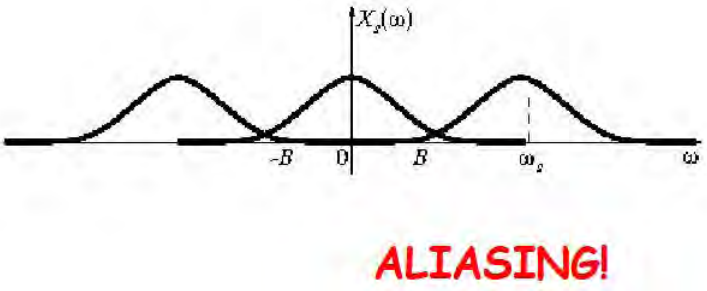



Figura 2.42: Aliasing

También si muestreamos a una frecuencia muy baja, no vamos a recuperar la señal original.[4]

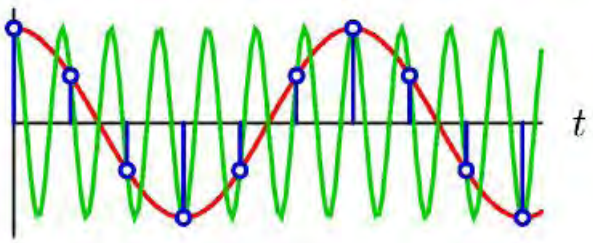



Figura 2.43: Efecto de un período de muestreo inadecuado

[4] Visto en la asignatura Señales y sistemas.

Aquí recuperaríamos un tono de frecuencia menor que el que queremos.

Para ello hay que muestrear como mínimo al doble de la frecuencia máxima de la señal. Esto se conoce con el nombre de frecuencia de Nyquist.

## 2.5.3. Otros Circuitos

### 2.5.3.1. Sumador de tensión

También se ha colocado un sumador para elevar la señal con una tensión de continua, ya que el conversor A/D del microcontrolador, no puede adquirir señales negativas. Para ello, polarizamos la señal con una componente de continua antes de hacer la conversión con este circuito.

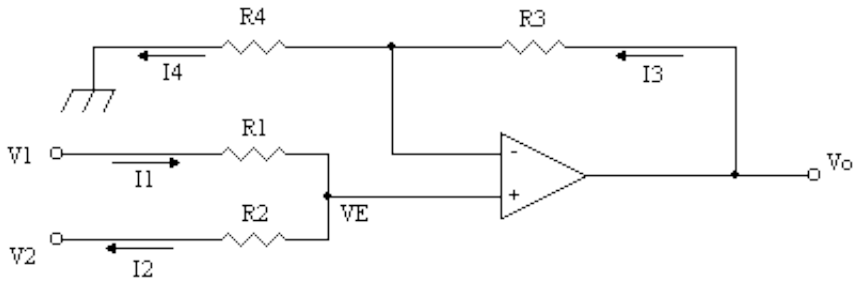



Figura 2.44: Sumador de tensión no inversor

Con

$$R1 \| R2 = R3 \| R4$$

$$V_0 = \frac{R3}{R1} V_1 + V_2 \frac{R3}{R2}$$

Realmente en la señal, antes de sumarle el offset de continua, en ocasiones, aparecía cierta oscilación en torno a 1Hz debido, probablemente, al ruido muscular. Se colocó por ello otro filtro paso alto igual que el anterior antes de este sumador y al colocarlo se observó que desapareció esa oscilación. Se hizo un análisis de este circuito y se pudo ver

que la respuesta global en frecuencia era de un filtro paso alto con cierta ganancia y una frecuencia de corte de 2Hz. Debido a que la visualización de la señal era muy buena se dejó. Es decir, no eliminaba las señales (frecuencias) de interés.

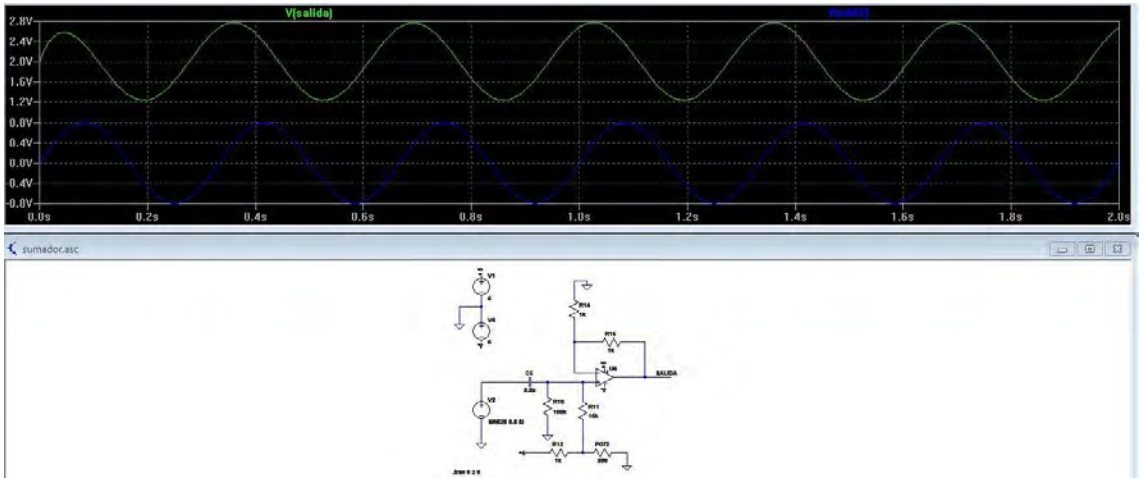



Figura 2.45: Sumador de offset usado

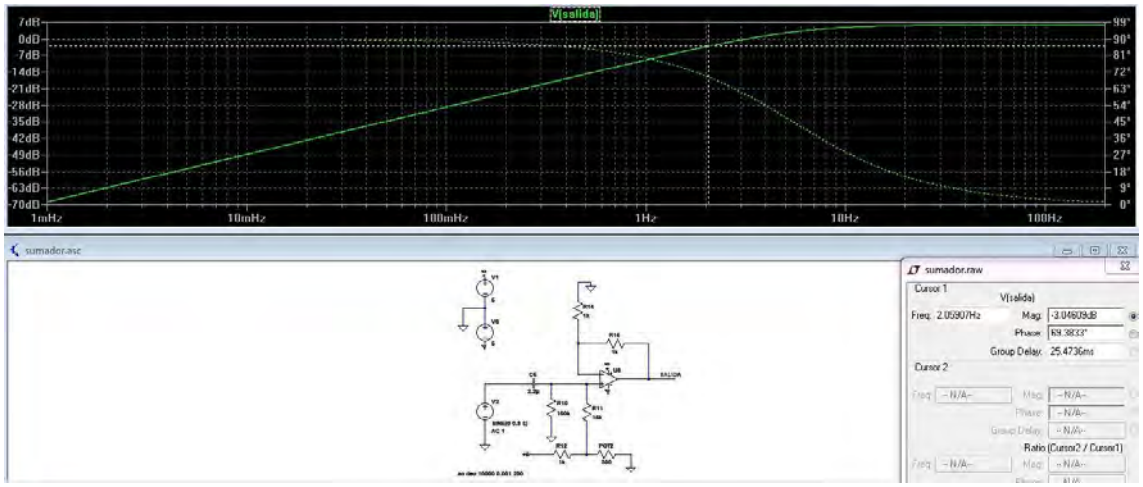



Figura 2.46: Sumador de offset usado

Más adelante se pensó en colocar un filtro paso alto de alrededor de 1Hz, Figura 2.47, un seguidor de tensión para aislarlo del sumador y el propio sumador. Así la parte del sumador sería independiente y tendría una respuesta plana en frecuencia.

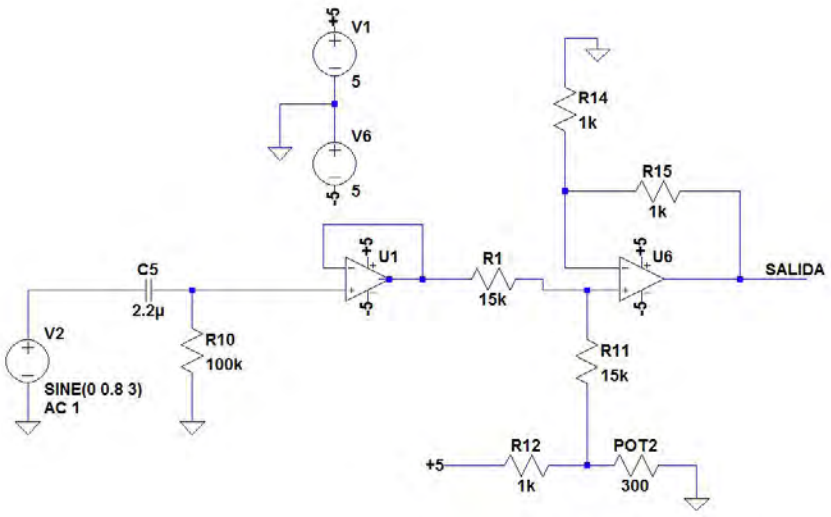
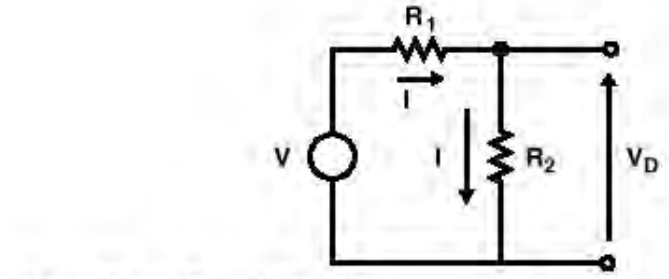



Figura 2.47: Sumador de offset aislado del filtro

### 2.5.3.2. Divisor de tensión

Además se han añadido dos divisores de tensión con potenciómetros en el circuito. Uno para bajar la amplitud de la señal después de su amplificación (por si fuera necesario aumentar o disminuir su señal) y otro para controlar la tensión de offset que sumamos a la señal (para su digitalización)




$$V = IR_1 + IR_2 = I(R_1 + R_2)$$

$$I = \frac{V}{(R_1 + R_2)}$$

$$V_D = IR_2 = \frac{V}{(R_1 + R_2)}(R_2) = V\frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

Figura 2.48: Divisor de tensión

## 2.6. Circuito Completo

En la figura 2.49 podemos observar todo el circuito completo, salvo la ultima parte del filtro antialising.

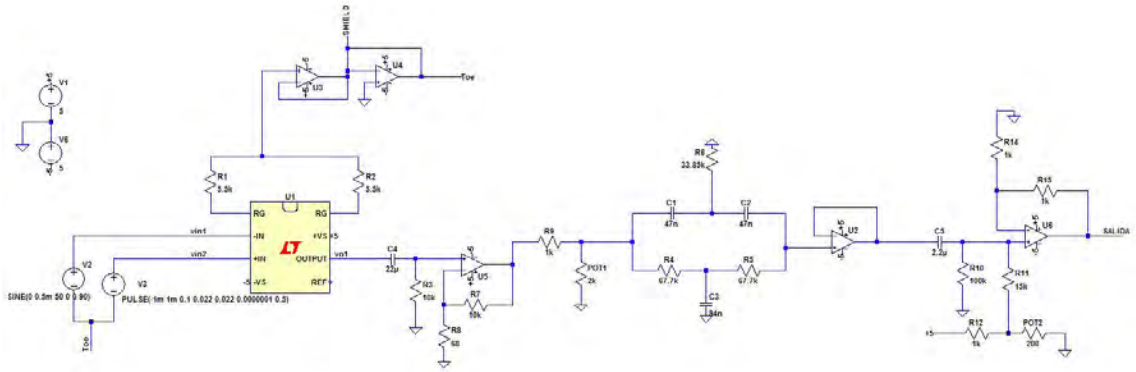


Figura 2.49: Circuito usado para obtener el ECG

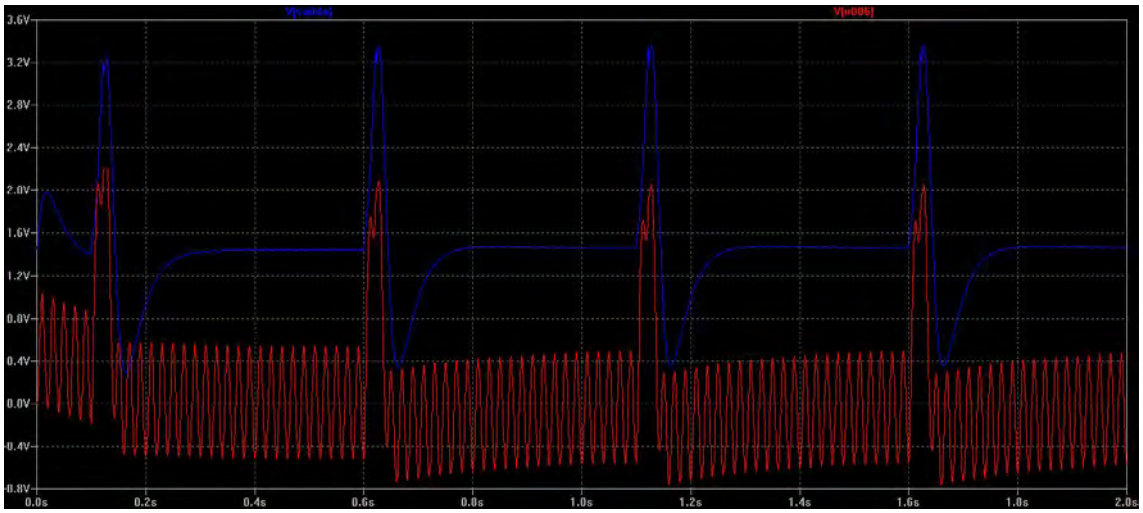



Figura 2.50: Simulación del circuito para obtener el ECG

# Capítulo 3

# Microcontrolador, Pantalla y Detección:

## 3.1. Microcontrolador

Un microcontrolador ($\mu c$) es un circuito integrado, dentro del cual, podemos encontrarnos una CPU (unidad central de proceso), memoria y periféricos de entrada/salida. Podemos compararlo con un pequeño ordenador que suele tener poca memoria y que está diseñado para usarse en sistemas electrónicos destinados a cubrir unas necesidades específicas.

Se han popularizado gracias a la filosofía DIY (Do It Yourself) y la aparición de Arduino.

Arduino es una placa de desarrollo, en el cual, tenemos el $\mu c$ , diferentes puertos para interactuar con él , además de poder realizar su programación sin un programador externo.

Los microcontroladores llevan conversores analógico digital (ADC), algunos digital analógico (DAC), puertos de comunicación (puerto serie, spi, i2c ,usb, etc. . . ), PWM(modulador de ancho de pulso), entradas analógicas, entradas digitales, memorias etc...

Con todo lo anterior y una CPU que llevan, podemos realizar pequeñas tareas, aunque algunos $\mu c$ poseen una CPU bastante potente como los Mbed, con los cuales, incluso podemos hacer un procesado digital de una señal (DSP).

El microcontrolador usado para este trabajo fue el $\mu c$ LPC1768 que puede trabajar bajo la plataforma de Mbed[1].

[1] https://mbed.org/

### 3.1.1. Características Técnicas

- Tiene un zócalo de 40 pines (tipo DIP).
- Un potente procesador Cortex M3 de 32 bits , útil para DSP.
- Un reloj de 100 Mhz , 64 de SRAM, 512 KB de Memoria Flash

Soporta comunicación por:

- Ethernet, USB, OTG, SPI, I2C, UART, CAN.

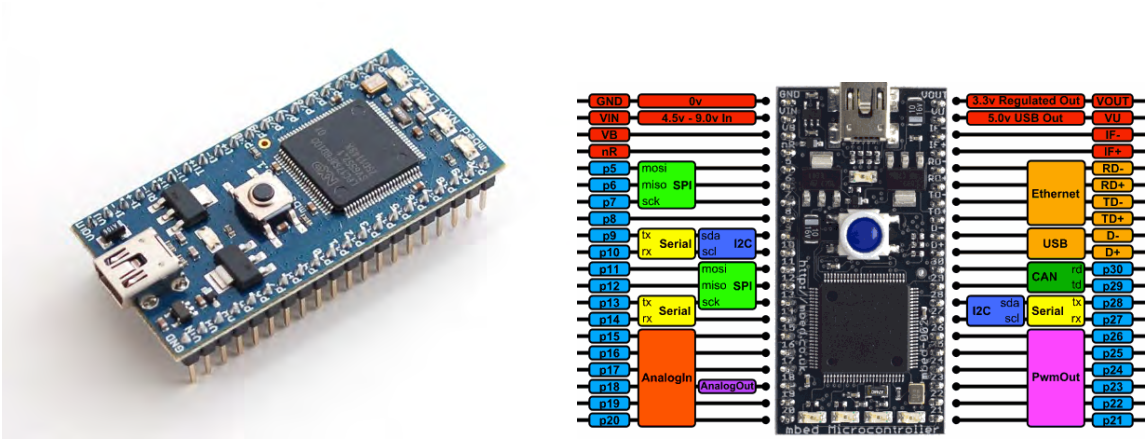
Posee:

- PWM, ADC, DAC,Puertos GPIO.

La programación se realiza en C/ C++. Aunque se puede compilar en el ordenador, es mucho más sencillo en un entorno que posee la propia página de Mbed. El principal problema de ello, es que se necesita de conexión a Internet.

También en la propia página podemos encontrar una comunidad activa, en la que cualquiera, puede participar en el desarrollo de librerías y ejemplos de desarrollo con los microcontroladores de Mbed.

En la figura 3.1 podemos ver la tarjeta de desarrollo usada con sus respectivos pines.




(a) Tarjeta de desarrollo (b) Conexionado de pines

Figura 3.1: Mbed LPC1768

Realmente esto es la tarjeta de desarrollo, pero, el verdadero $\mu c$ es el integrado que se puede apreciar arriba. Su esquema es el mostrado en la figura 3.2.

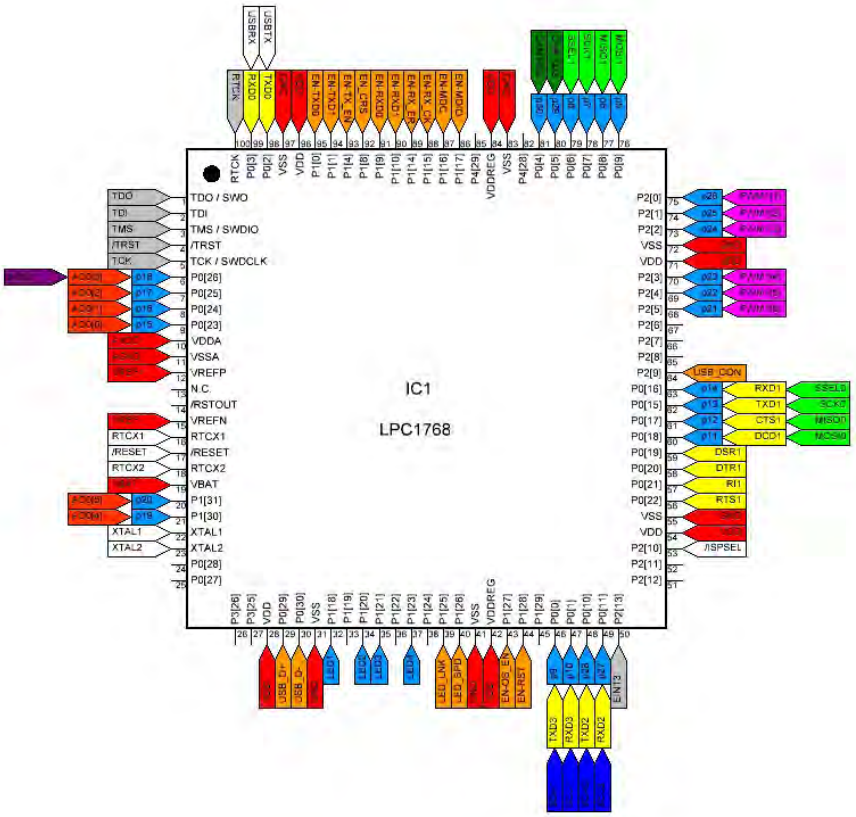



Figura 3.2: Conexionado del $\mu c$LPC 1768

### 3.1.2. Conversor Analógico/Digital

Para desarrollar nuestro proyecto, la principal utilidad del $\mu c$ que se ha usado ha sido, el conversor analógico digital.

Un microcontrolador realiza el muestreo de la señal analógica y la digitaliza, es decir, la convierte en una serie de bits. Para convertir la señal en bits usa el ADC. Antes de realizar este proceso, la señal debe estar limitada en frecuencia, para ello se usa el filtro antialiasing[2].

[2]Visto en la asignatura Electrónica Digital

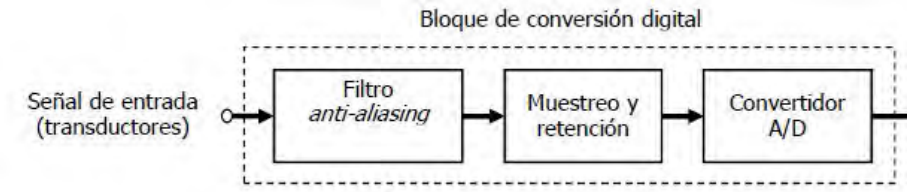



Figura 3.3: Conversión digital

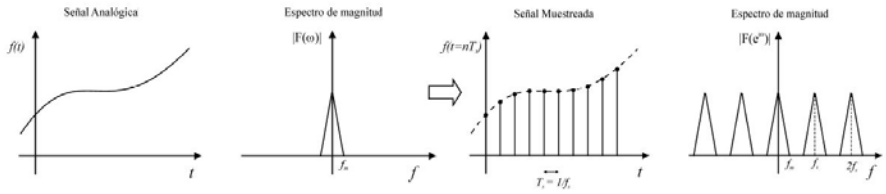



Figura 3.4: Digitalización de una señal analógica en frecuencia

Podemos tener un convertidor bipolar (se usa el bit más significativo para el signo) o unipolar. En nuestro caso, la señal la hemos elevado con cierta tensión de continua, ya que, el conversor del $\mu c$ no podía digitalizar señales negativas.

$$\left(b_1 \cdot 2^{-1} + b_2 \cdot 2^{-2} + \cdots + b_N \cdot 2^{-N}\right) V_{ref} = V_{in} \pm \frac{V_{LSB}}{2} \longrightarrow \text{convertidor unipolar}$$

$$-\left(b_1 \cdot 2^{-1} + b_2 \cdot 2^{-2} + \cdots + b_N \cdot 2^{-N}\right) V_{ref} = V_{in} \pm \frac{V_{LSB}}{2} \longrightarrow \text{convertidor bipolar}$$

Figura 3.5: Fórmula para convertir señal analógica en digital

$V_{lsb}$ es la variación mínima de voltaje. (Least singnificant bits value)

Al digitalizar una señal siempre existe un error de cuantificación. Cuantos más bits, menor error de cuantificación.

Realmente podemos modelar el error de cuantificación como ruido que se le añade a la señal.

En nuestro caso podemos saber que al tener 12 bits:

La mínima variación de voltaje es:

$$\left(0 \cdot 2^{-1} + 0 \cdot 2^{-2} + ... + 1 \cdot 2^{-12}\right) V_{ref} = V_{LSB}; V_{ref} = 3,3 voltios$$

$$V_{LSB} = \frac{3,3}{2^{12}} = 8 \cdot 210^{-4} voltios$$

El voltaje $V_{lsb}$ es de $8 \cdot 210^{-4}$

El error cometido durante la conversión es siempre menor que $\frac{V_{lsb}}{2}$, con lo cual, en nuestro caso es prácticamente despreciable. Además, al representar la información en la pantalla de altura 240 pixeles vamos a cometer un mayor error.

En el manual proporcionado por el fabricante hemos encontrado cierta información sobre este conversor bastante útil.

El conversor es de 12 bits y es un conversor de aproximaciones sucesivas.

El rango de amplitud de conversión debe entrar entre el voltaje de referencia negativo ($V_{REFN}$) y el voltaje de referencia positivo ($V_{REFP}$), usualmente está entre 0 y 3.3 voltios. No debemos exceder del voltaje de alimentación en esta entrada.

En el entorno de programación debemos saber que, cuando se usa el conversor, nos da una señal normalizada entre 0 y 1, con un tipo float (coma flotante).

La tasa máxima de muestreo con 12 bits es de 200 kHz.

La frecuencia de reloj máxima en el ADC es de 13 MHz.

#### 3.1.2.1. Conversor Analógico digital de aproximaciones sucesivas

Es un conversor con realimentación.

Es usado para aplicaciones de media y alta velocidad.

Consta de 4 bloques: el registro de aproximaciones sucesivas, un reloj, un conversor digital analógico (DAC) y un comparador.

El principal componente es el registro de aproximaciones sucesivas o Successive aproximation register (SAR) , que consta, de un registro de desplazamiento y un circuito de control.

En la figura 3.6 podemos ver el ADC.

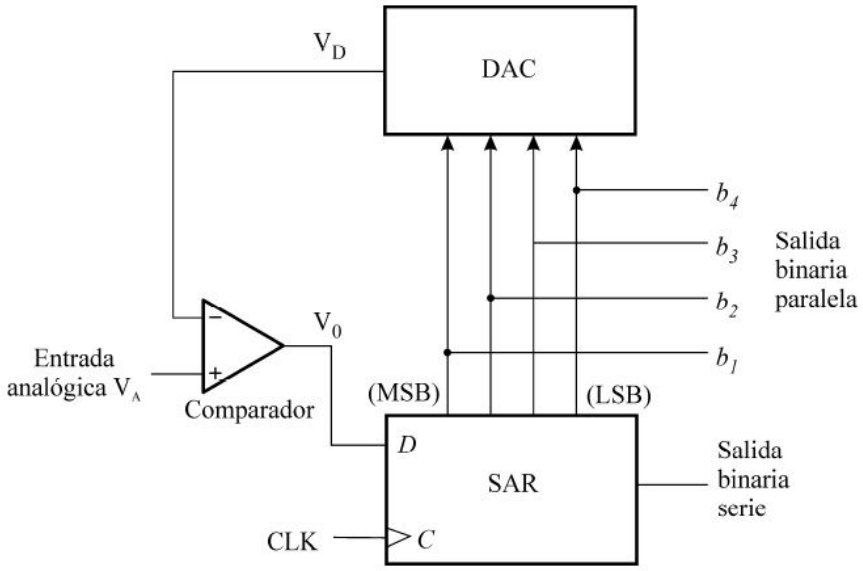



Figura 3.6: Conversor de aproximaciones sucesivas

El funcionamiento de este conversor está basado en el método de búsqueda binaria. Se busca el valor que más se aproxima. Se usan n ciclos de reloj para llegar a la solución, siendo n, el número de bits.

Ejemplo de búsqueda para un CAD de 4 bits.

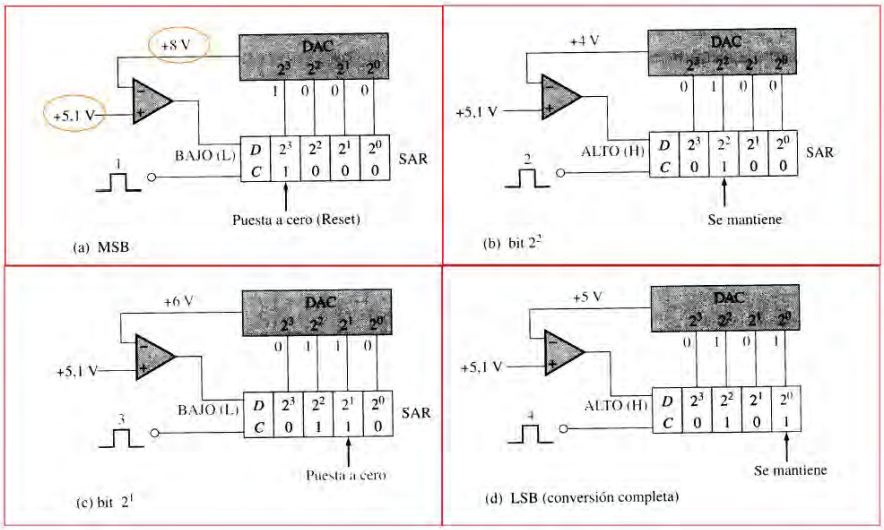



Figura 3.7: Ejemplo de conversión analógico-digital con un conversor de aproximaciones sucesivas

La señal de entrada es de 5.1 voltios. En el SAR tenemos el registro 1000 .Lo enviamos al DAC. Este lo convierte en el valor analógico (8 voltios). Ese valor se envía al comparador y se compara con la entrada. Como 5.1 es menor que 8 se deja ese bit a cero. Se desplaza en el SAR el bit. Se vuelve a enviar al conversor digital analógico. Como 4 es menor que 5.1, se mantiene un 1 y se desplaza otro 1.

Así sucesivamente hasta que llegamos al final, y así, tenemos la señal digitalizada.

### 3.1.3. Filtrado Digital

Un filtro digital es un sistema sobre el que se realiza un procesamiento matemático de una señal de entrada previamente digitalizada.

Hay dos tipos de filtros dependiendo del tipo de respuesta ante el impulso unitario:

#### 3.1.3.1. FIR

Respuesta finita al impulso. Su respuesta a una señal impulso como entrada tendrá un número finito de términos no nulos. Su gran ventaja es que son siempre estables[3].

[3]Visto en la asignatura Procesado discreto de la señal.

La salida sólo se basan en entradas actuales y anteriores La función de transferencia no tiene polos intermedios

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M} b_k x[n-k]$$

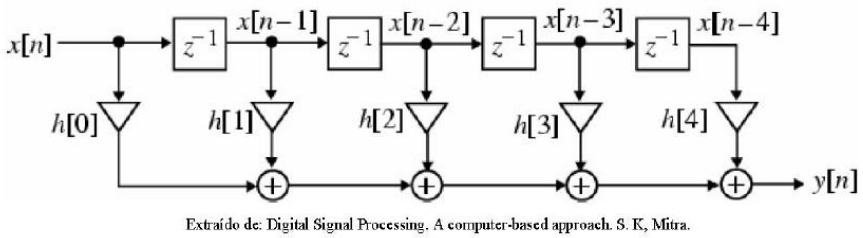



Figura 3.8: Esquema filtro FIR

#### 3.1.3.2. IIR

Respuesta infinita al impulso

La salida de los filtros IIR depende de las entradas actuales y de las salidas en instantes anteriores. Esto se consigue con la realimentación de la salida a la entrada. Pueden cumplir las mismas exigencias que los filtros FIR pero con menor orden. Son más eficientes (menor complejidad computacional, menor coste, menor memoria)

Su mayor desventaja es que estos filtros pueden ser inestables.

La función de transferencia tiene polos intermedios

$$y[n] - \sum_{k=1}^{N} a_k x[n-k] = \sum_{k=0}^{M} b_k x[n-k]$$

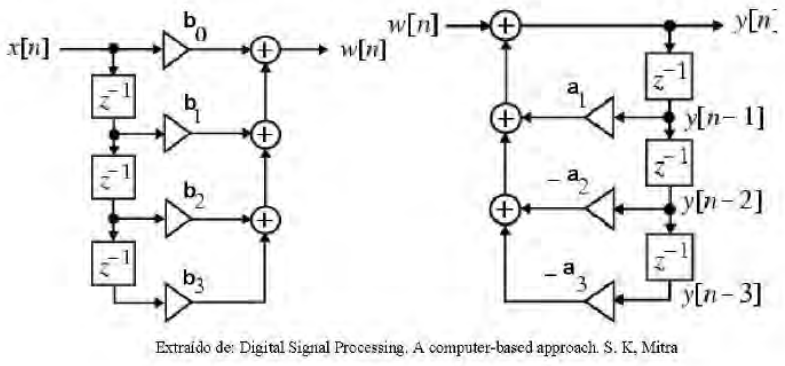



Figura 3.9: Esquema filtro IIR

Los filtros se pueden caracterizar por su diagrama de polos y ceros sobre el plano Z, en el caso de filtros digitales.

Con el diagrama de la figura 3.10 sabemos si es realizable el filtro, si es estable o inestable, etc...

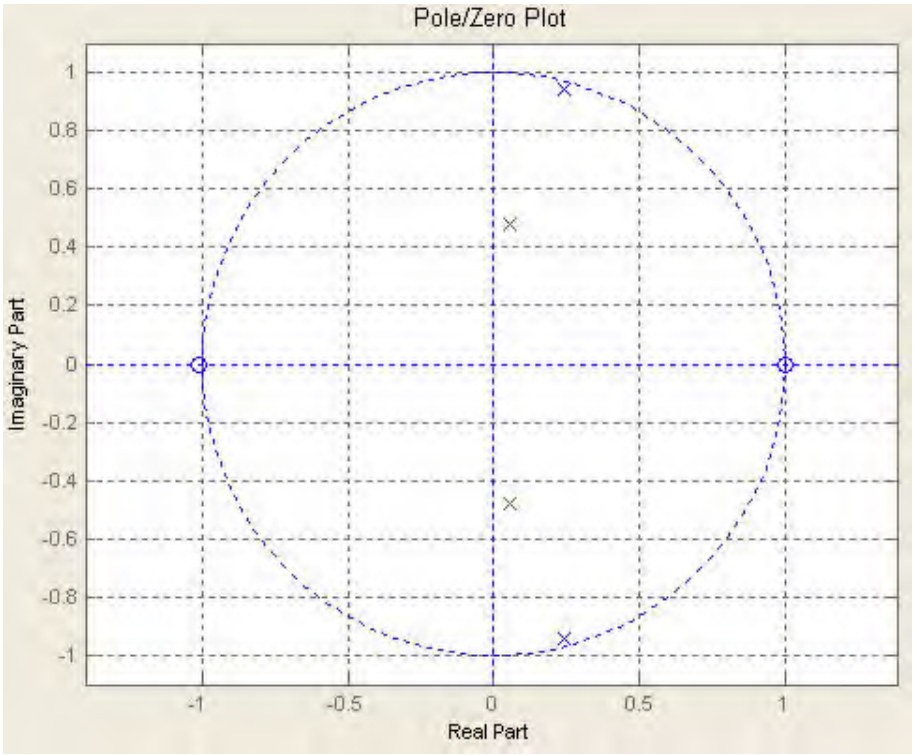



Figura 3.10: Diagrama de polos y ceros en el plano Z

#### 3.1.3.3. Filtrado con Matlab

Nosotros hemos realizado el filtrado con un filtro FIR. Este ha sido obtenido con Matlab.

Para ello Matlab incorpora una función llamada fir1.

En esta función tenemos las siguientes características:

a=fir1(n,[f1 f2 ],'stop');

- n es el orden del filtro y el número de coeficientes que este va a tener.
- f1 es la frecuencia de corte por abajo normalizada respecto a la frecuencia de Nyquist.
- f2 es la frecuencia de corte por arriba normalizada respecto a la frecuencia de Nyquist.
- Con 'stop' indicamos que el filtro es un elimina banda.

Si consideramos que la frecuencia de Nyquist es 150 Hz, la frecuencia de muestreo debe ser de 300 Hz.

Para hacer un filtro en el cual eliminemos la banda de 50 Hz, donde la frecuencia de corte por abajo sea de 40 Hz y por arriba de 60 Hz, tenemos que normalizar esas frecuencias.

$$f_n = \frac{40Hz}{150Hz} = 0{,}265$$

$$f_n = \frac{60Hz}{150Hz} = 0{,}4$$

El orden del filtro elegido es de orden 50 ya que con él, obtuvimos buenos resultados.

Con lo que nos quedaría a=fir1(50,[0.265 0.4],'stop');

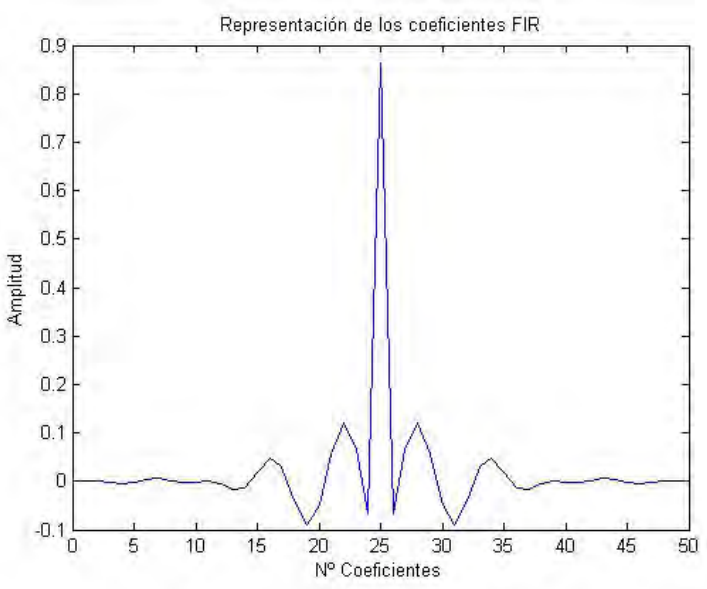



Figura 3.11: Coeficientes del filtro FIR de orden 50

La función de transferencia del filtro la conseguimos haciendo el módulo de la FFT de los coeficientes del filtro.

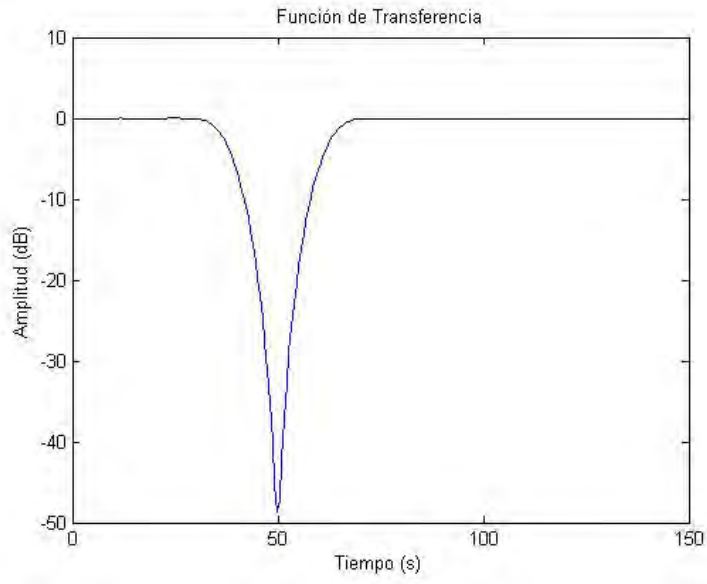



Figura 3.12: Respuesta en frecuencia del filtro

Ahora podemos realizar un filtrado de la señal de dos formas.

Haciendo las transformada de Fourier de la señal y la de la respuesta al impulso (coeficientes), o bien, realizar la convolución de la señal en tiempo con la respuesta al impulso.

Nosotros nos decantamos por la última forma, ya que si hacemos la transformada de Fourier, después debemos hacer su inversa para mostrar de nuevo la señal en tiempo, que es, como nos interesa.

Aquí vemos un ejemplo de la convolución entre un tono de 3 Hz con ruido de 50 Hz. Como podemos observar con un filtro de orden 50 recuperamos completamente el tono de 3 Hz.B

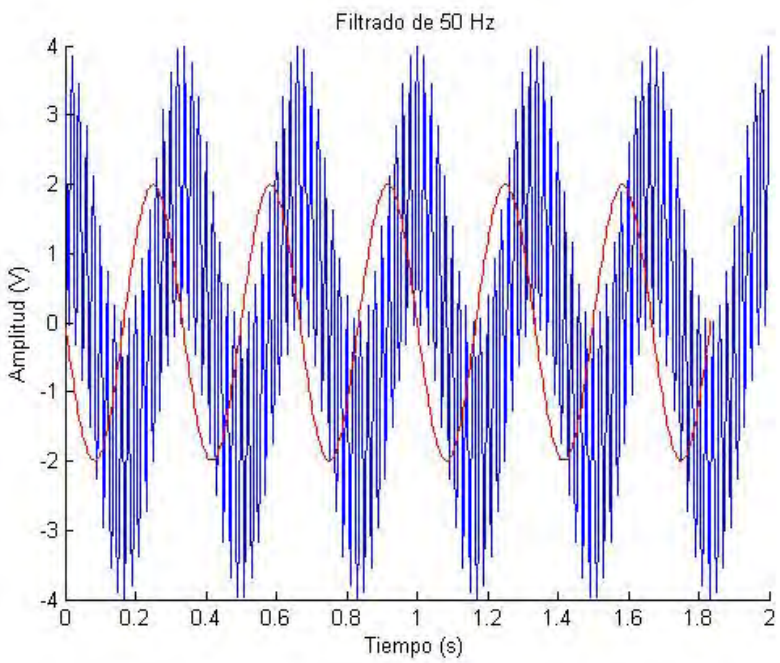



Figura 3.13: Simulación filtrado de señal de 50 Hz

Estos coeficientes los exportamos mediante el siguiente script de Matlab a un archivo de texto y después lo introducimos en el $\mu c$.

```
%Script pasar vector a un archivo de texto para copiarlo en Mbed
%genera un archivo txt con los coeficientes del filtro separados por coma

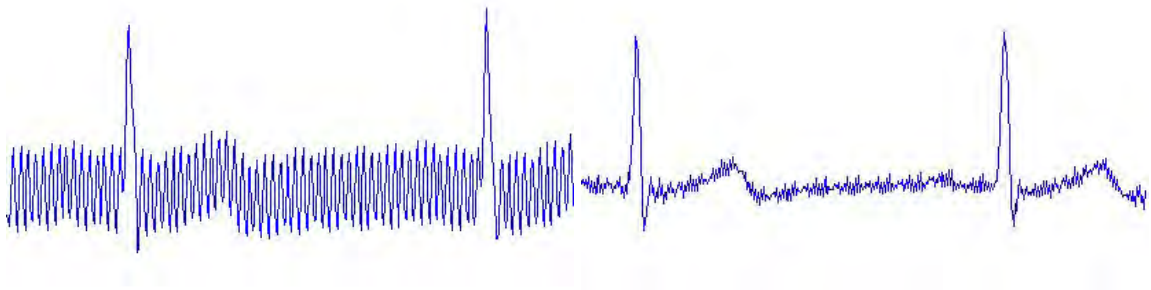
fid=fopen('vector.txt','w');
```

```
fprint(fid,',%f ',a);
fclose('all');
```

Con el Mbed LPC1768 podemos realizar sin problemas la convolución gracias a un potente procesador Cortex M3, con el cual, podemos realizar un DSP.

Se comprobó este código cuando aún no disponíamos del filtro antialiasing. Tampoco se disponía de la pantalla y se enviaron los datos a través del puerto serie al ordenador y luego se pintó la señal en Matlab. La frecuencia de muestreo que se usó para hacer pruebas fue de 1KHz.

En la figura 3.14a podemos observar la digitalización de la señal sin el filtro y en la figura 3.14b la digitalización con el filtro.C



(a) Señal sin filtrar (b) Señal filtrada

Figura 3.14: Filtrado digital

## 3.2. Pantalla

La pantalla que se ha usado para el trabajo es tipo LCD, a color, con una resolución de 240 x 320 pixeles.



Figura 3.15: Pantalla TFT 2.8”

Usa los drivers ILI9328. Para poder usar esta pantalla se ha precisado de una librería creada por Todor Todorov, la cual es accesible públicamente, en el foro de Mbed.

Esta se ha modificado, ya que se observó que, la pantalla cambiaba los colores (Tenia definido colores que no correspondían Ej: Magenta era el Verde ), algunas funciones no funcionaban bien (WakeUp() realmente cambia los ejes de la pantalla en lugar de despertarla.), etc.. . .

La conexión física entre LPC1768 y pantalla se realizó con una conexión de 16 bits en paralelo.

Esto nos llevó a usar mucho cableado. Necesitamos 16 salidas digitales con 16 cables conectados. Además de los pines de tierra y alimentación. Los pines Rs (selector de registro por si queremos enviar caracteres o comandos de control, etc), Cs(chip select), Rd (lectura) ,Wr (escritura) y el pin de Reset.

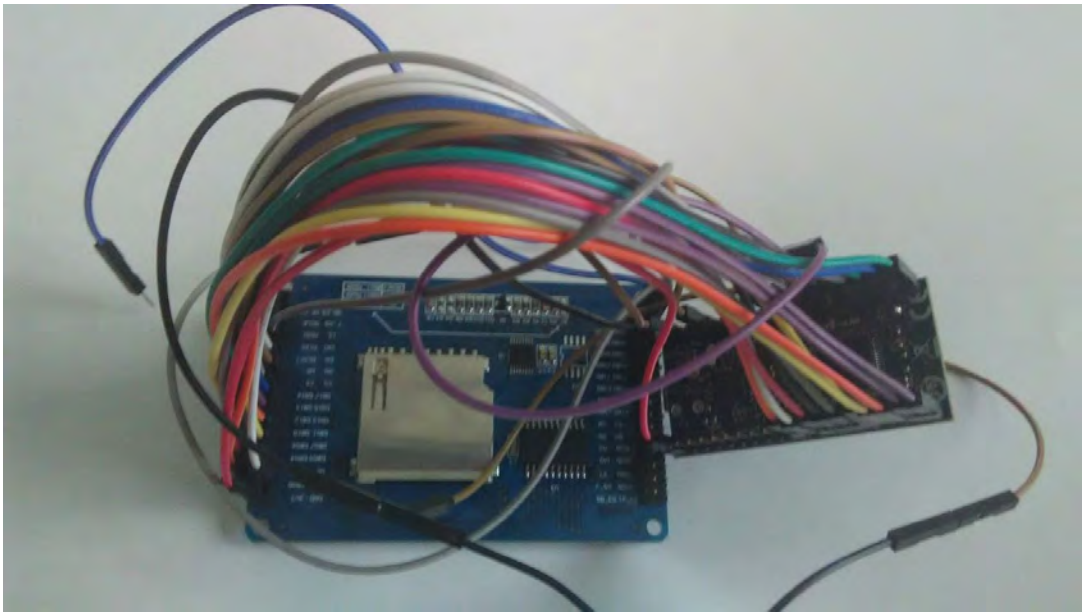


Figura 3.16: Conexionado entre LPC 1768 y pantalla

Para que la pantalla funcionase correctamente descubrimos que Rd había que llevarlo a 3.3 Voltios.

Se podría haber usado una interfaz SPI para no tener que usar tanto cable pero esta pantalla no lo soportaba.

Sobre la librería encontrada en el foro de Mbed se hicieron modificaciones. Utilizando las funciones de esta librería se programó la representación de la señal del corazón para que pudiese ser mostrada en la pantalla.

## 3.3. Detección

En el código hemos implementado un pequeño algoritmo para obtener unos 6 segundos de señal y obtener la frecuencia cardíaca.

Para obtener la frecuencia se ha buscado primeramente el máximo y el mínimo de la señal.

Una vez obtenido esto se ha fijado un límite para detectar los picos. Los picos del ECG van hacia abajo aunque la pantalla los represente hacia arriba (El 0 0 se encuentra

en la esquina superior izquierda). Se ha implementado un detector de cruce, en el cual, si supera el límite hacemos que el valor del vector sea 1, y si no lo superamos sea 0. Después contamos todos los cruces de 1 a 0 ó de 0 a 1. Debemos tener en cuenta que estos cruces vienen dos veces por cada pico, ya que es una señal triangular. Con un pequeño algoritmo contamos las pulsaciones por minuto del paciente.

Después estas pulsaciones son mostradas en pantalla y junto a ellas un mensaje si ha detectado bradicardia, taquicardia, si todo es normal o si no hay pulso.D

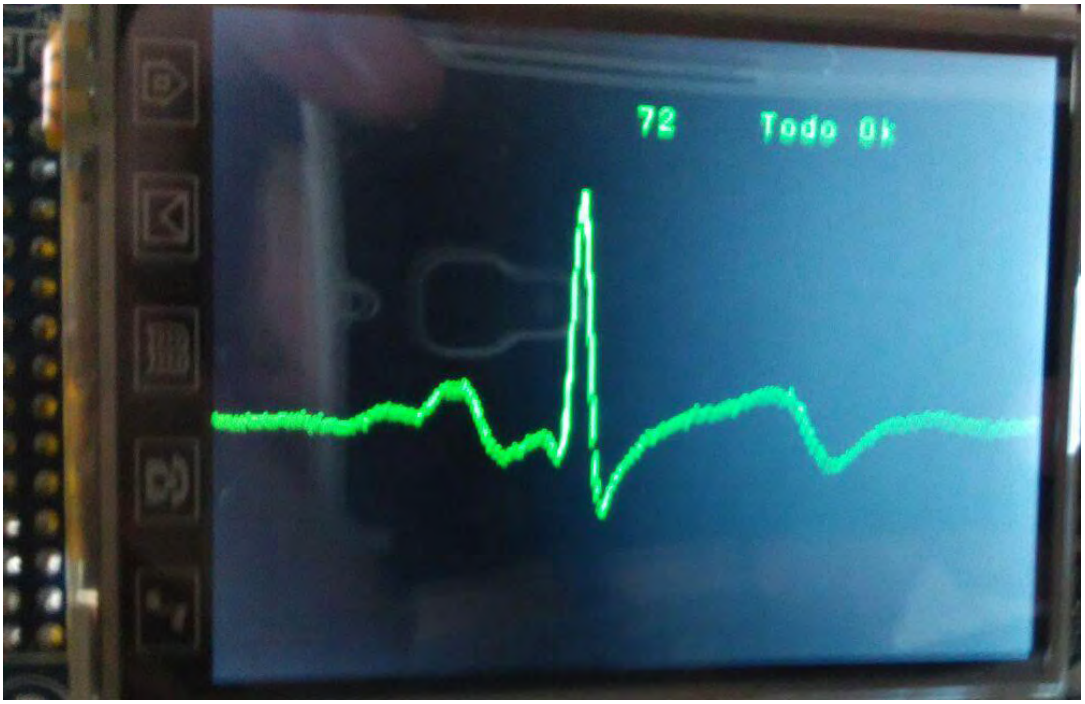



Figura 3.17: Muestra del sistema de detección

# Capítulo 4

# Construcción del sistema ECG:

La construcción del electrocardiógrafo ha estado orientada a la visualización de la señal del corazón con el menor coste posible. Se ha realizado de forma completamente casera e intentando que todos los componentes necesarios para sus pruebas y montaje pudiesen hacerse sin tener materiales muy costosos.

Más adelante la universidad proporcionó material para la captación de la señal, como el cableado y demás componentes útiles.

En un principio la idea era realizar la captación de la señal eléctrica del corazón mediante un AI , convertirla a una señal digital y transmitirla mediante RS-232 al ordenador para poder representarla.

Los únicos materiales que se poseían era una tarjeta de sonido, protoboards , cables, el AI INA114AP , Amplificadores Operacionales (Amp Op) ó, en inglés Operational Amplifiers (Op amps) TL084, una fuente de alimentación simétrica casera , soldador y monedas de 5 Cnts.

Las monedas se usaron como electrodos para colocar sobre el cuerpo con un cable soldado como podemos apreciar en la figura 4.1.



Figura 4.1: Electrodo casero

Se realizó el montaje del INA114AP que venía en la hoja de características. Este montaje en un principio no dio resultado, como bien se supo más tarde, debido a que el TL084 no es un Opam de bajo ruido. Con esto se observó que si el electrodo del pie lo llevábamos a la referencia de tierra del INA114AP aparecía algo, pero se observaba bastante ruido.

Pudimos observar la señal sin digitalizarla con ningún conversor A/D, ya que, con un cable que fabricamos de un minijack mono de audio, Figura 4.2, pudimos conectarlo a la

tarjeta de sonido del ordenador. Como las señales eran de baja amplitud no hizo falta ni atenuarlas para no quemar la tarjeta de sonido.

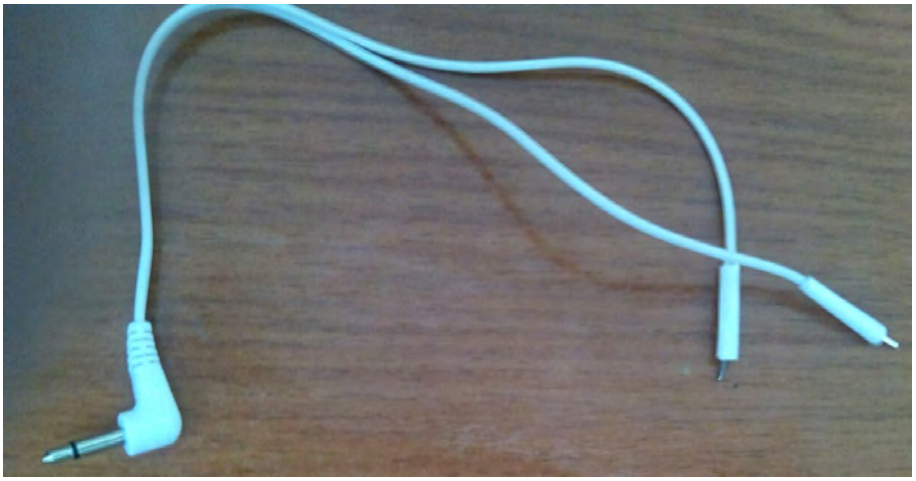


Figura 4.2: Cable para obtener datos de circuitos y pasar a la tarjeta de audio

También esto se pudo conseguir gracias a que eran señales de frecuencias con las que puede trabajar una tarjeta de audio. Aunque la tarjeta tiene un filtro paso alto a unos 4 o 5 Hz.

Enchufamos en la entrada del micrófono y observamos con un programa gratuito de Ubuntu llamado xoscope lo que parecía ser la frecuencia cardíaca del corazón ,Figura 4.3, ya que solo se distinguían los picos más elevados.

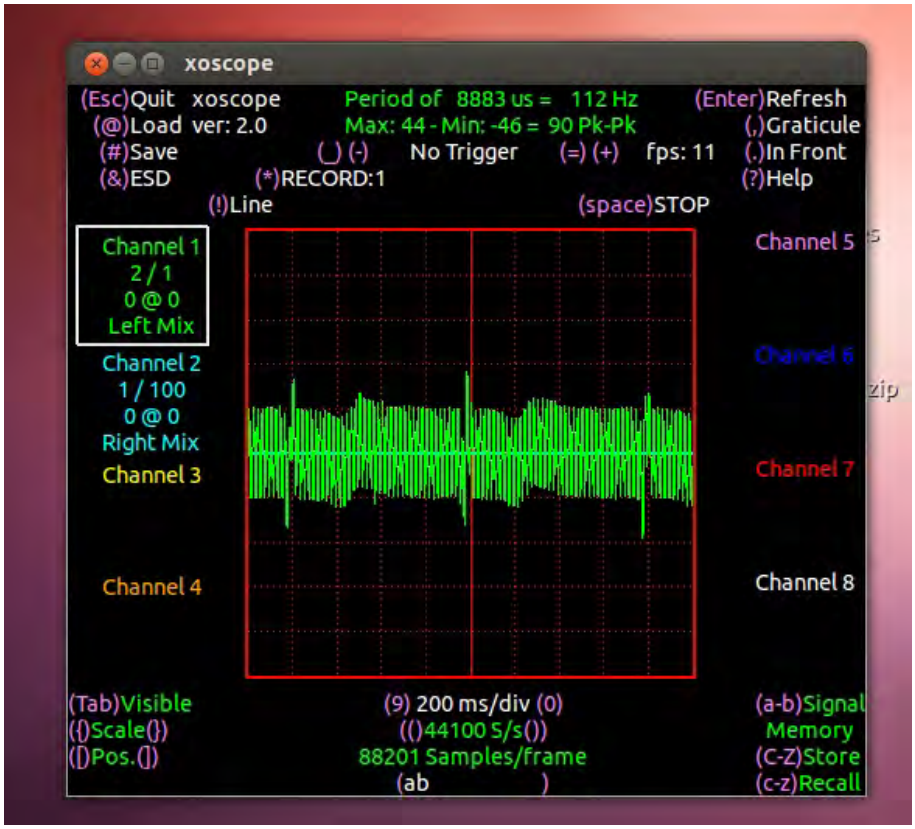



Figura 4.3: Primera captación de un ECG

Aparecía mucho ruido debido a la fuente casera de alimentación, la cual, tenía dos transformadores de bobina con dos integrados LM085 para obtener $\pm 5$ voltios.Figura 4.4.

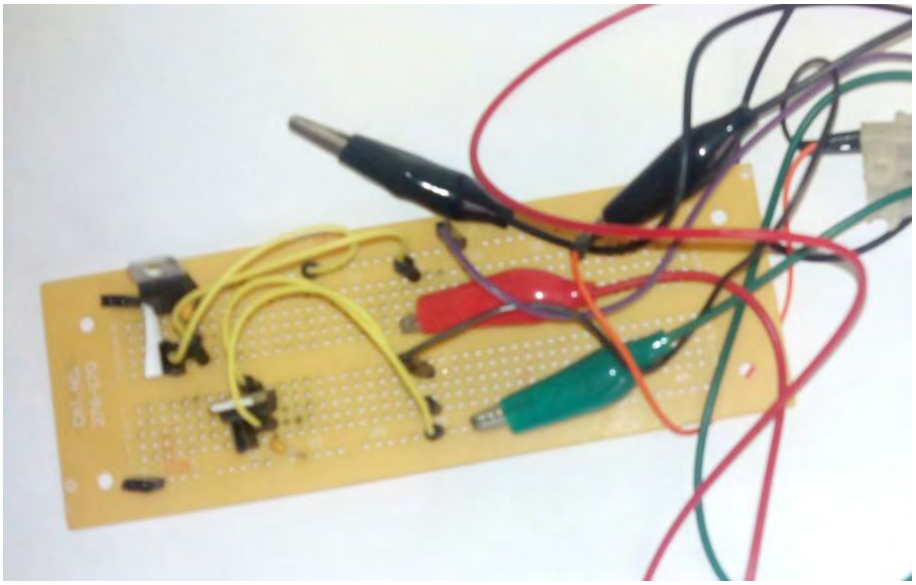


Figura 4.4: Sistema de alimentación simétrico

Además de todo el ruido de los electrodos fabricados con monedas de 5 Cnts . Se usó como gel conductor un producto llamado vick vaporub, un ungüento para aliviar la congestión nasal.

Aún con estos inconvenientes se podía intuir lo que parecía ser la señal cardíaca . No hizo falta aquí ningún filtro paso bajo porque las tarjetas de sonido tienen ya integrado uno interno para eliminar la DC.

Más adelante con la adquisición de un osciloscopio de bajas prestaciones, Figura 4.5, pero precio bastante asequible se pudo mejorar la visualización de la señal mediante sondas y evitar así el uso de la tarjeta de audio.




Figura 4.5: Osciloscopio digital HANTEK 6022 BE

Aquí se amplifico la señal y se empezó a probar además el cableado y los electrodos que se usan habitualmente. Estos nos los proporcionó la universidad.

Aun así, la señal aparecía con mucho ruido y se pensó en un filtro digital a 50 Hz, en lugar de uno analógico.

Los coeficientes del filtro digital se obtuvieron con Matlab y se implementó el filtro digital en un microcontrolador de la plataforma Mbed LPC1768.figura 4.6.

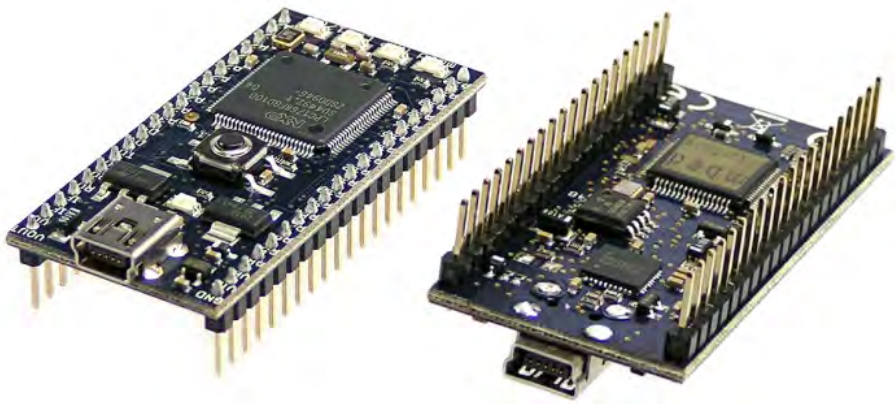


Figura 4.6: Mbed LPC 1768

Para hacer pruebas y evitar tener que mandar la señal mediante RS-232 al ordenador para su visualización se usó el conversor D/A del micro y se observó con el osciloscopio.

En este punto se añadió el sumador de tensión para añadir un offset y que la señal pudiese ser digitalizada por el conversor D/A del micro.

La señal mejoró algo, pero el ruido seguía suponiendo un problema.

Como todo se implementó en un portátil se pudo observar que, cuando el portátil estaba enchufado a la red eléctrica el ruido era demasiado grande, cuando se desenchufaba mejoraba considerablemente, pero aún incluso así, el ruido era elevado.

Se optó entonces por usar un filtro analógico y esto mejoró la visualización de la señal.

El osciloscopio que se usó no disponía de opción para realizar un análisis de Boode. Se realizó uno en los osciloscopios de la universidad, y para hacer pruebas en casa,se realizaron introduciendo una señal sinusoidal mediante un programa de ordenador a la tarjeta de audio y calculando el Boode con una hoja Excel viendo la atenuación.

Se empezó en este punto también a usar alcohol para que mejorase la conducción entre la piel y los electrodos.

En ese momento también se empezó a pensar en usar una pantalla digital para poder visualizar la señal y construir el ECG completamente portátil.Figura 4.7.

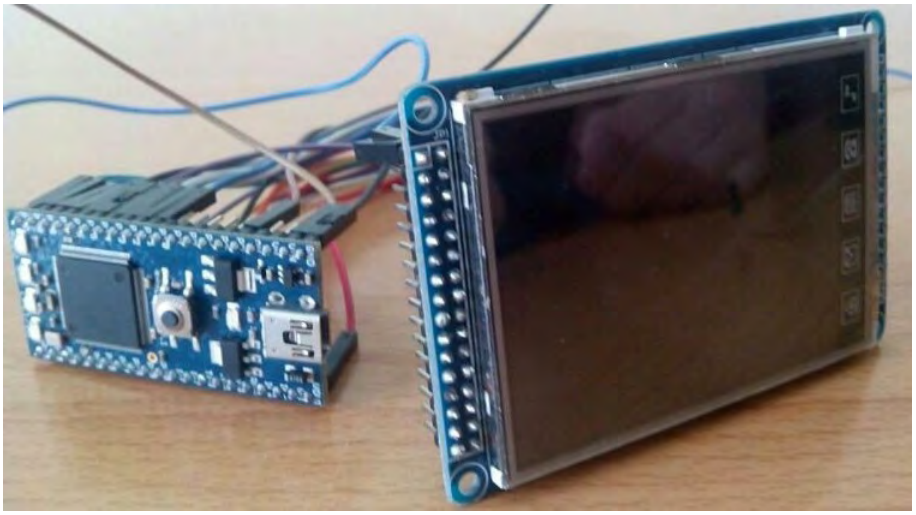


Figura 4.7: Mbed LPC 1768 conectado a pantalla digital

Se nos proporcionó una pantalla sin marca con unos drivers ili9328 . Se estuvo viendo el manejo de la pantalla gracias a un programa subido en el foro de MBED aunque tuvimos que hacer bastantes pruebas para que funcionase correctamente.

Una vez que dejamos la pantalla preparada para la adquisición de una señal externa y que la dibujase, nos pusimos de nuevo con el sistema de captación analógica.

Se pensó en la fuente de alimentación asimétrica y se intento llevar a cabo con OPAMS rail –to rail (la tensión que puede entregar a la salida es muy cercana a la tensión de alimentación) y el INA126 para la captación de la señal con una alimentación simple.

Esto se simuló figura 4.8 . En la simulación parecía posible, pero en la realidad, acababa saturando la señal.

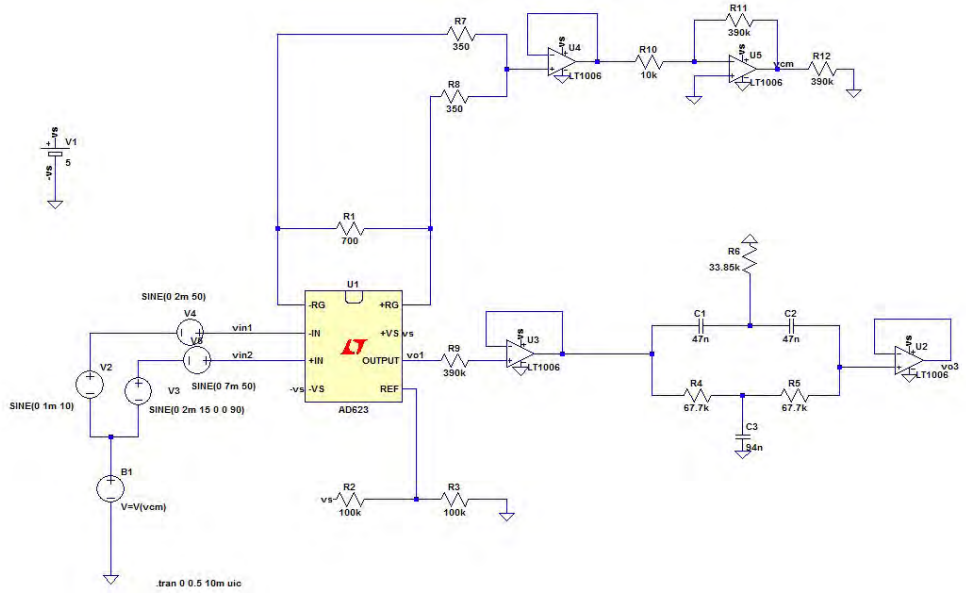



Figura 4.8: Circuito empleado para la captación ECG con alimentación simple.

Se pensó también en el uso de conversores DC DC que con una fuente de alimentación simple se podía obtener una alimentación simétrica. Al final se usaron dos pilas recargables de 9 voltios como las mostradas en la Figura 4.9.




Figura 4.9: Pilas recargables

Se conectaron a dos conversores DC DC ajustables para transformarlo a $\pm 5$ voltios.

Cuando se montaron las pilas en el montaje del circuito se pudo comprobar cómo prácticamente el ruido de 50 Hz desaparecía.

Una vez hecho esto, se colocó el filtro antialiasing y con esto se observó que la señal era buena. Se podía distinguir perfectamente las curvas que caracterizan a la señal eléctrica del corazón sin ningún ruido Figura 4.10.

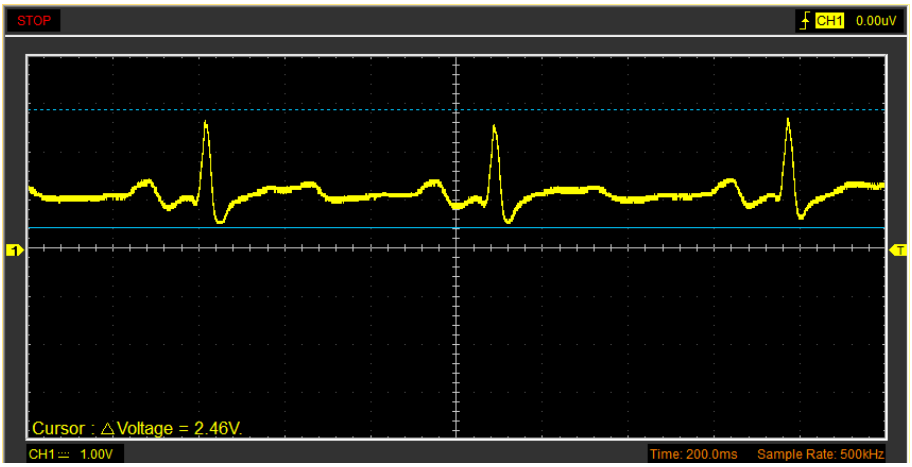
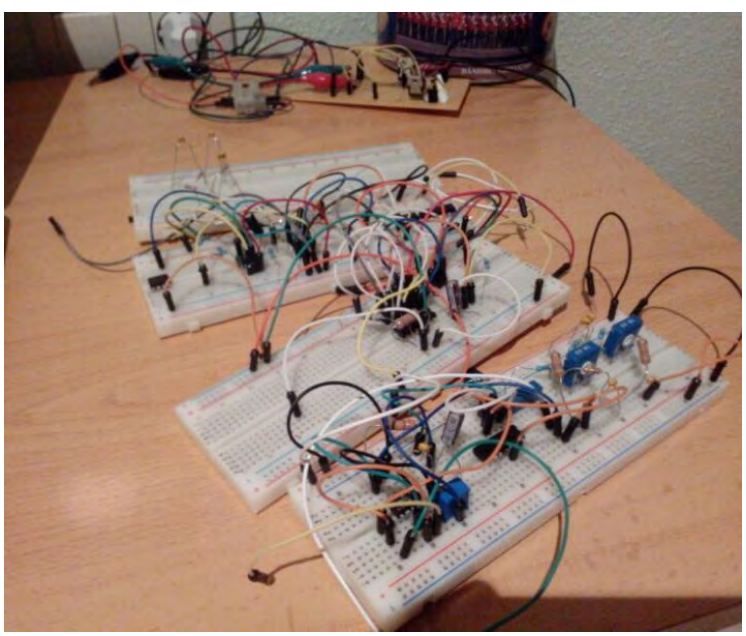



Figura 4.10: Señal eléctrica del corazón final

En este punto se empezó a realizar el montaje.

Se paso de usar las protoboards, figura 4.11a, para las pruebas a montar el circuito en placas PCB de 60mm x80mm que se poseían anteriormente para evitar comprar.figura 4.11b



(a) Montaje en protoboards



(b) PCB

Figura 4.11: Montaje

Para realizar el circuito en la PCB se uso la fotolitografía.

Las pcbs llevan una resina fotosensible. Esa parte de la resina es colocada en una insoladora figura 4.13(insoladora casera fabricada con leds ultravioletas) y entre medias se coloca el fotolito figura 4.14, que no es más que, un papel transparente en el que se ha imprimido el circuito.

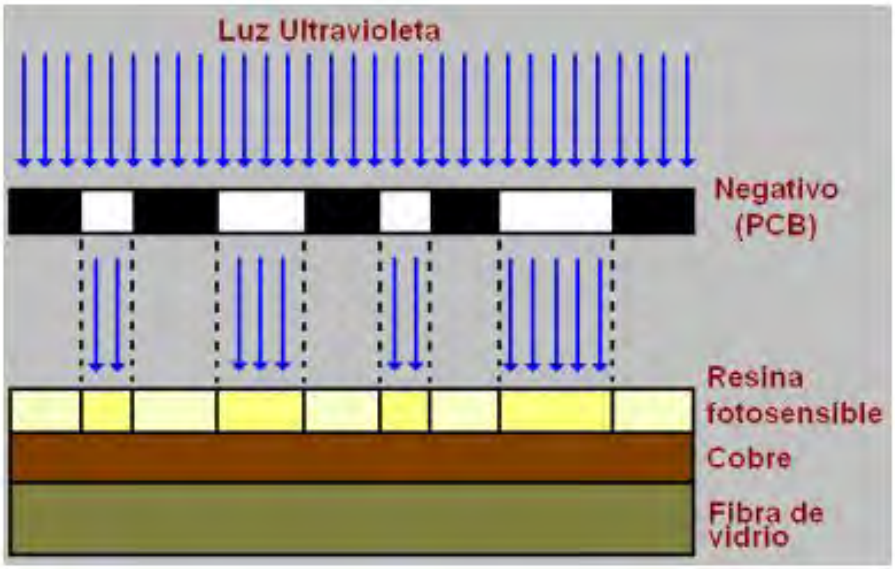



Figura 4.12: Proceso de fotolitografía

La impresión se tuvo que llevar a cabo dos veces sobre cada papel transparente para tapar todos los poros que quedaban.

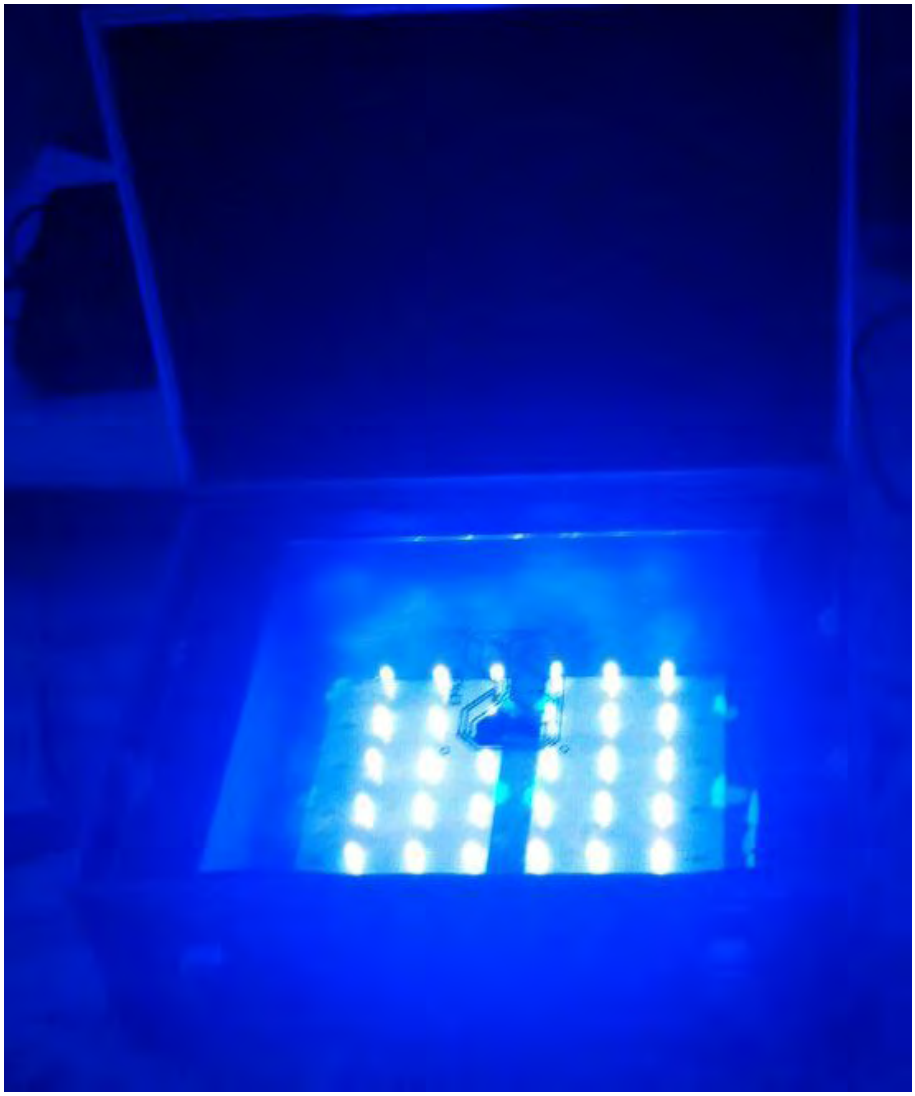


Figura 4.13: Insoladora

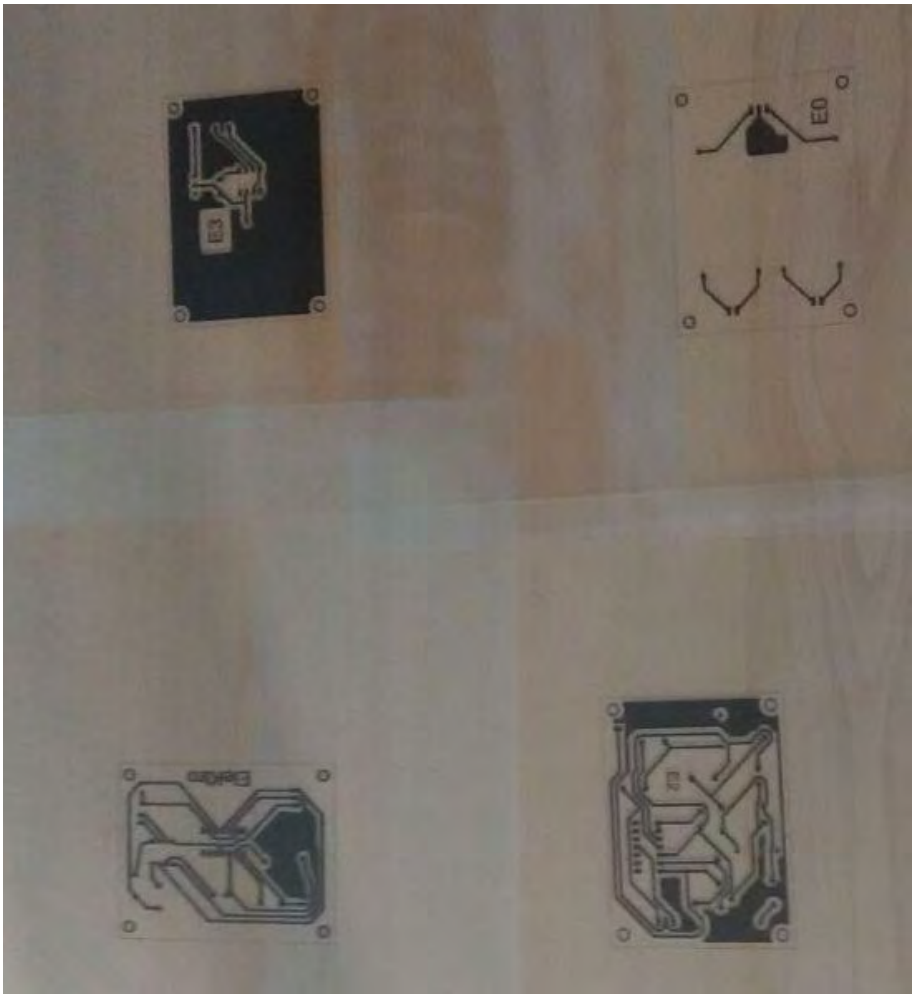


Figura 4.14: Fotolitos

Los fotolitos se diseñaron con la versión gratuita del programa EAGLE[1].

[1] http://www.cadsoftusa.com/

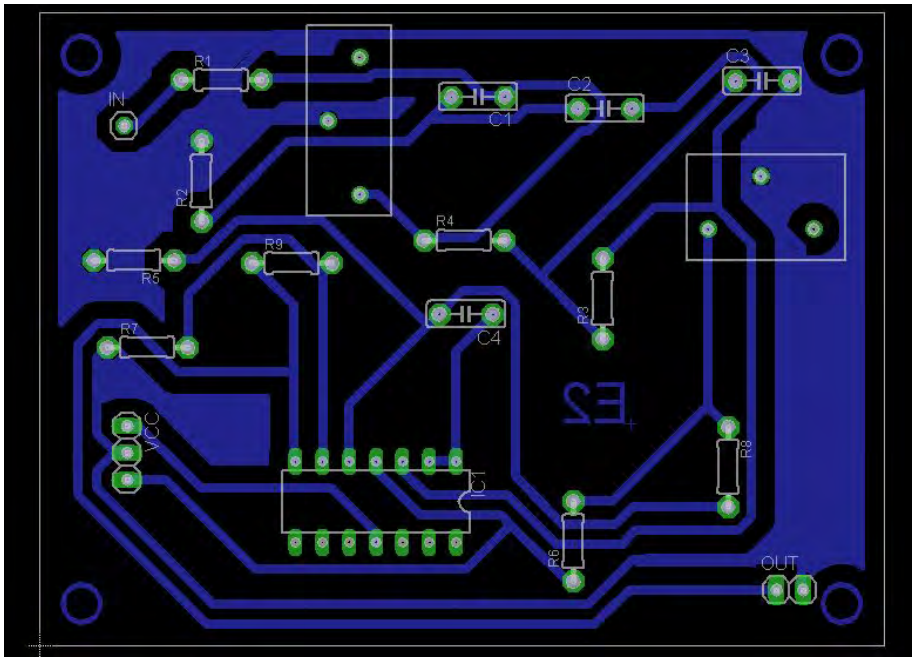



Figura 4.15: Diseño de fotolitos en EAGLE

Una vez insolada la PCB, en nuestro caso dejamos un tiempo de 1 minuto 35 segundos, ya que, haciendo pruebas vimos que daba mejor resultado.

Pasamos al revelado.figura 4.16

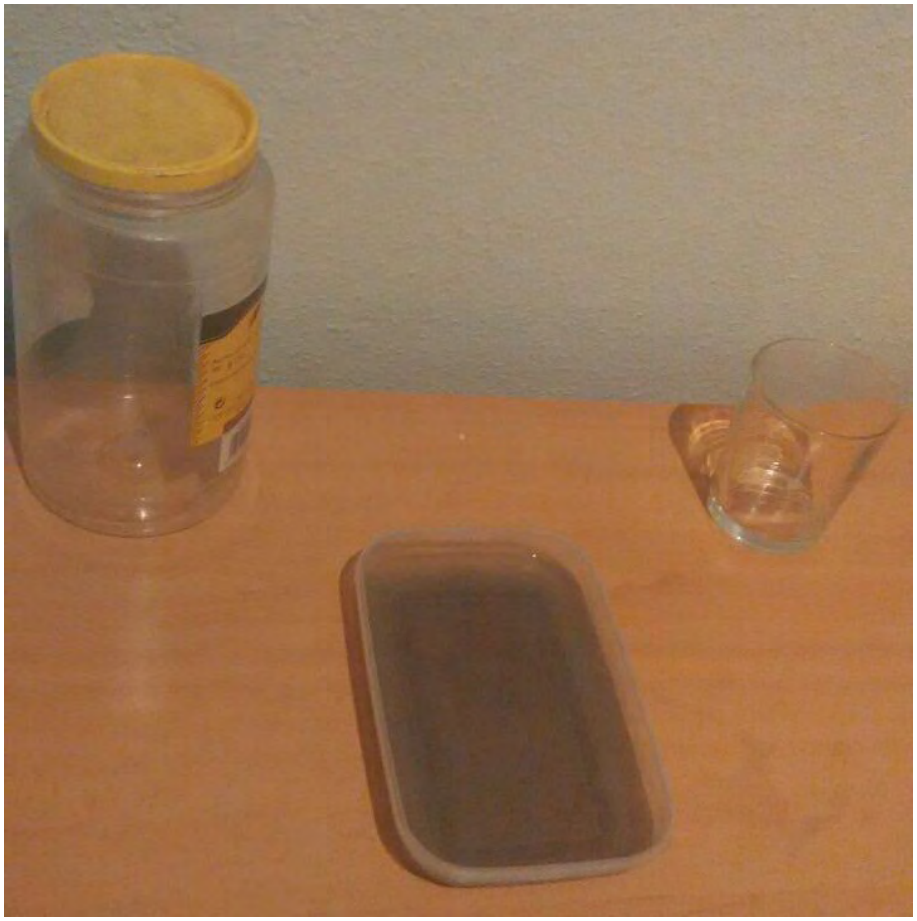


Figura 4.16: Proceso de revelado

Para revelar la PCB se usó un revelador casero. Una disolución de agua y sosa caústica.

5 gramos de sosa por cada medio litro de agua.

Para realizar el revelado se calentó con un microondas el revelador 20 segundos a plena potencia para que actuase por todos los lugares de la placa.

En este proceso se usaron guantes de látex.

Una vez revelada se pasó al atacado para eliminar el cobre que no nos interesa.



Figura 4.17: Proceso de atacado

El atacado se realizó con una solución casera:

- 1 parte de ácido clorhídrico (salfuman ,Figura 4.18)
- 2 partes de agua oxigenada de 100 volúmenes
- 3 partes de agua




Figura 4.18: Agua fuerte y agua oxigenada 110 volúmenes

En esta parte fue necesario, además de guantes, el uso de mascarilla para evitar los vapores que desprendía.

Se limpiaron las PCB con agua y un cepillo de dientes para eliminar todo el decapante sobrante y la suciedad. Se limpiaron con quitaesmalte para eliminar la tinta sobrante.




Figura 4.19: Limpieza de PCB con quitaesmaltes

Una vez terminado se realizó en la universidad la perforación de las placas.



Figura 4.20: Proceso de perforación

Después se soldaron todos los componentes con un estaño fino, soldador de punta fina y decapante usado en fontanería.



Figura 4.21: Material de soldadura

No se soldaron los circuitos integrados debido a que estos, al ser muy sensibles al calor, podrían estropearse.

Por ello se usaron zócalos y luego sobre estos se colocó el integrado.

Esto además tiene la ventaja de poder cambiar un integrado si este se estropea de forma sencilla.




Figura 4.22: PCB montada

Para realizar el conexionado de la alimentación con todas las placas no se pudo usar una PCB igual que las anteriores, debido a que estas, se agotaron.

Por ello se uso una PCB micro perforada.

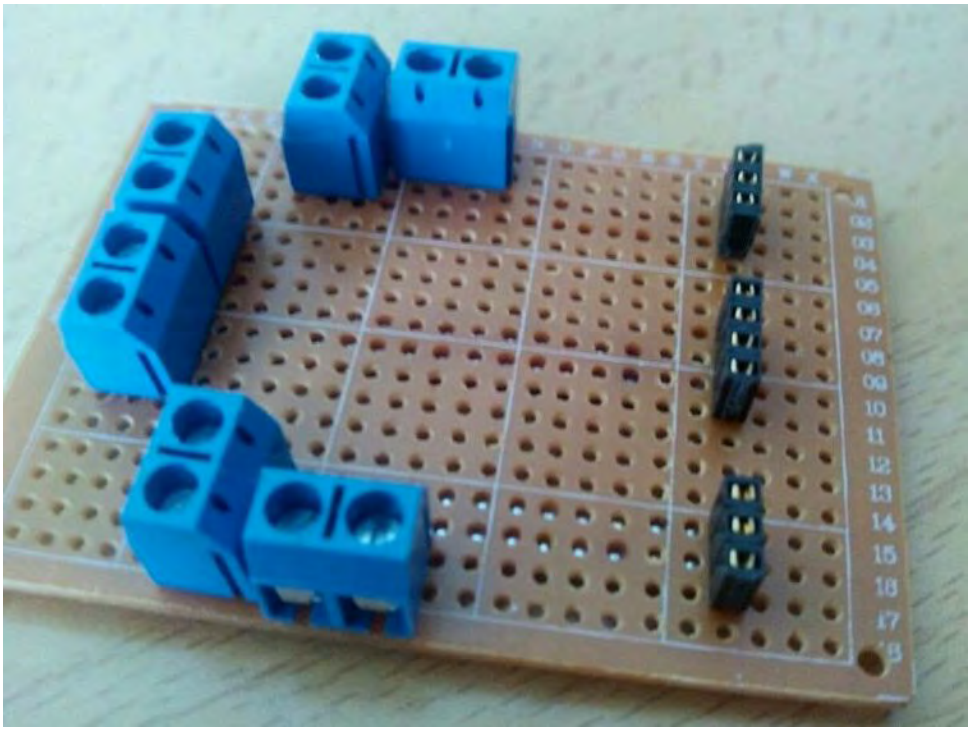


Figura 4.23: PCB perforada

Después de todo, se pensó en construir una caja diseñada con FreeCAD[2] e impresa en 3D 4.24, al ser la caja de gran tamaño no se pudo realizar bien y nos dió problemas a la hora de imprimir 4.25, al final se usó una caja prefabricada, se ensambó todo el sistema y para terminar se le añadieron los conectores e interruptores. figurafinal[n]

[2] http://www.freecadweb.org/

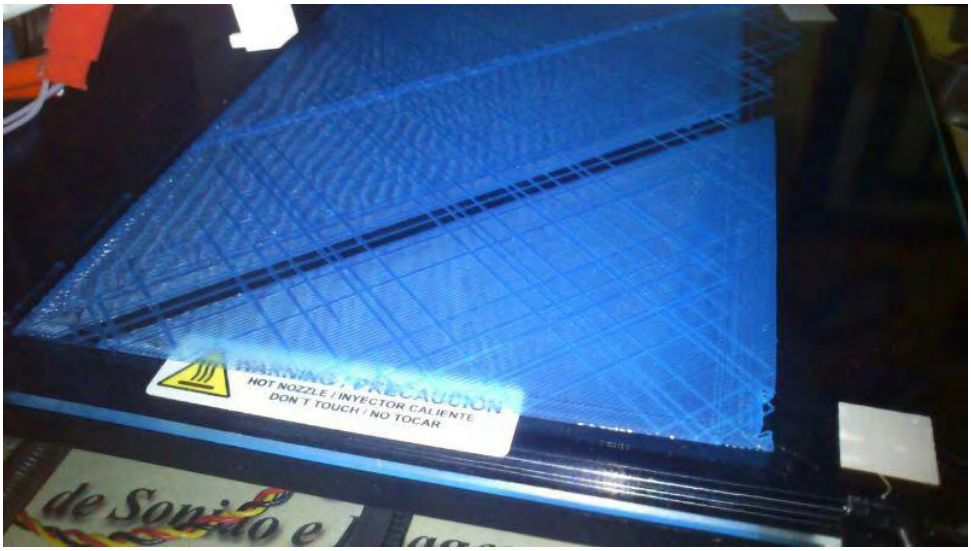



Figura 4.24: Prueba de impresión

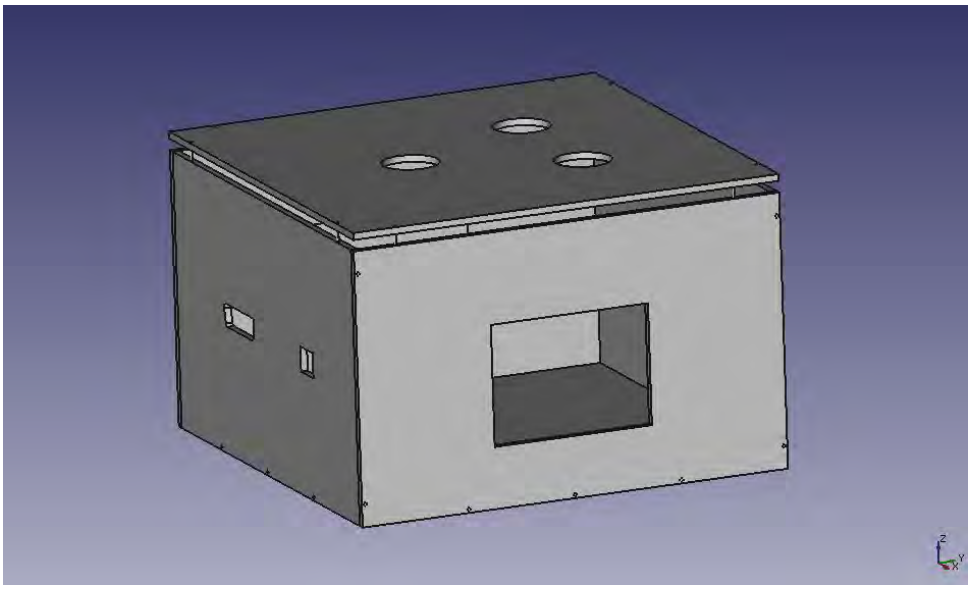


Figura 4.25: Caja diseñada en FreeCad

*FOTO FINAL*

# Capítulo 5

# Resultados, Conclusiones y líneas futuras:

## 5.1. Resultados

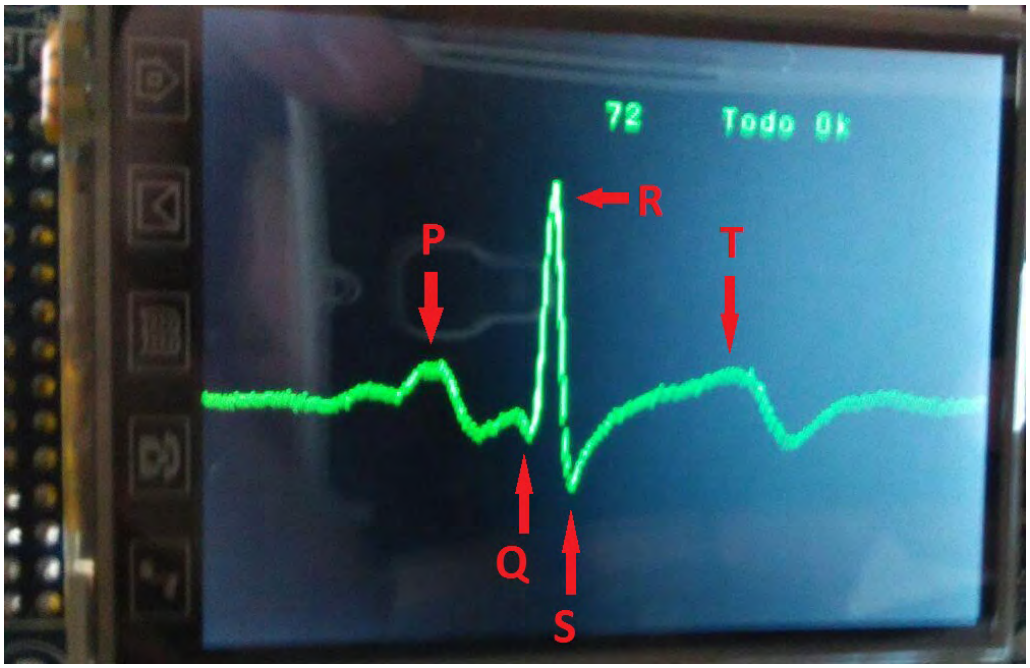



Figura 5.1: ECG con sus ondas características

Como bien se puede apreciar se distinguen perfectamente el trazado típico de un ECG. La señal además es casi plana, sin apenas rizado debido al ruido.

## 5.2. Conclusiones

El proceso de realización de la máquina ha sido muy instructivo y nos ha ayudado a conocer las etapas de diseño para realizar una máquina desde cero.

Quizás la tarea ha sido demasiado larga y se podía haber acotado más. Si se hubiera estructurado mejor desde un principio se podría haber ahorrado más tiempo.

Como experiencia personal, ha sido gratificante haber tratado una señal de una amplitud tan pequeña y con tanto ruido y haber llegado a un resultado decente con el cual poder trabajar más adelante.

## 5.3. Líneas Futuras

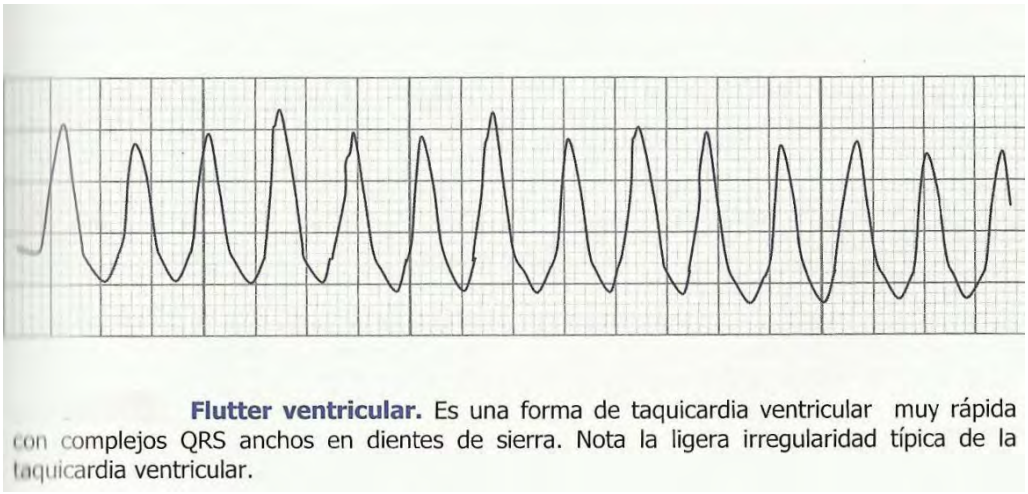
Un electrocardiógrafo completo se lleva a cabo con 10 electrodos. Además de medir también con respecto a una referencia (terminal central de wilson) para las derivaciones unipolares. A

Además se pensó en realizar un sistema, en el cual, la señal pudiera pasar por el filtro de 50 Hz analógico o saltarse esa parte. Así de esta manera, pudiese la señal pasar por el filtro digital y no por el analógico y comprobar cuál es más eficaz.

Aunque se hicieron pruebas y se vio cierta eficacia, pero como aun no se disponía del filtro antialising, no se pudo comprobar todo el potencial del filtro de 50 Hz digital. Se propone comprobar esto.

También se propone un control automático de ganancia según los picos del ECG. El acoplamiento de una ranura para tarjetas SD para poder sacar datos y analizarlos con un ordenador.

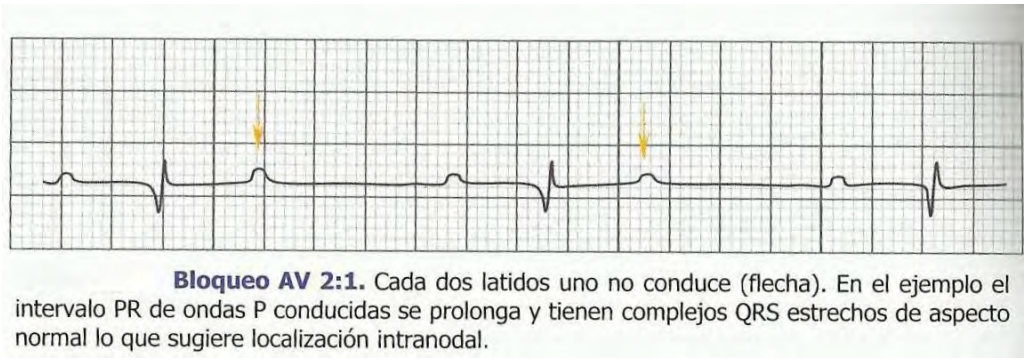
Añadir múltiples funcionalidades en el microcontrolador para la detección de cardiopatías como el Flutter Ventricular .Figura5.2



**Flutter ventricular.** Es una forma de taquicardia ventricular muy rápida con complejos QRS anchos en dientes de sierra. Nota la ligera irregularidad típica de la taquicardia ventricular.

Figura 5.2: Flutter ventricular

O el bloqueo AV 2:1 Figura 5.3



**Bloqueo AV 2:1.** Cada dos latidos uno no conduce (flecha). En el ejemplo el intervalo PR de ondas P conducidas se prolonga y tienen complejos QRS estrechos de aspecto normal lo que sugiere localización intranodal.

Figura 5.3: Bloqueo AV 2:1

# Bibliografía


[1] Pautas de Electrocardiografía, Autora: Desirée Vélez Rodríguez ,Edición de Bolsillo ISBN: 9788471015594.

[2] Diseño de un canal de instrumentación para un sistema electrocardiograma y un pulsioxímetro, Autora: Ana Goicoechea Fernández, Universidad Pública de Navarra, Pamplona, 27 de Junio de 2014.

[3] Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales, Autores: Raquel Martínez Bailón, Rubén Fusté Murillo, Universidad Politécnica de Cataluña, Proyecto final de carrera.

[4] Implementación de un electrocardiógafo digital utilizando tegnología bluetooth, Autor : Wilson Armando Sánchez Cortes, Universidad Pontificia Bolivariana Seccional Bucaramanga, 2010, Poyecto final de carrera.

[5] Instrumentación Biomédica. Rafael Barea Navarro.Tema 3, Asignatura: Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición de Señales Bioeléctricas, Unviersidad de Alcalá.

[6] Ingeniería en Automática y Electrónica Industrial - Apuntes Sistemas Analógicos, Autor: José Cabrera Peña.

[7] Grupo de investigación biomédica Dalcame. http://www.dalcame.com/.

[8] Revista Enfermería en Cardiología N.º 22 / 1er cuatrimestre 2001.

[9] Blog: http://ecgarduinomatlab.blogspot.com.es/

[10] Hoja de características INA 114AP.

[11] Hoja de características LTC 1062.

[12] Hoja de características TL084.

# Apéndice A

# Electrocardiógrafo Completo

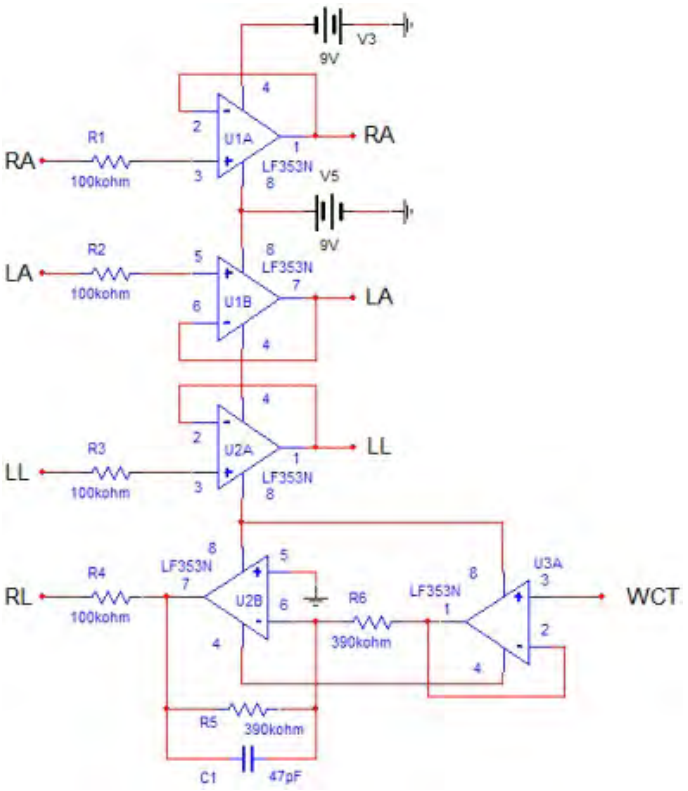



Figura A.1: Circuito de Protección y Acople de Impedancia

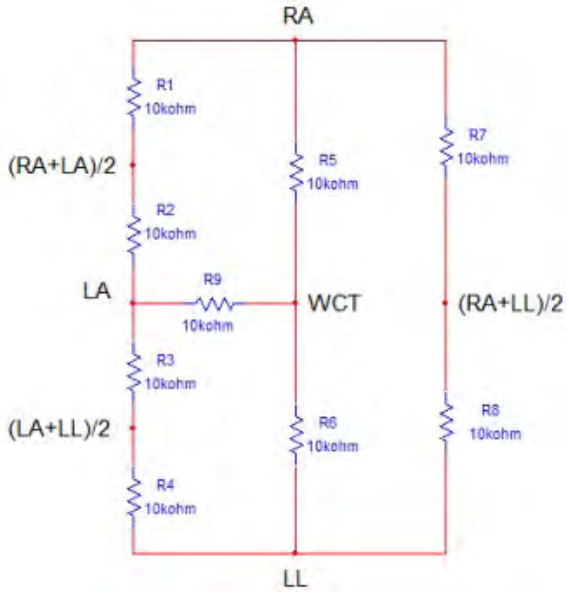



Figura A.2: Circuito Terminal Central de Wilson

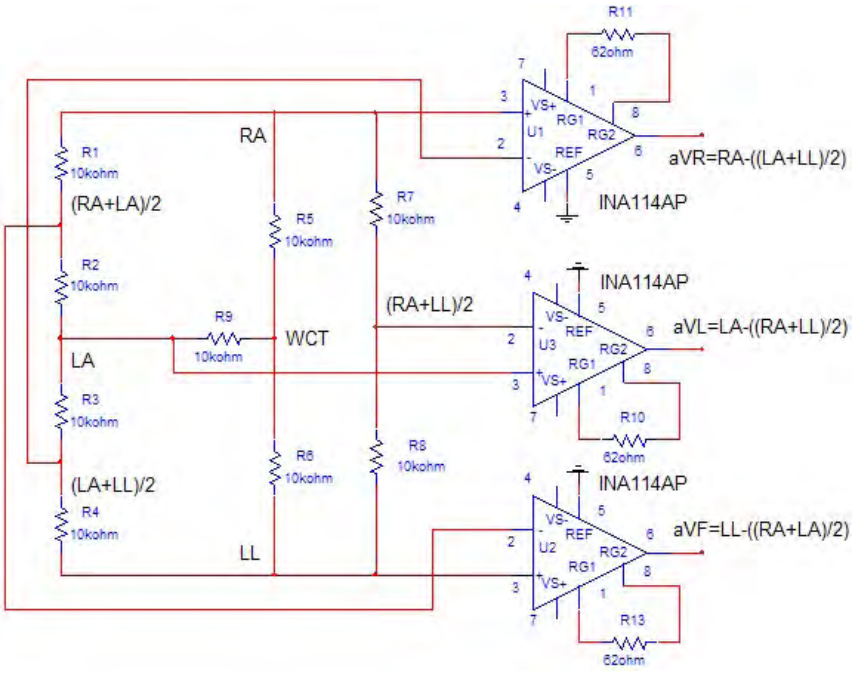



Figura A.3: Derivaciones Aumentadas

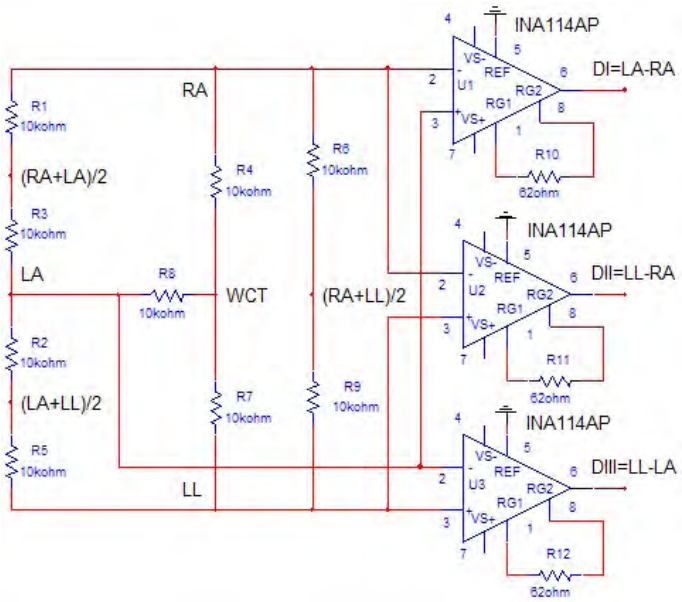



Figura A.4: Derivaciones Bipolares

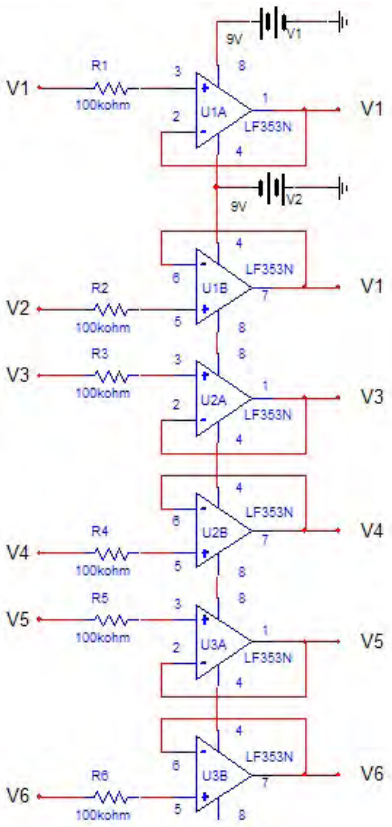



Figura A.5: Derivaciones Precordiales

# Apéndice B

# Código Matlab

1.Generador de Tono.

```
%Función para generar un tono de la frecuencia que queramos.

function y= tono (amplitud, Ftono, Fs, num_muestras)

n=0:1:num_muestras;

y=amplitud*cos(2*pi*Ftono*n*(1/Fs));


end
```

2.Simulación de filtro digital (Script).

```
%Muestrear cada 1/300 segundos para conseguir esta frec.

%fir1 es la funcion matlbab que obtiene los coef. ranura
(40 Hz a 60 Hz).
```

```
a=fir1(50,[0.265 0.4],'stop');

%tono de ruido de 50hz
t1=tono(2,50,300,600);

%tono de señal que queremos
t2=tono(2,3,300,600);

t=t1+t2;

%Convoluciona señal con los coef. del filtro
z=convu(t,a);

%Nos quedamos sin el fallo del filtrar con la convolucion
al principio

z=z(length(a):end);

%eje x1(t)
n=0:1:length(t)-1;
x1=(1/300)*n;


%eje x2 (z)
n=0:1:length(z)-1;
x2=(1/300)*n;


hold on
plot(x1,t,'b')
plot(x2,z,'r')

xlabel('Tiempo (s)')

ylabel('Amplitud (V)')
```

```
title('Filtrado de 50 Hz')
```

3.Función para realizar la convolución.

```
% a es la señal
% b es el filtro


function [ y ] = convu( a,b )

l1=length(a);
l2=length(b);


for j=l2:l1


    t=0;
    x=1;
    n=1;

    while ((j-x)>=1 && (l2-n)>=1)


        r=a(j-x)*b(l2-n);

        t=r+t;


        n=n+1;

        x=x+1;
```

```
    end


    y(j)=a(j)*b(l2)+t;



end

end
```

# Apéndice C

# Código Mbed Filtro Digital

1.Prueba de Filtrado Digital

```
#include "mbed.h"
#include "dsp.h"

Serial pc(USBTX, USBRX);  //Declaramos la transmision a traves de U

int main() {
     pc.baud(19200);  // A 19200 baudios
 //Declaramos entrada analogica.
    AnalogIn entrada(p20);
 //..............................
   //Para pruebas
 //   AnalogOut salida(p18);

 //Programa principal
    while(1){

     //Definimos un vector de 3000 muestras
    float32_t Entrada[3000];
    int i=0;

    //Muestreamos la señal a 1 KHz
```

```
    for(i=0;i<=3000;i++){
    Entrada[i]=entrada;
    wait_ms(1);
    }

   //Definimos el vector de salida
    float32_t Out[3000+301-1];

   //Respuesta al impulso (Datos para filtro de Frecuencia de muestreo a
    float32_t  Cd[301]={-0.000000 ,0.000020 ,0.000035 ,0.000039 ,0.000027
    ,0.018417 ,0.018566 ,0.016687 ,0.012771 ,0.007052 ,-0.000000 ,-0.0077
    ,-0.000275 ,-0.000520 ,-0.000709 ,-0.000822 ,-0.000847 ,-0.000787 ,-0
    ,-0.000193 ,-0.000241 ,-0.000256 ,-0.000241 ,-0.000203 ,-0.000151
    ,-0.000095 ,-0.000042 ,0.000000 ,0.000027 ,0.000039 ,0.000035 ,0.0000

    uint32_t I=3000;
    uint32_t f=301;

  //Realizamos la convoluion

    arm_conv_f32(Entrada,I,Cd,f,Out);


   //Enviamos por el puerto serie.
    for(i=0;i<=3000;i++){

    printf("%f \n",Out[i]);  //Enviamos datos

    //Para pruebas
    //wait_ms(1);
    // salida=Out[i];
    }
 //.............................
   }
}
```

# Apéndice D

# Código Mbed para mostrar la señal

1. Código para mostrar la señal del corazón y analizarla.

pantalla.h

```
//librerías

#include "mbed.h"
#include "ili9328.h"
#include "Images.h"

#define  muestras 2000
#define frecuencia 320

//Definiciones

/Bus de pines para la pantalla para el LPC
 BusOut dataBus( p30, p29, p28, p27, p26, p25, p24, p23, p22, p21, p

 // Creamos la instancia de la pantalla para el LPC
```

```
 ILI9328_LCD MyLCD( p14, p13, p12, p11, &dataBus );

//Creamos img tipo mapa de bits.
bitmap_t img;

//Patilla de entrada analogica para captacion de señal (En nucleo sería o
 AnalogIn entrada(p15);


/Iniciar pantalla

void Iniciar(bitmap_t imagen){
 //En teoria despierta la pantalla del modo sleep pero solo cambia el eje
     MyLCD.WakeUp();

     //Inicializamos la pantalla en modo horizontal de 16 bits.
     MyLCD.Initialize(LANDSCAPE,RGB16);



 //Seleccionamos la fuente TerminusFont la cual está en terminus.cpp
     MyLCD.SetFont( &TerminusFont );


//Ponemos el color de letas.(Color de arriba)
 MyLCD.SetForeground (COLOR_MAGENTA );

 // Ponemos el color de fondo.
 MyLCD.SetBackground (COLOR_WHITE);

 //Limpiamos la pantalla para que se vea bien.
 MyLCD.ClearScreen ();


 //Dibujamos la imagen.
```

```
   MyLCD.DrawBitmap(100,50,&img,0,0,0);

   //Esperamos 6 segundos mostrando la imagen.
            wait(6);


 //Limpiamos la pantalla para que se vea bien.
 MyLCD.ClearScreen ();

}



//Convierte números a letras para imprimirlos en la pantalla
void Convertir_int_char(int x, char v[]){


sprintf(v, "%d", x);  // De este modo se copia el valor de 'x' a la

  MyLCD.Print(v, CENTER, 25 ); // align text to center horizontally

     }



//Analizar pulso

void Datos_Corazon(int pulso){

 if(pulso<10){
 MyLCD.Print("Consulte a un doctor", 100, 50 );}

 if(pulso<60 && pulso > 10){
 MyLCD.Print("Bradicardia", 200, 25 );}
```

```
 if(pulso> 60 && pulso<110){
 MyLCD.Print("Todo Ok", 200, 25 );}

 if(pulso>110){
 MyLCD.Print("Taquicardia", 200, 25 );}

 }



//Función para obtener un vector de 2000 muestras a 320 Hz de muestreo.

void Obtener_Datos(float v[])
 {
   for(int j=0;j<muestras;j++)
    {
       v[j]=entrada.read();

       wait((float)1/(float)frecuencia);

        }

   }




 //Función que devuelve las pulsaciones por minuto del paciente.

 float Pulsos(float v[])
 {
     float max,min=0;

     //Buscar el maximo y el minimo
```

```
 max=v[0];
 min=v[0];

for(int j=1;j<muestras;j++)
{
   if(max<v[j]){
       max=v[j];
       }
   if(min>v[j]){
       min=v[j];
       }
    }

  float medio= (max-min)/2;

  float detector= medio - ( (1/2) *medio);



    //Detector de cruces por cero

    float contador=0;

     for(int j=0;j<muestras;j++){

         if(v[j]<detector){
             v[j]=1;
             }
             else
             {
                 v[j]=0;
                 }
         }
```

```
            // Contamos los picos.

        for(int j=0;j<muestras;j++){

            if(v[j] != v[j+1]){
                contador=contador+1;
                }

            }

           // El cruce nos detecta el mismo pico , cuando sube y cuando

       contador=contador/2;

       //Cálculo para imprimir el num de pulsaciones por minuto.

       float x=(float)muestras/(float)frecuencia;

       float pulsos=(contador*(float)60)/x;

       return pulsos;


    }



//Pintar la señal con lineas en vez de con puntos y el vector obtenido a
```

```
void PintarSenial(int x , int y, float v[]){


  float yy=0;

  x=0;

  //Borramos la primera linea
 MyLCD.DrawLine (x,0,x,240,-1);

 for(int i=0;i<319;i++){

//Ecalamos a la pantalla
     y=((v[i])*240);
  //Aquí escalamos para unir la línea
      yy=((v[i+2])*240);

//Pintamos línea
 MyLCD.DrawLine( x,y,x+1, yy,-2 );
 //Borramos una linea
 MyLCD.DrawLine (x+1,0,x+1,240,-1);
 x++;

 //Tiempo de pintado y borrado
 wait(0.005);

  }
  }




//Imprimir la señal en tiempo real.
```

```
   void PintarSenial2(int x , int y){


    float v[319];

            //Borramos la primera linea
   MyLCD.DrawLine (0,0,0,240,-1);

    for(int j=0;j<320;j++){

         v[j]=entrada.read();
        wait((float)1/(float)240); //Velocidad medida para que de cierto

         x=j;



   y=((v[j])*240);

       //Dibujamos un pixel.
  MyLCD.DrawPixel (x,y,-2);

   //Borramos una linea
   MyLCD.DrawLine (x+1,0,x+1,240,-1);


    }
     wait(0.05); //Tiempo de espera entre una pantalla y otro para mejora
    }
```

main.cpp

```
#include "pantalla.h"


 int main()
 {

//Establecemos velocidad de comunicacion para el pc por si necesitar
  //  pc.baud(9600);

//Interruptor para cambiar.
 DigitalIn enable(p8);

//Creamos la imagen con la estructura bitmap que esta en el archivo
                img.Format = RGB16;
                img.Width = WIDTH_UNEX;
                img.Height = HEIGH_UNEX;
                img.PixelData = &uex[0];

//Iniciamos pantalla
     Iniciar(img);

//Declaramos variables que vamos a usar.
//Posicionamiento
 int x, y =1;
 //Vector de 2000 muestras.
 float v[muestras];

  //Variable para imprimir numeros en pantalla
 float num=0;

 //Programa Principal
   while ( 1 ) {
```

```
   if (enable) {
//Obtiene el vector de los datos que queramos en nuestro con una frecuenc
   Obtener_Datos(v);

 //Conjunto de impresion de señal y de pulsos.
   PintarSenial(x,y,v);
   num=Pulsos(v);
//Convertimos los pulsos a un numero entero.
  int num2=(int)num;

    //Cadena donde guardaremos el numero convertido en caracteres.
    char Cadena[20];

    //Dibujamos el numero Num2
    Convertir_int_char(num2,Cadena);

    //Pintamos el dato del corazón.
    Datos_Corazon(num2);
    }

    else{
    //Imprimimos señal en tiempo real a una frecuencia aproximada 700 Hz,

    PintarSenial2( x , y);}

   }

   }
```