



Univerza v Ljubljani  
Fakulteta *za elektrotehniko*

Dominik Peruško

# IZDELAVA ELEKTROKARDIOGRAFA

Projektna naloga pri predmetu Elektronska vezja

Ljubljana, september 2011



# Kazalo

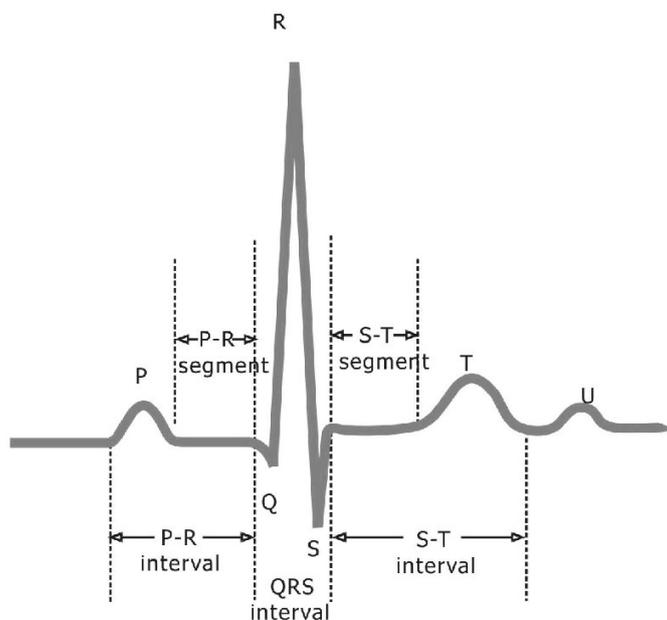
1	Uvod.....	1
2	Teorija delovanja elektrokardiografa.....	2
2.1	Delovanje srca.....	2
2.2	Depolarizacija in repolarizacija mišičnih celic.....	3
2.3	EKG s tremi elektrodami.....	3
2.4	Izvori šuma.....	4
2.4.1	Šum iz zunanjih virov.....	4
2.4.2	Šum, ki izvira iz pacienta.....	4
2.4.3	Šum na kontaktu elektroda – pacient.....	4
3	Realizacija.....	5
3.1	Blok shema sistema in celotno vezje.....	5
3.2	Napajanje.....	6
3.3	Elektrode.....	6
3.4	Diferencialni ojačevalnik.....	7
3.5	Določanje reference.....	8
3.6	VP filter.....	8
3.7	Ojačevalnik in offset.....	9
3.8	NP anti-aliasing filter.....	9
3.9	Mikrokontroler.....	10
3.10	PC.....	10
4	Rezultati.....	11
5	Viri.....	12

# 1 Uvod

Elektrokardiograf (EKG) je naprava, ki meri električno aktivnost srca kot funkcijo časa in prikazuje njen potek na papir ali zaslon. Z njim lahko merimo srčni utrip, preverjamo rednost utripanja srca, zaznavamo poškodbe na posameznih delih in vpliv drog ali srčnih vzbujevalnikov na delovanje srca.

EKG zaznava spremembe v električnih potencialih, ki jih povzroča krčenje srčne mišice. Na telo so pritrjene elektrode, s katerimi te razlike zaznamo. Število elektrod je odvisno od aplikacije: za diagnosticiranje bolezni srca se uporablja 12 elektrod, za spremljanje aktivnosti srca med operacijami ali okrevanjem bolnika pa 3 ali 5 elektrod. Zaradi enostavnosti sem izbral merjenje s tremi elektrodami.

EKG signal, ki ga dobimo iz elektrod je izmeničen z amplitudno vrednostjo približno 5 mVpp, in zanimivim frekvenčnim področjem od 0.05 Hz do 150 Hz. Signal karakterizira 6 ekstremov, označenih s črkami P, Q, R, S, T in U.



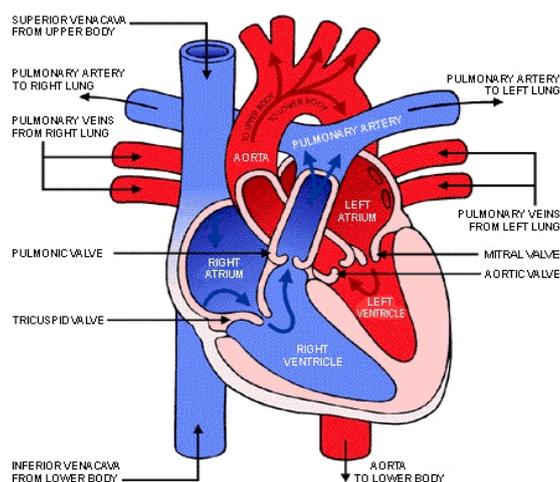
Slika 1.1: EKG signal.

Namen projekta ni bila izdelava EKG-ja, ki bi bil uporaben za diagnosticiranje, ampak prikaz konceptov zajemanja signala in spopadanja s šumom, ki je pri tako nizkih signalih še posebej problematičen.

## 2 Teorija delovanja elektrokardiografa

### 2.1 Delovanje srca

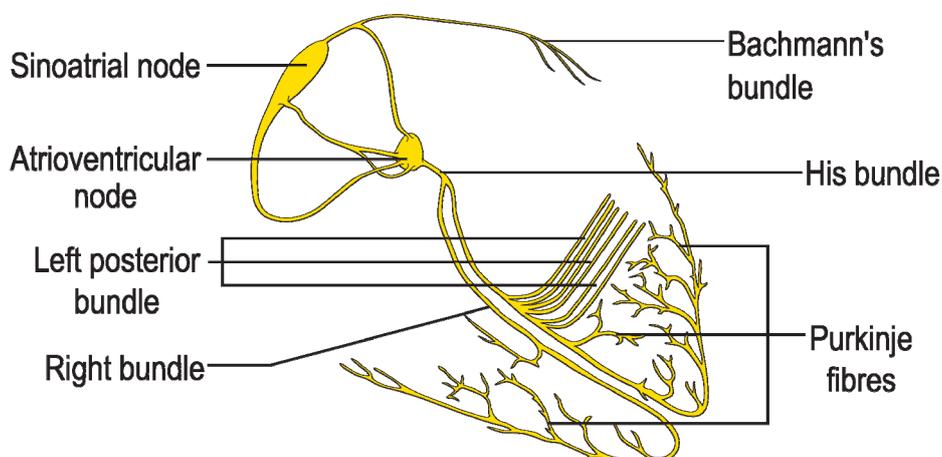
Srce je razdeljeno na štiri dele: desni atrij, desni ventrikel, levi atrij in levi ventrikel. Desna stran srca črpa deoksigenirano kri iz telesa v pljuča, leva pa oksigenirano kri iz pljuč nazaj v telo.



Slika 2.1.: Zgradba srca.

Deoksigenirana kri vstopa v desni atrij. Ta se skrči in potisne kri v desni ventrikel. Takoj zatem se ta skrči in potisne kri iz srca v pljuča, kjer se kri oksigenira. Ta se vrne v srce v levi atrij, ki se skrči in potisne kri v levi ventrikel, ki se skrči in potisne kri po telesu.

Za krčenje posameznih delov srca je potreben električni impulz v živcih. Ta se generira v Sinoatrijskem (SA) vozlu. Impulz stimulira oba atrija, da se skrčita in potisneta kri v ventrikle. Impulz nato doseže Atrioventrikularni vozol, kjer se zakasni za približno 0.1 sekunde, tako da se lahko ventrikli napolnijo s krvjo. Signal potuje po debelem snopu živcev, znanih kot Hisov snop, nato pa se razprši v tanjše živce (Purkinijeva vlakna), kjer povzroči stimulacijo in krčenje ventriklov.

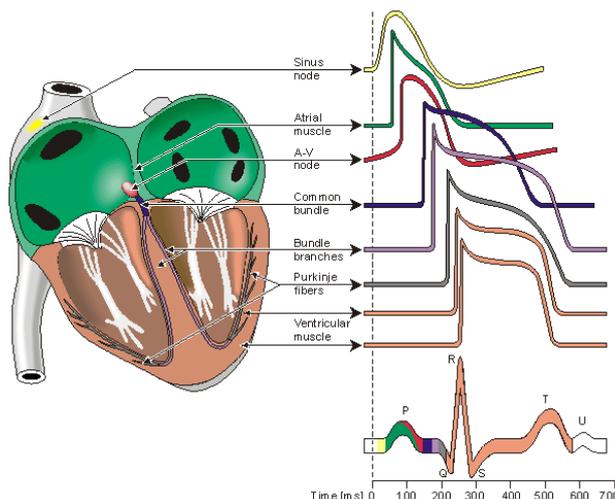


Slika 2.2.: Električno prevodne poti v srcu.

## 2.2 Depolarizacija in repolarizacija mišičnih celic

V mirovnem stanju so mišične celice v srcu polarizirane. Znotraj celic je naboj negativen na zunanji strani pa pozitiven. Ker vlada ravnovesje nabojev, ne tečejo nobeni tokovi. Ko do celice pride električni impulz iz SA vozla, pozitivni K ioni vstopijo v celico, notranjost celice se depolarizira. Ta depolarizacija povzroči krčenje mišične celice, zaradi česar se skrči celo srce. Nato so pozitivni ioni prečrpani iz celice in ta se povrne v sproščeno stanje – repolarizacija.

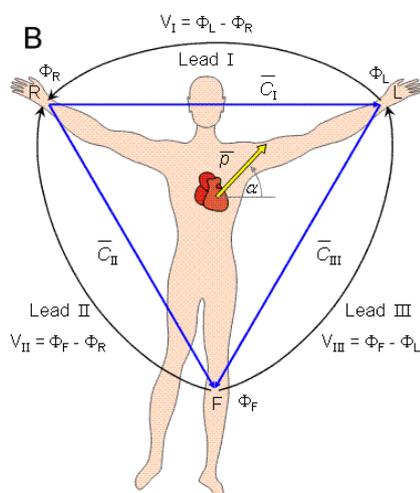
Spreminjanje električnega potenciala, ki je posledica depolarizacije in repolarizacije se prenese na kožo, kjer ga lahko merimo z EKG.



Slika 2.3: Formiranje EKG signala.

## 2.3 EKG s tremi elektrodami

Električno aktivnost srca lahko opišemo kot električni dipol (vektor med dvema točkastima nabojema), kateremu se v času spreminja smer in velikost. Položaj elektrod na telesu določa časovno sliko signala. Na sliki 2.4 je prikazana najbolj osnovna razporeditev elektrod, ki temelji na Einthovnovemu trikotniku.



Slika 2.4: Einthovnov trikotnik.

Meritev poteka z nastavitvijo reference na nogi in zajemom signalov iz obeh zgornjih okončin, ki ju nato peljemo skozi diferencialni ojačevalnik.

## 2.4 Izvori šuma

Ker je EKG signal v rangu nekaj mV je zelo dovzeten za šume. Izvore šumov lahko razdelimo v tri skupine:

- Šumi, ki izvirajo iz zunanjih virov
- Šumi, ki izvirajo od pacienta
- Enosmerni potencial in šumi, ki nastajajo na kontaktu med elektrodo in pacientom

### 2.4.1 Šum iz zunanjih virov

Glavni šum, ki izvira iz zunanjih virov, je 50 Hz brum. Ta se pojavi preko dveh mehanizmov – elektrostatičnega in z indukcijo. Elektrostatičen šum nastaja zaradi spreminjanja naboja, ki nastane na koži, ko je pacient blizu elektronske opreme in kablov. Drug vir šuma je napetost, ki se inducira v zanki, ki jo sklenemo z elektrodami, ko smo blizu napajalnih kablov.

### 2.4.2 Šum, ki izvira iz pacienta

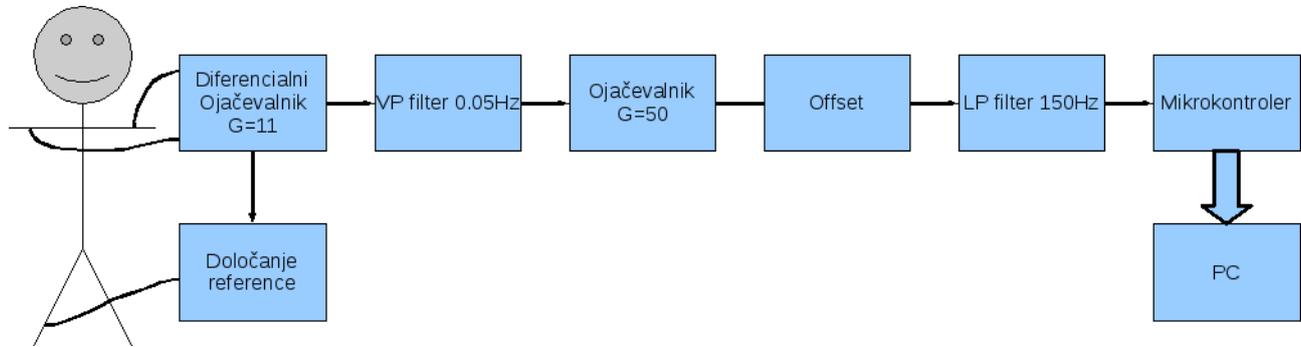
Ker srce ni edina mišica v telesu, z EKG zaznavamo tudi signale, ki jih generira depolarizacija in repolarizacija ostalih mišic, saj je ta v istem frekvenčnem pasu kot EKG signal. Tako nam lahko npr. drhtenje pacienta v signal vnese veliko šuma.

### 2.4.3 Šum na kontaktu elektroda – pacient

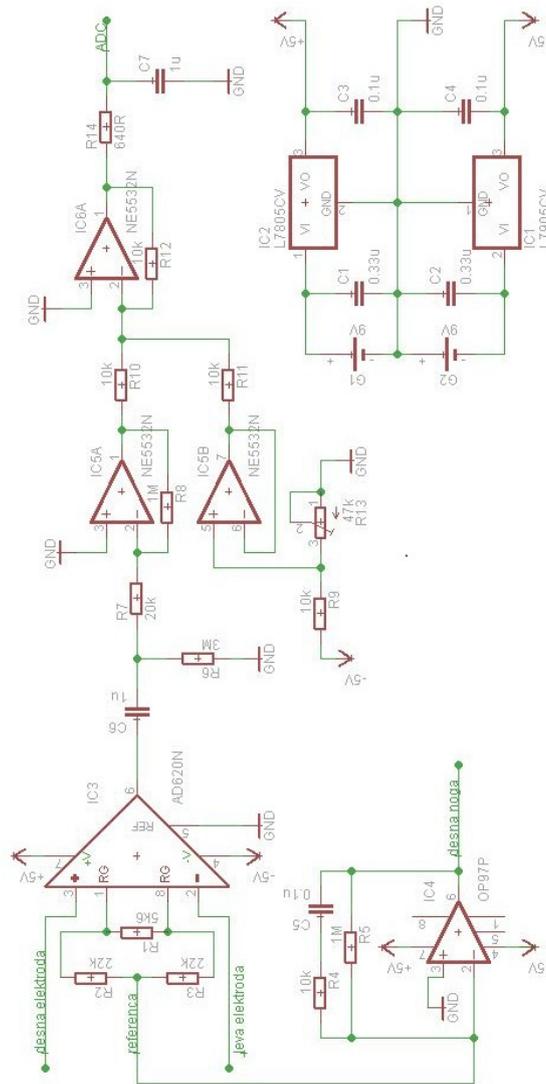
Stik kovine (elektrode) z elektrolitsko snovjo (elektrodni gel + koža) rezultira v enosmernih napetostih na površini kože (približno 300 mV). Diferencialni ojačevalnik, povezan na elektrodi, bo ojačal vsako razliko med njima. Če sta oba stika identična se bo razlika odštela, v nasprotnem primeru pa bomo iz diferencialnega ojačevalnika dobili enosmerno napetost.

### 3 Realizacija

#### 3.1 Blok shema sistema in celotno vezje



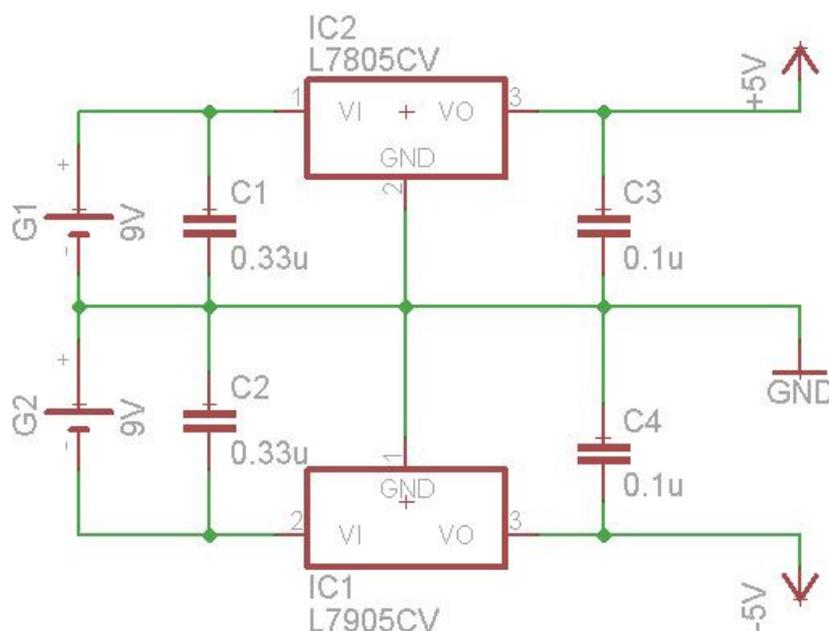
Slika 3.1: Blok shema sistema.



Slika 3.2: Celotno električno vezje.

### 3.2 Napajanje

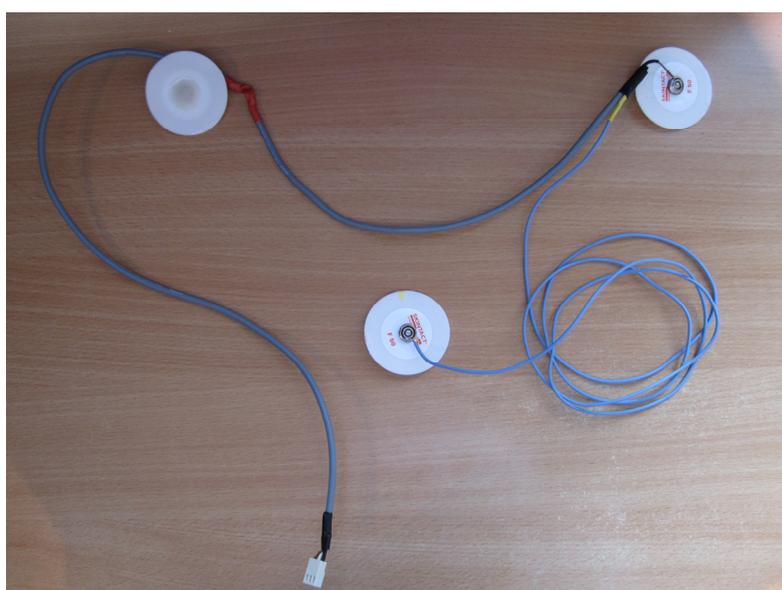
Zaradi varnostnih razlogov je vezje napajano iz 9 V baterij in ne omrežja. Potrebno je napajanje  $\pm 5$  V, zato potrebujemo dve 9 V bateriji in dva napetostna regulatorja, ki prilagodita napetosti na potrebne nivoje. Izbral sem napetostna regulatorja L7805 za pozitivno napetost in L7905 za negativno napetost.



Slika 3.3: Napajalni del.

### 3.3 Elektrode

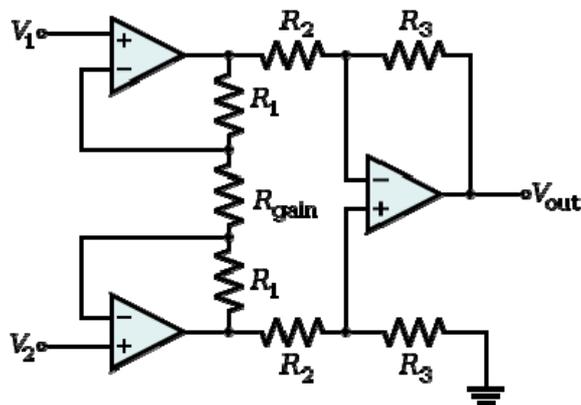
Elektrode so medicinske samolepljive elektrode za enkratno uporabo. Pritrjene so na oklopljeni 2x0.14 LiYCY kabel. Elektrodi, prilepljeni na zgornji del telesa sta zvezani vsaka s svojo žilo kabla, elektroda na nogi, ki jo uporabljamo za nastavljanje reference, pa je vezana na oklop.



Slika 3.4: Elektrode.

### 3.4 Diferencialni ojačevalnik

Ker je večina šuma skupna obema elektrodama, mora imeti diferencialni ojačevalnik na vhodu visok CMRR. Za EKG je ta določen na najmanj 60 dB. Izbral sem instrumentacijski ojačevalnik AD620, ki ima CMRR=100 dB, majhen šum (0.28 uVpp pri 0.1 do 10 Hz) in omogoča preprosto nastavljanje ojačanja z enim zunanjim uporom.



Slika 3.5: Instrumentacijski ojačevalnik.

Ojačanje nastavljam po enačbi:

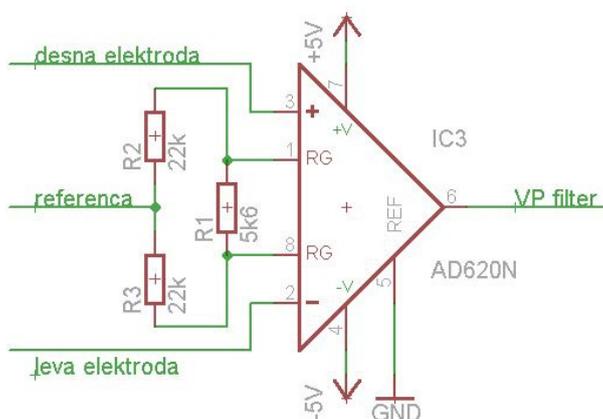
$$G = \left(1 + \frac{2R_1}{R_{gain}}\right) \frac{R_3}{R_2}$$

Na vhodu dobimo  $\pm 5$  mV zanimivega izmeničnega signala in približno 300mV enosmernega zaradi stika med elektrodo in kožo. Izbral sem  $G=11$ , tako da smo po ojačanju v območju do približno 3.5 V in ojačevalnik še ni v nasičenju.

Za AD620 je enačba za ojačanje:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_{gain}}$$

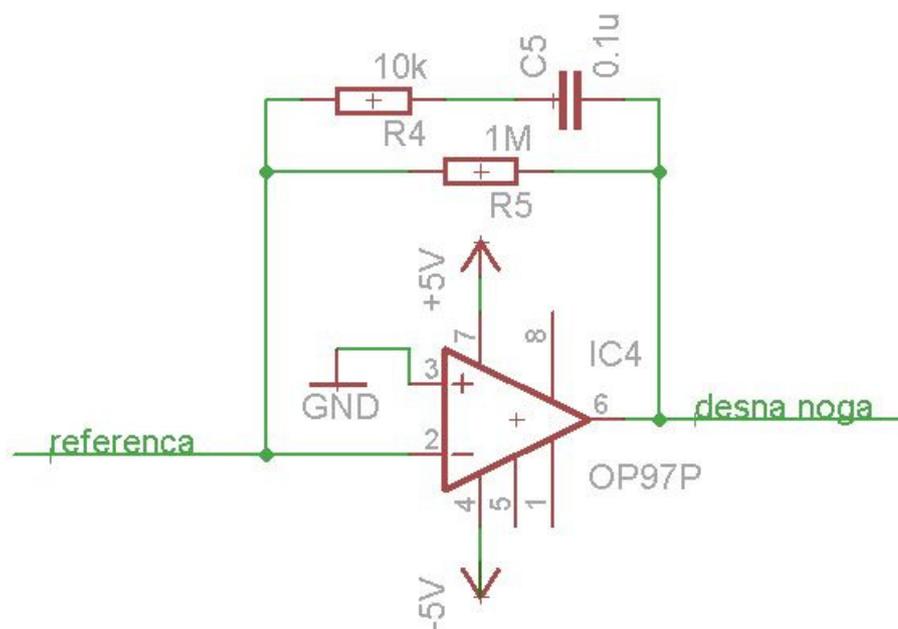
Če razdelimo  $R_{gain}$  na dva zaporedno vezana upora velikosti  $\frac{R_{gain}}{2}$ , dobimo na točki, kjer sta vezana skupaj, signal, ki je skupen obema vodom (v našem primeru je to šum) – če to peljemo na nogo kot referenco, lahko večino šuma odštejemo še preden pride signal na vhod vezja.



Slika 3.6: Vhodna stopnja.

### 3.5 Določanje reference

Naloga vezja za določanje reference je, da na nogo pripelje invertiran signal, ki je skupen obema vhodoma, in na ta način odšteje šum od obeh signalov kar na pacientovem telesu. Ojačevalnik je z R4 in C5 frekvenčno omejen na 100 Hz.

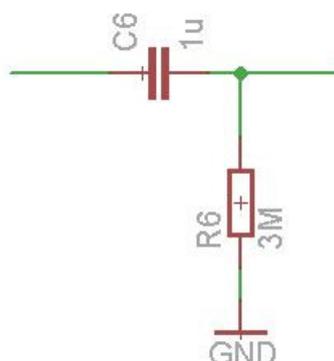


Slika 3.7: Vezje za določanje reference.

### 3.6 VP filter

Na izhod diferencialnega ojačevalnika je vezan RC visokoprepustni filter z  $f_c=0.05$  Hz, elementa sta izračunana s pomočjo formule:

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

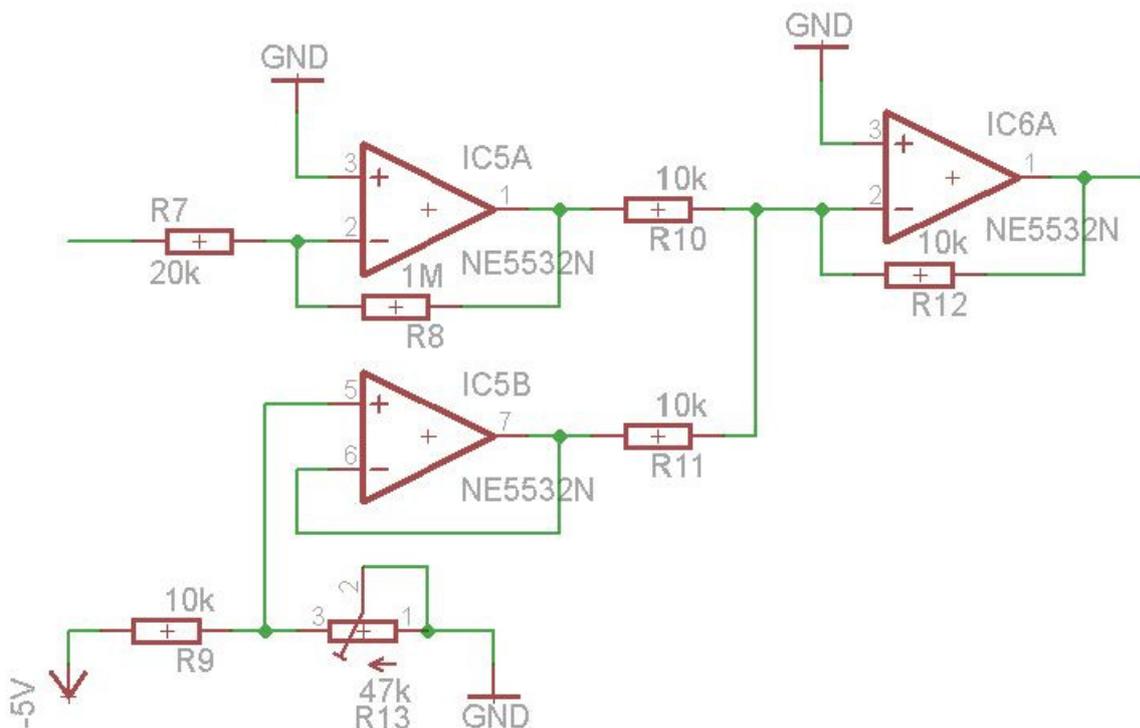


Slika 3.8: VP filter.

### 3.7 Ojačevalnik in offset

Po VP filtru, ki je odrezal enosmerno komponento sledi invertirajoči ojačevalnik z  $G=50$  izveden z operacijskimi ojačevalniki.

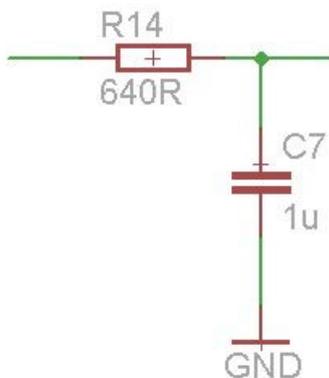
Ker lahko na vhod ADC mikrokontrolerja pripeljemo le pozitivne signale, moramo signalu prišteti offset, ki ga nastavimo s potenciometrom. Seštevanje signalov je izvedeno z invertirajočim seštevalnim ojačevalnikom z  $G=1$ .



Slika 3.9: Ojačevalnik in offset.

### 3.8 NP anti-aliasing filter

Pred vzorčenjem je treba signal še frekvenčno omejiti. To sem storil z nizkoprepustnim filtrom z  $f_c=150$  Hz. Elementi so bili izračunani enako kot pri VP filtru.



Slika 3.10: Nizkoprepustni filter.

### 3.9 Mikrokontroler

Uporabil sem AVR mikrokontroler ATmega328 na razvojni ploščici Arduino Duemilanove. Vezje ima šest 10 bitnih ADC in 13 digitalnih pinov, od katerih omogočajo tovarniško 3 PWM.

Mikrokontroler sem pustil na ploščici, hitro pa bi se ga dalo samo z nekaj dodatnimi komponentami integrirati v vezje. Programiral sem v jeziku C s pomočjo Arduino knjižnic.

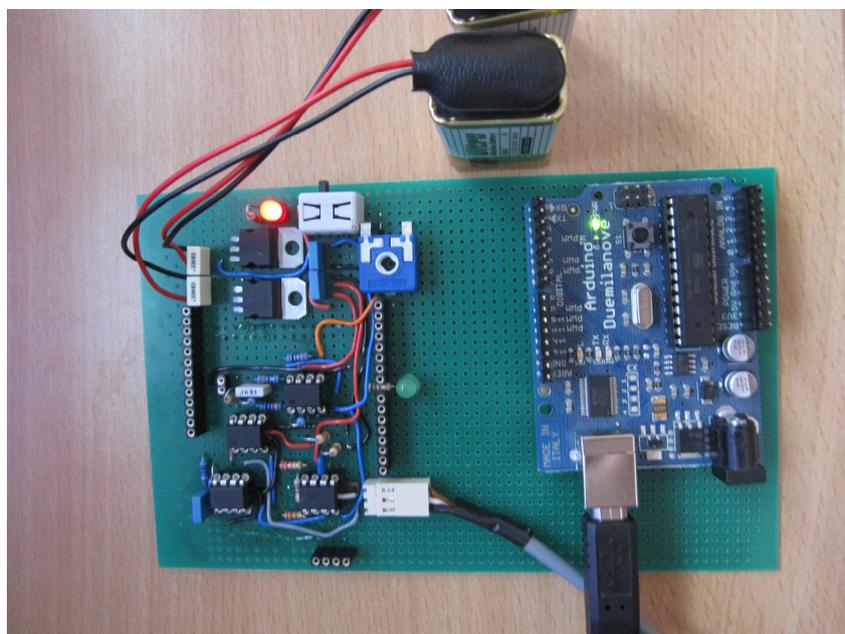
Mikrokontroler bere izhod nizkoprepustnega filtra z 10 bitnim ADC. Preveri še pogoj, da je vrednost signala s pozitivnim naklonom prečkala vrednost, definirano kot meja. Če je, izmeri čas od prejšnjega prehoda, tako dobimo periodo signala. Pri prehodu skozi mejo za 100 ms prižge še LED, vezano na digitalni izhod 13.

Vrednost iz ADC in periodo utripa nato serijsko pošlje na računalnik.

#### 3.10 PC

Na računalniku teče program, napisan v jeziku Processing, ki temelji na Javi. Program bere string na USB vhodu, ga glede na pozicijo presledka razdeli na dve float spremenljivki: vrednost signala in periodo utripanja. Po obdelavi obeh spremenljivk nariše glede na vrednost točko na grafu in izpiše število utripov na minuto.

## 4 Rezultati



Slika 4.1: Izdelano vezje.



Slika 4.2: Dobljena slika EKG signala.

Rezultati so presegli moja pričakovanja, iz signala se vidijo ekstremi P, Q, R, S in T. Razlike v velikosti R vrhov so posledica tega, da ADC ne ujame tega hitrega ekstrema vedno v istem trenutku.

Naprava dobro služi svojemu namenu, torej dokazu konceptov zajema EKG signala, edina diagnostika, ki bi jo lahko na signalu izvajali pa je verjetno le ugotavljanje aritmije (nerednega utripa).

## 5 Viri

- datasheet NE5532
- datasheet AD620
- datasheet OP97
- datasheet L7805
- datasheet L7905
- datasheet Atmega328
- <http://en.wikipedia.org/wiki/Heart>
- [http://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac\\_cycle](http://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_cycle)
- <http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- <http://www.bem.fi/book/06/06.htm>
- <http://www.ecgsim.org/>