

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

DIPLOMSKI RAD br. 126

**Čvor bežične mreže osjetila
za kontinuirano praćenje parametara
elektrokardiograma**

Darko Trogrlić

Zagreb, lipanj 2010

Zahvala

Zahvaljujem se mentoru prof.dr.sc Ratku Magjareviću na vođenju tijekom izrade ovog rada te na suradnji i angažmanu tijekom njegovog mentorstva.

Zahvaljujem se kolegi Luki Celiću suradnji i pomoći tijekom izrade ovog rada.

Hvala i mojoj obitelji na bezuvjetnoj podršci i strpljenju tijekom mog školovanja

Sadržaj

Popis slika	III
Popis tablica	IV
1. Uvod	1
2. Pregled organizacije sustava	3
3. Čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma	4
3.1. <i>EKG pojačalo</i>	7
3.2. <i>Centralna mikrokontrolerska jedinica</i>	16
3.3. <i>Bežični komunikacijski modul ANT</i>	23
4. Prijamni čvor i aplikacija za prikaz podataka	24
4.1. <i>Prijamni čvor</i>	24
4.2. <i>Aplikacija za prikaz podataka</i>	25
4.2.1. <i>Glavna aplikacija za prikaz fizioloških parametara</i>	25
4.2.2. <i>Kontinuirani prikaz valnog oblika EKG-a</i>	25
5. Algoritam za detekciju QRS kompleksa i određivanje broja otkucaja srca	28
5.1. <i>Algoritam za detekciju QRS kompleksa</i>	29
5.2. <i>Određivanje broja otkucaja srca</i>	36
5.3. <i>Ispitivanje algoritma za detekciju QRS kompleksa</i>	36
6. Zaključak	39
7. Literatura	40
Sažetak	42
Summary	43
8. Prilog A: Tehnička dokumentacija	44
8.1. <i>Električne sheme</i>	44
8.2. <i>Tiskane veze</i>	49
8.3. <i>Položajni nacrt komponenata</i>	50
8.4. <i>Plan bušenja</i>	51
8.5. <i>Sastavnica</i>	52

Popis slika

Slika 2.1 Blokovska shema sustava	3
Slika 3.1 Blokovska shema čvora	4
Slika 3.2 Izgled realizirane tiskane pločice	5
Slika 3.4 Prikaz valnog oblika napona srca s karakterističnim vrijednostima parametara za površinski elektrokardiogram	7
Slika 3.3 Blokovski prikaz EKG pojačala	7
Slika 3.5 Električka shema predpojačala s aktivnim pogonom desne noge	9
Slika 3.6 Visokopropusni C-R filter prvog reda	10
Slika 3.7 Frekvencijska karakteristika analognog visokopropusnog filtra	11
Slika 3.8 Niskopropusni filter prvog reda s pojačanjem	12
Slika 3.9 Frekvencijska karakteristika analognog niskopropusnog filtra	13
Slika 3.10 Niskopropusni filter s pomakom nule	14
Slika 3.11 Ukupna frekvencijska karakteristika EKG pojačala	15
Slika 3.12 Blok dijagram mikrokontrolera LPC1343, preuzeto iz [12]	17
Slika 3.13 Električka shema spajanja ANT modula	18
Slika 3.14 Dijagram toka AD pretvorbe	19
Slika 3.15 Električka shema spajanja USB mini-B priključnice za mikrokontrolerom	20
Slika 3.16 Električka shema izvora napajanja čvora	21
Slika 3.17 ANT modul	23
Slika 4.1 Izgled prijemnog čvora	24
Slika 4.2 Izgled centralnog prozora aplikacije za personalizirano praćenje pacijenata	25
Slika 4.3 Izgled prikaza krivulje EKG-a	26
Slika 4.4 Prikaz primjene pojedinog koraka algoritma za detekciju QRS kompleksa u realnom vremenu na signal sa čvora bežične mreže	27
Slika 5.1 Blok shema Panove i Tompkinsonove metode za detekciju QRS kompleksa	29
Slika 5.2 Ukupna amplitudno - frekvencijska karakteristika filtra izvedenog kao kaskada niskopropusnog i visokopropusnog filtra	30
Slika 5.3 Amplitudno – frekvencijska karakteristika niskopropusnog filtra	31
Slika 5.4 Amplitudno – frekvencijska karakteristika visokopropusnog filtra	32
Slika 5.5 Amplitudno - frekvencijska karakteristika derivatora	33
Slika 5.6 Veza između širine pomičnog prozora integracije N i QRS kompleksa	34
Slika 5.7 Rezultat primjene svakog koraka algoritma za detekciju QRS kompleksa	35
Slika 5.8 Vremenski dijagram pet R-R intervala	36
Slika 8.1 Sustavna shema električkih shema sustava	44
Slika 8.2 Električka shema mikrokontrolera	45
Slika 8.3 Električka shema EKG pojačala	46
Slika 8.4 Električka shema napajanja	47
Slika 8.5 Električka shema EKG pojačala	47
Slika 8.6 Električka shema ANT modula	48
Slika 8.7 Izgled gornjeg sloja tiskanih veza	49
Slika 8.8 Izgled donjeg sloja tiskanih veza	49
Slika 8.9 Položajni nacrt komponenata gornjeg sloja	50
Slika 8.10 Položajni nacrt komponenata donjeg sloja	50
Slika 8.11 Plan bušenja	51

Popis tablica

Tablica 3.1 Opis priključnica	5
Tablica 3.2 Opis priključaka priključnice X1	6
Tablica 3.3 Opis priključaja priključnice J1	6
Tablica 3.4 Opis korištenja kratkospojnika na priključnici P1	6
Tablica 3.5 Struktura poruke za komunikaciju između mikrokontrolera i ANT modula	20
Tablica 5.1 Rezultati ispitivanja algoritma za detekciju QRS kompleksa	37

1. Uvod

Praćenje elektrokardiograma (EKG) pacijenta i određivanje broja otkucaja srca važni su fiziološki parametri pri određivanju zdravlja i općenitog fizičkog stanja pacijenta. Današnji uređaji za dijagnostiku i praćenje (engl. monitoring) pacijenata uključuju ove fiziološke parametre kao jedne od važnijih parametara za praćenje stanja pacijenta. Takvi uređaji obično su većih dimenzija, te na sebi uključuju i jedinice za prikaz fizioloških parametara.

Određivanje broja otkucaja srca metoda je koja mora biti robusna na razne smetnje i artefakte, kao što je napon mišića pacijenta ili pomak elektroda, koji se događaju redovito pri pomicanju pacijenta. Stoga je dobra metoda za određivanje broja otkucaja srca nužna osnova za izgradnju sustava za praćenje EKG-a i otkucaja srca. Također, većina uređaja za dugotrajno kontinuirano snimanje EKG-a (holteri), analogni ili digitalizirani EKG zapisuju na neku vrstu medija za pohranu podataka, čime je određena i njihova veličina (fizičke dimenzije) i duljina neprekidnog zapisa EKG-a.

Cilj ovog diplomskog rada bio je razviti bežični osjetilni čvor za praćenje EKG-a, koji bi podatke prosljeđivao na udaljeno računalo. Prednosti ovakvog koncepta su mnogostruke. Zbog obavljanja samo osnovnih funkcija praćenja EKG-a dimenzije ovakvog uređaja višestruko se smanjuju. Kako se i podaci prenose na udaljeno mjesto, nema potrebe za medijem za pohranu podataka. Stoga, smanjenjem dimenzija i mase pacijent ovaj uređaj može nositi na sebi a da ne osjeća nelagodu. Budući da se podaci šalju na udaljeno mjesto, računalo, njihova obrada, distribucija i pohrana je neograničena, a medicinsko osoblje može ujedno sa jednog mjesta nadzirati veliki broj pacijenata.

Čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma je razvijen u sklopu projekta "Bežični sustav za personalizirano praćenje zdravlja pacijenta" [7]. Navedeni bežični sustav implementira vlastitu bežičnu mrežu te je čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma specifično projektiran za rad u toj mreži.

Diplomski rad podijeljen je u četiri poglavlja:

U drugom poglavlju daje se opis i pregled sustava u kojem čvor radi i kratki opis pojedinih dijelova.

U trećem poglavlju opisana je realizacija čvora bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje elektrokardiograma. Dana je detaljna analiza pojedinih dijelova čvora i opis funkcionalnosti svakog.

U četvrtom poglavlju dan je opis čvora za komunikaciju s računalom i korisničkog sučelja.

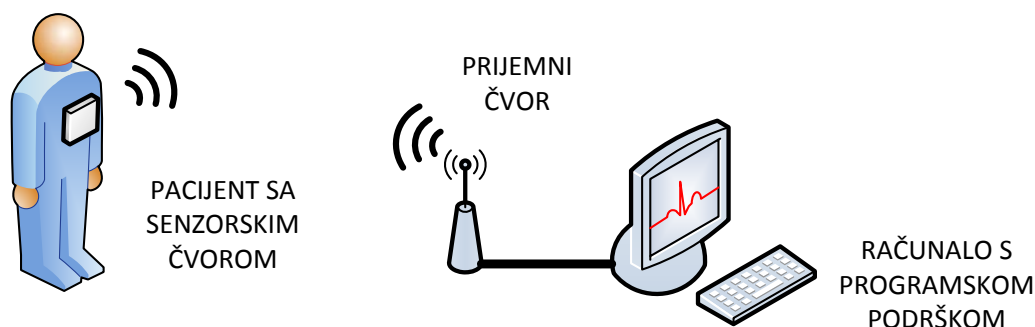
U petom poglavlju dana je detaljna analiza korištenog algoritma za detekciju QRS kompleksa i način određivanja broja otkucaja srca.

2. Pregled organizacije sustava

Razvijeni sustav može se podijeliti na sljedeće cjeline:

- ▣ Čvor bežične mreže s EKG pojačalom, mikrokontrolerom i komunikacijskim modulom
- ▣ Prijemni čvor i aplikacija za prikaz podataka
- ▣ Algoritmi za obradu signala

Blokovska shema sustava prikazana je na slici Slika 2.1



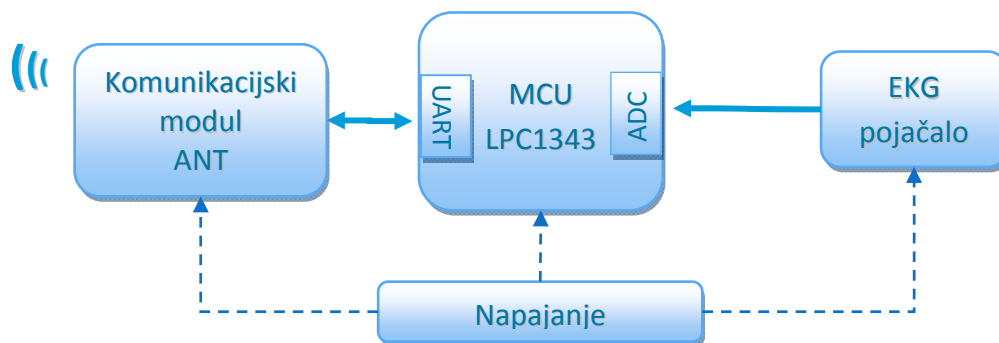
Slika 2.1 Blokovska shema sustava

Čvor bežične mreže postavlja se na pacijenta, baterijski je napajan te bežično komunicira s prijemnim čvorom. Domet komunikacije između ova dva čvora je preko 80m na otvorenom području, dok se drastično smanjuje pojavom prepreka kao što su zidovi, i pada na svega 8-10m.

Navedeni prijemni čvor kao i aplikacija za prikaz podataka razvijeni su univerzalno za sve uređaje u mreži bežičnog sustava za personalizirano praćenje zdravlja pacijenta. U ovom radu prijemni čvor će biti ukratko opisan zbog razumijevanja rada sustava, te se neće ulaziti u detaljnu analizu budući da izlazi iz okvira teme ovog diplomskog zadatka. Za aplikaciju za prikaz podataka u sklopu ovog rada razvijeni su moduli za prikaz i obradu EKG signala te će biti detaljnije objašnjeni.

3. Čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma

Čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma je uređaj namijenjen za pričvršćivanje na pacijenta. Takav uređaj mora biti ergonomičan za korištenje, te ne smije stvarati nelagodu pacijentu prilikom korištenja. Također, njegovo pričvršćivanje i skidanje s pacijenta mora biti jednostavno. Na čvoru su implementirani EKG pojačalo, centralna mikrokontrolerska jedinica (MCU), te komunikacijski modul. Blokova shema čvora prikazana je na slici Slika 3.1.



Slika 3.1 Blokova shema čvora

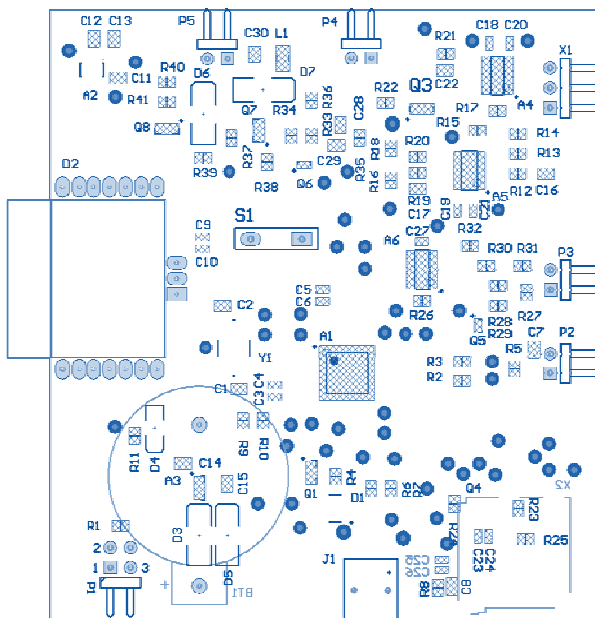
Budući da čvor treba biti prenosiv i ne smije stvarati nelagodu pacijentu prilikom nošenja, nužne su male dimenzije i masa uređaja. Za postizanje manjih dimenzija uređaja odabrane su elektroničke komponente za površinsku montažu (*SMD – surface mount device*). Uspoređivanjem dimenzija *SMD* i klasičnih klasičnih komponenti sa žičanim izvodima (*through hole*), ušteda na površini komponenti iznosi i do 50%, a ušteda na površini samog uređaja i do 75%. Prilikom odabira elektroničkih komponenti velika pozornost je posvećena i potrošnji. Mobilnost čvora zahtjeva baterijsko napajanje, a kapacitet baterije (i njena veličina) određuje veći dio mase uređaja. Stoga su za realizaciju sustava birane komponente s malom potrošnjom, te je na taj način omogućeno korištenje manje baterije za isto predviđeno vrijeme rada uređaja.

Kod odabira mikrokontrolera napravljen je kompromis između potrošnje i procesne moći. Mikrokontroleri s većom procesnom moći rade na višim frekvencijama radnog takta, ali imaju i veću potrošnju, dok obrnuto vrijedi za mikrokontrolere sa manjom procesnom moći. Međutim upotrebom upravljanja energijom (*power management*) moguće je postići manju potrošnju na mikrokontrolerima s većom procesnom moći. Ukoliko mikrokontroler trenutno ne koristi određene periferije, upravljanje energijom omogućuje isključivanje radnog takta i napajanja za te periferije. Također, ukoliko ni sama jezgra nema instrukcija za izvršavanje,

primjerice kada čeka na podatke AD pretvorbe za daljnju obradu, može se podesiti da u tom vremenu prijeđe u stanje neaktivnosti (*sleep mode*). Stoga mikrokontroler koji radi na višem radnom taktu i mogućnošću upravljanja energijom može postići manju potrošnju energije od mikrokontrolera koji radi na višem radnom taktu bez mogućnosti upravljanja energijom. Na mikrokontroleru korištenom na ovom čvoru postoji više razina stanja neaktivnosti: *Sleep mode*, *Deep sleep mode* i *Deep powerdown mode* [13], gdje svaka razina nudi različite kompromise između funkcionalnosti i potrošnje. Način korištenja upravljanja energijom na korištenom mikrokontroleru biti će opisan kasnije u zasebnom poglavlju.

Prednost minimizacije dimenzija je i u povećanju kvalitete analognog signala, prilikom čega se povećava odnos signal – šum (*SNR – signal to noise ratio*). Razlog tome su kraće signalne linije između EKG pojačala i A/D pretvornika čime se smanjuje utjecaj elektromagnetnih smetnji.

Izgled realizirane tiskane pločice prikazan je na slici (Slika 3.2). U tablici (Tablica 1) dan je opis priključnica, dok je u tablicama (Tablica 2, Tablica 3, Tablica 4) dan opis priključaka za navedene priključnice.



Slika 3.2 Izgled realizirane tiskane pločice

Tablica 3.1 Opis priključnica

Oznaka	Opis priključnice
X1	Priključnica za EKG elektrode
J1	USB priključak
P1	Kratkospojnici za programiranje

Realizirana tiskana pločica ima generički dizajn te je predviđeno proširenje ugradnjom temperaturnog senzora, akcelerometara, glasovnog sučelja koje uključuje zvučnik i mikrofona te *microSD* karticu. Praćenje zdravlja pacijenata izvest će se temeljem analize informacija iz više

senzora, i više čvorova, a odgovarajuće odluke, npr. upozorenja o previsokim/preniskim vrijednostima jednog ili najčešće više parametara isprogramirat će se prema potrebama svakog pacijenta – personalizirano praćenje. Kako je tema ovog rada vezana uz praćenje EKG-a, u daljnjem tekstu se neće opisivati predviđena proširenja. U tablici (Tablica 1) stoga nisu navedene sve priključnice nego samo one bitne za razumijevanje ovog rada.

Tablica 3.2 Opis priključaka priključnice X1

Broj priključka	Opis priključka
1	RL - Aktivni pogon za desnu nogu EKG pojačala
2	RA – priključak za elektrodu za desnu ruku
3	LA – priključak za elektrodu za lijevu ruku

Tablica 3.3 Opis priključaja priključnice J1

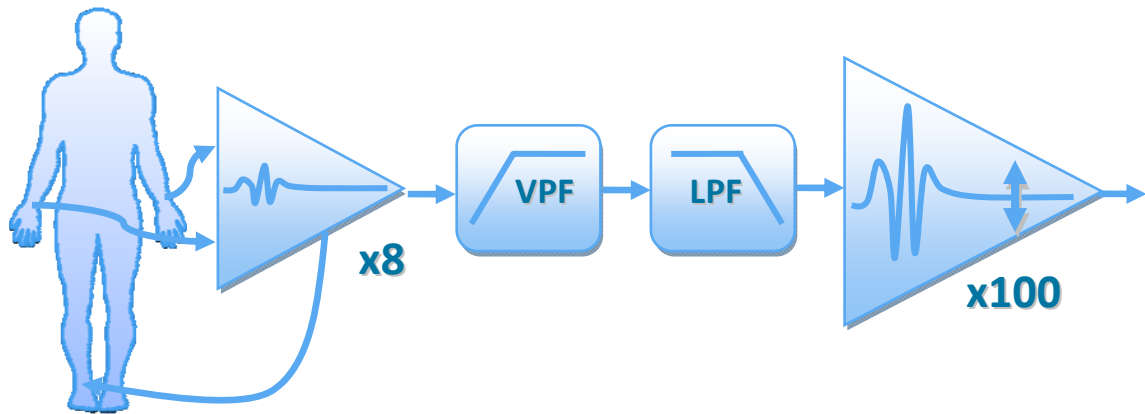
Broj priključka	Opis priključka
1	VBUS – napajanje USB sabirnice
2	D- USB podatkovna linija
3	D+ USB podatkovna linija
4	Nije spojeno
5	GND – masa USB sabirnice

Tablica 3.4 Opis korištenja kratkospojnika na priključnici P1

Broj priključka	Opis priključka
1,2	kratkospojeni- <i>bootloader</i> prenosi podatke putem UARTA, otvoreni - <i>bootloader</i> prenosi podatke putem USB-a
3,4	kratkospojeni- prilikom reseta ulazi se način programiranja otvoreni – normalan rad mikrokontrolera

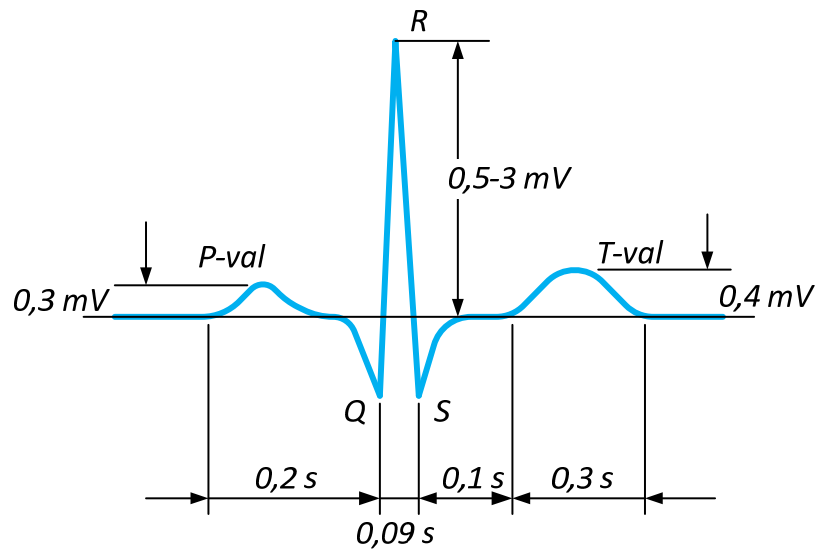
3.1.EKG pojačalo

EKG pojačalo izvedeno je kao jednokanalno pojačalo s aktivnim pogonom desne noge. Elektrode se spajaju na I. Einthovenov odvod [1]. Pojačalo se može podijeliti u četiri funkcijske cjeline: predpojačalo s aktivnim pogonom desne noge, visokopropusni filtar, niskopropusni filtar s pojačanjem i prilagodba napona izlaznog signala. Blokovski prikaz EKG pojačala dan je na slici (Slika 3.3).



Slika 3.3 Blokovski prikaz EKG pojačala

Predpojačalo s aktivnim pogonom desne noge



Slika 3.4 Prikaz valnog oblika napona srca s karakterističnim vrijednostima parametara za površinski elektrokardiogram

Potencijali srca (Slika 3.4) mjere se na površini ispitanika instrumentacijskim pojačalom pomoću elektroda.. Iznos napona srca na ulazu u instrumentacijsko pojačalo maksimalnog je iznosa do 5 mV. Za smanjenje otpora na sučelju koža – elektroda može se koristiti vodljivi elektrolitski gel. Svaka elektroda koja dođe u dodir s elektrolitom imat će određeni potencijal,

zbog stvaranja napona polučlanka između kože i elektrode. Iako se koriste i dvije identične elektrode s identičnim elektrolitom, razlika potencijala između tih elektroda nije jednaka nuli, i reda veličine je 10mV [1]. To je rezultat različite koncentracije elektrolita, različite debljine sloja elektrolita, ali i razlike u metalima elektroda. Zbog te razlike potencijala između elektroda instrumentacijsko pojačalo može otići u zasićenje ukoliko se koristi preveliko pojačanje. Za napon napajanja $\pm 3,3$ V dinamika izlaznog signala instrumentacijskog pojačala je oko ± 3 V. Maksimalno dozvoljeno pojačanje instrumentacijskog pojačala, a da instrumentacijsko pojačalo ne uđe u zasićenje, može se odrediti kao:

$$G = \frac{3 \text{ V}}{10 \text{ mV}} = 300 \quad (3.1.)$$

Budući da se na signal mogu superponirati i druge istofazne smetnje većeg iznosa napona, predpojačalo mora biti puno manjeg pojačanja.

Za instrumentacijsko pojačalo odabrano je pojačalo *Analog Devices AD620*. Prvenstveno je odabrano zbog niskog šuma, male ulazne struje, i niske potrošnje. Nizak šum i mala ulazna struja čine ga povoljnim za stupanj predpojačala signala EKG-a budući da je napon signala EKG-a reda veličine mV. Ostale bitne električke karakteristike su:

- ulazni napon pomaka 50 μV max
- ulazno temperaturno klizanje 0,6 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max
- ulazna struja 1,0 nA max
- faktor potiskivanja zajedničkog napona 100 dB min ($G = 10$)
- ulazni napon šuma 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz
- tjemena vrijednost (p-p) šuma (0,1 Hz to 10 Hz) 0,28 μV
- granična frekvencija za pojačanje uz zatvorenu petlju $G = 10$ je 800 kHz

Navedene električke karakteristike pojačala preuzete su iz [11] gdje se mogu vidjeti i detaljnije karakteristike.

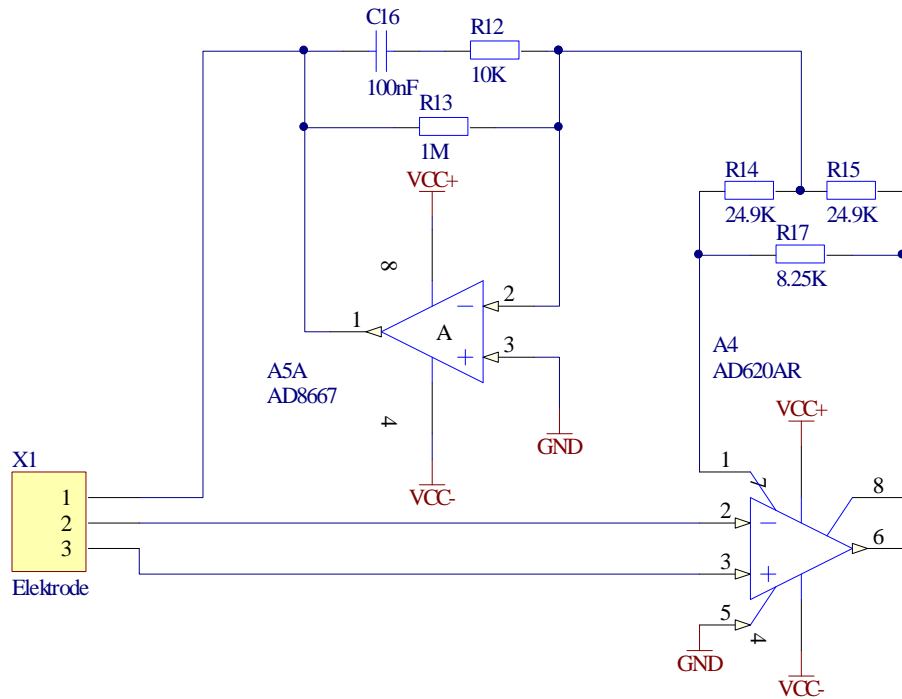
Instrumentacijsko pojačalo AD620 temeljeno je na modifikaciji klasične izvedbe instrumentacijskog pojačala pomoću tri operacijska pojačala. Ovakva izvedba omogućuje korisniku da odredi točno pojačanje (do 0,15% pri pojačanju $G=100$) sa samo jednim vanjskim otpornikom R_G . Unutarnji otpori laserski su podešeni na vrijednost 24,9 k Ω , tako da se pojačanje može točno odrediti vanjskim otporom:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.2.)$$

Pojačanje instrumentacijskog pojačala određeno je otporima R_{14} , R_{15} i R_{17} (Slika 3.5), pa se formula (3.2) mijenja u (3.3), a s korištenim vrijednostima otpora pojačanje iznosi:

$$G_1 = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_{17}} + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_{14} + R_{15}} = 8 \quad (3.3.)$$

Ovakvo malo pojačanje odabrano je upravo zbog moguće pojave napomenutih smetnji, te se ovako osigurava siguran i stabilan rad pojačala.



Slika 3.5 Električna shema predpojačala s aktivnim pogonom desne noge

Iako integrirano instrumentacijsko pojačalo ima puno bolji faktor potiskivanja zajedničkog napona ($CMRR$, *Common-mode rejection ratio*) od njegove diskretne izvedbe s operacijskim pojačalima, taj faktor potiskivanja je konačan i zajednički napon ipak se može pojaviti na izlazu instrumentacijskog pojačala. Taj zajednički napon vidi se na otporničkom djelilu R_{14} i R_{15} . Da bi se smetnja zajedničkog napona što više smanjila taj napon dovodi se na negativnu priključnicu A5A operacijskog pojačala AD8667 (Slika 3.5). Takav invertirani napon se pojačava i vraća se s obrnutom fazom na pacijentovu desnu nogu s ciljem poništavanja smetnje. Pojačanje operacijskog pojačala A5A iznosi

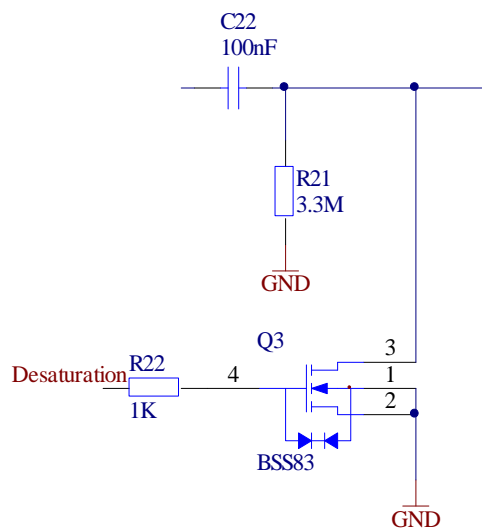
$$G = -\frac{R_{13}}{R_{14} || R_{15}} \quad (3.4.)$$

a gornja granična frekvencija

$$f_{-3dB} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C_{16} \cdot R_{12}} \approx 160 \text{ Hz} \quad (3.5.)$$

Visokopropusni filter

Dio serijske smetnje s istosmjernom komponentom koji nije uklonjen aktivnim pogonom desne noge proći će dalje u mjerni sustav. Budući da se signal dalje u sustavu pojačava, pojačalo bi zbog postojanja istosmjerne komponente moglo doći u zasićenje. Da se ukloni istosmjerna komponenta ispred pojačala stavljen je pasivni visokopropusni filter prvog reda (Slika 3.6). Iza visokopropusnog filtra dodana je tranzistorska sklopka koja filter izbija u slučaju da ipak uđe u zasićenje. Ulazak filtra u zasićenje se detektira na mikrokontroleru algoritmom koji prati razinu signala. Ukoliko je signal na istoj razini duže od 1,8 s (približno dva otkucaja srca), uključuje se tranzistorska sklopka, prazni kondenzator u filtru i filter izlazi iz zasićenja.



Slika 3.6 Visokopropusni C-R filter prvog reda

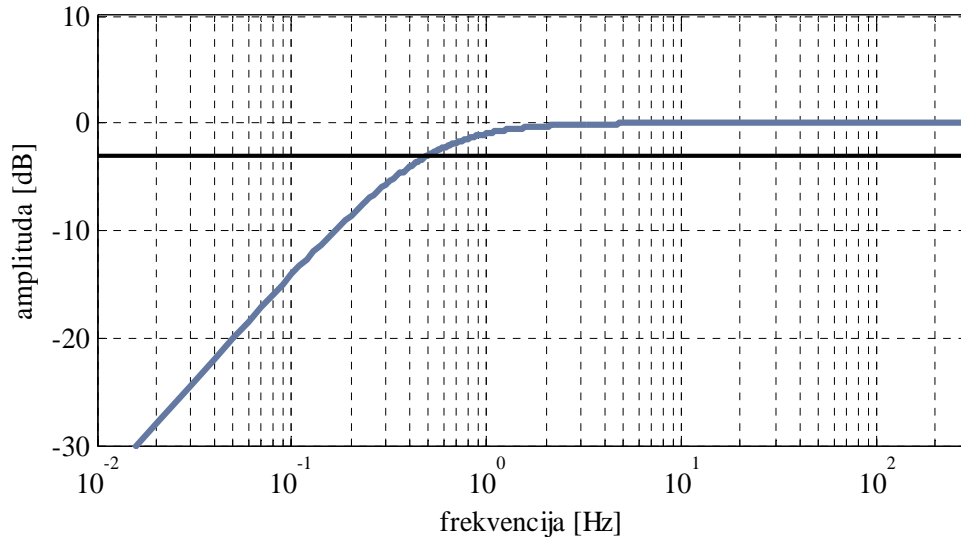
Prijenosna funkcija realiziranog visokopropusnog filtra je

$$H(s) = \frac{s}{s + \frac{1}{R_{21}C_{22}}} \quad (3.6.)$$

gdje je donja granična frekvencija

$$f = \frac{1}{2\pi R_{21} C_{22}} = 0,5\text{Hz} \quad (3.7.)$$

Frekvencijska karakteristika visokopropusnog filtra prikazana je na slici (Slika 3.7)

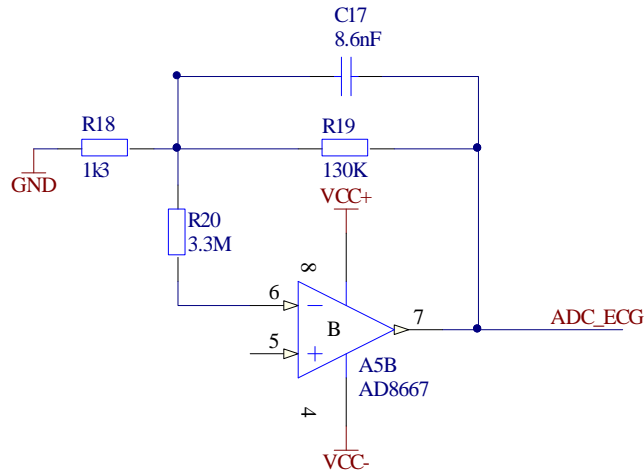


Slika 3.7 Frekvencijska karakteristika analognog visokopropusnog filtra

Niskopropusni filter s pojačanjem

Za ukupno pojačanje EKG signala od 800 puta potrebno je signal s instrumentacijskog pojačala dodatno pojačati. Pojačanje drugog stupnja pojačala treba biti $G = 800/8 = 100$ puta. Pojačalo u drugom stupnju realizirano je konfiguracijom prikazanom na slici (Slika 3.8). Konfiguracija je niskopropusni filter s pojačanjem.

Na mjereni signal EKG-a mogu se superponirati i visokofrekvencijske smetnje kao što je napon mišića ili neka vanjska visokofrekvencijska smetnja. Budući da je korisni signal EKG-a u granicama do oko 100Hz, visokofrekvencijske smetnje mogu se ukloniti filtriranjem. Ovaj filter se također koristi i kao *anti-aliasing* filter prilikom AD pretvorbe.



Slika 3.8 Niskopropusni filtar prvog reda s pojačanjem

Signal se dovodi na pozitivnu priključnicu operacijskog pojačala A5B. Korišteni filtar je niskopropusni filtar prvog reda, s neinvertirajućim pojačanjem. Prijenosna funkcija ovog filtra je:

$$H(s) = G_2 \cdot \frac{\omega_g}{s + \omega_g} \quad (3.8.)$$

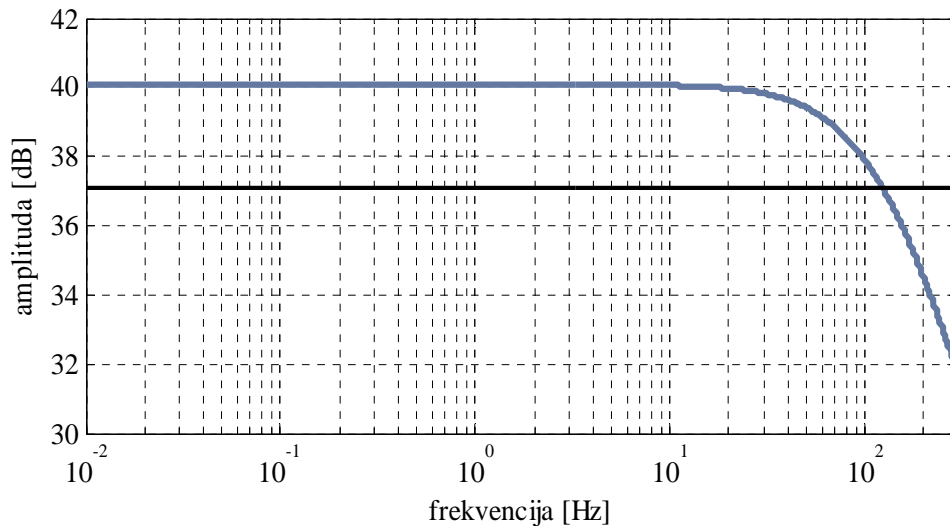
Gdje je pojačanje G_2

$$G_2 = 1 + \frac{R_{19}}{R_{18}} = 101 \quad (3.9.)$$

A gornja granična frekvencija

$$f_g = \frac{1}{R_{19}C_{17}} = 123,3\text{Hz} \quad (3.10.)$$

Frekvencijska karakteristika niskopropusnog filtra s pojačanjem prikazana je na slici (Slika 3.9)



Slika 3.9 Frekvencijska karakteristika analognog niskopropusnog filtra

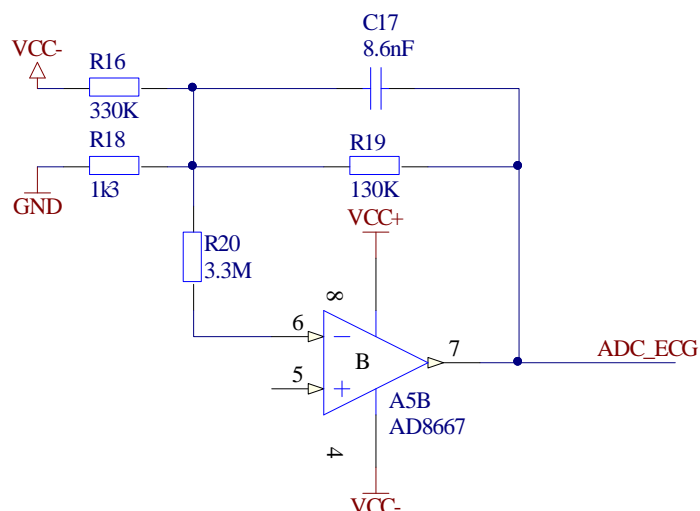
Budući da je korišteno neinvertirajuće pojačalo, te se signal dovodi na pozitivnu priključnicu $A5B$, ulazni otpor pojačala je jako velik. Stoga je na ulaz operacijskog pojačala moguće izravno spojiti visokopropusni filter, bez odvojnog stupnja.

Prilagodba napona izlaznog signala

Operacijsko pojačalo AD8667 koristi bipolarni napon napajanja $\pm 3,3$ V, a dinamika izlaznog signala je u granicama ± 3 V. Izlazni signal sa EKG pojačala šalje se prema AD pretvorniku u mikrokontroleru čiji je raspon ulaznog signala od 0 V do +3,3 V. Dakle, dinamiku izlaznog signala treba podesiti u granicama 0 do +3,3 V. To je učinjeno podešavanjem napona pomaka nule operacijskog pojačala otpornikom R_{16} (Slika 3.10). Napon pomaka nule može se izračunati prema formuli

$$V_{OUT} = -V_{CC} \left(-\frac{R_{19}}{R_{16}} \right) = 1,3 \text{ V} \quad (3.11.)$$

Vrijednost otpora R_{16} odabran je eksperimentalno tako da cijeli signal EKG-a bude u rasponu od 0 V do +3,3 V.



Slika 3.10 Niskopropusni filtar s pomakom nule

Budući da je operacijsko pojačalo u neinvertirajućem spoju otpor R_{16} utječe na pojačanje:

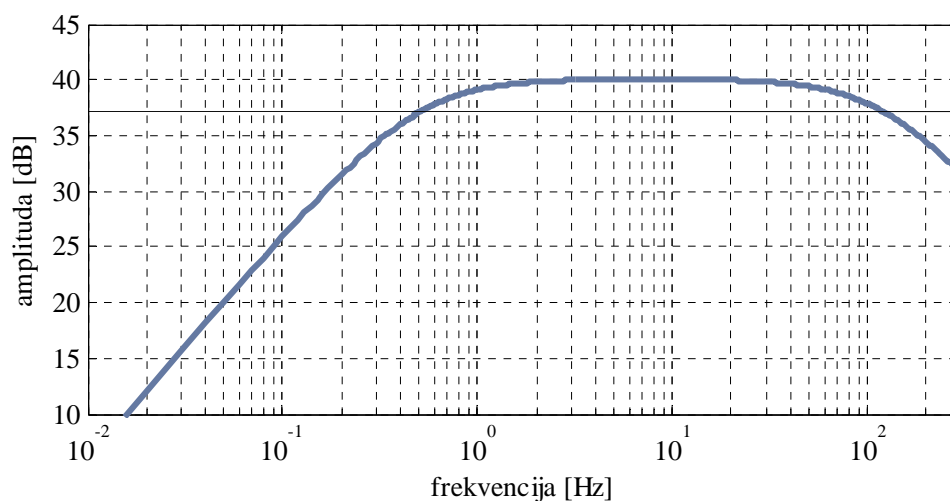
$$G_2 = 1 + \frac{R_{19}}{(R_{16} || R_{18})} = 101,39 \quad (3.12.)$$

Otpor R_{16} je velik u odnosu na otpor R_{18} te u paraleli s njim ne utječe znatno na pojačanje.

Ukupne karakteristike analognog EKG pojačala

- Ukupno pojačanje $G_1, G_2=8 \cdot 101=808$
- Donja granična frekvencija 0,5 Hz
- Gornja granična frekvencija 123,3 Hz
- Dinamika izlaznog signala 0 V do 3,3 V

Ukupna frekventijska karakteristika EKG pojačala prikazana je na slici (Slika 3.11)



Slika 3.11 Ukupna frekventijska karakteristika EKG pojačala

3.2. Centralna mikrokontrolerska jedinica

Centralna mikrokontrolerska jedinica za upravljanje rada čvora treba obavljati sljedeće zadatke:

- Analogno – digitalna pretvorba
- Digitalna obrada signala EKG-a
- Detekcija QRS kompleksa i određivanje broja otkucaja srca
- Komunikacija s bežičnim modulom putem UART sučelja i prijenos podataka
- Komunikacija putem USB sučelja i prijenos podataka
- Upravljanje energijom zbog smanjenja potrošnje

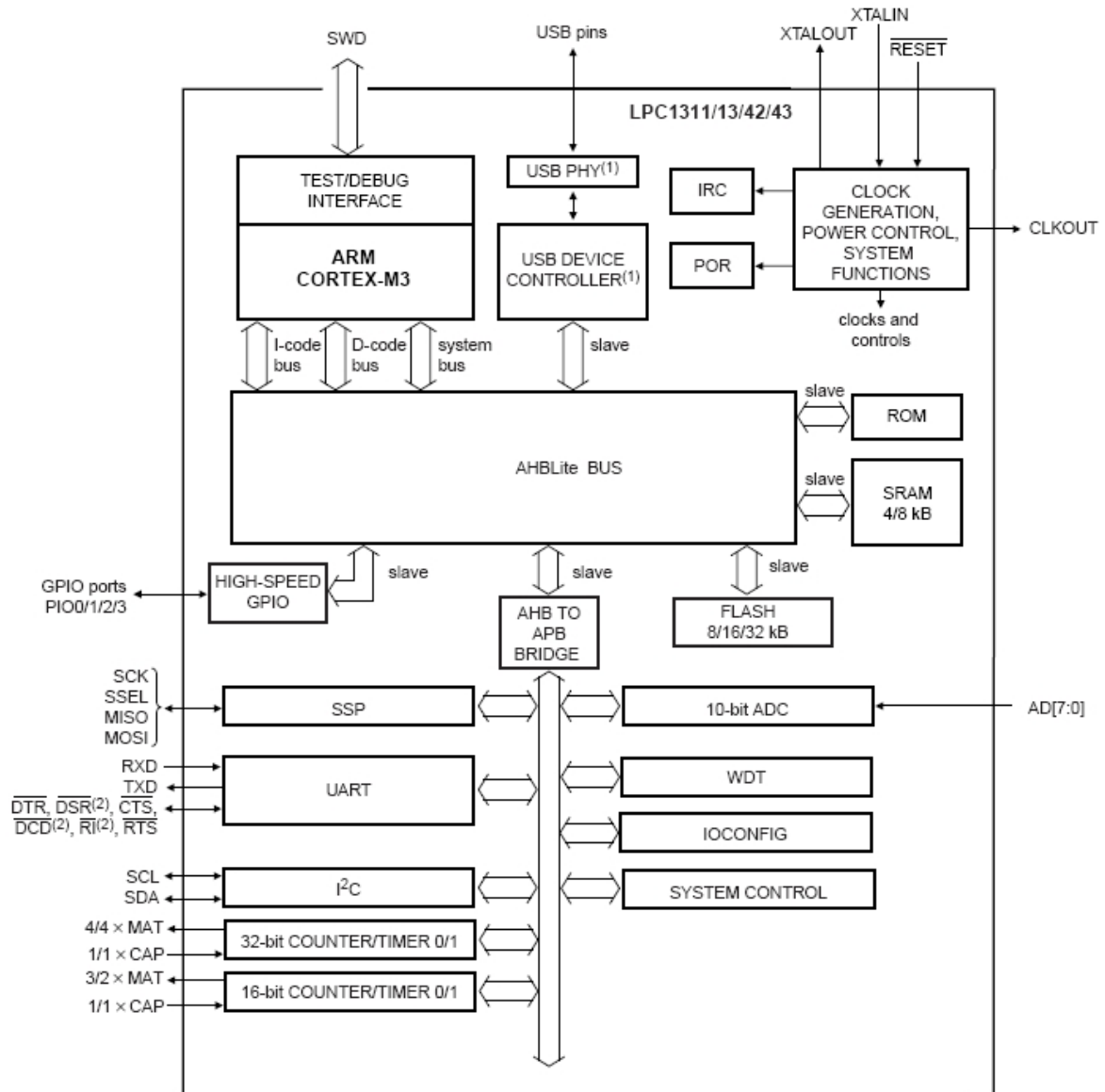
Zbog minimizacije dizajna poželjno je da su svi periferni sklopovi potrebni za obavljanje navedenih zadataka integrirani u jednom mikrokontroleru. Također, zbog potrebe za digitalnom obradom podataka poželjno je da mikrokontroler ima veću procesnu moć. Na taj način bi se skratio period obrade podataka te bi mikrokontroler više vremena mogao provesti u stanju mirovanja, čime se dodatno štedi energija.

Za logičku jedinicu odabran je mikrokontroler NXP LPC1343 [12]. LPC1343 je mikrokontroler zasnovan na ARM Cortex-M3 32 bitnoj jezgri (Slika 3.12) s malom potrošnjom energije. Frekvencija radnog takta jezgre je do 72 MHz, skalirana pomoću PLL-a. Ostale bitne značajke su:

- 32 kB flash memorije
- 8 kB SRAM
- USB 2.0 full-speed
- UART
- 10 bitni analogno digitalni pretvornik
- Integrirano upravljanje energijom (*Power management unit*) s tri stanja: *Sleep*, *Deep Sleep* i *Deep power down*
- Napon napajanja 2,0 do 3,6 V, što je povoljno za baterijsko napajanje

LPC1343 za generiranje radnog takta jezgre koristi vanjski kristalni oscilator od 12 MHz. Iako mikrokontroler u sebi ima implementiran 12 MHz RC oscilator s točnošću 1%, vanjski kristal potreban je zbog korištenja USB sučelja. USB sučelje koristi se kao najjednostavnija opcija programiranja mikrokontrolera i biti će objašnjena kasnije. Prilikom razvoja čvora i programske podrške USB sučelje korišteno je za otklanjanje pogrešaka u algoritmima za

digitalnu obradu signala i prijenos podataka. Prestankom korištenja USB sučelja kristal se može u potpunosti ukloniti iz dizajna tiskane pločice te se tako još dodatno uštedjeti na dimenzijama čvora.



Slika 3.12 Blok dijagram mikrokontrolera LPC1343, preuzeto iz [12]

Analogno digitalna pretvorba

Analogno digitalni pretvornik temelji se na metodi 10 bitne sukcesivne aproksimacije te za raspon ulaznog signala od 0 do $V_{DD} = 3,3V$. Za signal na ulazu u EKG pojačalo razlučljivost iznosi $5 \text{ mV} / 2^{10} = 4,88 \mu\text{V}$. Veća ralučljivost od ove nije potrebna, budući da efektivni napon šuma superponiran signalu prelazi ovu razinu. AD pretvornik ima 8 multipleksiranih kanala, a u vrijeme kada se ne radi AD pretvorba pretvorniku se može isključiti napajanje.

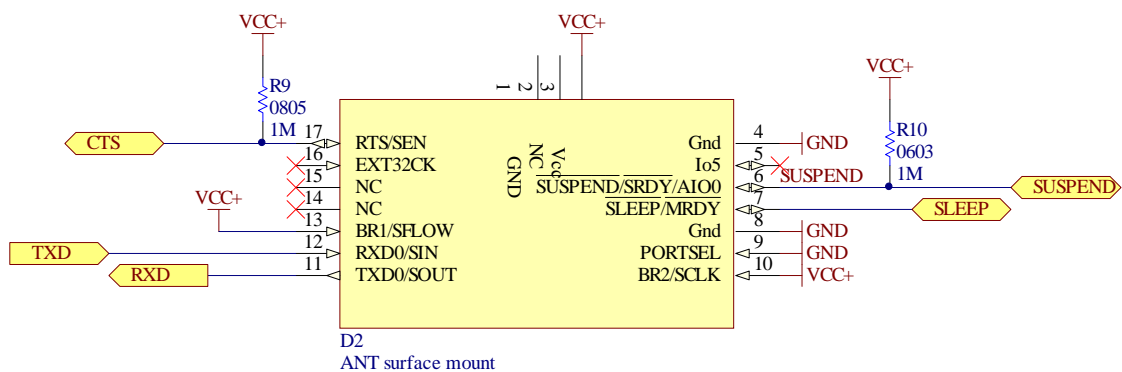
Prema specifikacijama proizvođača pretvorba jednog uzorka traje 2,44 μs , tj. uzorci se mogu uzimati maksimalnom frekvencijom 409 kHz. Kako se u EKG signalu sve frekvencijske komponente bitne za kontinuirano praćenje elektrokardiograma nalaze u spektru do 100 Hz, potrebna je puno manja frekvencija uzorkovanja. Na EKG pojačaju u izlaznom stupnju koristi se niskopropusni filter, te nije potrebna upotreba dodatnog *anti-aliasing* filtra, već se taj filter koristi kao *anti-aliasing* filter s gornjom graničnom frekvencijom 123 Hz. EKG signal uzorkuje se stoga frekvencijom $f_s = 300$ Hz.

Algoritam za AD pretvorbu koristi 16 bitno brojiilo koje je podešeno da daje zahtjev za prekid procesoru svakih 1/300s, kada se pokreće prekidna rutina za brojiilo. Ta rutina zatim podešava AD pretvornik i pokreće pretvorbu. Po završetku pretvorbe, AD pretvornik daje zahtjev za prekid te se pokreće prekidna rutina za AD pretvornik. U svakom pozivu rutine vrijednost pretvorbe se sprema u spremnik veličine 60 uzoraka. Kada se spremnik napuni, rutina postavlja zastavicu. U glavnom programu provjerava se stanje ove zastavice, te ukoliko je postavljena program počinje obradu podataka iz spremnika. Spremnik se prilikom A/D pretvorbe mora koristiti zbog korištenja rekurzivnih digitalnih filtara koji zahtijevaju i uzorke prije trenutnog uzorka. Dijagram toka prikazan je na slici (Slika 3.14).

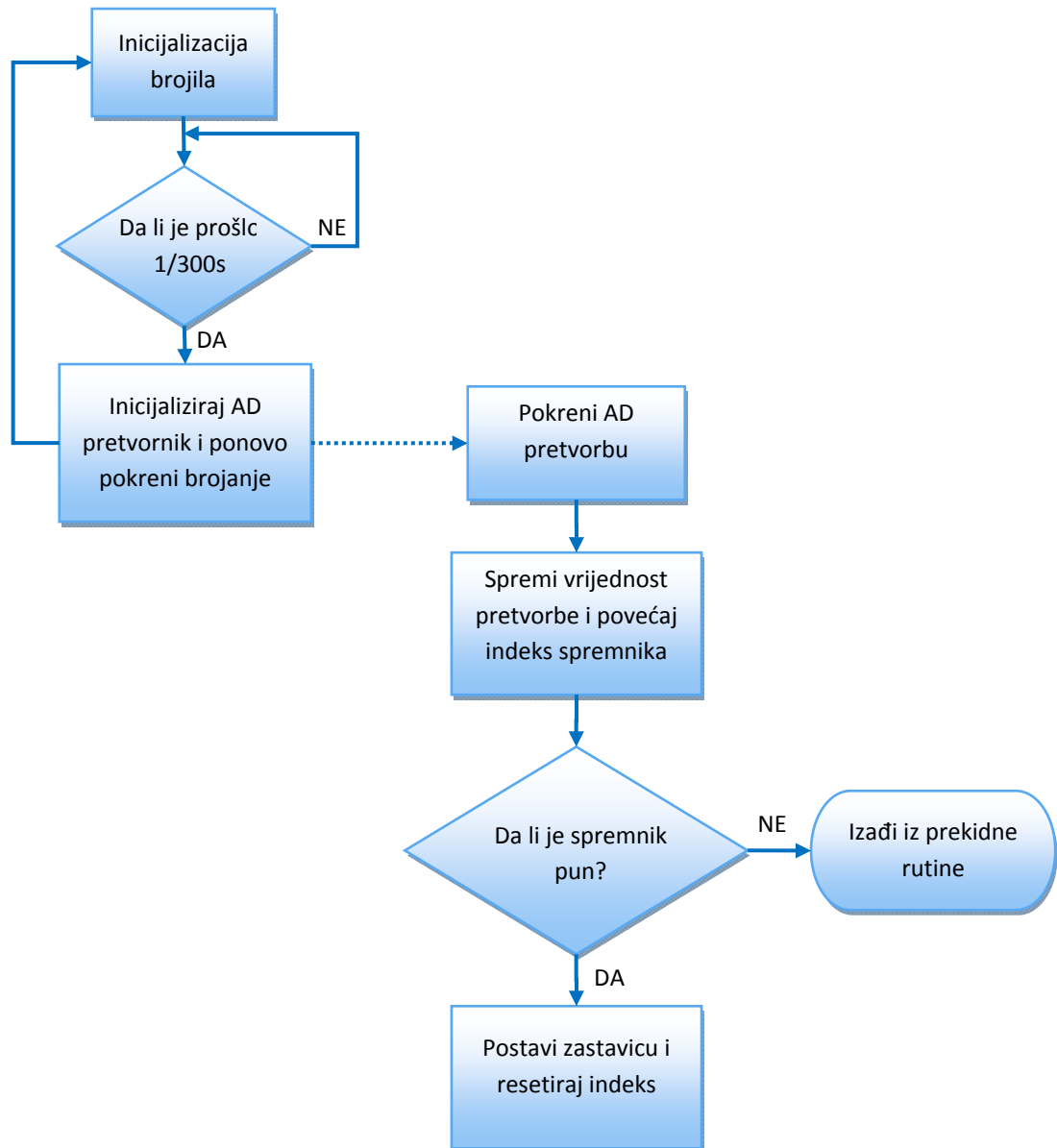
Komunikacija putem UART sučelja

Komunikacija putem UART sučelja koristi se za komunikaciju s bežičnim komunikacijskim modulom ANT. Postavke komunikacije su sljedeće:

- *Start bit: 1*
- *Stop bit: 1*
- *Data bits: 8*
- *Parity: None*



Slika 3.13 Električna shema spajanja ANT modula



Slika 3.14 Dijagram toka AD pretvorbe

Brzina prijenosa podataka između mikrokontrolera i ANT modula kontrolira se hardverski, postavljanjem signala BR1 i BR2 visoko ili nisko. Prema specifikacija proizvođača [16] pritezanjem BR1 i BR2 na napon napajanja postiže se maksimalna brzina od 50000 bita/s.

Komunikacija između mikrokontrolera i ANT modula je *full duplex* asinkrona serijska komunikacija, s kontrolom protoka podataka. Kontrola protoka izvršava se pomoću RTS signala. RTS signal postaje neaktivan 50 μ s nakon ispravnog primitka poruke, dok se za primitak neispravne ili nepotpune poruke mikrokontroler ne obavještava. Dok je RTS signal aktivan mikrokontroler ne smije slati poruke. Za poruke poslane sa ANT modula prema

mikrokontroleru nema hardverske kontrole protoka, pa mikrokontroler mora moći primiti poruku u svakom trenutku.

Struktura poruke je prikazana u tablici (Tablica 5):

Tablica 3.5 Struktura poruke za komunikaciju između mikrokontrolera i ANT modula

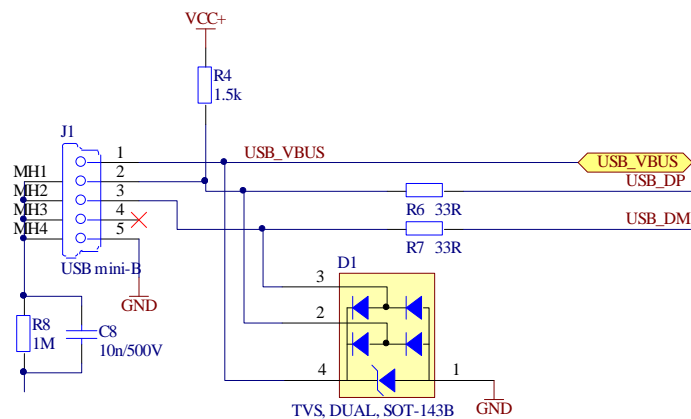
SYNC	LENGTH	ID	DATA_1	DATA_2	...	DATA_N	CHECKSUM	Opt.Zero Pad1	Opt.Zero Pad1
1 Byte	1 Byte	1 Byte	N Byte				1 Byte	1 Byte	1 Byte

Aktivacijom SUSPEND signala ANT modul prekida sve RF i serijske aktivnosti te se gasi. Ovo se događa odmah, bez obzira na aktivnost sustava.

SLEEP signal omogućuje ANT modulu odlazak u stanje smanjene potrošnje energije kada serijska komunikacija nije aktivna.

Komunikacija putem USB sučelja

LPC1343 ima ugrađen USB 2.0 full-speed kontroler s integriranim fizičkim slojem. Shema spajanja mikrokontrolera na USB sabirnicu dana je na slici (Slika 3.14). Za spajanje se koristi USB mini-B priključnica.



Slika 3.15 Električna shema spajanja USB mini-B priključnice za mikrokontrolerom

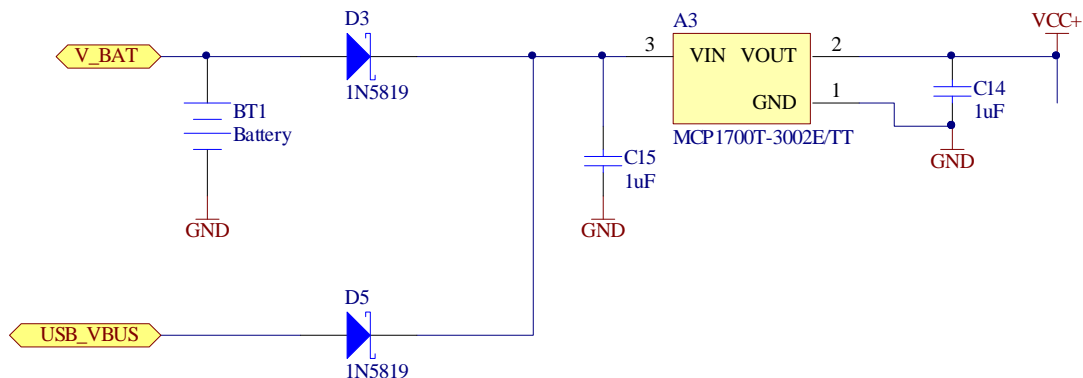
USB_DP i USB_DM čine diferencijalnu podatkovnu linija USB sabirnice. Prema preporuci proizvođača na nju se serijski dodaju otpornici 33 Ω. Priteznom otpornikom R4 spajanjem na USB_DP postavlja se prilikom inicijalizacije USB komunikacije brzina prijenosa po standardu *full-speed*, tj 12 Mb/s. D1 je integrirana prenaponska zaštita linija USB sabirnice i regulator napona napajanja USB sabirnice sa Zener diodom.

USB komunikacija prvenstveno se koristi za programiranje LPC1343, ali se može koristiti i za prijenos podataka. Prilikom razvoja čvora USB sučelje korišteno je za otklanjanje grešaka prilikom obrade i prijenosa signala. Za ostvarivanje komunikacije korištene su gotove funkcije proizvođača, te je time vrijeme razvoja drastično smanjeno.

Napajanje čvora

Napajanje čvora izvedeno je baterijski. Izvor napajanja je Li-ion baterija nazivnog napona 3,6V, kapaciteta 700mAh. Napon baterije regulira se na 3,3 V s *low-drop* linearnim regulatorom na kojem je pad napona 178 mV. Budući da se čvor spaja i na USB sučelje, napravljena je opcija napajanja sa USB sabirnice. Kako se prilikom istovremenog napajanja sa USB sabirnice i iz baterije ne bi oštetila baterija, stavljene su zaštitne *schottky* diode D3 i D5 (Slika 3.15).

Za napajanje operacijskog i instrumentacijskog pojačala u EKG pojačalu zahtjeva se bipolarni izvor napajanja. Za dobivanje negativnog napona $-V_{CC}$ koristi se inverter napona MAX828. Inverter napona MAX828 radi na principu preklapanja kondenzatora, raspona ulaznog napona +1,5 V do +5,5 V i frekvencije preklapanja 12 kHz



Slika 3.16 Električna shema izvora napajanja čvora

Programiranje LPC1343

Najveća prednost korištenja LPC1343 i njegovog ugrađenog USB kontrolera je samo programiranje mikrokontrolera. LPC1343 u svojoj ROM memoriji ima implementiran *boot loader*. *Boot loader* je kod koji prilikom ponovnog pokretanja (*reset-a*) mikrokontrolera alokira memoriju. Ukoliko se detektira vanjski hardverski zahtjev za programiranjem *boot loader* učitava program, te se mikrokontroler ponaša kao USB uređaj velike memorije (*mass storage device*). Dakle kada se mikrokontroler s hardverskim zahtjevom za programiranje spoji na osobno

računalo, operacijski sustav ga interpretira kao *flash* disk kapaciteta 32 kB. Tada je dovoljno kopirati .bin datoteku generiranog programa za LPC1343 na taj disk.

Ukoliko nema hardverskog zahtjeva za programiranjem, prilikom ponovnog pokretanja izvršava se program iz *flash* memorije mikrokontrolera.

3.3. Bežični komunikacijski modul ANT

Čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma opremljen je bežičnim komunikacijskim modulom ANT [16] (Slika 3.16). ANT je 2,4 GHz dvosmjerna bežična komunikacijska tehnologija namijenjena za izgradnju osobnih lokalnih mreža (Personal Area Network, PAN). ANT uključuje Nordic Semiconductor nRF24AP1 čip i ANT komunikacijski protokol. Optimiran je za prijenos podataka niskim i srednjim brzinama prijenosa, ali osigurava mala kašnjenja pri prijenosu podataka. Glavna prednost ovih modula su jako niski iznosi potrošnje električne energije, što osigurava produženi radni vijek baterije. ANT moduli zbog svoje veličine od 2 x 2 cm omogućuju minimizaciju cijelog senzorskog čvora.



Slika 3.17 ANT modul

ANT omogućuje jednostavnu implementaciju bežične komunikacije jer se ANT protokol brine za fizički, mrežni i transportni OSI komunikacijski sloj, a s korisnikom komunicira preko serijskog sučelja.

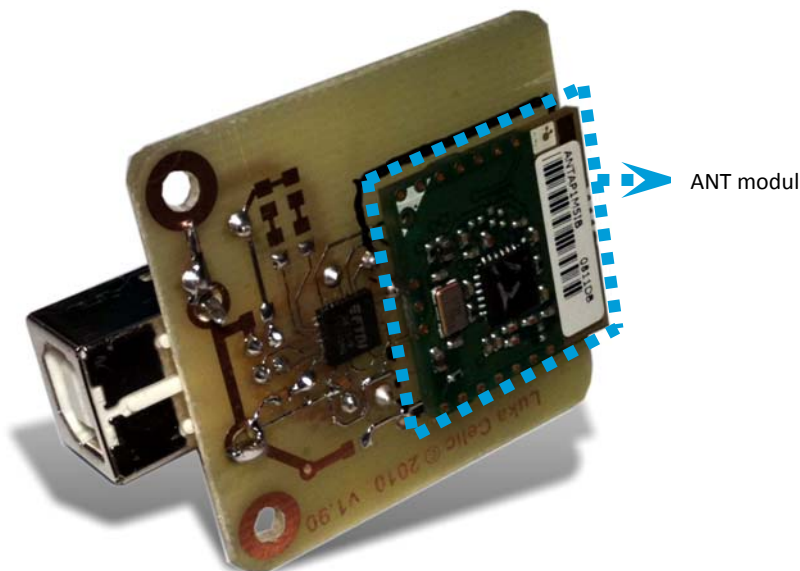
Dodatne prednosti ANT komunikacijskih modula su:

- ❑ 64 bita mrežnim ključem za povećanje sigurnosti mreže
- ❑ 16 bita CRC provjera ispravnosti prenesene poruke
- ❑ Otpornost na preslušavanja s drugih kanala
- ❑ Brzine prijenosa 8 bajtnih poruka od 0,5 Hz do 200 Hz
- ❑ Mogućnost stvaranja mreže više od 65000 modula u istom prostoru

4. Prijamni čvor i aplikacija za prikaz podataka

4.1. Prijamni čvor

Prijamni čvor (Slika 4.1) za bežičnu komunikaciju također koristi ANT komunikacijski modul. Čvor se spaja na računalo putem USB sučelja. Za komunikaciju s ANT modulom koristi se sklop *FTDI FT232RQ*, koji USB komunikaciju pretvara u asinkronu serijsku komunikaciju i obrnuto. Ovakav način komunikacije eliminira potrebu za dodatnim sklopovljem kao što je mikrokontroler, te se komunikacija uspostavlja izravno iz računala. Prilikom priključivanja prijemnog čvora na računalo, operacijski sustav prepoznaje uređaj kao virtualni serijski port, pa je i razvoj programske podrške olakšan, budući da se za komunikaciju koriste standardne funkcije za komunikaciju preko serijskog sučelja.



Slika 4.1 Izgled prijemnog čvora

4.2. Aplikacija za prikaz podataka

Aplikacija za prikaz podataka omogućuje pregledavanje fizioloških parametara, pregledavanje signala EKG-a, disanja i trenda temperature.

4.2.1. Glavna aplikacija za prikaz fizioloških parametara

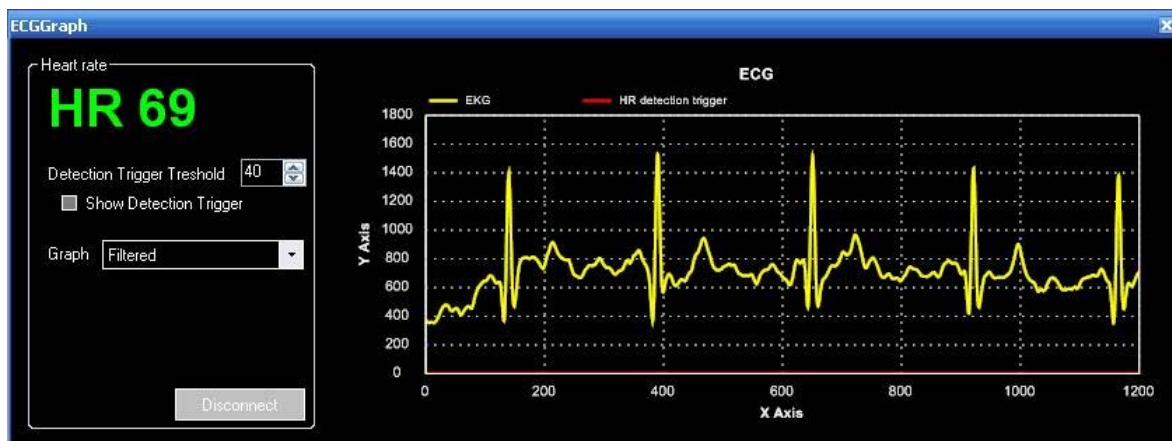
Na centralnom prozoru aplikacije za personalizirano praćenje pacijenata prikazuju se podaci sa senzora na tom pacijentu (Slika 4.2). Svaki senzor na pacijentu ima zaseban prikaz za parametre koje taj senzor šalje, grupirane za pojedini senzor zbog preglednosti. U ovisnosti o definiranim sigurnim granicama parametara, prikazi za pojedini senzor mijenjaju boju da predoče trenutno stanje parametara (zeleno za normalno stanje, žuto za opasno, a crveno za kritično). Osim stanja fizioloških parametara pacijenta prikazuju se i aktivnosti pojedinog čvora, te napon baterije čvora.



Slika 4.2 Izgled centralnog prozora aplikacije za personalizirano praćenje pacijenata

4.2.2. Kontinuirani prikaz valnog oblika EKG-a

Za pregled valnog oblika EKG-a, pritiskom na tipku "Graf" u odjeljku za EKG senzor, otvara se novi prozor na kojem se u realnom vremenu iscrtava valni oblik EKG-a. Uz prikaz valnog oblika ujedno se prikazuje i broj otkucaja kao prošireni prikaz, te markeri na mjestu svakog detektiranog QRS kompleksa (Slika 4.3).

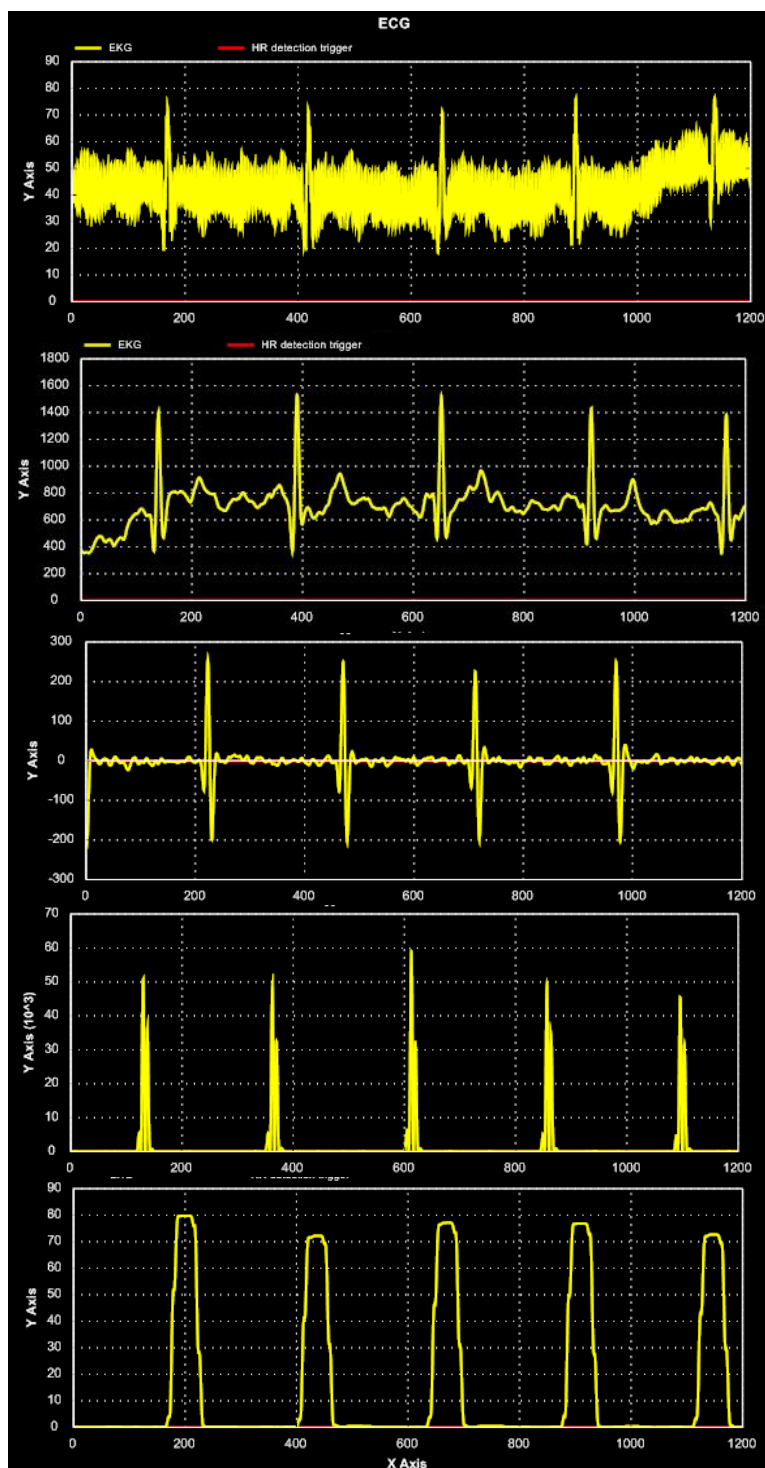


Slika 4.3 Izgled prikaza krivulje EKG-a

Na signalu EKG-a također se može primijeniti i digitalna obrada signala koja je opisana u sljedećem poglavlju. Na lijevoj strani može se odabrati pet opcija iz padajućeg izbornika:

- Izvorni signal
- Filtrirani signal
- Derivirani signal
- Kvadrirani signal
- Integrirani signal

Svaka opcija odgovara jednom stupnju algoritma za detekciju QRS kompleksa, pa se tako u realnom vremenu može promatrati utjecaj pojedinog stupnja algoritma na signal sa čvora (Slika 4.4). Ove mogućnosti posebno su važne za vrijeme razvijanja uređaja i programske podrške.



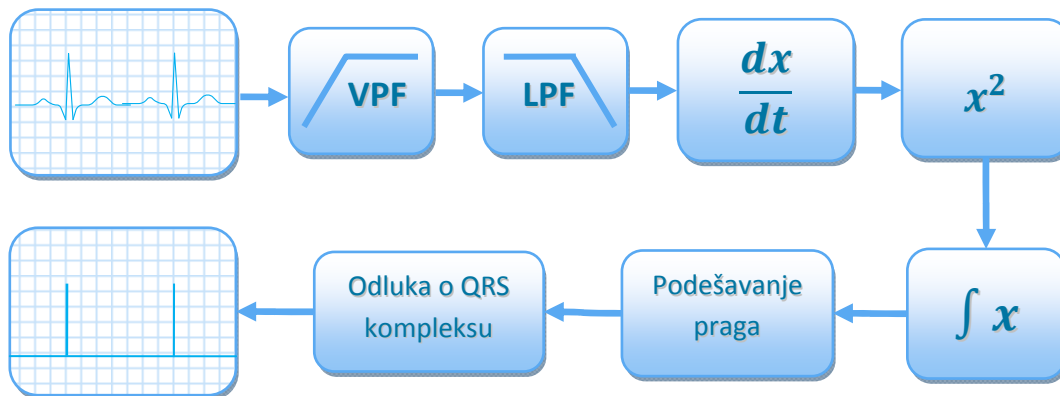
Slika 4.4 Prikaz primjene pojedinog koraka algoritma za detekciju QRS kompleksa u realnom vremenu na signal sa čvora bežične mreže

5. Algoritam za detekciju QRS kompleksa i određivanje broja otkucaja srca

Pouzdana detekcija QRS kompleksa važna je osnova za precizno određivanje broja otkucaja srca. Detekcija QRS kompleksa u signalu EKG-a može biti otežana zbog fizioloških varijacija QRS kompleksa ili različitih izvora smetnji superponiranih signalu EKG-a. Takve smetnje uključuju napon mišića, artefakte prilikom pomicanja elektroda, interferenciju sa elektroenergetskom mrežom, plutanje nulte linije ili T-val sa sličnim karakteristikama kao i QRS kompleks. Metodu korištenu u ovom radu predložili su 1985. Pan i Tompkins [2]. Ta je metoda do danas našla svoju široku primjenu, prvenstveno zato što su u svom radu Pan i Tompkins testiranjem svoje metode na MIT-BIH *Arrhythmia* bazi podataka postigli točnost detekcije od 99,3%

Nagib R zupca je u literaturi popularna metoda za lociranje QRS kompleksa. Analogna implementacija derivatora za nalaženje nagiba R zupca je jednostavna za implementaciju, ali i pojačava neželjene visokofrekvencijske komponente signala. Stoga je implementacija samo derivatora kao detektora nagiba R vala nedovoljna. Za postizanje pouzdanijih rezultata iz signala se treba izdvojiti više informacija, kao što su amplituda, širina i energija QRS kompleksa. Panova i Tompkinsonova metoda koristi digitalne filtre za smanjenje utjecaja navedenih izvora smetnji te na taj način povećava odnos signal – šum.

Blok shema implementirane Panove i Tompkinsonove metode dana je na slici (Slika 5.1). Da bi se smanjila količina šuma u signalu, signal prolazi kroz pojasno propusni filtar. Zbog jednostavnosti implementacije filtra u digitalnoj domeni taj filtar je izveden kao kaskada nisko i visokopropusnog filtra. Poslije filtriranja slijedi deriviranje signala kojim se određuje brzina promjene signala. Poslije deriviranja slijedi kvadriranje. Kvadriranjem se dodatno naglašavaju razlike u amplitudi te se tako izbjegava detekcija lažno pozitivnih QRS kompleksa koji se mogu detektirati na mjestima T-vala sa višim frekvencijama. Nakon kvadriranja signala slijedi integriranje s pomičnim prozorom. Integrator daje signal koji nosi informacije o nagibu i širini QRS kompleksa.

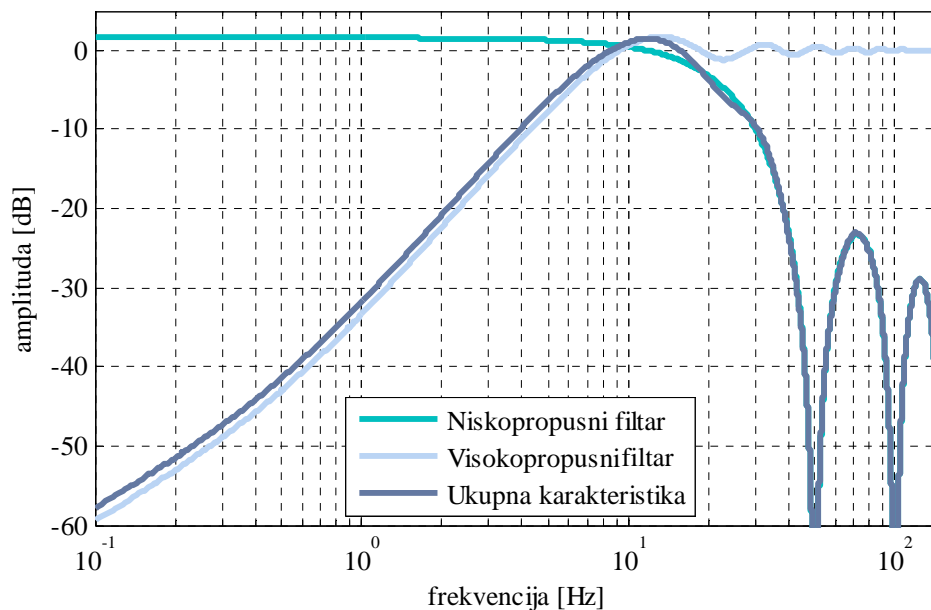


Slika 5.1 Blok shema Panove i Tompkinsonove metode za detekciju QRS kompleksa

5.1. Algoritam za detekciju QRS kompleksa

Pojasno propusni filter

Pojasno propusni filter smanjuje utjecaj napon mišića, artefakte prilikom pomicanja elektroda, smetnje elektroenergetske mreže, plutanje nulte linije i utjecaj T-vala. Željeni pojas propuštanja za maksimizaciju energije QRS kompleksa je 5-15 Hz. Budući da se digitalni filter implementira u mikrokontroler poželjni su koeficijenti filtra iz skupa prirodnih brojeva \mathbb{N} . Upotrebom takvih koeficijenata znatno se ubrzava digitalno filtriranje, a takvi se filteri mogu dizajnirati kao rekurzivni filteri čiji polovi poništavaju nule na jediničnoj kružnici u \mathcal{Z} domeni. Ovakav dizajn s nulama i polovima na jediničnoj kružnici je zahtjevan te ne daje dovoljno precizne rezultate za željeni pojas propuštanja. Stoga je pojasno propusni filter izveden kao kaskada niskopropusnog i visokopropusnog filtra, te je postignut pojas propuštanja 3 dB od 6 do 17 Hz. Ukupna frekvencijska karakteristika postignuta kaskadom niskopropusnog i visokopropusnog filtra prikazana je na slici (Slika 5.2)



Slika 5.2 Ukupna amplitudno - frekventijska karakteristika filtra izvedenog kao kaskada niskopropusnog i visokopropusnog filtra

Niskopropusni filter

Prijenosna funkcija niskopropusnog filtra drugog reda je:

$$H_{LP}(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (5.1.)$$

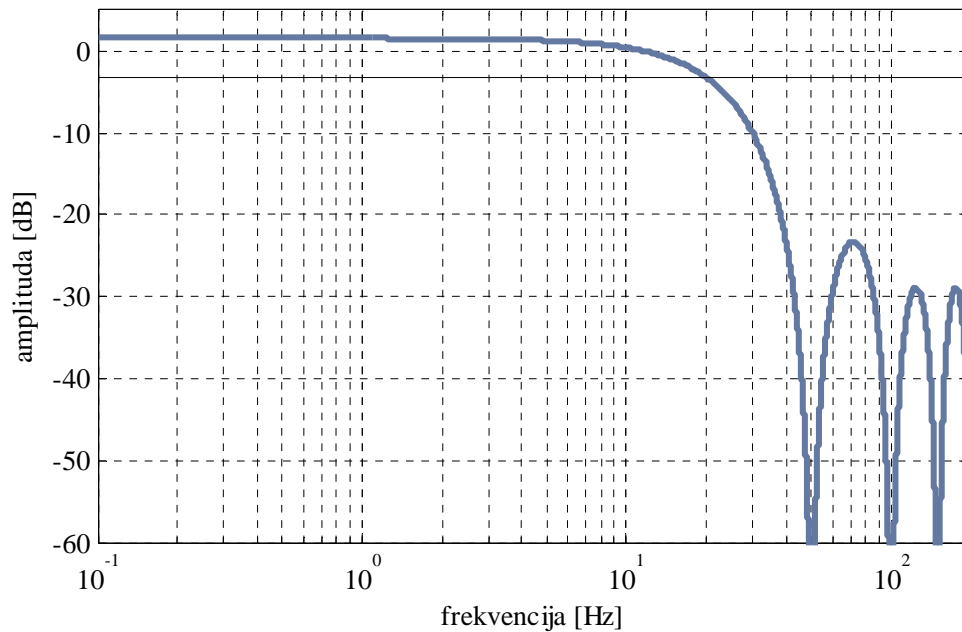
a amplitudno-frekventijska karakteristika

$$|H_{LP}(e^{j\omega})| = \frac{\sin^2(3\omega T)}{\sin^2\left(\frac{\omega T}{2}\right)} \quad (5.2.)$$

gdje je T period uzorkovanja i iznosi $1/300$ s. Jednadžba diferencija filtra je

$$y(n) = 2y(n - 1) - y(n - 2) + x(n) - 2x(n - 6) + x(n - 12) \quad (5.3.)$$

Amplitudno – frekventijska karakteristika prikazana je na slici (Slika 5.3). Gornja granična frekvencija je oko 17 Hz.



Slika 5.3 Amplitudno – frekvencijska karakteristika niskopropusnog filtra

Visokopropusni filter

Visokopropusni filter implementiran je oduzimanjem niskopropusnog filtra prvog reda od svepropusnog filtra. Prijenosna funkcija niskopropusnog filtra sa koeficijentima iz skupa prirodnih brojeva \mathbb{N} je:

$$H(z) = \frac{1 - z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (5.4.)$$

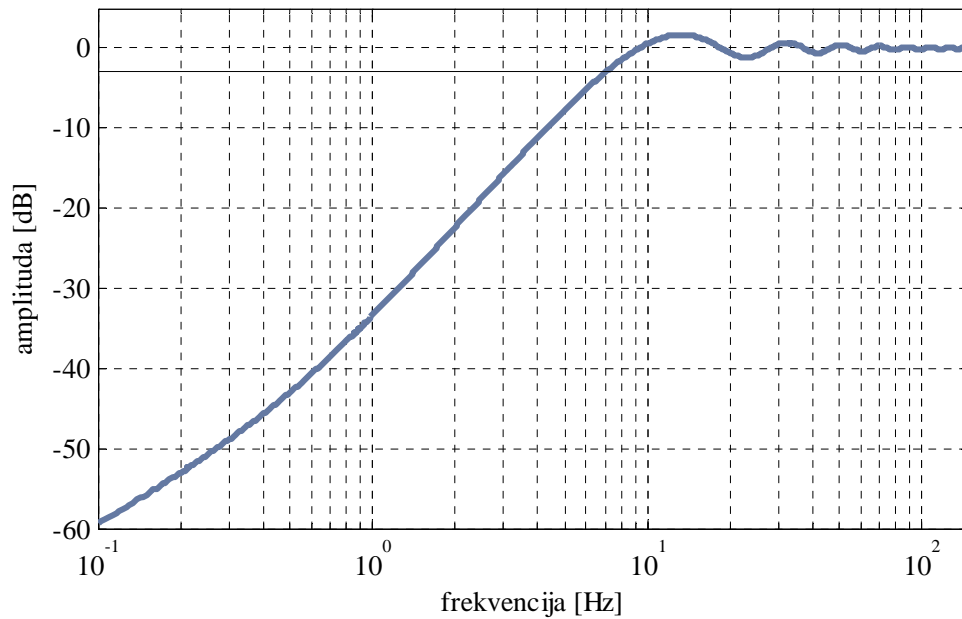
Ovaj filter ima pojačanje 32 puta i kašnjenje 15,5 uzoraka. Za realizaciju visokopropusnog filtra izlaz iz niskopropusnog filtra podijeljen je s njegovim pojačanjem, 32 puta, i zakašnjen za cijeli broj uzoraka, tj 16 uzoraka te zatim oduzet od originalnog signala. Prijenosna funkcija visokopropusnog filtra je:

$$H_{HP}(z) = \frac{-\frac{1}{32} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{1}{32}z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (5.5.)$$

Jednadžba diferencija filtra je

$$y(n) = y(n - 1) - \frac{1}{32}x(n) + x(n - 16) - x(n - 17) + \frac{1}{32}x(n - 32) \quad (5.6.)$$

Amplitudno – frekvencijska karakteristika prikazana je na slici (Slika 5.4) Donja granična frekvencija je oko 6 Hz.



Slika 5.4 Amplitudno – frekvencijska karakteristika visokopropusnog filtra

Deriviranje

Nakon filtriranja signal se derivira zbog izdvajanja informacija o nagibu QRS kompleksa. Koristi se deriviranje u pet točaka s prijenosnom funkcijom:

$$H_{DIF}(z) = \frac{1}{10} \cdot (-2z^{-2} - z^{-1} + z^1 + 2z^2) \quad (5.7.)$$

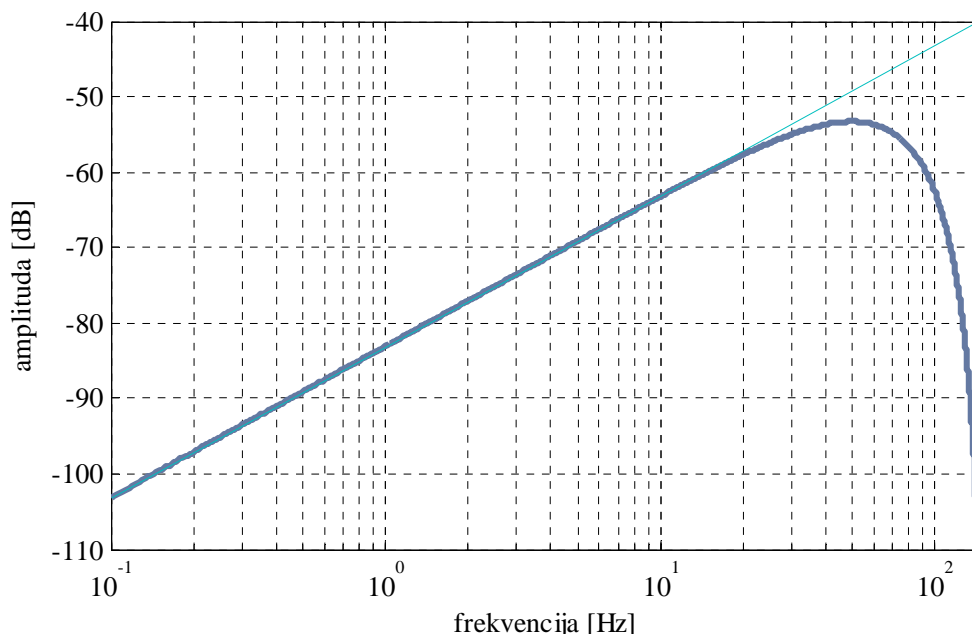
Amplitudno-frekvencijska karakteristika je:

$$|H_{DIF}(e^{j\omega})| = \frac{1}{4} T (\sin(2\omega T) + 2 \sin(\omega T)) \quad (5.8.)$$

gdje je T period uzorkovanja i iznosi $1/300$ s. Deriviranje se implementira jednadžbom diferencija:

$$y(n) = \frac{1}{8} (2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)) \quad (5.9.)$$

Faktor $1/8$ korišten je kao aproksimacija stvarnog pojačanja zbog ubrzanja računanja u binarnom sustavu. Derivator aproksimira idealnu derivaciju između 0 Hz i 30 Hz. Linearnost na tom području može se vidjeti na slici (Slika 5.5). Na slici je također tankom crtom povučena idealna karakteristika derivatora.



Slika 5.5 Amplitudno - frekventijska karakteristika derivatora

Kvadriranje

Nakon deriviranja signal se kvadrira točku po točku. Jednadžba ove operacije je:

$$y(n) = x^2(n) \quad (5.10.)$$

Ovom operacijom svi podaci postaju pozitivni, a nelinearno pojačanje signala iz derivatora još više pojačava razlike u amplitudi, naglašavajući više frekvencije.

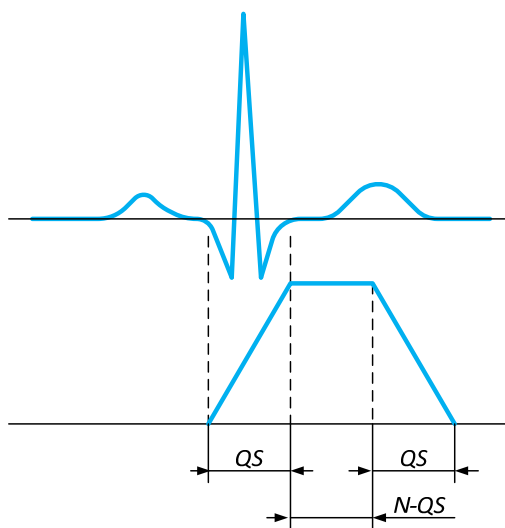
Integriranje s pomičnim prozorom

Svrha integriranja s pomičnim prozorom je izdvajanje dodatnih značajki signala uz nagib R zupca. Integrator je ostvaren sljedećom formulom:

$$\begin{aligned} y(n) &= \frac{1}{N} \left(x(n - (N - 1)) + x(n - (N - 2)) + \dots + x(n) \right) \\ &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x(n - (N - j)) \end{aligned} \quad (5.11.)$$

Gdje je N širina prozora integracije u uzorcima. Na slici (Slika 5.6) je prikazana veza između širine pomičnog prozora integracije i QRS kompleksa. Širina N pomičnog prozora je važna i treba biti otprilike koliko je i najširi QRS kompleks (označen sa QS na slici). Ako je širina prevelika integracijom će se spojiti QRS kompleks i T val. Ako je preuska neki QRS kompleksi mogu rezultirati pojavom više vrhova u integracijskom valnom obliku. To može

rezultirati pogrešnom ili višestrukom detekcijom QRS kompleksa. Širina prozora određena je empirijski te za brzinu uzorkovanja od 300 uzoraka/s širina od 45 uzoraka daje dobre rezultate. Pretpostavljena najveća širina QRS kompleksa je 150 ms.



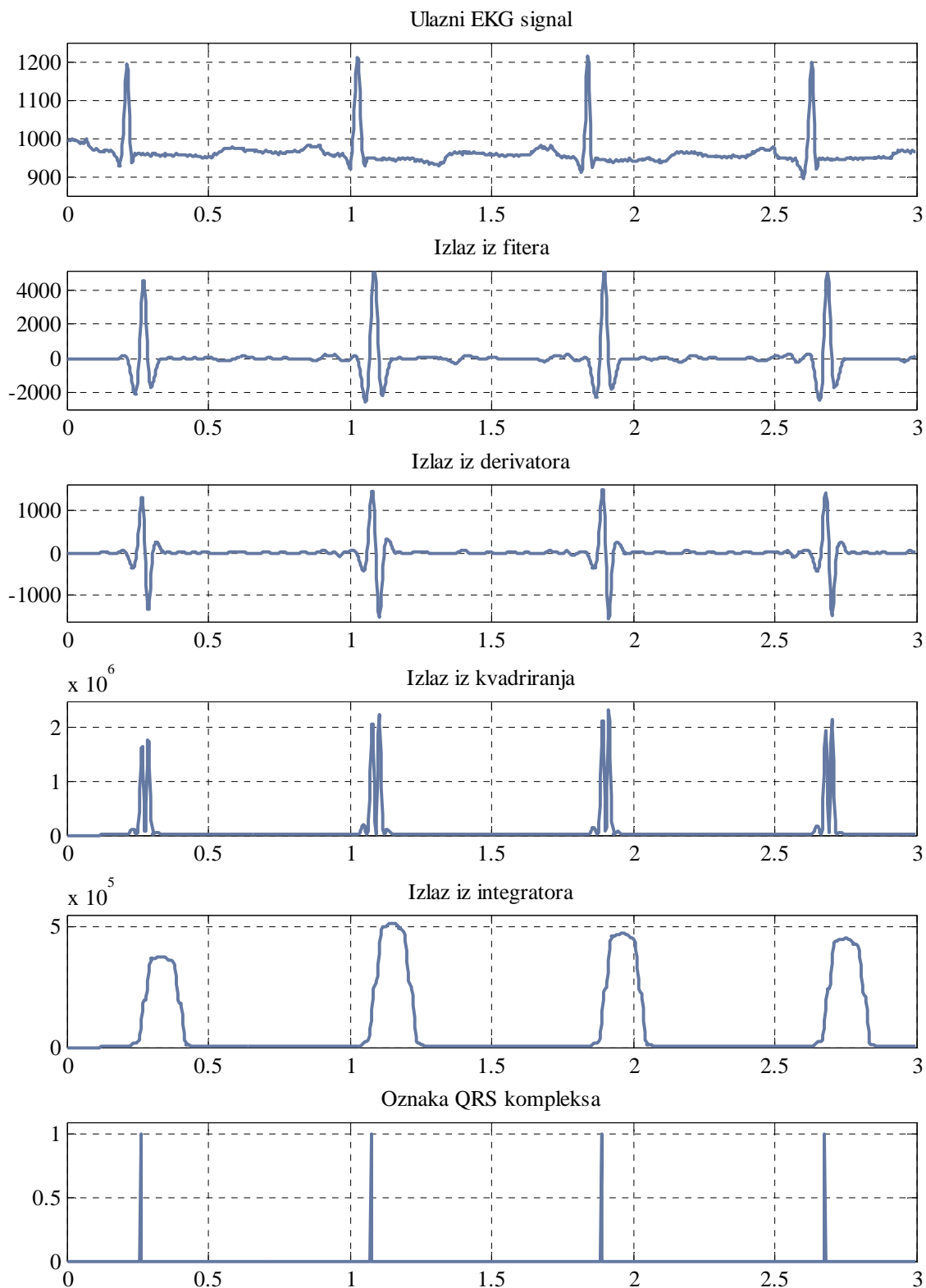
Slika 5.6 Veza između širine pomičnog prozora integracije N i QRS kompleksa

Određivanje praga detekcije i QRS kompleksa

Razina praga detekcije mijenja se dinamički u ovisnosti o amplitudi valnog oblika integriranog signala. Razina praga detekcije uzima se kao 15% maksimalne vrijednosti signala unutar zadnjih 5 detektiranih QRS kompleksa. Tijekom inicijalizacije praga za maksimalnu vrijednost signala uzima se maksimalna vrijednost unutar prvih 1800 ms signala (540 uzoraka) što je pretpostavljeno vrijeme dva otkucaja srca. Nakon tog perioda računa se razina praga detekcije.

Da bi se odredilo mjesto QRS kompleksa gleda se prolazak signala kroz prag detekcije. Svaki uzorak uspoređuje se s pragom detekcije. Ako je njegova vrijednost veća od praga detekcije, gleda se vrijednost prethodnog uzorka. Ako je prethodni uzorak manji od praga detekcije to mjesto se označava kao mjesto QRS kompleksa, a ukoliko je veći, trenutni uzorak se zanemaruje.

Rezultat primjene svakog koraka algoritma za detekciju QRS kompleksa prikazan je na slici (Slika 5.7). Algoritam je izveden na EKG signalu iz MIT-BIH *Arrhythmia* baze podataka, na prve tri sekunde zapisa broj 100.

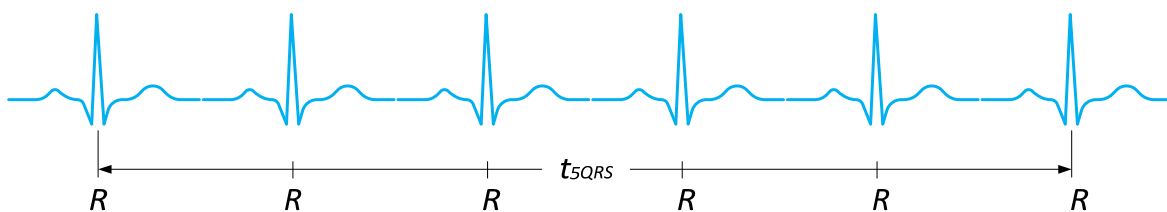


Slika 5.7 Rezultat primjene svakog koraka algoritma za detekciju QRS kompleksa

5.2. Određivanje broja otkucaja srca

Određivanje broja otkucaja srca zasnovano je na usrednjavanju pet uzastopnih R-R intervala. Detekcija QRS kompleksa pokreće brojilo, a nakon sljedećih pet detektiranih QRS kompleksa bilježi se vrijeme i brojilo se pokreće ponovo. Ukupno šest QRS kompleksa daje pet P-QRS-T intervala. Broj otkucaja srca u minuti određuje se iz sljedeće formule:

$$HR = \frac{60 \cdot 5}{t_{5QRS}} \quad (5.12.)$$



Slika 5.8 Vremenski dijagram pet R-R intervala

5.3. Ispitivanje algoritma za detekciju QRS kompleksa

Algoritam za detekciju QRS kompleksa ispitan je na signalima iz MIT-BIH *Arrhythmia* baze podataka. Baza sadrži 48 polusatnih zapisa uzorkovanih frekvencijom 360 uzoraka po sekundi po kanalu, 11 bitnom rezolucijom na rasponu signala od 10 mV. Svaki zapis neovisno su pregledala dva kardiologa i samo na onim mjestima na kojim su se oba složila oko anotacija, anotacije su prihvaćene

U odnosu na originalni prijedlog implementacije praga detekcije Pana i Tompkinsa implementirani prag za detekciju u ovom radu je pojednostavljen, ali je svejedno dao vrlo dobre rezultate. Implementacija praga detekcije predloženog u Panovoj i Tompkinsonovoj metodi napraviti će se tijekom daljnjeg razvoja uređaja. Ispitivanje algoritma za detekciju QRS kompleksa izvedeno je u programskom paketu Matlab.

Rezultati dobiveni ispitivanjem prikazani su u tablici (Tablica 5.1). U prvom stupcu nalazi se broj zapisa iz baze podataka. U drugom stupcu nalazi se službeni ukupni broj otkucaja u zapisu, a u trećem stupcu nalazi detektirani broj otkucaja. Četvrti stupac prikazuje razliku službenog i detektiranog broja, dok je u zadnjem stupcu ta razlika u postotcima. Zadnji red daje ukupnu sumu cijelog testa.

Tablica 5.1 Rezultati ispitivanja algoritma za detekciju QRS kompleksa

Broj zapisa	Broj otkucaja	Detektirani broj otkucaja	Razlika	Razlika [%]
100	2273	2271	2	0,088
101	1865	1867	2	0,1
102	2187	2197	10	0,4
103	2084	2080	4	0,2
104	2229	1787	442	19,8
105	2572	2553	19	7,3
106	2027	1680	347	17,1
108	1774	1514	260	14,6
109	2532	2523	9	0,35
111	2124	2124	0	0
112	2539	2539	0	0
113	1795	1792	3	0,17
115	1953	1952	1	0,05
116	2412	2386	26	1,1
117	1535	1534	1	0,04
118	2288	2283	5	0,21
119	1987	1988	1	0,05
121	1863	1861	2	0,1
122	2476	2475	1	0,04
123	1518	1515	3	0,197
124	1619	1600	19	1,17
Ukupno	43652	42521	1157	2,65

Ukupna pogreška algoritma iznosi 2,65% što daje ukupnu točnost od 97,35%. Originalni rezultati Pana i Tompkinsa s naprednim algoritmom određivanja praga detekcije imaju točnost od 99,3%, pa se može zaključiti da se i s pojednostavljenim algoritmom za određivanje praga detekcije postižu vrlo dobri rezultati. U nastavku je kod algoritma za detekciju QRS kompleksa za programski paket Matlab.

```
close all;
N=45;
tbeats = 0;
prag = 0;
count = 0;
last5 = zeros(1,5);

%učitavanje baze podataka sa mrežnog izvora
y = rdsamp('mitdb/124');%, 'maxt', ':3');
y(:,1) = y(:,1)./360;
%stvaranje polja za rezultat detekcije
lp = zeros(1, length(y)); %niskopropusni filter
hp = zeros(1, length(y)); %visokopropusni filter
de = zeros(1, length(y)); %drerivator
```

```

sq = zeros(1, length(y)); %kvadriranje
in = zeros(1, length(y)); %integriranje
pr = zeros(1, length(y)); %prag detekcije
qr = zeros(1, length(y)); %detektirano QRS kompleks

%petlja sa digitalnom obradom podataka
for i=N:length(y)
    %LP filter
    lp(i)=2*lp(i-1)-lp(i-2)+y(i,2)- 2*y(i-6,2) + y(i-12,2);
    hp(i)= hp(i-1)-1/32*lp(i)+lp(i-16)- lp(i-17) + 1/32*lp(i-32);
    de(i)=1/8*(2*hp(i)+hp(i-1)-hp(i-3)- 2*hp(i-4));
    sq(i)=de(i)^2;
    for j=1:N
        in(i)= in(i) + sq(i-(N-j));
    end
    in(i)=1/N*in(i);
end

%određivanje praga detekcije
prag = 0.15 * max(in([1:648]));
for i = 648:length(in)
    if (in(i)>prag)
        if(in(i-1)<prag)
            qr(i) = in(i);
            tbeats = tbeats +1;
            count = count + 1;
            if count == 1
                last5 = i;
            end
            if count == 5
                count = 0;
                prag = 0.12 * max(in([i-last5:i]));
            end
        end
    end
    pr(i) = prag;
end

%ispis broja detektiranih otkucaja
tbeats

```

6. Zaključak

Čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje elektrokardiograma razvijen tijekom izrade ovog diplomskog rada ispitan je na ispitanicima i u mirovanju i prilikom kretanja te je dao vrlo dobre rezultate. Minimalistički pristup dizajnu rezultirao je uređajem koji svojom veličinom i masom ne ometa pacijenta u njegovim aktivnostima. EKG pojačalo izvedeno je s kvalitetnim elektroničkim komponentama, a uz njih i sama topologija izvedbe rezultirali su dobivanjem kvalitetnog signala EKG-a s niskom razinom šuma.

Korišteni algoritam za detekciju QRS kompleksa pokazao se kao robusno rješenje te je prilikom testiranja na ispitaniku davao vrlo dobre rezultate i prilikom kretanja ispitanika, iako je u originalnom EKG signalu bila velika razina šuma. Sam pristup dizajnu digitalnih filtara i digitalnoj obradi signala sa cjelobrojnim koeficijentima pojednostavio je implementaciju algoritma u mikrokontroler. Budući da su radi personalizacije praćenja pacijenata na čvoru predviđeni i drugi senzori koji nisu bili tema ovog diplomskog rada, primjenom brzog algoritma za obradu podataka s EKG pojačala ostaje dovoljno procesorskog vremena i za obradu podataka s drugih senzora.

Bežična komunikacija implementirana je na način da senzor može ispravno komunicirati u cijeloj mreži sustava za bežično praćenje zdravlja pacijenta. Korisnička aplikacija omogućuje pregled EKG signala u stvarnom vremenu, kao i pregled rezultata pojedinog stupnja digitalne obrade signala, što je jako korisno tijekom razvoja uređaja.

7. Literatura

- [1] **Šantić, A.** *Biomedicinska elektronika*. Zagreb : Školska knjiga, 1995.
- [2] **Pan, J., Tompkins, W. J.** *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. IEEE Transactions on biomedical engineering, 1985, Svez. BME-32, str. 230-235.
- [3] **Pavlatos, C., Dimopoulos, A.** *Hardware implementation of Pan & Tomkins QRS detection algorithm*. <http://mule.cslab.ece.ntua.gr/docs/c8.pdf>
- [4] **Mijat, N.** *Električni filtri*. Zagreb : Fakultet elektrotehnike i računarstva, 2001.
- [5] **Jeren, B.** *Digitalna obrada signala, skripta s predavanja*. Zagreb : Fakultet elektrotehnike i računarstva, 2008.
- [6] **Petrinović, D.** *Ekvivalencija vremenski kontinuiranih i diskretnih signala i sustava*. Zagreb : Fakultet elektrotehnike i računarstva, 2008.
- [7] **Celić, L., Trogrlić, D.** *Bežični sustav za personalizirano praćenje zdravlja pacijenata*. Zagreb : Fakultet elektrotehnike i računarstva, 2010.
- [8] **Webster, J. G.** *MEDICAL INSTRUMENTATION: Application and Design*. USA : John Wiley & Sons, inc., 2010.
- [9] **Vahed, A.** *3-Lead Wireless ECG*. 12.2005. http://www.open-ecg-project.org/tiki-download_file.php?fileId=5.
- [10] **Analog Devices.** *AD8667: Low Noise, Precision, 16 V, CMOS, Rail-to-Rail Operational Amplifier (Dual)*. 01.2008.
http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD8663_8667_8669.pdf.
- [11] **Analog, Devices.** *AD620: Low Drift, Low Power Instrumentation Amp*. 1.2004.
http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf.
- [12] **NXP.** *LPC1343 Datasheet*. 6. 5 2010.
<http://ics.nxp.com/products/lpc1000/datasheet/lpc1311.lpc1313.lpc1342.lpc1343.pdf>.
- [13] **NXP.** *LPC1343 User Manual*. 2010.
<http://ics.nxp.com/support/documents/microcontrollers/?scope=LPC1343&type=user>

[14]**ANT.** *ANT Message Protocol and Usage.*

http://www.thisisant.com/images/Resources/PDF/1204662412_ant%20message%20protocol%20and%20usage.pdf.

[15]**ANT.** *nRF24AP2-USB Product Specification .*

http://www.thisisant.com/images/Resources/PDF/nrf24ap2-usb_product_specification.pdf.

[16]**ANT.** *ANTAP1MxIB Transceiver Modul Datasheet.*

http://www.thisisant.com/images/Resources/PDF/1211572653_antap1mxib_module_datasheet.pdf.

[17]**Maxim.** *MAX828/829 Datasheet.* 9.1999. <http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX828-MAX829.pdf>

[18]**ATMEL.** *AT91 USB CDC Driver Implementation.* 7.2009.

http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc6269.pdf

Sažetak

Naslov : Čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma

Sažetak: U ovom diplomskom radu razvijen je čvor bežične mreže osjetila za kontinuirano praćenje parametara elektrokardiograma. Čvor uključuje EKG pojačalo pojačanja 808 puta, gornje granične frekvencije 123 Hz, mikrokontroler te bežični komunikacijski modul ANT. Signal EKG-a uzorkuje se frekvencijom 300 Hz AD pretvornikom ugrađenim u mikrokontroler. Komunikacija između mikrokontrolera i komunikacijskog modula je asinkrona serijska komunikacija brzinom od 50000 bita u sekundi.

Za prikaz podataka razvijeno je korisničko sučelje na računalu koje signal EKG-a iscertava u realnom vremenu, a za komunikaciju čvora i računala razvijen je prijemni čvor.

Ugrađen je i algoritam za detekciju QRS kompleksa i određivanje otkucaja srca, temeljen na Panovoj i Tompkinsonovoj metodi. Algoritam je robustan i pokazao se pouzdan i u uvjetima velike razine šuma u EKG signalu.

Ključne riječi: Bežični čvor za praćenje EKG-a, QRS detekcija, određivanje otkucaja srca, Pan - Tompkinsonova metoda.

Summary

Title: Wireless sensor network node for continuous monitoring of ECG parameters

Summary: During this diploma thesis wireless sensor network node for continuous monitoring of ECG parameters was developed. The sensor network node consists of ECG amplifier with amplification of 808 times and cutoff frequency of 123 Hz, microcontroller and ANT communication module. ECG signal is sampled at frequency of 300 Hz by implemented A/D converter. Communication between microcontroller and wireless communication module is 50000 bps asynchronous serial communication.

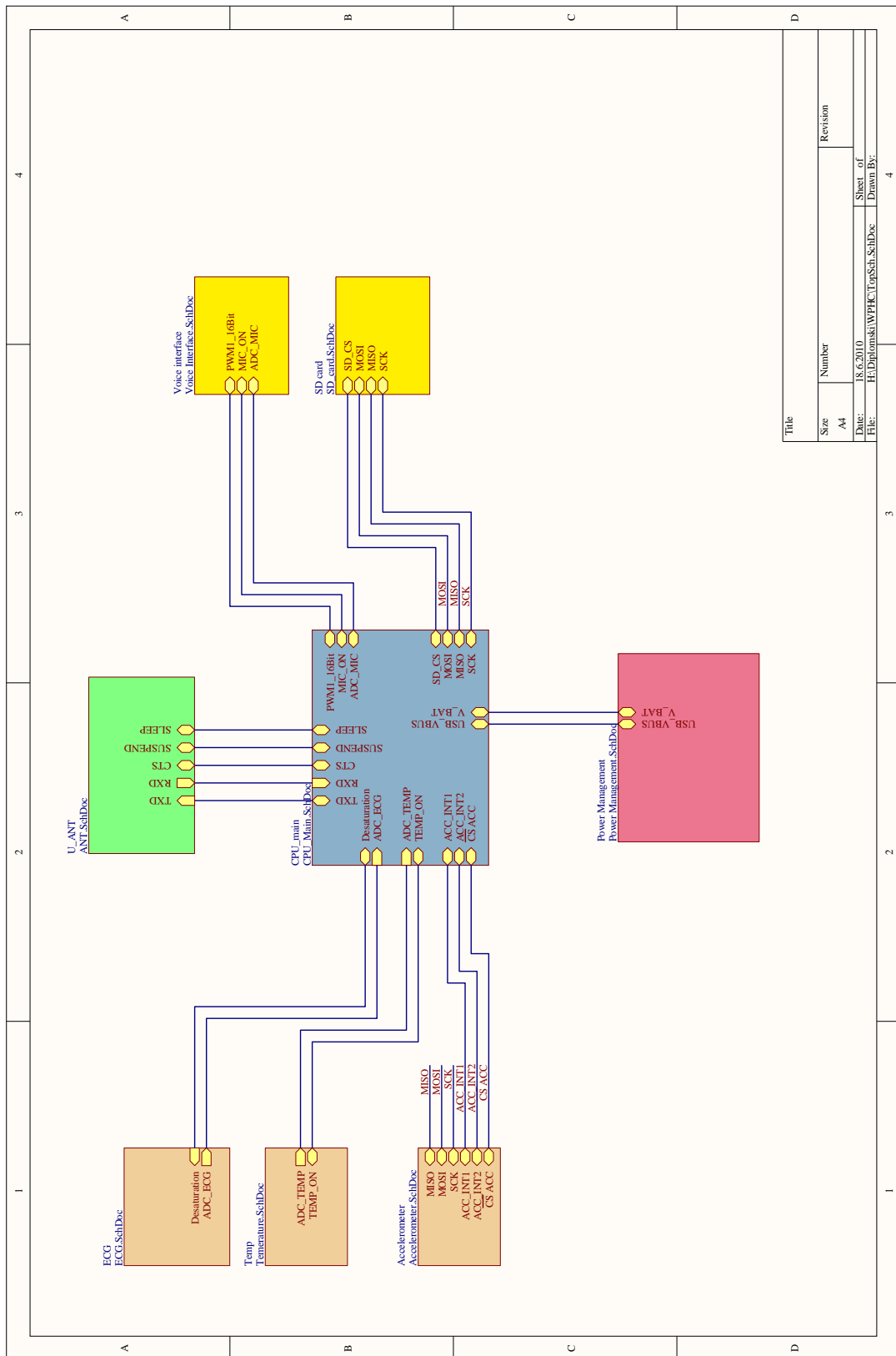
User interface was developed on PC for real-time ECG signal display. For communication between wireless sensor node and PC receiver node is developed.

Implemented QRS detection algorithm and heart rate calculation are based on Pan & Tompkins method. Algorithm is robust, and reliable even in high noise level in ECG signal.

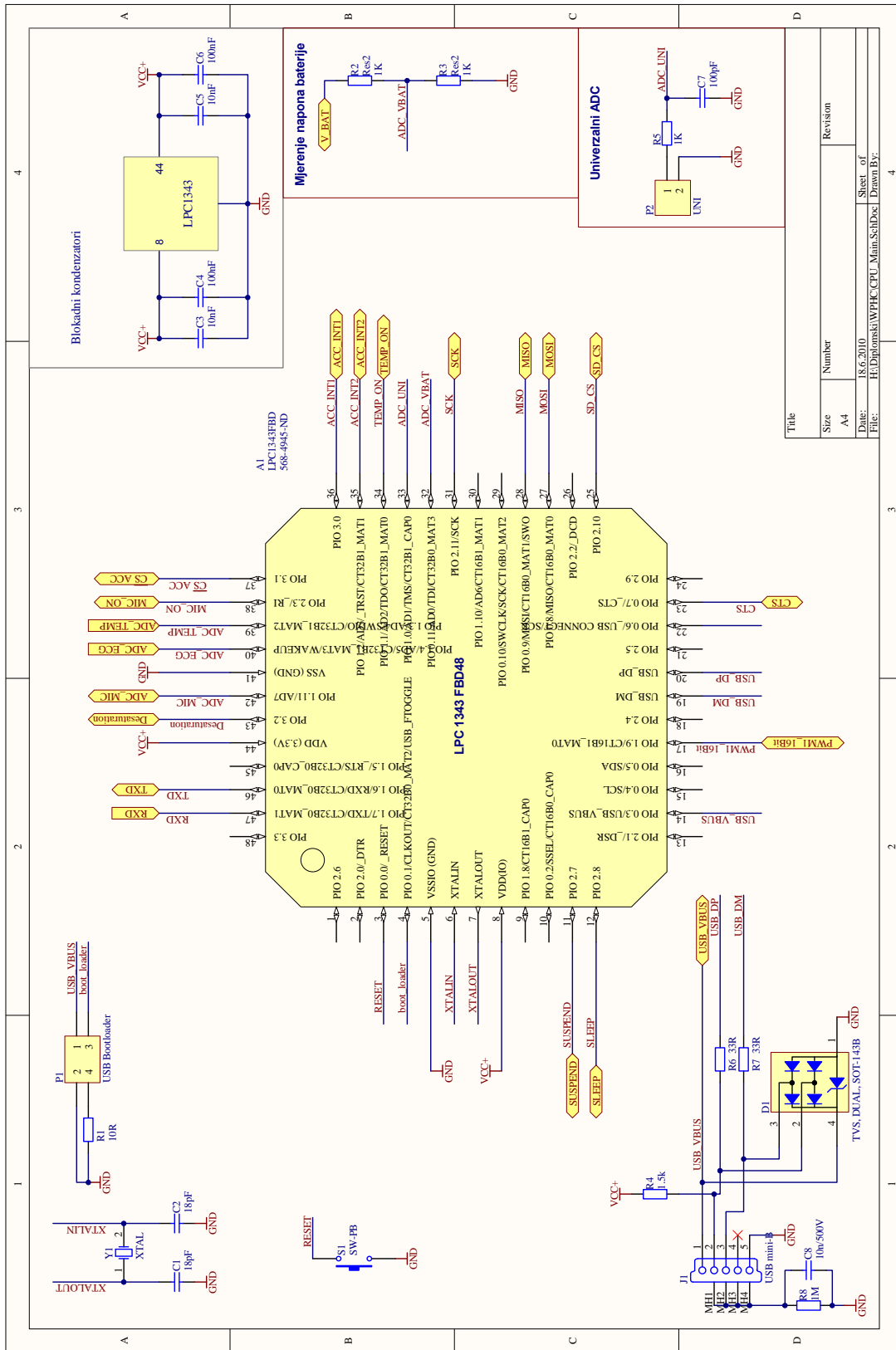
Keywords: Wireless sensor node for monitoring ECG, QRS detection, HR calculation, Pan & Tompkins method.

8. Prilog A: Tehnička dokumentacija

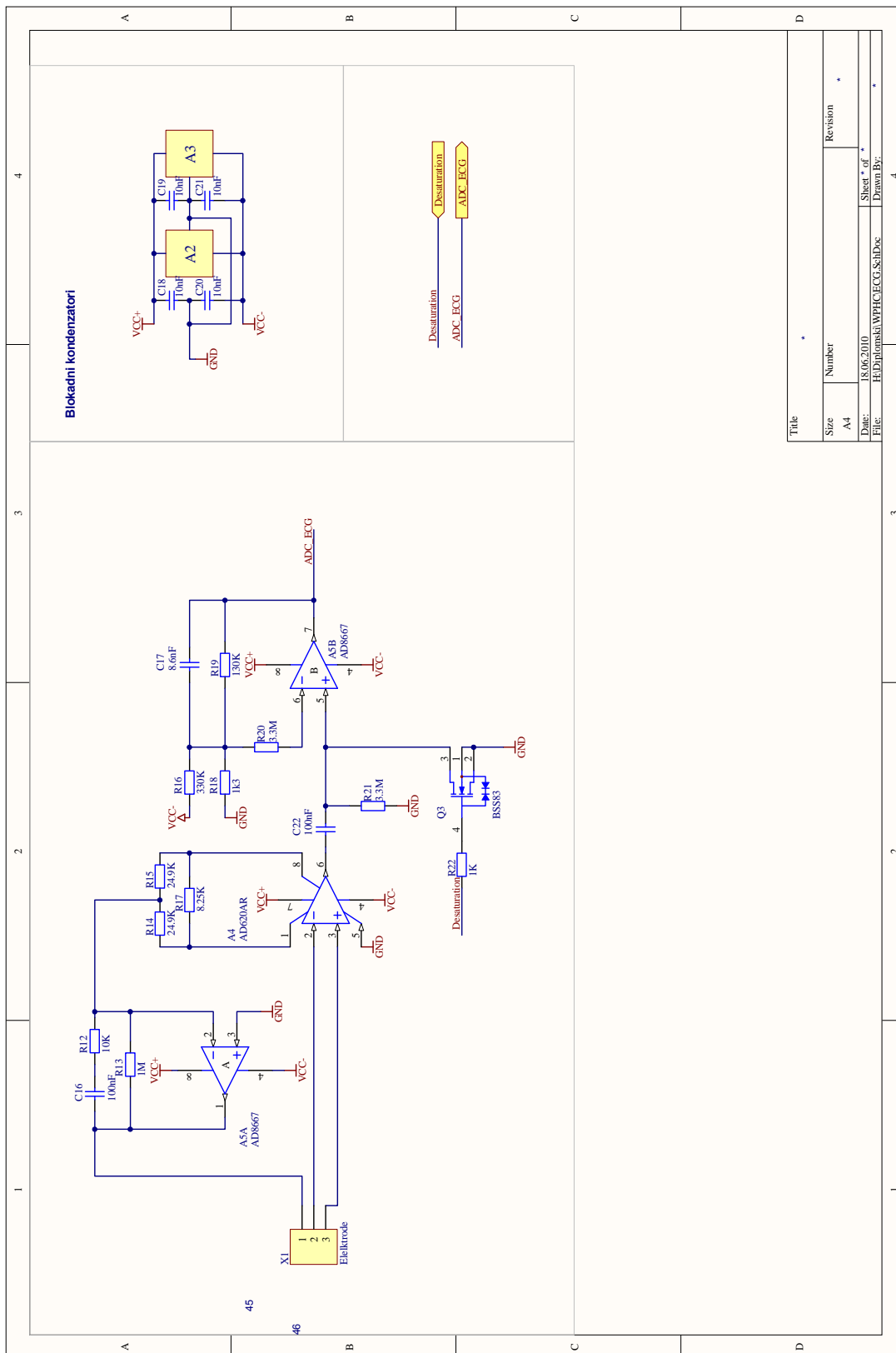
8.1. Električne sheme



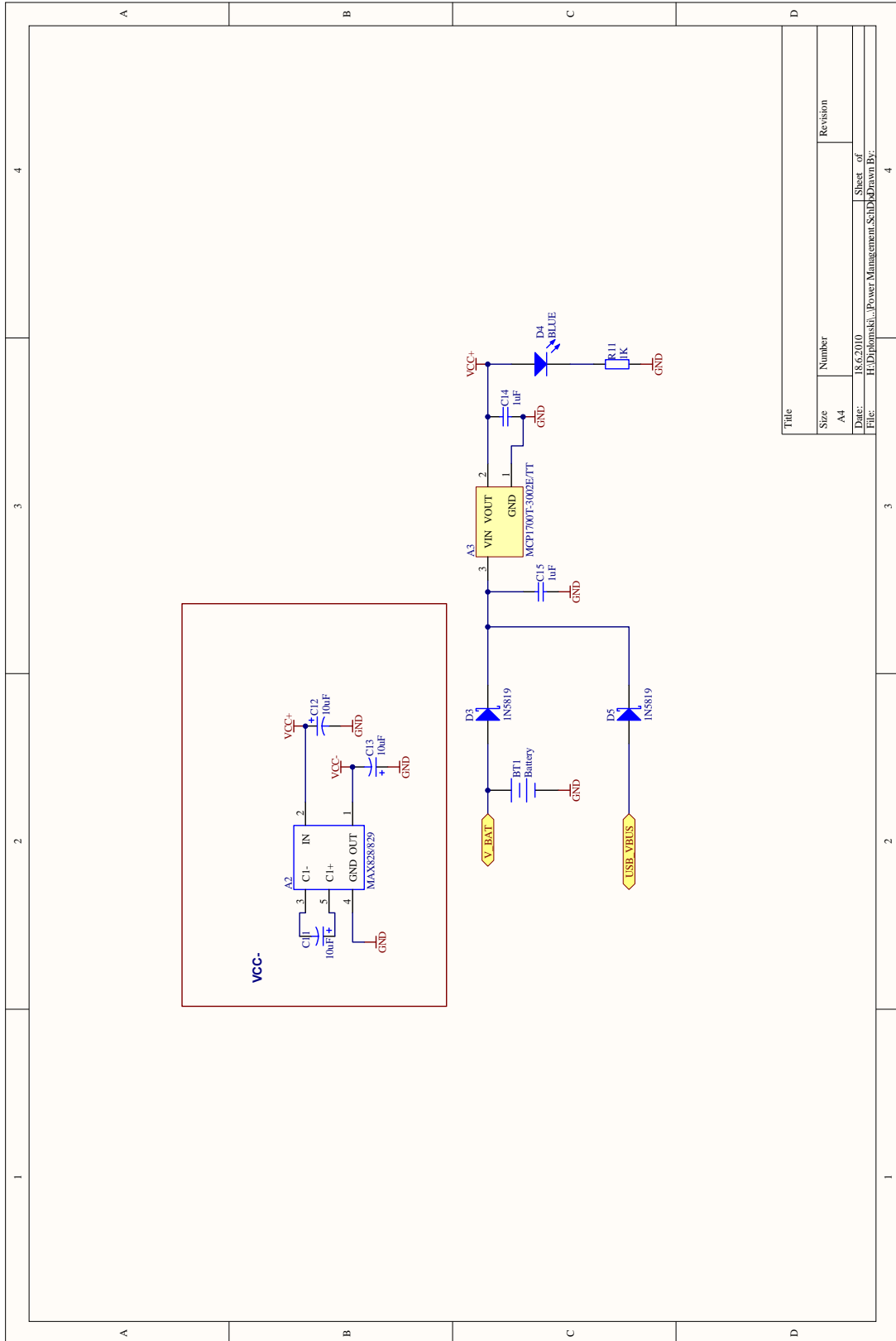
Slika 8.1 Sustavna shema električnih shema sustava



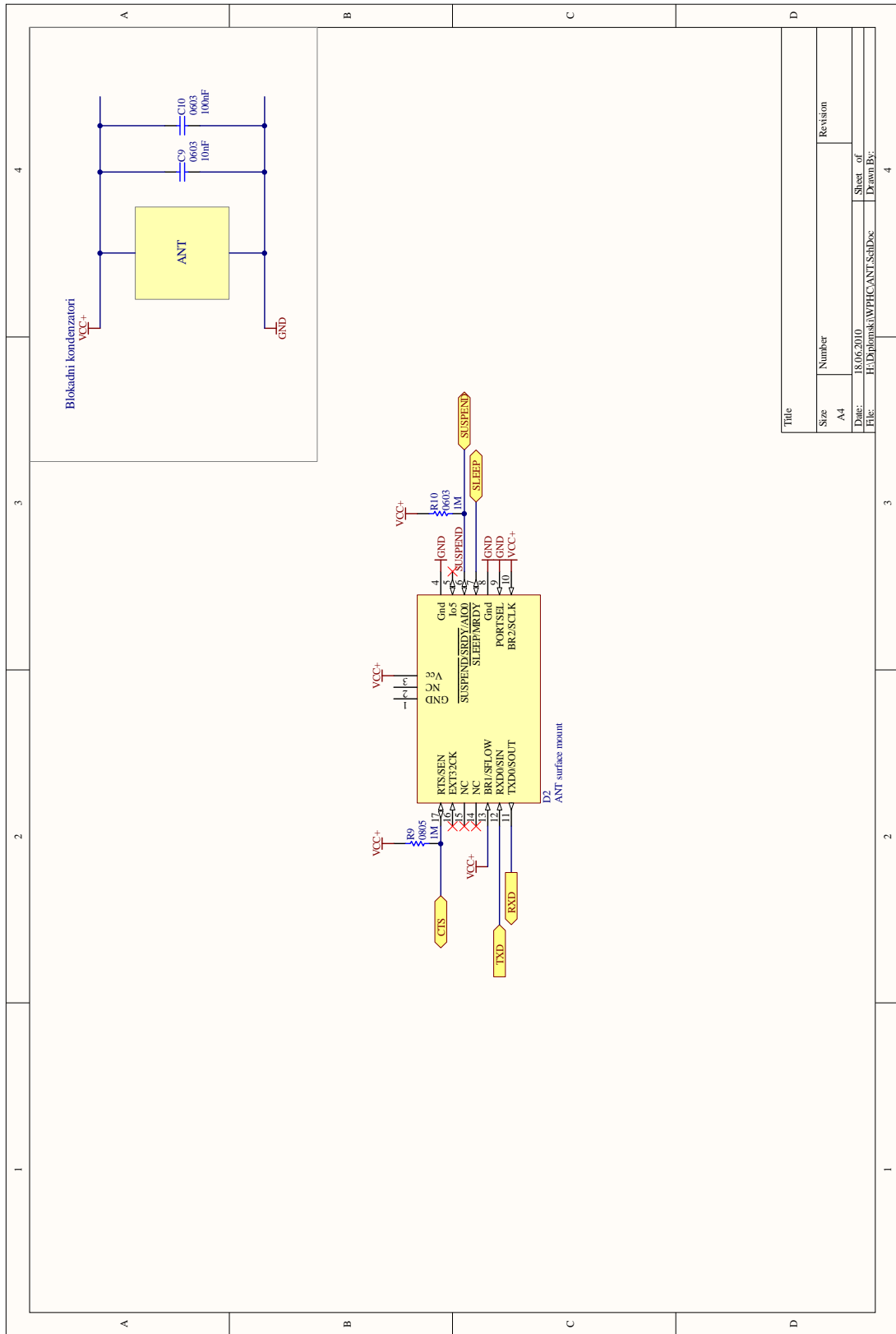
Slika 8.2 Električna shema mikrokontrolera



Slika 8.3 Električna shema EKG pojačala

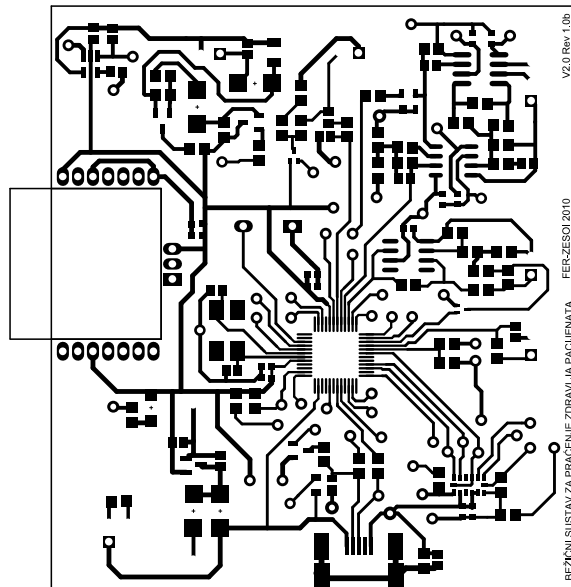


Slika 8.4 Električka shema napajanja

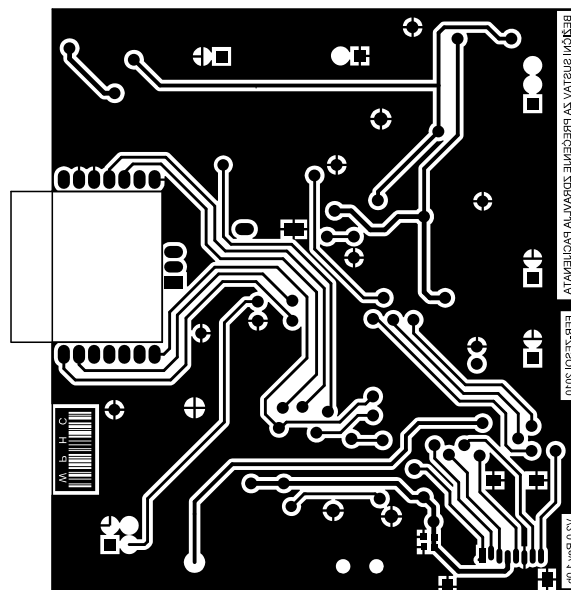


Slika 8.6 Električna shema ANT modula

8.2. Tiskane veze

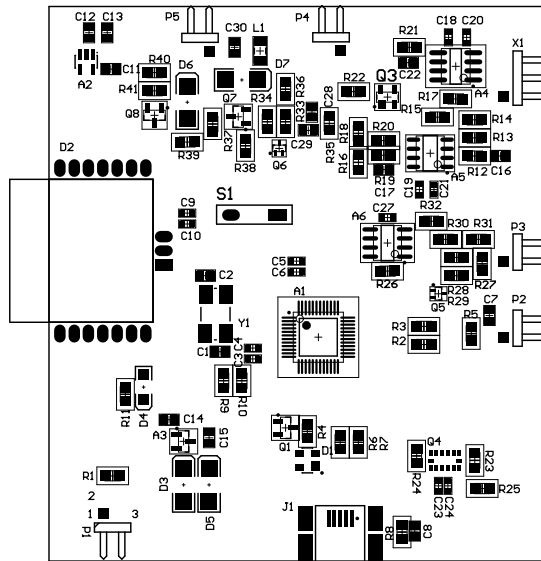


Slika 8.7 Izgled gornjeg sloja tiskanih veza

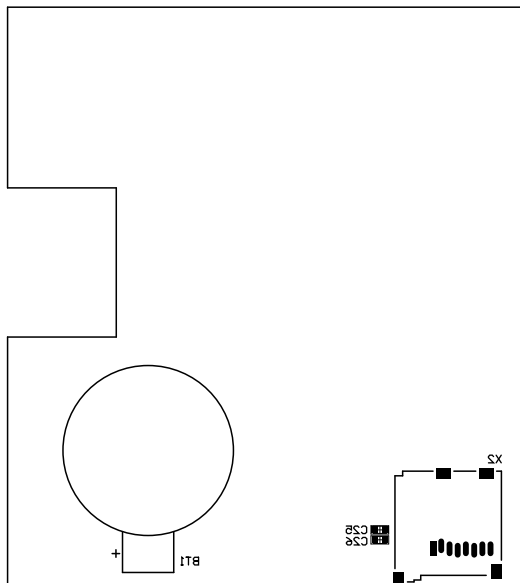


Slika 8.8 Izgled donjeg sloja tiskanih veza

8.3. Položajni nacrt komponenta

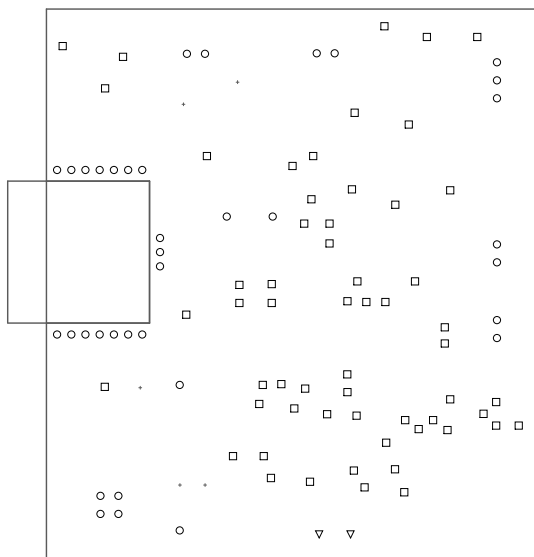


Slika 8.9 Položajni nacrt komponenta gornjeg sloja



Slika 8.10 Položajni nacrt komponenta donjeg sloja

8.4. Plan bušenja



Symbol	Hit Count	Tool Size	Plated	Hole Type
□	58	0.8mm (31.496mil)	PTH	Round
▽	2	0.9mm (35.433mil)	NPTH	Round
○	36	1mm (39.37mil)	PTH	Round
	96 Total			

Slika 8.11 Plan bušenja

8.5.Sastavnica

R.BR.	Količina	Oznaka	Kućiče	Opis
1	1	A1	SOT313-2_M	NXP LPC 1343 ARM cortex-M3 mikrokontroler
2	1	A2	SOT23-5	Invertor napona MAX828
3	1	A3	SOT-23-TT3_N	Low drop regulator MCP1700T-3002E/TT
4	1	A4	R-8_M	AD620 Instrumentacijako pojačalo
5	1	A5	R-8_L	AD8667 Dvostruko operacijako pojačalo
6	1	BT1	Battery Li-ion	Višećelijska baterija
7	2	C1, C2	CAPC2012L	Kondenzator 18pF
8	6	C3, C5, C9, C10, C18, C19, C20, C21	CAPC1608L	Kondenzator 10nF
9	2	C4, C6	CAPC1608L	Kondenzator 100nF
11	1	C8	CAPC2012L	Kondenzator 10nF/500V
12	3	C11, C12, C13	CAPC2012L	Kondenzator 10nF Tantal
13	2	C14, C15	CAPC2012L	Kondenzator 1uF
14	2	C16, C22	CAPC2012L	Kondenzator 100nF
15	1	C17	CAPC2012L	Kondenzator 8.6nF
16	1	D1	SOT143B	Zaštitne diode PRTR5V0U2X
17	1	D2	ANT	ANT modul
18	3	D3, D5	DSO-C2/X2.3	Schottky dioda 1N5819
19	1	D4	DSO-F2/D6.1	Crvena signal LED
20	1	J1	USB mini-B	USB mini-B konektor
21	1	P1	HDR2X2H	2-Pin, dvoredni konektor, pravi kut
22	1	Q3	SOT143B_N	BSS83 MOSFET N-kanalni tranzistor
23	1	R1, R11, R22	RESC2012M	Otpornik 1K
24	1	R4	RESC2012M	Otpornik 1.5K
26	2	R6, R7	RESC2012M	Otpornik 33R
27	2	R8, R13, R9, R10	RESC2012M	Otpornik 1M
28	1	R12	RESC2012M	Otpornik 10K
29	2	R14, R15	RESC2012M	Otpornik 24.9K
30	1	R16	RESC2012M	Otpornik 330K
31	1	R17	RESC2012M	Otpornik 8.25K
32	1	R18	RESC2012M	Otpornik 1.3K
33	1	R19	RESC2012M	Otpornik 130K
34	2	R20, R21	RESC2012M	Otpornik 3.3M
35	1	S1	Switch 6.2x4.5	Tipkalo
36	1	X1	HDR1X3H	3-Pin, jednoredni konektor, pravi kut
37	1	Y1	OSC ABRACON	kristal 12 MHz