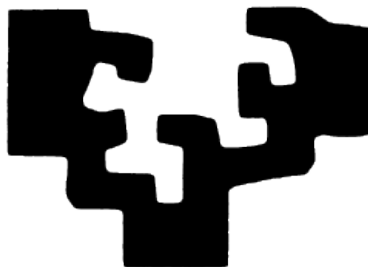


eman ta zabal zazu



universidad
del país vasco

euskal herriko
unibertsitatea

Informatika Fakultatea / Facultad de Informática

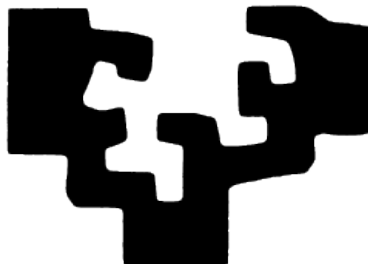
**ELEKTROKARDIOGRAFO
BATEN DISEINU ETA
ERAIKUNTZA**

Ikaslea: Hurko Mendiguren Quevedo

Zuzendaria: Txelo Ruiz Vázquez

Karrera Amaierako Proiektua, 2013-ekaina

eman ta zabal zazu



universidad
del país vasco

euskal herriko
unibertsitatea

Informatika Fakultatea / Facultad de Informática

**ELEKTROKARDIOGRAFO
BATEN DISEINU ETA
ERAIKUNTZA**

Ikaslea: Hurko Mendiguren Quevedo

Zuzendaria: Txelo Ruiz Vázquez

Karrera Amaierako Proiektua, 2013-ekaina

Laburpena

Sistemen Informatikan Ingeniaritza Teknikoa (S.I.I.T.) karrerako amaierako proiektu honetan “ELEKTROKADIOGRAFO BATEN DISEINU ETA ERAIKUNTZA” aztertzen da.

Sarrera gisa proiektuaren nondik-norakoak eta honen helburuak azalduko dira.

Bigarren atalean elektrokardiograma (EKG), bere historia eta berarekin zuzenki lotuta dagoen elektrokardiografoa aztertzen dira. Bihotzaren aktibitate elektrikoak, EKG-rekin duen erlazioa azaltzen da eta azken honen atal desberdinak nola interpretatzen diren bihotzeko hainbat gaixotasunen diagnosia egiteko.

Hirugarren atalean elektrokardiografoaren diseinu eta inplementazioa garatuko da lau azpiataletan banatuta. Lehenbizikoa, seinale bioelektrikoa eskuratzeko beharrezkoa den zirkuitu analogikoari dagokio. Bigarrena, seinalea mikrokontrolagailu baten bidez digitalizatu eta konputagailura USB bidez transmititzeko beharrezko zirkuitu digitala eta bere firmwareari. Hirugarrena, mikrokontrolagailutik datuak lortzeko Windows eta Linuxerako softwareari eta azkenik web aplikazio bati, gordetako datuak tratatu eta internet bidez aztertu ahal izateko.

Ondorioetan lortutako emaitzak aztertuko dira eta elektrokardiografoaren diseinu eta inplementazioa hobetzeko proposamenak egingo dira.

Bibliografian proiektua egiteko erabili diren web orrialde eta softwareara estekak zerrendatzen dira.

Proiektuan lagundu didaten pertsona guztiei eskerrik beroenak, beraien laguntzarik gabe ezinezkoa izango baitzen hau aurrera eramatea.

Azkenik eranskinetan CD bat atxikitzen da non garatu diren aplikazio guztiak, beraien iturburu kodea eta lortutako emaitzen datu fitxategiak dauden.

Aurkibidea

1. Sarrera.....	8
2. Elektrokardiograma.....	9
2.1. Historia.....	9
2.2. Bihotzaren aktibitate elektrikoa.....	10
2.2.1 Bihotzaren despolarizazio eta birpolarizazioa.....	11
2.2.2 Bihotzaren eroapen sistema eta aktibazio sekuentzia.....	12
2.3 EKG-ren deribazioak.....	14
2.3.1 Elektrodoen kokapena.....	14
2.3.2 Deribazio periferikoak eta bihotz aurreko deribazioak.....	15
2.4. EKG normala.....	16
2.4.1 Ardatz elektrikoa.....	17
2.4.2 P uhina.....	17
2.4.3 QRS gunea.....	17
2.4.4 T uhina.....	18
2.5. EKG-aren neurriak.....	18
2.5.1 QT tarte.....	18
2.5.2 Bihotz-maiztasuna.....	19
2.6. Erabilerak.....	19
3. Elektrokardiografoaren inplementazioa.....	20
3.1. Seinale bioelektrikoaren eskuratzea.....	20
3.1.1 Sarrera.....	20
3.1.1.1 Anplifikadore operazionalak.....	20
3.1.1.2 Anplifikadore operazionalen funtzioak.....	22
3.1.1.3 Instrumentazioko anplifikadorea.....	23
3.1.1.4 Anplifikadorearen hautaketa.....	24
3.1.2 Seinalea anplifikatzeko zirkuitua.....	25
3.1.3 Seinalea doitzeko zirkuitua.....	27
3.1.4 Inplementazioa.....	29
3.2. Seinalearen digitalizazioa – PIC18F4550 mikrokontrolagailua.....	36
3.2.1 Sarrera.....	36
3.2.1.1 Ezaugarri nagusiak.....	36
3.2.1.2 A/D bihurgailuaren ezaugarriak.....	37
3.2.1.3 Beste ezaugarri interesgarri batzuk.....	40
3.2.2 Inplementazioa.....	42
3.2.3 PIC-aren programazioa.....	48
3.2.4 Frogak.....	50
3.3. PIC-etik datuak eskuratzeko aplikazioa.....	54
3.4. Datuak tratatu eta web bidez aztertze aplikazioa.....	58
4. Ondorioak.....	63
5. Bibliografia.....	64
6. Eskerrak.....	66
7. Eranskinak.....	66
7.1 CD-ROMa.....	66
7.1.1 Memoria.....	66
7.1.2 Softwarea.....	66

Irudien aurkibidea

1. irudia: Einthoven-en galvanometroa.....	8
2. irudia: Bihotzeko eroate elektrikoaren sistema : 1. SA Nodulua; 2. AV Nodulua.....	10
3. irudia: Akzio potentzialaren faseak.....	12
4. irudia: EKG-ren animazioa.....	13
5. irudia: Elektrodo periferikoen kokapena	15
6. irudia: Bihotz aurreko elektrodoen kokapena.....	15
7. irudia: EKG-ren deribazioak.....	16
8. irudia: EKG seinalea.....	16
9. irudia: EKG adibidea.....	19
10. irudia: A.O. eskema.....	21
11. irudia: Konparadorea.....	22
12. irudia: Jarraitzailea.....	22
13. irudia: Batugailu inbertsorea.....	22
14. irudia: Deribatzaile ideala.....	22
15. irudia: Instrumentazioko anplifikadore baten eskema.....	23
16. irudia: INA114 eskema.....	24
17. irudia: OPA2604 eskema.....	25
18. irudia: Seinalea anplifikatzeko zirkuituaren diseinua.....	26
19. irudia: Seinalea anplifikatzeko zirkuituaren eskema.....	26
20. irudia: OP07 eskema.....	27
21. irudia: Seinalea doitzeko zirkuituaren eskema.....	28
22. irudia: EKG eskuratzeko zirkuituaren inplementazioa.....	29
23. irudia: Anplifikazio etaparen simulazioa.....	29
24. irudia: Kableak 1.....	30
25. irudia: Zarata.....	30
26. irudia: EKG seinalea 1.....	31
27. irudia: EKG seinalea 2.....	31
28. irudia: Seinalearen doiketa.....	32
29. irudia: EKG seinalea 3 (doituta).....	32
30. irudia: Kableak 2.....	33
31. irudia: EKG seinalea 4.....	33
32. irudia: EKG seinalea 5.....	34
33. irudia: Frogak laborategian.....	35
34. irudia: EKG osziloskopioan.....	35
35. irudia: PIC18F4550 eskema.....	36
36. irudia: PIC18F4550 abiatzeko zirkuituaren eskema.....	43
37. irudia: PIC18F4550 abiatzeko zirkuituaren inplamentazioa.....	44
38. irudia: PIC-a Boot moduan Windows-eko gailu administratzailean.....	45
39. irudia: "PICDEM FS USB Demo Tool" aplikazioaren interfazea.....	46
40. irudia: PIC-a CDC moduan Windows-eko gailu administratzailean.....	47
41. irudia: Froga 1.....	50
42. irudia: Froga 2.....	50
43. irudia: Froga 3.....	51
44. irudia: Froga 4.....	51
45. irudia: Froga 5.....	52
46. irudia: Froga 6.....	52
47. irudia: Froga 7.....	53
48. irudia: SerialPortTerminal aplikazioaren interfazea.....	54
49. irudia: SerialPortTerminal aplikazioa grafikoarekin.....	56

50. irudia: Javascript bitartez marraztutako grafikoa.....	58
51. irudia: AJAX aplikazioa.....	59
52. irudia: Iragazketa 1.....	60
53. irudia: Iragazketa 2.....	61
54. irudia: Iragazketa 3 (aurrekoa gertutik ikusita).....	61
55. irudia: Iragazketa 4.....	62

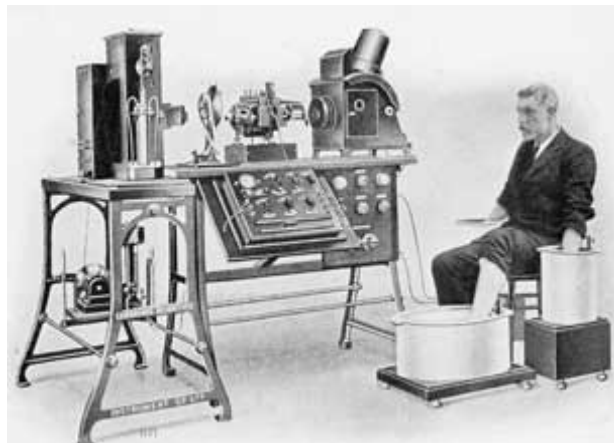
1.Sarrera

Mende bat baino gehiago igaro da lehen elektrokardiografoa asmatu zenetik eta geroztik asko aldatu bada ere, gaur egun ezinbesteko tresna izaten jarraitzen du bihotzeko hainbat gaixotasunen diagnosian.

Einthoven-ek lehen elektrokardiografoa asmatu zuenean, honek 250Kg pisatzen zituen. Geroztik teknologiak bilakaera ikaragarria izan du, batez ere azkeneko hamarkadetan eta Einthoven-en galvanometroak betetzen zuen funtzio berbera, gramo gutxi batzuk pixatzen dituen txip elektronikoko txikietan integraturik aurkitu dezakegu prezio oso lehiakorretan.

Proiektu honen helburua txip hauek baliatuz, elektrokardiografo baten prototipoa eraikitzea da bihotzak sortutako seinale bioelektrikoa eskuratzeko. Seinale hau USB konexioa duen edozein PC-ren bitartez lortu ahal izango da eta Web nabigatzailea duen edozein sistematik (PC, smartphone, tablet, etab...) ikusi eta aztertu ahal izango da.

Proiektu honetan garatutako software guztia librea da eta ez du inongo lizentziarik ezta jabetza intelektualik ere.



1. irudia: Einthoven-en galvanometroa

2. Elektrokardiograma

Elektrokardiograma (EKG / ECG, alemanierako *Elektrokardiogramm-etik*) elektrokardiografo baten bidez eskuratzen den bihotzeko aktibitate elektrikoaren errepresentazio grafikoa da. Bihotz-elektrofisiologian tresna nagusia da eta funtzio garrantzitsua betzen du gaixotasun kardiobaskular, aldaketa metaboliko eta bihotzearen bapateko heriotzaren aldeztasunaren diagnostikoa. Erabilgarria da baita ere bihotz-zikloaren iraupena jakiteko.

2.1. Historia

XIX mendean nabaria egin zen bihotzak elektrizitatea sortzen zuela. 1856-an Kolliker eta Mueller-ek bihotz taupadari dagokion aktibitate bioelektrikoa aurkitu zuten.

1872-an Alexander Muirheadek alanbreak konektatu zituen bihotzeko gaixo baten eskumuturretara bihotzeko taupaden erregistroa lortzeko asmoz. Aktibitate hau zuzenean erregistratu zen Lippmann-en elektrometro baten bitartez eta John Burdon Sanderson fisiologoak aztertu zuen.

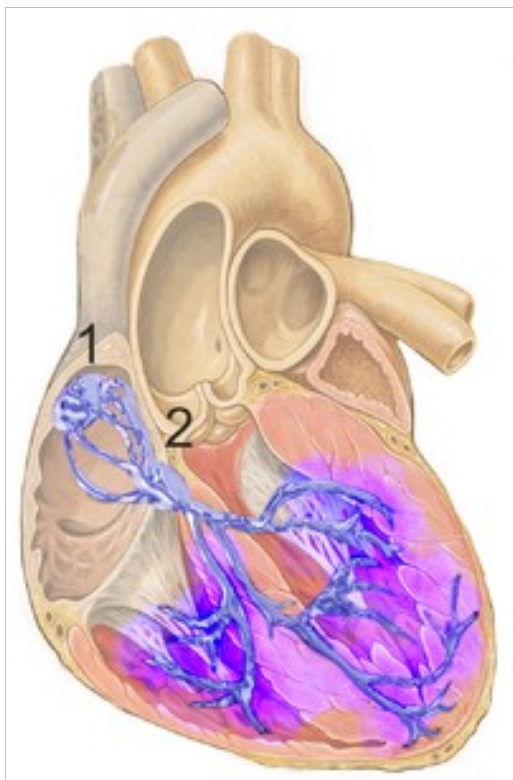
Londres-eko St. Mary ospitalean lan egiten zuen August Waller izan zen, galvanometro kapilarra erabiliz, bihotza ikuspuntu elektriko batetik aztertzen lehena. Baina benetako lorpena 1911. urtean Leidenen (Herbehereetan) iritsi zen, Willem Einthoven-ek soka-galvanometroa aurkitu zuenean. Bere lanari aplikazio kliniko gutxi aurkitu arren, hau Wallerrek erabiltzen zuen galvanometro kapilarra baino askoz zehatzagoa zen. Berak esleitu zizkien P, Q, R, S eta T hizkiak EKG seinalearen atal desberdinei eta bihotzeko hainbat gaixotasunen ezaugarri elektrokardiografikoak deskribatu zituen.

Urte berean Londreseko Cambridge Scientific Instruments konpainiak Einthoven-en makina fabrikatu zuen lehen aldiz eta 1922-an New York-eko beste konpainia batekin batera, Cambridge Instruments Company, Inc. sortu zuten. Handik gutxira elektrokardiografoak bere balioa frogatu zuen bihotzeko gaixotasunen diagnostikoa eta Einthoven-ek fisiologi eta medikuntzako Nobel Saria jaso zuen 1924. urtean bere aurkikuntzagatik.

Oraindik ere gailu elektroniko erabilienetarikoa da medikuntza modernoan, nahiz eta bilakaera handia jasan duen hasierako gailutik gaur egungo aparailu elektroniko konpakturarte. Azken hauek sarritan elektrokardiogramaren interpretazio konputerizatua barneratzen dute.

2.2. Bihotzaren aktibitate elektrikoa

Eroapen sistema bihotzaren despolarizazioarekin abiatzen da eta bulkada elektriko hau aurikuletatik bentrikuluetara garraiatzen du. Horretarako ondorengo osagaien parte-hartzea behar da: nodulu sinoaurikularra (SA), nodulu aurikulobentrikularra (AV), His-en sorta bere ezker eta eskuin adarrekin eta Purkinje-ren fibrak.



2. irudia: Bihotzeko eroate elektrikoaren sistema : 1. SA Nodulua; 2. AV Nodulua

Bihotzak lau gela konpartimentu dauzka: bi aurikula eta bi bentrikulu, ezker eta eskuinekoak.

Eskuin aurikulak gorputzaren zainetako odola jaso eta eskuin bentrikulura bidaltzen du biriketara eramateko, non oxigenatu eta ezker aurikulara pasatzen da. Hemendik ezker bentrikulura doa eta gorpuz guztira banatu ondoren, berriro eskuin aurikulara bueltatzen da bihotz-zikloa osatuz.

Bihotzaren uzkurtze ziklikoa era sinkrono eta ordenatuan gerta dadin, bihotz-giharren fibraz osaturiko estimulazio eta eroate sistema bat dago pulsu elektrikoaren garraioan espezializaturik.

Bihotzak gihar-sistema sinpatikoaren partetik inerbazioa eduki arren, taupadak sortzen ditu honen beharrik gabe, bere eroate sistema autokitzikagarria baita. Horregatik bihotzak taupaka jarraitzen du bihotz transplanteetan gorputzetik erauzten denean ere.

Giza gorputzean seinale elektriko ugari sortzen dira, gihar eta nerbioetan dagoen aktibitate elektrikoaren ondorioz. Bihotzak, adibidez, eredu karakteristiko bat sortzen du tentsioaren aldakuntzan. Gertaera bioelektriko hauen erregistro eta analisiak garrantzitsuak dira praktika kliniko eta ikerkuntzarako. Potentzialak zelula-mailan sortzen dira, hau da, zelula bakoitza tentsio-iturri oso txiki bat da.

Elektrokardiograma (EKG) froga fisiko bat da, oso erabilia bihotzaren egoera era ez inbasiboan aztertzeko. Froga hau ondorengoak ebaluatzeko erabiltzen da: bihotzaren eroapen sistema, giharra bera, zeharka bere egoera punpa bezala, erritmo patologikoen agerpena eroapen sistemako zuntzei eragindako kalteengatik eta bihotzekoak ez diren beste hainbat gaixotasun.

2.2.1 Bihotzaren despolarizazio eta birpolarizazioa

Bihotzean **hiru zelula mota** aurki daitezke bai morfologikoki eta baita funtzionalki ere:

- zelula “uzkurkorak”, miokardioaren uzkurtzeaz arduratzen dira eta aurikular eta bentrikularretan banatzen dira
- zelula “espezializatuak”, pultsu elektrikoa sortu eta garraiatzen dute, nodulu sinusala, atrio bentrikularra, His-en sorta eta Purkinje-ren zelulak (hedapen azkarrekoak)
- zelula endokrinoak, peptido nutriuretiko atriala ixurtzen dute, tentsio arteriala kontrolatu eta erregulatzeko balio du

Eroate abiadura akzio potentzialaren (AP) hasieraren menpekoa da. Hau azkarra da erantzun azkarreko zeluletan eta geldoa erantzun geldoa duten zeluletan.

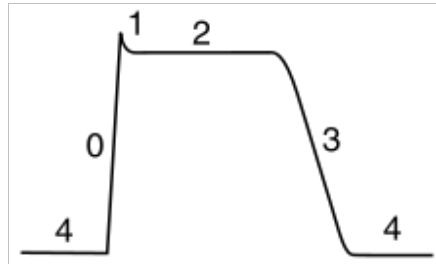
Bihotz-zelulek hiru propietate aurkezten dituzte:

- **Automatismoa:** inpulstu elektrikoa sortzeko gaitasuna dute, ondoren inpulstu hau hedatu egiten da. Automatismo gorena, nodulu sinoaurikularreko zeluletan kokatzen da, hau da bihotzeko taupada markagailu biologikoa. Honek huts egiten badu, AV noduluak betetzen du funtzio hori.
- **Kitzikagarritasuna:** inpulstu elektrikoari erantzuteko gaitasuna. Zelula espezializatuek inpulstuak sortzen dituzten bezala, uzkurkorak inpulstu hauengatik estimulatuak dira; kitzikagarritasun fase desberdinak aurki daitezke bihotz zelulen akzio potentzialak (AP) bereizturik.
- **Eroapena:** ondoko zelulei inpulstuak helerazteko gaitasuna; eroapen abiadura normalak honako hauek dira bihotz-egitura desberdinetan.

- aurikulak: 1 - 2 m/s
- AV nodulua: 0.02 - 0.05 m/s
- His-en sistema - Purkinje: 1.5 -3.5 m/s.
- bentrakuluak: 0.4 m/s

Aktibazio zelularren mekanismoa – Akzio Potentziala:

Bihotzeko zeluletan potentzial aldaketak gertatzen dira eta tentsio aldaketa hauek dira, elektrokardiografoaren bitartez detektatzen direnak.



3. irudia: Akzio potentzialaren faseak

Bost fase ditugu:

- 0 fasea: despolarizazio azkarra, Na^+ sarrera masiboak eraginda eta ondoren $\text{Na}^+/\text{Ca}^{2+}$
- 1 fasea: birpolarizazio iragankorra, K^+ ioien irteera azkarragatik.
- 2 fasea: meseta, K^+ irteera eta Ca^{2+} sarreraren arteko orekagatik.
- 3 fasea: birpolarizazioa, K^+ irteeragatik beste kanalak itxita daudelarik
- 4 fasea: oreka basala, berriro ere orekara iristen da elkartrukaketa ionikoagatik

Beraz:

- diastoleak edo dilatazioak dirauen bitartean, zelula kanpokaldean karga positiboak metatzen dira
- sistoleak edo uzkuertzeak dirauen bitartean, zelula kanpokaldean negatiboagoa da

2.2.2 Bihotzaren eroapen sistema eta aktibazio sekuentzia

Bihotzaren bulkada berez sortzen da nodulu sinusalean, hau eskuin aurikularen goiko aldean kokatzen da goiko kaba zainaren sarreran. Nodulu sinusala bihotzaren taupada-markagailua da eta nodulu sinoaurikular (S.A.) bezala ere ezagutzen da.

Ondoren bihotzkada elektrikoa desplazatu egiten da aurikuletan zehar, honen despolarizazioa eta uzkuertzea sortuz. Pertsona heldu eta osasuntsuetan nodulu sinusala minutuko 60 aldiz deskargatzen

da bihotz-taupaden erritmoa ezarriz. Uhin elektrikoa nodulu aurikulubentrikularrera (AV edo Aschoff-Tawara bezala ere ezagutzen dena) iristen da eta bertan 0,1 segunduko etena egiten du. Gero His-en sorta bezala ezagutzen den fibra sortan sakabanatzen da eta azkenik bentrikuluetara heltzen da, Purkinge-ren fibretan zehar bentrikuluen uzkuertzea sortuz.

Kasu gehienetan , bihotzaren eroate sistemari dagozkion zelulak bihotzeko eskuin arteriagatik irrigatuak dira eta horregatik arteria honetan sorturiko odolbildek berehalako kaltea eragiten dute bihotzaren aktibitate elektrikoan. Jarraian EKG normal baten animazioa:



4. irudia: EKG-ren animazioa

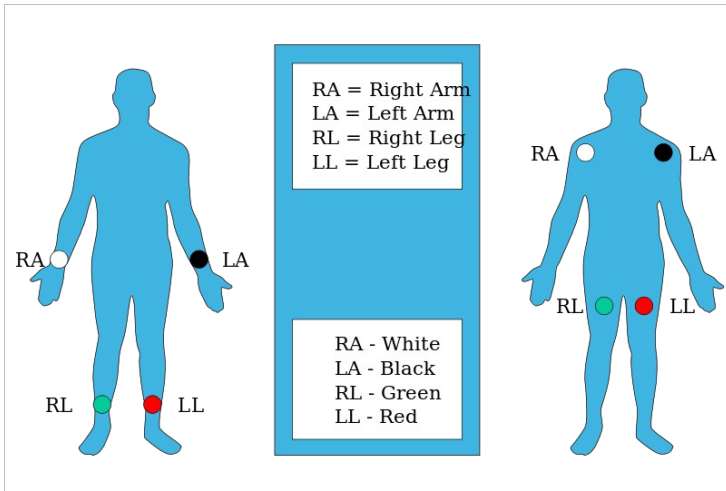
2.3 EKG-ren deribazioak

Elektrokardiografian “deribazio” hitza bi elektrodoen arteko potentzial diferentzia adierazteko erabiltzen da. Elektrodoak gaixoaren gorputz azalean finkatu eta aparailura kable bidez konektatu ohi dira. EKG baten deribazioek elektrodo desberdinen konbinazioak erabiltzen dituzte bihotzetik datozen seinale desberdinak neurtzeko: esan liteke deribazio bakoitza “argazki” bat bezalakoa dela baina angelu desberdinetik aterata.

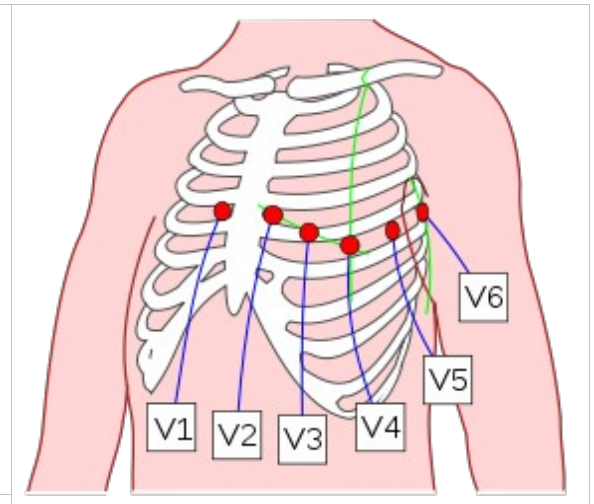
2.3.1 Elektrodoen kokapena

12 deribaziotako EKG estandar bat egiteko 10 elektrodo behar dira, hauetako bakoitza zenbakitu eta ondoko eran jartzen da:

Elektrodoaren izena (EEBB-n)	Elektrodoaren kokapena
RA	Eskuin besoan (<i>right arm</i>), hezur tontorrak saihestuz.
LA	Ezker besoan RA-ren parean (<i>left arm</i>).
RL	Eskuin zangoan (<i>right leg</i>), hezur tontorrak saihestuz.
LL	Ezker zangoan RL-ren parean (<i>left leg</i>).
V1	Laugarren saihestarteko espazioan (4. eta 5. saihestaren artean), esternoiareskuinaldean
V2	Laugarren saihestarteko espazioan (4. eta 5. saihestaren artean), esternoiareszkerraldean
V3	V2 eta V4 artean.
V4	Bostgarren saihestarteko espazioan (5. eta 6. saihestaren artean) eta klabikularen erdiko puntutik jaisten den alegiazko lerroan.
V5	V4-ren lerro horizontal berean eta bertikalki klabikularen zentroa eta klabikularen ertzaren (besotik gertuen dagoena) erdiko puntutik jaisten den alegiazko lerroan.
V6	V4 eta V5-en lerro horizontalean eta bertikalki besapetik jaisten den alegiazko lerroan.



5. irudia: Elektrodo periferikoen kokapena



6. irudia: Bihotz aurreko elektrodoen kokapena

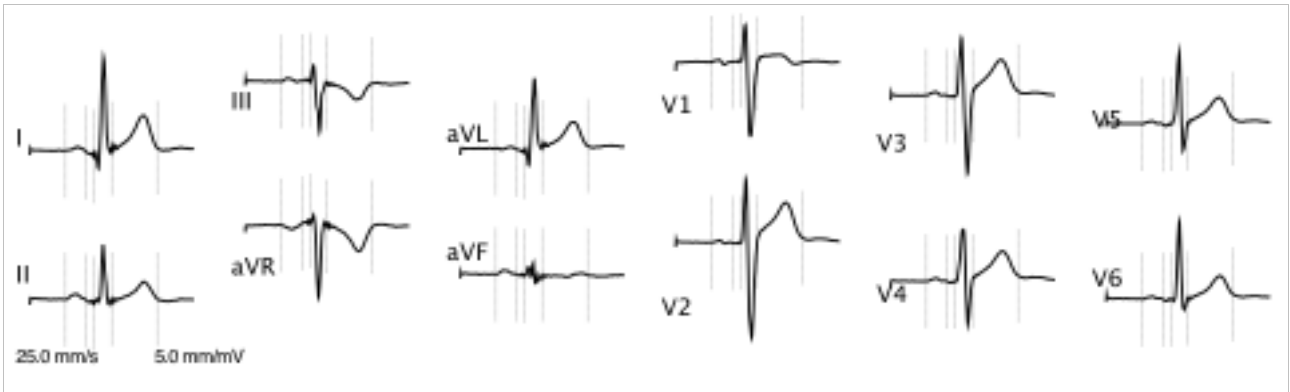
2.3.2 Deribazio periferikoak eta bihotz aurreko deribazioak

EKG gorputzeko hainbat puntuen arteko potentzial diferentzia neurtzean datza. I,II eta III deribazioak periferikoak dira eta gorputz adarretan dauden elektrodoen arteko potentzial diferentzia neurtzen dute.

- **I deribazioa-k** eskuin eta ezker besoetan dauden elektrodoen artekoa.
- **II deribazioa**, eskuin besoa eta ezker zangoaren artekoa.
- **III deribazioa**, ezker besoa eta eskuin zangoaren artekoa.

Elektrodo periferikoek, Einthoven-en triangelu bezala ezagutzen diren angeluak osatzen dituzte. Hiru puntu hauetatik, V puntu irudikaria lortzen da (hirukiaren barizentrua da eta Wilson-en terminal zentrala bezala ere ezagutzen da), bularraren erdian eta bihotzaren gainean kokatua dago. Hiru deribazio periferikoak, bipolarrak dira, hau da polo positibo bat eta negatibo bat dituzte.

Beste bederatzi deribazioak V puntu irudikaria eta elektrodo bakoitzaren arteko potentzial diferentzia neurtzen dute; guztiak unipolarrak dira, bi polo izan arren V polo negatiboa, elektrodo desberdinetatik datorren polo konposatua delako. Honela deribazio periferiko handituak (aVR, aVL eta aVF) eta bihotz aurreko sei deribazio (V_{1-6}) lortzen ditugu.

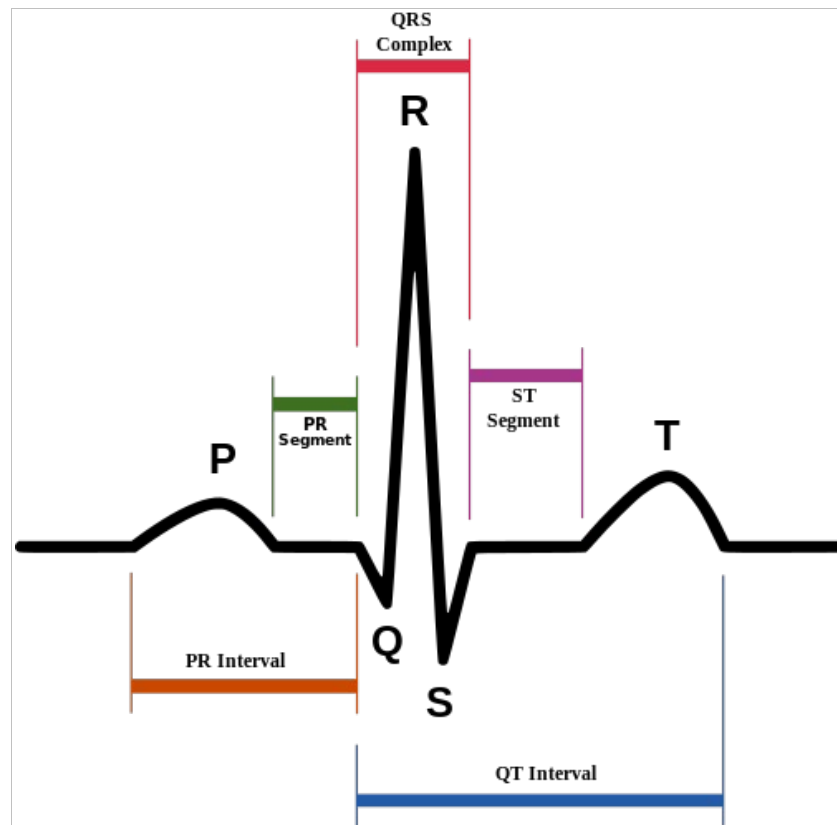


7. irudia: EKG-ren deribazioak

2.4. EKG normala

Elektrokardiograma batek ondorengo ezaugarriak ditu bihotzaren taupada arrunt bat erregistratzen denean: P uhina, QRS konplexu edo gunea, eta T uhina. U uhin txikia normalean ikusezina da.

Gertaera elektriko hauek ez dira dagozkien gertaera mekanikoekin nahastu behar, hau da bihotzeko gelen uzkurtze eta erlaxamenduarekin. Honela, sistole mekanikoa edo uzkurtze bentrrikularra QRS gunearen hasiera ondoren abiatzen da eta T uhina amaitu baino lehen bukatu. Diastolea, bentrrikuluen erlaxazio eta betetzea, sistolearen ondoren hasten da aurikulen uzkurtzearekin batera.



8. irudia: EKG seinalea

2.4.1 Ardatz elektrikoa

Ardatz elektrikoa bihotza zeharkatzen duen bulkada elektrikoaren norabide orokorra da. Normalean hau bektore moduan gorputzaren beheko ezker aldera joaten da, nahiz eta goiko ezker aldera desbideratu daitekeen pertsona adindu, haurdun edo gizenetan. Desbideratze handi bat ez da normala eta hainbat gaixotasun adieraz ditzake: hipertrofia bentrikularra, biriketako enbolia, etab ...

2.4.2 P uhina

P uhina despolarizazio aurikularrari dagokion seinale elektrikoa da. Eskuin aurikularen despolarizazioa (P uhinaren hasiera) eta ezker aurikularen (P uhinaren bukaera) gainjartzearen emaitza da. P uhinaren birpolarizazioa, despolarizazio bentrikularragatik (QRS konplexua) estalia geratzen da. P Uhina jatorri sinusalekoa izan dadin ezaugarri batzuk bete behar ditu:

1. Ez ditu 0.25mV gaintu behar. Gaintzen baditu eskuin aurikularen handitze baten aurrean egon gaitezke.
2. Pertsona helduetan, iraupenak ez ditu 0,11 segundo gaintu behar eta 0,07-0,09 haurretan. Gaintzen baditu ezker eta eskuin aurikulen handitzearen aurrean gaude.
3. Borobildua izan behar du, malda leunekoa, simetrikoa eta obalatu.
4. Konplexu bentrikularren aurretik gertatu behar da .

2.4.3 QRS gunea

QRS gunea ezker eta eskuin bentrikuluen uzkuetzea eragiten duen korrante elektrikoari dagokio (despolarizazio bentrikularra). Hau aurikulek sortutakoa baino askoz indartsuagoa da gihar masa handiagoak parte hartzen baitu bere sorreran eta beraz elektrokardiograman ere kurba handiagoa irudikatzen da.

Q uhina, agertzen denean, bentrikuluen arteko septum-etik igarotzen den korrante horizontal txikia adierazten du (ezkerretik eskuinera hedatzen da). Oso sakon eta zabalak diren Q uhinek miokardio infartua adieraz dezakete.

R eta S uhinek miokardioaren uzkuetzea adierazten dute. QRS ez normalek hainbat gaixotasun adieraz ditzakete: adar blokeoa zabala denean, jatorri bentrikularreko takikardia, hipertrofia bentrikularra eta beste anormaltasun bentrikular batzuk. Konplexu hauek sarritan txikiak dira perikarditisa izatean.

Iraupen normala 60 eta 100 milisegundo bitartekoa da. Osorik agertzen denean QRS konplexua hiru

bektorez osatzen da eta hauek izendatzeko nomenklatura Einthoven-ek deskribatu zuen:

Q uhina konplexuko lehena da eta balio negatiboak ditu (grafikoan behera egiten du nahiz eta ez den beti ikusten).

R uhina lehen deflexio positiboa da eta EKG klasikoan tamaina handienekoa.

S uhina R uhinaren ondoren doan uhin negatibo da.

2.4.4 T uhina

T uhinak bentrikuluen birpolarizazioa adierazten du. QRS konplexuaren sorreran zehar aurikulen birpolarizazioa gertatzen da baina hau ez da erregistratzen QRS konplexuak estaltzen duelako.

Elektrikoki bihotzeko giharren zelulak malguki kargatuak bezalakoak dira ; bulkada txiki batek aktibatzen ditu, despolarizatu egiten dira eta ondoren uzkuritu. Malguki honen birkargari, birpolarizazio deitzen zaio (edo akzio potentziala)

Deribazio gehienetan , T uhina positiboa da. Uhin negatiboak gaixotasunen sintomak adieraz ditzake nahiz eta T iraulia normala den aVR deribazioan, batzuetan V1 deribazioan, eta baita V_{2-3} deribazioetan etnia beltzeko pertsonetan.

QRS gunea eta T uhina lotzen dituen ST segmentua, txikituta ikus daiteke iskemian eta handituta miokardio-infartuan.

Bere iraupena 0,20 segundotakoa da gutxi gora behera eta 0,5 mV neurtzen ditu.

2.5. EKG-aren neurriak

2.5.1 QT tartea

QT tartea bentrikuluen despolarizazio eta birpolarizazioari dagokio eta QRS gunearen hasieratik T uhinaren bukaera arte neurtzen da. QT tarte hau eta QT zuzendua garrantzitsuak dira QT luzea eta QT motzaren sindromearen diagnosian. Tartearen iraupena bihotz-maiztasunarekiko aldatzen da eta faktore batzuk garatu dira bere zuzenketaarako.

Sarrien erabiltzen dena Bazett-ek formulatu zuen eta 1920-an argitaratu zen. Bazett-en formula ondoko hau da:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

Non QTc , bihotz maiztasunerako QT tarte zuzendua da eta RR, QRS gune baten hasieratik hurrengoaren hasierara dagoen tarte, segundotan neurtuak . Hala ere formulak zehatza ez izateko joera du, maiztasun altuak gehiegi zuzentzen baititu eta baxuak gutxiegi.

Pentti Rautaharju doktoreak metodo askoz zehatzago bat garatu zuen, formula hau sortuz:

$$QTp = \frac{656}{1 + \frac{\text{bihotz maiztasuna}}{100}}$$

2.5.2 Bihotz-maiztasuna

Bihotz-maiztasuna EKG zati batetik eratorri daiteke hainbat ekuazio erabiliz. Horietako batek 300-en erregela jarraitzen du eta erritmoa erregularra bada soilik da erabilgarria: 300 zati, R batetik bestera dauden lauki handien kopurua eginez lortzen da. Ondorengo grafikoan adibidez, R batetik bestera dagoen distantzia 2,5 da gutxi gora behera: 300 zati 2,5 eginez 120 taupada/minutuko maiztasuna lortzen dugu.



9. irudia: EKG adibidea

2.6. Erabilerak

- Bihotza behar bezala dabilen ikusteko (taupada estrak edo jauziak – arritmia).
- Bihotz-arterien blokeoa erakusten du (bihotzekoa gertatzen den momentuan edo ondoren).
- Alterazio elektrolitikoak: sodio,potasio,kaltzio, magnesio, ...
- Eroapen arazoak antzemateko(blokeo aurikulobentrikularra , adar blokeoa).
- Gaixoaren egoera fisikoa aztertzeke esfortzu froga batean zehar.
- Bihotzaren egoera fisikoari buruzko informazioa emateko.

3. Elektrokardiografoaren implementazioa

3.1. Seinale bioelektrikoaren eskuratzea

3.1.1 Sarrera

Helburu nagusia zarata gutxiko sistema bat lortzea da seinale bioelektrikoen anplitudea oso txikia bait da (0'5mV-4mV). Seinalea oso ahula denez anplifikatu egin behar da baina hau era egokian lortzeko zarata sor dezaketen faktoreak kontutan hartu behar dira.

Kanpoko faktoreak:

Elektrodoa eta azalaren arteko ukipena. Gaixoarekin akoplamendua eta tresneriarekin.
Sare elektrikoa 50Hz,arnasketa,gaixoaren mugimendua, ...

Barne faktoreak:

Tentsio-iturriak, zirkuituko osagaiak, A/D bihurgailuak, ...

Zarataren agerpena mota honetako seinaleetan ia saihestezina da. Bai kanpoko faktoreek eraginda edo sistemak berak. Zaratari buruzko ezagutzak, eta hau eragiten duten zergatiak honen prozesamenduan eta ezabatzean lagunduko digute.

3.1.1.1 Anplifikadore operazionalak.

Anplifikadore operazionala (A.O., op-amp edo OPAM bezela ezaguna) bi sarrera eta irteera bat dituen zirkuitu elektronikoa da. Irteera bi sarreren arteko diferentzia da, G(Gain edo irabazia) faktore bategatik biderkatua.

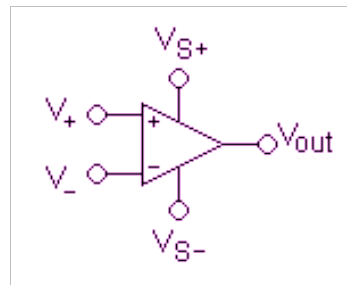
$$V_{\text{irteera}} = G \cdot (V_+ - V_-)$$

Modu beran irabazia infinitua denez zirkuitulabur birtuala sortzen da bi sarreren artean.

$$V_+ = V_-$$

Terminalak hauek dira:

- V_+ : sarrera ez inbertsorea
- V_- : sarrera inbertsorea
- V_{OUT} edo V_O : irteera
- V_{S+} : elikadura positiboa
- V_{S-} : elikadura negatiboa



10. irudia: A.O. eskema

Lehen amplifikadore monolitikoa, Fairchild $\mu A70$ -a, Bob Widlarrek diseinatu zuen 1964 urtean. Honen ondoren beste asko etorri dira eta komertzialki arrakasta oso handia izan dute, UA741 edo LM741 bezala. Jatorrian eragiketa matematikoak egiteko erabiltzen ziren (batuketa, kenketa, biderketa, zatiketa, integrala, deribatua, etab.) kalkulagailu analogikoetan. Hortik beraien izena.

A.O. Idealak irabazi infinitua du, sarrera inpedantzia infinitua, banda zabalera infinitua, irteera inpedantzia nulua, erantzun denbora nulua eta ez du inolako zaratarik. Sarrerako inpedantzia infinitua denez, sarrera korranteak zero balio dutela esan ohi da.

Errealitatean ordea A.O. ez dira idealak eta modu komuneko irabazia ere agertzen da beraien irteeran.

$$V_o = A_d(V_+ - V_-) + \frac{1}{2}A_{cm}(V_+ + V_-),$$

Non A_d irabazi diferentziala da eta A_{cm} modu komuneko irabazia. Azken hau irabazi diferentziala baina askoz txikiagoa izan ohi da.

Modu komuneko ukapen-faktorea edo CMRR (**common-mode rejection ratio**), A.O. baten bi sarreretan agertzen den tentsio komuna ukatzeko kapazitatea da. CMRR handi bat garrantzitsua da neurtu nahi den seinalea, beste seinale batean (beste hau OFFSET bezala ezagutzen da eta handiagoa izan ohi da) gainjarrita dagoenean edo informazio garrantzitsua bi seinaleen arteko diferentzia denean. Dezibetan (dB) neurtu eta honela kalkulatu da:

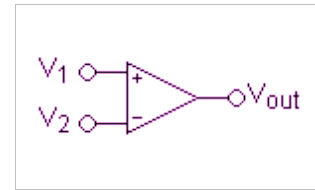
$$CMRR = 10 \log_{10} \left(\frac{A_d}{A_{cm}} \right)^2 = 20 \log_{10} \left(\frac{A_d}{|A_{cm}|} \right)$$

3.1.1.2 Anplifikadore operazionalen funtzioak.

KONPARADOREA

Atzeraelikadurarik gabeko konfigurazio bat da. Bi sarrereren tentsioak konparatu eta irteera jakin bat ematen du emaitzaren arabera:

$$V_{out} = \begin{cases} V_{S+} & V_1 > V_2 \\ V_{S-} & V_1 < V_2 \end{cases}$$



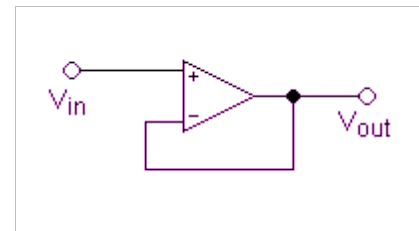
11. irudia:
Konparadorea

JARRAITZAILEA

Sarreretan zein irteeran tentsio berdina duen zirkuitua da.

Buffer bezala erabiltzen da, karga efektuak edo inpedantziak finkatzeko (inpedantzia handiko elementu bat inpedantzia txikiko batekin konektatzean edo alderantziz)

$$V_{out} = V_{in} \quad Z_{in} = \infty$$



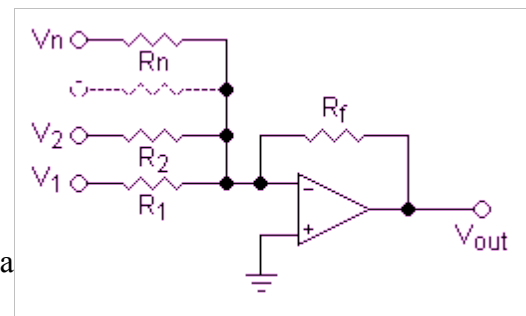
12. irudia: Jarraitzailea

BATUGAILU INBERTSOREA

- Irtera inbertiturik dago
- Erresistentzia independenteak R_1, R_2, \dots, R_n

$$V_{out} = -R_f \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right)$$

- balio bereko erresistentziak erabiliz, adierazpena asko sinplifikatzen da



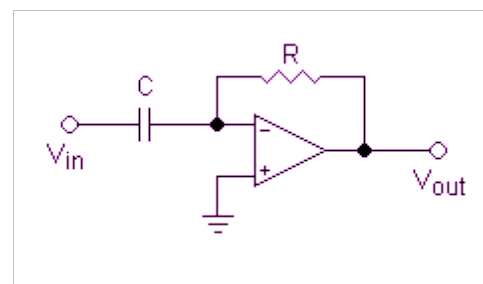
13. irudia: Batugailu inbertsorea

DERIBATZAILE IDEALA

- Seinalea denborarekiko deribatu eta inbertitzen du

$$V_{out} = -RC \frac{dV_{in}}{dt}$$

- Zirkuitu hau iragazki bezala ere erabiltzen da



14. irudia: Deribatzaile ideala

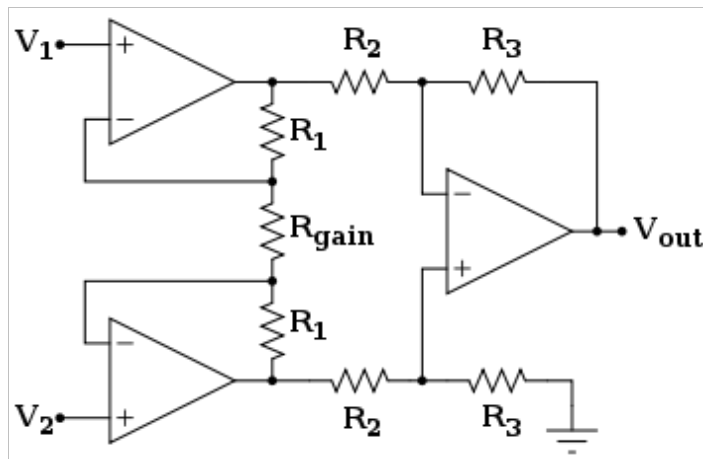
3.1.1.3 Instrumentazioko anplifikadorea

Instrumentazioko anplifikadoreak, anplifikadore operazionalak erabiliz sortutako gailu elektronikoak dira.

Instrumentazioko anplifikadorea, bi sarrereren diferentzia irabaziarekin biderkatzen duen anplifikadore diferentzial mota bat da. Sarreretan bi buffer ditu eta ondorioz, sarrerako inpedantzia altua da.

Horrez gain, offset txikia, desbiderapen txikia, zarata gutxi, begizta irekiko irabazi oso altua, modu komuneko ukapen-faktore (CMRR) altua eta sarrerako inpedantzia altua izateko diseinatuak daude.

$$\frac{V_{out}}{V_2 - V_1} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_{gain}}\right) \frac{R_3}{R_2}$$



15. irudia: Instrumentazioko anplifikadore baten eskema

3.1.1.4 Anplifikadorearen hautaketa.

Anplifikadore ez diferentziala:

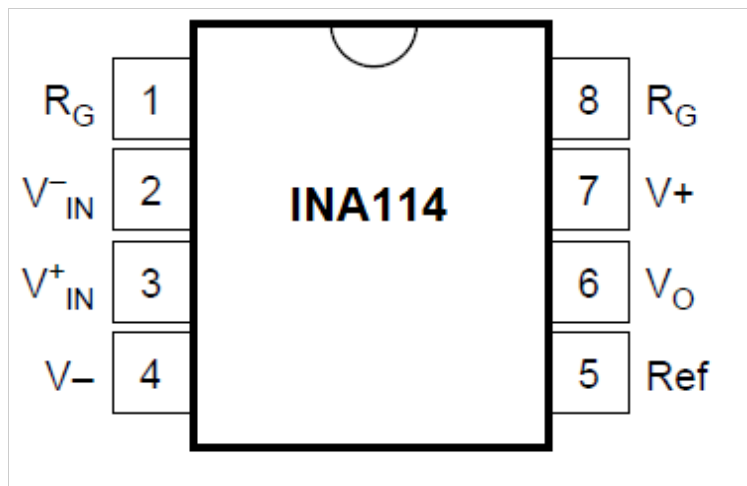
Irteeran lortutako seinalea tentsio bioelektrikoa eta sare elektrikoaren akoplamendu kapazitiboaren batura da. Honek oso zaila egiten du seinale bioelektrikoa iragaztea, batezbeste 1mV-ekoa baita, sare elektrikoaren 230V-ak baino askoz txikiagoa. Ezinbestekoa da anplifikadoreak zaratari dagokion CMRR gutxitzea.

Anplifikadore diferentziala:

Sarreren arteko tentsioen diferentzia anplifikatzen du. Hauek oso erabilgarriak dira seinale ahulak aztertu nahi direnean eta baita zarataren eraginpean daudenean.

Adibidez: Distantzia handiko transmisio digitalak, audio seinaleak, EKG, transduktoreak, etab ...

Horregatik eta zarata ahalik eta gehien saihesteko **INA114** instrumentazioko anplifikadore diferentziala erabili da. CMRR $\geq 120\text{dB}$ eta sarrera inpedantzia $10^{10} \Omega$.



16. irudia: INA114 eskema

3.1.2 Seinalea amplifikatzeko zirkuitua.

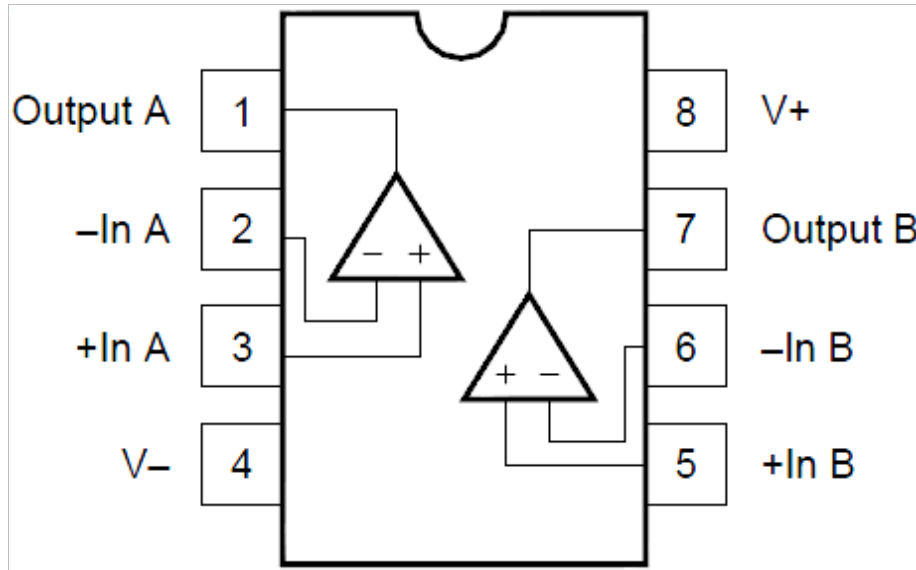
Elektrodoen bitartez seinale elektrokardiografikoa lortzen dugu. Hauek INA114 amplifikadorera konektatuta daude kable bidez. LA (ezker besoa) eta RA (eskuin besoa), V_{in+} eta V_{in-} sarreretara hurrenez-hurren (ikusi 18. irudia).

Anplifikadoreak emango duen irabazia ondorego formularen bitartez kalkulatzen da:

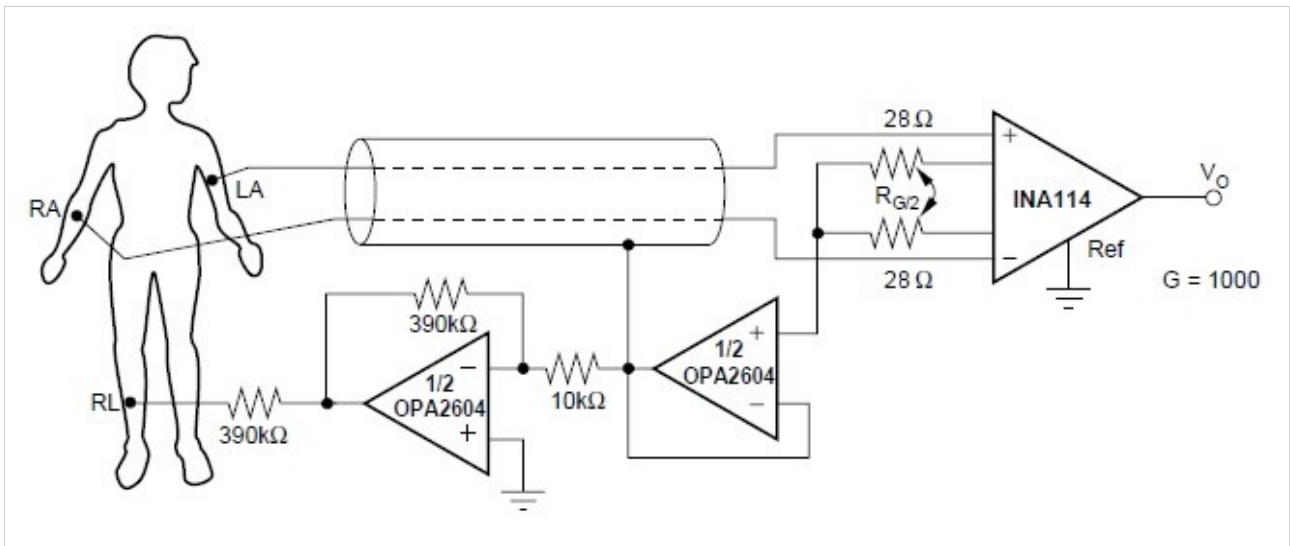
$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G},$$

Non R_G bi erresistentzia diren, $R_{G1}=R_{G2}=R_G/2 = 28\Omega$ $G=1000$ lortuz

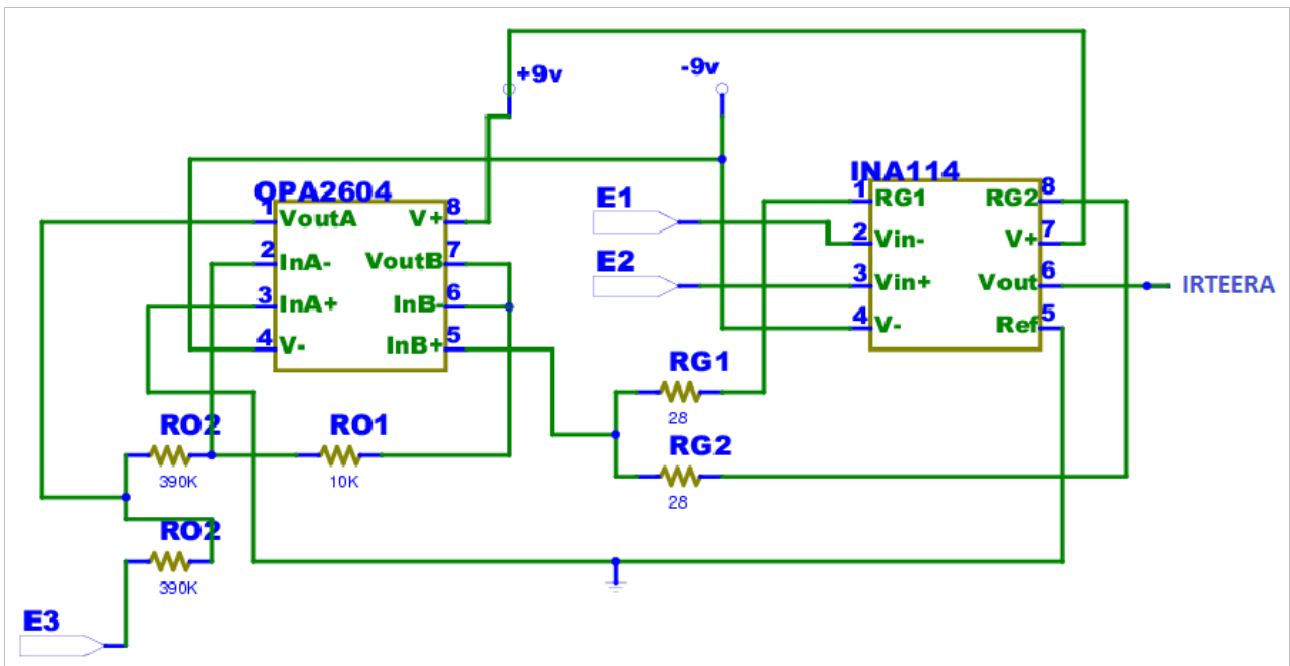
Sarrera polarizatu eta gaixoari kalterik ez eragiteko “berrelikadura aktiboa” erabiltzen da. Horretarako OPA2604 anplifikadore operazionalaz baliatuko gara.



17. irudia: OPA2604 eskema



18. irudia: Seinalea anplifikatzeko zirkuituaren diseinua



19. irudia: Seinalea anplifikatzeko zirkuituaren eskema

3.1.3 Seinalea doitzeko zirkuitua

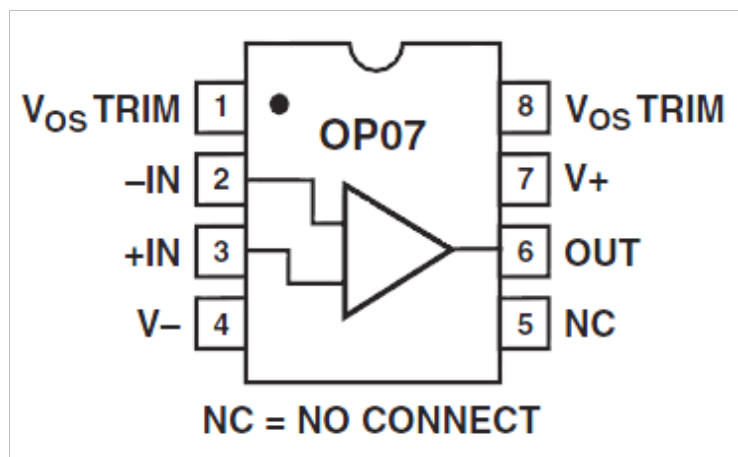
Seinalea iragazteko behe maiztasuneko banda iragazkia behar da (Low pass filter).

Kondentsadorea aukeratzeko formula:

$$C_a = \frac{1}{1\pi 2R_a 0,4},'$$

0.4Hz-tako seinalea iragazteko 6.8 uf-ko kondentsadorea erabili da. Balio hauek maiztasun baxuetarako balio orientatiboak dira.

Ondoren beste amplifikazio etapa ez-diferentzial bat dago *OP07* amplifikadore operazionalarekin.



20. irudia: OP07 eskema

Gainera erresistentzia aldatzeko (potenziometroak) erabili dira erabiltzaile bakoitzaren arabera irabazia doitzeko, 1-10K Ω artean.

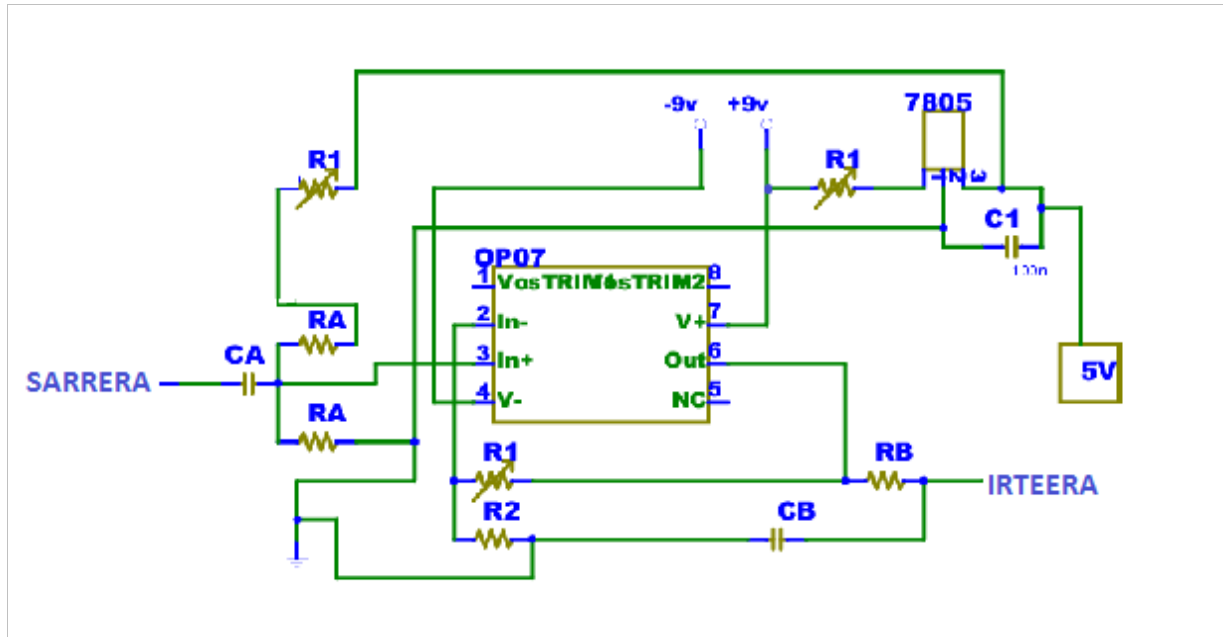
Honen kontrola posible egiten du:

- Sistemaren bukaerako irabazia, lehen aipaturiko erresistentzia aldatzeko batera .
- DC osagaia doitzea.

Amplifikadore mota honek zehaztasun handiko aplikazioetan *offset-a doitzea posible egiten du*, kasu honetan funtzionalitate hau erabili ez arren.

OP07 A.O.-ren irteeran goi-maiztasuneko banda iragazkia erabili da sor daitezkeen zaratak kentzeko. $C_B=0.47 \mu\text{f}$ -ko kondentsadorea erabilienez, iragazki honetzako erresistenzia era honetan kalkulatu da

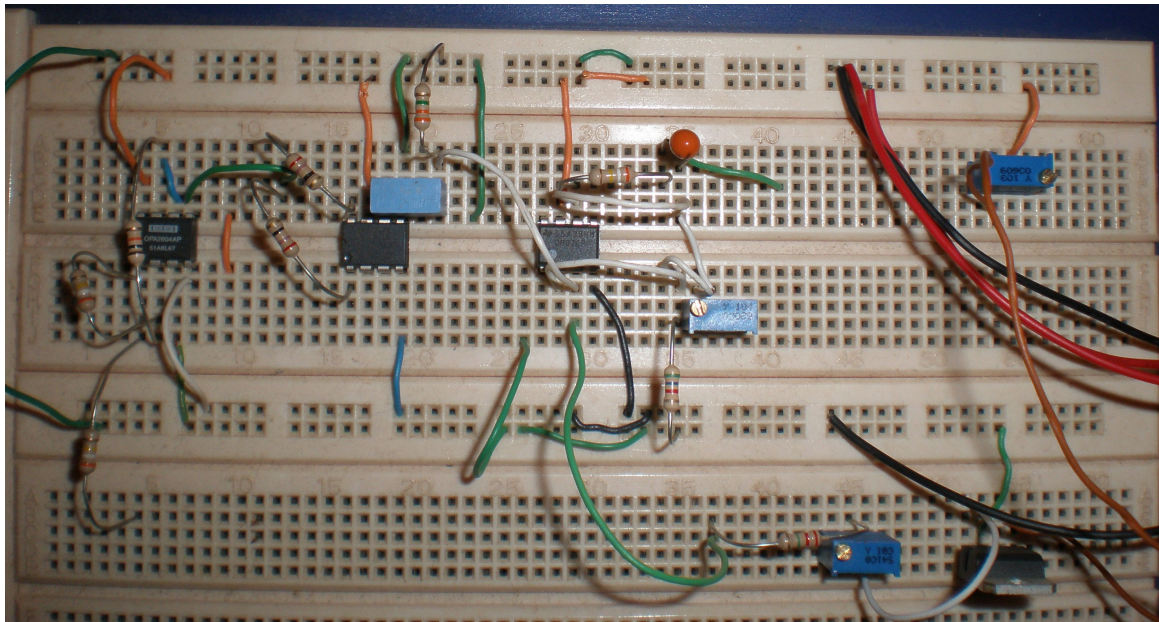
$$R_b = \frac{1}{2\pi 250\text{Hz} C_b}$$



21. irudia: Seinala doitzeko zirkuituaren eskema

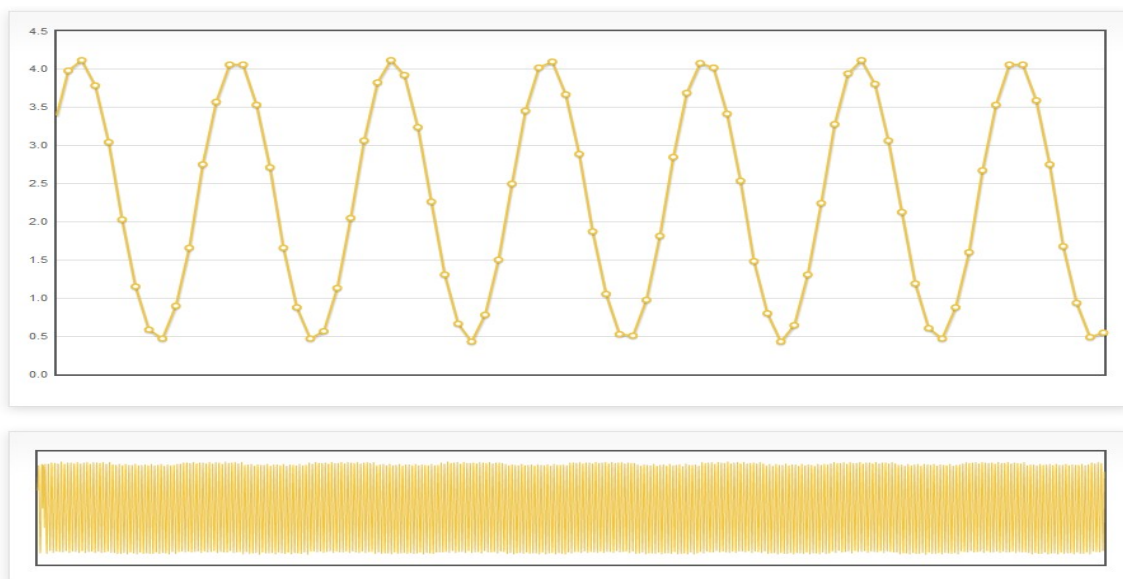
3.1.4 Inplementazioa

Aurreko bi zirkuituak inplementatzeko GL-36 frogatarako plaka (proto-board) erabili da. Mota honetako plaketan burutzen diren konexioak idealak izan ez arren seinale sorgailuarekin egindako simulazioek, 1mV seinala zaratarik gabe amplifikatzen dela erakusten dute.



22. irudia: EKG eskuratzeko zirkuituaren inplementazioa

Simulazio honetan 1V-eko seinale sinusoidala, tentsio zatitzailea erabiliz 1000 aldiz txikiagotu da, 1mV lortuz eta ondoren amplifikadorearen irteeran berriro 1V seinala lortzen dela frogatu da. Hona hemen 100Hz maiztasuna duen seinale batekin lortutako emaitza.



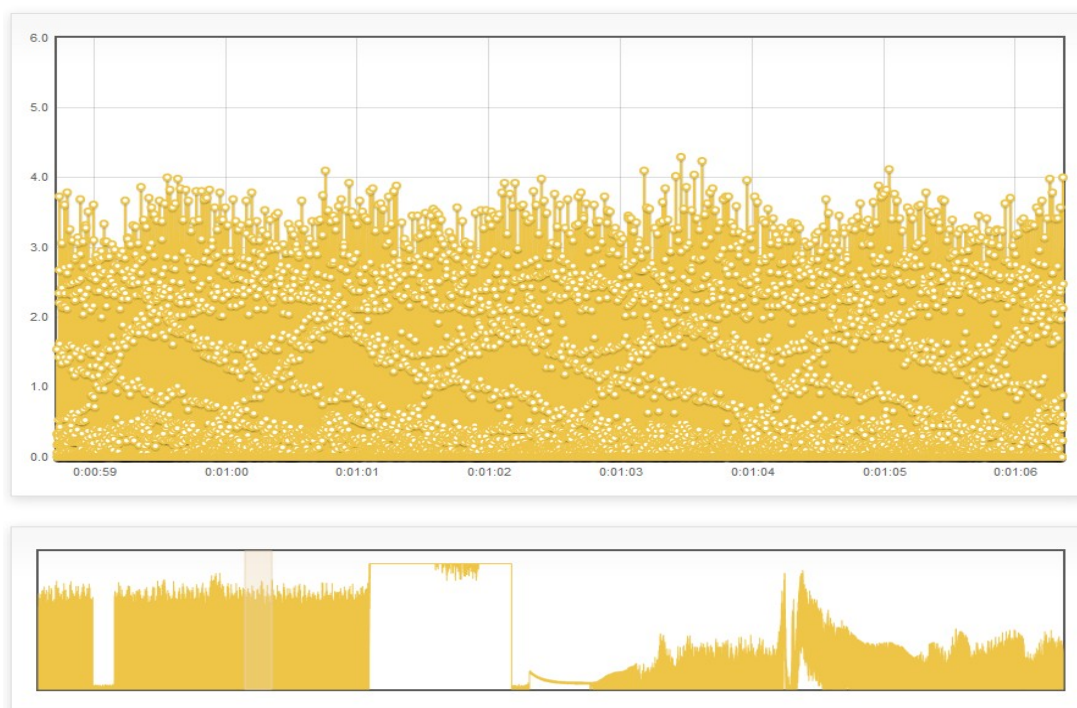
23. irudia: Amplifikazio etaparen simulazioa

Elektrodoak giza gorputzera konektatzean ordea, lehenbiziko frogetan zarata baino ez da lortu. Hona hemen froga horietan erabilitako kable eta konektoreak. Bananak plakako konektoreetan sarturik daude eta hemendik anplifikadorearen sarreretara bi kable motzen bidez (plakako zutabeetan zehar) .



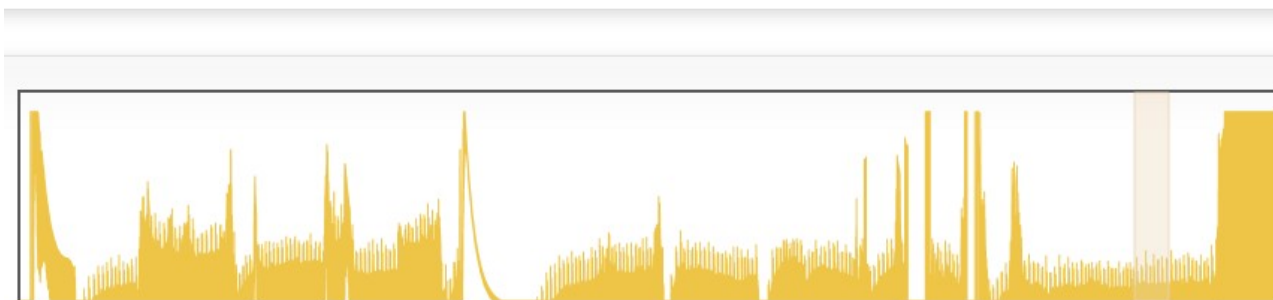
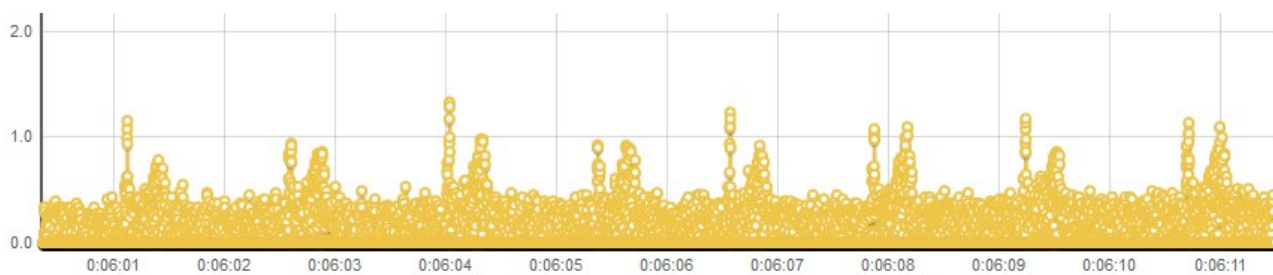
24. irudia: Kableak 1

Hona hemen zarataren adibide bat. Seinlean segundo bateko maiztasunarekin gorabeherak ikusten badira ere ez dago esaterik EKG seinalea denik. Datuen bihurtze eta eskuratze abiadura 1000 datu/segundo-koa da.



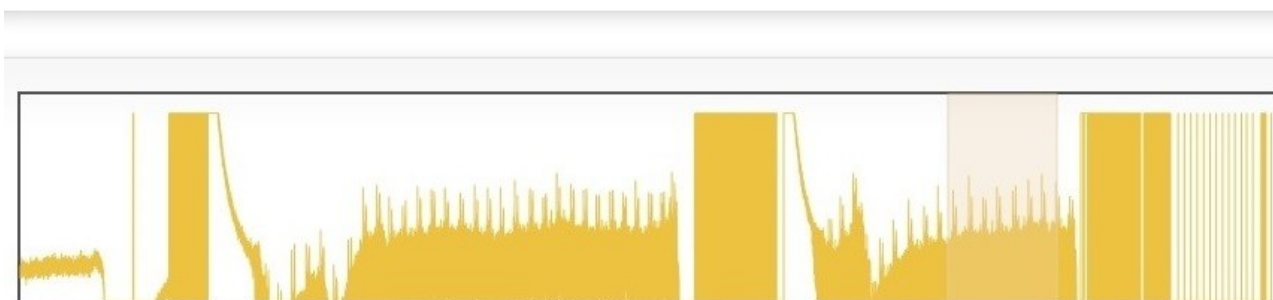
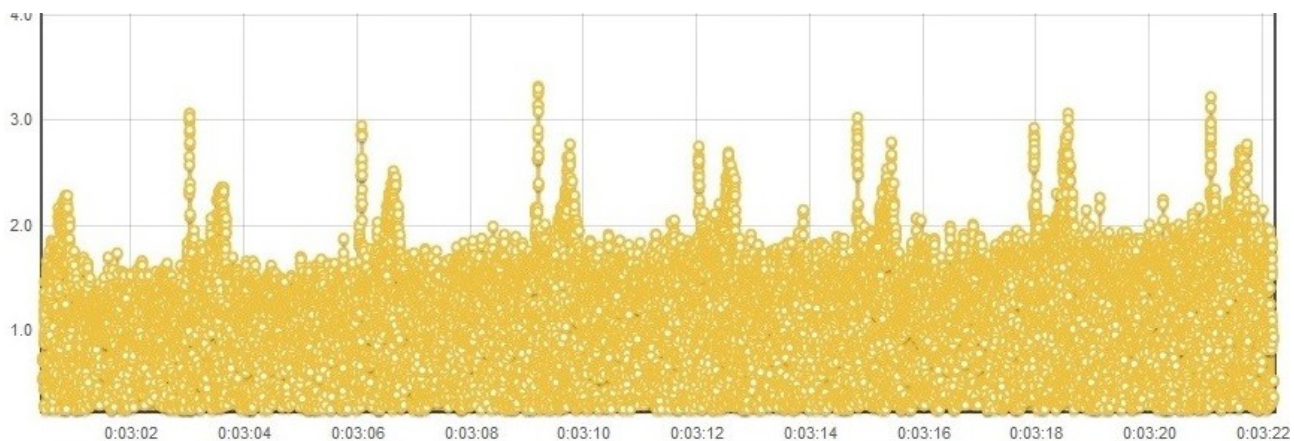
25. irudia: Zarata

Ondoren hiru kable motz horiek kable luze batengatik ordezkatuak izan dira eta lehenbiziko aldiz EKG seinalea ageri da. R eta T uhinak antzeman daitezke erregulari segundoro.



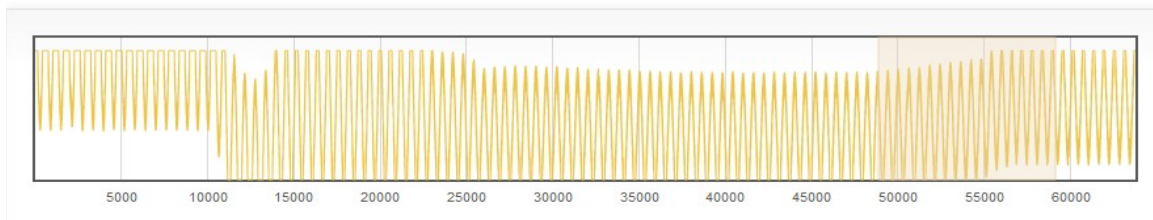
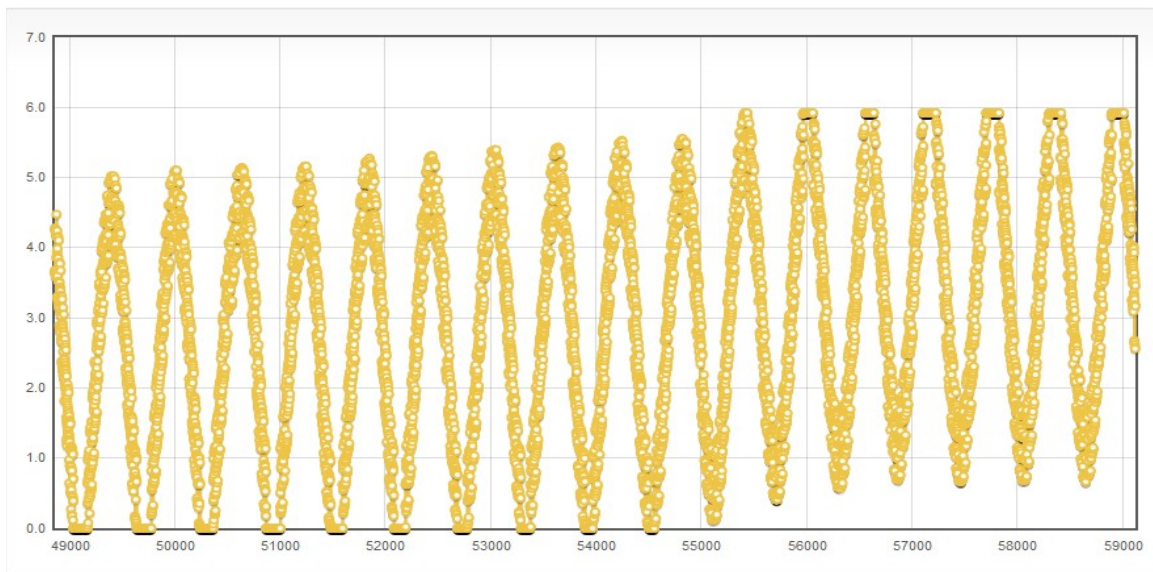
26. irudia: EKG seinalea 1

Adibide honetan zarata askoz gehiago dago baina R eta T uhinak hobeto antzematen dira. Bi hauen arteko desberdintasuna kableen eta eskumuturren posizioan baino ez dago. Grafiko osoan ikus daitekeen bezala (irudi bakoitzean azpiko grafiko txikia) elektrodoen posizioak eta mugimendu txikiek seinalean eragin handia dute.



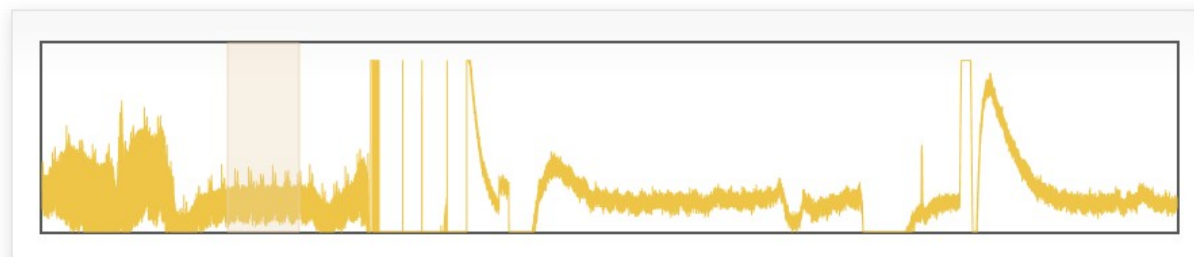
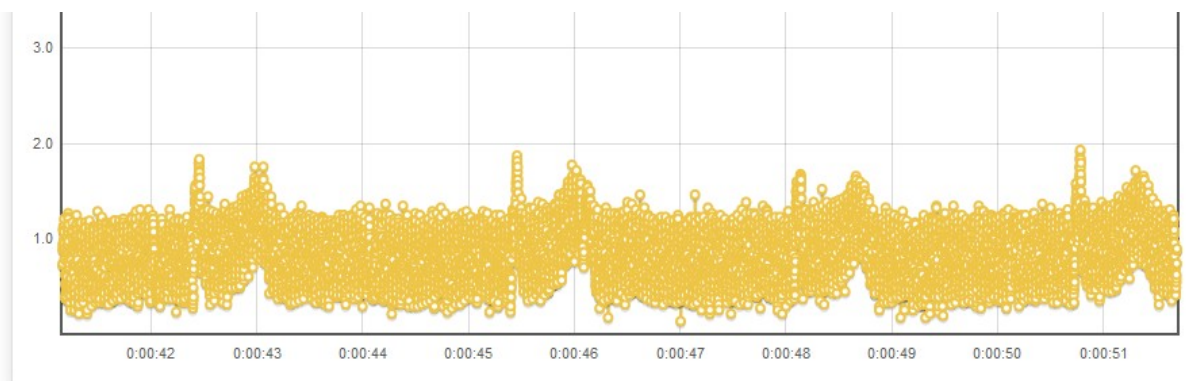
27. irudia: EKG seinalea 2

Ondorengo bi irudietan seinalearen doiketa antzeman daiteke. Dagokion potentziometroa erabiliz seinalea gora eta behera mugitu daiteke. Irudi honetan seinalea, seinale-sorgailutik dator.



28. irudia: Seinalearen doiketa

Irudi honetan berriz giza gorputzetik.



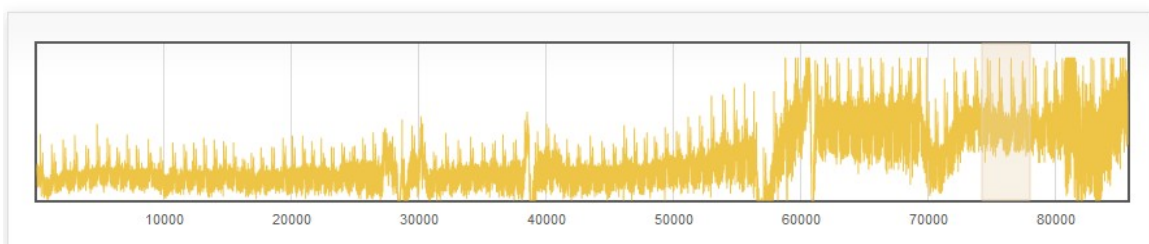
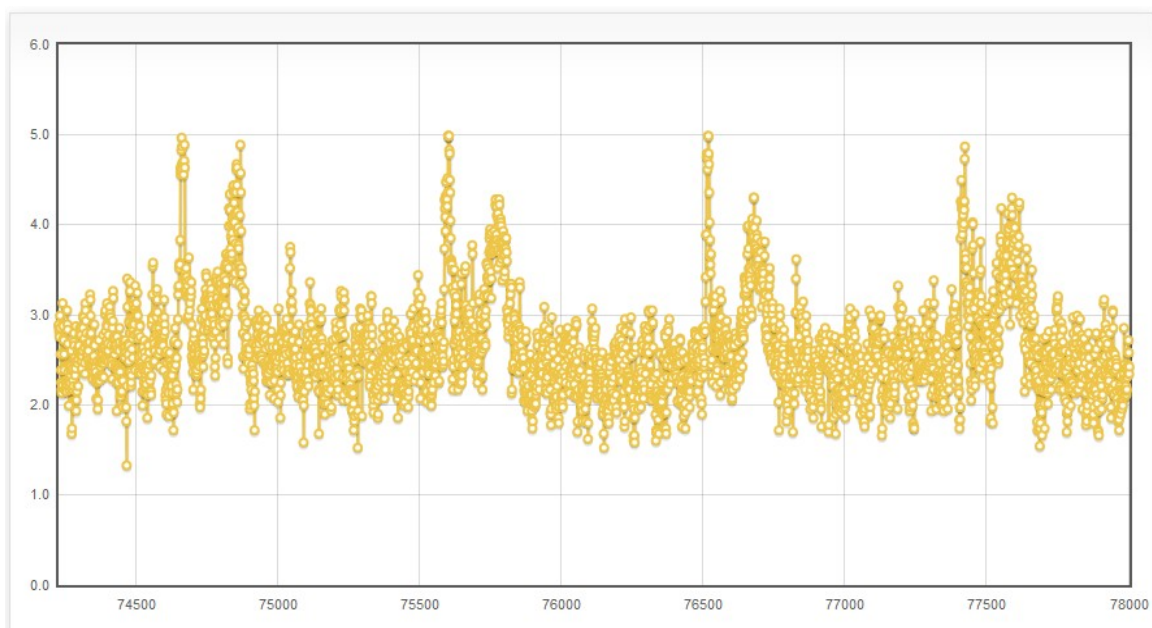
29. irudia: EKG seinalea 3 (doituta)

Ondorengo adibideetan kable komertzial batzuk erabili dira zuzenean INA114 anplifikadorearen plakako sarreretara konektatuta.



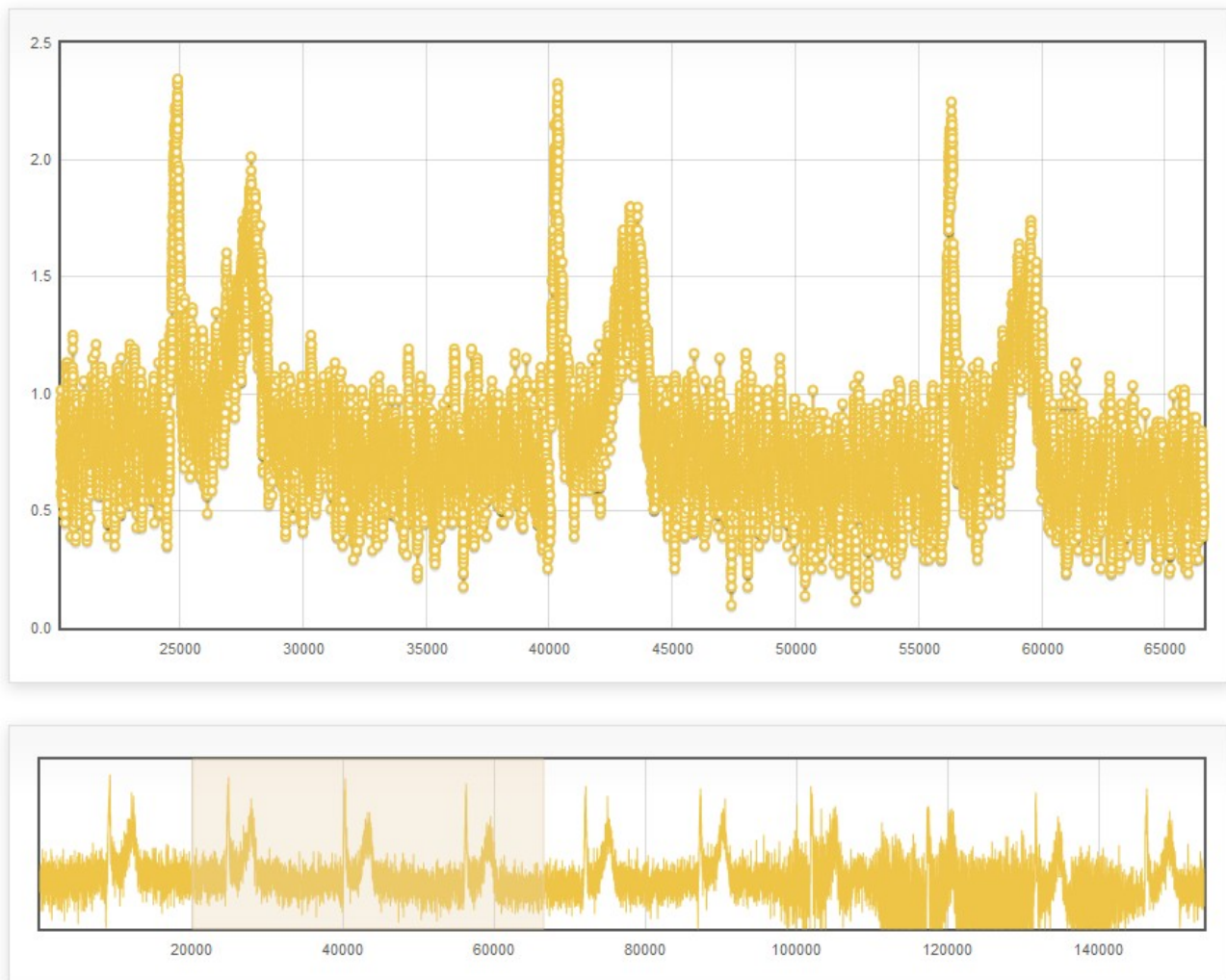
30. irudia: Kableak 2

Kasu honetan irudia askoz garbiagoa da eta besoak eta kableak mugituta ere EKG-ren irudia ikusten da eta zarata askoz gutxiago antzematen da.

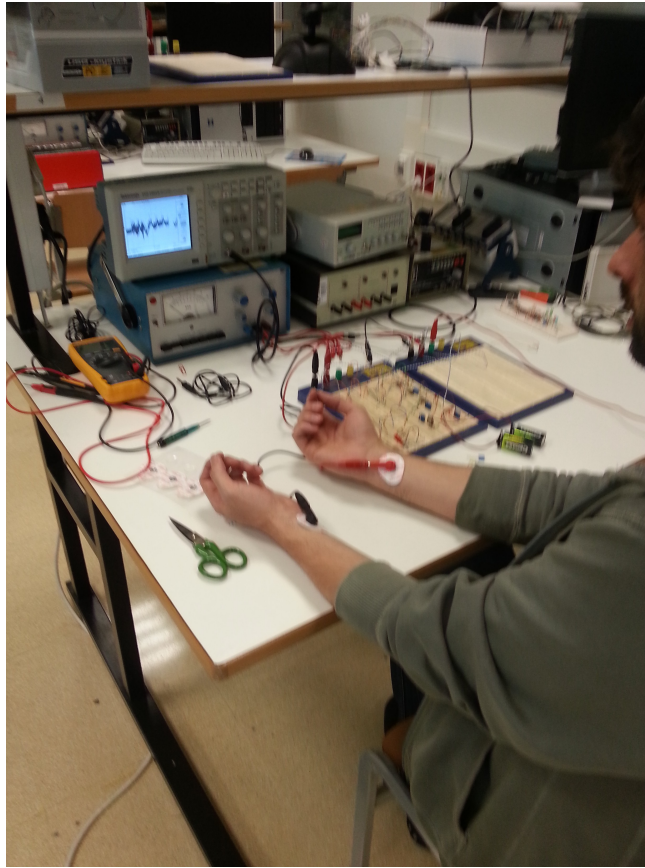


31. irudia: EKG seinalea 4

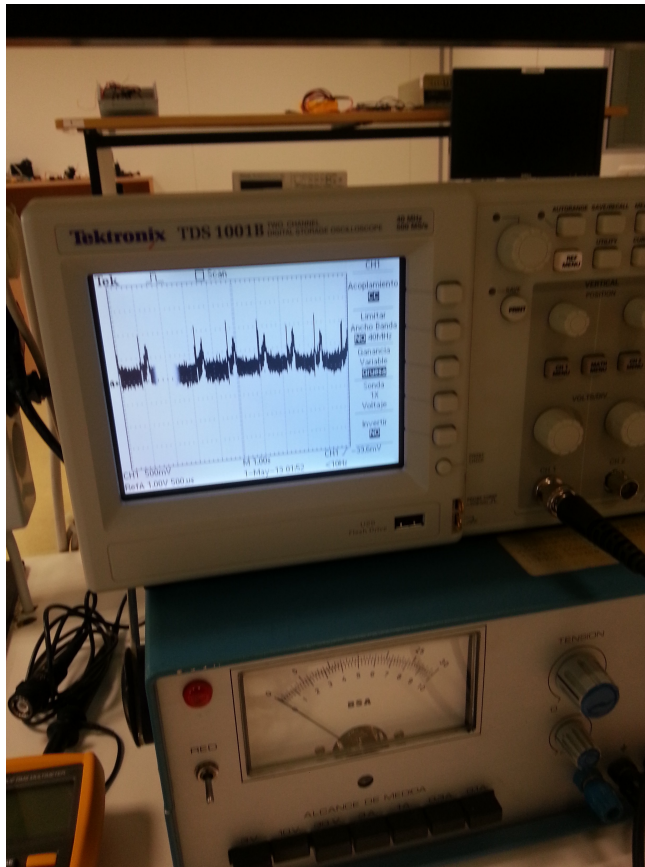
Adibide honetan 1000 datu/seg eskuratu ordez 15000datu/seg eskuratzen dira.



32. irudia: EKG seinalea 5



33. irudia: Frogak laborategian

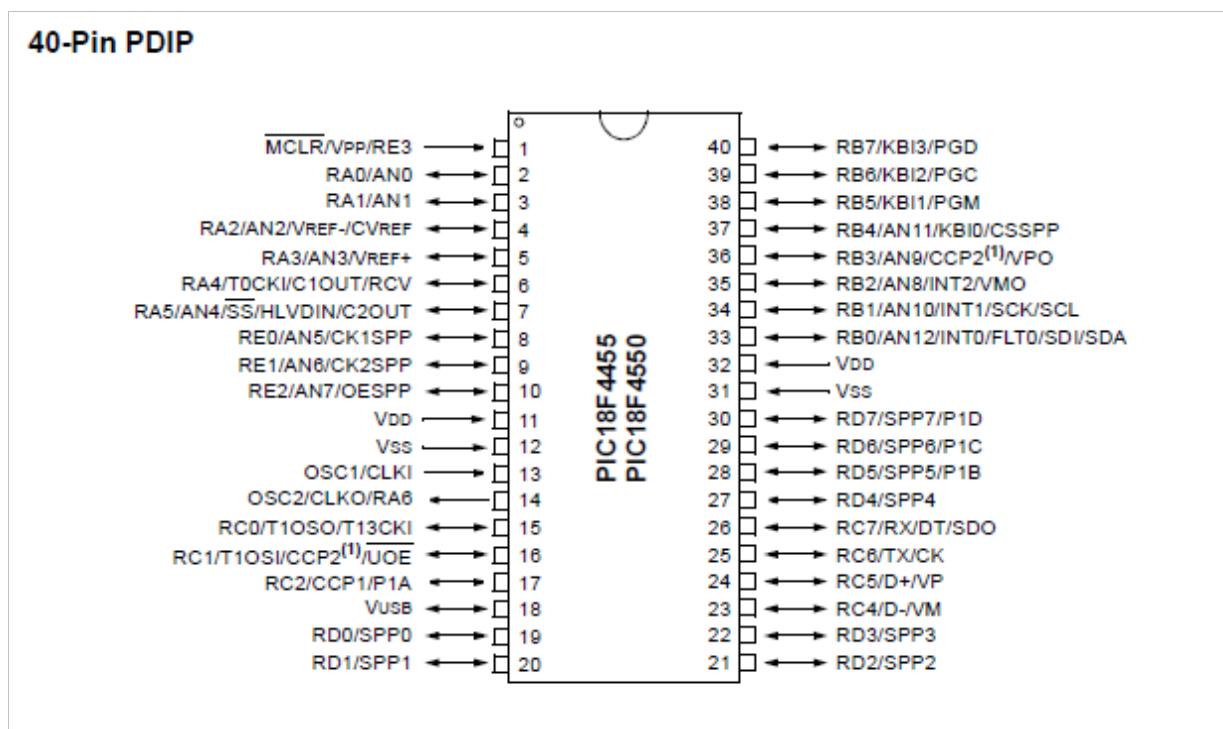


34. irudia: EKG osziloskopioan

3.2. Seinalearen digitalizazioa – PIC18F4550 mikrokontrolagailua

3.2.1 Sarrera

Microchip-en PIC-ak lehenak dira mundu mailan mikrokontrolagailu salmentetan eta aukera zabala eskeintzen dute era guztietako aplikazioetara moldatzeko. Hainbat unitate funtzional integratzen dituzte (denboragailuak, USART I2C,SPI, konparagailuak, A/D bihurgailuak, USB, irradi rezeptore/igorleak, Ethernet, etab ...) eta prezio oso lehiakorretan. Gainera dokumentazio ugari aurkitu daiteke internet bidez, datasheetak, liburuak, adibideak,mintegiak, etab ...



35. irudia: PIC18F4550 eskema

3.2.1.1 Ezaugarri nagusiak

PIC18F4550 izan da aukera, batez ere USB 2.0 interfazeagatik, honek mikrokontrolagailua konputagailura konektatzea posible egiten du informazio elkartrukatzeko. Gainera A/D bihurgailua integraturik dakar eta honen bitartez EKG seinale amplifikatua digitalizatuko dugu ondoren gaur egun hain ezaguna eta zabaldua dagoen USB kablearen bidez datuak PC-ra bidaltzeko.

Gainera baditu beste aukera oso erabilgarri batzuk, BOOTLOAD Firmwarea besteak beste. Honen

bidez txipa behin programatu ondoren, USB bidez nahi adina aldiz birprogramatu daiteke aparteko hardwarearen beharrik gabe. Beste aukera oso interesgarri bat CDC emulazioa da, honen bitartez PIC-ak PC-aren serie portura konektatutako gailu bat izango balitz bezala funzionatzen du. Honek softwarearen programazioa asko errazten du, ez baitugu USB komunikazioaz arduratu behar. Serie portuarekin komunikatzeko balio duen softwarea berrerabili dezakegu eta gainera ez dugu gailuarentzat "driver" edo kontroladore berezi bat programatu beharrik.

3.2.1.2 A/D bihurgailuaren ezaugarriak

Modulu honek 13-kanal ditu eta seinale analogikoaren bihurketa egiten du dagokion 10-bitetako zenbaki digitalera. Gainera eskuratze eta bihurketa denborak programatu daitezke.

Moduluak 5 erregistro dauzka:

- A/D Emaitzaren pisu handieneko erregistroa (ADRESH)
- A/D Emaitzaren pisu txikieneko erregistroa (ADRESL)
- A/D 0 Kontrol erregistroa (ADCON0) : operazio modua kontrolatzen du
- A/D 1 Kontrol erregistroa (ADCON1): portuen pinetako funtzioak kontrolatzen ditu
- A/D 2 Kontrol erregistroa (ADCON2) erlojua kontrolatzen du

ADCON0: 0. A/D KONTROL ERREGISTROA

U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	—	CHS3	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	ADON
bit 7							bit 0

Hitzak:

R = Irakurketa bit-a W = Idazketa bit-a U = bit ez inplementatua, '0' bezala irakurria.

bit 7-6 EZ INPLEMENTATUAK

bit 5-2 **CHS3:CHS0**: Kanal analogikoak aukeratzeko bitak

0000 = 0 kanala (AN0)

0001 = 1 kanala (AN1)

0010 = 2 kanala (AN2)

0011 = 3 kanala (AN3)

- 0100 = 4 kanala (AN4)
- 0101 = 5 kanala (AN5)
- 0110 = 6 kanala (AN6)
- 0111 = 7 kanala (AN7)
- 1000 = 8 kanala (AN8)
- 1001 = 9 kanala (AN9)
- 1010 = 10 kanala (AN10)
- 1011 = 11 kanala (AN11)
- 1100 = 12 kanala (AN12)
- 1101 = EZ INPLEMENTATUAK
- 1110 = EZ INPLEMENTATUAK
- 1111 = EZ INPLEMENTATUAK

bit 1 **GO/DONE**: A/D Bihurketaren egoera adierazten duen bita

- ADON = 1 denean :
- 1 = A/D bihurketa martxan
- 0 = A/D libre

bit 0 **ADON**: A/D Martxan jartzeko bita

- 1 = A/D bihurgailuaren modulua martxan
- 0 = A/D bihurgailuaren modulua geldirik

ADCON1: 1. A/D KONTROL ERREGISTROA

U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0 ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾	
—	—	VCFG0	VCFG0	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0	
bit 7								bit 0

bit 7-6 EZ INPLEMENTATUAK

bit 5 **VCFG0**: Bihurgailuak erabiltzen duen erreferentziaren konfiguratzeko (VREF-)

- 1 = VREF- (AN2)

0 = VSS

bit 4 **VCFG0**: Bihurgailuak erabiltzen duen erreferentziaren konfiguratzeko (VREF+)

1 = VREF+ (AN3)

0 = VDD

bit 3-0 **PCFG3:PCFG0**: A/D Portuaren konfigurazioa kontrolatzeko bitak:

A = sarrera Analogikoa D = Sarrera/Irteera Digitala

PCFG3: PCFG0	AN12	AN11	AN10	AN9	AN8	AN7 ⁽²⁾	AN6 ⁽²⁾	AN5 ⁽²⁾	AN4	AN3	AN2	AN1	AN0
0000 ⁽¹⁾	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0001	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0010	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0011	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0100	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0101	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0110	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0111 ⁽¹⁾	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A
1000	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A
1001	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A
1010	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A
1011	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A
1100	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A
1101	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A
1110	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A
1111	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D

ADCON2: 2. A/D KONTROL ERREGISTROA

R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
ADFM	—	ACQT2	ACQT1	ACQT0	ADCS2	ADCS1	ADCS0
bit 7							bit 0

bit 7 **ADFM**: A/D emaitzaren formatua aukeratzeko bita (Result Format Select bit)

1 = Eskuin justifikatua

0 = Ezker justifikatua

bit 6 **EZ INPLEMENTATUA**: '0' bezala irakurria

bit 5-3 **ACQT2:ACQT0**: A/D-aren eskuratzeko denbora aukeratzeko bitak

111 = 20 TAD

110 = 16 TAD

101 = 12 TAD

100 = 8 TAD

011 = 6 TAD

010 = 4 TAD

001 = 2 TAD

000 = 0 TAD(1)

bit 2-0 **ADCS2:ADCS0**: A/D-ren bihurketa denbora aukeratzeko bitak (Conversion Clock Select bits)

111 = FRC (A/D RC osziladoretik deribatutako erlojua) (clock derived from A/D RC oscillator)

110 = FOSC/64

101 = FOSC/16

100 = FOSC/4

011 = FRC (A/D RC osziladoretik deribatutako erlojua)

010 = FOSC/32

001 = FOSC/8

000 = FOSC/2

3.2.1.3 Beste ezaugarri interesgarri batzuk

USB (Universal Serial Bus) ezaugarriak:

- USB V2.0 bateragarria
- Low Speed (1.5 Mb/s) eta Full Speed (12 Mb/s)
- Kontrola, Etenak, Transferentzia asinkronoak eta "Bulk" transferentziak
- USB-arentzat 1-Kbyte-eko Dual Access RAM memoria
- On-Chip USB transmisore/rezeptorea tentsio erregulatzailarekin

Elikadura moduak:

- USB bidez elikatu daiteke
- Kanpoko indar iturri baten bidez elikatu daiteke
- Aurreko bi elikadura moduak batera erabili daitezke

Oszilatzaile egitura malgua (Flexible Oscillator Structure):

- Kanpoko erlojua: 48 MHz arteko bi erloju modu
- Barneko erlojua: 8 maiztasun desberdinen artean aukera daiteke 31 kHz-tik 8 MHz-ra
- Erloju akatsen aurrean itzaltze segurua

Periferikoen ezaugarriak

- USART modulu hobetua: (LIN bus-ekin bateragarria)
- Konparagailu analogiko duala sarrera multiplexatuarekin

Mikrokontrolagailuaren ezaugarri bereziak:

- C Konpiladorea arkitektura optimizatuarekin (bertsio libreak ez du kodea optimizatzen)
- 100,000 Ezabatze/Idazte ziklo programentzako Flash memorian
- 1,000,000 Ezabatze/Idazte ziklo datuentzako EEPROM memorian
- EEPROM memoriako datuen bizi-iraupena > 40 urte
- Software bidez autoprogramagarria
- Etenentzako lehenetasun maila desberdinak
- Funtzionatzeko tentsio tarte zabala (2.0V tik 5.5V arte)

3.2.2 Inplementazioa

3.2.2.1 Sarrera

Zirkuituaren atal digitala garatzeko PIC18F4550-rentzako garapen zirkuitua eraikiko da. Lehen aldiz BOOTLOAD firmwarea programatu ondoren PIC-arentzako aplikazioa garatuko da CDC emulazioan oinarrituz. Aplikazio honek PIC-aren 2. hankatxoa (AN0) sarrera analogiko bezala ezarri eta bertatik eskuratutako seinalea digitalizatu ondoren USB bidez bidaliko du. Hankatxo honetara konektatuko da 3.1 ataleko zirkuitu analogikoaren irteera.

3.2.2.2 PIC18F4550-entzako USB garapen zirkuitoaren diseinua

Microchip en [PICDEM FS-USB DM163025](#)-ren klon ximple bat da. Frogak egiteko plaka hau 50\$/60\$ gatik eros daiteke baina eraikitzen erreza denez prezio honen laurdenagaitik guk egingo dugu.

Beharrezko materiala (hornitzailea Elektroson):

- Muntatzeko Plaka

MODULO EXPERIMENTAL GL-12 840 CONTACTOS (9.3312€)

- 20MHz-tako kristalezko oszilatzailea eta bi kondentsadore 15 edo 22pF .

CRISTAL DE CUARZO DE 20 Mhz (0.3353€)

- USB-B konektorea PIC-a elikatzeke (Vss eta Vdd) D- & D+ pinetara konektaturik.

(Matxuratutako inprimagailu zaharraren kablea berrerabiliz 0€)

- 'decoupling' kondentsadore bat Vss eta Vdd tartean(100nF edo bestela 1 eta 10uF artekoa)

POLIESTER R.5 100 V 1 uF (0.4739€)

- 'decoupling' kondentsadore bat Vss eta Vusb tartean (220nF min, 470nF ere balio du)

POLIESTER R.5 100 V 220K ENCAP. (0.4739€) (hau erabili da)

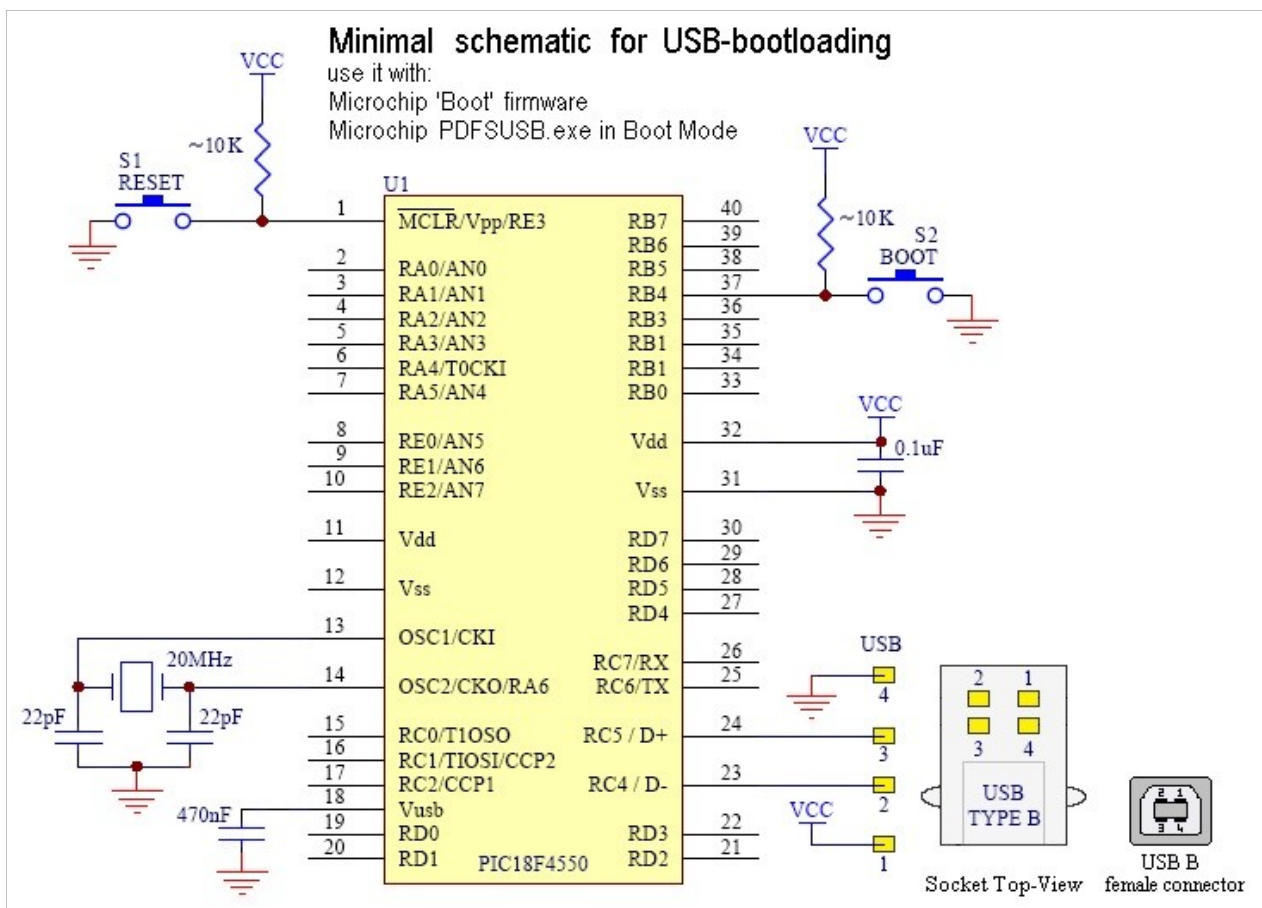
edo

POLIESTER R.5 100 V 470K ENCAP. (0.5346€)

- S1 etengailua MCLR-n reset egiteko
PULSADOR MINI C.I. 6X6 4,3mm P-6004 (0.329€)
- S2 etengailua Boot moduan habiatzeko RB4-n.
PULSADOR MINI C.I. 12X12 7,3mm P-6412 (0.5448€)
- erresistentziak x7 (0.13€)

GUZTIRA: 12€+-

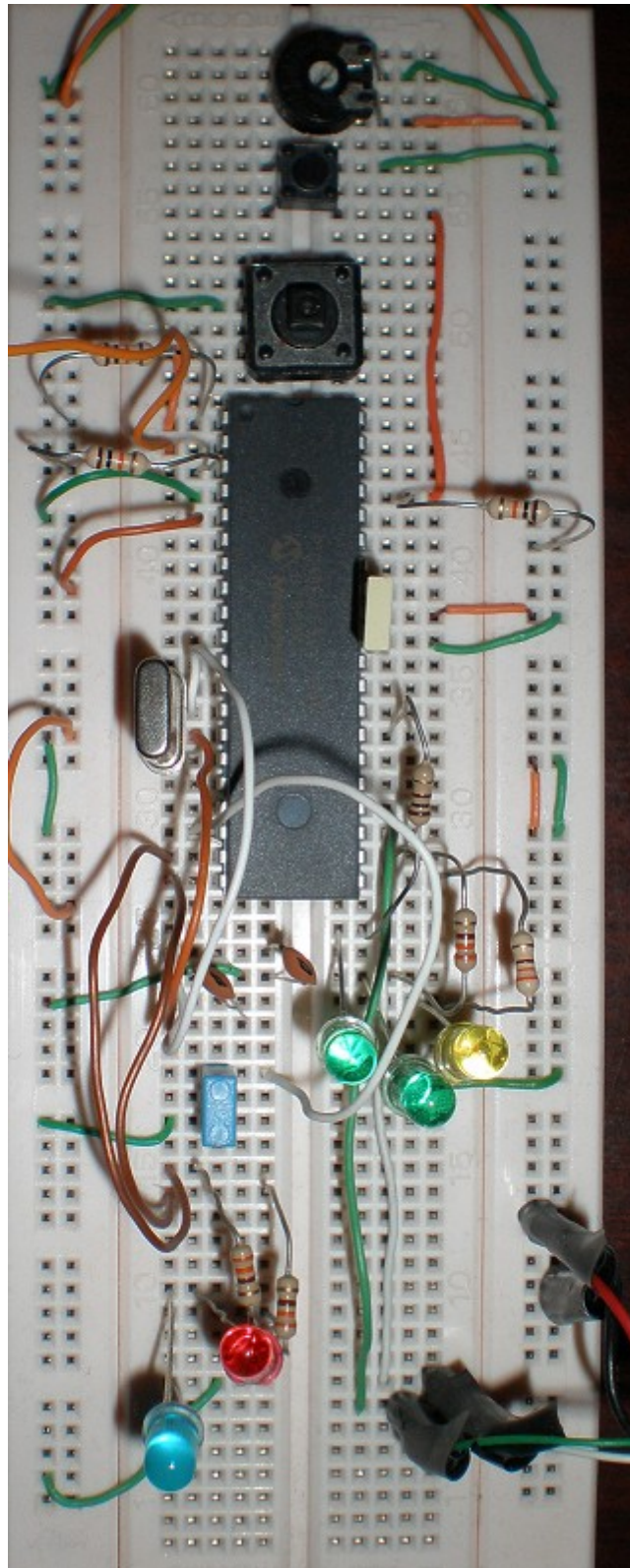
Zirkuituaren eskema:



36. irudia: PIC18F4550 abiatzeko zirkuituaren eskema

OHARRA: RA1 irteeran 10Kohm-eko erresistentzia ipini behar da erreferentziara (VSS) konektatuta zirkuituak funtzionatzeko.

RD0, RD1, RD2 eta RD3 irteeretan LED-ak jarri dira 10Kohm-eko erresistentzietara konektaturik eta hauek erreferentziara . Lehenengo biak USB-aren egoera adierazteko eta beste biak exekuzio denboran programan egiten diren aldaketak adierazteko.



37. irudia: PIC18F4550 abiatzeko zirkuituaren inplamentazioa

3.2.2.3 Beharrezko softwarea

“Boot Firmware Source Code” eta “PDFSUSB utility” lortu

Microchip MPLAB 7.00+ <http://www.microchip.com/ide/>

Microchip C18 2.40+ Student Ed from <http://www.microchip.com/c18/>

Microchip "[USB_Bootloader_Setup.EXE](#)"

3.2.2.4 Boot proiektuaren konpilazioa HEX fitxategia sortzeko

MPLAB exekutatu, Menu:Project/Open : "C:\MCHPFSUSB\fw\Boot\MCHPUSB.mcp"

Beste Full Speed USB PIC bat erabili nahi izanez gero (2550 bezala), bi aukera daude:

A) 4550 hex fitxategia erabili

B) proiektua egokitu

3.2.2.5 Boot firmwarearen programazioa PIC-ean

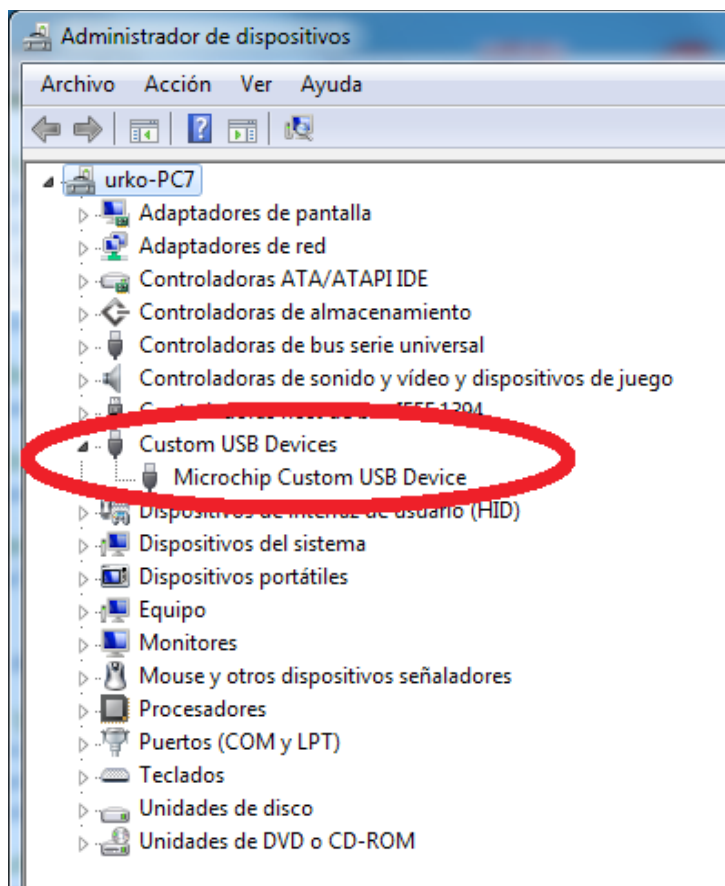
Firmware-a PIC-en idatzi PIC18F4550-rekin bateragarria den softwarea erabiliz.

3.2.2.6 USB-ra lehen konexioa

Boot Mode-n sartu S2 zapalduta mantenduz (boot) and eta S1 sakatuz (reset).

Windows7 automatikoki detektatzen du - Microchip MCHPFSUSB v2.2 Installer.exe

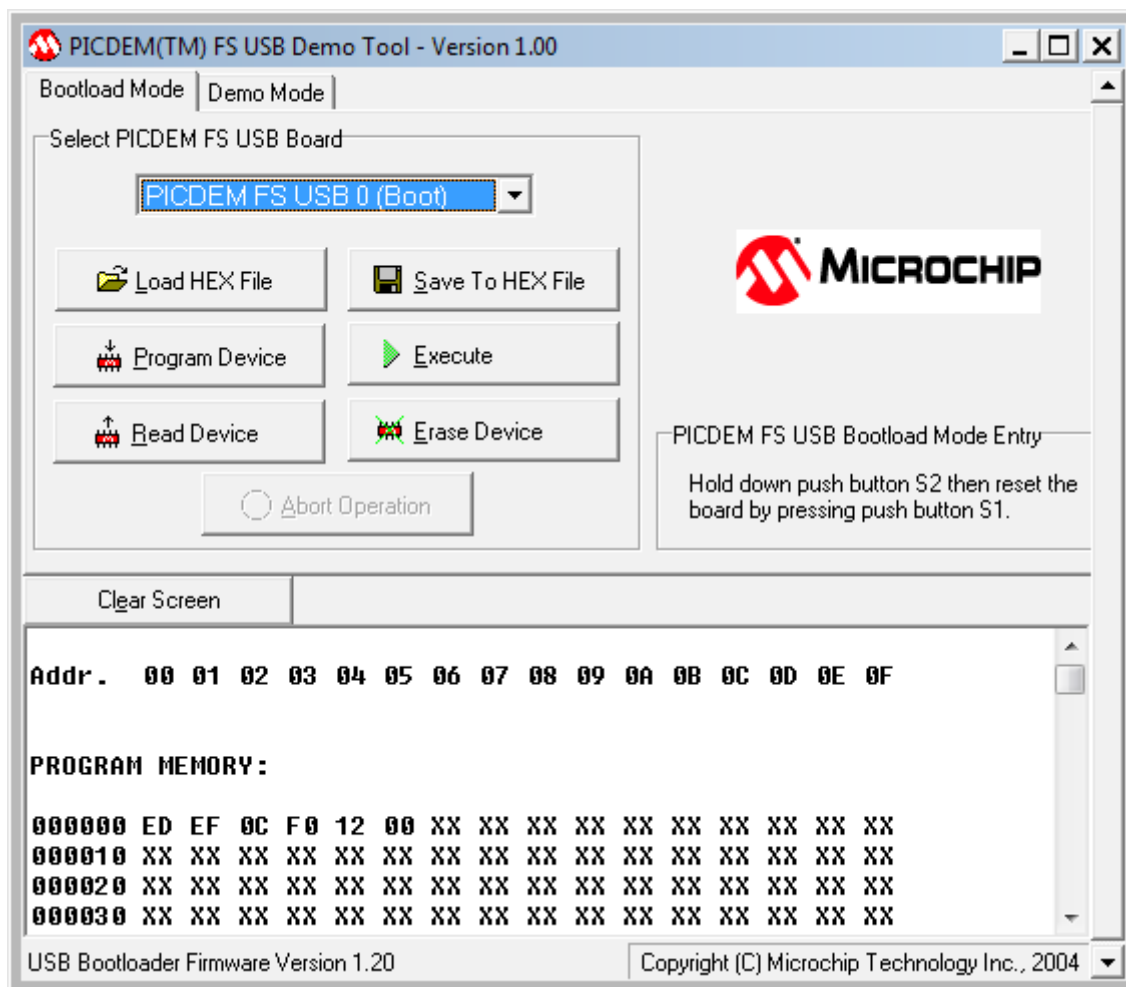
Normalean, Windows XP-ek USB gailu ezezagun bezala detektatuko du .



38. irudia: PIC-a Boot moduan Windows-eko gailu administratzailean

3.2.2.7 CDC Firmwarea

"Boot Mode" gaudela "PICDEM FS USB Demo Tool" erabiliz nahi adina aldiz birprogramatu dezakegu PIC-a, nahi dugun aplikazioa egiteko. Lehen aipatu bezala CDC emulazioa erabiliko dugu, horretarako Microchipek eskaintzen dituen adibideetan oinarrituko gara, kasu honetan "USB Device - CDC - Basic Demo" izenekoa. Adibide hauetan MPLAB-entzat proiektu eginak datoz beharrezko c++ iturburu kodearekin, HEX aurrekonpilatuekin eta hainbat lengoaietan idatziriko aplikazio adibideekin.



39. irudia: "PICDEM FS USB Demo Tool" aplikazioaren interfazea

INTERFAZEAREN DESKRIBAPENA:

"Load HEX File" sakatuz HEX fitxategia aukeratu daiteke fitxategi sistematik

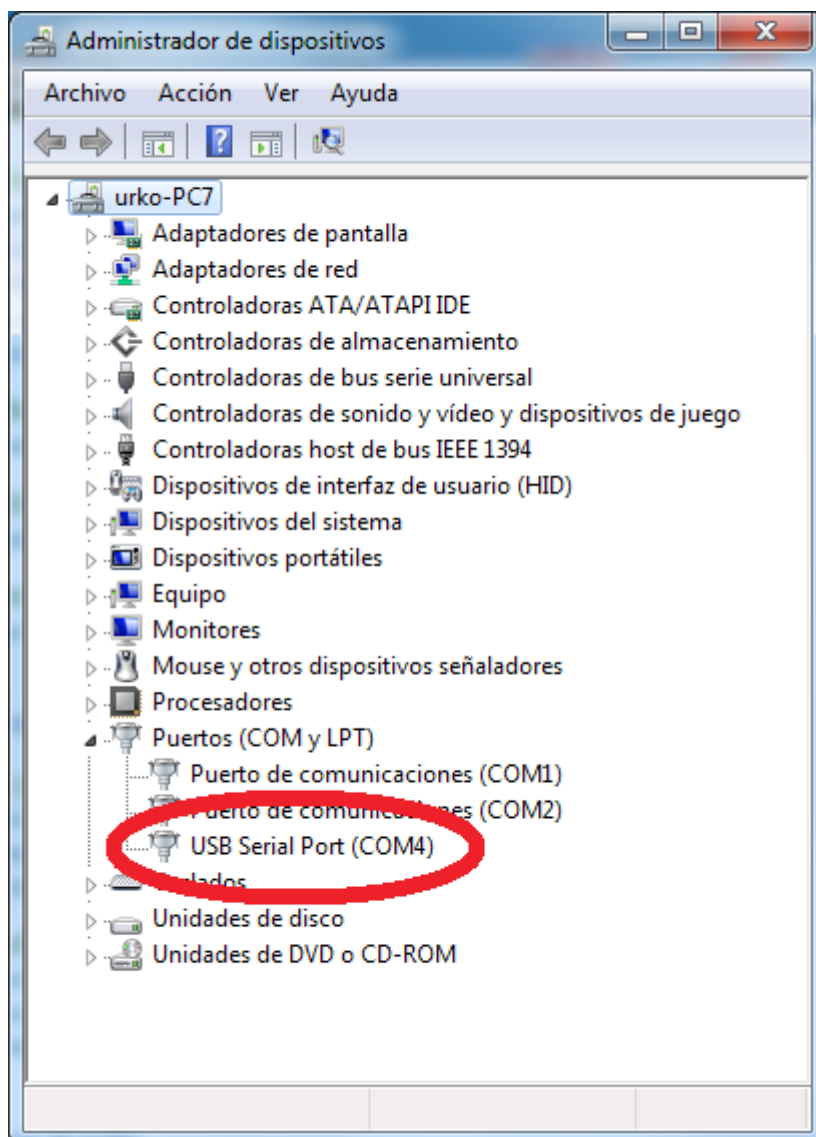
"Program Device" HEX fitxategia PIC-aren memorian idazten du

"Execute" Aplikazio martxan jartzen du

PIC-a berriro programatzeko "Boot Mode"-n sartzeko botoien sekuentzia errepikatu.

PIC-an programatuta dagoen kodea ere berreskuratu daiteke "Read Device" sakatuz eta

"Save To HEX File" botoiaren bidez fitxategi sisteman gorde dezakegu. Hemendik aurrera PIC-a USB-ra konektatzen dugun bakoitzean COM portu berri bat agertuko da sistema eragileko gailuen zerrendan. Portu hori izango da software bidez atzitu duguna.



40. irudia: PIC-a CDC moduan Windows-eko gailu administratzailean

3.2.3 PIC-aren programazioa

Hona hemen PIC-aren programazioan erabili diren funtzio eta aldagai garrantzitsuenen azalpena:

```
void UserInit(void) //Erabiltzailearen programaren hasieraketa
{
    mInitAllLEDs(); //USB-aren LED-ak hasieratu
    mInitAllSwitches(); // S1 Eta S2 botoien sarrerak hasieratu

    // RD2 eta RD3 pinak irteera digital bezala hasieratu Led-ak kontrolatzeko.
    TRISDbits.TRISD2 = 0;
    TRISDbits.TRISD3 = 0;

    TRISAbits.TRISA0 = 1;           // AN0 Sarrera analogikoa izango da.

    // RD2 eta RD3 LED-ak piztu.
    PORTDbits.RD2 = 1;
    PORTDbits.RD3 = 1;

    initadc();

} //end UserInit

void initadc(void) // A/D bihurgailuaren hasieraketa
{
    ADCON1 = 0b00001110; // Erreferentziak Vdd eta Vss. Sarrera analogiko bat.
    ADCON0 = 0b00000000; // CHAN0 aukeratzen dugu, A/D bihurgailua geldirik.
    ADCON2 = 0b00001001; // 2Tad, Erlojua = Fosc/8, Ezker justifikatua.
    ADCON0bits.ADON = 1; // A/D bihurgailua martxan jarri
}

void ProcessIO(void) // Programaren begizta nagusian exekutatzen den funtzioa
{
    ...

    ADCON0bits.GO_DONE = 1; // Bihurketa hasi
    while (ADCON0bits.GO_DONE == 1); // Bihurtzen duen bitartean itxaron
    output_buffer[0] = ADRESH; // Pisu handieneko Byte-a bufferrean gorde
    output_buffer[1] = ADRESL; // Pisu txikieneko Byte-a bufferrean gorde
    ...
    if (mUSBUSARTIsTxTrfReady()) { //USB-a prest baldin badago
        mUSBUSARTTxRam((byte*)output_buffer,2); // USB-tik bufferra bidali
    }
}
```


Hona hemen PIC-aren programazioak izan duen bilakaera oinarritzko adibidetik habiatuta:

1. Bertsioa: PIC-a zain dago USB bufferra irakurtzen eta aginduen zain. 'c' karakterea jasotzen duenean A/D bihurgailuan dagoen datua busetik bidaltzen du eta PC-ko aplikazioak begizta batean 'c' karaktereak etengabe bidaltzen ditu. Era honetan emaitza eskasak lortzen dira **50datu/seg**
2. Bertsioa: PIC-a zain dago USB bufferra irakurtzen eta aginduen zain. 'z' karakterea jasotzen duenean aldagai bat aktibatzen du. Honek PIC aren ProcessIO() begizta nagusia exekututzen den bakoitzean, A/D bihurgailuan dagoen datua bidaltzen du. Era honetan **1000datu/seg** lortzen dira.
3. Bertsioa: A/D Bihurgailuaren hainbat parametro frogatu arren eskuratze eta bihurketa denborak txikiagotuz, aurreko emaitza ez da hobetzen **1000datu/seg**.
4. Bertsioa: ProcessIO() begiztaren barruan beste bat sortzen da irteera buferrean balio bat baino gehiago bidaltzeko. Balio bakoitzak 2 Byte ditu.
 - 8 balio **2500 datu/seg**.
 - 32 balio **4000 datu/seg**.
 - 110 balio **8000 datu/seg**.

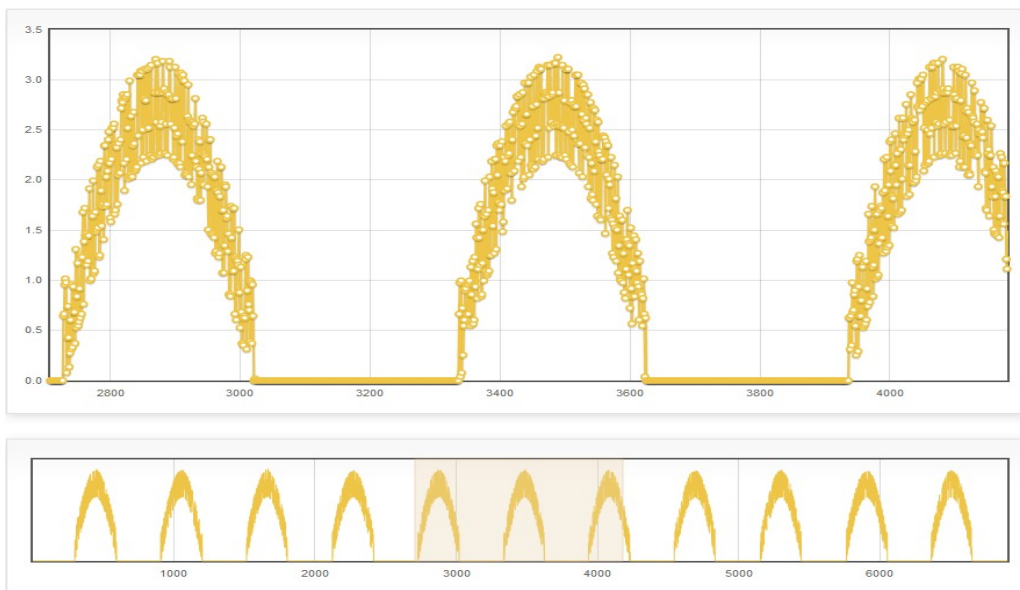
Agerikoa da USB-aren egoera adierazten duten LED-en betikararen abiadura ikusita, era honetan PIC-ak ez duela erantzuten bigarren begiztaren barruan dagoen bitartean. Gainera salto handiak ikusten dira seinaleen irudietan. Ikusi atal honetako frogak.

5. Bertsioa: 2. begizta erabili beharrean kontagailu bat erabiltzen da ProcessIO() begizta nagusian bufferra betetzeko eta beteta dagoenean bidalketa egiten da. Era honetan jauziak ikusten badira ere ez dira hain handiak eta LED-en betikara ez da moteltzen.
Era honetan 110 balio edo 220Byte-ko bufferra bidaliz **20000 datu/seg** lortu dira.
Eskuratze denborak proportzionalki eragiten de segundoko lortzen den datu kopuruan.
OTAD ekin frogak egin dira datuak azkarrago lortzeko asmoz baina bihurketaren kalitatea txarra da.
6. Bertsioa: eskuratze abiadura exekuzio denboran aldatzeko moldaketa.
14 abiadura desberdinetan eskuratu daitezke datuak 1000 datu/seg-tik **20000 datu/seg**-arte
7. Bertsioa: Konpilatzaileak errorea ematen du 220 Byte dituen bufferra handitzen bada.
Memoriaren beste datu bankuak aktibatu dira buffer handiagoak lortzeko asmoz baina ez da lortu linker-a behar bezala konfiguratzea.

3.2.4 Frogak

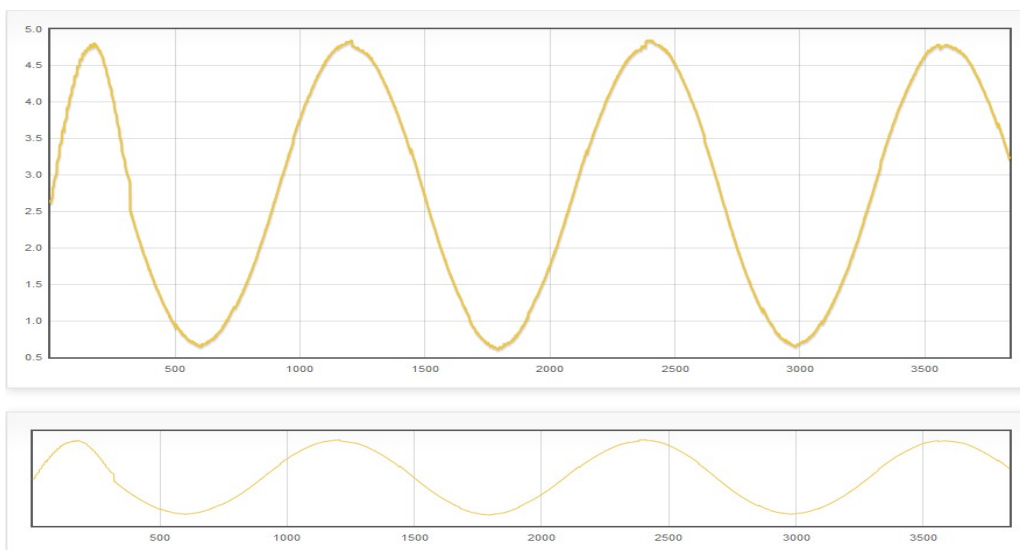
Ondorengo frogak GF1000 seinale sorgailua erabiliz egin dira EKG simulatzeko. Froga hauetan zehar maiztasun desberdinetako seinaleak digitalizatu dira PIC-aren A/D bihurgailua eta 3.2.3 ataleko software hobekuntzak frogatzeko.

1Hz ko seinalea . A/D bihurgailueren 2 Byte-ak irudikatuta. Pixu txikieneko Bytea zarata baino ez denez arbuatu egingo da hemendik aurrera. Bufferraren tamaina 2 Bytetakoa da.



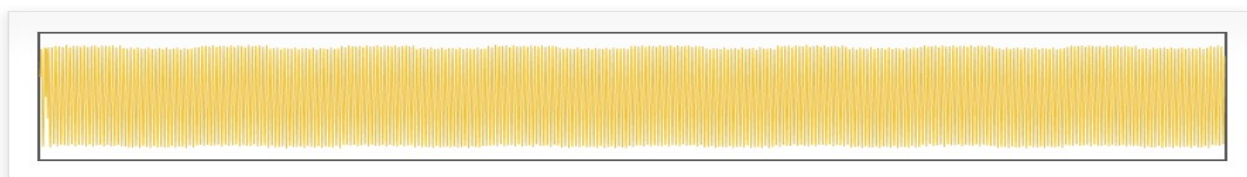
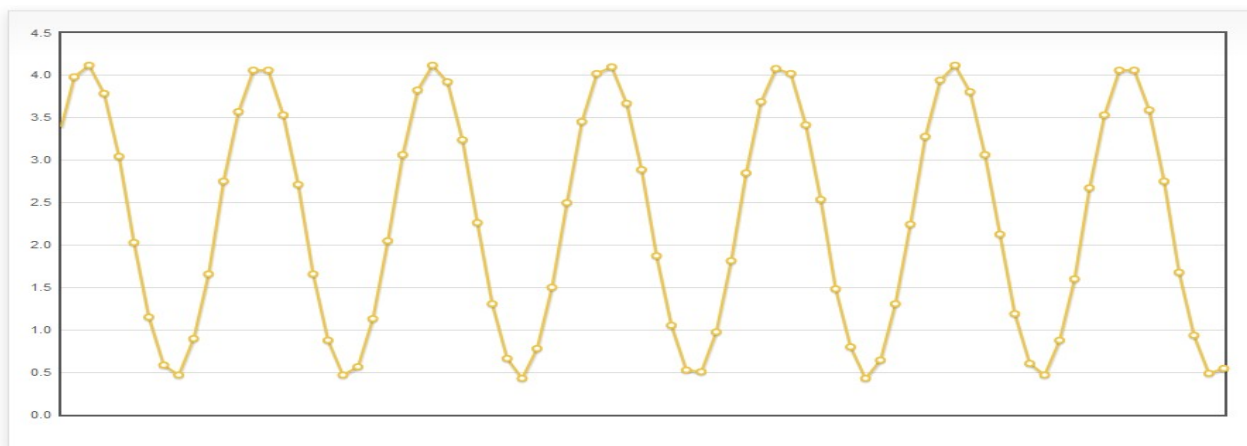
41. irudia: Froga 1

1Hz ko seinalea. A/D bihurgailuaren pixu handieneko Bytea irudikatuta.



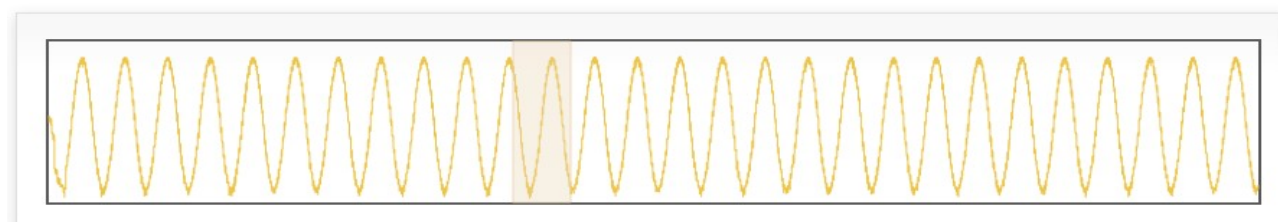
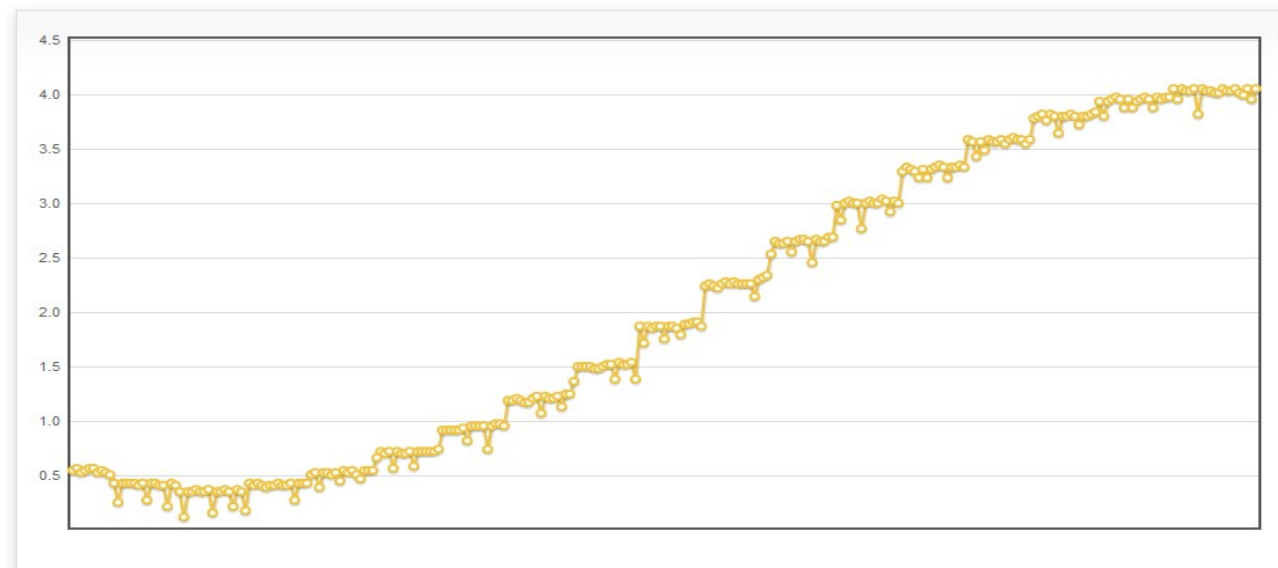
42. irudia: Froga 2

SEINALEA=100 Hz,BUFF=2 Byte, ESKURATZE ABIADURA(E.A.) = 1000 datu/seg



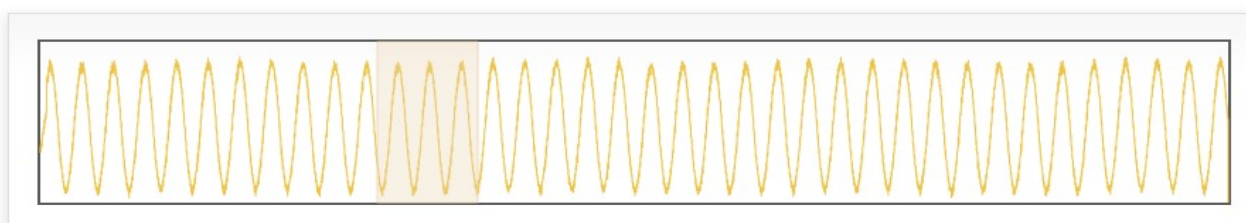
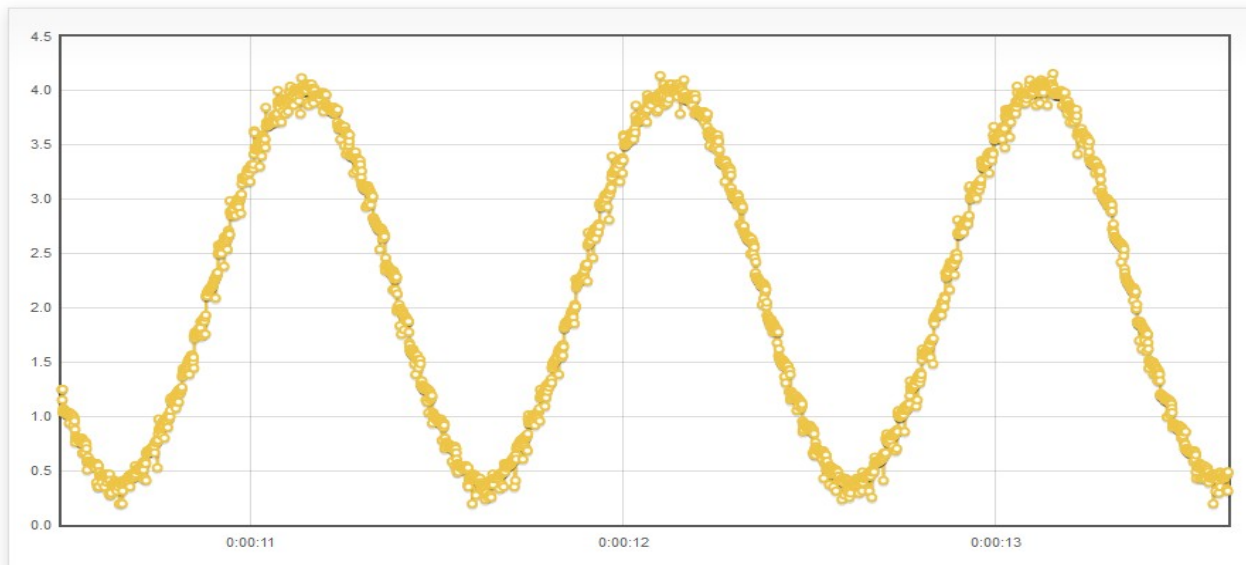
43. irudia: Froga 3

SEINALEA=10Hz, BUFF=64byte,ITERAZIOAK=32, E.A.=4000 datu/seg,



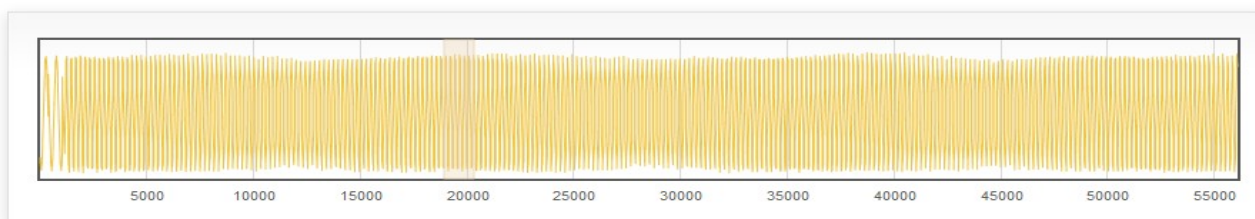
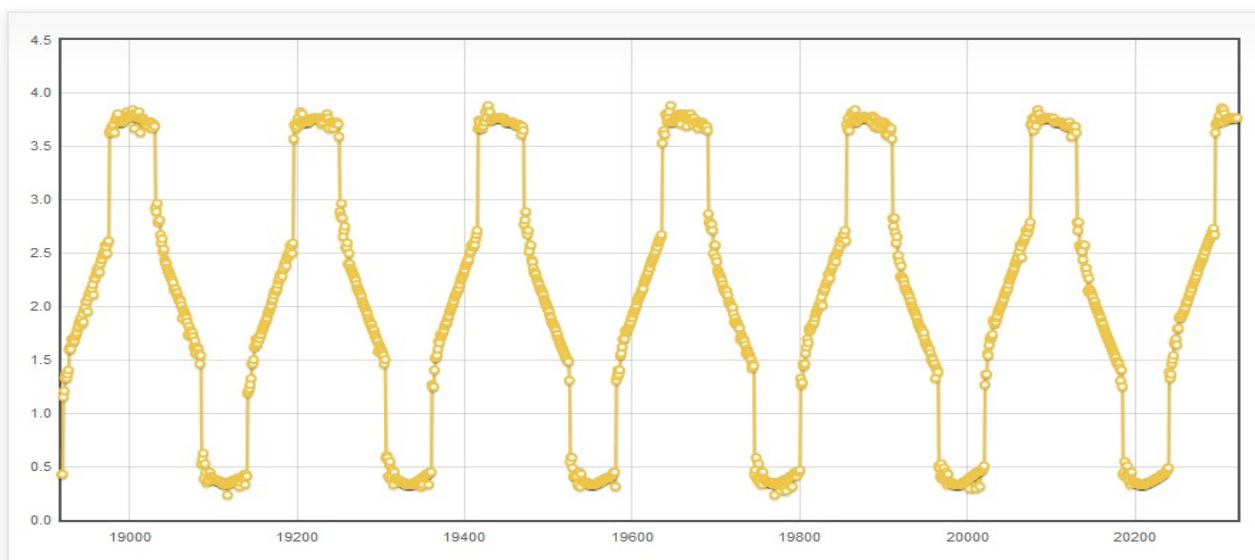
44. irudia: Froga 4

SEINALEA=10Hz, BUFF=64byte ITERAZIOAK=0 BEGIZTA GABE, E.A.=10000 datu/seg



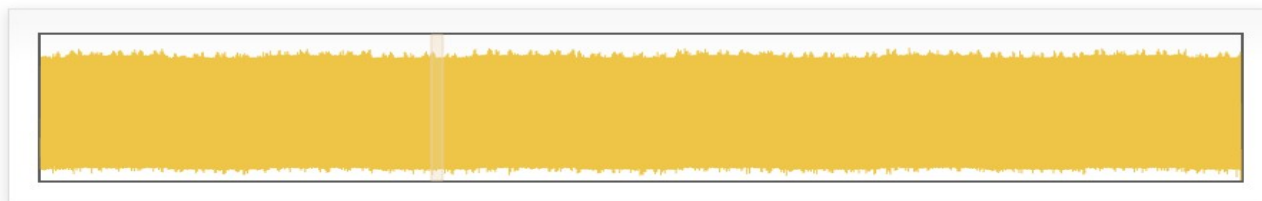
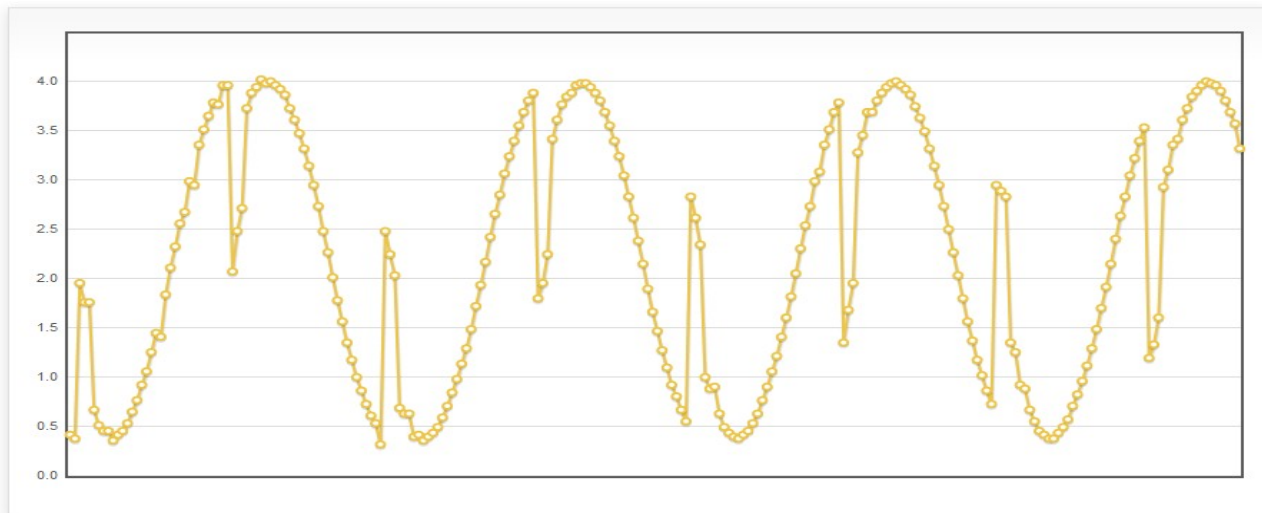
45. irudia: Froga 5

SEINALEA=100Hz, BUFF=220byte ITERAZIOAK=0 BEGIZTA GABE, E.A.=20000 datu/seg



46. irudia: Froga 6

SEINALEA=1000Hz, BUFF=220byte ITERAZIOAK=0 BEGIZTA GABE, E.A.=20000 datu/seg



47. irudia: Froga 7

3.3. PIC-etik datuak eskuratzeko aplikazioa

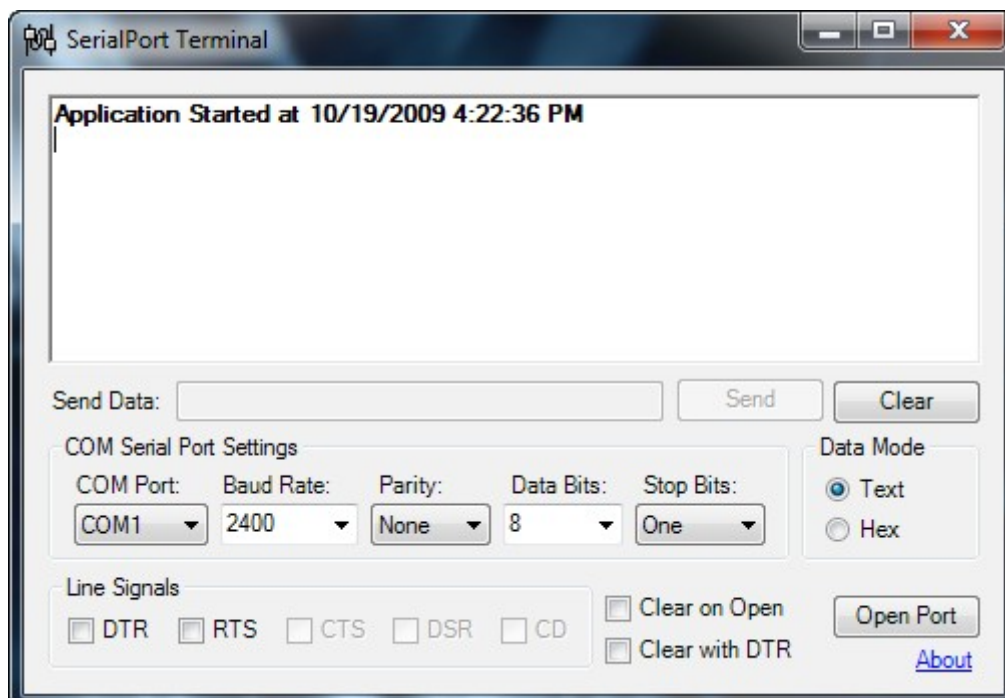
Aurreko atalean aipatu bezala CDC firmwareak serie portua (COM bezala ezagutua) emulatzen du eta hainbat kode liburutegi, programa eginak eta dokumentazio ugari daude honen inguruan.

3.3.1 WINDOWS-erako aplikazioa

Windows sistema eragilea librea izan ez arren munduan zabalduena da eta erabiltzaile kopuru handiena duena. Arrazoi honegatik, sistema honekin bateragarria den aplikazioa garatu da bereziki.

Visual Studio 2010 Express erabili da aplikazioa garatzeko ingurune bezala (IDE) bezala eta C# programazio lengoia aukeratu da, interfazeak egiteko ematen dituen erreztasunengatik eta edozein aplikazio mota garatzeko eskaintzen duen liburutegi eta osagai sortagatik.

Abiapuntu bezala C# lengoian idatziriko SerialPortTerminal izeneko aplikazioa aukeratu dugu. Aplikazio honen kodea "librea" da eta COM portuarekin konexioa konfiguratu eta datuak elkartrukatzeko funtzionalitatea eskaintzen digu SerialPort klasearen bitartez.



48. irudia: SerialPortTerminal aplikazioaren interfazea

Hona hemen interfazearen deskribapena:

Testu kaxa nagusia: Portutik irakurtzen diren datuak testu moduan ikusteko

Send data testu kaxa: Send botoia klikatuz, portutik datuak bidaltzeko. Botoi hau desgaituta dago konexioa ireki arte.

COM Port: Gure sistema eragilean gaituta dauden portuen artean aukeratzeko. Denboragailu baten bitartez automatikoki eguneratzen da zerrenda hau gailu berri bat PC-ra konektatzen denean

Baud Rate: Konexioaren abiadura ezartzeko

Parity: Transmisioan erroreak dauden detektatzeko

Data bits: Transmittitzen den bit kopurua

Stop bits: Transmittitzen diren paketeen amaiera adierazteko erabiltzen den bit kopurua.

Data Mode: Datuak testu moduan edo kodifikazio hamaseitarrarekin bidaltzeko aukera

Open Port: Portua ireki eta konexioa ezartzen du programa eta gailuaren artean.

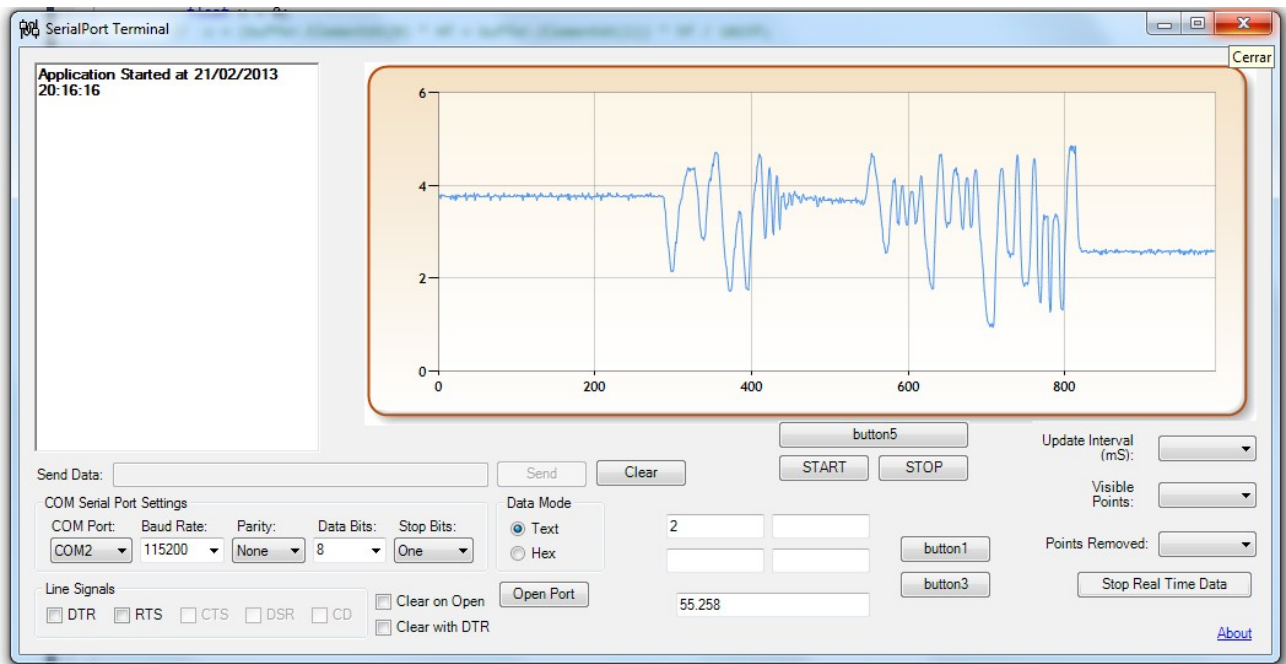
PIC-arekin komunikatzeko balio lehenetsiak erabiliko ditugu, Baud Ratea izan ezik. Parametro honentzat 115200 balioa erabiliko da, transmisio abiadura maximoa lortzeko.

PIC-aren atalean aipatu bezala, 'Z' karakterea bidaltzean PIC-a datuak etengabe bidaltzen hasiko da. Datu hauek zenbaki hamartarrera bihurtzeko ondoko formula erabiliko da, bakoitzak 2Byte-ko tamaina duela kontutan izanda:

```
balioa = (buffer.ElementAt(i) * 4f + buffer.ElementAt(i + 1)) * 5f / 1023f;
```

Helburua EKG seinalea denbora errealean ikustea denez, aplikazio honi System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting.Chart klaseko objektua gehitu diogu. Osagai hau grafikoak marrazteko .NET liburutegi bat bat da eta aukera ugari ematen ditu datu-serieak izanda era guztietako grafikoak marrazteko.

Grafikoa marrazteko aldaketa egin da DataReceived funtzioan. Funtzio hau automatikoki exekututzen da portuko sarrera bufferrean datuak daudenean eta bere funtzionalitate lehenetsia aldatu da, testu kaxan jasotako datuak erakutsi ordez grafikoa marraztu dezan.



49. irudia: SerialPortTerminal aplikazioa grafikoarekin

Erreztasun honekin alderatuta, bere errendimendua oso eskasa da, marraztu behar den datu kopurua oso handia denean eta denboran oso azkar aldatzen denean.

Hasieran erabilgarria suertatu arren, PIC-aren programazioan lortutako hobekuntzarekin batera, datuen bidaltze maiztasuna 50Hz-tik igotzen denean CPU-aren erabileran gainkarga izugarria eragiten du eta lortutako seinalea distorsionatu.

Hau konpontzeko datuen eskuratzea, margotzetik banandu da eta datuak marraztu beharrezan zuzenean fitxategi batetan idazten dira, ondoren ikusi ahal izateko.

Fitxategia CSV (*comma-separated values*) formatuan gordetzen da. Lehen zutabearen eskuratutako unearen denbora marka gordetzen da eta bigarrean balioa. Hona hemen CSV-aren adibide bat benetako datuekin:

```
2013-04-10 11:57:40.676;3,264907
2013-04-10 11:57:40.707;0,684262
2013-04-10 11:57:40.707;0,7233627
.....
```


3.3.2 LINUX-erako aplikazioa

Linux ordenagailurako nukleo libre baten izena da. Software librearen nahiz kode irekizko garapenaren adibiderik entzutetsuena da. Beste alde batetik GNU/Linux deritzoguna dago, honek kernelari eta bere aplikazioei egiten die erreferentzia eta hau da SEaren izen egokia.

"Linux" hitza zehazki Linux muinari dagokio, baina ohikoa da oro har sistema eragileari buruz hitz egitean erabiltzea, nahiz eta oso egokia ez izan. Unix antzeko sistema eragile hau GNU/Linux izenaz ere ezagutzen da, Linux muina alde batetik Linus Torvaldsek idatzitakoa, eta GNU liburutegi eta tresnak bestalde, batzen baititu. Beste hainbat programa (web zerbitzariak, programazio lengoaiak, datu baseak, GNOME edo KDE bezalako Mahaigain inguruneak eta OpenOffice.org bezalako bulegotika-suiteak) barne hartzen dituzten Linux banaketa osoei buruz hitz egitean ere maiz erabiltzen da terminoa.

GNU/Linux SEak zenbait distribuzio desberdin ditu aidib.: Ubuntu(Linux banaketa ezaguna), Linux Mint (Linux banaketa erabiliena), Slackware (aktiboan dagoen linux banaketarik zaharrena), Debian (guztiz askea dena), OpenSuSE (SuSE-ren bertsio askea), eta "SuSE" (bertsio komertziala, ez guztiz askea) , Mandriva (Free bertsioa guztiz askea, eta Powerpack bertsioak ez dira guztiz askeak) , Fedora Core (Red Hataren SE askea), Red Hat (enpresek eskaintzen duten GNU/Linuxetatik erabiliena)...

Ondorengo aplikazioa Debian eta Ubuntu distribuzioetan frogatu da. Aplikazioa guztiz funtzionala ez bada ere, Windowseko bertsioan dauden funtzio nagusiak implementatzen dira bertan: datuak eskuratzea, gordetzea eta marraztea.

Windows-en ez bezala, ez dago aparteko driver-en beharrik, CDC emulazioa kernel berrietan barneraturik bait dago. PIC-a PC-ra konektatzen dugunean , Windowsen COM portua agertzen zen bezala , /dev/ttyACM0 gailu berria ikusiko dugu Linuxen.

Funtzio hauek implementatzeko c++ lengoia erabili da eta aplikazioa sortzeko GCC konpilatzaile librea. Era honetan honela WINDOWS edo MAC-en aurrean guztiz software librean oinarritutako alternatiba lortzen da.

Marrazteko OpenGL liburutegi librea erabili da.

3.4. Datuak tratatu eta web bidez aztertzeako aplikazioa

3.4.1 SARRERA

Web aplikazio egiteko XAMPP zerbitzarirako software librea erabili dugu. Apache, Mysql, Php eta Perl aplikazioak modu errazean instalatzeko balio du. X-k edozein sistema eragileetarako eskuragarri dagoela esan nahi du.

Apache web zerbitzaria da, HTTP (Hypertext Transfer Protocol) inplementatzen du eta bertan egongo da web aplikazioa. Web orri hau edozein nabigatzailearen bidez atzitu ahal izango dugu.

MySQL zerbitzaria, Datu Baseak Kudeatzeko Sistema (DBKS) da.

PHP programazio lengoai interpretatua da (ez da konpilatzen) eta web orri dinamikoak egiteko erabili ohi da. Aplikazio mota askotarako erabili daiteke: Datu baseekin konektatu, fitxategiak irakurri, HTML kodea dinamikoki sortu, web saioak (sessions), etab ...

Perl beste programazio lengoai interpretatu bat da PHP bezala (ez dugu erabiliko).

Grafikoak web orrian marrazteko Javascript programazio lengoian eta JQuery-n oinarritutako FLOT liburutegi librea erabili da.

Hona hemen FLOT-en bidez irudikatutako grafiko bat. Memorian zehar itxura hau duten grafiko guztiak ere, liburutegi honekin irudikatu dira.



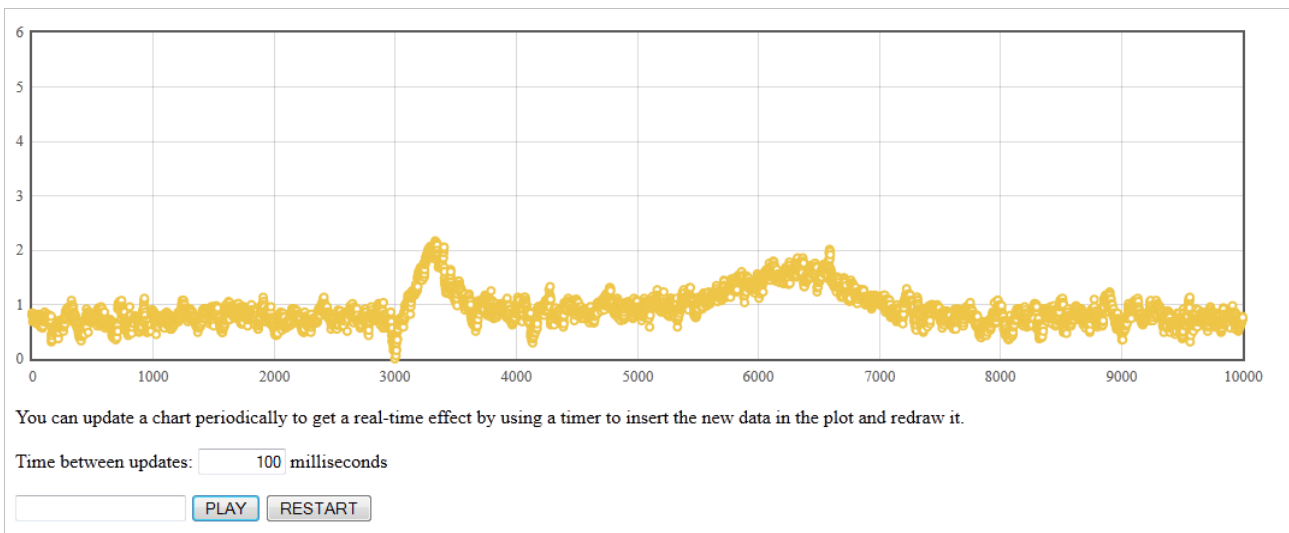
50. irudia: Javascript bitartez marraztutako grafikoa

3.4.2. Web aplikazioa

Web aplikazioa PHP programazio lengoaian idatzi da eta aurretik lortutako CSV fitxategiak irakurtzen ditu. Ondoren CSV fitxategi hau JSON (*JavaScript Object Notation*) formatuko array batean bihurtzen du HTML web orrian FLOT bidez marrazteko.

Web orria kargatzean goiko eta beheko grafikoetan seinale osoa ikusten da. Beheko grafikoan nahi den tartea aukeratu daiteke, goian handituta ikusteko. Bestalde goiko grafikoa xaguaren gurpilarekin handitu eta txikitu daiteke, eta honen ezker botoia sakatuta norabide guztietan mugitu daiteke.

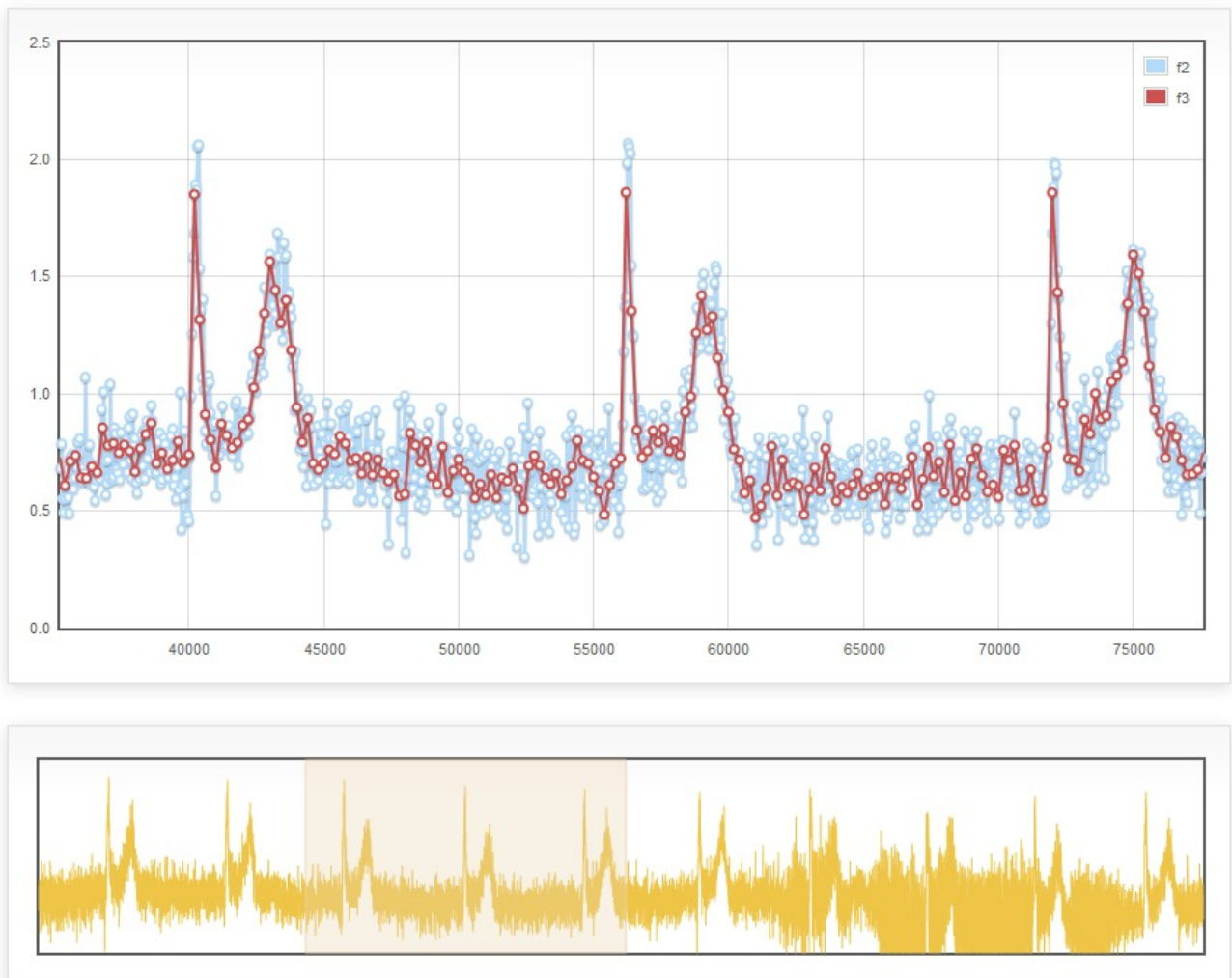
Beste aplikaziotxo bat ere egin da datu fitxategiak AJAX (*Asynchronous JavaScript And XML*) bidez zatika irakurri eta denbora erreala simulatzeko. Kasu honetan HTML orriak javascript bidez PHP batetara deitzen du eta PHP honek saioak (PHP SESSIONS) erabiliz bidali behar duen EKG zatiaren kontagailua gordetzen du.



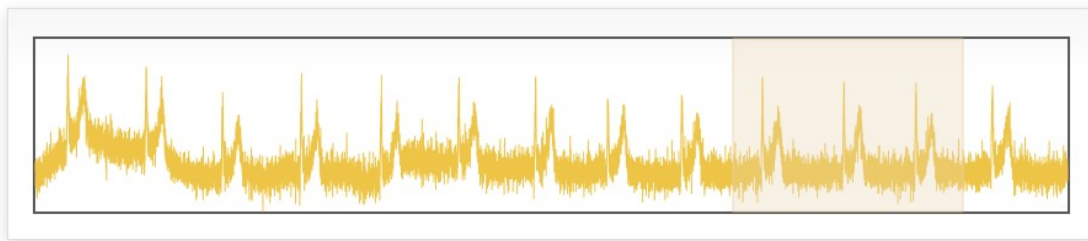
51. irudia: AJAX aplikazioa

3.4.3 Seinalearen iragazketa software bidez.

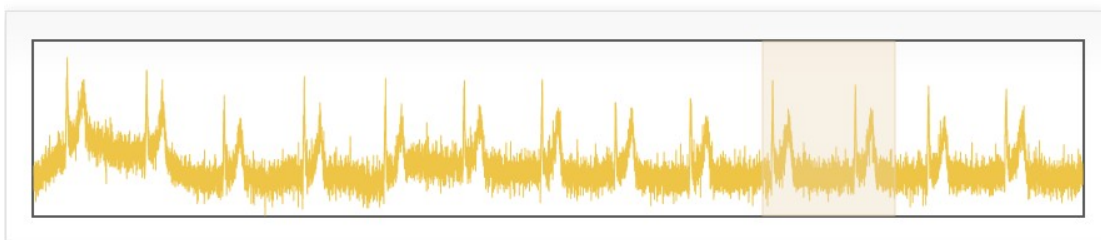
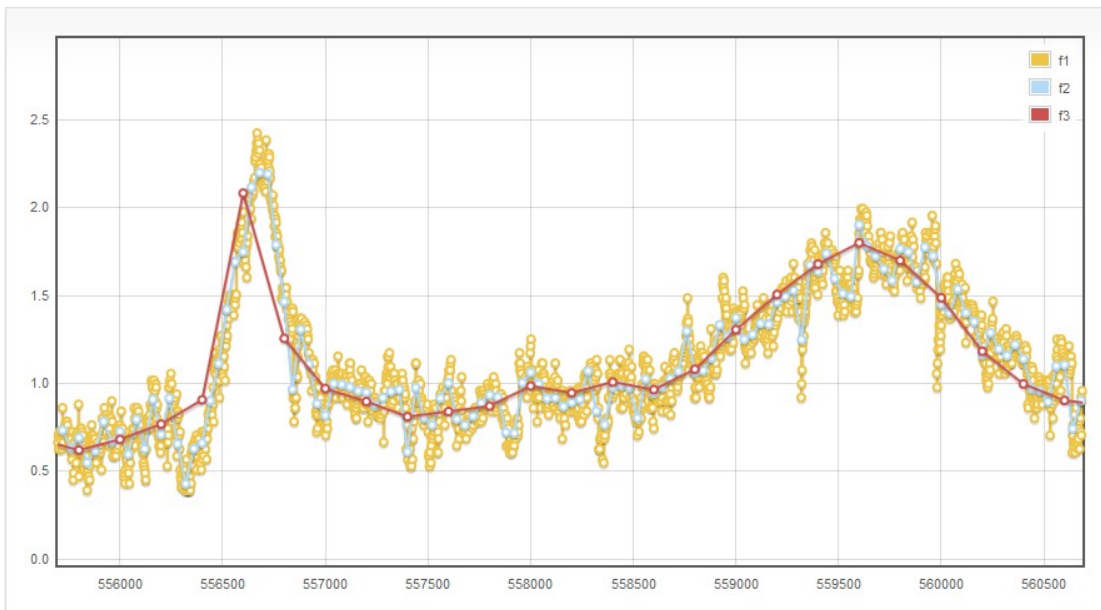
Software bidezko iragazki ximple bat inplementatu da, seinalea garbitzen saiatzeko. Iragazki hau N balioen batezbestekoa kalkulatzean datza. Ondorengo irudietan eskuratutako EKG batzuk ikus daitezke. Horiz datu guztiak, urdinez batezb. datuak hogeinaka hartuta. Gorriz batezb. datuak ehundaka hartuta:



52. irudia: Iragazketa 1

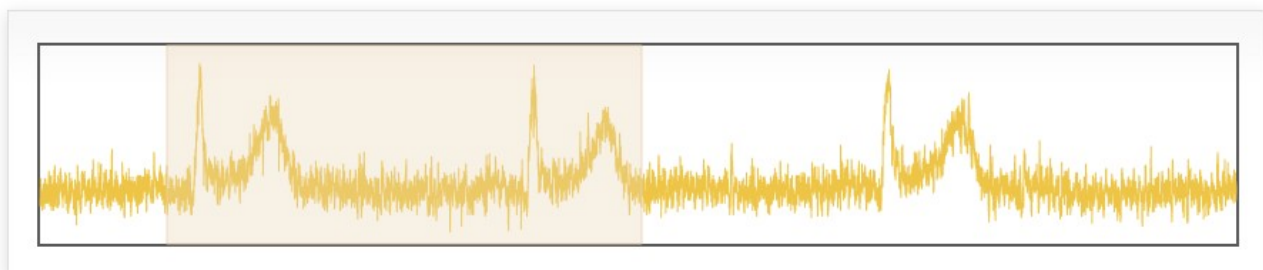


53. irudia: Iragazketa 2



54. irudia: Iragazketa 3 (aurrekoa gertutik ikusita)

Ondorengo grafikoan iragazkia beste era batetara aplikatu da. N garren balioa, bera eta hurrengo 20 (urdina) edo 100(gorria) balioen betezbestekoa da. Hau da grafiko guztiek puntu kopuru berbera dute. Iragazki hau erabiliz P uhina antzeman daiteke baina R uhinak batez ere bere proportzioak galtzen ditu.



55. irudia: Iragazketa 4

4. Ondorioak

Proiektuaren helburuak bete badira ere, elektrokardiografoaren inplementazioaren atal guztiak hobetu litezke. Hona hemen atalka proposatzen diren hainbat hobekuntza:

Seinale bioelektrikoaren eskuratzeari dagokionez, seinalearen ezaugarri nagusi diren S eta T uhinak nahiko ongi ikusi arren, zarataren presentzia oso nabarmena da eta P uhina ia ez da antzematen (aurikulen aktibitateari dagokiona). Arrazoi hauengatik gure EKG-a ez da elektrokardiografo profesional bat bezain zehatza eta beraz, diagnosirako hain egokia.

Hauek dira atal honetan aplikatu daitezkeen hobekuntza posible batzuk: Kalitate hobeko elektrodoak erabiltzea (pintzak edo bentosak), kable apantailatuak erabiltzea, zirkuitua beste plaka mota batean estainatzea, zirkuitua faraday kaxa batean sartzea edo iragazkiak hobetzea.

Mikrokontrolagailuaren atalari dagokionez, bere funtzioa nahiko ongi betetzen du nahiz eta teorikoki posible den A/D bihurgailuaren irteerako datuak azkarrago bidaltzea. Alde batetik irteera bufferraren tamaina handituz eta bestetik PIC-ean bertan datuak konprimituz.

PIC-etik datuak eskuratzeko aplikazioa nahikoa da datuak fitxategian gordetzeko baina denbora errealeko grafikoa ez da funtzionala lortu den abiaduratan (MAX:20000 datu/seg).

Web aplikazioa oso egokia da grafikoak aztertzeke, hala ere 5MByte baino gehiago dituzten datu fitxategiekin, asko moteltzen hasten da eta nabigatzailea errorea ematera iris daiteke.

5. Bibliografia

Elektrokadiagramaren inguruan:

[1] – Elektrokardiografoaren historia -> Historia de la medicina - Biografías.

<http://www.historiadelamedicina.org/einthoven.html>

[2] – Electrocardiograma -> Wikipedia.

<https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>

[3] – Akzio potentziala -> Wikipedia.

https://es.wikipedia.org/wiki/Potencial_de_acci%C3%B3n_card%C3%ADaco

[4] –Mintza potentziala -> Wikipedia.

http://en.wikipedia.org/wiki/Membrane_potential

Elektrokardiografoaren diseinu eta inplementazioaren inguruan:

[5] – Señale bioelektikoen eskuratzea -> Desarrollo de un sistema de adquisición, procesamiento y transmisión de electrocardiogramas (ECG) .

http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina_rodriguez/FMem.html

[6] –Anplifikadore operazionalak -> Wikipedia.

http://es.wikipedia.org/wiki/Amplificador_operacional

[7] –Instrumentzaioko anplifikadorea -> Wikipedia.

http://es.wikipedia.org/wiki/Amplificador_de_instrumentaci%C3%B3n

[8] –INA114 anplifikadorea -> Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER.

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina114.pdf>

[9] –OPA2604 anplifikadorea -> Dual FET-Input, Low Distortion OPERATIONAL AMPLIFIER.

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2604.pdf>

[10] –OP07 anplifikadorea -> Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier.

http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/OP07.pdf

[12] –LM7805 -> 3-Terminal 1A Positive Voltage Regulator.

<http://www.fairchildsemi.com/ds/LM/LM7805.pdf>

PIC18F4550 mikrokontrolagailuaren inguruan:

[13] **USB 2.0 -> USB 2.0 Specification**

<http://www.usb.org/developers/docs/>

[14] – **PIC18F4550 -> Dokumentazioa, datasheetak, softwarea, garapenerako tresnak.**

<http://www.microchip.com/wwwproducts/Devices.aspx?dDocName=en010300>

[15] – **USB garapen zirkuitoaren diseinua -> Learn PIC USB with a minimal USB application.**

<http://pic18fusb.online.fr/wiki/wikka.php?wakka=UsbBootload>

PIC-arentzako aplikazioaren inguruan:

[16] – **PIC-arekin komunikatzeko softwarea. -> SerialPort (RS-232 Serial COM Port) in C# .NET**

<http://msmvps.com/blogs/coad/archive/2005/03/23/39466.aspx>

Web aplikazioaren inguruan:

[17] – **Apache web zerbitzaria, Mysql datu basea eta PHP programazio lengoia -> XAMPP.**

<http://www.apachefriends.org/es/xampp.html>

[18] – **PHP -> PHP Manual**

<http://php.net/>

[19] – **Web orrietan grafikoak marrazteko liburutegia -> FLOT**

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

Hiztegiak:

[20] – **Gaztelera-Euskara Hiztegia -> Elhuyar hiztegia**

www.euskadi.net/hizt_el

[21] – **Ingelera-Gaztelera Hiztegia -> Wordreference.com**

<http://www.wordreference.com/es/>

6. Eskerrak

Arkaitz Igartua-ri PIC-arekin lehen pausoak ematen laguntzeagatik.

Xabier Zabaleta-ri PIC-ak lehenengo aldiz programatzeagatik.

Amaya Ibarra-ri anplifikadore operazionalekin laguntzeagatik.

Luis Gardezabal-i mikrokontrolagailuari buruzko aholkuengatik.

Juan Jimenez de Vicuña-ri anplifikazioaren simulazioa egiten erakusteagatik.

Jorge Fernandez-i bere aholkuengatik.

Txelo Ruiz-i bere pazientzia, aholku eta estainatze ikastaroengatik.

7. Eranskinak

7.1 CD-ROMa

7.1.1 Memoria

Proiektuaren memoria ODT eta PDF formatuetan.

7.1.2 Softwarea

- C++ iturburu kodea eta Mplab proiektua.
- HEX konpilatuak.
- Windows-erako C# aplikazioa iturburu kodearekin.
- Linux-erako C++ aplikazioa iturburu kodearekin.
- Web aplikazioaren PHP, Javascript eta HTML iturburu kodea.
- Eskuratutako datu fitxategiak.