



**Universitat Autònoma  
de Barcelona**

**Sistema de monitorització vital  
portable amb System on Chip i  
interfície SD Card**

**Memòria del projecte**

**d'Enginyeria Tècnica en Informàtica de Sistemes**

**realitzat per**

*Eloy Félix Manzanares*

**i dirigit per**

*Raül Aragonès Ortiz*

Escola Universitària d'Informàtica

Sabadell, Juny de 2010

El sotasignat, **Raül Aragonès Ortiz**,  
professor de l'Escola d'Enginyeria de la UAB,

**CERTIFICA:**

Que el treball al que correspon la present memòria  
ha estat realitzat sota la seva direcció per en

***Eloy Félix Manzanares***

I per a que consti firma la present.  
Sabadell, ***Juny*** de 2010

-----  
Signat: ***Raül Aragonès Ortiz***

## **PRESENTACIÓ**

### **Projecte:**

Sistema de monitorització vital portable amb System on Chip i Memòria SD Card.

### **Autor:**

Eloy Félix Manzanares

### **Director:**

Raül Aragonès Ortiz

### **Departament:**

Departament de Microelectrònica i Sistemes Electrònics

### **Resum de la memòria:**

Aquesta memòria descriu el procés de desenvolupament del projecte de fi de carrera "Sistema de monitorització vital portable amb System on Chip i interfície SD Card". Aquest es tracta d'un dispositiu de dimensions reduïdes, baix consum i portable amb capacitat d'enregistrar els biopotencials cardíacs dins d'una targeta de memòria flash SD Card. En temps real es mostra una representació d'aquests biopotencials mitjançant una pantalla LCD gràfica. El projecte, a més, inclou el desenvolupament d'un software de visualització per PC que permet l'anàlisi posterior més detallat dels registres emmagatzemats a la targeta SD Card.

### **Material lliurat:**

Juntament amb la memòria s'adjunta un CD-ROM amb aquesta memòria en format PDF i el document d'annexes, els diferents codis font de les aplicacions i els executables necessaris pel correcte funcionament del projecte.

## INDEX DE CONTINGUTS

<b>CAPÍTOL I. introducció</b> .....	<b>9</b>
1.1. objectius del projecte: .....	10
1.2. descripció del projecte: .....	10
1.3. motivacions personals:.....	11
1.4. estructura de la memòria: .....	11
1.5. metodologia de desenvolupament: .....	12
<b>CAPÍTOL II. fonaments de cardiologia</b> .....	<b>14</b>
2.1. el funcionament del cor:.....	15
2.1.1. anatomia, introducció: .....	15
2.1.2. funcionament del sistema circulatori: .....	15
2.2. el senyal cardíac: .....	18
2.2.1. generació de l'impuls nerviós del cor: .....	18
2.2.2. potencial d'acció transmembrana:.....	20
<b>CAPÍTOL III. estudi de viabilitat</b> .....	<b>33</b>
3.1. introducció:.....	34
3.2. descripció del problema: .....	35
3.3. funcionament del sistema: .....	35
3.4. perfil d'usuari:.....	36
3.5. objectius:.....	36
3.6. descripció general del sistema:.....	36
3.7. estat de l'art: .....	37
3.7.1 transducció:.....	37
3.7.2 generació i pre-amplificació del senyal: .....	39
3.7.3 condicionament analògic del senyal:.....	40
3.7.4 system on chip .....	41
3.7.5 sistema d'enregistrament: .....	44
3.7.5 sistema de visualització:.....	45
3.7.6 visualització a l'ordinador: .....	46
3.8. recursos: .....	47
3.8.1 recursos humans:.....	47
3.8.2 recursos hardware:.....	47
3.8.3 recursos software: .....	49
3.9. pressupost: .....	50
3.10. avaluació de riscos: .....	52
3.11. planificació del projecte:.....	52
3.12. conclusions: .....	54
<b>CAPÍTOL IV. caracterització del sistema</b> .....	<b>55</b>
4.1. introducció:.....	56
4.2. caracterització del subsistema analògic:.....	56
4.2.1 introducció: .....	56
4.2.2 transducció: .....	56
4.2.3 generació i pre-amplificació del senyal: .....	57
4.2.3.1 introducció .....	57
4.2.3.2 l'ad623 .....	57
4.2.4 "right leg drive": .....	58
4.2.5 restauració de la corrent contínua:.....	59
4.3. caracterització del system on chip: .....	61
4.3.1. introducció:.....	61
4.3.2. configuracions generals: .....	61

4.3.3. configuració del port d'entrada del senyal cardíac: .....	62
4.3.4. etapa d'amplificació: .....	62
4.3.5. filtrat passa baixos antialiasing: .....	63
4.3.5 digitalització del senyal: .....	64
4.3.6 sistema d'enregistrament: .....	66
4.3.7 sistema de visualització: .....	68
4.4. caracterització del software de visualització per pc: .....	69
<b>CAPÍTOL V. disseny de la placa .....</b>	<b>71</b>
5.1. introducció: .....	72
5.2. disseny en la placa: .....	72
5.3. muntatge: .....	73
<b>CAPÍTOL VI. proves i resultats .....</b>	<b>76</b>
6.1. introducció: .....	77
6.2. proves del sistema analògic: .....	77
6.3. proves del system on chip: .....	77
6.3.1. proves sobre el fitre passa baixos: .....	77
6.3.2. proves sobre l'adc i la targeta de memòria sd card: .....	78
6.3.3. proves sobre la pantalla lcd: .....	78
6.4. proves del software de pc: .....	79
6.5. proves del sistema complet: .....	80
<b>CAPÍTOL VII. conclusions i futures millores .....</b>	<b>81</b>
7.1. conclusions: .....	82
7.2. possibles millores: .....	82
<b>CAPÍTOL VIII. bibliografia i referències .....</b>	<b>84</b>

## INDEX DE FIGURES

Figura 1: Esquema del projecte.....	11
Figura 2: Esquema de desenvolupament.....	13
Figura 3: Sistema circulatori.....	15
Figura 4: Localització de les diferents vàlvules del cor.....	15
Figura 5: Entrada de sang sense oxigen – sortida cap als pulmons.....	16
Figura 6: Entrada de sang oxigenada – sortida de sang cap als diferents òrgans.....	16
Figura 7: Diàstole i Sístole.....	17
Figura 8: Electrocardiograma - sístole i diàstole.....	18
Figura 9: Generació del potencial d'acció en el node sinusal.....	19
Figura 10: Correspondència de l'activitat elèctrica del cor i l'ECG.....	19
Figura 11: Potencial d'Acció Transmembrana.....	20
Figura 12: Equivalència de fases PAT - ECG.....	21
Figura 13: Senyals de l'ECG.....	24
Figura 14: Derivacions electrocardiogràfiques.....	25
Figura 15: Derivacions bipolars d'Einthoven.....	26
Figura 16: Derivacions monopolars de Goldberger.....	27
Figura 17: Derivacions precordials.....	27
Figura 18: Ones electrocardiogràfiques.....	28
Figura 19: Dilatació auricular.....	31
Figura 20: Hipertròfia ventricular.....	32
Figura 21: Taquiarítmia ventricular.....	32
Figura 22: Esquema intern del PSoC.....	42
Figura 23: Tipologia dels Basic Blocks digitals.....	42
Figura 24: Tipologia dels blocs analògics.....	43
Figura 25: Gantt de la planificació del projecte.....	53
Figura 26: Gantt un cop realitzat el projecte.....	53
Figura 27: Esquema de funcionament.....	56
Figura 28: Esquema del subsistema analògic.....	56
Figura 29: Pinout de la connexió AD623.....	57
Figura 30: Configuració de l'AD623.....	58
Figura 31: Configuració de l'amplificador del right leg drive.....	59
Figura 32: Senyal amb soroll de línia de base i senyal corregida.....	59
Figura 33: Configuració d'amplificador integrador.....	60
Figura 34: Esquema del subsistema System on Chip.....	61
Figura 35: Configuració del pin d'entrada del senyal analògic.....	62
Figura 36: Detall de la situació de l'amplificador.....	62
Figura 37: Configuració del PGA.....	62
Figura 38: Detall de la situació del filtre.....	63
Figura 39: Gràfica de resposta del filtre.....	64
Figura 40: Detall de la situació de l'ADC.....	64
Figura 41: Configuració de l'ADC.....	65
Figura 42: Esquema de connexionat de la SD Card.....	66
Figura 43: Detall de com actualitzar el llistat de mòduls del PSoC.....	67
Figura 44: Esquema de connexionat del LCD.....	68
Figura 45: Configuració dels pins de la LCD.....	68
Figura 46: Configuració de l'SPIM de la LCD.....	68
Figura 47: Esquema electrònic.....	73

## INDEX DE IMATGES

Imatge 1: Monitor holter bàsic i d'altres prestacions.....	10
Imatge 2: 1887, Augustus Waller i l'electrocardiògraf .....	22
Imatge 3: Galvanòmetre de corda de Willem Einthoven .....	22
Imatge 4: Holter .....	23
Imatge 5: Elèctrodes casolans.....	38
Imatge 6: Elèctrodes de múltiples usos .....	38
Imatge 7: Elèctrodes d'un sol ús.....	38
Imatge 8: Mòdul SD .....	44
Imatge 9: LCD inclosa en el kit PSoC.....	45
Imatge 10: Pantalla de telèfon .....	46
Imatge 11: Pantalla del prototip .....	46
Imatge 12: Mostra de connexió dels elèctrodes .....	57
Imatge 13: Software de visualització per PC .....	69
Imatge 14: Detall del menú d'impressió en el software per PC .....	70
Imatge 15: Versió inicial del prototip.....	72
Imatge 16: Placa perforada .....	73
Imatge 17: Vista superior, primer nivell .....	74
Imatge 18: Vista superior, segon nivell.....	74
Imatge 19: Vista inferior.....	75
Imatge 20: Primera captura del senyal cardíac .....	77
Imatge 21: Senyal cardíac abans i després del filtratge .....	78
Imatge 22: Mostres enregistrades .....	78
Imatge 23: LCD en funcionament, pantalla d'inici .....	79
Imatge 24: Primeres proves del Software de visualització per PC .....	79
Imatge 25: Senyal cardíac en el LCD .....	80
Imatge 26: Software de visualització mostrant el senyal enregistrat en la SD Card ....	80



## INDEX DE TAULES

Taula 1: Derivacions precordials .....	28
Taula 2: Comparació d'elèctrodes .....	39
Taula 3: Comparació d'amplificadors d'instrumentació .....	40
Taula 4: Comparació d'amplificadors operacionals dual .....	40
Taula 5: Pressupost del projecte .....	51
Taula 6: Pressupost com a PFC.....	51
Taula 7: Codi necessari per a inicialitzar l'amplificador.....	63
Taula 8: Codi necessari per a inicialitzar el filtre. ....	64
Taula 9: Codi necessari per a inicialitzar l'AC. ....	65
Taula 10: Codi a descomentar per a activar el mòdul SD. ....	67
Taula 11: Codi necessari per a inicialitzar la SD. ....	67
Taula 12: Codi necessari per inicialitzar el LCD. ....	69



# CAPÍTOL I

Introducció



## 1.1. OBJECTIUS DEL PROJECTE:

L'objectiu d'aquest projecte és l'estudi i construcció del prototip d'un monitor cardíac portable amb capacitat d'enregistrar l'activitat cardíaca en una targeta de memòria flash SD Card.

A l'hora d'establir els requeriments del prototipus, s'han considerat les següents necessitats:

- Que sigui portable en dimensions.
- Que el consum sigui reduït, fent servir tècniques "low power".
- Que es puguin emmagatzemar les dades cardíques en una targeta de memòria flash SD Card.
- Que disposi d'una pantalla LCD capaç de mostrar en temps real una representació de l'electrocardiograma.
- Que disposi d'un programa per a PC capaç de mostrar els registres emmagatzemats en la targeta de memòria per al posterior anàlisi.

En l'actualitat, existeixen diferents tipus d'aquests monitors al mercat que difereixen els uns dels altres respecte la quantitat de derivacions cardíques que poden enregistrar, com altres de les seves diferències poden ser la qualitat de les mesures, hores d'enregistrament màximes, etc.



Imatge 1: Monitor holter bàsic i d'altres prestacions

## 1.2. DESCRIPCIÓ DEL PROJECTE:

Físicament el projecte consta d'un aparell equipat amb un sistema de visualització propi, un sistema d'enregistrament, tres elèctrodes que es connecten al cos del pacient a monitoritzar i un PC equipat amb un lector de targetes flash, juntament d'un software capaç de representar el senyal enregistrat.

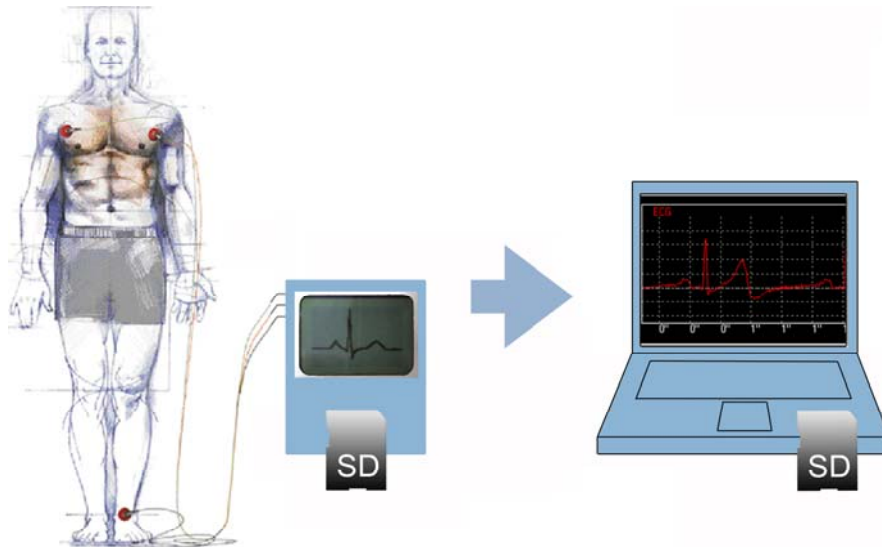


Figura 1: Esquema del projecte

### 1.3. MOTIVACIONS PERSONALS:

La principal motivació personal en aquest projecte ha estat el fet de donar als meus coneixements en enginyeria una finalitat més social i motivadora per a mi.

Sempre m'ha interessat, paral·lelament a la informàtica, la branca de les ciències, igual que també he sentit interès en l'electrònica analògica i el món dels microcontroladors i System-on-chip.

És per tot això que aquest treball ha resultat una molt bona ocasió per ajuntar totes aquestes inquietuds i realitzar un únic projecte que les englobés.

### 1.4. ESTRUCTURA DE LA MEMÒRIA:

La present memòria està estructurada en vuit capítols subdividits en diferents apartats.

En el primer capítol es fa una introducció del projecte. S'exposen els principals objectius, les motivacions que han portat a realitzar aquest projecte i la metodologia de treball seguida per al seu desenvolupament.

El segon capítol es tracta d'un apropament al lector sobre la fisiologia cardíaca, la generació dels biopotencials cardíacs i una introducció a l'electrocardiografia.

El tercer capítol es centra en l'estudi de viabilitat, objectiu del qual és determinar si aquest projecte és realitzable o no.

En el quart capítol s'explica el funcionament de cada una de les parts que componen el sistema, descrivint inicialment el funcionament del subsistema analògic, on es capten

els biopotencials del pacient amb els elèctrodes i es genera un senyal adequat a l'entrada del system-on-chip i continuant amb l'explicació de la configuració del System-on-chip, en el que es recull el senyal analògic provinent del subsistema analògic i es processa adequadament per complir les funcionalitats necessàries.

En el cinquè es descriu el disseny de la placa, on s'explica com s'organitzen cada un dels components que formen la placa i els passos seguits per desenvolupar físicament el dispositiu.

En el sisè capítol es realitzen totes les proves necessàries per verificar el correcte funcionament de l'aparell.

Finalment, en el setè capítol s'exposen les conclusions i possibles futures millores que es podrien aplicar en aquest aparell.

L'últim dels capítols es reserva per la bibliografia.

---

## **1.5. METODOLOGIA DE DESENVOLUPAMENT:**

La metodologia de desenvolupament seguida en aquest projecte ha estat evolutiva. Tractant-se d'un treball experimental, en el que no es podia arribar a especificar inicialment tots els diferents àmbits d'estudi que s'haurien de desenvolupar i tenint present alhora els entrebancs que fàcilment podrien sorgir, s'ha escollit una metodologia evolutiva, en la que la creació i modificació del conjunt resulta molt més senzilla que no un projecte realitzat com un únic bloc.

El procés s'inicia amb l'estudi de viabilitat que ens permet fer una posada en escena dels principals objectius a assolir i d'avaluar els possibles riscos. És per això, que resulta necessari organitzar el temps del que es disposa amb una planificació acurada. A més, es realitza una descripció general del sistema, detallant l'elecció de cada un dels components i tenint en compte els costos d'aquests.

Es procedeix a l'assaig per fases dels subsistemes que componen l'aparell, arribant finalment al seu assemblatge.

Per últim, es realitzen totes les proves necessàries per assegurar un bon funcionament.

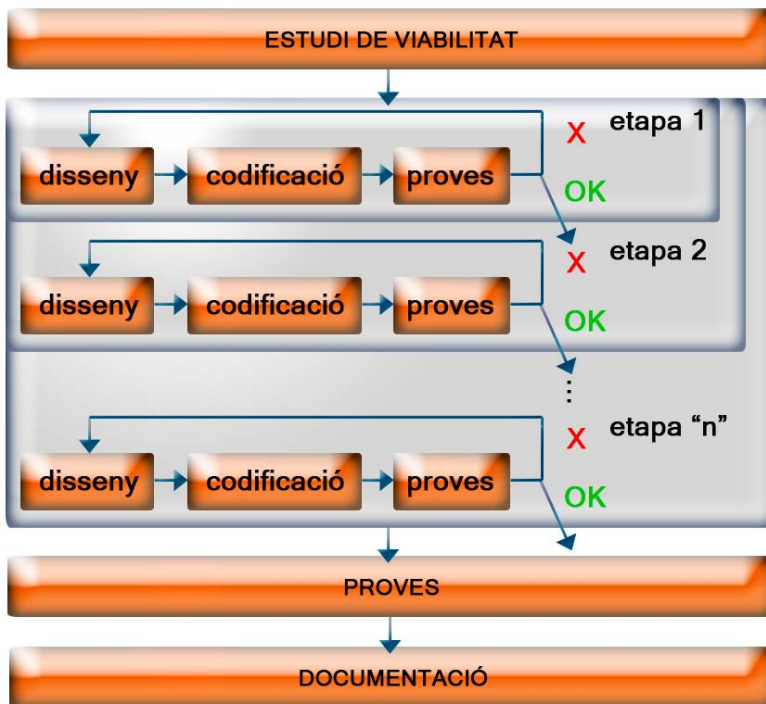
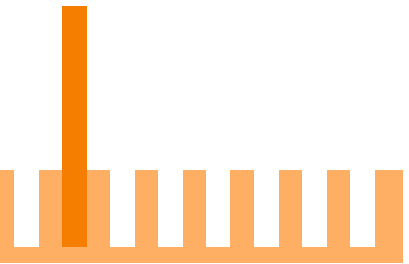


Figura 2: Esquema de desenvolupament

## CAPÍTOL II

### Fonaments de cardiologia



## 2.1. EL FUNCIONAMENT DEL COR:

### 2.1.1. ANATOMIA, INTRODUCCIÓ:

El cor és l'òrgan principal del sistema circulatori, es situa a la part mitja del tòrax, dintre del mediastí i s'encarrega de impulsar la sang per tot el cos, com si d'una bomba es tractés. El sistema circulatori, a més, es conforma per diferents vasos sanguinis; artèries, venes i capil·lars, que són els conductes musculars elàstics que distribueixen i recullen la sang dels diferents indrets del cos.

Així, el sistema circulatori es caracteritza per distribuir la sang per tot l'organisme i el cor en concret és el que, per una part, impulsa la sang cap als pulmons per oxigenar-se i posteriorment, després d'un nou pas per les seves cavitats, bombejar-la ja oxigenada per la resta de l'organisme.

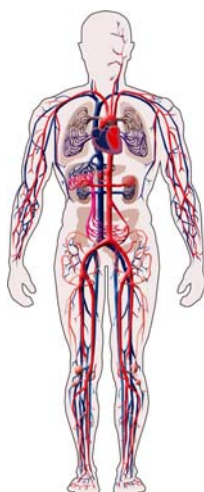


Figura 3: Sistema circulatori

### 2.1.2. FUNCIONAMENT DEL SISTEMA CIRCULATORI:

El cor és una bomba, i com a tal, proporciona la força suficient per a que la sang circuli degudament a través de les venes i artèries.

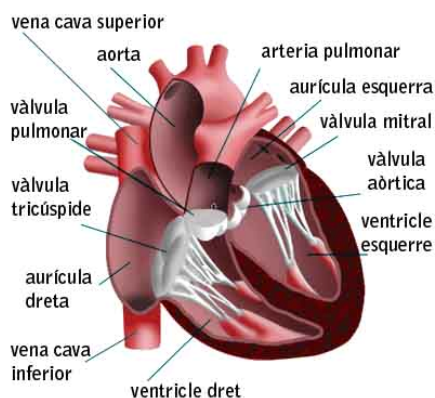


Figura 4: Localització de les diferents vàlvules del cor

El cor batega cada dia unes 100.000 vegades aproximadament, bombejant uns 7.571 litres de sang diàriament. El recorregut d'aquesta és el següent:

En cada un dels batecs, la sang entra per l'aurícula dreta a través de les venes cava superior i inferior. Per la superior entra la sang procedent de cap i braços i per la inferior la que prové de la part inferior i cames. Aquesta sang no té oxigen, ja que durant el recorregut fet per l'organisme el perd tot, juntament amb els nutrients que transporta (proteïnes i sucre). D'aquesta manera entra per l'aurícula dreta i prossegueix pel ventricle dret a través de la vàlvula tricúspide. Finalment passa per la vàlvula pulmonar i arriba als pulmons per l'arteria pulmonar.

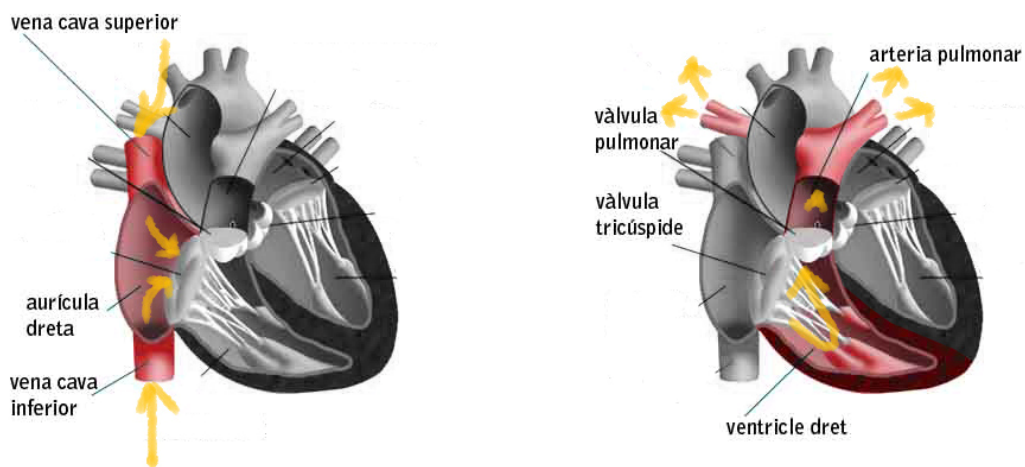


Figura 5: Entrada de sang sense oxigen – sortida cap als pulmons

És aleshores quan la sang torna a ser oxigenada i retorna per les quatre venes pulmonars (dues de cada pulmó) en direcció a l'aurícula esquerra. Entra al ventricle esquerre, passant per la vàlvula mitral i es dirigeix a l'artèria aorta a través de la vàlvula aòrtica. L'artèria aorta s'encarrega d'enviar la sang oxigenada a tots els òrgans i teixits del cos humà.

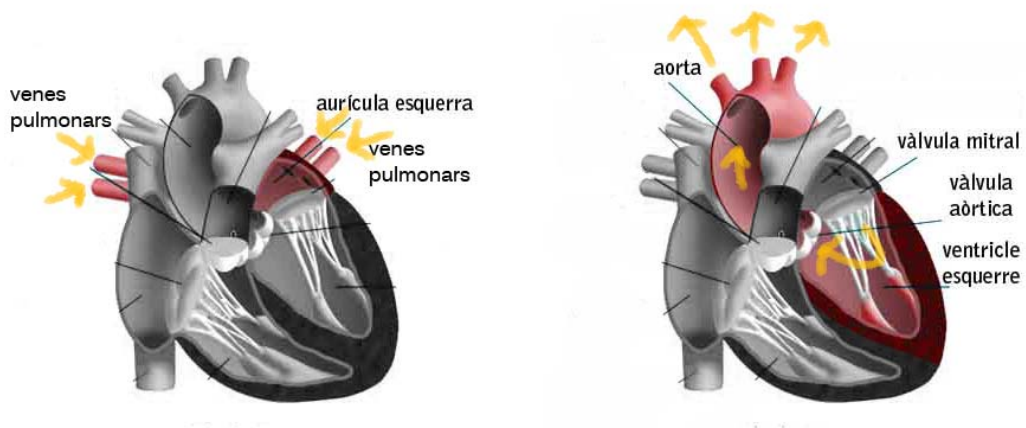


Figura 6: Entrada de sang oxigenada – sortida de sang cap als diferents òrgans



El conjunt de moviments del cor s'anomena cicle cardíac i és una acció de bombeig composta per dues fases d'una duració menor a un segon. Aquest cicle està constituït per:

Diàstole ventricular: Moviment de dilatació o d'aspiració. A mesura que la sang entra a les aurícules per les venes cava inferior i superior i per les venes pulmonars, s'envia una senyal elèctrica que estimula la contracció de les aurícules, de manera que la sang s'impulsa cap a les cavitats inferiors que es troben en repòs, els ventricles.

Sístole ventricular: Moviment de contracció o d'expulsió. Un cop els ventricles es troben plens de sang, les senyals elèctriques generades es propaguen per una via de conducció elèctrica als ventricles estimulant la seva contracció. Alhora s'aconsegueix impulsar la sang del ventricle dret a través de l'artèria pulmonar i la sang ja oxigenada que es troba al ventricle esquerre cap a la vena aorta.

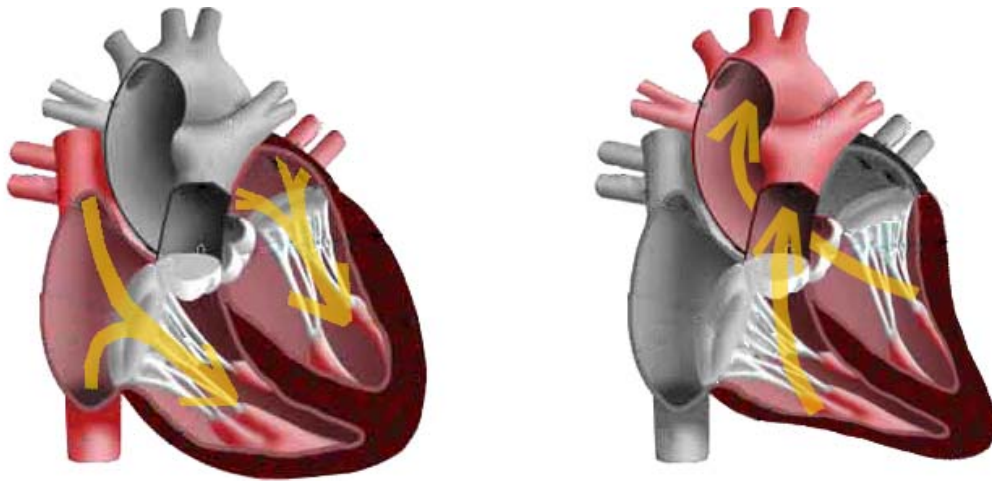


Figura 7: Diàstole i Sístole

## 2.2. EL SENYAL CARDÍAC:

El cor està constituït per una rica varietat cel·lular amb propietats anatòmiques i fisiològiques molt diferenciades, però que a grans trets poden ser dividides en:

- cèl·lules d'activitat automàtica (elèctriques)
- cèl·lules d'activitat contràctil (de treball)
- teixit connectiu (d'entramat)
- vasos

Totes les cèl·lules cardíques, a excepció de les que configuren el teixit connectiu, tenen com a característica comuna la propietat de generar corrents elèctrics de molt baix voltatge, com a conseqüència dels desplaçaments iònics constants deguts fonamentalment al  $K^+$  i al  $Na^+$ , i en menor importància al  $Cl^-$  i al  $Ca^{++}$ . Aquests corrents iònics produeixen un flux continu bidireccional a través de la membrana cel·lular, generant així potencials elèctrics dels quals nosaltres aconseguim recollir-ne una representació gràfica que tots coneixem com a electrocardiograma.

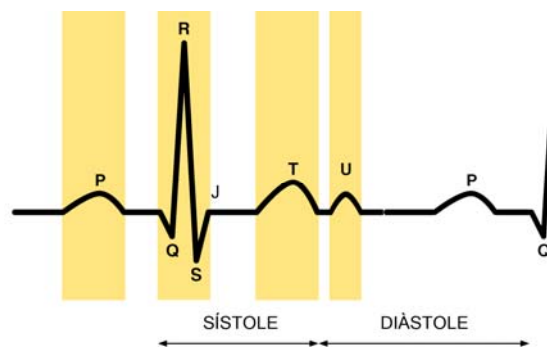


Figura 8: Electrocardiograma - sístole i diàstole

### 2.2.1. GENERACIÓ DE L'IMPULS NERVIÓS DEL COR:

Existeixen unes cèl·lules cardíques que es caracteritzen per generar impulsos nerviosos de forma automàtica i es concentren en estructures denominades nodes, que es connecten a la resta de fibres musculars del cor a través de fibres especialitzades en la conducció d'estímuls.

El marcapassos natural del cor és el node sinusal, situat a l'aurícula dreta, que genera impulsos elèctrics que es propaguen a les aurícules produint així la seva contracció. Posteriorment, el mateix estímul arriba al node auriculoventricular, que es troba entre les aurícules i els ventricles per distribuir-se seguidament cap a aquests últims mitjançant unes fibres anomenades feix de His, que es bifurquen i finalment es ramifiquen. Quan acaba aquesta transmissió d'estímuls elèctrics, els ventricles es

relaxen i comença el procés de recuperació ventricular, que un cop acabat, procedeix amb l'ona de repolarització, que es deu a que cada una de les cèl·lules tendeix a recuperar el seu potencial de repòs de forma independent.

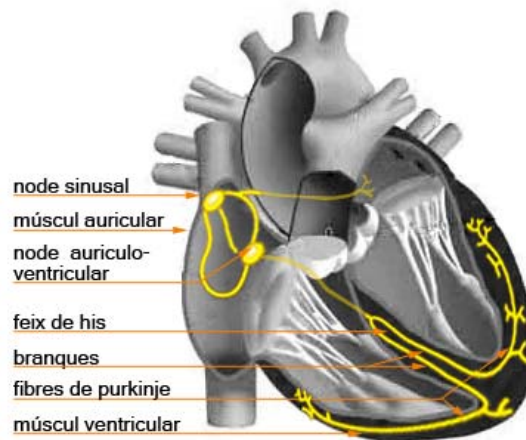


Figura 9: Generació del potencial d'acció en el node sinusal

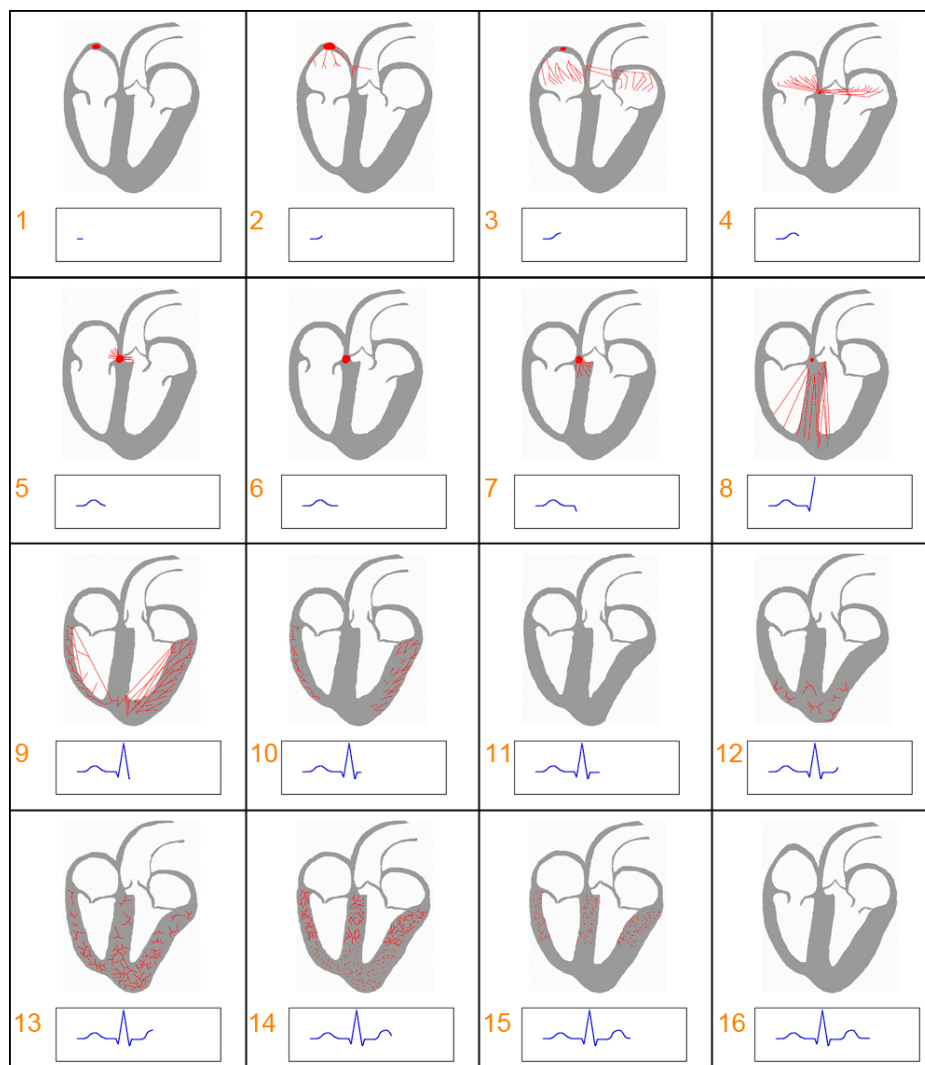


Figura 10: Correspondència de l'activitat elèctrica del cor i l'ECG

## 2.2.2. POTENCIAL D'ACCIÓ TRANSMEMBRANA:

Quan les cèl·lules cardíaques són estimulades augmenta la permeabilitat de la seva membrana i es produeix una sèrie de canvis iònics a través de la mateixa. El registre d'aquest fenomen es correspon a una corba que es denomina potencial d'acció transmembrana. Aquest potencial és cíclic i s'acostuma a incloure dintre d'un interval de 400ms i 1200ms. El P.A.T es divideix en diferents fases:

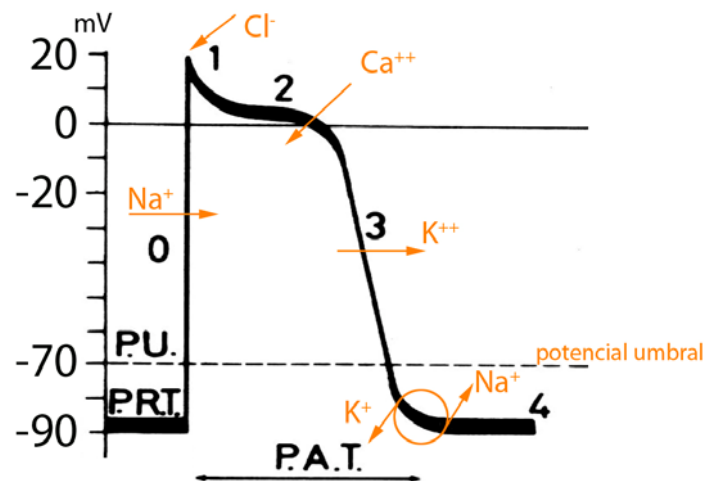


Figura 11: Potencial d'Acció Transmembrana

### Despolarització:

- Fase 0 :
- Recepció de l'estímul elèctric.
  - Canvi bruscat de permeabilitat de membrana al sodi ( $\text{Na}^+$ ).
  - Existeix corrent ràpida de  $\text{Na}^+$  a l'espai intracel·lular canviant la polaritat de negativa a positiva.

### Repolarització:

- Fase 1 :
- El  $\text{Na}^+$  és captat per les càrregues negatives i anions proteics.
  - Alliberació de potassi ( $\text{K}^+$ ).
  - Disminució de positivitat aconseguida.
- Fase 2:
- Registre intracel·lular amb indiferència de potencial (fase d'altiplà).
  - Compensació mitjançant l'entrada de  $\text{Na}^+$  amb la sortida de  $\text{K}^+$
- Fase 3 :
- Impermeabilitat al  $\text{Na}^+$ .
  - Pèrdua de càrregues positives per pèrdua de potassi i falta de força electrostàtica.
- Fase 4 :
- Recuperació elèctrica cel·lular (potencial de repòs).

- Electrolytically, higher concentration of  $\text{Na}^+$  intracellular.

At rest, the cells have a membrane potential of 90mV.

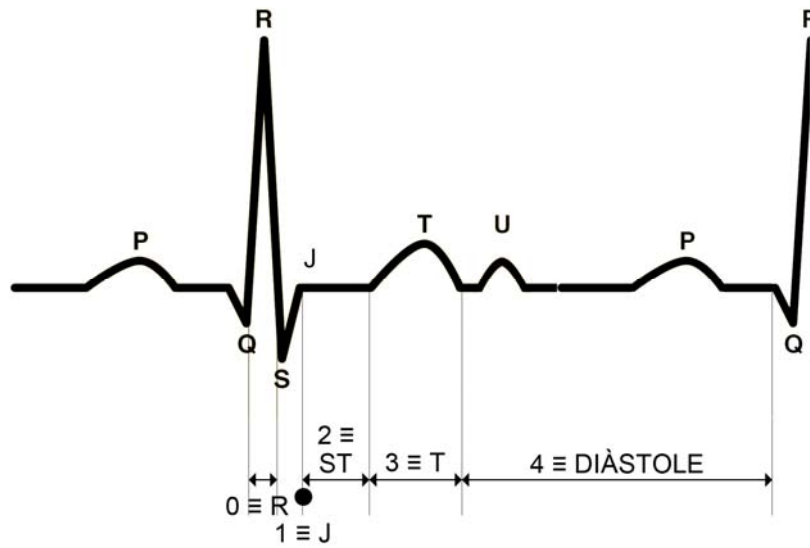


Figura 12: Equivalència de fases PAT - ECG

#### Equivalència de fases PAT – ECG:

<u>Fase PAT</u>	<u>Fase ECG</u>
0	Ona R
1	Punt J
2	Segment ST
3	Ona T
4	Diàstole (U i P)

Així, el potencial d'acció transmembrana és un senyal que es desplaça des del múscul miocardi fins a la superfície del cos, on podem obtenir la senyal elèctrica que recollim gràficament amb l'electrocardiograma normal (ECG), que reflecteix el funcionament mecànic del cor.

### 2.3. HISTÒRIA DE L'ELECTROCARDIÒGRAF:

Els primers passos en la investigació d'un aparell registrador de les senyals del cor humà els va donar Augustus Waller a l'Hospital de Santa Maria de Paddington, Londres, estudiant el sistema circulatori des d'un punt de vista elèctric a l'any 1887.



Imatge 2: 1887, Augustus Waller i l'electrocardiògraf

Però uns anys més tard, al 1902, el doctor Willem Einthoven des de Leiden, Holanda, va inventar el galvanòmetre de corda (molt més precís que el capil·lar de Waller). Aquesta eina va ser de gran utilitat als físics que havien de diagnosticar les diverses malalties de cor, en especial arítmies o infarts de miocardi.



Imatge 3: Galvanòmetre de corda de Willem Einthoven

Inicialment l'aparell resultava incòmode, degut al seu pes (250kg) i les seves dimensions, que feien que es requerissin de cinc persones per utilitzar-lo. Tot i així i gràcies a l'ajuda de la Societat de Ciències d'Holanda es va decidir aprofitar el cablejat subterrani de la xarxa telefònica de Leiden, establint una connexió de 1,5km entre l'Hospital de la Universitat on es trobaven els pacients que s'examinaven i el Laboratori de fisiologia on es registraven les dades.

Va ésser Willem Einthoven qui va assignar les lletres P,Q,R,S i T a les diverses deflexions i va descriure les característiques electrocardiogràfiques d'alguns dels

desordres cardiovasculars. Degut als seus progressos en el món de la cardiologia li van concedir el premi Nobel al 1924 en fisiologia i medicina.

Entre la invenció de l'electrocardiògraf, i el descobriment dels raigs "x" set anys abans, es va inaugurar una nova era en la que aquests nous aparells sofisticats proporcionaven informació objectiva sobre l'estructura i funció del cor en la salut i la malaltia, d'igual manera que s'obria la cardiologia com una nova especialitat de la medicina.

Més endavant, a partir de 1911, aquest aparell va patir diversos perfeccionaments, ja que va començar a fabricar-se en sèrie per la companyia anglesa Cambridge & Paul Scientific Instrument Co.9.

D'entre les principals intervencions en l'electrocardiografia hi va haver els electrocardiògrafs portàtils que podien ser traslladats pel doctor que visitava als pacients, els electrocardiògrafs que estan en la majoria d'hospitals a l'actualitat, amb els que es poden fer seguiments en repòs i en moviment obtenint instantàniament l'electrocardiograma que revisa el doctor i múltiples investigacions que es fan per potenciar i ampliar els recursos de l'electrocardiografia.

Finalment, i al que es dedica aquest projecte, s'arriba al Holter, prova diagnòstica que consisteix en la monitorització ambulatoria del registre electrocardiogràfic durant un temps prolongat, normalment vint-i-quatre hores, en les que el pacient pot estar en moviment.

La lleugeresa, les petites dimensions, el no haver de dependre més que de l'energia d'una bateria han fet que aquest aparell sigui de gran comoditat.

Les avantatges de tenir un registre electrocardiogràfic del pacient en activitat durant les 24 hores del dia són clares; el doctor pot relacionar les dades del registre amb les activitats i símptomes que el pacient hagi experimentat durant el procés i així fer un seguiment molt més acurat de les possibles alteracions cardíaques.



Imatge 4: Holter



## 2.4 ELECTROCARDIOGRAMA:

L'electrocardiograma es defineix com el registre gràfic, en funció del temps, de l'activitat elèctrica del cor. Es representa en una gràfica que conté variacions de potencial elèctric del cor en una escala de temps. Formalment aquestes variacions produeixen una corba característica que es mostra en ones, segments i intervals de potencials positius o negatius. Aquests potencials s'obtenen des de la superfície corporal mitjançant un electrocardiògraf.

Tal i com s'ha comentat anteriorment, l'inici de la generació d'impulsos elèctrics prové del node sinusal i es desplaça pel node auriculoventricular i la superfície dels ventricles per causar la contracció. A mida que aquest potencial elèctric es desplaça, excita les cèl·lules que es troben en la seva trajectòria. Com que les cèl·lules del cor són variades, i per tant tenen característiques diferenciades segons la regió on es trobin, la seva reacció de despolarització és diferent i es generen potencials d'acció de formes varies.

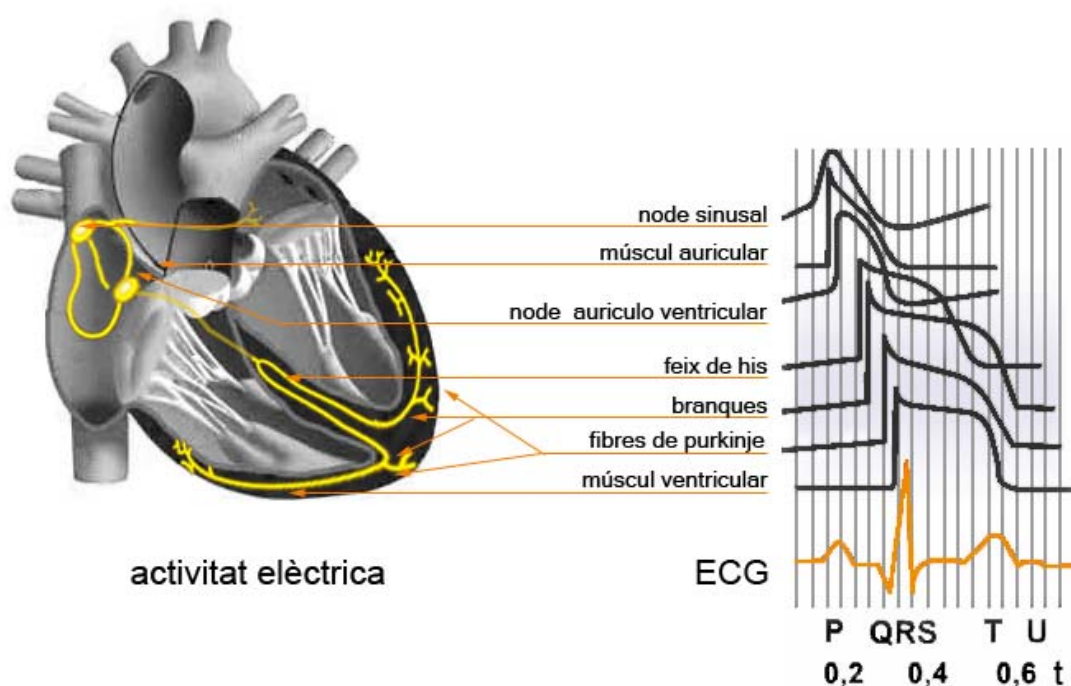


Figura 13: Senyals de l'ECG

Si realitzem la correlació entre tots aquests potencials generats per les diferents cèl·lules excitades durant la transmissió del potencial d'acció des de l'aurícula cap als ventricles obtenim l'electrocardiograma (ECG).



### 2.4.1 ADQUISICIÓ DEL SENYAL:

Tot i que és possible recollir l'activitat elèctrica generada pel cor en qualsevol punt de la superfície corporal, a la pràctica el registre electrocardiogràfic es fa des de dotze derivacions estàndard que han estat sistematitzades i universalment acceptades.

Les derivacions són les combinacions de punts corporals des dels quals es registra l'EKG. Així, entenem les derivacions com a vectors que són decisoris en el moment de prendre les dades. Això es deu a que depenent de la derivació, la direcció de les ones varia, ja que en realitat estem mirant el mateix fenomen, però des de diferents punts d'observació (derivacions).

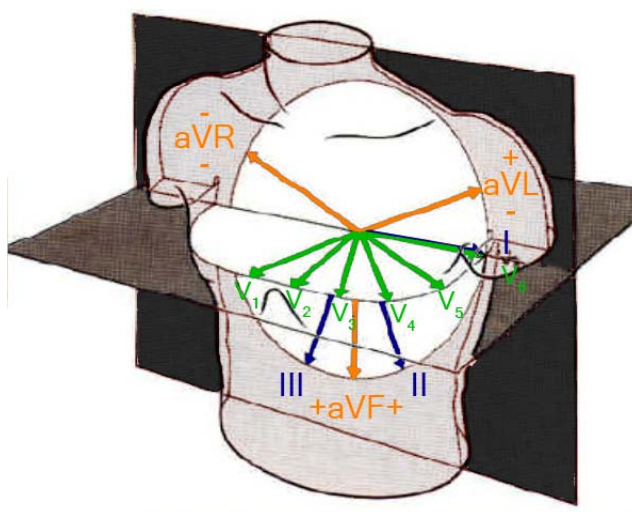


Figura 14: Derivacions electrocardiogràfiques

#### a) derivacions bipolars de membres d'Einthoven:

En les derivacions estàndard o bipolars, es col·loca un elèctrode en cada un dels vèrtex de l'hipotètic triangle d'Einthoven (triangle equilàter), sent aquests vèrtexs els extrems dels braços (canells) i la cama esquerra (turmell). Així, una derivació no és un únic cable que procedeix del cos, sinó una combinació de dos cables i els seus elèctrodes per formar un circuit complet entre el cos i l'electrocardiògraf.

Registren la diferència de potencial elèctric entre dos punts en el pla frontal de les extremitats. Com hem dit, la disposició dels elèctrodes s'ha denominat Triangle d'Einthoven, dintre del qual es troba ubicat el cor.

- Derivació I: entre braç esquerra (+) i braç dret (-). Quan el braç esquerre està en un camp de forces positiu respecte al braç dret, en DI s'inscriu una deflexió positiva.

- Derivació II: entre cama esquerra (+) i braç dret (-). Quan la cama esquerra està en un camp de forces positiu respecte el braç dret, s'inscriu una deflexió positiva en aquesta derivació.
- Derivació III: entre cama dreta (+) i braç esquerra (-). Quan la cama esquerra està en un camp de forces positiu respecte al braç esquerra, s'inscriu una deflexió positiva en DIII.

La llei d'Einthoven diu que la relació de potencials a complir ha de ser:

$$\underline{DII = DI + DIII}$$

En cas de no complir-se voldria dir que la col·locació dels elèctrodes és errònia.

DERIVACIONS BIPOLARS D'EINTHOVEN

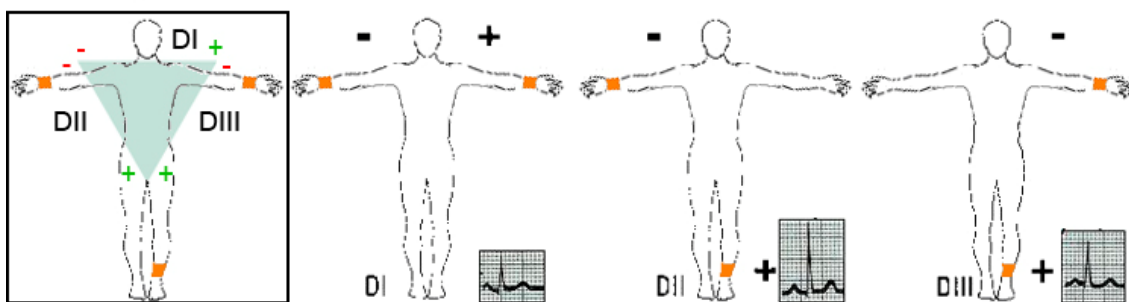


Figura 15: Derivacions bipolars d'Einthoven

### b) derivacions monopolars de membres de Goldberger:

Exploren l'activitat elèctrica en el pla frontal, des de cada membre per separat en relació a un elèctrode indiferent de voltatge igual a 0, construït entre les altres tres derivacions no explorades, el Terminal Central de Wilson. D'aquesta manera es registra el potencial total en un punt del cos.

Aquest sistema el va idear Frank Wilson, utilitzant les derivacions d'Einthoven, però Goldberger el va millorar aconseguint augmentar l'ona fins a un 50%. La nomenclatura utilitzada s'entén com a: "a" ampliada o augmentada, "V" potencial absolut, "R, L o F" dret, esquerra i peu.

La relació que han de complir els tres elèctrodes és la següent:

$$\underline{aVR + aVL + aVF = 0}$$

- aVR: Potencial del braç dret
- aVL : Potencial del braç esquerra
- aVF: Potencial de la cama esquerra
- CT: Terminal Central. Potencial elèctric  $\approx 0$

#### DERIVACIONS MONOPOLARS DE GOLDBERGER

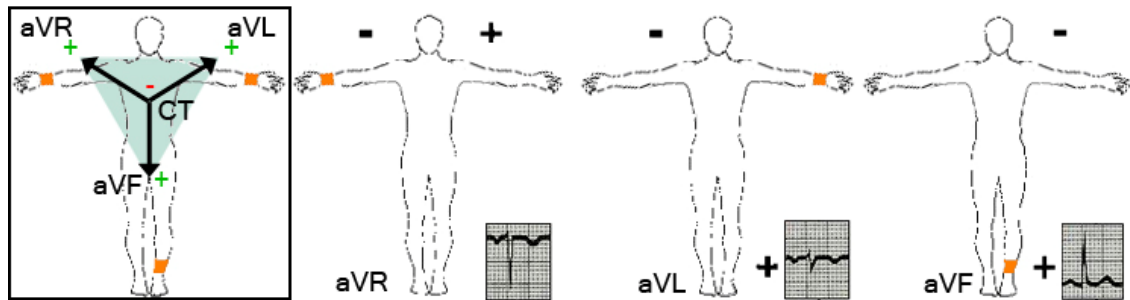


Figura 16: Derivacions monopolars de Goldberger

#### c) unipolars toràciques de Wilson:

També anomenades precordials; exploren l'activitat elèctrica en el pla horitzontal i són anomenades de la següent manera segons la col·locació de l'elèctrode explorador.

#### DERIVACIONS PRECORDIALS DE WILSON

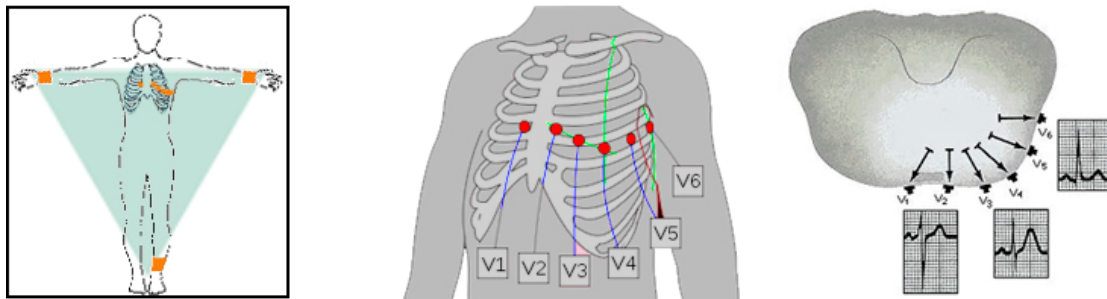


Figura 17: Derivacions precordials

Posició dels elèctrodes precordials:

V1: 4t espai intercostal, vora esternal dreta

V2: 4t espai intercostal, vora esternal esquerra

V3: punt equidistant entre V2 i V4

V4: 5è espai intercostal esquerra, línia medioclavicular

V5: línia axil·lar anterior, mateix nivell que V4

V6: línia medioaxil·lar, mateix nivell que V4

Són derivacions verdaderament mono o unipolars, ja que comparen l'activitat del punt en que es col·loca l'elèctrode a nivell precordial (Elèctrode explorador) contra la suma dels tres membres actius o Central Terminal (els ja anomenats  $aVR+aVL+aVF = 0$ ).

Les dotze derivacions s'obtenen de la següent manera:

Derivació	Tipus	Càlculs
I	Extremitat	LA – RA
II	Extremitat	LL – RA
III	Extremitat	LL – LA
aVR	Augmentada	RA – (LA+LL)/2
aVL	Augmentada	LA – (RA+LL)/2
aVF	Augmentada	LL – (RA + LA)/2
V1	Precordial	V1-(RA+LA+LL)/3
V2	Precordial	V2-(RA+LA+LL)/3
V3	Precordial	V3-(RA+LA+LL)/3
V4	Precordial	V4-(RA+LA+LL)/3
V5	Precordial	V5-(RA+LA+LL)/3
V6	Precordial	V6-(RA+LA+LL)/3

Taula 1: Derivacions precordials

En algunes ocasions aquestes 12 clàssiques derivacions poden ser incrementades per estudis més concrets.

Convencionalment s'ha fet una associació de colors als elèctrodes dels membres concrets, com ara: groc al braç esquerra, vermell al braç dret, verd a la cama esquerra i negre a la cama dreta. El mateix sistema s'utilitza per les derivacions precordials.

#### 2.4.2. CARACTERÍSTIQUES

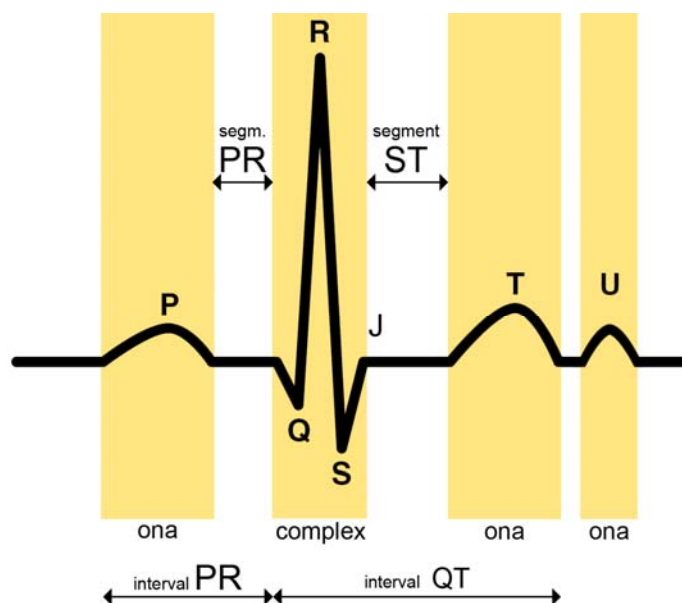


Figura 18: Ones electrocardiogràfiques

En tot electrocardiograma les lletres representen els quatre punts més significatius; les ones P, QRS, T i la de menor magnitud U, les distàncies entre ones de senyal isoelectríc es denominen segments i els intervals engloben ones i segments.

Punts significatius:

#### **Ona P:**

Representa la despolarització que es realitza en les aurícules per tal d'omplir completament els ventricles de sang.

Duració normal: menor a 0'1s.

Forma: depèn de la localització dels elèctrodes (derivació).

Voltatge: menor a 0'25mV.

#### **Complex QRS:**

Representa dos estats que es produeixen pràcticament de manera simultània, que són la repolarització de les aurícules i la despolarització dels ventricles que expulsen la sang cap a les artèries, indicador del temps de conducció intraventricular.

Duració normal: entre 0'06 - 0'1s.

Forma: tres ones, Q de voltatge negatiu, R (la més gran) positiva i S negativa.

Voltatge: entre 1- 3mV.

#### **Ona T:**

Representa la repolarització dels ventricles.

Forma: asimètrica en la seves branques, la primera pendent és més suau que la darrera i el seu vèrtex és arrodonit.

#### **Ona U:**

Origen fisiològic poc clar a dia d'avui, però que es podria relacionar amb la repolarització del sistema de conducció interventricular.

Intervals:

#### **Interval PR o PQ:**

Correspon a la línia isoelèctrica entre el principi de l'ona P i la deflexió inicial del complex QRS.

Representa el temps de la conducció auriculoventricular, és a dir, el temps necessari per a realitzar la despolarització auricular, el retràs normal de la conducció del node auriculoventricular i el pas de l'impuls



elèctric a través del feix de his i de les seves dues branques fins l'inici de la despolarització ventricular.

Duració entre 0'12 i 0'21 s. , depenent de la freqüència cardíaca.

#### **Interval QT:**

Correspon a l'inici de l'ona Q i el final de l'ona T.

Representa el temps total del procés de despolarització i repolarització ventricular, a diferència del segment ST que representa el final de la despolarització ventricular i l'inici de la seva repolarització.

Duració normal: 0'44-0'46s. És proporcional a la freqüència cardíaca, disminuint-se aquesta quan la freqüència augmenta.

Segments:

#### **Segment PR:**

Correspon al període entre la fi de l'ona P i l'inici del complex QRS.

Representa el retràs que pateix l'ona de despolarització en el node auriculoventricular.

#### **Segment ST:**

Correspon a l'interval entre la fi del complex QRS (punt J) i l'inici de l'ona T.

Representa el temps durant el qual els ventricles es mantenen en estat actiu i es pot iniciar la repolarització ventricular.

Forma: acostuma a ser isoelèctric, encara que pot estar lleugerament desviat.



## 2.5. AFECCIONS:

El cor té la capacitat de contraure's gràcies als impulsos elèctrics generats en el node sinusal i transportats per tot un sistema de conducció elèctric a través del múscul cardíac per a que realitzi el treball de contracció de forma coordinada i eficaç. Quan falla algun d'aquests dos sistemes o ambdós alhora es dóna lloc a diferents tipus d'arítmies, que són lògicament perceptibles en l'ECG, ja que aquest recull totes les diferències de potencial que es produeixen durant aquesta activitat cardíaca. A més d'aquestes arítmies, també en són molts els diferents tipus de creixements anormals del cor, angines o infarts, que es coneixen a dia d'avui, però a mode d'exemple, es procedirà a l'explicació de dos exemples d'aquestes anomalies cardiovasculars per veure com aquestes es reconeixen en l'ECG.

### 2.4.1. DILATACIÓ AURICULAR I HIPERTRÒFIA VENTRICULAR:

#### Dilatació auricular:

- **Dreta:**  $P > 0,25$  mV en DII o fase positiva  $P > 0,15$ mV en V1
- **Esquerra:** Poscada i  $> 120$  ms en D II  
fase negativa (final) de  $P > 0,1$ mV en V1
- **Biauricular:**  $P > 0,25$  mV i  $> 120$  ms en D II, P bifásica ampla en V1



Figura 19: Dilatació auricular

#### Hipertròfia ventricular:

- **Dreta:** Eix elèctric  $> 110^\circ$   
Ona R  $> S$  o  $R > 0,6$  mV en V1 i ona R  $> S$  en aVR  
T invertida respecte a QRS
- **Esquerra:** R en DI ó aVL  $> 2,0$  mV  
Suma del valor absolut de S en V1 + R en V5  $> 3,5$  mV  
Eix elèctric  $< -30^\circ$ , T invertida si hi ha sobrecàrrega sistòlica

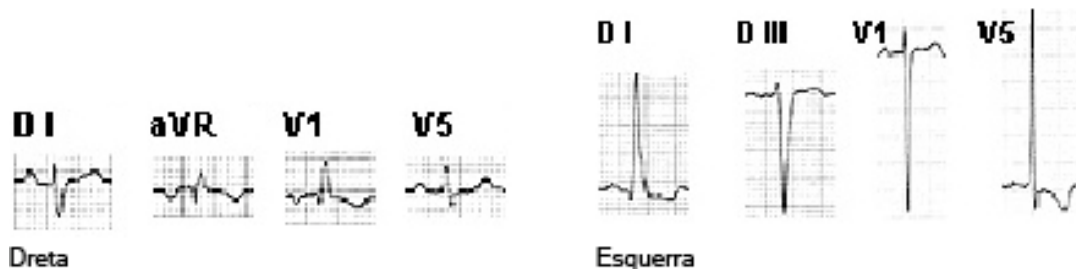


Figura 20: Hipertròfia ventricular

#### 2.4.2. TAQUIARÍTMIA VENTRICULAR:

**Taquicàrdia ventricular:** Miocardiopatia, isquèmia o trastorn electrolític.

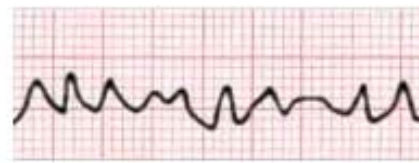
- QRS d'amplitud i duració gran, però variable, sense relació amb l'ona P.

**Fibril·lació ventricular:** Desordre complet de l'activació ventricular, sovint precedit per una taquicàrdia ventricular.

- Ones de despolarització d'escassa amplitud i alta freqüència, sense relació amb l'ona P reemplacen al QRS. És una freqüent causa de mort.



Taquicàrdia ventricular



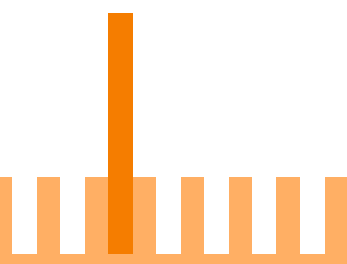
Fibril·lació ventricular

Figura 21: Taquiarítmia ventricular



# CAPÍTOL III

## Estudi de viabilitat



---

### 3.1. INTRODUCCIÓ:

L'estudi de viabilitat és part de la documentació prèvia al projecte que cal desenvolupar per a una millor organització del temps i previsió dels aspectes més importants a tenir en compte.

Aquest document consta de diversos apartats:

- **Descripció del problema:** es descriuen les manques que es contemplen dintre de la temàtica del projecte i la solució inicial que es voldria oferir.
- **Funcionament del sistema:** s'explica, de manera general, com serà l'aparell i com es podrà utilitzar.
- **Perfil d'usuari:** es defineixen els destinataris als que es dirigeix el prototip.
- **Objectius:** s'estableixen les principals finalitats del projecte, així com els lemes que no es poden ometre.
- **Descripció general del sistema:** s'exposen les diferents parts de les que constarà el prototip, dividint-les entre sistemes i subsistemes i anomenant les respectives etapes.
- **Estat de l'art:** es fa una exposició dels diversos components, existents en el mercat a dia d'avui, que es podrien utilitzar en les diferents etapes del projecte i la justificació de la seva elecció.
- **Recursos:** es fa una descripció dels diferents tipus de recursos necessaris per dur a terme el projecte.
- **Pressupost:** a partir dels recursos, es calculen els costos de producció del prototipus.
- **Avaluació de riscos:** es fa una valoració dels possibles problemes que podrien sorgir al llarg del procés creatiu.
- **Planificació del projecte:** s'organitza el temps disponible de la manera més òptima per a realitzar cada una de les tasques necessàries.
- **Conclusions:** es valora conjuntament tots els anteriors apartats.

---

### 3.2. DESCRIPCIÓ DEL PROBLEMA:

Els electrocardiògrafs Holter, presentat en l'apartat 2.3, són un recurs força car, cosa que suposa un evident problema per a persones amb poc poder adquisitiu i patologies cardíaques que requereixin controls ambulatoris periòdics, ja que aquests poden ser privats d'aquesta atenció.

En aquest projecte es pretén construir un prototip d'electrocardiògraf portable amb capacitat de fer registres ambulatoris de llarga durada. Al ser un sistema de monitorització, més que un sistema de diagnosi complet, només utilitzarem una de les dotze derivacions possibles de l'electrocardiograma. Aquesta serà treballada de manera que se'n pugui treure la suficient informació pel qual està dissenyat aquest aparell. Una altra de les raons per les quals s'ha decidit que en aquest projecte només s'utilitzi una sola derivació, es deu a que adquirint-ne una de sola ja es pot veure tot el tractament que s'ha de fer al senyal analògic per a tal d'aconseguir el registre i, a més, s'aprèn la metodologia d'adquisició i condicionament de biopotencials, que més endavant pot ésser utilitzada tant com per construir un electrocardiògraf més complet, com per un aparell d'electroencefalografia o d'electrooculografia. Afegir més derivacions també comportaria multiplicar la circuiteria electrònica i com a resultat, multiplicaria el cost de fabricació, ja que per tractar senyals d'aquest tipus es requereixen circuits integrats tals com amplificadors d'instrumentació, que resulten cars.

Aproximadament es preveu una duració de més de nou dies d'enregistrament en una targeta SD de 1GByte, considerant cent vuitanta mostres per segon i els set Bytes que ocupen cada mostra.

---

### 3.3. FUNCIONAMENT DEL SISTEMA:

L'aparell constarà de tres elèctrodes que s'han de col·locar en el tòrax o extremitats del pacient segons el triangle d'Einthoven explicat anteriorment en el capítol 2.4.1. Un cop col·locats, el pacient tindrà un botó amb doble funcionalitat que permetrà començar a enregistrar el senyal o parar de fer-ho en cas que ja ho estigui fent.

Una vegada es consideri que ja s'ha enregistrat suficient activitat cardíaca, el mateix pacient pot extreure la targeta de memòria de l'aparell i inserir-la en un ordinador per a la visualització de l'electrocardiograma, o bé entregar-la al seu metge per a la seva avaluació.

---

### 3.4. PERFIL D'USUARI:

L'usuari final serà un pacient que tingui una possible patologia cardíaca. Com que pot ésser tot tipus de persona, experimentat o no amb qualsevol mena d'aparells electrònics de consum, s'ha de fer un disseny basat en la màxima facilitat d'ús.

---

### 3.5. OBJECTIUS:

L'objectiu principal d'aquest projecte és aconseguir un aparell de baix cost que mostri la senyal en temps real en una pantalla LCD i enregistri l'electrocardiograma en format text pla en una targeta de memòria flash tipus SD Card.

Dintre del possible, també es tenen en compte els següents objectius secundaris:

- **Baix consum elèctric:** al tractar-se d'un aparell portable, es requereix d'alimentació a través de pila o bateria. Es busca la màxima autonomia possible.
- **Simplicitat d'ús:** aquest aparell serà utilitzat per tot tipus de persones, així que ha de tenir el funcionament més simple possible.
- **Dimensions:** les dimensions han de ser les més petites possibles, donat que el pacient haurà de carregar amb l'aparell mentre du a terme la seva activitat rutinària.

---

### 3.6. DESCRIPCIÓ GENERAL DEL SISTEMA:

El sistema consta d'un únic circuit imprès que està format per dos subsistemes, els quals estan dividits en varies etapes:

- 1) Un circuit analògic que fa l'adquisició i el tractament bàsic de la senyal per a poder ser introduïda al microcontrolador, la peça clau del següent subsistema.
- **Transducció:** Els elèctrodes són els sensors que recullen els biopotencials del pacient. Aquests van connectats amb un cablejat cap a l'etapa de generació i pre-amplificació del senyal.
  - **Generació i pre-amplificació del senyal:** El senyal captat pels elèctrodes és conduit cap a un amplificador operacional d'instrumentació, on es fa l'acoblament d'impedàncies i una amplificació diferencial amb guany.

- **Condicionament analògic del senyal:**
    - o **Eliminació de soroll de mode comú:** Un amplificador operacional inversor envia al cos el soroll de mode comú a la cama del pacient perquè aquest senyal es cancel·li i així millorar la qualitat del senyal cardíac.
    - o **Restauració de la corrent contínua:** Un amplificador operacional configurat com a integrador, envia la senyal de sortida de l'amplificador d'instrumentació a l'entrada de referència d'aquest mateix per a mantenir un nivell de DC estable.
- 2) Un System on Chip que finalitza el processament, enregistrament i visualització del senyal i s'encarrega del control del sistema.
- **Amplificació:** Es fa una nova amplificació del senyal.
  - **Filtratge passa baixos anti-aliasing:** Un dels mòduls del microcontrolador és un filtre passa baixos de quart ordre. Es rebutgen les freqüències altes que dificultarien la posterior digitalització del senyal.
  - **Digitalització del senyal:** El senyal es passa per un convertidor analògic-digital i es calcula el seu valor en volts.
  - **Sistema d'enregistrament:** El senyal, un cop digitalitzat i processat, s'enregistra en una targeta de memòria SD Card.
  - **Sistema de visualització:** El mateix senyal que s'enregistra en la memòria es mostra per la pantalla.
  - **Sistema de control:** Una CPU que controli el funcionament de tot el subsistema mitjançant un polsador d'arrencada i parada.

### 3.7. ESTAT DE L'ART:

En aquest apartat es busquen les diferents alternatives dels components necessaris per cada una de les etapes a realitzar.

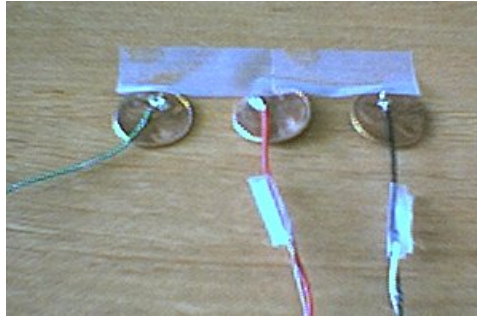
#### 3.7.1 TRANSDUCCIÓ:

En l'etapa de transducció es requereixen tres elèctrodes que siguin adequats per a dur a terme el prototip. Aquests han de ser el més econòmics possible, però han de complir uns mínims de qualitat per aconseguir un bon senyal.

S'han estudiat tres possibles opcions:

### 1) Construir uns elèctrodes casolans:

Com que els elèctrodes, en el fons, només estan formats per un conductor que ha d'anar ben fixat a la pell, es contempla com a l'opció més austera la utilització d'uns elèctrodes conformats per unes monedes de coure, com per exemple les de cinc cèntims d'euro, soldades a un cable cadascuna.



Imatge 5: Elèctrodes casolans

No obstant, aquesta opció requereix de la utilització d'un gel especial cada vegada que se'n fa ús perquè facin un bon contacte a la pell.

### 2) Comprar tres elèctrodes de qualitat de múltiples usos:



Imatge 6: Elèctrodes de múltiples usos

Com que busquem ajustar al màxim el pressupost, dintre de la varietat dels elèctrodes de múltiples usos, s'escullen els de ventosa.

Aquests també s'han d'utilitzar acompanyats amb el gel perquè facin bon contacte.

### 3) Comprar una bossa d'elèctrodes d'un sol ús:



Imatge 7: Elèctrodes d'un sol ús

Aquests elèctrodes d'un sol ús acostumen a tenir un cost assumible. Porten incorporat el gel per a fer un correcte contacte amb la pell i són autoadhesius. En aquest cas, al tractar-se d'una fase de proves, es poden reutilitzar fins que es facin malbé.

	Preu	Qualitat
<b>Elèctrodes casolans</b>	5 cèntims per unitat	Molt baixa
<b>Elèctrodes de qualitat</b>	10€ per unitat	Molt bona
<b>Elèctrodes d'un sol ús</b>	5€ per 30 unitats	Bona al primer ús

Taula 2: Comparació d'elèctrodes

Finalment s'escullen els elèctrodes d'un sol ús, ja que resulten molt útils al portar el gel incorporat. Són de bona qualitat i es poden reutilitzar fins que perdin la seva capacitat d'adhesió.

### 3.7.2 GENERACIÓ I PRE-AMPLIFICACIÓ DEL SENYAL:

En aquesta etapa es requereix d'un amplificador d'instrumentació. Per a escollir-lo tindrem en compte les següents característiques:

- **Rebuig del mode comú (CMRR):** El mode comú és un tipus de soroll que interfereix en el senyal. Quan el voltatge 1 (  $V_-$  ) i el voltatge 2 (  $V_+$  ) són iguals, existeix una petita senyal de sortida, quan l'ideal seria que aquesta fos zero. El CMRR és una mesura del rebuig que ofereix el circuit a l'entrada de voltatge comú.

El CMRR és positiu i es mesura en decibels, es defineix per la següent equació:

$$CMRR = 20 \log_{10} \left( \frac{A_d}{A_s} \right)$$

on  $A_d$  és el guany diferencial

$$A_d = \frac{V_o}{V_+ - V_-}$$

i  $A_s$  es el guany en mode comú.

$$A_s = \frac{V_o}{V_s}$$

- **Alimentació:** Els circuits integrats poden requerir d'alimentació simètrica (+Vcc/-Vcc) o funcionar amb alimentació asimètrica (+Vcc/GND). El fet de que

l'alimentació sigui asimètrica és avantatjós, ja que com que l'aparell s'alimenta mitjançant una bateria, no s'ha de generar un voltatge negatiu i per tant es necessiten menys components.

- **Consum elèctric:** Un dels objectius del projecte és que el prototip sigui de baix consum, de manera que cal tenir en compte aquesta característica.
- **Preu:** El preu dels circuits integrats ha de ser raonable per tal d'ajustar el pressupost.

S'ha escollit la família d'amplificadors d'instrumentació d'Analog Devices, ja que després d'una cerca, s'ha trobat que els seus "datasheets" són molt intel·ligibles i mostren moltes possibles configuracions dels integrats.

	CMRR	Alimentació	Consum Elèctric	Preu
<b>AD620</b>	100 dB min.	Simètrica: +Vcc/-Vcc	Normal	7€
<b>AD623</b>	90 dB min.	Asimètrica: +Vcc/GND	Low Power	4,5€
<b>AD627</b>	80 dB min.	Asimètrica: +Vcc/GND	Micropower	6,5€

Taula 3: Comparació d'amplificadors d'instrumentació

Finalment s'ha escollit l'AD623. A la taula 3 es pot veure com aquest ocupa la segona posició en la comparació d'amplificadors d'instrumentació en CMRR i consum elèctric. A més, gaudeix de l'avantatge de disposar de la possibilitat d'alimentar-lo asimètricament i el seu preu és el més assequible.

### 3.7.3 CONDICIONAMENT ANALÒGIC DEL SENYAL:

En aquest apartat s'ha de buscar un circuit integrat que disposi de dos amplificadors operacionals per abastir les etapes d'eliminació de soroll de mode comú i de restauració de la corrent contínua.

Les característiques a tenir en compte són les mateixes que en l'apartat anterior.

Seguidament, es passa a comparar els amplificadors operacionals duals en la següent taula:

	CMRR	Alimentació	Consum Elèctric	Preu
<b>LM747</b>	70 dB	Simètrica: +Vcc/-Vcc	Normal	0,5€
<b>OP297</b>	114 dB	Simètrica: +Vcc/-Vcc	Low Power	6€
<b>LT1078</b>	98 dB	Asimètrica: +Vcc/GND	Micropower	5€

Taula 4: Comparació d'amplificadors operacionals dual



Degut a que en l'anterior apartat s'ha pogut escollir un amplificador d'instrumentació amb alimentació asimètrica, en aquest apartat s'escollirà el LT1078 de Linear Technologies, ja que així definitivament s'estalvia circuiteria extra per generar un voltatge negatiu. A més a més, aquest integrat és el millor en quant a consum i té un molt bon CMRR. Tot i que, per contra, resulta molt més car que el LM747.

### 3.7.4 SYSTEM ON CHIP

En aquest apartat es busca un SoC capaç de realitzar totes les tasques que se li havien assignat en l'apartat 3.6 de descripció del sistema. Aquesta assignació es deu al coneixement de, com a mínim, una tecnologia capaç d'integrar totes aquestes funcionalitats en un sol xip, ja que al fer-ho d'aquesta manera redueix considerablement la circuiteria necessària per a dur a terme el prototip.

Un cop feta la recerca de possibles candidats per a ocupar aquest lloc, es conclou que la única opció en el mercat disponible amb totes aquestes funcionalitats és el Programable System on Chip (PSoC) de Cypress. Com que un kit d'avaluació d'aquesta tecnologia no difereix molt al preu d'un kit d'avaluació de qualsevol altre tecnologia, es decideix escollir al PSoC de Cypress com al System on Chip encarregat de tot el segon subsistema.

El PSoC es caracteritza per tenir una matriu de senyals digital/analògiques configurable dins d'un microcontrolador. Això el converteix en un sistema molt versàtil i de fàcil configuració. A més, el baix cost dels integrats i la gratuïtat del seu entorn integrat de desenvolupament, el PSoC Designer, el converteixen en una opció que compleix el requisit de minimització de costos.

Característiques del PSoC:

- **Microcontrolador M8C:** amb capacitat de quatre MIPS.
- **Dotze blocs analògics configurables:** implementen ADCs, DACs, filtres, amplificadors, comparadors, etc.
- **Setze blocs digitals configurables:** implementen temporitzadors, comptadors, PWMs, UART, SPI, IrDA, etc.
- **32KB de memòria Flash:** per l'emmagatzemament del firmware.
- **2KB de SRAM:** per l'emmagatzemament de dades.

Seguidament, es poden localitzar els anteriors elements en l'esquema de la figura 22.

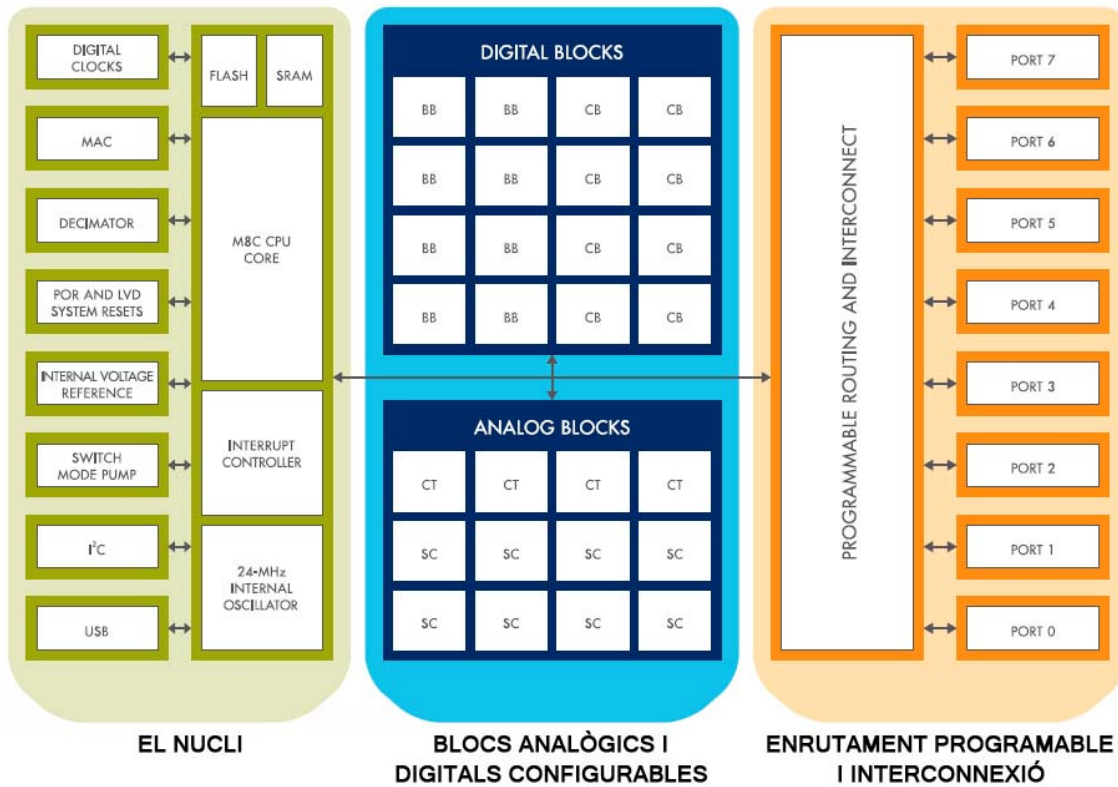


Figura 22: Esquema intern del PSoC

Com bé s'ha comentat anteriorment, la gran novetat de la tecnologia PSoC és el fet de combinar blocs digitals i analògics configurables en el mateix integrat. Tot seguit veurem les múltiples configuracions que tenen aquests blocs.

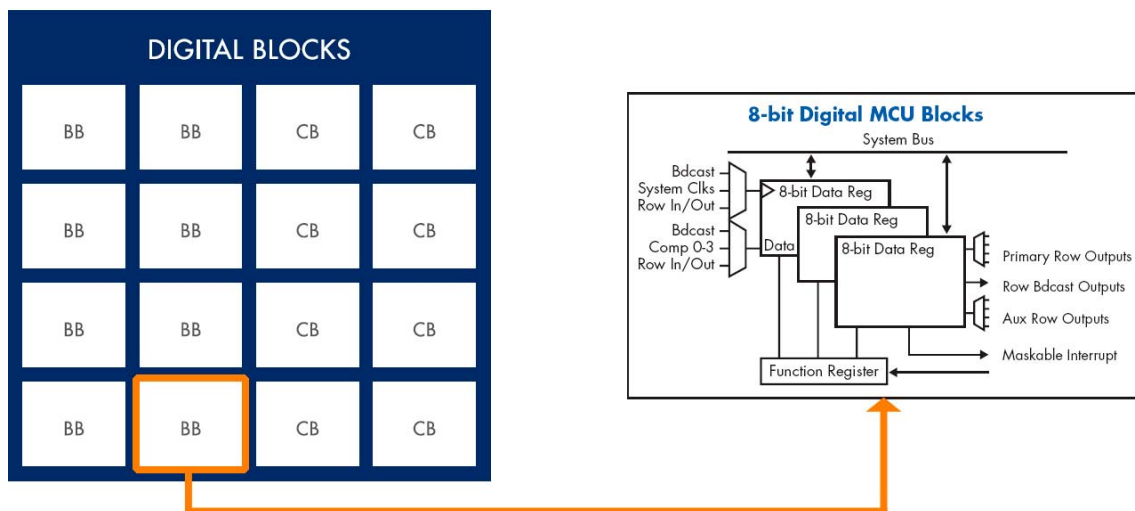


Figura 23: Tipologia dels Basic Blocks digitals

Els blocs digitals configurables del PSoC estan dividits entre els BB (Blocs bàsics) i els CB (Blocs de comunicació). Aquests poden utilitzar-se per implementar:

### Blocs bàsics:

- Temporitzadors de 8, 16, 24, i 32 bits
- Comptadors de 8, 16, 24, i 32 bits
- Moduladors d'amplada de pols (PWM) de 8, 16, 24, 32 bits
- Generadors de "banda morta" de 8, 16, 24, 32 bits
- Font de nombres pseudo aleatoris
- Codis de Redundància Cíclica (CRC)

### Blocs de comunicacions:

- I2C Mestre
- I2C Esclau
- SPI Mestre
- SPI Esclau
- Full Dúplex UART
- Tx, Rx
- USB v2.0

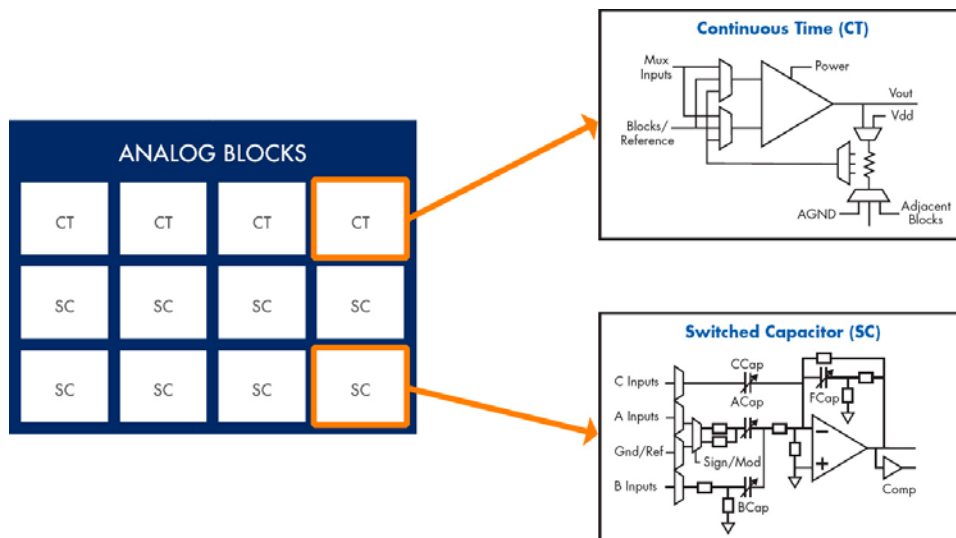


Figura 24: Tipologia dels blocs analògics

Els blocs analògics del PSoC es divideixen en dos grups, els CT (blocs de temps continu) i els SC (blocs de capacitats commutades). Aquests poden utilitzar-se per implementar:

### Blocs de temps continu(CT):

- Amplificadors
  - o Amplificadors de guany programable
  - o Amplificador d'instrumentació
  - o Amplificador inversor

- Comparadors
  - o Comparador programable
  - o Comparador d'Hysteresis
  - o Comparador per creuament per zero

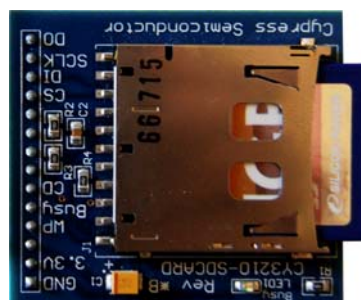
#### **Blocs de capacitats commutades(SC):**

- ADCs
  - o Incremental de 6 a 14 bits
  - o Delta Sigma de 6 a 13 bits
- DACs
  - o de 6, 8 i 9 bits
  - o de 6 i 8 bits multiplicant
- Filtres
  - o Filtre passa-baixos de segon ordre
  - o Filtre passa-banda de segon ordre
  - o Filtre el·líptic de segon ordre
  - o Filtre passa-baixos de quart ordre
  - o Filtre passa-banda de quart ordre
  - o Filtre el·líptic de quart ordre
- Marcador DTMF
- Modulador
- Detector de pics
- Conversor V-I

És per tota aquesta llarga llista de possibles implementacions als blocs del PSoC, que es pot concloure que aquest resulta idoni per aquest tipus de projecte.

#### **3.7.5 SISTEMA D'ENREGISTRAMENT:**

El mateix kit del PSoC porta un mòdul per afegir-li una targeta SD Card i un conjunt de llibreries per ajudar a configurar la lectura/escriptura en aquesta.



Imatge 8: Mòdul SD

Una altre opció d'enregistrament seria comprar un integrat de memòria flash amb comunicació via SPI o I<sup>2</sup>C. Tanmateix, aquest ens obligaria a utilitzar un cable, ja fos RS232 o USB per connectar el microcontrolador al PC per descarregar les dades, fet que ens generaria un nou requeriment. Al estar el PC connectat a la xarxa elèctrica, caldria afegir optoacobladors per aïllar el circuit que va connectat al pacient amb el circuit d'interconnexió al PC, ja que si es donés l'incident d'una pujada de tensió mentre el pacient té connectat l'aparell al PC i els elèctrodes estiguessin encara posats, aquest podria patir greus conseqüències.

Per tant, s'acaba escollint el sistema d'enregistrament en memòria SD Card, que degut a la seva versatilitat es pot intercanviar sense problemes i, a més, gaudeix de requeriments menors i facilitat d'integració al sistema.

### 3.7.5 SISTEMA DE VISUALITZACIÓ:

El propi kit de PSoC porta una pantalla LCD, aquesta però consisteix en una pantalla alfanumèrica de 2x16 caràcters. L'objectiu d'aquest sistema és el de generar una visualització del senyal cardíac de la persona que té l'aparell connectat, per tant amb una pantalla d'aquestes característiques no es pot dur a terme la visualització.

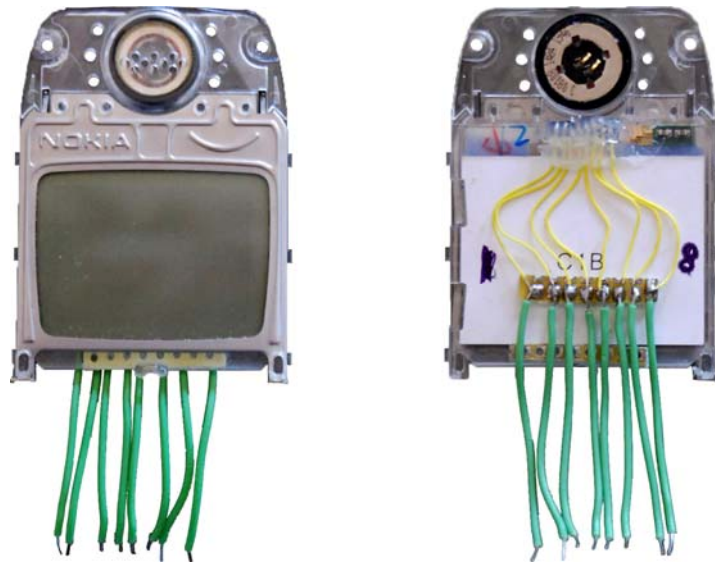


Imatge 9: LCD inclosa en el kit PSoC

Degut a aquest exigència, es decideix buscar un LCD gràfic que es comuniqui via SPI o I<sup>2</sup>C, que sigui el més econòmic possible i que sigui d'unes dimensions proporcionals als components que formen tot el prototip.

Cercant informació es troba que el controlador de LCD's Phillips pcd8544 és fàcilment implementable en microcontroladors. Seguidament, es para esment en que aquests controladors coincideixen amb els que precisament duïen les pantalles d'alguns antics models de telèfons mòbils.

Per a tal de corroborar la possibilitat d'implementació, i en possessió d'un d'aquests models que contenen un LCD amb aquest controlador, es decideix desassemblar el telèfon per a tal d'extreure-li el LCD i provar-lo amb el kit del microcontrolador.



Imatge 10: Pantalla de telèfon

Un cop es fa funcionar i es corrobora aquesta informació, es procedeix a buscar una pantalla més ben assemblada que el prototip realitzat, ja que aquest resulta delicat i fràgil i en qualsevol moment es podria deixar anar alguna de les seves connexions.

Finalment es troba un distribuïdor per internet que ofereix aquest tipus de pantalles. Com que els models trobats són molt assequibles en preu, s'escull aquesta com a pantalla encarregada del sistema de visualització de l'aparell.



Imatge 11: Pantalla del prototip

### 3.7.6 VISUALITZACIÓ A L'ORDINADOR:

Finalment es requereix d'un sistema de visualització d'alta resolució del senyal, per poder-lo veure detingudament un cop ja enregistrat, ja que la visualització en l'aparell és de baixa resolució i en temps real.

Com que es requereix d'un ordinador amb Windows per desenvolupar el System-on-Chip, ja que el seu entorn de desenvolupament només funciona sota Windows,

s'aprofitarà el mateix per a realitzar la visualització. Reduint així els costos que comportarien comprar un nou equip.

### 3.8. RECURSOS:

Per poder realitzar aquest projecte es requereix d'un seguit de recursos, que es divideixen en tres tipus:

- **Recursos humans:** Persones amb la capacitat de desenvolupar el projecte.
- **Recursos de hardware:** Aparells electrònics i un ordinador personal.
- **Recursos de software:** Programari necessari pel disseny i implementació del projecte, que funcionarà en l'ordinador personal.

#### 3.8.1 RECURSOS HUMANS:

Al tractar-se d'un projecte de final de carrera aquest recurs està format pel propi alumne que s'encarrega de realitzar cada una de les etapes necessàries per realitzar el projecte i pel director del projecte que el guiarà durant el seu desenvolupament.

#### 3.8.2 RECURSOS HARDWARE:

En quant a recursos hardware, és necessari tant el kit d'avaluació de PSoC escollit, com una sèrie d'elements electrònics discrets necessaris per realitzar la part analògica del sistema. A part, aquí també inclourem el PC que s'utilitzarà per dissenyar i desenvolupar totes les etapes del projecte i per realitzar la visualització dels senyals cardíacs enregistrats a la SD Card.

Els recursos hardware necessaris es poden dividir en tres grups:

- Els necessaris per tot el disseny analògic i muntatge de la placa.
- Els necessaris per tot el disseny del System on chip.
- El PC.

#### Disseny analògic i muntatge de la placa:

- 3 elèctrodes.
- 3 connectors tipus cocodrill.
- 3 metres de cable.
- Placa de prototipatge.

- 2 resistències 4k7.
- 2 resistències 1M.
- 3 resistències 10K.
- 1 resistència 330.
- 2 condensadors 10nF.
- 1 amplificador d'instrumentació AD623.
- 1 amplificador operacional dual LT1078.
- 1 connector de tornavís de 3 vies per a placa perforada.
- 2 polsadors.
- Tires de pins mascle i femella.
- Tornavisos.
- Soldador.
- Estany.
- Multímetre.
- Placa perforada.
- Connector per a bateria.
- Bateria de telèfon mòbil (Nokia tipus BL-5B).

#### **Disseny del subsistema del System-on-Chip:**

- Kit PSoC CY3210-SD, que inclou:
  - Placa d'avaluació PSoC CY3210.
  - Placa adaptadora de SD Card.
  - SD Card 1GB.
  - Miniprogramador 1.
  - Cable USB.
  - Font d'alimentació de 12V.
  - Un PSoC 29466 dip28.
  - CD amb el PSoC Designer i el PSoC Programmer.



- Lector USB de SD Card.
- LCD de dues files per 16 caràcters (no utilitzat).
- Pantalla LCD gràfica de 84x48 píxels.

Finalment també requerirem d'un PC de treball amb Windows en el que instal·larem tot el software necessari per a dur a terme la totalitat del projecte, alhora que l'utilitzarem per la visualització dels registres.

### 3.8.3 RECURSOS SOFTWARE:

De la mateixa manera que els recursos hardware estaven dividits en diferents grups, els recursos software ho fan en:

- Els necessaris per al disseny i programació del System-on-chip.
- Els necessaris per al disseny i documentació.
- Els necessaris per al disseny i programació del software de visualització per PC.

#### Disseny i programació del System-on-chip:

- **PSoC Designer:** Es tracta d'un entorn integrat de desenvolupament gratuït per als PSoC de Cypress. Amb aquest programari es pot fer tot el disseny del System-on-Chip.
- **PSoC Programmer:** Aquest és el software necessari per escriure el nostre programa en la memòria flash del PSoC. Va integrat en el PSoC Designer, però és un software independent que pot ser utilitzat sense aquest últim. Aquest software, igual que l'anterior, és gratuït.

#### Disseny i documentació:

- **Eagle 5.9.0:** Programa gratuït de disseny de circuits analògics. S'ha utilitzat per realitzar el disseny de connexionat de tots els components que formen l'aparell.
- **Open Office Writer:** Processador de textos open source utilitzat per redactar la present memòria.
- **Open Office Presentation:** Programa per a realitzar presentacions open source, emprat per preparar l'exposició d'aquest projecte.

## Disseny i programació pel software de visualització per PC:

- **Microsoft Visual C# 2008 Express Edition:** És un entorn integrat de desenvolupament gratuït que s'ha utilitzat per programar la part de visualització en PC del senyal.

### 3.9. PRESSUPOST:

Un punt molt important en qualsevol estudi de viabilitat és el pressupost, ja que en aquest es calculen els costos totals de producció del projecte i es determina si el cost és excessiu o assequible. El pressupost es divideix en tres apartats: recursos hardware, recursos software i recursos humans.

Hardware	
Condensadors de 10nF	0,50 €
Resistències de 4k7, 10k i 1M	0,50 €
Placa perforada de baquelita	14 €
2 Polsadors	0,40 €
Sòcols pels chips	4,50 €
Cable mono fil	2,50 €
Estany	3 €
Multímetre	25 €
Soldador	10 €
Tornavisos	3 €
Alicates	25 €
Pantalla LCD gràfica	8 €
Amplificador d'instrumentació AD623	4,50 €
Amplificador de precisió LT1078	5 €
Connector de bateria	0,80 €
3 metres de cable	3 €
Tires de pins mascle i femella	1 €
Protoboard	20 €
Bossa 30 elèctrodes	5 €
3 cocodrils	1,50 €
Connector pel Miniprogramador	0,40 €

Connector de tornavís de 3 contactes	0,30 €
Kit PSoC	100 €
Ordinador PC bàsic amb Windows 7	400 €
<b>Software</b>	
PSoC Designer	0 €
PSoC Programmer	0 €
Open Office Writer	0 €
Open Office Presentation	0 €
Eagle 5.9.0	0 €
Microsoft Visual C# 2008 Express Edition	0 €
<b>Disseny i implementació</b>	
380 hores (35€/h)	13.300 €
<b>Total</b>	<b>13.937,9 €</b>

Taula 5: Pressupost del projecte

Al tractar-se d'un projecte de final de carrera, ja es disposava de molt d'aquest material a la mateixa universitat. Per tant, el cost real d'aquest projecte és el següent:

Condensadors de 10nF	0,50 €
Resistències de 4k7, 10k i 1M	0,50 €
Placa perforada de baquelita	14 €
2 Polsadors	0,40 €
Sòcols pels chips	4,50 €
Cable mono fil	2,50 €
Estany	3 €
Pantalla LCD gràfica	8 €
Amplificador d'instrumentació AD623	4,50 €
Amplificador de precisió LT1078	5 €
Connector de bateria	0,80 €
3 metres de cable	3 €
Tires de pins mascle i femella	1 €
Bossa 30 elèctrodes	5 €
3 cocodrils	1,50 €
Connector pel Minipro	0,40 €
Connector de tornavís de 3 contactes	0,30 €
<b>Total</b>	<b>54,90 €</b>

Taula 6: Pressupost com a PFC

---

### 3.10. AVALUACIÓ DE RISCOS:

Es contemplen dos factors de risc principals:

Primerament, cal comentar que molts dels elements dels que es requereixen per dur a terme el prototip només es troben en distribuïdors a través de internet, ja que en cap establiment comercial dels voltants de Barcelona s'aconsegueixen. És per això que s'estableix una dependència absoluta respecte aquests distribuïdors, amb les limitacions i avantatges que això comporta. Es tracta d'una compra fàcil, però amb possibles retards en l'arribada de la comanda o de productes defectuosos que calgui retornar, i en conseqüència, tornar a enrederir el procés de compra.

D'altra banda, com que aquest és un projecte de desenvolupament, però amb una sòlida base de recerca, poden sorgir entrebancs inesperats inicialment. És a dir, poden sorgir problemes de compatibilitat de sistemes que no eren fàcils de preveure, de susceptibilitat electromagnètica, o també pot ser que alguna qüestió en concret calgui desenvolupar-la molt més del imaginat i trencar tot l'esquema organitzatiu que s'hagi pogut plantejar.

---

### 3.11. PLANIFICACIÓ DEL PROJECTE:

El projecte es planifica en diverses fases que seguidament es descriuen:

- 1) **Estudi de viabilitat:** Es té també en compte el temps utilitzat per realitzar l'estudi, ja que aquesta és una part imprescindible en el desenvolupament del projecte.
- 2) **Disseny i realització del frontend analògic:** En aquesta etapa s'estudia la natura dels biopotencials. S'experimenta amb la recollida analògica del senyal cardíac. Aquesta és la senyal que s'ha d'enviar posteriorment al System-on-chip
- 3) **Disseny i realització del System-on-chip:** En aquest apartat es recull el senyal analògic provinent del frontend analògic. Per tant, s'ha d'implementar el filtratge, l'ADC, la targeta de memòria SD, la nova pantalla gràfica LCD i el funcionament dels polsadors.
- 4) **Integració dels dos subsistemes:** Es dissenya i es munta la placa que integrarà els dos subsistemes. Finalment es fan les proves definitives.
- 5) **Disseny i realització del software per PC:** En aquesta etapa es dissenya i codifica l'aplicació per PC.
- 6) **Documentació:** Es detalla per escrit tots els passos seguits.

Degut a que aquest projecte té com a objectiu adquirir i enregistrar un biopotencial, s'ha d'estudiar i documentar bé, tant la naturalesa d'aquest com el seu origen. Alhora, també s'utilitza una nova tecnologia com el Programable System on Chip de Cypress, el qual requerirà d'un estudi exhaustiu per conèixer totes les seves possibilitats i d'un bon domini de la seva configuració.

A continuació es presenta la comparativa dels diagrames de Gantt, el primer representa la fase anterior a realitzar el projecte i el segon la posterior. Els diagrames es comptabilitzen en hores estimant la durada de les diferents etapes. No s'ha inclòs dates, ja que per motius varis, no es podia preveure en quins dies en exactitud es podria treballar en el projecte i en quins no.

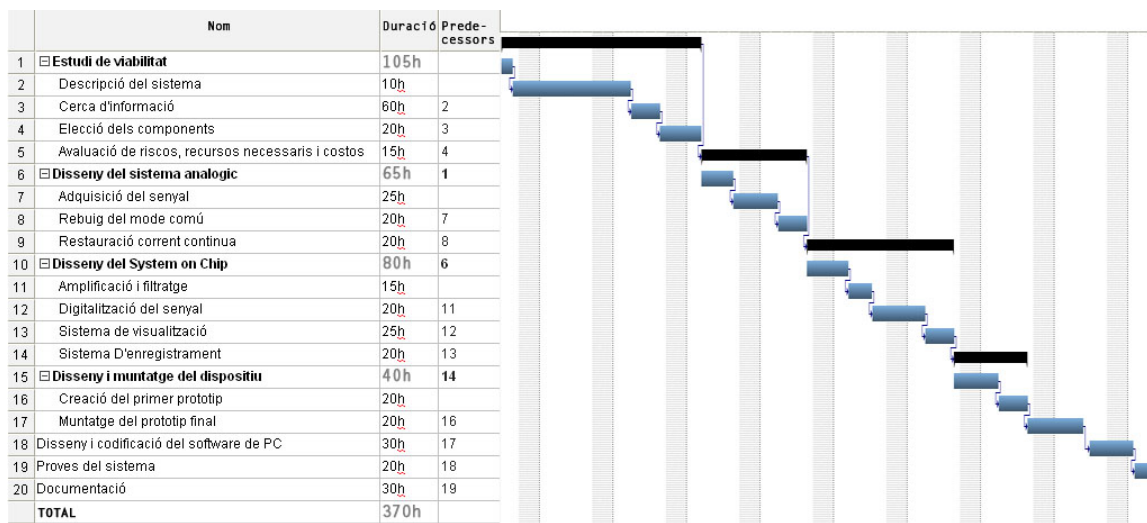


Figura 25: Gantt de la planificació del projecte

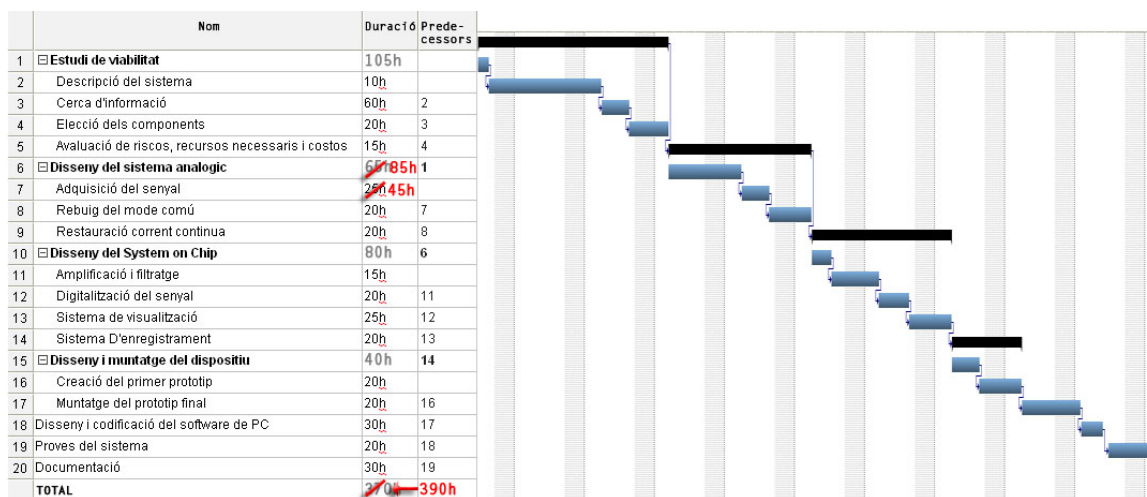


Figura 26: Gantt un cop realitzat el projecte

Tal com es pot observar l'etapa d'adquisició de senyal ha durat vint hores més del que s'esperava. Això ha estat degut a interferències irradiades de la xarxa elèctrica. Tot i

que s'havia previst que hi podien ser, no s'havia arribat a pensar que podrien arribar a afectar tant el senyal, deixant-lo completament inservible per a qualsevol ús. Finalment, tot el projecte ha comportat tres-centes noranta hores de feina.

---

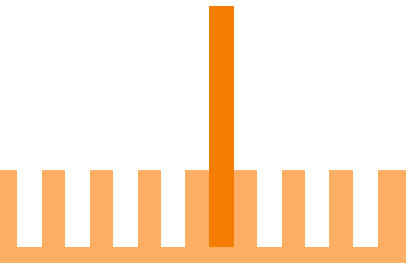
### 3.12. CONCLUSIONS:

Ja havent tractat cada un dels punts de l'estudi de viabilitat es pot decidir si el projecte es pot seguir endavant o no. En cas de que no fos viable, hauríem de buscar alternatives, redefinir especificacions o definitivament abandonar-lo.

En el cas del present projecte, es dóna la conjunció de costos moderats, riscos assumibles malgrat el retràs que puguin causar i una planificació que preveu aquests riscos. Tot plegat, suposa que aquest projecte es consideri viable.

# CAPÍTOL IV

## Caracterització del sistema



## 4.1. INTRODUCCIÓ:

Com bé s'ha comentat anteriorment l'aparell està conformat per dos subsistemes. En aquest capítol se'n farà una descripció i es detallarà el seu funcionament.

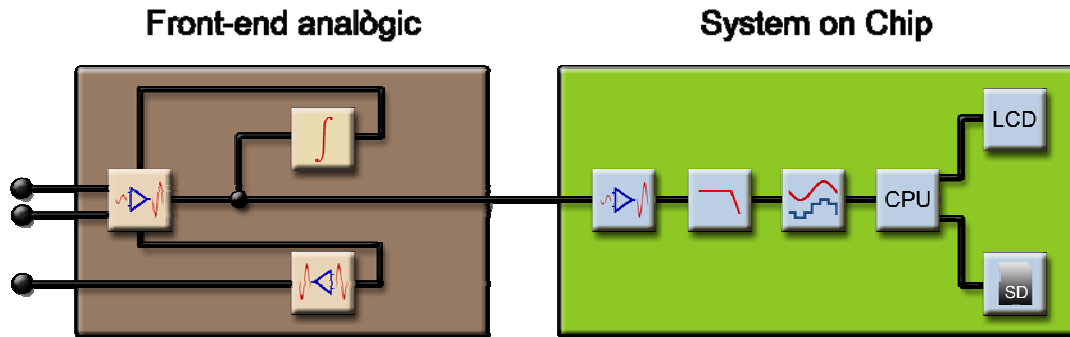


Figura 27: Esquema de funcionament

## 4.2. CARACTERITZACIÓ DEL SUBSISTEMA ANALÒGIC:

### 4.2.1 INTRODUCCIÓ:

Tal com ja s'ha explicat abans, es requereix d'un frontend analògic, format per components discrets que recullin els impulsos elèctrics del pacient al que se li està fent l'electrocardiograma. L'esquema és el següent:

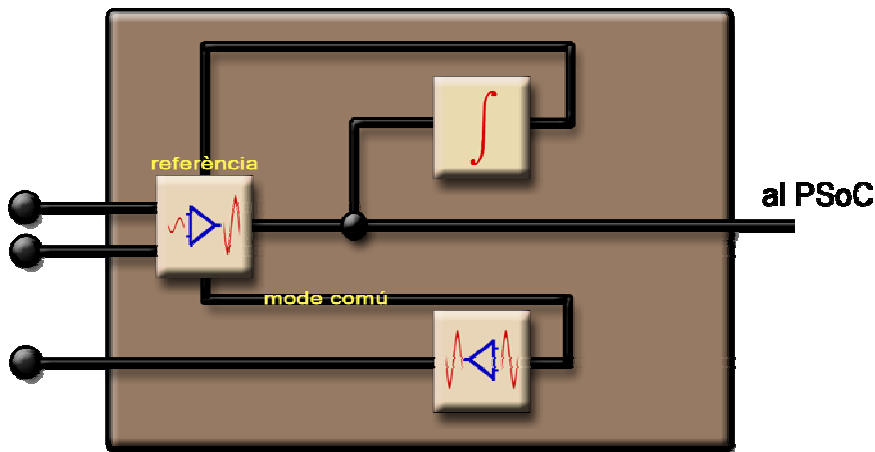
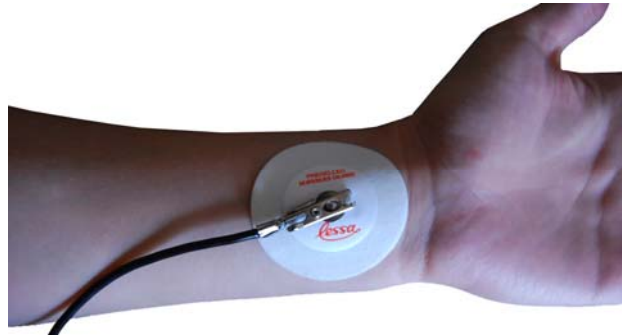


Figura 28: Esquema del subsistema analògic

### 4.2.2 TRANSDUCCIÓ:

El primer pas a realitzar per aconseguir el senyal cardíac del pacient és extreure un senyal del cos d'aquest. Per això s'utilitzen elèctrodes, que no són més que uns contactes elèctrics sobre la pell situats en el cos d'una manera determinada, tal com s'exposa en el capítol 2.





Imatge 12: Mostra de connexió dels elèctrodes

En aquest aparell s'enregistra només la primera derivació d'Einthoven, ja comentada en el capítol 2, apartat .4.1. Per tant, són necessaris dos elèctrodes per calcular la diferència entre el senyal del braç dret i el braç esquerra. Addicionalment també s'utilitza un tercer elèctrode a la cama dreta, per tal d'eliminar part del soroll de mode comú.

#### 4.2.3 GENERACIÓ I PRE-AMPLIFICACIÓ DEL SENYAL:

##### 4.2.3.1 Introducció

En aquest apartat es realitza una amplificació diferencial amb guany, a més de l'acoblament d'impedàncies del senyal captat anteriorment pels elèctrodes. El component encarregat de dur a terme aquesta tasca és l'amplificador d'instrumentació.

##### 4.2.3.2 L'AD623

Tal com s'ha exposat en l'estudi de viabilitat s'ha utilitzat un AD623 d'Analog Devices, encapsulat en un dip8.

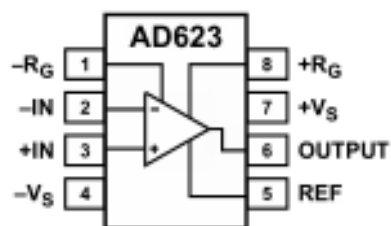


Figura 29: Pinout de la connexió AD623

Aquest circuit no requereix d'una configuració massa complexa. Els paràmetres que es poden configurar són el guany i la tensió de referència. Degut a la naturalesa del senyal, que és de molt baixa amplitud (1 a 3mv), es requereix un factor de guany gran perquè el senyal tingui una bona relació senyal/soroll, ja que aquest també conté soroll d'origen muscular i de fonts electromagnètiques radiades tals com les de la xarxa elèctrica.

La selecció del guany ve determinada per la següent equació:

$$Guany = (100 \text{ k}\Omega / R1 + R2) + 1$$

$$\text{On, } R1 = R2 = 4,7 \text{ k}\Omega \rightarrow Guany = (100 \text{ k}\Omega / 4,7 \text{ k}\Omega + 4,7 \text{ k}\Omega) + 1 = 11,6$$

La tensió de referència, que es connecta al pin5 de l'integrat, ve del circuit de restauració de corrent contínua, que veurem més endavant en aquest capítol.

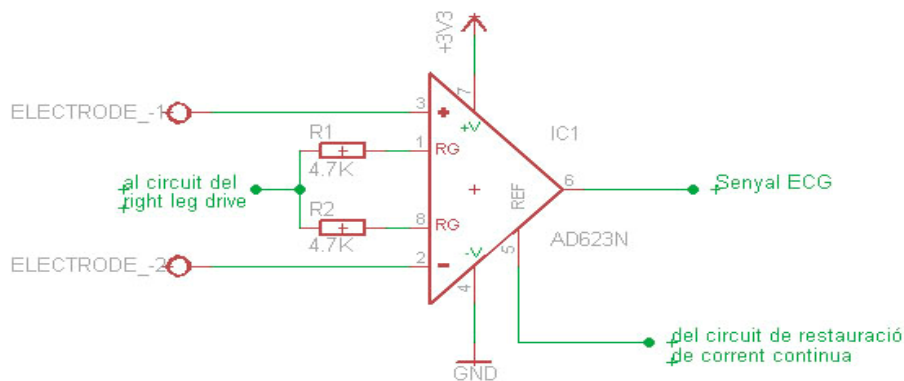


Figura 30: Configuració de l'AD623

#### 4.2.4 “RIGHT LEG DRIVE”:

Una altre part molt important és el circuit “Right Leg Drive”. Aquest s’ocupa, mitjançant un amplificador operacional de precisió, d’invertir el promig de les senyals d’interferència i retornar-lo a la cama dreta del pacient perquè, d’aquesta manera, la senyal existent més la senyal invertida s’anul·lin.

Per aquest circuit és necessari un amplificador operacional d’instrumentació. Tal com es veu en el capítol 3 s’ha seleccionat el LT1078 de Linear Technologies, un amplificador de precisió dual amb el que es realitza aquest circuit amb un dels dos operacionals i el circuit de restauració de corrent contínua amb l’altre.

A la figura 31 podem veure la seva configuració.

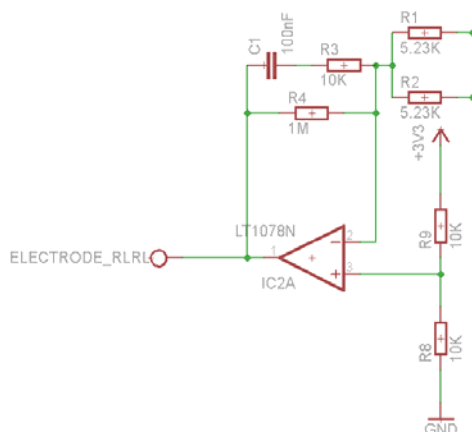


Figura 31: Configuració de l'amplificador del right leg drive

#### 4.2.5 RESTAURACIÓ DE LA CORRENT CONTÍNUA:

En l'oscil·loscopi es va detectar que durant la visualització de l'electrocardiograma el senyal no quedava estable a l'eix Y. Aquest fenomen es deu a la gran sensibilitat de l'amplificador d'instrumentació AD623, que amb qualsevol variació de la resistència en el contacte entre l'elèctrode i la pell genera aquest fenomen sovintment conegut com "baseline wander" o soroll de línia de base.

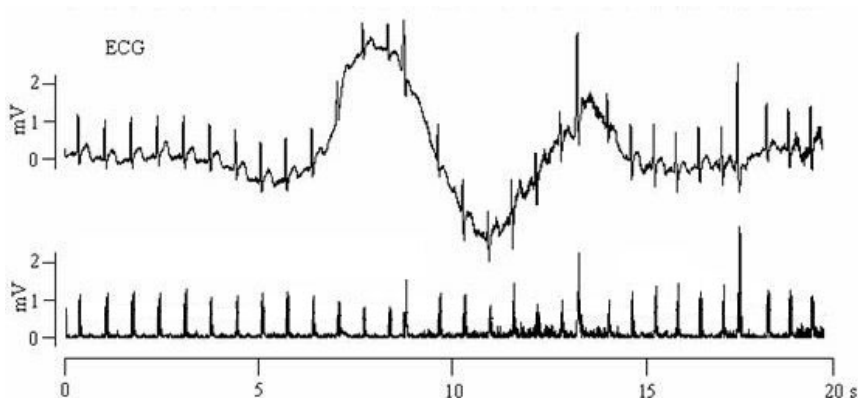


Figura 32: Senyal amb soroll de línia de base i senyal corregida

Aquest problema pot ser solucionat de dues maneres.

- Amb un filtre passa-alts amb freqüència de tall 0,05Hz.
- Integrant el senyal de sortida de l'amplificador d'instrumentació i retornant-lo al seu pin de referència.

Degut a que es necessitava un integrat amb un amplificador operacional de precisió per al circuit del "right leg drive" i sabent que integrar el senyal resulta molt fàcil amb un operacional, es va decidir utilitzar un mateix chip que tingués dos operacionals i resoldre aquest problema mitjançant la integració i retorn del senyal.

A més, d'aquesta manera es resol també un segon problema;

Tal com s'ha explicat en el capítol 2, el senyal cardíac té una part negativa. Això podria resultar un problema, ja que l'entrada del System-on-Chip només permet senyals analògics completament positius, retallant la part negativa d'aquests. En aquest cas es va observar que el senyal, al passar per les diferents etapes, anava acompanyat amb un cert offset de corrent contínua que positivitzava per complet tot el senyal, fet que estalvia un circuit d'addició de DC al final de l'etapa analògica per adaptar-ho a l'entrada del System-on-Chip.

Amb la primera solució a aquest problema es filtra per complet la component de corrent contínua (0Hz), cosa que obligaria a afegir el circuit d'addició de DC abans comentat.

En la següent figura podem veure la configuració d'aquest circuit.

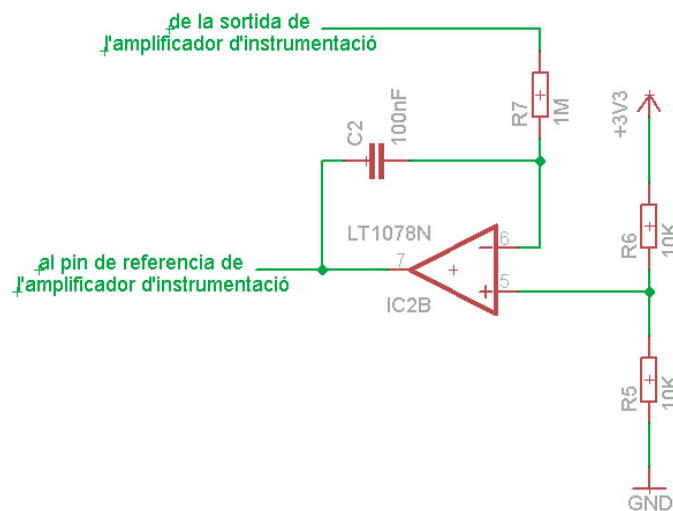


Figura 33: Configuració d'amplificador integrador

### 4.3. CARACTERITZACIÓ DEL SYSTEM ON CHIP:

#### 4.3.1. INTRODUCCIÓ:

Un cop captat el senyal en el subsistema analògic, aquest ja està degudament preparat per conduir-lo cap al System-on-chip on es farà la resta del tractament. Tots els mòduls utilitzats requereixen d'una activació des del firmware.

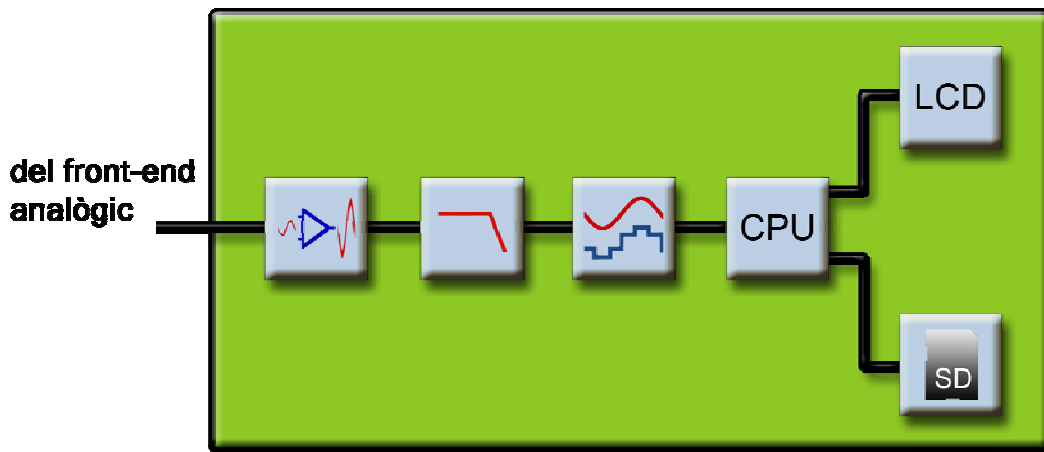


Figura 34: Esquema del subsistema System on Chip

#### 4.3.2. CONFIGURACIONS GENERALS:

Primer de tot, s'ha de fer unes configuracions generals del PSoC que condicionaran tot el funcionament d'aquest. Les més importants són:

- **Power Setting:** S'escull el voltatge amb el que funcionarà i la freqüència del rellotge intern. Es configura a 3.3V i 24MHz.
- **CPU\_Clock:** S'escull la velocitat de rellotge de la CPU, en aquest cas, s'escull SysClk/2, 12MHz.
- **VC1, VC2, VC3:** Es tracta dels Virtual Clocks. Aquests es configuren segons les necessitats que tinguin els mòduls utilitzats en el projecte.
- **Analog Power:** S'ha de posar en SC On (blocs de Capacitats Conmutades en funcionament). Amb l'opció SC off, no ens funcionarien els mòduls necessaris per a les tres primeres etapes del System-on-chip, i per tant, fallaria tot l'aparell.
- **Ref Mux:** S'escull la referència dels mòduls analògics. Això condiona el rang de valors d'entrada i sortida del PSoC.

### 4.3.3. CONFIGURACIÓ DEL PORT D'ENTRADA DEL SENYAL CARDÍAC:

El primer pas a l'hora d'introduir el senyal al PSoC és escollir el port i el pin per on entrarà el senyal, ja que requereix d'una primera configuració. Aquest s'ha de posar en mode "Analog Input" ja que es tracta d'una entrada analògica. També s'ha de posar en "High Z Analog" (alta impedància).

☐ P0[2]	ECGIN, AnalogInput, High Z Analog, DisableInt
Name	ECGIN
Port	P0[2]
Select	AnalogInput
Drive	High Z Analog
Interrupt	DisableInt

Figura 35: Configuració del pin d'entrada del senyal analògic

### 4.3.4. ETAPA D'AMPLIFICACIÓ:

Un cop ja tenim el senyal, aquest s'ha d'amplificar ja que tot i que s'ha fet una pre-amplificació anteriorment, cal ajustar el senyal al rang del PSoC per tal d'aconseguir una conversió A/D de major qualitat.

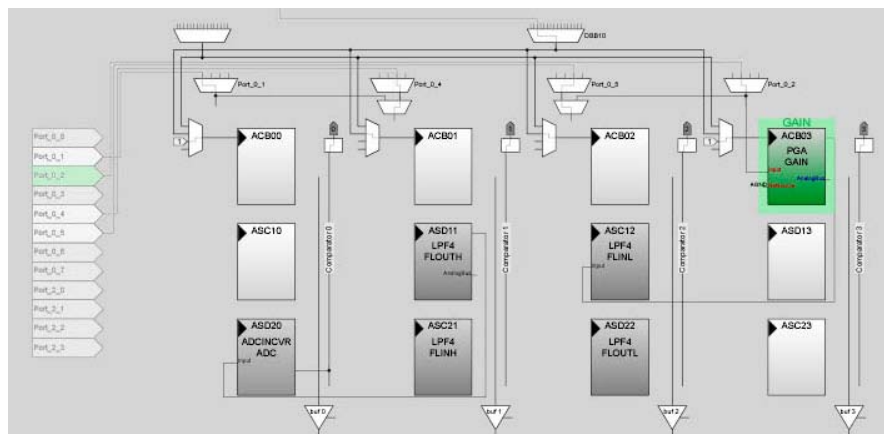


Figura 36: Detall de la situació de l'amplificador

Per aquesta etapa s'escull el mòdul PGA (Programmable Gain Amplificator). Seleccionem com a entrada del PGA el Port0[2] i un guany de factor 8.

Name	PGA
User Module	PGA
Version	3.2
Gain	8.000
Input	AnalogColumn_InputMUX_3
Reference	AGND
AnalogBus	Disable

Figura 37: Configuració del PGA

El pas final és inicialitzar-lo en el codi font del firmware. Aquestes són les sentències necessàries:

```
// Inicialitzem l'amplificador amb guany=8  
PGA_SetGain(PGA_G8_00);  
PGA_Start(PGA_HIGHPOWER);
```

Taula 7: Codi necessari per a inicialitzar l'amplificador.

El senyal un cop amplificat el conduïrem cap al filtre passa baixos.

#### 4.3.5. FILTRAT PASSA BAIXOS ANTIALIASING:

En aquesta etapa del PSoC es realitza un filtrat de les freqüències per damunt dels 90 Hz. Es fa amb un filtre electrònic de Bessel. Aquest filtratge es realitza per dos motius:

- No tenim informació útil a partir d'aquesta freqüència
- Si passéssim la senyal amb tot l'espectre freqüencial pel convertidor analògic-digital, aquestes freqüències ens generarien aliasing. Una distorsió en el senyal de sortida degut a la teoria del mostreig de Nyquist-Shannon, que ens diu que s'ha de mostrejar a una freqüència dues vegades superior a la freqüència màxima d'entrada per evitar aquest tipus de soroll.

$$F_{\text{mostreig}} > 2 * F_{\text{max}}$$

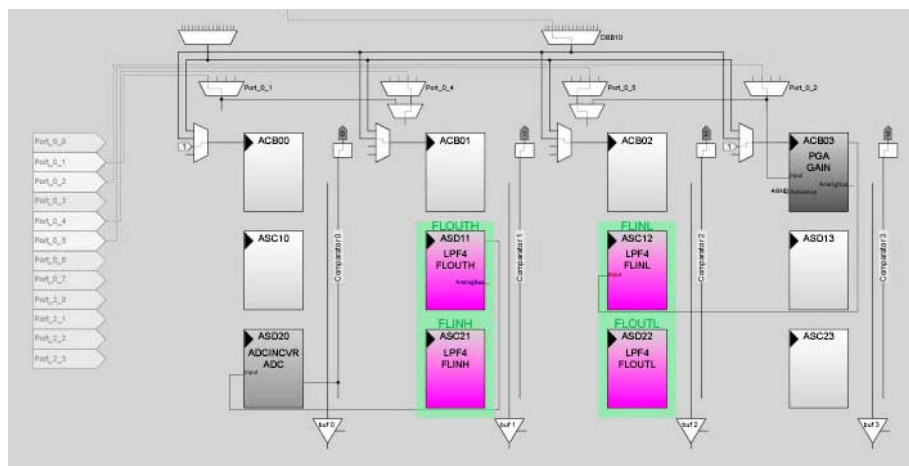


Figura 38: Detall de la situació del filtre

Aquest filtrat es realitza amb el mòdul LPF4 (Four pole low pass filter). En la figura 38 en podem veure la seva situació entre els blocs digitals del PSoC.

Al ser un filtre de quart ordre, o altrament dit, de quatre pols, ens assegura una atenuació de 80 dB per dècada. Tot seguit podem veure la gràfica de resposta d'aquest filtre.

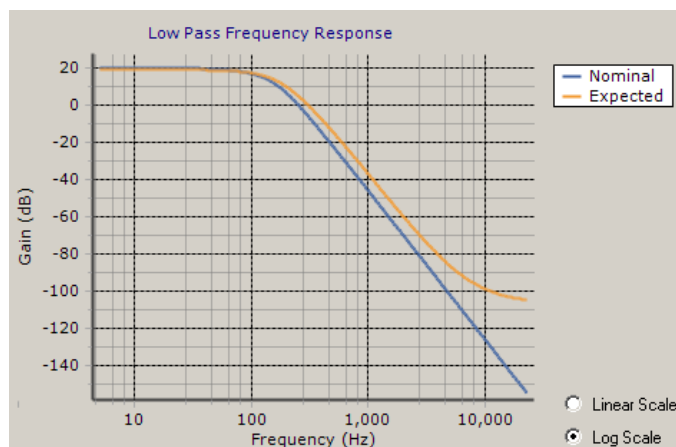


Figura 39: Gràfica de resposta del filtre

Com a darrer pas, inicialitzarem el filtre en el firmware amb aquesta sentència:

```
// Inicialitzem el filtre passa baixos
LPF4_Start(3);
```

Taula 8: Codi necessari per a inicialitzar el filtre.

#### 4.3.5 DIGITALITZACIÓ DEL SENYAL:

Un cop tenim el senyal en el rang òptim i amb les freqüències no útils filtrades, ja podem digitalitzar-lo.

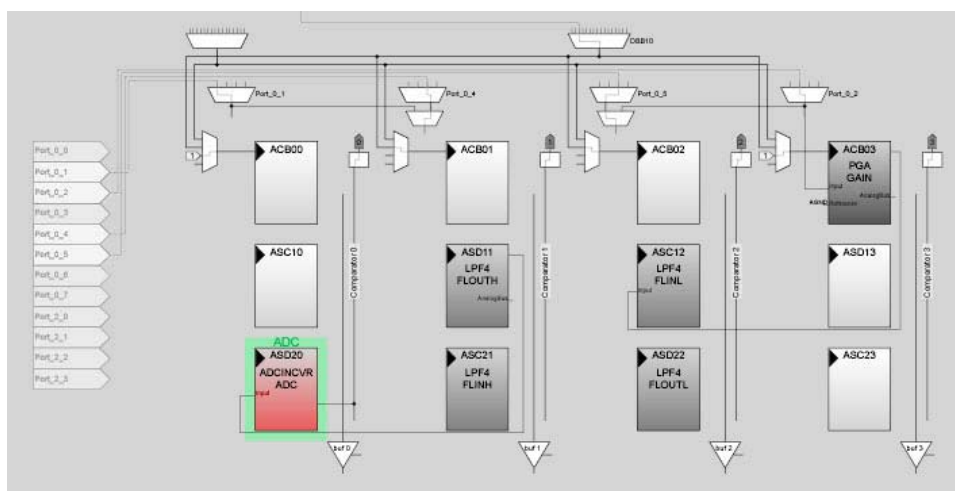


Figura 40: Detall de la situació de l'ADC

Aquesta digitalització es durà a terme amb un ADC de tipus incremental. Es configura a una resolució d'11 bits i 180 mostres per segon.



Properties - ADCINCVR	
Name	ADCINCVR
User Module	ADCINCVR
Version	3.1
Input	ASD11
ClockPhase	Norm
Clock	VC1
ADCResolution	11 Bit
CalcTime	141
DataFormat	Unsigned
IntDispatchMode	ActiveStatus

Figura 41: Configuració de l'ADC

Tal com es pot veure en la figura 41, la configuració de la resolució de l'ADC és immediata, mitjançant un registre, igual que la del rellotge. La configuració de la freqüència de mostreig segueix les següents equacions:

$$CalcTime \geq \frac{DataClock * 180}{CPUClock}$$

$$SampleRate = \frac{DataClock}{2^{n+2} + CalcTime}$$

On  $n$  és la resolució de l'ADC.

Per tant, el nostre ADC queda de la següent manera:

$$CalcTime \geq \frac{1,5MHz * 180}{12MHz}$$

$$CalcTime \geq 22,5$$

El CalcTime mínim és 22,5, s'ha calculat un nou CalcTime més ajustat al nostre SampleRate desitjat, aquest és 141.

$$SampleRate = \frac{1,5MHz}{2^{11+2} + 141}$$

$$SampleRate = 180,0072sps$$

Finalment iniciarem l'ADC en el firmware:

```
// Inicialitzem l'ADC a 11 bits de resolució i fem que
// prengui mostres continuament
ADCINCVR_Start(ADCINCVR_HIGHPOWER);
ADCINCVR_SetResolution(11);
ADCINCVR_GetSamples(0);
```

Taula 9: Codi necessari per a inicialitzar l'AC.

### 4.3.6 SISTEMA D'ENREGISTRAMENT:

En aquesta etapa ja disposem de les mostres digitals del registre electrocardiogràfic. Una de les operacions que hem de realitzar amb aquest, és guardar-lo en un fitxer situat en la targeta de memòria SD Card.

El primer dels passos, serà connectar la SD Card segons l'esquema de la figura 42.

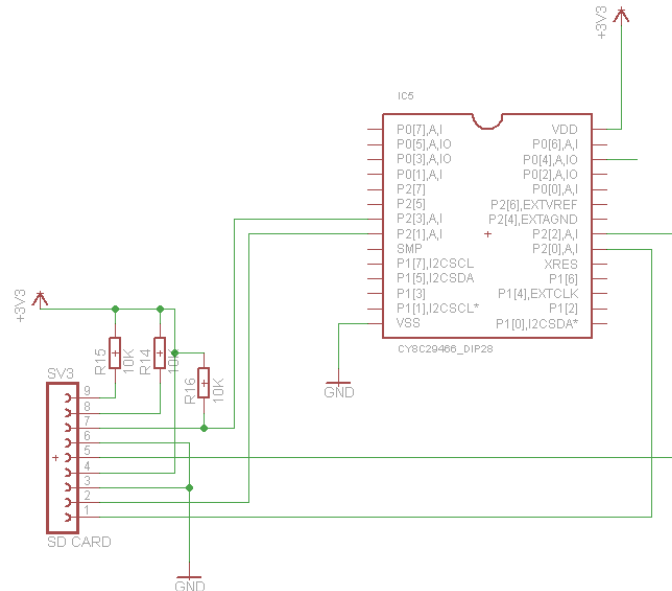


Figura 42: Esquema de connexió de la SD Card.

En la versió actual del PSoC Designer, el mòdul per treballar amb una SD no està activat per defecte. Així que el primer pas a realitzar és activar-lo mitjançant la modificació del fitxer XML de configuració de mòduls del Designer.

S'obre el fitxer:

C:\Program Files\Cypress\Common\CypressSemiCMX\Maker Application  
Catalog\Channels\UM\ChannelGen.xml

Es descomenta el següent bloc:

```
<CMX_CHANNEL_GENERATION_SPEC NAME="SDCARD" UM_PATH="Stdum/SDCard/SDCard.xml" UM_NAME="SDCard" DRIVER_ICON="">
  <CMX_MULTI_CHANNEL_LIST>
    <CMX_MULTI_CHANNEL NAME="SDCard29sel" UM_PATH="Stdum/SDCard/CY8C29/SDCard29sel.xml">
      <CMX_MULTI_CHANNEL_LIST>
        <CMX_MULTI_CHANNEL NAME="SDCard29CDWP" UM_PATH="Stdum/SDCard/CY8C29/wCDWP/SDCard29CDWP.xml"
          PLACEMENT_FILE="SDCard29CDWPCY8C29000.plc" DISPLAY_NAME="SDCard with both Card Detect and Write Protect Inputs" ORDINAL="0"/>
        <CMX_MULTI_CHANNEL NAME="SDCard29WP" UM_PATH="Stdum/SDCard/CY8C29/wWPwoCD/SDCard29WP.xml"
          PLACEMENT_FILE="SDCard29WPCY8C29000.plc" DISPLAY_NAME="SDCard with Write Protect Input only" ORDINAL="1"/>
        <CMX_MULTI_CHANNEL NAME="SDCard29CD" UM_PATH="Stdum/SDCard/CY8C29/wCDwoWP/SDCard29CD.xml">

```

```

PLACEMENT_FILE="SDCard29CDCY8C29000.plc" DISPLAY_NAME="SDCard with Card Detect Input only" ORDINAL="2"/>
    <CMX_MULTI_CHANNEL NAME="SDCard29woCDWP" UM_PATH="Stdum/SDCard/CY8C29/woCDWP/SDCard29woCDWP.xml"
PLACEMENT_FILE="SDCard29woCDWP CY8C29000.plc" DISPLAY_NAME="SDCard without Card Detect or Write Protect Inputs" ORDINAL="3"/>
    </CMX_MULTI_CHANNEL_LIST>
</CMX_MULTI_CHANNEL>
</CMX_MULTI_CHANNEL_LIST>
</CMX_CHANNEL_GENERATION_SPEC>

```

Taula 10: Codi a descomentar per a activar el mòdul SD.

Es guarda el fitxer i es reinicia el PSoC Designer. Un cop de nou dins del Designer es va a la barra d'eines i dins de "Tools" s'executa "Refresh Driver/User Module Manifest". D'aquesta manera apareixerà de nou la SD Card com a mòdul del PSoC.

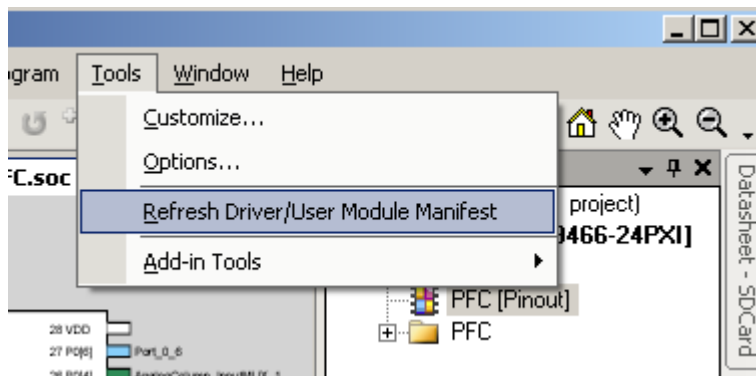


Figura 43: Detall de com actualitzar el llistat de mòduls del PSoC

El mòdul de la SD Card està format per un mòdul de comunicacions SPI Mestre (SPIM) i les llibreries necessàries per comunicar-se via l'SPI a la SD i escriure en un sistema de fitxers tipus FAT.

Finalment es mostren les sentències necessàries per inicialitzar la SD Card:

```

// Carreguem les llibreries de la SD
SDCard_Start();
// Seleccionem la SD Card
SDCard_Select(SDCard_ENABLE); // Select card
cardInfo = 0;

// Esperem a la SD per comunicar-nos amb ella
while ( ! cardInfo )
{
    // Inicialitzem la SD
    cardInfo = SDCard_InitCard();
}

```

Taula 11: Codi necessari per a inicialitzar la SD.

### 4.3.7 SISTEMA DE VISUALITZACIÓ:

La pantalla LCD gràfica adquirida esta dotada amb un sistema de comunicació SPI. D'aquesta manera s'ha d'afegir un mòdul de SPI Mestre (SPIM). El primer que s'ha de fer es connectar-la al PSoC.

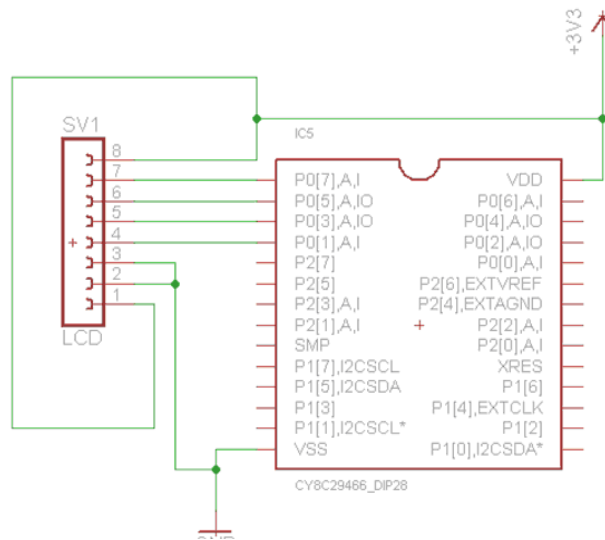


Figura 44: Esquema de connexió del LCD

Seguidament configurarem en PSoC Designer els pins que ja hem connectat, la configuració es mostra en la figura 44.

⊕	P0[1]	LCDDRES, StdCPU, Pull Down, DisableInt
⊕	P0[3]	LCDDDC, StdCPU, Pull Down, DisableInt
⊕	P0[5]	LCDSDIN, GlobalOutEven_5, Strong, DisableInt
⊕	P0[7]	LCDDCLK, GlobalOutEven_7, Strong, DisableInt

Figura 45: Configuració dels pins de la LCD

Finalment es configura el rellotge i el port MISO es posa a "Low".

Properties - SPIM	
Name	SPIM
User Module	SPIM
Version	2.6
Clock	VC1
MISO	Low
MOSI	Row_1_Output_1
SClk	Row_1_Output_3
Interrupt Mode	TXRegEmpty
ClockSync	
InterruptAPI	Enable
IntDispatchMode	ActiveStatus
InvertMISO	Normal

Figura 46: Configuració de l'SPIM de la LCD

Un cop ja es té tota la configuració, s'han de programar les funcions encarregades de la comunicació amb el microcontrolador i les funcions necessàries per a escriure en pantalla. Gran part d'aquestes funcions han estat adaptades al PSoC d'unes llibreries ja existents. Tot el codi es pot trobar a l'annex.

Per acabar inicialitzarem també el LCD:

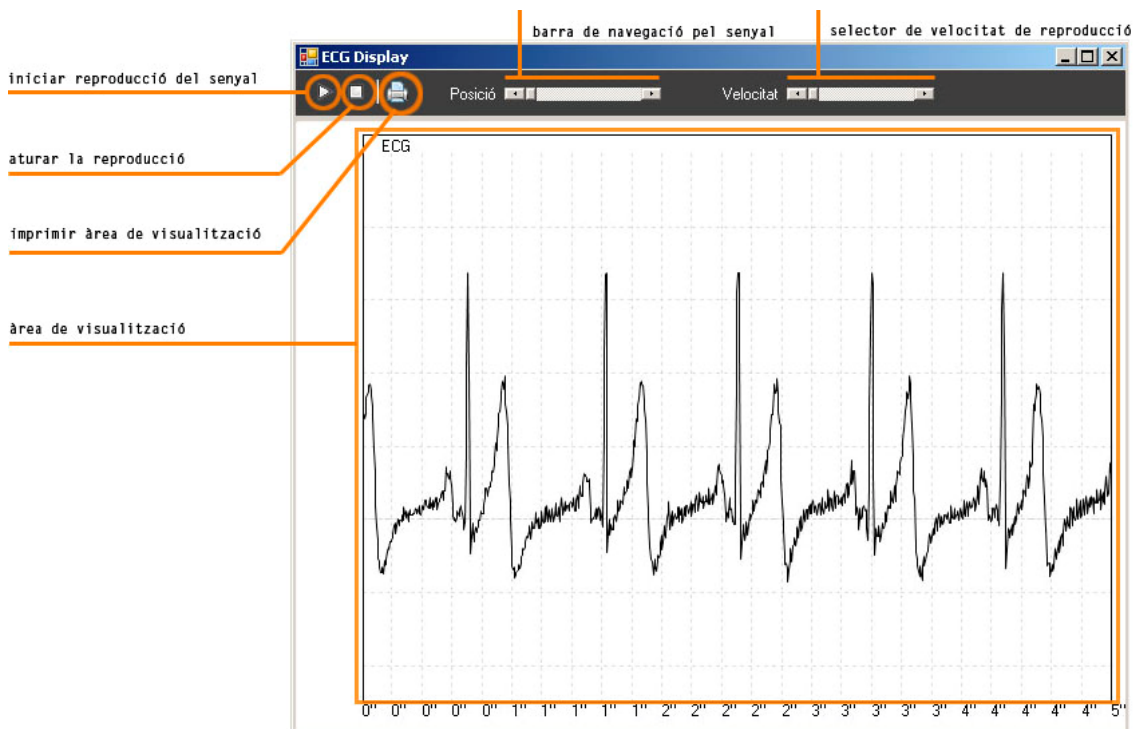
```
// Inicialitzem el LCD
LcdInit();
// Carreguem la imatge d'inici
LcdImage(0,0,84,6,front);
```

Taula 12: Codi necessari per inicialitzar el LCD.

#### 4.4. CARACTERITZACIÓ DEL SOFTWARE DE VISUALITZACIÓ PER PC:

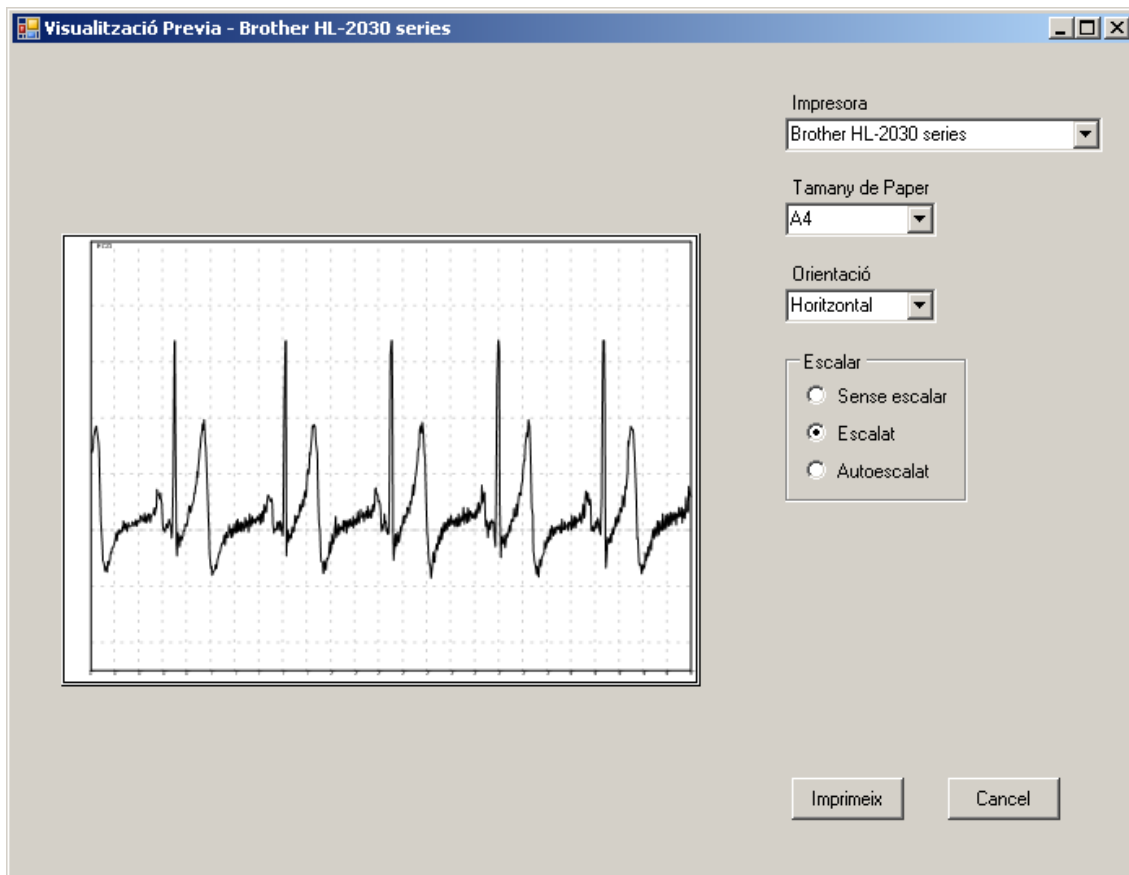
Tal com s'ha comentat en apartats anteriors s'ha desenvolupat un petit software de visualització per a PC per tal de poder presentar els registres electrocardiogràfics correctament, ja que la primera opció era recollir les dades amb una fulla de càlcul i generar la gràfica manualment. Opció que finalment va ser descartada.

Aquest software ha estat desenvolupat en C# fent ús d'una llibreria dissenyada per a realitzar gràfiques. Degut a falles del programa en certes situacions, s'ha hagut d'afegir codi i modificar alguna part d'aquesta llibreria per adequar-la a l'ús d'una entrada de dades de longitud variable.



Imatge 13: Software de visualització per PC

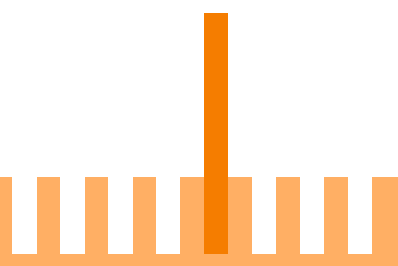
Aquest software disposa també de l'interessant opció de generar una impressió del que s'està mostrant en el precís instant en pantalla.



Imatge 14: Detall del menú d'impressió en el software per PC

# CAPÍTOL V

## Disseny de la placa



## 5.1. INTRODUCCIÓ:

Pel desenvolupament de tot l'aparell s'ha necessitat;

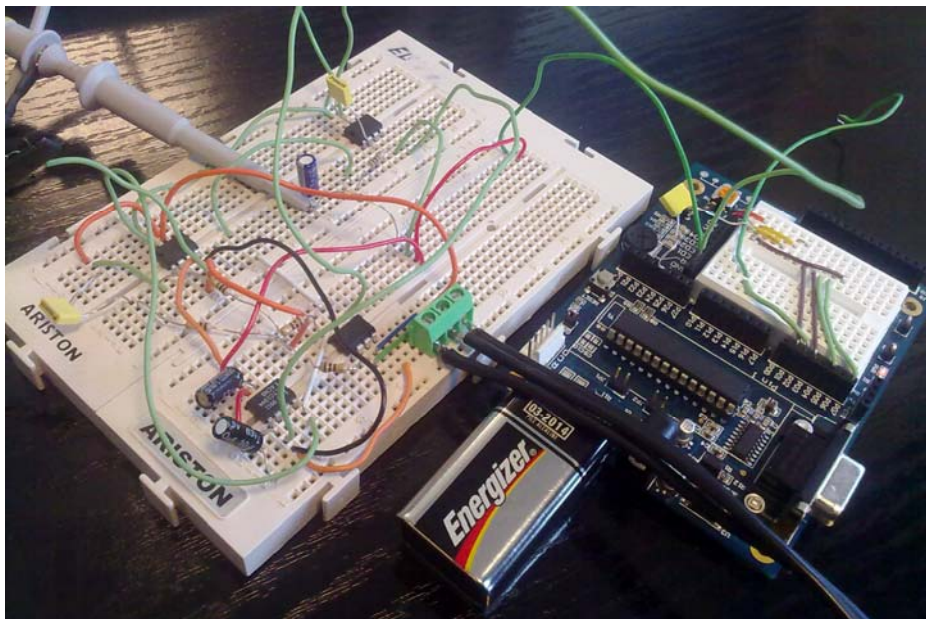
- una placa de prototipatge per muntar tots els components del subsistema analògic.
- un kit d'avaluació de PSoC pel subsistema del System-on-chip.

Com que l'objectiu del projecte ha estat sempre construir un únic aparell independent i sense cap component que no sigui imprescindible, finalment s'opta per dissenyar una altra placa que ho englobi tot per desenvolupar un embeded system.

## 5.2. DISSENY EN LA PLACA:

La primera versió del prototip i sobre la que s'ha treballat fins a tenir tot el sistema funcionant, com s'ha dit, està formada per:

- una placa de prototipatge composta per una sèrie de components discrets.
- un kit d'avaluació de PSoC.



Imatge 15: Versió inicial del prototip

Un cop es té tot funcionant es fa l'esquema d'interconnexió de cada un dels elements. Aquests elements seran tots els que componen la part analògica present en la placa de prototipatge i els components utilitzats en el kit d'avaluació del PSoC, prescindint d'aquells que no ens fan falta.



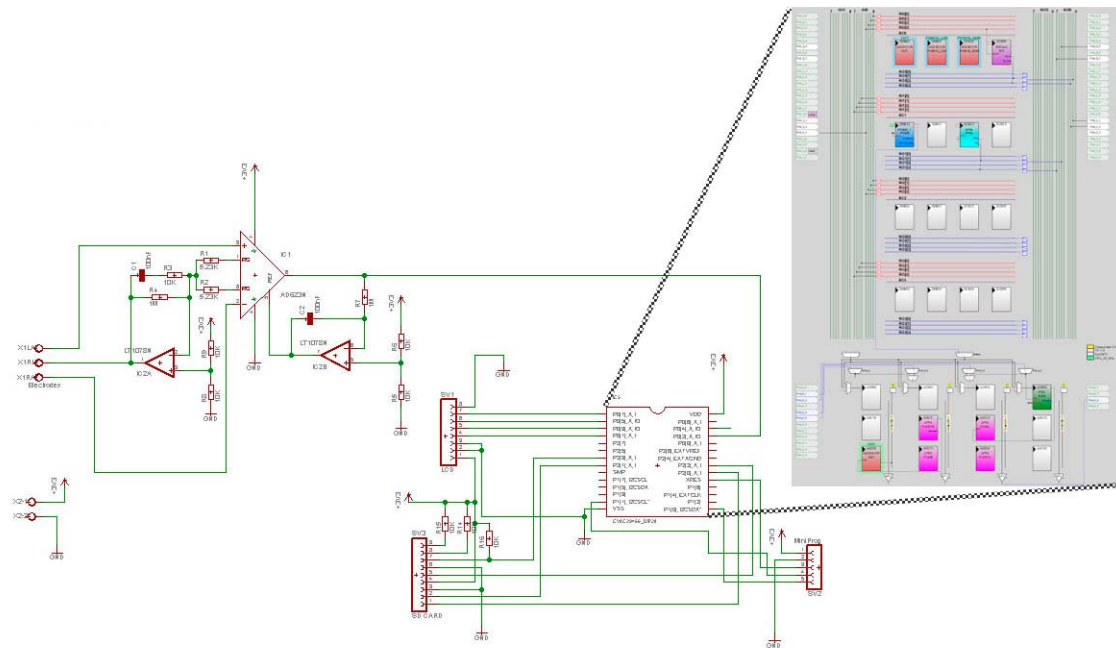
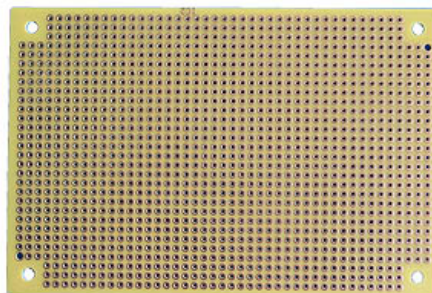


Figura 47: Esquema electrònic

Un cop es té l'esquema que integra els dos subsistemes anomenats, es procedeix al muntatge d'aquest en una placa perforada.



Imatge 16: Placa perforada

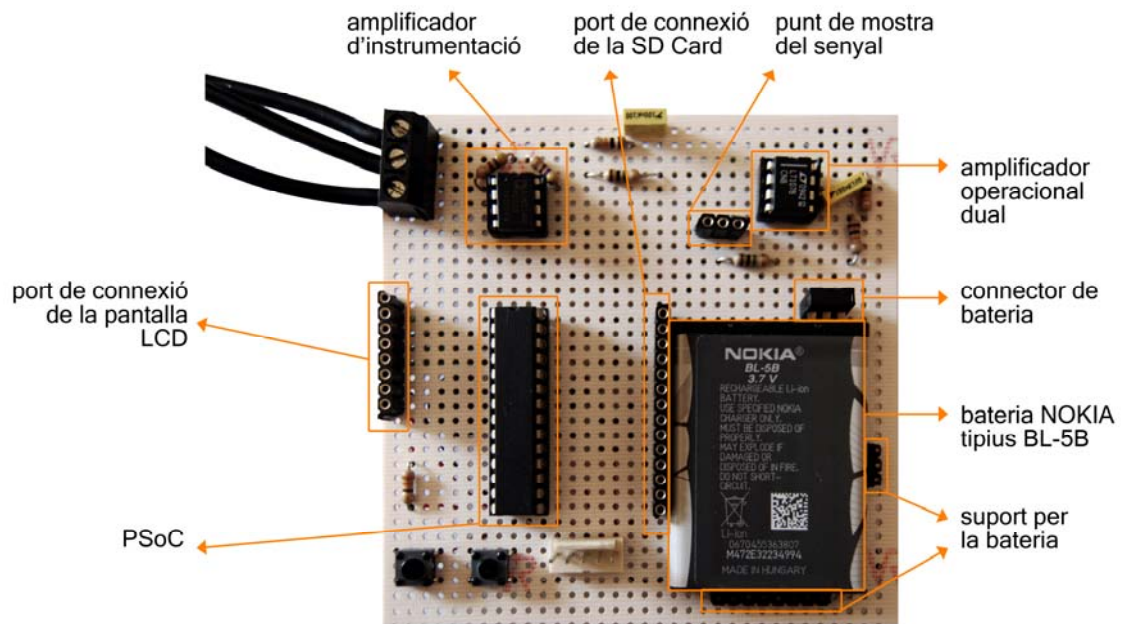
Una placa perforada és un tipus de placa que, com bé diu el seu nom, està completament plena de forats i aquests estan envoltats per coure o estany per tal de poder passar i soldar fàcilment els components que siguin necessaris. Aquests components seran interconnectats entre ells mitjançant cable unifilar, ajuntant també mitjançant soldadures els punts de connexió necessaris.

### 5.3. MUNTATGE:

Un cop es té llest el disseny electrònic, es procedeix a integrar tots els components en la placa perforada. Això comporta cercar la millor disposició dels components en la placa, buscant que aquesta sigui de les menors dimensions possibles i, alhora, que les seves connexions siguin el més fàcil possible de realitzar.

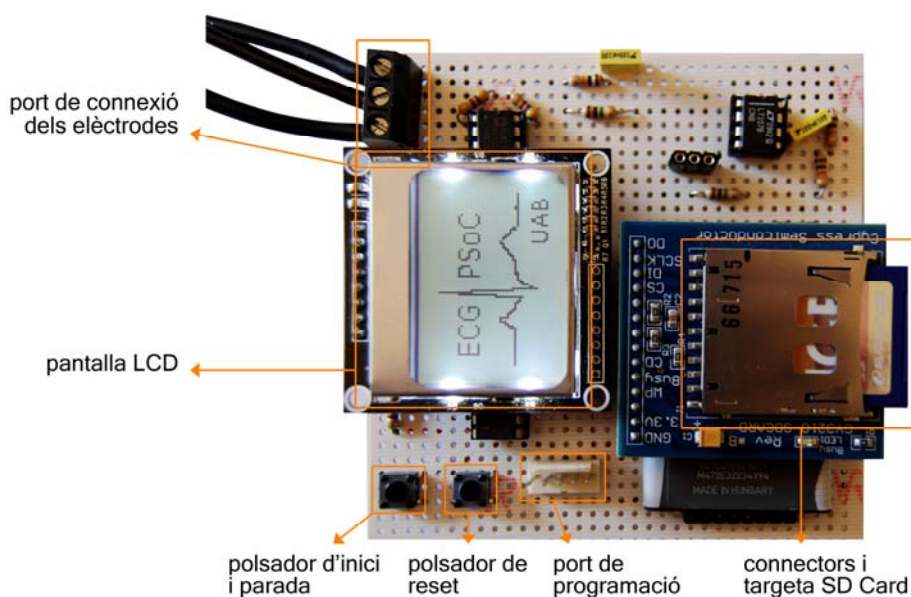
Cada connexió entre elements esdevé un cable soldat entre punt i punt i lògicament ens interessa que les connexions siguin el més clares possibles, ja que així facilitem la verificació del circuit amb el multímetre.

En la imatge 17 es mostra la placa destacant la distribució dels components des d'un punt de vista tècnic i sense els mòduls LCD i SD, per tal de que aquests es puguin observar bé en detall.



Imatge 17: Vista superior, primer nivell

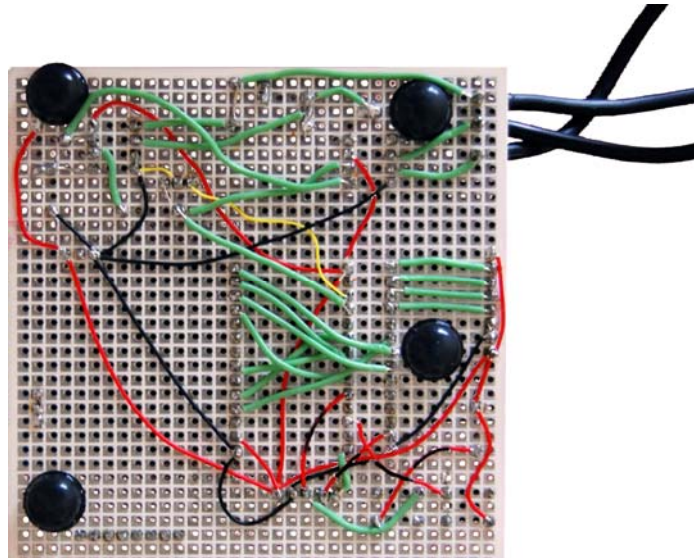
En la imatge 18 es mostra la placa amb tots els components muntats, destacant la funcionalitat de les seves parts.



Imatge 18: Vista superior, segon nivell

En la vista inferior, tal com es mostra en la imatge 19, les connexions entre elements tracen intentant que aquestes es creuin el mínim possible. A més, s'estableix una relació entre colors i tipus de connexió, tal que:

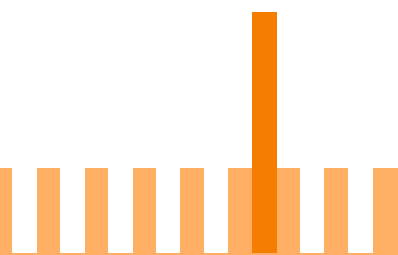
- Fil vermell: Alimentació.
- Fil negre: Massa.
- Fil groc: Punts de mostra del senyal analògic, abans i després del filtrat.
- Fil verd: Connexionat general



Imatge 19: Vista inferior

# CAPÍTOL VI

## Proves i resultats

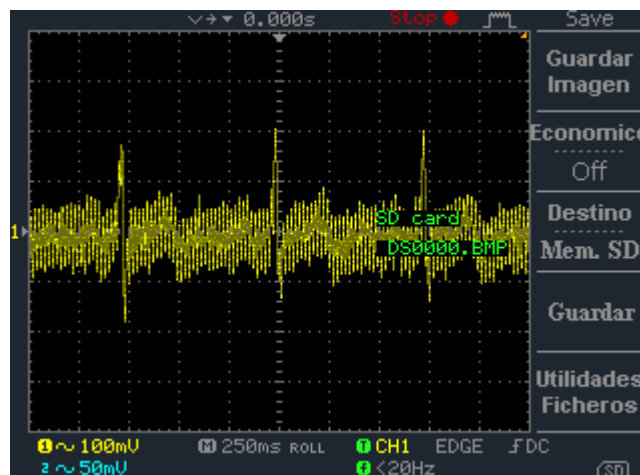


## 6.1. INTRODUCCIÓ:

En qualsevol projecte de hardware és molt important testejar cada un dels elements que el componen, ja que al estar confeccionant un nou dispositiu i sense gaudir d'experiència anterior en aquest tipus de sistemes, es considera de vital importància obtenir una validació per passos de cada part.

## 6.2. PROVES DEL SISTEMA ANALÒGIC:

La primera de les proves consisteix en assegurar que el senyal cardíac es genera correctament i que aquest està llest per conduir-lo cap al PSoC.



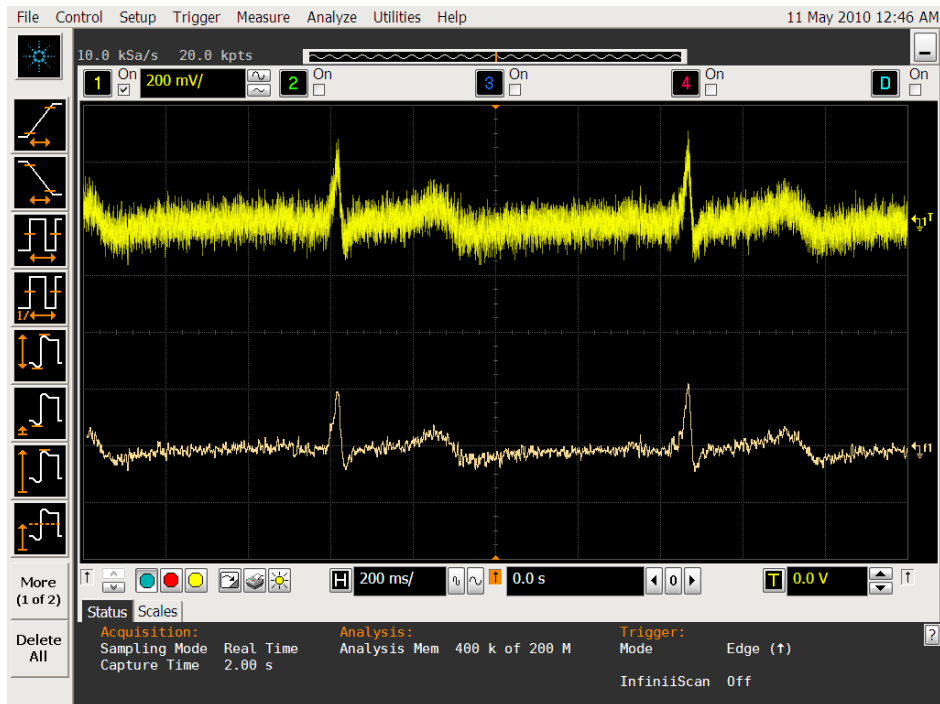
Imatge 20: Primera captura del senyal cardíac

S'aconsegueix, per primera vegada, el senyal analògic, que com es pot observar en la imatge 20, està molt corromput per interferències de 50Hz provinents de la xarxa elèctrica, donada la susceptibilitat electromagnètica del mateix, concretament la radiada. L'oscil·loscopi utilitzat en aquesta primera prova no mostra molt bona resposta en períodes llargs.

## 6.3. PROVES DEL SYSTEM ON CHIP:

### 6.3.1. PROVES SOBRE EL FITRE PASSA BAIXOS:

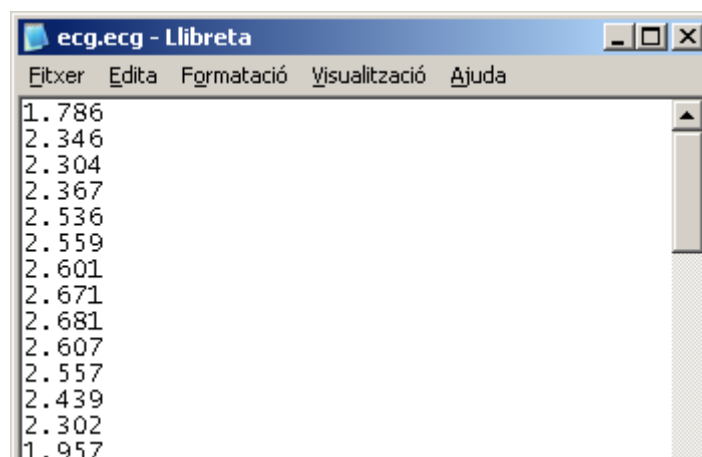
Abans de portar el senyal cap al convertidor analògic-digital, cal assegurar que el filtre passa baixos està funcionant correctament i que tota la seva configuració està ben feta. Així que primerament es programa el PSoC únicament amb l'entrada analògica del senyal cardíac, el filtre i una sortida analògica que analitzem amb l'oscil·loscopi.



Imatge 21: Senyal cardíac abans i després del filtratge

### 6.3.2. PROVES SOBRE L'ADC I LA TARGETA DE MEMÒRIA SD CARD:

En aquesta verificació es vol assegurar que l'ADC està funcionant correctament. Això es pot demostrar quan l'ADC treu valors en el sample rate i alhora aquests es comprenen dins del rang de valors necessari. Com que per confirmar que l'ADC treballa correctament es requereix d'un perifèric de sortida, tal com una pantalla o una memòria externa, en aquest cas s'opta per provar-ho juntament amb la targeta de memòria.



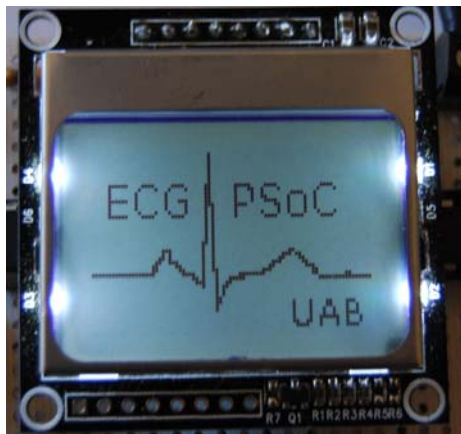
Imatge 22: Mostres enregistrades

### 6.3.3. PROVES SOBRE LA PANTALLA LCD:

Donat que el LCD que s'utilitza per aquest projecte no és l'original del kit del PSoC, cal comprovar el seu correcte funcionament i crear els drivers oportuns per al control del



mateix. Com a prova, es carrega la imatge que després servirà com a pantalla inicial de l'aparell.



Imatge 23: LCD en funcionament, pantalla d'inici

#### 6.4. PROVES DEL SOFTWARE DE PC:

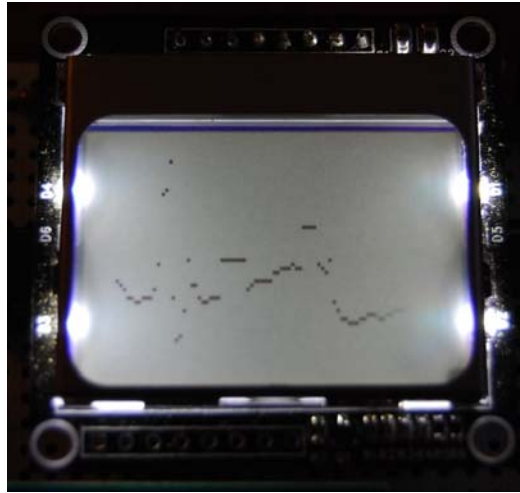
Com que el software es comença abans de tenir els registres del propi aparell, s'agafen registres del *MIT-BIH Arrhythmia Database*. Aquests es converteixen al format acceptat pel nostre sistema mitjançant el *WFDB Software Package*. El WFDB és un paquet de software del PhysioNet, allotjat al MIT, dedicat la visualització, anàlisi, creació i conversió de registres de senyals fisiològics.



Imatge 24: Primeres proves del Software de visualització per PC

## 6.5. PROVES DEL SISTEMA COMPLET:

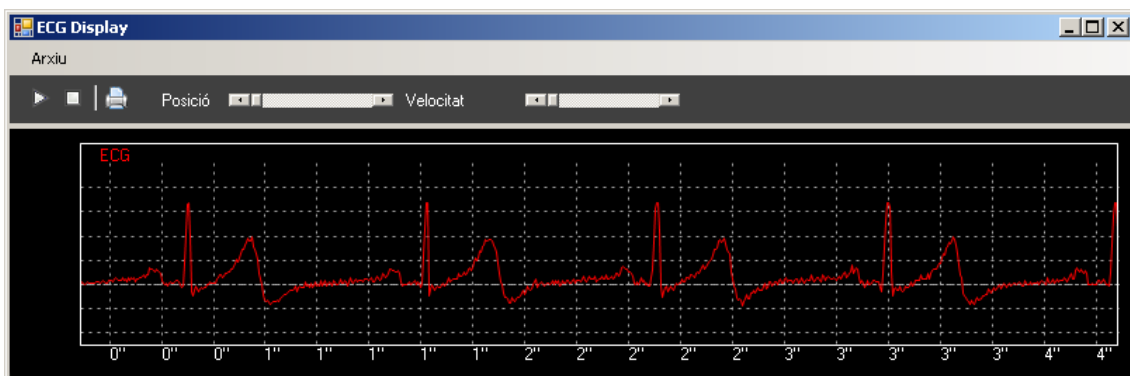
Finalment i un cop testejadades totes les parts, es procedeix a examinar el sistema per complet.



Imatge 25: Senyal cardíac en el LCD

En la pantalla LCD es poden distingir tant el complex QRS com la ona T, tot i que no s'aconsegueixen veure perfectament degut a la poca resolució de la pantalla i la impossibilitat de traçar una línia entre punt i punt. La potència de processament de PSOC no permet vectoritzar les mostres, donat que el seu processador de 8 bits, ha de:

- Adquirir el senyal del convertor AD d'11 bits, amb el seu control.
- Ha de processar les dades.
- Ha d'enregistrar-les a la SD Card.
- Ha de monitoritzar-les en temps real al LCD gràfic.



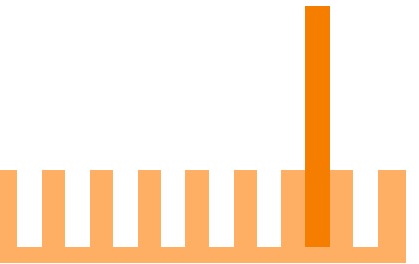
Imatge 26: Software de visualització mostrant el senyal enregistrat en la SD Card

En el software per PC es pot veure el registre perfectament, ja que podem reconèixer cada un dels components de l'electrocardiograma.



# CAPÍTOL VII

## Conclusions i futures millores



## 7.1. CONCLUSIONS:

El principal objectiu d'aquest projecte és aconseguir una adequada adquisició del biopotencial del cor, monitoritzar-lo en temps real i enregistrar-lo per una posterior lectura, interpretació i post processament. Aquest objectiu ha estat assolit arribant a construir un prototip que és capaç d'enregistrar el senyal cardíac per més de 24 hores seguides, amb un mostreig de 180sps i 11 bits de resolució.

A més s'ha obtingut un prototip de baix cost i molt baix consum, dues característiques inicialment contemplades per la consecució d'un model el més òptim possible.

D'altre banda, el prototip es mostra una mica inestable als moviments del subjecte del qual s'està realitzant l'electrocardiograma. Això es pot justificar, en gran part, pel connexionat dels elèctrodes amb cocodrils i la baixa qualitat dels elèctrodes utilitzats. Utilitzar elèctrodes, cablejat i connexionat de millor qualitat hagués encarit molt el cost del prototip i a l'haver aconseguit l'enregistrament no es va trobar necessari adquirir noves parts de millor qualitat ja tenint tot el material necessari.

Des del punt de vista personal, em sento molt satisfet al haver desenvolupat de principi a fi un projecte amb contingut interdisciplinari, en el que participen la fisiologia cardíaca, bioelectricitat, electrònica analògica, i electrònica digital microprogramable.

## 7.2. POSSIBLES MILLORES:

Des del principi existia la intenció de realitzar el prototip en un circuit imprès amb components SMD, el que hagués suposat la reducció de les dimensions del prototip aproximadament en un 80%. La manca de temps donat en bona part per tot l'estudi i la implementació de l'aïllament que ha comportat la reducció de la susceptibilitat a les EMIS radiades (més de 45h invertides en aquest afer), el desconeixement de les eines de layout i fabricació GERBER i la facilitat que representa treballar amb la placa perforada va decantar la balança cap a aquesta última.

Respecte l'aparell es podrien afegir múltiples millores, tals com:

- incrementar la freqüència de sampleig.
- augmentar la resolució del senyal.
- intentar disminuir el consum, treballant amb un Clk menor per al PSOC, sense comprometre el processament i l'adquisició.
- afegir un mòdul de comunicacions wireless per a tal de comunicar-lo directament amb un PC en cas de no voler guardar un registre.

- fer un postprocessament del senyal obtingut per poder detectar automàticament les patologies. Per això caldria la utilització del nou PSoC3, una evolució del PSoC amb 10 vegades més potencia de computació que l'utilitzat.
- afegir noves derivacions.
- etc.

Algunes d'aquestes millores requeririen del temps de treball d'un projecte final de carrera complet i d'unes altres exigirien l'ús d'un System on Chip més potent que l'actualment utilitzat, com el PSoC3 o l'innovador PSoC5. No obstant, es creu que en aquest projecte s'ha aconseguit una base molt sòlida tenint en compte els medis i temps disponibles. He après:

- fisiologia cardíaca
- a adquirir biopotencials
- a configurar i dissenyar circuits amb amplificadors operacionals
- a disminuir sorolls electromagnètics
- a dissenyar filtres Butterworth, Bessel
- a digitalitzar senyals amb convertidor AD
- teoremes de Nyquist-Shannon
- la tecnologia del System on Chip PSoC en profunditat
- a comunicar dispositius via protocols tipus SPI, I<sup>2</sup>C
- desenvolupar circuits electrònics
- C#

# CAPÍTOL VIII

## Bibliografia i referències

## **BIBLIOGRAFIA:**

*Cypress Semiconductor, PSoC Mixed-Signal Array Technical Reference Manual (TRM)*

Revisió "\*\*\*", Cypress Semiconductor, 2007

*Cypress Semiconductor, Datasheet del CY8C29466*

Revision \*G. Cypress Semiconductor, 2004.

*Cypress Microsystems, PSoC Designer: C Language Compiler User Guide*

Revisió 1.17 (Cypress Revision \*B), Cypress Microsystems, 2003.

*Analog Devices, Datasheet de l'AD623*

Revision D. Analog Devices, 2008.

*Linear Technology, Datasheet del LT1078*

Revision E, Linear Technology, 2008.

*Philips Semiconductors, Datasheet del PCD8544*

Revisió "1999 Apr 12", Philips Semiconductors, 1999.

*Raül Aragonès, Apunts de l'assignatura: Disseny de Sistemes Digitals*

Curs 2009/2010, Universitat Autònoma de Barcelona, 2009

*Kevin Bolding, Apunts de l'assignatura: Microcontroller System Design.*

Curs 2009/2010, Seattle Pacific University, 2009

*Bruce Carter, A Single-Supply Op-Amp Circuit Collection*

Texas Instruments, 2000

*MIB Components, Datasheet del N5110LCD 84x48 Dot Matrix Graphic LCD*

Eddie Kwan, 2008

*SD Association, Secure Digital Input/Output (SDIO) Card Specification*

Ver. 1.0, SD Association, 2001

## **FONTS ELECTRÒNIQUES:**

*Jama, Setembre 2006, Electrocardiogrames (cardiopatia) [online]. Disponible a:*  
<http://jama.ama-assn.org/cgi/data/296/10/1314/DC1/1>

*Fundación española del corazón, cardiología. Disponible a:*

<http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/como-funciona-el-corazon/mas-detalles.html>

*Texas Heart Institute, Agost 2009, Centre d'Informació cardiovascular. [online].*

*Disponible a:* [http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy\\_Esp/anat1\\_sp.cfm](http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy_Esp/anat1_sp.cfm)

*Corredera Guerra Roberto Francisco, Octubre 2005, Alguns aspectes teòrics sobre l'electrocardiografia, Monografies [online]. Disponible a:*

<http://www.ilustrados.com/publicaciones/EEkAyVuEuAIIcJyfKp.php>

*Universitat de Barcelona, Introducció a l'electrocardiograma, Departament de fisiologia [online]. Disponible a:*

[http://www.ub.edu/LabFisio/index.php?option=com\\_content&view=article&id=29&Itemid=148](http://www.ub.edu/LabFisio/index.php?option=com_content&view=article&id=29&Itemid=148)

*Doctor Garrido, Curs d'electrocardiograma (derivacions). [online]. Disponible a:*

<http://www.galeon.com/medicinadeportiva/CURSOECG4.htm>

*Dr. Dean Jenkins i Dr. Stephen Gerred, Març 2010, Una història succinta de l'ECG [online]. Disponible a:*

[http://en.ecgpedia.org/wiki/A\\_Concise\\_History\\_of\\_the\\_ECG](http://en.ecgpedia.org/wiki/A_Concise_History_of_the_ECG)

*Alfredo de Micheli-Serra, Febrer 2001, Als 100 anys de l'electrocardiògraf d'Einthoven, Historia i filosofia de la medicina [online]. Disponible a:*

<http://www.medigraphic.com/pdfs/gaceta/gm-2001/gm015i.pdf>

*Meneses Alexis, 2005, Electrocardiografia, Dalcame [online]. Disponible a:*

<http://www.dalcame.com/ecg.htm>

*Zimmerman Stephan, 2009, A simple C# library for graph plotting, The code project [online]. Disponible a:*

<http://www.codeproject.com/KB/miscctrl/GraphPlotting.aspx>

*Open ECG project. Disponible a:*

<http://www.open-ecg-project.org/>

*Phisyonet Disponible a:*

<http://www.physionet.org/>

Memòria del projecte realitzat per:

Eloy Félix Manzanares

Sabadell, a 29 de Juny del 2010