

Sadržaj

1. Uvod	2
1.1 Srce	3
1.2 Kako srce radi?	4
2. ELEKTROKARDIOGRAM I NJEGOVA DETEKCIJA. 5	5
2.1 Istorijski razvoj EKG detektora	5
2.2 Detekcija EKG signala	7
2.2.1 Prekordijalni odvodi	7
2.2.2 Periferni odvodi	9
2.2.3. Grafički prikaz EKG-a	12
3. DETEKCIJA QRS KOMPLEKSA	13
3.1 Karakteristični dijelovi EKG-a	13
3.1.1 Šum u EKG signalu	13
3.2 Softverska detekcija QRS kompleksa	14
3.2.1. Principi softverske detekcije QRS kompleksa	15
3.3 Algoritmi za detekciju QRS kompleksa	16
3.3.1 Algoritmi bazirani na derivaciji signala i digitalnim filtrima	16
3.3.2 Algoritmi bazirani na wavelet transformaciji	16
3.3.3 Algoritmi bazirani na neuronskim mrežama	17
3.4 Ocjene algoritama	17
3.5 Standardna baza EKG signala MIT-BIH	18
4. PAN-TOMPKINSOV ALGORITAM ZA DETEKCIJU QRS KOMPLEKSA	20
4.1 Način rada algoritma	20
4.2 Koraci u algoritmu	21
4.2.1 Filtriranje	22
4.2.2 Deriviranje	26
4.2.3 Kvadriranje	26
4.2.4 Prozorska integracija	26
4.2.5 Pronalaženje vrhova	28
4.2.6 Pragovi	28
4.2.7 RR intervali	29
4.3 Realizacija Pan-Tompkinsonovog algoritma korištenjem softverskog paketa Matlab	30
4.3.1 Filtriranje	31
4.3.2 Deriviranje	35
4.3.3 Kvadriranje	35
4.3.4 Prozorska integracija	37
4.3.5 Pronalaženje vrhova	37
4.3.6 Pragovi i RR intervali	38
4.4 Kako radi algoritam?	39
5. ZAKLJUČAK	56
Prilog	57
Literatura	74

Uz rad je priložen CD

1. Uvod

Softverska detekcija QRS kompleksa je tema mnogih naučnih istraživanja zadnjih 40-ak godina. U zadnjih 15-ak godina predstavljeni su mnogi novi pristupi za detekciju QRS kompleksa. QRS kompleks je najvažniji talasni oblik u okviru elektrokardiograma ili skraćeno EKG-a. Kako on prikazuje električnu aktivnost srca u toku komorne kontrakcije, vrijeme njegovog pojavljivanja kao i njegovog izgled nam daju mnogo informacija o trenutnom stanju srca. Zbog svog karakterističnog oblika, QRS kompleks predstavlja osnovu za automatsko određivanje frekvencije rada srca, polaznu tačku za klasifikaciju srčanog ritma kao i polaznu tačku u algoritmima za kompresiju EKG podataka. Kao što ćemo vidjeti, QRS kompleks predstavlja osnovu za skoro svaki algoritam za analizu EKG signala.

Tema ovog rada je analiza EKG signala, ali tu se prvenstveno misli na detekciju QRS kompleksa i to njegovu softversku detekciju. U ovom radu ćemo se osvrnuti na neke od algoritama za detekciju QRS kompleksa a detaljno ćemo obraditi jedan algoritam.

Ovaj rad je podjeljen u nekoliko glava.

U uvodnoj glavi je objašnjen način na koji radi ljudsko srce, njegova električna aktivnost, šta je to EKG a šta je to QRS kompleks. U drugoj glavi ćemo vidjeti koji se problemi javljaju kod analize i same detekcije EKG signala. Biće objašnjeno šta je to hardverska detekcija a šta softverska detekcija. Takođe ćemo opisati određene grupe algoritama za detekciju QRS kompleksa a iz svake grupe ćemo opisati po jedan algoritam. U trećoj glavi će biti detaljno opisan Pan-Tompkinsov algoritam kao i način na koji smo ga realizovali u softverskom paketu Matlab. U ovoj glavi će takođe biti upoređeni rezultati do kojih su došli Pan i Tompkins sa rezultatima do kojih smo došli. U četvrtoj glavi je dat zaključak. U prilogu je dat Matlab kod za realizaciju Pan-Tompkinsonovog algoritma.

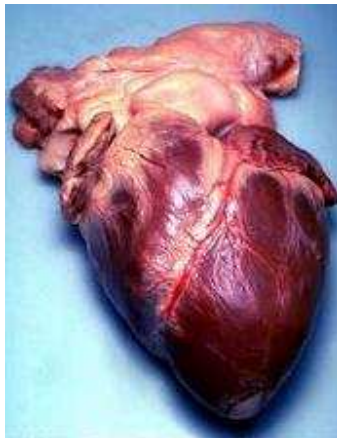
1.1 Srce

Mišići su aktivni pokretači našeg tijela. U ljudskom ih tijelu ima više od 500, a zajedno s kostima oni pokreću ljudsko tijelo. Radom mišića upravlja centralni nervni sistem. Nekim mišićima čovjek može svjesno upravljati, a nekima ne može. Mišići izgrađuju mišićno tkivo koje može biti:

- poprečnoprugasto mišićno tkivo,
- srčano mišićno tkivo,
- glatko mišićno tkivo.

Jedna od osnovnih razlika između poprečnoprugastih mišića i glatkih mišića je način na koji ih pokrećemo - poprečnoprugaste pokrećemo svjesno (svojom voljom) a glatke ne možemo svjesno kontrolisati.

Srce[1] spada u grupu poprečnoprugastih mišića ali sa jednom bitnom razlikom-srce ne možemo svjesno kontrolisati. Srce se nalazi se u centralnom delu grudnog koša. Veličina srca je otprilike kao stisnuta pesnica, dok težina varira od 250-300 grama kod žena do 300-350 grama kod muškaraca. Ljudsko srce je prikazano na slici 1.1.



Slika 1.1 Ljudsko srce

Srce se sastoji se iz dva odvojena, ali međusobno slična dijela, koji zajedno djeluju kao pumpa za krv. U desnu stranu srca dolazi krv iz čitavog organizma. To je krv siromašna kiseonikom, jer ga je organizam iz nje već uzeo i potrošio. U lijevu stranu srca dolazi krv iz pluća, a ta krv je, kroz proces disanja, obogaćena kiseonikom. Srčani mišić se ritmički širi i skuplja, kao dvostruka pumpa, zahvaljujući postojanju jedne posebne vrste srčanih ćelija, od kojih je izgrađen tzv. prirodni srčani pejsmejker. Te ćelije, grupisane u tzv. sinusnom čvoru stvaraju slabu električnu struju u obliku ritmičkih impulsa, koji se sprovode do svih delova srčanog mišića. Impulsi prouzrokuju naizmenično grčenje i opuštanje srčanog mišića, što ima za rezultat rad srca. Srce se sastoji od dvije predkomore i dvije komore. Predkomora se često naziva i atrij a komora se naziva ventrikul. U radu ćemo koristiti oba pojma.

1.2 Kako srce radi?

Srčane ćelije su u stadijumu mirovanja negativno polarisane a kada se pozitivno polarišu, one se depolarizuju i kontrahuju. Kako se ovo dešava opisano je u nastavku teksta.[2]

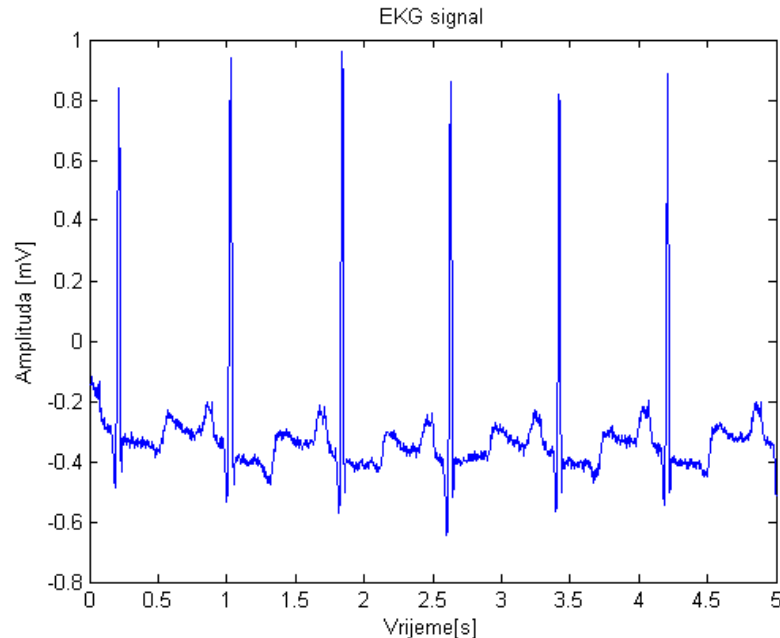
Električni impulsi koji tjeraju srce na kontrakciju stvaraju se u samom srcu i provode se kroz njega različitom brzinom. To je potrebno zbog toga da se predkomore kontrahuju nešto prije komora i do kraja ih napune krvlju. Treba reći da sve srčane mišićne ćelije imaju sposobnost stvaranja električnih impulsa, ali srce uvijek vodi ona ćelija ili grupa ćelija koja ima najveću frekvenciju stvaranja električnog impulsa. Ćelije koje imaju najveću frekvenciju stvaranja impulsa nalaze se u dijelu srca koji zovemo sinus venosus. U sisara je sinus venosus potpuno zakržljao i njegov se ostatak nalazi uklopljen u desnu predkomoru. Ovaj ostatak sinus venosusa zovemo sinus atrijski (SA) čvor. Njegove ćelije imaju najveću frekvenciju stvaranja impulsa (oko 70 puta u minuti) i ovaj čvor je čvor koji vodi srce (čvor predvodnik, engl. pacemaker). Električni impuls koji nastane u SA čvoru vrlo se brzo proširi kroz čitavu predkomoru. U atriju se nalazi poseban sistem mišićnih ćelija (vlakana) koji vrlo brzo provodi impulse kroz atrij. Nakon prolaska impulsa kroz atrij i depolarizacije mišićnih ćelija, dolazi do njihove kontrakcije.

U donjem dijelu desnog atrija nalazi se drugi čvor (grupa ćelija) koji zovemo atrioventrikularni (AV) čvor. Ćelije ovog čvora manje su od ćelija atrija i imaju potencijal mirovanja koji nije tako negativan kao potencijal mirovanja atrijskih ćelija. Prolaskom kroz taj čvor, električni se impuls uspori tj. padne brzina njegovog prostiranja. Osim toga, impuls u AV čvoru znatno oslabi. Ovo usporavanje impulsa ima vrlo veliku važnost, jer omogućuje da atriji potpuno dovrše svoju kontrakciju, prije nego ventrikuli započnu svoju. AV čvor je jedina električna veza između atrija i ventrikula; električni impuls koji je nastao u atriju može prijeći u ventrikul samo kroz AV čvor.

Nakon što impuls izađe iz AV čvora, on ulazi u Hissov snop. Ovaj čvor je izgrađen od vlakana koja su specijalizovana za vrlo brzo provođenje impulsa. Tu impuls postiže najveću brzinu. Provodna vlakna se iza Hissovog snopa granaju u dvije grane, po jedna za svaki ventrikul. Brzina provođenja impulsa je i ovdje vrlo velika. U ventrikulima dolazi do daljnjeg grananja provodnih vlakana u tzv. Purkinijeova vlakna. Ona vrlo brzo provode impuls kroz ventrikul i predstavljaju razgranani provodni sistem koji dovodi impuls do svih dijelova ventrikula. Iz Purkinijevih vlakana impuls prelazi na mišićne ćelije ventrikula nakon čega one kontrahuju. Nakon kontrakcije ventrikula, srce se nalazi u stanju mirovanja. U ovom vremenskom intervalu vrši se repolarizacija srčanih ćelija, tj. srčane ćelije su negativno polarisane. Nakon repolarizacije cijeli gore navedeni proces se ponavlja.

2. ELEKTROKARDIOGRAM I NJEGOVA DETEKCIJA

Elektrokardiogram je opšte poznat po svojoj skraćenici EKG i tako ćemo ga dalje koristiti u tekstu. EKG predstavlja snimak srčane aktivnosti, tj. on predstavlja grafički prikaz električne aktivnosti srca. EKG prikazuje električne impulse koji nadražuju srce na kontrakcije. Informacija snimljena EKG-om predstavlja električne nadražaje koji dolaze od srca. Na slici 1.2 je prikazan tipični EKG signal. Trajanje EKG signala je proizvoljno, a zavisi od toga koliko dugo želimo pratiti rad srca.



slika 2.1 EKG signal

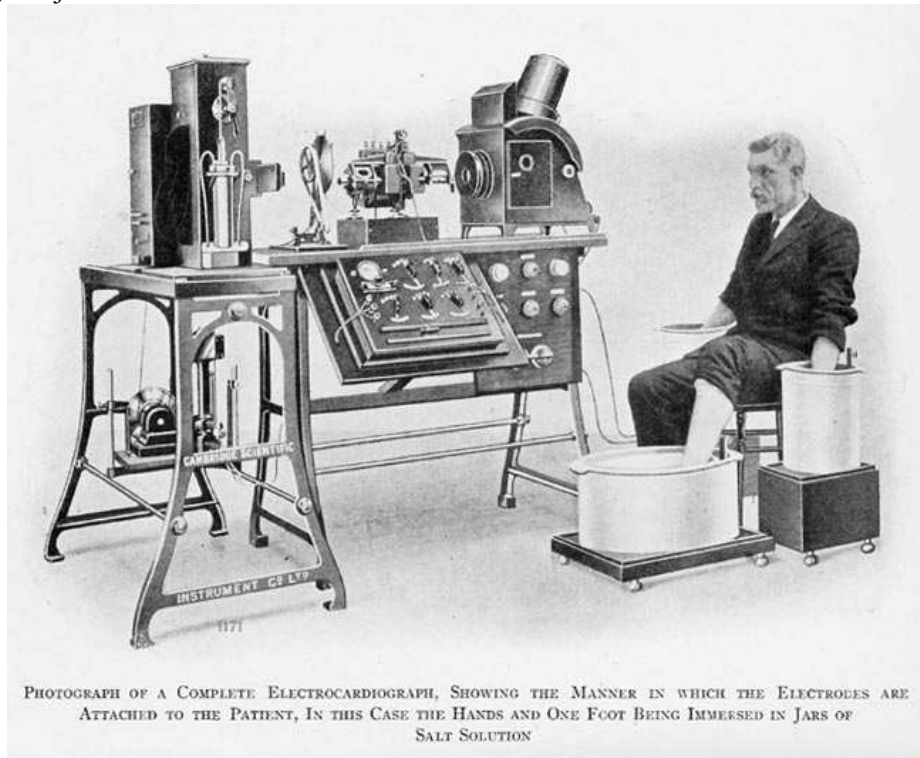
Kao što vidimo EKG signal se sastoji iz nekoliko karakterističnih talasnih oblika koji se periodično ponavljaju. Na ovoj slici je prikazan realni EKG signal koji pored korisnog signala sadrži i šum. Ovaj EKG signal je uzet iz MIT/BIH baze.[3]

2.1 Istorijski razvoj EKG detektora

Elektrokardiogram ili kraće EKG predstavlja grafički prikaz električne aktivnosti srca u toku vremena. Uređaj koji crta EKG se zove elektrokardiograf i on detektuje električnu aktivnost srca u toku vremena.

Prvi elektrokardiograf je izumio Willem Einthoven[4] 1903. godine i za to je osvojio 1924. godine Nobelovu nagradu za medicinu. Prvi uređaj je izgledao kao na slici 2.2. Prije nego li je Einthoven izumio ovu mašinu bilo je poznato da otkucaji srca proizvode električne impulse ali su instrumenti iz tog doba bili nedovoljno osjetljivi da detektuju te impulse osim ukoliko se ne priključe direktno na srce što je predstavljalo problem. Početkom 1901, Einthoven je završio seriju testova za uređaj koji se naziva *galvanometar niza* (eng. String galvanometer). Uređaj je koristio namotaj veoma tanke žice koja je prolazila između jakih elektromagneta. Kada bi

električna struja prolazila kroz namotaj, elektromagnetno polje bi pomjeralo taj namotaj. Originalna mašina je zahtjevala vodeno hlađenje za jake elektromagnete i bila je teška oko 280 kg. Bilo je potrebno 5 ljudi da bi mašina radila. Ovaj uređaj je povećao osjetljivost galvanometara toga doba tako da se električna aktivnost srca mogla mjeriti na koži.



slika 2.2 Elektrokardiograf iz 1903. godine

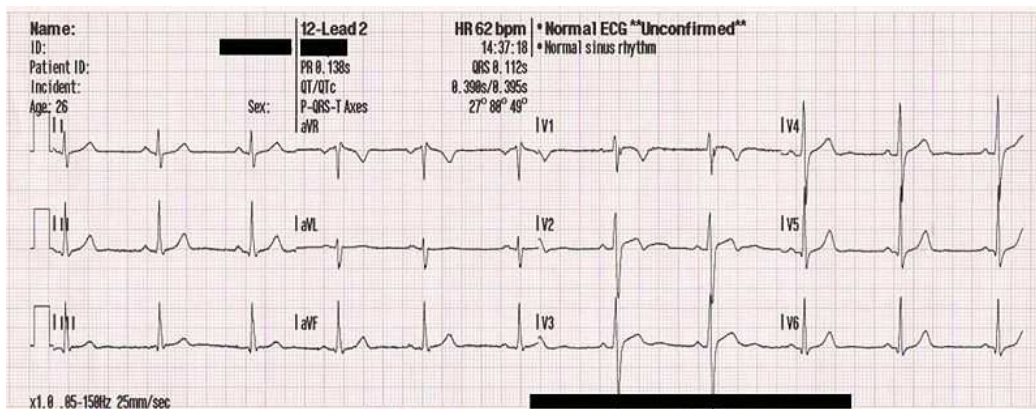
Napretkom nauke i tehnologije elektrokardiografi su se dosta promjenili. Nije više potrebno vodeno hlađenje kao ni 5 ljudi da bi mašina radila. Današnje elektrokardiografe možemo podijeliti u dvije velike grupe prema kriterijumu mobilnosti, tj. na prenosive i one koji to nisu. Prenosivi uređaji su dosta više cijene a na to prvenstveno utiče stepen automonije koji posjeduju, tj. mogućnost rada bez priključenja na električnu mrežu. Na slici 2.3 su prikazani moderni elektrokardiografi.



slika 2.3 Moderni elektrokardiografi

2.2 Detekcija EKG signala

Detekcija [5] se ostvaruje na taj način što se dio električnih impulsa koji se prostiru srcem prostire i na okolno tkivo. Mali dio tih impulsa dolazi do kože. Elektrodama koje se nalaze na koži pacijenta moguće je detektovati ove električne impulse. Signali koji se detektuju elektrodama se nazivaju *odvodi* ili preciznije rečeno signal detektovan parom elektroda čini jedan odvod. U daljem tekstu i mi ćemo koristiti istu terminologiju. Standardni EKG se sastoji od 12 odvoda. On se sastoji od 6 prekordijalnih i 6 perifernih odvoda. U jednom standardnom EKG izvještaju se nalazi svih 12 odvoda. Veoma je važno shvatiti da se električna aktivnost srca ne mijenja već da su parovi elektroda različiti za svaki odvod tako da je snimak različit u svakom odvodu. Jedan ovakav izvještaj je prikazan na slici 2.4. Vjerovatno se pitate zbog čega ima ovako puno odvoda i zar ne bi bilo jednostavnije da ima samo jedan odvod, tj. da se na tijelo pacijenta stavi samo jedna elektroda umjesto njih 12? Odgovor je jednostavan-posmarajući istu stvar iz više uglova dobijamo bolji uvid u njeno ponašanje! U našem slučaju ta stvar je srce a ti uglovi su mjesta na tijelu sa kojih očitavamo električne impulse koji navode srce na kontrakcije.

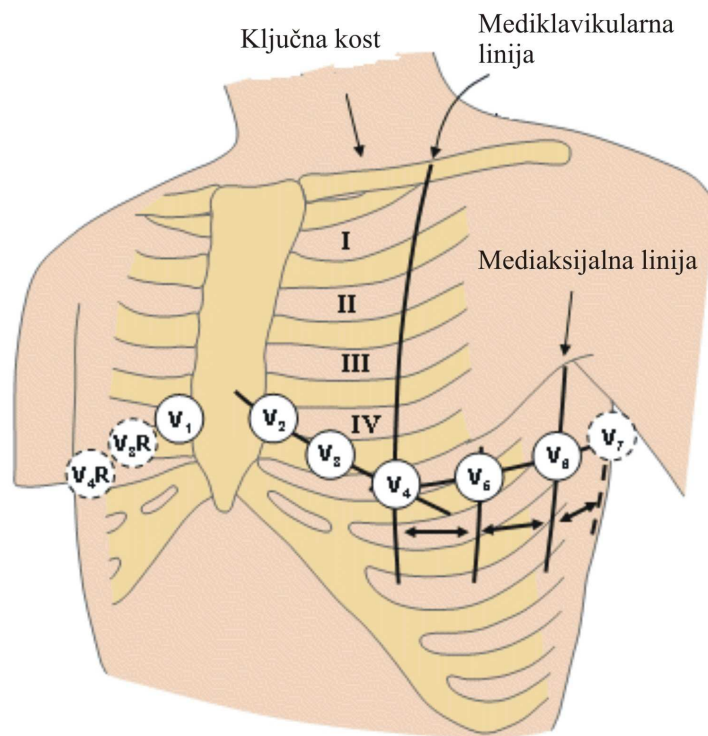


slika 2.4 Elektrokardiogram-EKG

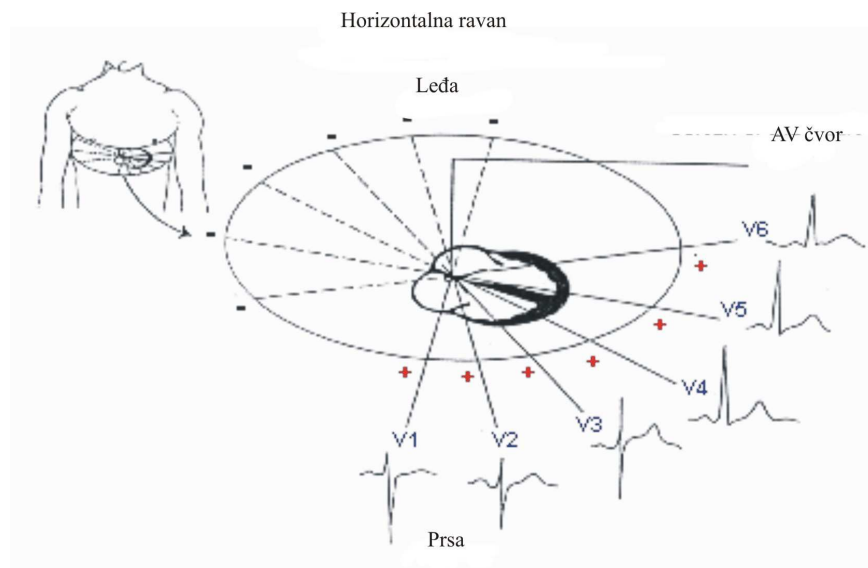
2.2.1 Prekordijalni odvodi

Prekordijalni odvodi su odvodi koji se dobijaju od elektroda koje su postavljene na prsima pacijenta, dakle ispred srca (prekordijalno). Pozicija prekordijalnih pozitivnih odvoda je prikazana na slici 2.5. Da bi se dobilo 6 prekordijalnih odvoda šest pozitivnih elektroda se postavi na 6 različitih mjesta oko grudnog koša. Prekordijalni odvodi se projektuju kroz AV čvor prema leđima pacijenta jer su na leđina negativni polovi tih odvoda. Ovo je prikazano na slici 2.6. Ovi odvodi se označavaju sa oznakama od V_1 do V_6 . Odvodi V_1 i V_2 su postavljeni iznad desne strane srca i oni se zovu desni prekordijalni odvodi. Odvodi V_5 i V_6 su postavljeni iznad lijeve strane srca i oni se zovu lijevi prekordijalni odvodi. Odvodi V_3 i V_4 su postavljeni iznad međukomornog septuma. Međukomorni septum je

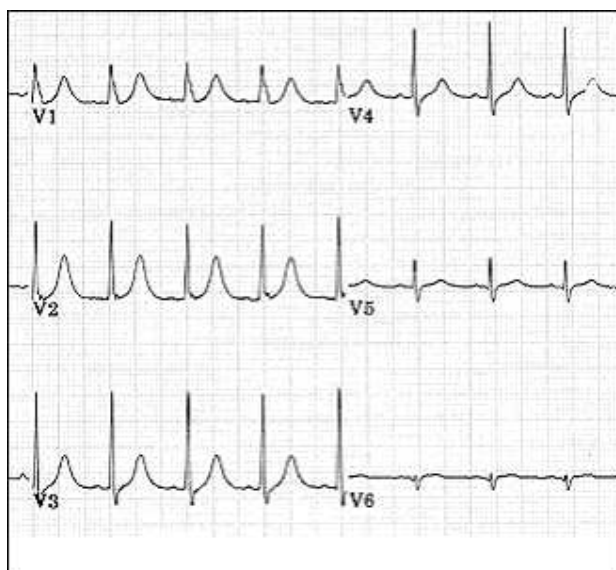
zajednički zid lijeve i desne komore. U ovom dijelu se AV snop dijeli na lijevu i desnu granu. Na slici 2.7 su prikazani zapisi prekordijalnih odvoda na EKG snimku.



slika 2.5 Položaj prekordijalnih elektroda



slika 2.6 Projekcija prekordijalnih elektroda kroz AV čvor



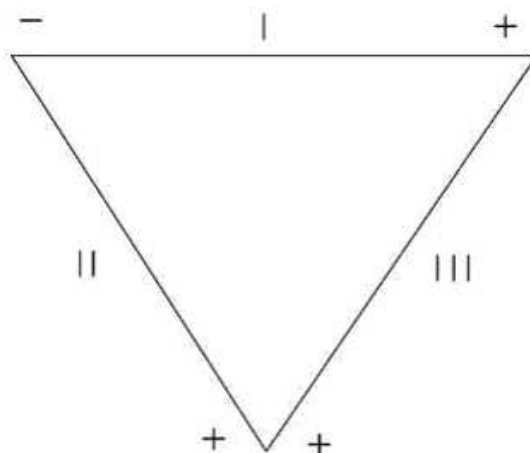
slika 2.7 Snimak prekordijalnih odvoda

2.2.2 Periferni odvodi

Periferni odvodi su odvodi za koje su elektrode postavljene na ruke i noge pacijenta. Periferni odvodi se mogu podijeliti u dvije grupe i to:

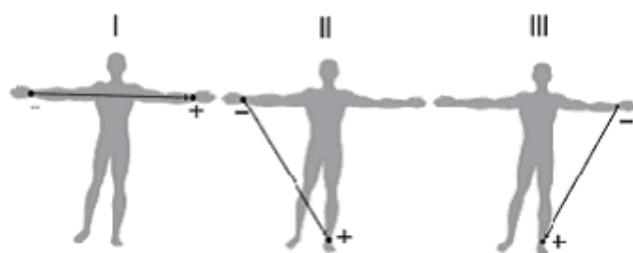
- odvodi koji čine Einthovenov trougao, tj. odvodi I, II i III ,
- odvodi aVR, aVL i aVF¹.

Prvu grupu odvoda čine odvodi I, II i III. Da bi se oni dobili elektrode se postavljaju na desnu i lijevu ruku i lijevu nogu tako da se formira trougao. Ovaj trougao se naziva Einthovenov trougao a prikazan je na slici 2.8, a na slici 2.9 način na koji se elektrode «kopčaju» na tijelo pacijenta. Kao što vidimo jedan odvod čine dvije elektrode čiji su krajevi u slučaju I i II odvoda različiti a kod III odvoda istog polariteta.



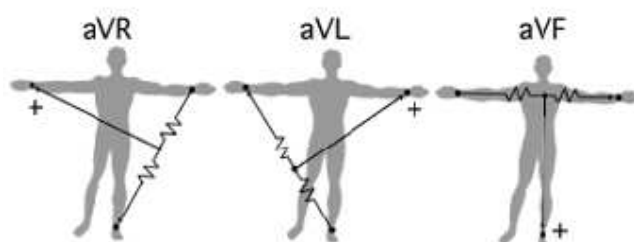
slika 2.8 Einthovenov trougao

¹ U literaturi se takođe za ovu grupu odvoda koriste i oznake AVR,AVL i AVF



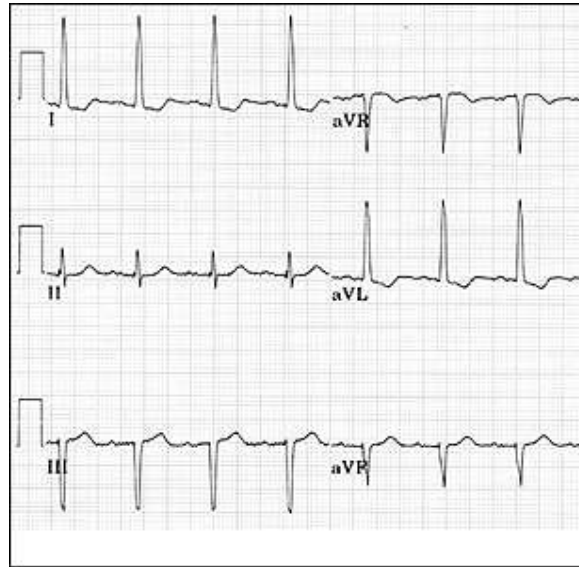
slika 2.9 Položaj elektroda za odvode I, II i III

Drugu grupu odvoda čine odvodi aVR, aVL i aVF. Ova imena predstavljaju skraćenice od riječi **augment Voltage** ime ekstremiteta na koji je vezan pozitivna elektroda, npr. aVR je skraćenica od **augment Voltage Right arm**. Ovakav naziv odvodi su dobili nakon što je Frank Wilson otkrio da mora da povisi (eng. augment) voltažu da bi dobio sminak istog reda veličine kao kod I,II ili III odvoda. Kod njih se elektrode vezuju kao na slici 2.10.

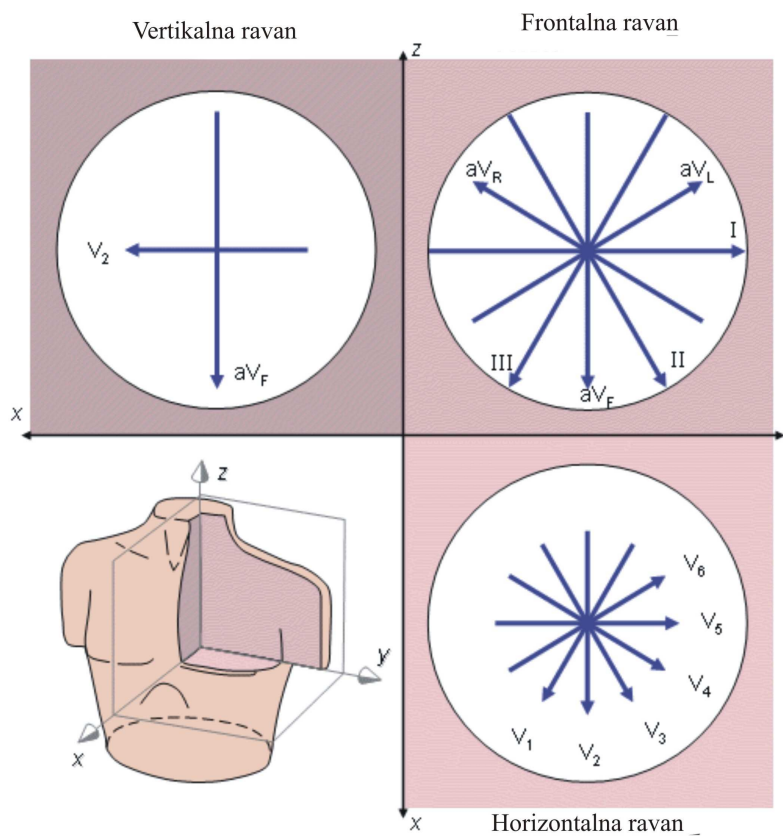


slika 2.10 Položaj elektroda za odvode aVR, aVL i aVF

Glavna razlika kod ove grupe odvoda u odnosu na predhodnu je ta što ovdje jedan odvod čini jedna elektroda koja je pozitivna i ona se vezuje na jednu ruku ili nogu a sve ostale elektrode su negativne i vezuju se za ostale ekstremitete. Za aVR odvod pozitivna elektroda je na desnoj ruci a na ostale udove su prikopčane negativne elektrode. Za aVL odvod pozitivna elektroda je na lijevoj ruci a na ostale udove su prikopčane negativne elektrode. Za aVF odvod pozitivna elektroda je na lijevoj nozi a na ostale udove su prikopčane negativne elektrode. Na slici 2.11 su prikazani zapisi perifernih odvoda na EKG snimku.



slika 2.11 Snimak perifernih odvoda

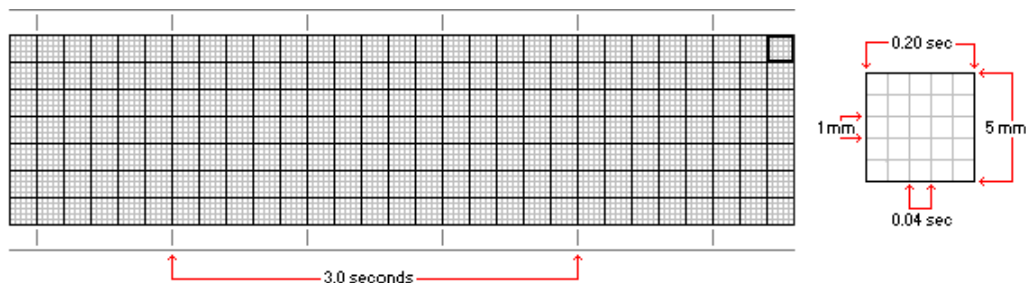


slika 2.12 Položaj ravni svih 12 odvoda

Na slici 2.12 su predstavljene ravni u kojima se nalaze vektori svih 12 odvoda. XY ravan se zove horizontalna i njoj se nalaze vektori prekordijalnih odvoda. XZ ravan se zove vertikalna i u njoj se nalaze vektori odvoda V_2 i aVF . YZ ravan se zove frontalna i u njoj se nalaze vektori perifernih odvoda

2.2.3. Grafički prikaz EKG-a

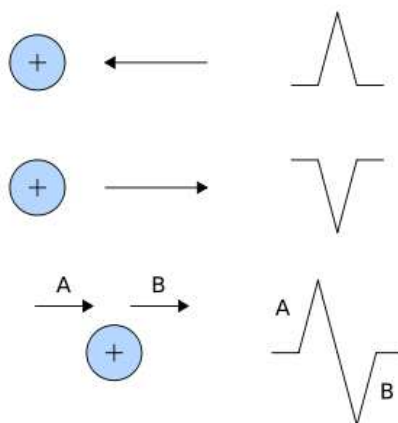
EKG signal se crta na milimetarskom papiru ili preciznije rečeno na dugoj traci milimetarskog papira. Osnovna ćelija ovom papiru je kvadrat površine 1 kvadratni milimetar. Primjer jedne ovakve trake i njene osnovne ćelije je na slici 2.13. Traka se sastoji od linija različite debljine. Između dvije deblje linije se nalazi 5 kvadrata. Horizontalna osa ove trake predstavlja vrijeme a vertikalna osa napon u voltima.



slika 2.13 Papir na kome se crta EKG i osnovna ćelija

Dužina od 1 milimetra horizontalne ose predstavlja vremenski interval od 0,04 sekunde. Dužina od 1 milimetra vertikalne ose predstavlja naponski nivo od 0,1 mV. Dužina od 5 milimetara horizontalne ose predstavlja vremenski interval od 0,2 sekunde. Dužina od 5 milimetara vertikalne ose predstavlja naponski nivo od 0,5 mV.

Kada talas pozitivnog naelektrisanja krene prema pozitivnoj elektrodi to izaziva pozitivnu oscilaciju na EKG-u. Kada talas pozitivnog naelektrisanja krene od pozitivne elektrode to izaziva negativne oscilacije na EKG-u. Ovo je prikazano na slici 2.14.

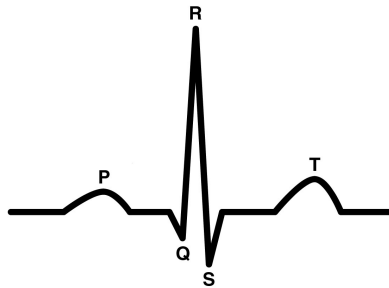


slika 2.14 Oblik oscilacija u zavisnosti od smjera pozitivnog naelektrisanja

3. DETEKCIJA QRS KOMPLEKSA

3.1 Karakteristični dijelovi EKG-a

Karakteristični dijelovi EKG signala su P, Q, R, S i T talas a prikazani su na slici 2.14. QRS kompleks čine Q, R i S talasi. Već smo objasnili šta se dešava sa srčanim mišićem kada se nadraži električnim impulsima.



Slika 3.1 P talas, QRS kompleks i T talas

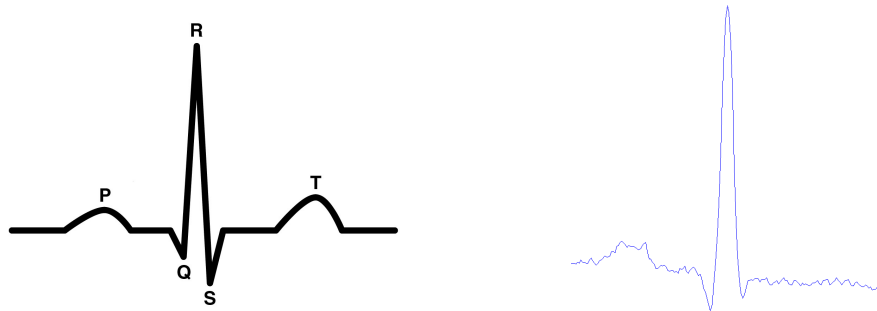
P talasom se predstavlja električna aktivnost kontrakcija obe predkomore. QRS kompleksom se predstavlja električni impuls na putu od AV čvora preko Purkinijevih vlakana do ćelija miokarda. QRS kompleks predstavlja električnu aktivnost nadraženih komora. Q talas je prvi silazni dio QRS kompleksa a važno je znati da Q talas često nije prisutan na EKG-u. Prvi uzlazni talas koji slijedi poslije Q talasa je R talas. Nakon uzlaznog R talasa slijedi silazni S talas. Kako razlikovati Q i S talas pošto su oba silaznog tipa? Razlika između Q i S je u tome što je ispred Q talasa nema uzlaznog talasa a ispred S talasa postoji uzlazni talas.

T talas predstavlja repolarizaciju komora tako da one mogu biti ponovo nadražene električnim impulsom. Ovaj talas možemo shvatiti kao “reset” srčanih ćelija.

Jedan srčani ciklus sačinjavaju P talas, QRS kompleks i T talas. Ovaj ciklus se neprekidno ponavlja.

3.1.1 Šum u EKG signalu

EKG signal pored P talasa, QRS kompleksa i T talasa sadrži i smetnje. Smetnje potiču od različitih stvari. To su smetnje uzrokovane naponom napajanja i one su frekvencije 50 Hz (osim ako nije riječ o prenosivom uređaju), smetnje nastale zbog otpornosti mišićne mase, kontakta između kože i elektroda i moguće smetnje nastale uticajem ostale opreme u blizini. Uticaj nekih smetnji je moguće umanjiti. Na slici 3.2 je prikazan jedan period idealnog i realnog EKG signala. Kao što vidimo, talasni oblik idealnog i realnog signala je isti ali kod realnog signala postoje brze promjene koje predstavljaju šum koji nam smeta u analizi.



slika 3.2 Idealni i realni period EKG signala

3.2 Softverska detekcija QRS kompleksa

QRS kompleks je najvažniji talasni oblik u okviru jednog EKG signala. Pošto on predstavlja električnu aktivnost unutar srca za vrijeme ventrikularne kontrakcije, vrijeme njegovog pojavljivanja kao i njegov oblik nam mogu dati dosta informacija o trenutnom stanju srca i ukazati na mnoge probleme ne samo srca nego čitavog organizma. Koja je svrha softverske detekcije QRS-a? Da bismo mogli izvući bilo kakvu informaciju iz EKG signala potrebno je da ga znamo očitati, tj. moramo znati šta da gledamo i gdje da gledamo! Ukoliko imamo ovo znanje softverski paketi za analizu EKG signala nam nisu potrebni ali ako nemamo, EKG snimak nam nista ne znači. Softverski paketi za analizu EKG signala nam mogu dati sve moguće informacije vezane za stanje srca, od srčanog ritma do moguće dijagnoze bolesti. Naravno, ovo je samo jedan primjer zbog čega koristimo softversku detekciju QRS kompleksa. Evo još par primjera gdje bismo mogli primjeniti softverske pakete za analizu EKG signala. Zamislimo da imamo veliku bazu EKG signala iz koje je potrebno izdvojiti samo one EKG signale za pacijente sa bradikardijom². U zavisnosti od veličine baze i od toga koliko ljudi imamo na raspolaganju, ovaj zadatak može trajati dugo vremena. Softver za analizu EKG signala bi ovaj posao uradio dosta brže od ljudi na ovaj način štedeći i vrijeme a i ljudski rad. Softverska detekcija QRS kompleksa se često koristi kao polazna tačka za kompresiju EKG signala jer sam EKG signal sadrži neke stvari koje nam i nisu toliko potrebne za njegovu analizu. Ukoliko imamo uređaj koji snima i analizira EKG signal, sam EKG signal njemu ne znači puno ukoliko ne zna na koje stvari treba da pazi. Stvari koje treba da pazi su promjena srčanog ritma ili prestanak rada srca. Za sve je potrebno da imamo pouzdanu detekciju QRS kompleksa koja se može uraditi softverskim putem.

Pored softverske postoji i hardverska detekcija QRS kompleksa međutim ona se danas sve rjeđe koristi. Razlog za ovo je ponovo napredak tehnologije, znatno niža cijena elektronskih komponenti, prije svega mikroracunara i fleksibilnost koja nam omogućava česte promjene bez mjenjanja hardvera. Nekada je bilo jednostavnije i brže napraviti elektronski sklop koji detektuje određene naponske nivoe, tj. naponski nivo QRS kompleksa. Još jedan ogroman razlog zbog čega se preferirala hardverska

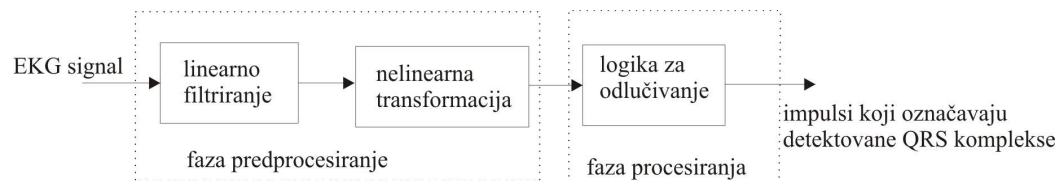
² bradikardija – spora srčana aktivnost, manje od 60 otkucaja u minuti

detekcija je to što su računari bili veoma skupi a i posjedovali su ih tek rijetki. Kad kažem rijetki, mislim na vojne ustanove i istraživačke centre.

Softverska detekcija QRS kompleksa je tema mnogih istraživanja zadnjih 40-ak godina. Kako je tehnologija napredovala, prvenstveno misleći na računare, tako su i algoritmi za detekciju QRS kompleksa evoluirali. Ova evolucija se prije svega odnosi na probleme vezane za brzinu računanja koja su potrebna da se realizuje detekcija QRS kompleksa. Kako brzina računanja igra značajnu ulogu za detekciju QRS kompleksa, računari iz tog doba su predstavljali najveći problem. Veći broj računskih operacija je značilo duže vrijeme čekanja detekcije, veću potrošnju električne energije i ostalih resursa. Danas ovo više nije problem. Danas su osnovni problemi algoritama za detekciju QRS kompleksa vezani za performanse same detekcije a broj računskih operacija je postao skoro zamenarljiv. Jedini izuzetak su algoritmi koji se koriste u prenosivim uređajim za analizu EKG signala jer su oni zavisni od napajanja, tj. od baterije koja ih pokreće.

3.2.1. Principi softverske detekcije QRS kompleksa

Postoji više grupa algoritama za softversku detekciju QRS kompleksa.[6] Primjećeno je da dosta grupa algoritama ima sličnu algoritamsku strukturu i da se ta struktura može podijeliti u dvije faze. Ovo je prikazano na slici 3.3.



Slika 3.3 Uobičajena struktura QRS detektora

Prva faza se odnosi na predprocesiranje i obuhvata linearno i nelinearno filtriranje. Druga faza se odnosi na detekciju i obuhvata detekciju vrha i logiku za odlučivanje da li se radi o QRS kompleksu ili ne. Često je potreban dodatni blok za procesiranje kojim bi potvrdili tačnu lokaciju QRS kandidata. QRS kandidat je peak koji je možda zaista peak nastao od QRS kompleksa.

Faza predprocesiranja se odnosi na filtriranje i njena svrha je uklanjanje smetnji iz EKG signala kojeg trebamo procesirati. Kao što znamo, EKG signal sadrži neke nepoželjne komponente nastale raznim smetnjama. Filtrirani signal je lakše dalje procesirati jer ova faza nas rješava signala koji nas ne zanimaju. Faza predprocesiranja u kojoj se radi filtriranje je zajednička za dosta algoritama za detekciju QRS kompleksa.

Faza procesiranja se odnosi na detekciju peaka koji je QRS kandidat i na odlučivanje da li se zaista radi o QRS kompleksu ili ne. Ova faza je potpuno različita za različite algoritme ali svi oni imaju isti cilj a to je pouzdana detekcija QRS kompleksa.

3.3 Algoritmi za detekciju QRS kompleksa

Možemo reći da su algoritmi za detekciju QRS kompleksa mogu podijeliti u dvije grupe. To su on-line ili real-time i off-line algoritmi. Real-time algoritmi rade sa «živim» signalom, tj. oni analiziraju signal u realnom vremenu, odnosno obrađuju signal koji tog trenutka dolazi u analizator i odluke o detekciji donose na do tada pristiglim podacima. Off-line algoritmi rade sa signalima koji su već snimljeni negdje i ovi algoritmi mogu da donose odluke o detekciji na osnovu cijelog signala. Ukratko ćemo objasniti principe rada nekoliko grupa algoritama koji koriste istu fazu predprocesiranja u kojoj se radi linearno i nelinearno filtriranje.[6]

3.3.1 Algoritmi bazirani na derivaciji signala i digitalnim filtrima

Frekventne komponente QRS kompleksa su u opsegu od 10 Hz do 25 Hz. Zbog toga skoro svi algoritmi na početku koriste filtriranje na taj način uništavajući smetnje. Ovo se obično radi kaskadnom vezom filtra niskopropusnika i filtra visokopropusnika opsega na taj način formirajući propusnik željenog opsega. Neki algoritmi koriste samo visokopropusni filter. Visokopropusni filter se često može realizovati kao diferencijator. Ovakva realizacija posebno ističe strminu QRS kompleksa što nam znatno olakšava detekciju QRS kompleksa. Koriste se i prva i druga derivacija EKG signala. U mnogim algoritmima se često koristi kombinacija prve i druge derivacije. Detekcija QRS kompleksa se ostvaruje upoređujući izlaz derivatora ili njihovih linearnih kombinacija sa nekim pragom. Obično je taj prag dobijen u skladu sa promjenama signala. Detekcijom često detektujemo i neke lažne QRS komplekse pa zbog toga imamo i dodatna poređenja za ispravnu detekciju QRS kompleksa. Jedan od algoritama predlaže da se vrši filtriranje EKG signala kroz dva različita niskopropusna filtra sa različitim graničnim frekvencijama. Razlika između izlaza ovih filtara bi odgovarala signalu na izlazu nekog propusnika opsega. Ova razlika bi se kasnije procesirala, a to procesiranje bi dovelo do smanjenja malih vrijednosti signala i malog poboljšanja peakova. Poslije ovoga dolazi faza odlučivanja gdje se prag formira na osnovu razlike signala na izlazu filtara. Drugi algoritam predlaže da se filtrirani signal podijeli na segmente od kojih će svaki biti dužine 15 odmjera. Traži se maksimum svakog segmenta a on se dalje se upoređuje sa estimacijom adaptivnog šuma i estimacijom adaptivnog vrha. Odluka da li se radi o šumu ili vrhu se donosi na osnovu udaljenosti od tih estimacija, tj. kojoj estimaciji je maksimum segmenta bliži. QRS je detektovan u segmentu u kome se maksimum EKG-a i vrijednost prvog izvoda koja je jednaka nuli dešavaju u isto vrijeme.

3.3.2 Algoritmi bazirani na wavelet transformaciji

Algoritmi bazirani na wavelet transformaciji za detekciju peakova uglavnom se baziraju na Mallat i Hwangovom pristupu za detekciju singulariteta i njihovu klasifikaciju koristeći lokalne maksimume koeficijenata wavelet transformacije EKG signala. Pokazuje se da singularitet u EKG signalu odgovara paru modula lokalnih maksimuma. Klasifikacija peakova, tj. njihova detekcija se vrši izračunavanjem

stepena singulariteta. Drugi algoritam dijeli EKG signal u segmente fiksne dužine. R peak je detektovan na nekoj lokaciji kad modul lokalnog maksimuma dostigne neki prag koji se računa za svaki segment. Treći algoritam se bazira na prepoznavanju uzoraka. Ovaj algoritam se sastoji od dvije faze, faze učenja i faze prepoznavanja. U fazi učenja generiše se set vektora koji odgovaraju wavelet transformaciji kada postoji R peak. Ovo učenje se radi na nekoliko različitih R peakova. Kada imamo dovoljno ovakvih vektora, vrijeme je za fazu prepoznavanja. EKG signal se dijeli na segmente fiksne dužine, radi se wavelet transformacija i dobijeni vektori se upoređuju sa vektorima koje smo dobili u fazi učenja. Ukoliko je postotak poklapanja dovoljno dobar, R peak je detektovan.

3.3.3 Algoritmi bazirani na neuronskim mrežama

Vještačke neuronske mreže su široko primjenjivane u nelinearnom procesiranju signala, klasifikaciji i optimizaciji. U mnogim aplikacijama njihove performanse su pokazale superiornost u odnosu na klasične pristupe. U svrhu QRS detekcije neuronske mreže se koriste kao adaptivni nelinearni prediktori. Njihov cilj je da predvide trenutnu vrijednost signala na osnovu njegovih prethodnih vrijednosti. Pošto se EKG signal uglavom sastoji od dijelova koji nisu QRS kompleks, neuronska mreža konvergira do tačke u kojoj odlično predviđa segmente koji nisu QRS kompleks. Segmenti sa naglim promjenama, kao što su QRS segmenti, se zbog toga loše predviđaju a na ovaj način se povećava greška predikcije. Upravo zbog ovoga na mjestima gdje imamo povećanje greške predikcije imamo lokaciju QRS kompleksa.

3.4 Ocjene algoritama

Postavlja se pitanje kako ocjeniti koji je algoritam za detekciju QRS kompleksa bolji u odnosu na druge. Prema ANSI³-u dva osnovna parametra kojim bi trebalo procjenjivati neki algoritam su osjetljivost i preciznost. One se računaju po formulama [6]

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.1)$$

$$i \quad P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (3.2)$$

gdje je Se osjetljivost, a P preciznost, TP je broj stvarnih QRS kompleksa, FN broj lažno negativnih QRS kompleksa i FP broj lažno pozitivnih QRS kompleksa. Za detektovan QRS kompleks kažemo da je lažno pozitivan kada je detektovan QRS kompleks na mjestu gdje ga nema. Za QRS kompleks kažemo da je lažno negativan kada je QRS kompleks nije detektovan, a trebao bi biti. Ono što je posebno važno je

³ American National Standards Institute-Američki nacionalni institut za standarde

da bi se dobili rezultati koji bi se mogli međusobno upoređivati potrebno je da se algoritmi testiraju na nekoj standardnoj bazi EKG signala. Da bismo mogli napraviti komparaciju algoritama gdje je kriterijum pouzdanost detekcije QRS kompleksa, rezultate o pouzdanosti rezultata detekcije moramo svrstati u jednu od tri grupe:

1. pouzdani rezultati - algoritam je testiran na cijeloj standardnoj bazi EKG signala,
2. manje pouzdani rezultati - algoritam je testiran na dijelu standardne baze EKG signala,
3. nepouzdana rezultati - algoritam je testiran na nestandardnoj bazi EKG signala.

Ono što je veoma važno shvatiti je da iako je neki algoritam označen kao manje pouzdan to ne znači algoritam ne radi dobro već da nije jednako pouzdan na cijeloj standardnoj bazi EKG signala. Dešava se da algoritam odlično detektuje QRS kompleks u signalima koji su veoma narušeni šumom ali ne uspijeva detektovati QRS kompleks u signalu koji je malo ili nimalo narušen šumom. U tabeli 1 je data ocjena algoritama gdje je kriterijum pouzdanost detekcije[6].

Tabela 1. Poređenje algoritama kada je kriterijum pouzdanost detekcije QRS kompleksa			
Pouzdanost	cijela standardna baza	dio standardne baze	nestandardna baza
>99%	Alfonso Bahoura Pan & Tompkins Poli Kohler Li Inoue i Miyazaki	Gritzali Hu Kohama Ruha Sahambi Vijaza Xue	Belforte Dobbs Fischer Thakor & Webster Yu
95%-99%	Suppappola & Sun	Coast Kadambe	Sornmo Udupa & Murthy
90%-95%		Papakonstantinou Trahanias	
<90%			Ligtenberg & Kunt

Ukoliko je kriterij za ocjenu algoritama kompleksnost izračunavanja onda se algoritmi mogu podijeliti u tri grupe:

1. mala kompleksnost izračunavanja,
2. srednja kompleksnost izračunavanja,
3. velika kompleksnost izračunavanja.

3.5 Standardna baza EKG signala MIT-BIH

Postoji više standardnih baza koje se koriste kada treba vršiti procjenu algoritama za softversku detekciju QRS kompleksa. Ove baze su dobro poznate i provjerene i rezultati koji se dobiju testiranjem na njima su uporedivi međusobno. U

ovim bazama se nalaze EKG signali svih mogućih oblika. Ovo je važno jer one sadrže i neke signale koji se veoma rijetko pojavljuju ali su iz aspekta medicine veoma važni.

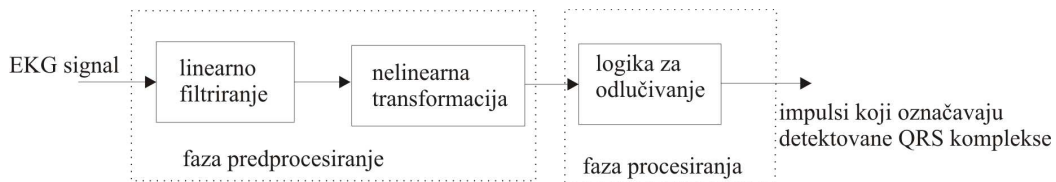
Postoji više standardnih baza koje se koriste a jedna od njih je MIT-BIH standardna baza.[2] MIT-BIH baza je napravljena u saradnji MIT⁴ i Boston's Beth Israel Hospital i sadrži 10 baza EKG signala za različita testiranja. Najčešće se koristi MIT-BIH baza za aritmiju. Ona se sastoji od 48 polučasovnih označenih EKG signala. Ovo znači da su lokacije QRS kompleksa označene i da se tačno može vidjeti gdje se nalaze. Pošto je EKG signal analogan a ova baza je u digitalnoj formi, svi EKG signali su odmjereni frekvencijom odmjeravanja od 360 Hz. Amplitude svih signala su u opsegu od ± 5 mV i one su predstavljene sa 11 bita. Razlog zbog čega je izabrana baš ova frekvencija odmjeravanja je da bi se olakšala implementacija digitalnih filtara koji se koriste u detektorima aritmije. 25 snimaka su snimci sa rjeđim oblicima aritmije izabranih iz baze od 4000 snimaka od kojih svaki traje 24 časa. Ovo su snimci od 200 do 234. Ostali snimci su izabrani slučajno. Ova baza sadrži 116137 QRS kompleksa. Dok su neki snimci sadrže jasan R peak (snimci od 100 do 107) za neke je detekcija QRS kompleksa veoma teška jer sadrže veliki šum (npr. snimci 107 i 207).

⁴ Massachusetts Institute of Technology

4. PAN-TOMPKINSOV ALGORITAM ZA DETEKCIJU QRS KOMPLEKSA

Jedan od algoritama za softversku detekciju QRS kompleksa iz EKG signala je i algoritam koji su realizovali Jiapu Pan i Willis J.Tompkins[7]. Ovaj algoritam pouzdano detektuje QRS kompleks na osnovu njegove širine, amplitude i nagiba. Algoritam je testiran na standardnoj bazi MIT/BIH koja je predhodno opisana u ovom radu. Ovaj algoritam je veoma osjetljiv i pouzdan. Ovaj algoritam je uspio ispravno detektovati 99,3% QRS kompleksa koji se nalaze u MIT-BIH bazi za aritmiju. Svi signali koji se nalaze u MIT-BIH bazi su označeni, tj. označene su lokacije QRS kompleksa pa zbog ovoga uvijek možemo provjeriti da li je zaista detektovan QRS kompleks ili nešto drugo.

Detekcija QRS kompleksa je veoma teška kako zbog fiziološke različitosti samog QRS kompleksa, tako i zbog dodatnih šumova koji se nalaze u sklopu EKG signala. Softverska detekcija QRS kompleksa se obično sastoji iz tri faze: linearno digitalno filtriranje, nelinearna transformacija i logika za odlučivanje. Ovaj algoritam ima sve ove faze. Ove faze su prikazane na slici 4.1.



Slika 4.1 Faze u Pan-Tompkinsovom algoritmu

4.1 Način rada algoritma

Već smo rekli da se ovaj algoritam sastoji od tri faze. To su faza u kojoj se radi linearno digitalno filtriranje, faza u kojoj se radi nelinearna transformacija i faza u kojoj se vrši odlučivanje. Faza linearnog digitalnog filtriranja se sastoji od filtra propusnika opsega, derivatora i integratora. Faza nelinearne transformacije se sastoji od kvadriranja signala. Faza u kojoj se vrši odlučivanje se sastoji od tehnika za pronalaženje pragova i dodatne logike koja vrši odlučivanje. Svaki od gore navedenih koraka unosi određeno vremensko kašnjenje.

Dio algoritma koji je zadužen za detekciju je podjeljen u tri faze. To su faza učenja 1, faza učenja 2 i detekcija. Faza učenja 1 zahtjeva vremenski interval od oko 2 sekunde potreban da bi se inicijalizovale vrijednosti pragova potrebnih za detekciju. Ovi pragovi se određuju na osnovu vrijednosti peakova šuma i peakova signala. Faza učenja 2 zahtjeva 2 otkucaja srca da bi se dobile vrijednosti potrebne za inicijalizaciju vrijednosti RR intervala i RR graničnih vrijednosti. RR interval je vremenski interval između dva R peakova. Faza u kojoj se vrši detekcija QRS kompleksa slijedi nakon ove

dvije faze i nakon nje dobijamo impulse za svaki QRS kompleks. Vrijednosti pragova i ostalih parametara se stalno mjenjaju na taj način prateći promjene EKG signala.

Ovaj algoritam koristi dva seta pragova i svaki set ima dva praga. Jedan set pragova se primjenjuje na signalu koji je izašao iz propusnika opsega a drugi set se primjenjuje na signalu koji je izašao iz integratora. Razlog zbog kojeg ovo radimo je to što na ovaj način povećavamo pouzdanost detekcije QRS kompleksa u odnosu na rezultate koje bi dobili kada bi primjenjivali pragove samo na jedan od ovih signala. Koristeći propusnik opsega smanjujemo šumove koji se nalaze u EKG signalu. Na taj način povećavamo odnos signal-šum a samim tim i osjetljivost detekcije. Ovakav pristup smanjuje broj lažno pozitivnih QRS kompleksa.

Kao što smo već rekli ovaj algoritam koristi dva praga u svakom setu pragova. Koriste se dva praga da bismo mogli pronaći propuštene QRS komplekse i na taj način smanjiti broj lažno negativnih QRS kompleksa. Jedan od ovih pragova je polovica drugog praga. Vrijednosti pragova se stalno mjenjaju pošto se njihove vrijednosti izračunavaju na osnovu prethodnih vrijednosti vrhova EKG signala. Pragovi rade na sljedeći način. Na osnovu prethodnih vrijednosti signala se izračunava trenutna vrijednost praga i to je vrijednost višeg praga. Niži prag je polovica višeg praga. Vrh koji sljedeći naiđe se testira na viši prag i ako je vrijednost vrha veća od vrijednosti praga, QRS kompleks je detektovan. Ukoliko prođe 166% od trenutnog RR intervala a da nije došlo do detekcije QRS kompleksa na ovaj način onda primjenjujemo niži prag polazeći od tačke kada smo pronašli zadnji QRS kompleks. Na ovaj način smo izbjegli da moramo pamtit i podatke vezane za prošlost EKG signala što bi zahtjevalo neku vrstu bafera a i ovaj način zahtjeva minimalan broj računanja kada koristi search-back⁵ tehniku. Nažalost, ova tehnika ima i svoju lošu stranu a to je da ona pouzdano detektuje QRS kompleks ukoliko se srčani ritam ne mjenja naglo. Za neka stanja srca gdje dolazi do nagle promjene srčanog ritma nije moguće detektovati propuštene QRS komplekse. Ukoliko je ovo slučaj, oba praga se dijele na pola i onda se vrši detekcija QRS kompleksa. Na ovaj način povećavamo osjetljivost detekcije i sprečavamo da ne detektujemo propuštene QRS komplekse.

Kada smo uspjeli detektovati QRS kompleks, mora proći 200 ms dok se sljedeći QRS kompleks može detektovati. Ovo ograničenje dolazi od samog srca jer ono predstavlja najmanji mogući razmak između dva otkucaja. Stanje kada srce ima između 140 i 250 otkucaja u minutu ili 2,3 i 4,1 otkucaja u sekundi se zove supraventikularna tahikardija. Fiziološki gledano, slučajevi kada srce kuca 4,1 put u sekundi se veoma rijetki tako da su slučajevi kada srce ima 5 otkucaja u sekundi su nemogući iz čega slobodno možemo zaključiti da kada detektujemo QRS kompleks u sljedećih 200 ms sigurno neće biti novih QRS kompleksa. Na ovaj način sprječavamo lažnu detekciju QRS kompleksa.

4.2 Koraci u algoritmu

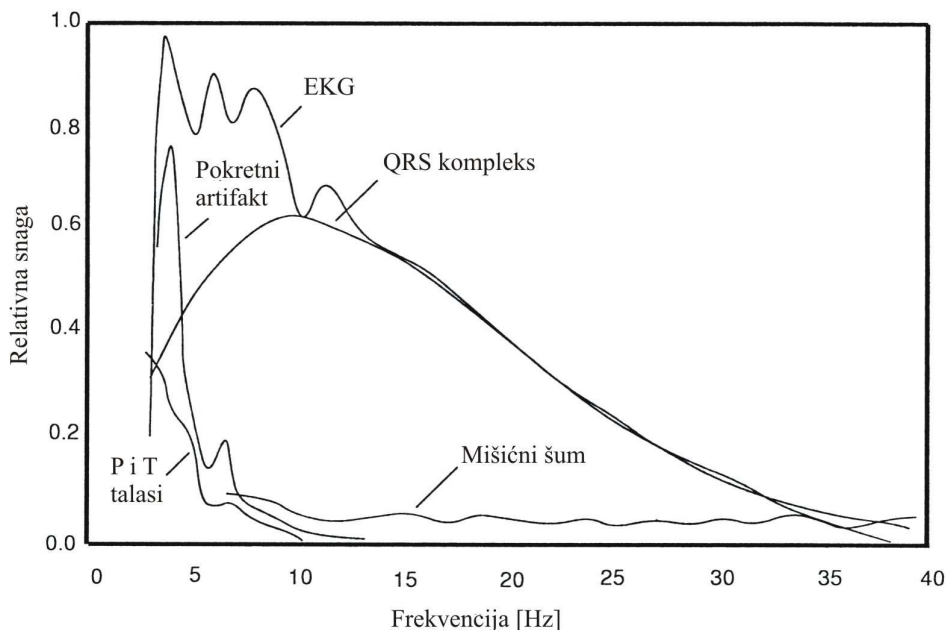
Prije nego počnem sa detaljnim opisivanjem pojedinih koraka potrebno je prvo objasniti neke stvari vezane za MIT-BIH bazu. U vrijeme kada su Pan i Tompkins radili ovaj rad ova baza je bila zapisana na magnetnim trakama i frekvencija odmjerenja kojom se odmjerao EKG signal je bila 200 Hz. Zbog toga svi koraci

⁵ Search-back – eng. bukvalan prevod je traži unazad ali ovdje se odnosi na tehniku kod koje se analizira signal koji je već jednom analiziran, tj. ponovo se vraćamo unazad da ga analiziramo

koji ću opisati u ovoj glavi rade sa EKG signalom čija je frekvencija odmjerenja 200 Hz. Ovo napominjem zbog toga što sam u glavi 2.5 rekao da je baza MIT-BIH odmjerena frekvencijom odmjerenja od 360 Hz. Razlog ove razlike u frekvencijama odmjerenja je to što je što su radovi koji su korišteni kao reference za pisanje ovoga rada izašli u različito vrijeme a uz međuvremenu je baza MIT-BIH doživjela određene modifikacije. Jedan rad pisan 1985. godine i u to vrijeme frekvencija odmjerenja je bila 200 Hz a drugi rad je pisan 2002. godine i tada je korištena frekvencija odmjerenja od 360 Hz. Posebno će biti naglašeno kada se radi o kojoj frekvenciji odmjerenja.

4.2.1 Filtriranje

Kao što već znamo EKG signal se sastoji od QRS kompleksa, P talasa, T talasa, smetnji prouzrokovanih naponom napajanja, smetnjama koje unose mišići prilikom prolaska električnih impulsa kroz njih i smetnjama prouzrokovanim lošim kontaktom između elektroda i kože. Ovaj signal je odmjeren frekvencijom odmjerenja od 200 Hz. EKG signal koji obrađujemo je digitalni signal a filtri koje ćemo koristiti su digitalni filtri.



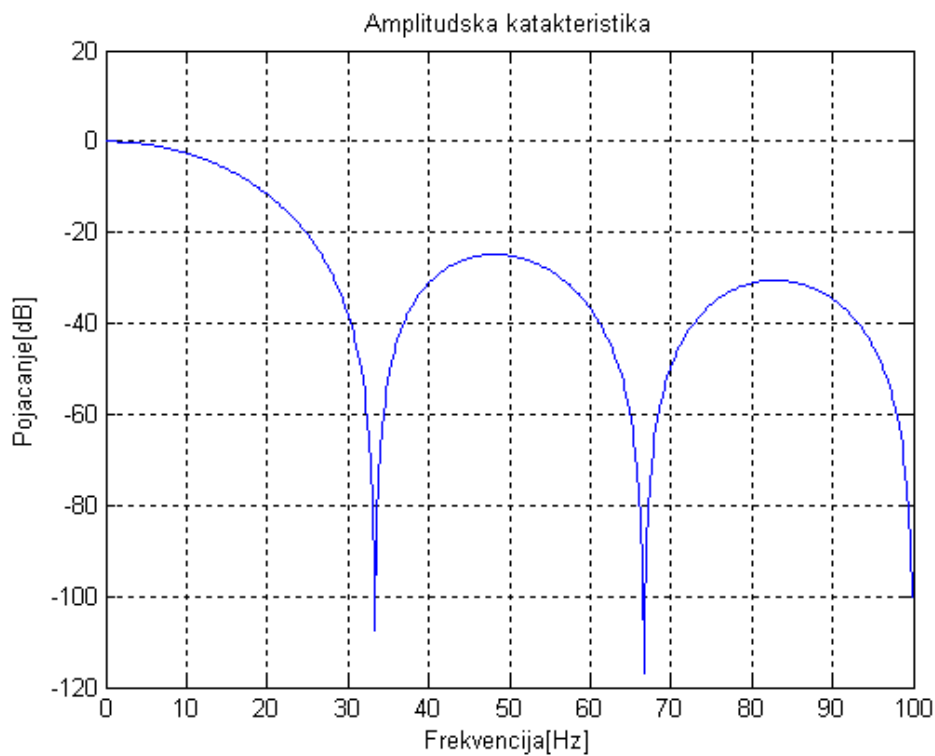
Slika 4.2 Relativni spektar snage EKG signala

Propuštanjem ovog signala kroz filter propusnika opsega mi nastojimo smanjiti uticaj gore navedenih smetnji. Opseg koji želimo propustiti je od 5 do 15 Hz. Zbog čega nas zanima baš ovaj opseg? Odgovor na ovo pitanje možemo pronaći ako pogledamo spektar snage EKG signala i njegovih pojedinih dijelova. Na slici 4.2 je prikazan relativni spektar snage EKG signala koji je inače urađen na 150 otkucaja. Riječ relativno se odnosi na to da nas ovdje ne interesuje amplituda tog spektra nego gdje su više izraženi koji signali što se tiče spektralne energije. Sa slike vidimo da veći dio spektralne snage QRS kompleksa leži u opsegu od 5 do 15 Hz. Za filtriranje nam treba propusnik opsega od 5 do 15 Hz. Na nižim frekvencijama imamo smetnje

koje prouzrokuju P i T talasima a na višim frekvencijama smetnje prouzrokovane napajanjem i smetnje prouzrokovane mišićima. Propusnik opsega se obično realizuje kaskadnom vezom filtra niskopropusnika i filtra visokopropusnika opsega. Tako je i ovdje urađeno. Pan i Tompkins su u svom radu napravili filter propusnik opsega koji propušta frekventni opseg od 5 do 11 Hz što je kako oni kažu «dovoljno blizu željenom opsegu» i koji u ovom opsegu treba da ima slabljenje manje od 3dB-a.

Filtar niskopropusnik opsega treba da propušta signale frekvencija od 0 do 11 Hz i da na 11 Hz ima slabljenje od 3dB-a. Signale frekvencija većih od 11 Hz treba prigušiti. Prenosna funkcija ovog filtra je

$$H_{LP}(z) = \frac{1 - 2z^{-6} + z^{-12}}{1 - 2z^{-1} + z^{-2}} \quad (4.1)$$



Slika 4.3 Amplitudna karakteristika niskopropusnog filtra

Jednačina diferencija kojom je opisan ovaj filter je

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x(n) - 2x(n-6) + x(n-12) \quad (4.2)$$

Granična frekvencija ovog filtra je 11 Hz, a pojačanje jednosmjerne komponente je 36. Slabljenje filtra opisanog gornjim jednačinama na 11 Hz iznosi 3,15 dB-a. Ovaj filter unosi kašnjenje signala i ono iznosi 6 odmjeraka. Amplitudna karakteristika niskopropusnog filtra je data na slici 4.3. Kao što vidimo sa slike za frekvenciju od 50 Hz, tj. 60 Hz filter ima slabljenja od 25 dB odnosno 35 dB. Ove frekvencije su veoma

važne jer naponska mreža u Evropi radi na 50 Hz a u Sjedinjenim Američkim Državama na 60 Hz.

Filtar visokopropusnik učestanosti treba da propušta signale frekvencije od 5 Hz pa naviše. Na frekvenciji od 5 Hz bi trebao da ima slabljenje od 3 dB-a. On se projektuje tako da se od svepropusnika opsega oduzima niskopropusni filter. Niskopropusni filter ima prenosnu funkciju

$$H_{LP}(z) = \frac{1 - z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (4.3)$$

Ovaj filter ima kašnjenje od 15,5 odmjera ali se zbog jednostavnijeg računanja uzima da je to kašnjenje 16 odmjera. On takođe i povećava amplitudni nivo signala za 32. Visokopropusni filter se projektuje tako da se od svepropusnika opsega koji je zakašnjen onoliko odmjera koliko je kašnjenje niskopropusnog filter oduzima taj niskopropusni filter podjeljen sa dobitkom koji unosi u signal. Pošto je kašnjenje koje unosi niskopropusni filter 16 odmjera, a jednosmjerna komponenta koju ovaj filter unosi u signal je 32, prenosna funkcija visokopropusnog filtra je

$$H_{HP}(z) = z^{-16} \cdot \frac{H_{LP}(z)}{32} \quad (4.4)$$

ili napisano u razvijenom obliku

$$H_{HP}(z) = \frac{-\frac{1}{32} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{z^{-32}}{32}}{1 - z^{-1}} \quad (4.5)$$

Jednačina diferencija kojom je opisan ovaj filter je

$$y(n) = y(n-1) - \frac{1}{32}x(n) + x(n-16) - x(n-17) + \frac{1}{32}x(n-32) \quad (4.6)$$

Granična frekvencija ovog filtra je 5 Hz a slabljenje na njoj je 4 dB-a. Filter unosi kašnjenje od 16 odmjera a pojačanje je 1. Amplitudna karakteristika visokopropusnog filtra je data na slici 4.4.

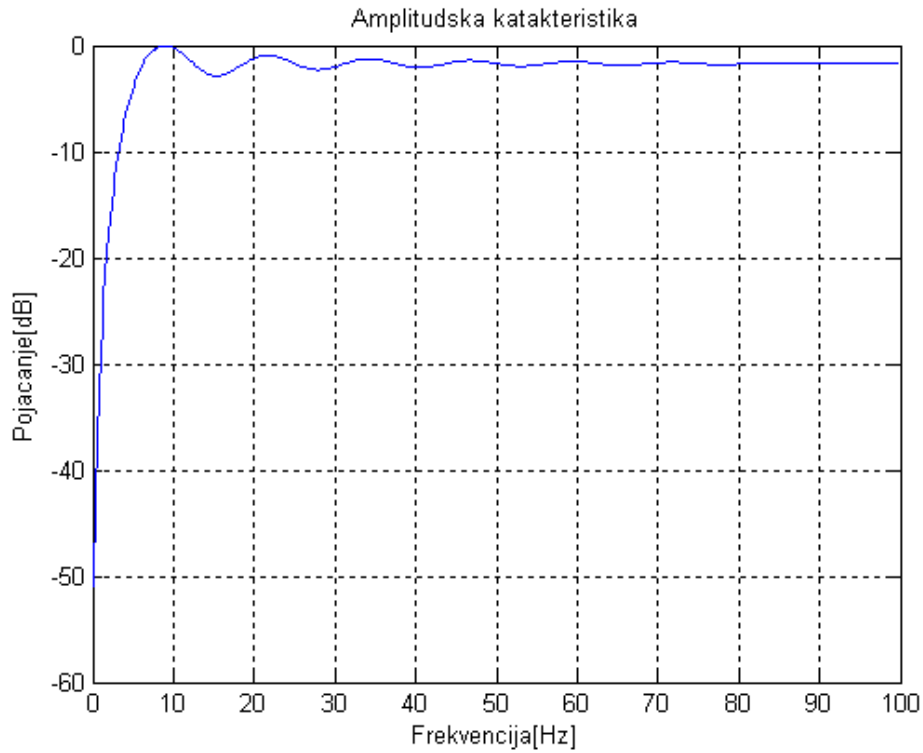
Kada smo projektovali ova dva filtra, filter propusnik opsega bi imao prenosnu funkciju

$$H(z) = H_{LP}(z) \cdot H_{HP}(z) \quad (4.7)$$

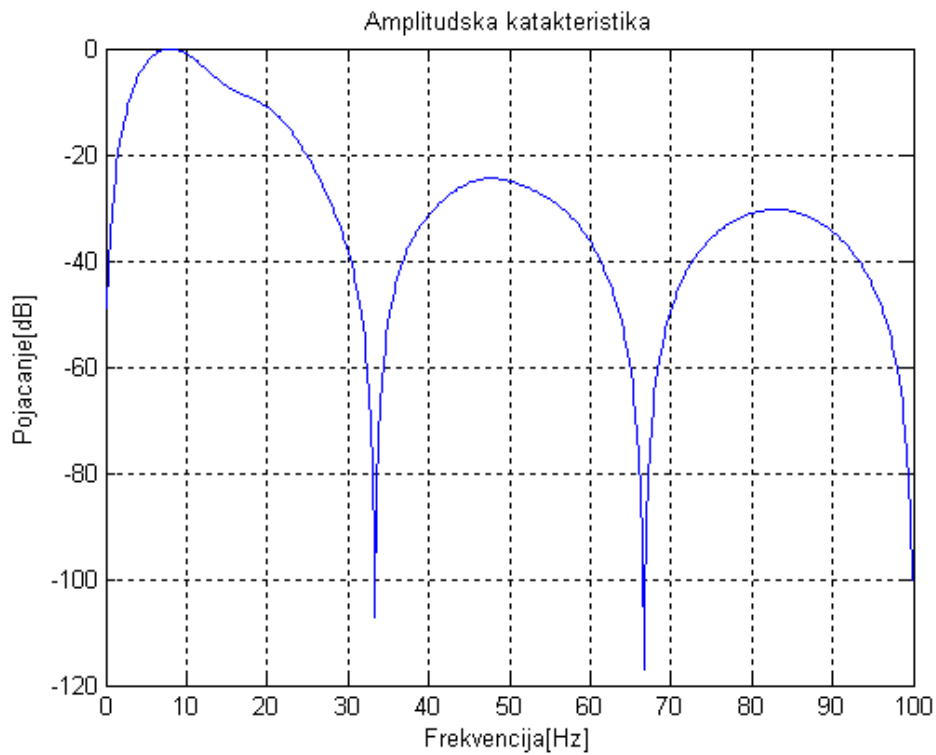
ili napisano u razvijenom obliku

$$H(z) = \frac{-\frac{1}{32} + \frac{1}{16}z^{-6} - \frac{1}{32}z^{-12} + z^{-16} - z^{-17} - 2z^{-22}}{1 - 3z^{-1} + 3z^{-2} - z^{-3}} + \frac{+2z^{-23} + z^{-28} - z^{-29} + \frac{1}{32}z^{-32} + \frac{1}{16}z^{-38} + \frac{1}{32}z^{-44}}{1 - 3z^{-1} + 3z^{-2} - z^{-3}} \quad (4.8)$$

Amplitudna karakteristika propusnika opsega je prikazana na slici 4.5.



Slika 4.4 Amplitudna karakteristika visokopropusnog filtra



Slika 4.5 Amplitudna karakteristika propusnika željenog opsega

4.2.2 Deriviranje

Nakon filtriranja imamo signal koji je oslobođen šumova i koji je spreman za dalju obradu. Kao što znamo, QRS kompleks ima veoma izraženu strminu i ona je jedna od najvažnijih osobina pomoću koje možemo ostvariti njegovu detekciju. Zbog toga koristimo derivator. Njegova prenosna funkcija je

$$H(z) = 0.1(2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4}) \quad (4.9)$$

Jednačina diferencija kojom je opisan ovaj derivator je

$$y(n) = 0.1[2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)] \quad (4.10)$$

Ovaj derivator se ponaša kao neka vrsta filtra i on radi kao derivator za signale do 20 Hz. Ovo nam i nije toliko važno jer smo već filtrirali signal. Ovaj korak takođe unosi kašnjenje i ono iznosi 2 odmjerka.

4.2.3 Kvadriranje

Nakon deriviranja na red dolazi kvadriranje deriviranog signala. Razlog za ovo je to što na ovaj način svi elementi signala postaju pozitivni i to što ovako dodatno ističemo elemente signala koji imaju veliku strminu a koji su već istaknuti u prethodnom koraku. Tu je uglavnom riječ o QRS kompleksu. Jednačina diferencija kojom opisujemo ovaj korak je

$$y(n) = [x(n)]^2 \quad (4.11)$$

Ovaj korak spada u fazu nelinearne transformacije dok su svi predhodni koraci spadali uz fazu linearnog filtriranja. Ovaj korak ne unosi dodatno kašnjenje. Potrebno je napomenuti da je zbog ograničenja u veličini memorije koju su imali računari iz vremena kada je Pan-Tompkinsov rad rađen napomenuto da je u ovoj fazi potrebno ograničiti izlaz u zavisnosti sa koliko bita želimo da predstavljamo dobijene rezultate. Ovo ograničenje se još uvijek primjenjuje kod prenosivih uređaja. Napomenimo da su u MIT-BIH bazi amplitude u opsegu od ± 5 mV i da su prikazane sa 11 bita.

4.2.4 Prozorska integracija

Strmina koja se ističe u prethodna dva koraka, a potiče od strmine QRS kompleksa, nije dovoljna za pouzdanu detekciju QRS kompleksa. U EKG signalima koji su lijepi mogu se detektovati QRS kompleksi. Kad kažemo «lijepi» EKG signali, misli se na signale koji imaju pravilno izražene QRS komplekse a P i T talasi su dovoljno prigušeni. Međutim, pored ovakvih EKG signala postoje i EKG signali koji

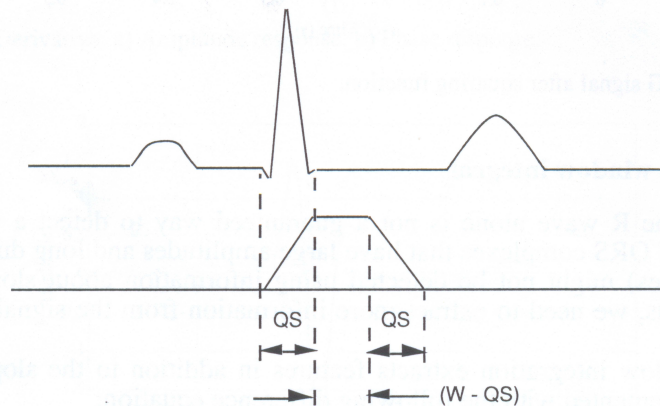
nisu tako lijepi. Mnogi QRS kompleksi imaju veliku amplitudu i dugo trajanje pa za njih nam ne može poslužiti informacija o strmini QRS kompleksa dok neki imaju izraženije P i T talase. Potrebno je da izdvojimo još informacija o QRS kompleksu. Ovaj korak to radi a informacija koja se ovdje izdvaja je informacija o širini QRS kompleksa. Jednačina diferencija koja opisuje ovaj korak je

$$y(n) = \frac{1}{N} [x(n - (N - 1)) + x(n - (N - 2)) + \dots + x(n - 1) + x(n)] \quad (4.12)$$

ili napisano drugačije

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x(n - i) \quad (4.13)$$

gdje je N broj odmjerača u prozoru koji se pomjera, tj. širina tog prozora. Praktično ovo znači da sve odmjerkke koji se nalaze u prozoru saberemo i podijelimo njihovim brojem ili malo ljepše rečeno usrednjimo ih. Veoma je važno izabrati pravu širinu prozora. Generalno gledano, širina prozora bi trebala odgovarati najširem mogućem QRS kompleksu koji se može pojaviti i uzima se da je to 150 ms. Ako je prozor preširok, integracija će spojiti informacije o širini QRS kompleksa i T talasa u jednu a to nam ne treba.



Slika 4.6 Veza između QRS kompleksa i signala poslije integrisanja

Ukoliko je prozor preuzak, signal koji dobijemo poslije integracije će imati nekoliko vrhova koji će odgovarati jednom QRS kompleksu što takođe nije željeni izlaz iz integratora. Kako izabrati pravu širinu prozora? Ova širina se pronalazi empirijski i za signal koji se odmjerava frekvencijom odmjeravanja od 200 Hz iznosi 30 odmjerača što odgovara vremenskom intervalu od 150 ms. Kako iz ovog koraka možemo dobiti informaciju o širini QRS kompleksa? Rastuća ivica ovog signala odgovara širini QRS kompleksa. Biće nam puno jasnije ako pogledamo sliku 4.6. Veoma je važno naglasiti da gornja slika treba da nam pojednostavi shvatanje veze između QRS kompleksa i signala poslije integracije i da ona ne odgovara matematičkoj interpretaciji ovog koraka.

4.2.5 Pronalaženje vrhova

Sa predhodnim korakom smo završili sa fazama koje su se odnosile na linerano digitalno filtriranje i nelinearnu transformaciju. Da bismo mogli preći na fazu u kojoj se vrši odlučivanje potrebno je da pronađemo vrhove u signalu poslije intergracije. Vrh je u principu lokalni maksimum ali postoje određena pravila kada je lokalni maksimum vrh. Novi vrh je moguće detektovati samo onda kada nivo signala padne na polovinu prethodnog vrha. Kada smo pronašli vrh, svi lokalni maksimumi na koje naiđemo nisu vrhovi jer signal nije pao ispod polovine vrijednosti prethodnog vrha.

4.2.6 Pragovi

Kao što smo objasnili, ovaj algoritam primjenjuje dva seta pragova i svaki set ima dva praga. Viši od dva praga se koristi za prvu analizu a drugi prag se koristi ukoliko određen vremenski interval ne uspijemo detektovati QRS kompleks sa prvim pragom.

Jedan set pragova se primjenjuje na vrhove koje smo dobili iz signala poslije integratora. Pragovi se izračunavaju iz sljedećih izraza

$$SPKI(i) = 0.125 \bullet PEAKI(i) + 0.875 \bullet SPKI(i - 1) \quad (4.14)$$

$$NPKI(i) = 0.125 \bullet PEAKI(i) + 0.875 \bullet NPKI(i - 1) \quad (4.15)$$

$$THRESHOLDI1(i) = NPKI(i) + 0.25(SPKI(i) - NPKI(i)) \quad (4.16)$$

$$THRESHOLDI2(i) = 0.5 \bullet THRESHOLDI1(i) \quad (4.17)$$

PEAKI(i) predstavlja trenutni vrh, tj. koji trenutno upoređujemo sa nekim od pragova.
SPKI(i) predstavlja procjenu vrha signala.
NPKI(i) predstavlja procjenu vrha šuma.
THRESHOLDI1(i) predstavlja viši prag.
THRESHOLDI2(i) predstavlja niži prag.

Pojasnićemo malo bolje šta tačno gore navedene definicije pojedinih varijabli znače i kada se koja mjenja. Kada na ulaz detektora dođe vrh, njemu odgovara varijabla PEAKI(i). Ovaj vrh se poredi sa pragom THRESHOLDI1(i-1). Ukoliko je PEAKI(i) veći od THRESHOLDI1(i-1), detektovan je kandidat za QRS kompleks i vrši se update varijable SPKI(i), dok varijabla NPKI(i) ostaje ista kao NPKI(i-1) i dobijaju se nove vrijednosti pragova THRESHOLDI1(i) i THRESHOLDI2(i). Ukoliko je PEAKI(i) manji od THRESHOLDI1(i-1), onda nije detektovan QRS kompleks, vrši se update varijable NPKI(i) dok varijabla SPKI(i) ostaje iste vrijednosti kao SPKI(i-1) i dobijaju se nove vrijednosti pragova THRESHOLDI1(i) i THRESHOLDI2(i). Ukoliko detektujemo QRS kompleks korištenjem praga THRESHOLDI2(i) onda se update promjenjive SPKI(i) vrši na sljedeći način

$$SPKI(i) = 0.25 \bullet PEAKI(i) + 0.75 \bullet SPKI(i - 1) \quad (4.18)$$

Drugi set pragova se primjenjuje na vrhove koji su dobijeni iz signala poslije filtriranja. Pragovi se izračunavaju na osnovi sljedećih izraza

$$SPKF(i) = 0.125 \bullet PEAKF(i) + 0.875 \bullet SPKF(i - 1) \quad (4.19)$$

$$NPKF(i) = 0.125 \bullet PEAKF(i) + 0.875 \bullet NPKF(i - 1) \quad (4.20)$$

$$THRESHOLDF1(i) = NPKF(i) + 0.25(SPKF(i) - NPKF(i)) \quad (4.21)$$

$$THRESHOLDF2(i) = 0.5 \bullet THRESHOLDF2(i) \quad (4.22)$$

PEAKF(i) predstavlja trenutni vrh, tj. koji trenutno upoređujemo sa nekim od pragova.

SPKF(i) predstavlja procjenu vrha signala.

NPKF(i) predstavlja procjenu vrha šuma.

THRESHOLDF1(i) predstavlja viši prag.

THRESHOLDF2(i) predstavlja niži prag.

Za ovaj set pragova vrijedi ista priča kao i za predhodni. Za neravnomjeran srčani ritam vrijednosti pragova se polove na taj način povećavajući osjetljivost detekcije. Da bi bio identifikovan kao QRS kompleks, impuls koji ga predstavlja mora biti detektovan i kod signala poslije integracije i signala poslije filtriranja.

4.2.7 RR intervali

RR interval predstavlja vremenski interval između dva R vrha, odnosno između dva detektovana QRS kompleksa. U ovom algoritmu koristimo dva prosječna RR intervala. Prvi prosječni RR interval predstavlja prosječni interval osam zadnjih RR intervala. Drugi prosječni RR interval predstavlja prosječni interval zadnjih osam RR intervala koji se nalaze u određenim granicama. Razlog za dva različita prosječna RR intervala je u tome da bi se algoritam mogao prilagoditi brzim promjenjama srčanog ritma.

Prvi prosječni interval je srednja vrijednost zadnjih osam RR intervala. Formula za izračunavanje prvog RR procjebnog intervala je

$$RR \text{ AVERAGE1} = 0.125(RR_{n-7} + RR_{n-6} + \dots + RR_n) \quad (4.23)$$

gdje je RR_n zadnji RR interval.

Drugi prosječni interval je srednja vrijednost zadnjih osam RR intervala koji se nalaze unutar nekih granica. Formula za izračunavanje drugog RR procjebnog intervala je

$$RR \text{ AVERAGE2} = 0.125(RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + \dots + RR'_n) \quad (4.24)$$

gdje je RR'_n zadnji RR interval koji se nalazi unutar određenih granica. Ove granice su donja granica drugog prosječnog RR intervala i gornja granica drugog prosječnog RR intervala a one se izračunavaju na osnovu sljedećih formula

$$RR \text{ LOW LIMIT} = 92\% RR \text{ AVERAGE2} \quad (4.25)$$

$$RR \text{ HIGH LIMIT} = 116\% RR \text{ AVERAGE2} \quad (4.26)$$

RR' intervali su RR intervali koji se nalaze unutar donje i gornje granice drugog prosječnog RR intervala. Kada detektujemo novi QRS kompleks, vrši se ažuriranje RR intervala a samim tim prvog prosječnog RR intervala i drugog prosječnog RR intervala kao i ažuriranje donje i gornje granice drugog prosječnog RR intervala. Svrha cijelog ovog koraka je granica propuštenog RR intervala koja se izračunava po formuli

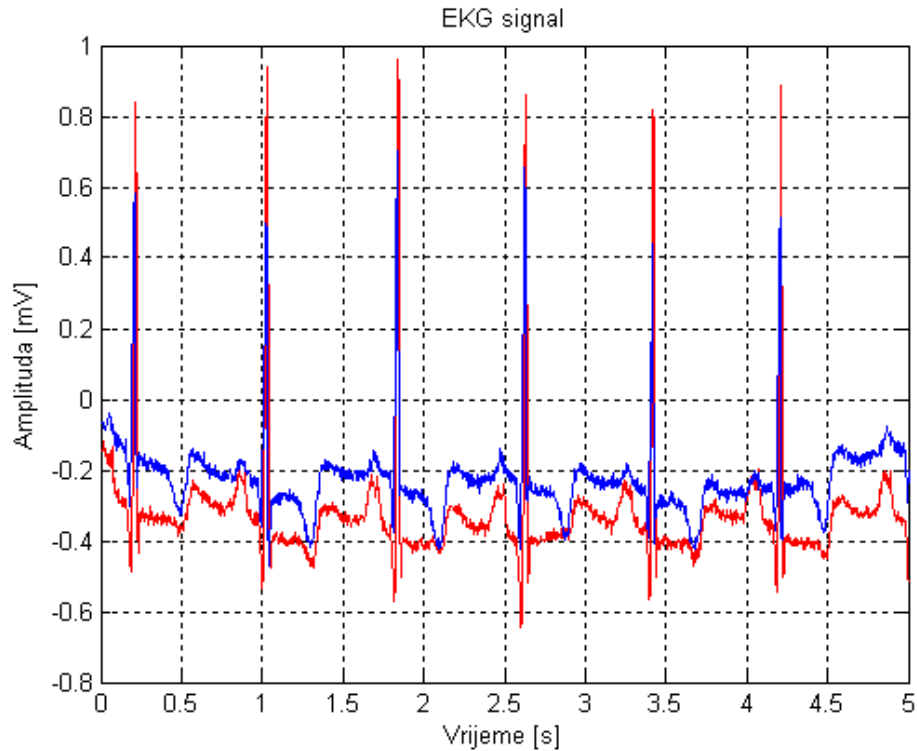
$$RR \text{ MISSED LIMIT} = 166\% RR \text{ AVERAGE2} \quad (4.27)$$

Ukoliko se za vrijeme definisano granicom propuštenog RR intervala ne uspije detektovati QRS kompleks korištenjem višeg praga, počinje se primjenjivati niži prag za poređenje peakova od tačke kada je detektovan posljednji QRS kompleks. Kada se radi o normalnom srčanom ritmu vidimo da drugi prosječni RR interval odgovara prvom prosječnom RR intervala jer se tada svi RR intervali nalaze unutar donje i gornje granice drugog prosječnog RR intervala.

4.3 Realizacija Pan-Tompkinsonovog algoritma korištenjem softverskog paketa Matlab

Praktični dio ovog diplomskog rada se odnosi na realizaciju Pan-Tompkinsonovog algoritma korištenjem softverskog paketa Matlab. Kako je ovo urađeno i na šta je bilo potrebno obratiti pažnju u toku realizacije, biće objašnjeno u daljem tekstu. Prilikom realizacije u Matlabu je korištena standardna baza MIT-BIH za aritmiju ali čija je frekvencija odmjerenja 360 Hz. Način rada algoritma je detaljno opisan u prethodnoj glavi tako da ćemo se u ovoj glavi samo razmatrati realizaciju. EKG signal na kome ćemo pokazivati izlaze pojedinih koraka prikazan na slici 4.7 i ovo je signal pod brojem 100 i spada u jedan od "najljepših" EKG signala u MIT-BIH bazi. Ono što nismo prethodno naglasili je to da se svaki EKG signal u MIT-BIH bazi sastoji od dva odvojena kanala. Signal predstavljen crvenom bojom je signal sa modifikovane periferne elektrode II a signal predstavljen plavom bojom je najčešće signal sa modifikovane pre kardijalne elektrode V1 a u nekim slučajevima su u pitanju signali sa elektroda V2 i V5. Pod pojmom modifikovano ovdje se misli na to da su obe elektrode prikačene na prsa pacijenta. Pogledati slike 2.4 i 2.8 ukoliko se ne sjećate gdje se inače nalaze elektrode II i V1. Iako u principu nije važno koji od ova

dva signala koristimo, koristićemo signal sa perifernog odvoda II jer su kod njega izraženiji QRS kompleksi pa će biti moguća lakša detekcija istih.



Slika 4.7 EKG signal odmjeran frekvencijom odmjeravanja od 360 Hz

4.3.1 Filtriranje

Kao što je već rečeno, cilj ovog koraka je da se oslobodimo smetnji a ovo se radi pomoću filtra propusnika opsega. Filtar propusnika opsega je realizovan kao kaskadna veze niskopropusnika i visokopropusnika. Opseg koji je potrebno izdvojiti je od 5 do 11 Hz. Filtri koji su opisani prenosnim funkcijama (4.1) i (4.5) ne ispunjavaju željene uslove. Razlog za ovo je to što je frekvencija odmjeravanja EKG signala 360 Hz u MIT-BIH bazi koja je trenutno aktuelna i koja je korištena u ovom radu a ne 200 Hz kao što je bio slučaj kada su Pan i Tompkins radili svoj rad.

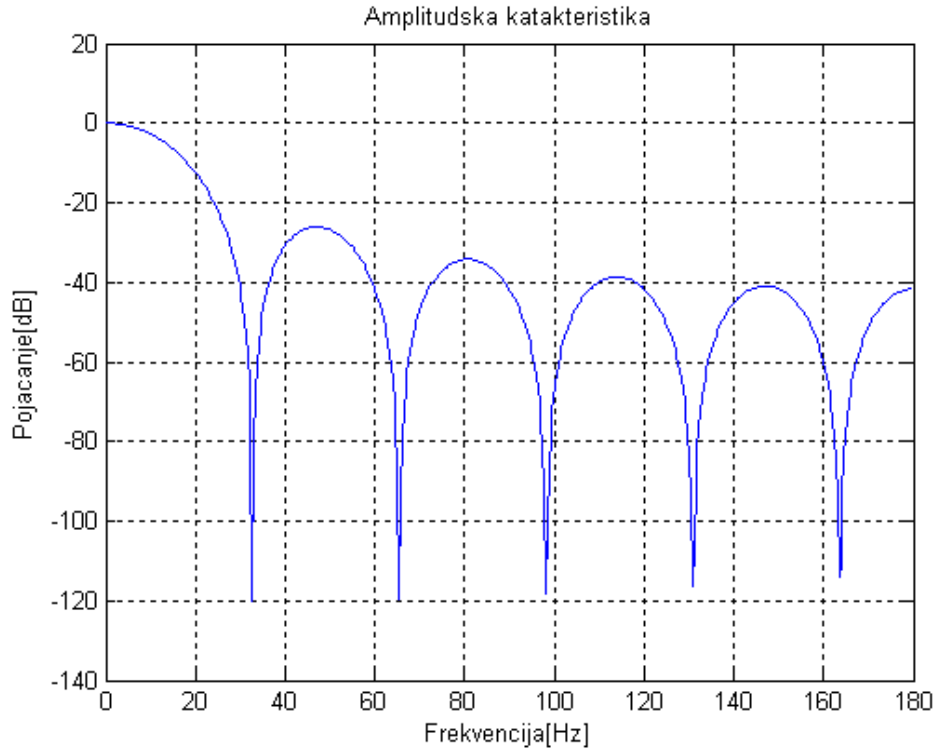
Filtar niskopropusnik ima prenosnu funkciju oblika

$$H_{LP}(z) = \frac{1 - 2z^{-11} + z^{-22}}{1 - 2z^{-1} + z^{-2}} \quad (4.28)$$

a jednačina diferencija kojom možemo opisati niskopropusni filtari je

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x(n) - 2x(n-11) + x(n-22) \quad (4.29)$$

Amplitudna karakteristika ovog filtra je prikazana na slici 4.8.



Slika 4.8 Amplitudna karakteristika niskopropusnog filtra

Na frekvenciji od 11 Hz ovaj filter ima slabljenje od 3,32 dB-a a na frekvencijama od 50 i 60 Hz ima slabljenje od 27 dB-a, odnosno od 41 dB-a.

Prilikom projektovanja filtra visokopropusnika koristili smo istu logiku koju su koristili Pan i Tompkins. Prvo smo projektovali niskopropusni filter a potom smo njega oduzeli od filtra svepropusnika opsega zakašnjelog za kašnjenje koje unosi niskopropusni filter. Prenosna funkcija NP je oblika

$$H_{LP}(z) = \frac{1 - z^{-57}}{1 - z^{-1}} \quad (4.30)$$

jednosmjerna komponenta koju filter unosi je 56 i kašnjenje je 16 odmjeraka. Prenosna funkcija za visokopropusnik se dobija iz formule

$$H_{HP}(z) = z^{-16} - \frac{H_{LP}(z)}{56} \quad (4.31)$$

ili u razvijenom obliku

$$H_{HP}(z) = \frac{-\frac{1}{56} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{z^{-47}}{56}}{1 - z^{-1}} \quad (4.32)$$

Jednačina diferencija kojom se može predstaviti ovaj filter je

$$y(n) = y(n-1) - \frac{1}{56}[x(n) - x(n-47)] + x(n-16) - x(n-17) \quad (4.33)$$

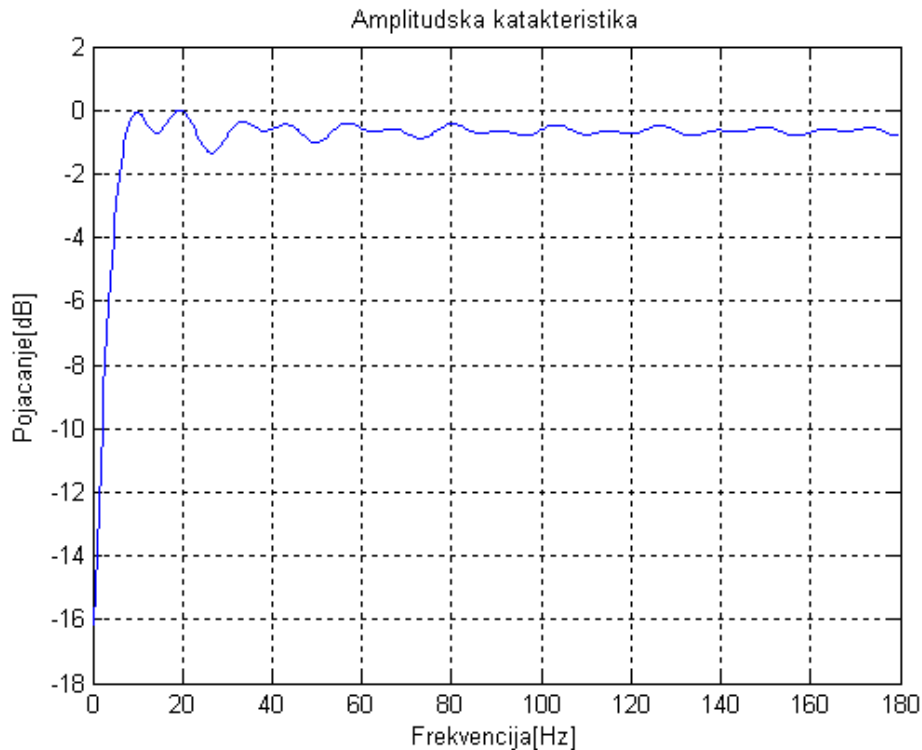
Amplitudna karakteristika ovog filtra je prikazana na slici 4.9. Na frekvenciji od 5 Hz ovaj filter ima slabljenje od 3,35 dB-a. Kada smo projektovali ova dva filtra, filter propusnik opsega bi imao prenosnu funkciju oblika

$$H(z) = H_{LP}(z) \cdot H_{HP}(z) \quad (4.34)$$

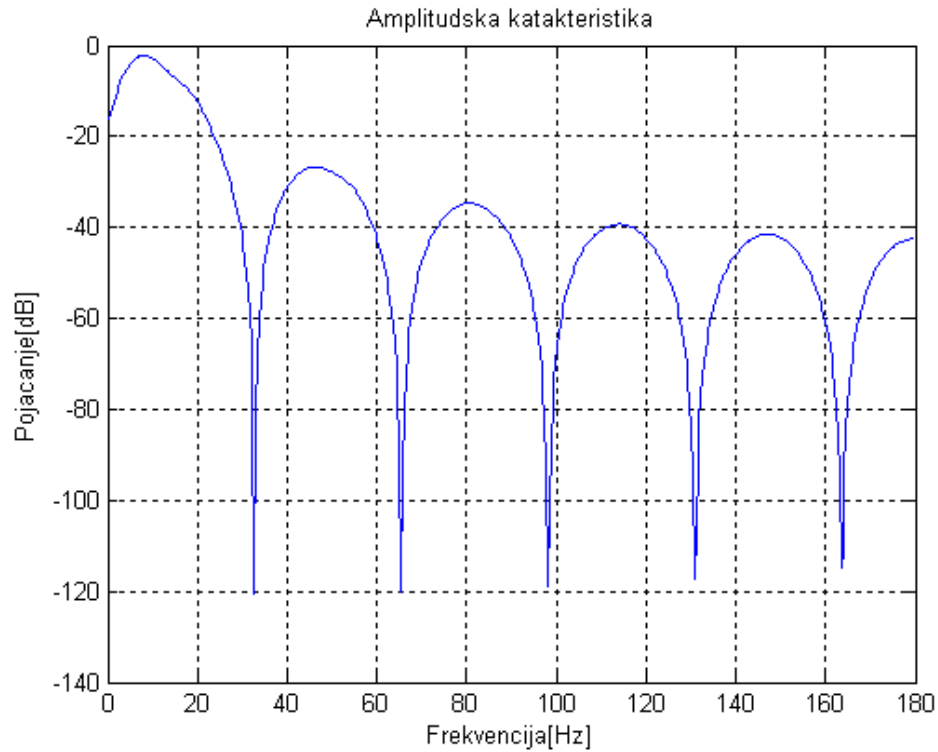
ili

$$H(z) = \frac{-\frac{1}{56} + \frac{1}{28}z^{-11} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{1}{56}z^{-22} - 2z^{-27} + 2z^{-28} - z^{-38} + z^{-39} + \frac{1}{56}z^{-47} - \frac{1}{28}z^{-58} - \frac{1}{56}z^{-69}}{(1 - 3z^{-1} + 3z^{-2} - z^{-3})^2} \quad (4.35)$$

Ukoliko uporedimo slike 4.8 i 4.19 vidimo da se radi o jednakim propusnim opsezima. Amplitudna karakteristika ovog filtra je prikazana na slici 4.10.

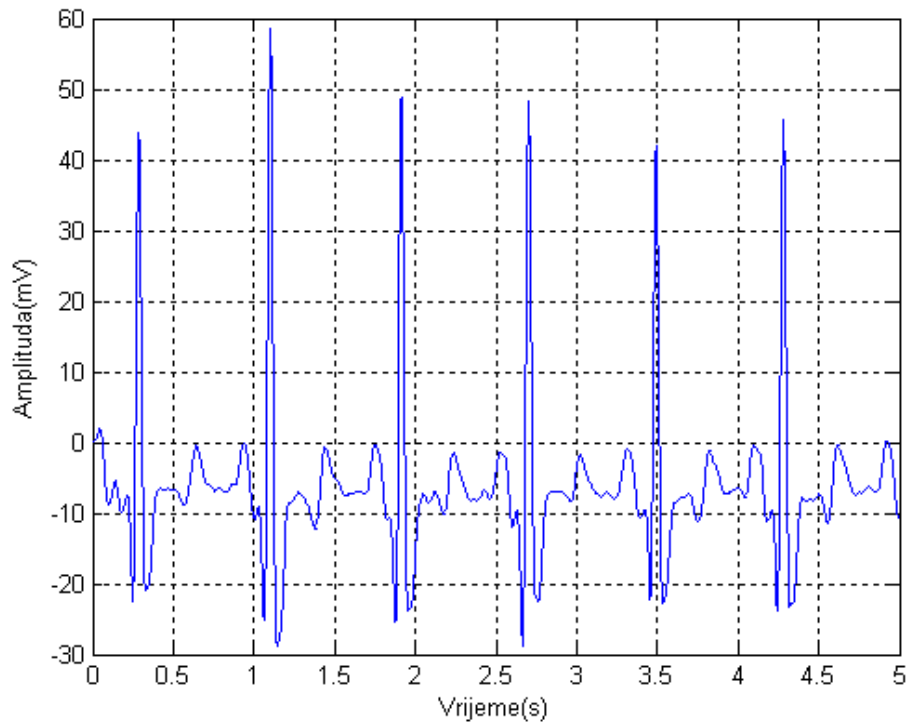


Slika 4.9 Amplitudna karakteristika visokopropusnog filtra



Slika 4.10 Amplitudna karakteristika propusnika opsega

Signal nakon prolaska kroz niskopropusni i visokopropusni filter izgleda kao na slici 4.11.



Slika 4.11 EKG signal poslije filtriranja

Uporedimo signale sa slike 4.7 sa signalom sa slike 4.11, tj. originalni i filtrirani EKG signal. Kao što vidimo amplituda signala se povećavala. Uzrok ovoga su pojačanja koja unose pojedini filtri. Šum koji je predstavljen brzim promjenama signala je kao što vidimo uklonjen što je i bio cilj filtriranja.

4.3.2 Deriviranje

Deriviranje filtriranog signala se vrši istim derivatorom kao što su to radili Pan i Tompkins. Njegova prenosna funkcija je

$$H(z) = 0.1(2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4}) \quad (4.36)$$

Jednačina diferencija kojom je opisan ovaj derivator je

$$y(n) = 0.1[2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)] \quad (4.37)$$

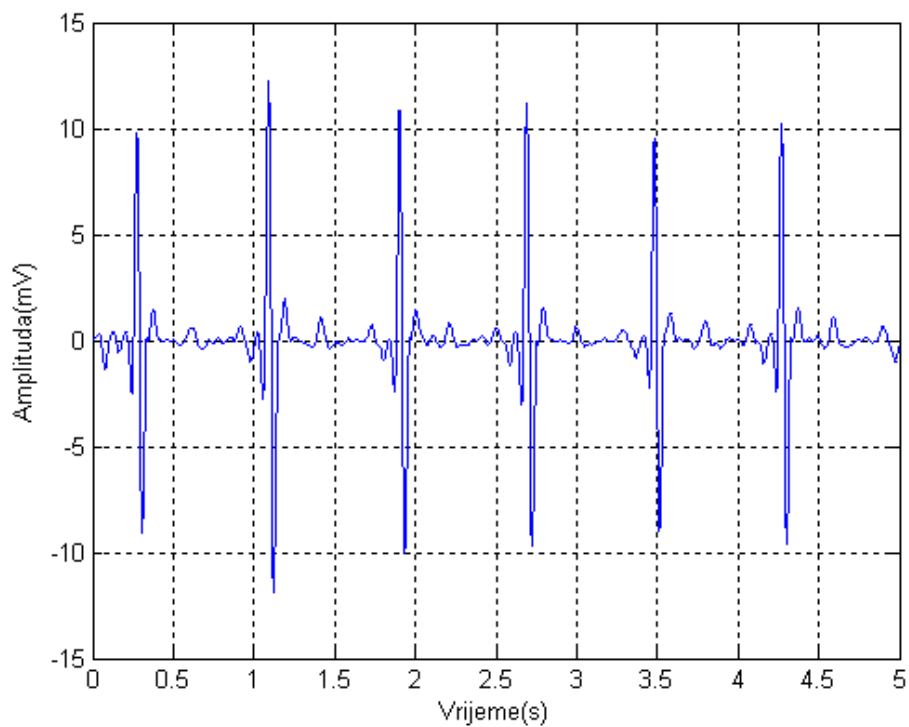
Signal nakon ovog koraka izgleda kao na slici 4.12.

4.3.3 Kvadriranje

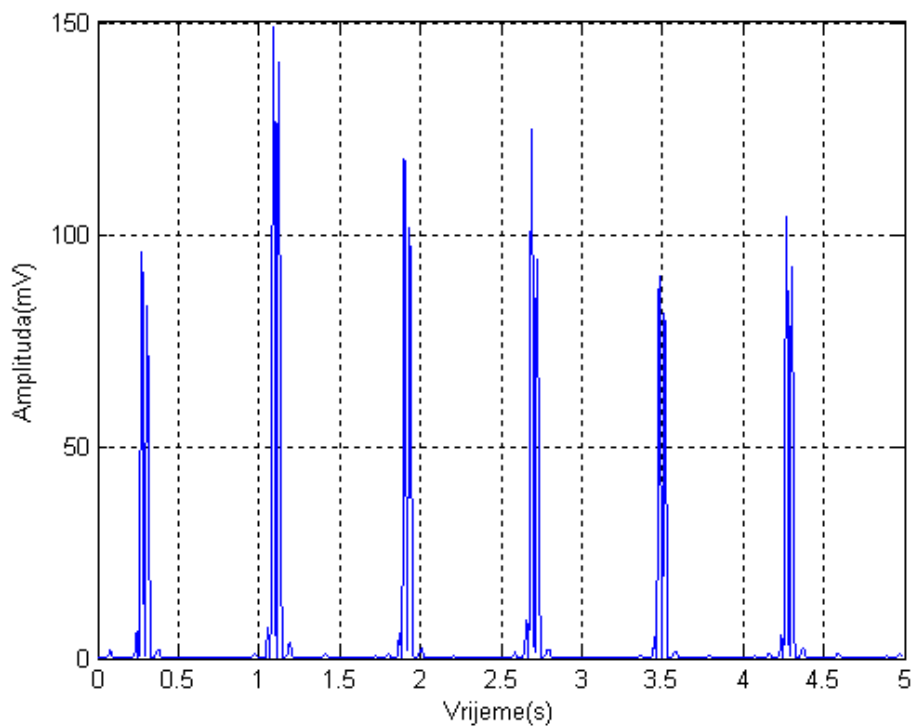
Jednačina diferencija kojom opisujemo ovaj korak je

$$y(n) = [x(n)]^2 \quad (4.38)$$

Na izlazu ovog koraka signal izgleda kao na slici 4.13 .



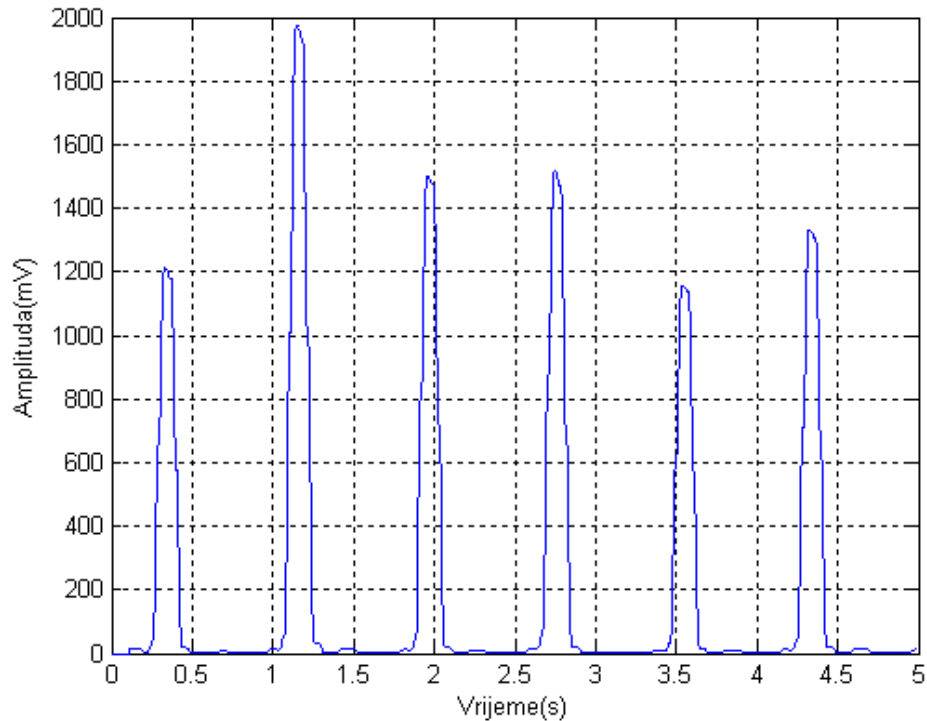
Slika 4.12 EKG signal nakon filtriranja i deriviranja



Slika 4.13 Signal nakon kvadriranja

4.3.4 Prozorska integracija

Kao što je rečeno u 4.2.4 širinu prozora određujemo empirijskim putem i ona bi trebala da iznosi oko 150 ms. Kada je signal odmjeren frekvencijom odmjerenja od 200 Hz ta širina je 30 odmjerača ali kada je ona 360 Hz širina prozora je 54 odmjerača. U nekim slučajevima širina prozora od 35 odmjerača daje mnogo bolje rezultate. Signal nakon integriranja sa širinom prozora od 54 odmjerača je prikazan na slici 4.14. Ovaj korak iziskuje najviše računanja i samim tim oduzima najviše vremena.

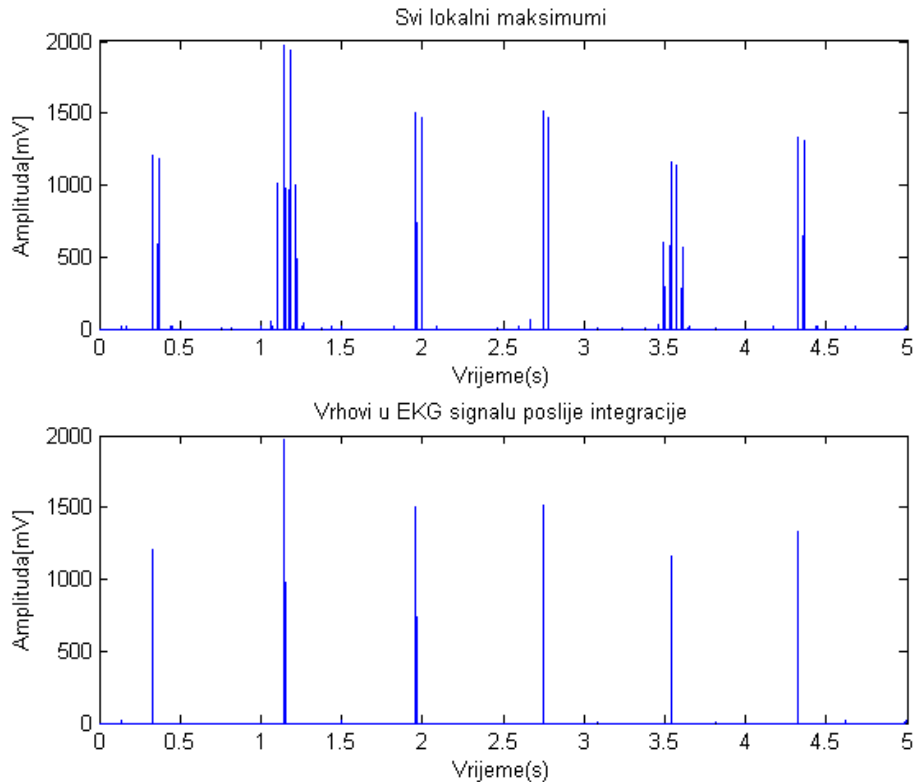


Slika 4.14 Signal nakon integracije

4.3.5 Pronalaženje vrhova

Nakon integracije signala završili smo sa fazama koje se bave linearnim filtriranjem i nelinearnom transformacijom. Prije nego što krenemo sa fazom u kojoj se vrši odlučivanje o tome da li je neki vrh QRS kompleks ili ne potrebno je pronaći te vrhove. Kandidati za vrhove su lokalni maksimumi. Njih je lako pronaći ako se rukovodimo time da se lokalni maksimum nalazi u tački n ako je amplituda signala u toj tački veća nego u njoj susjednim tačkama $n-1$ i $n+1$. Sjetimo se načina na koji su Pan i Tompkins tražili vrhove. Ovo je objašnjeno u 4.2.5. Ja sam primjenio drugačiji pristup problemu. Kandidati za peakove su lokalni maksimumi. Lokalni maksimum ćemo tražiti na osnovu gore navedene definicije. Signal y_{pik} predstavlja te lokalne maksimume i on je prikazan na slici 4.15a. Od ovih lokalnih maksimuma ćemo tražiti maksimum unutar određenog prozora. Na taj način smo pronalazili vrh koji će se dalje analizirati. Do širine ovog prozora smo došli empirijskim putem i njegova širina je

120 odmjeraka, tj. sa vrijednošću lokalnog maksimuma koji se nalazi na poziciji n poredimo sve lokalne maksimume koji se nalaze 60 odmjeraka prije i 60 odmjeraka poslije njegove lokacije. Ukoliko je taj lokalni maksimum maksimum u tom prozoru onda je on vrh. Vrhovi koji su pronađeni iz signala y_pik su prikazani na slici 4.24b. Za crtanje vrhova je korištena naredna *plot* pa se na nekim mjestima može činiti da postoje dva vrha.



Slika 4.15 Lokalni maksimumi i vrhovi u signalu poslije integracije

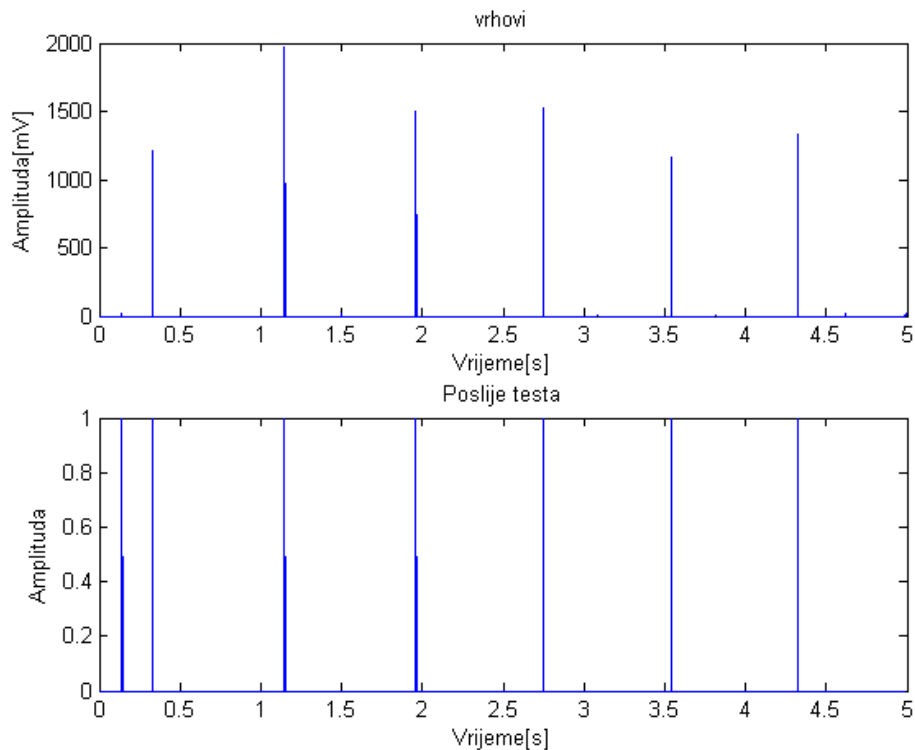
4.3.6 Pragovi i RR intervali

Kao što je već objašnjeno u 4.2.6 na osnovu trenutnih i prethodnih vrijednosti peakova signala tražimo pragove. Da bismo mogli primjeniti search-back tehniku moramo pronaći granicu propuštenog intervala RR MISSED LIMIT. Sve faze vezane za pronalaženje pragova i RR intervala se nalaze u .m filu test.m. Jedina modifikacija koja je unesena u odnosu na jednačine iz 4.2.6 se odnosi na jednačinu 4.21 koja sada glasi

$$\text{THRESHOLDII}(i) = \text{NPKI}(i) + 0.3(\text{SPKI}(i) - \text{NPKI}(i)) \quad (4.39)$$

Ovo je urađeno zbog toga da bi se smanjila osjetljivost detekcije. Kako ovo smanjuje osjetljivost? Kao što se vidi iz jednačine 4.39 najveći dio informacije o pragu nosi informacija o šumu, tj. $\text{NPKI}(i)$. $\text{NPKI}(i)$ je ponekad i nekoliko desetina puta manji od $\text{SPKI}(i)$. Povećanjem faktora množenja za 0.5 povećali smo uticaj $\text{SPKI}(i)$ i samim

tim smanjili osjetljivost detekcije. Isto je urađeno i sa jednačinom 4.21. O osjetljivosti detekcije biće više priče u sljedećem poglavlju. Ukoliko se ustanovi da vrh ispunjava sve uslove da bude detektovan kao QRS kompleks, na njegovom mjestu se stavlja impuls čija je amplituda 1. Ovo je prikazano na slici 4.16. Vidimo da je na samom početku detektovan QRS kompleks iako on tu zaista ne postoji. Ovo se dešava zbog toga što su pragovi u odnosu na koje se donosi odluka da li je neki vrh QRS kandidat, na samom početku obrade signala veoma niski pa se dešava da se vrh šuma detektuje kao da se radi o QRS kompleksu. Inače prve dvije sekunde signala se ne uzimaju u obzir u analizi jer se to vrijeme koristi da bi se postavile ispravne vrijednosti pragova tako da do sličnih problema ne bi dolazilo. Kao i kod predhodne slike i ovdje je korištena naredba *plot* pa se čini da na nekim mjestima postoje dva vrha.



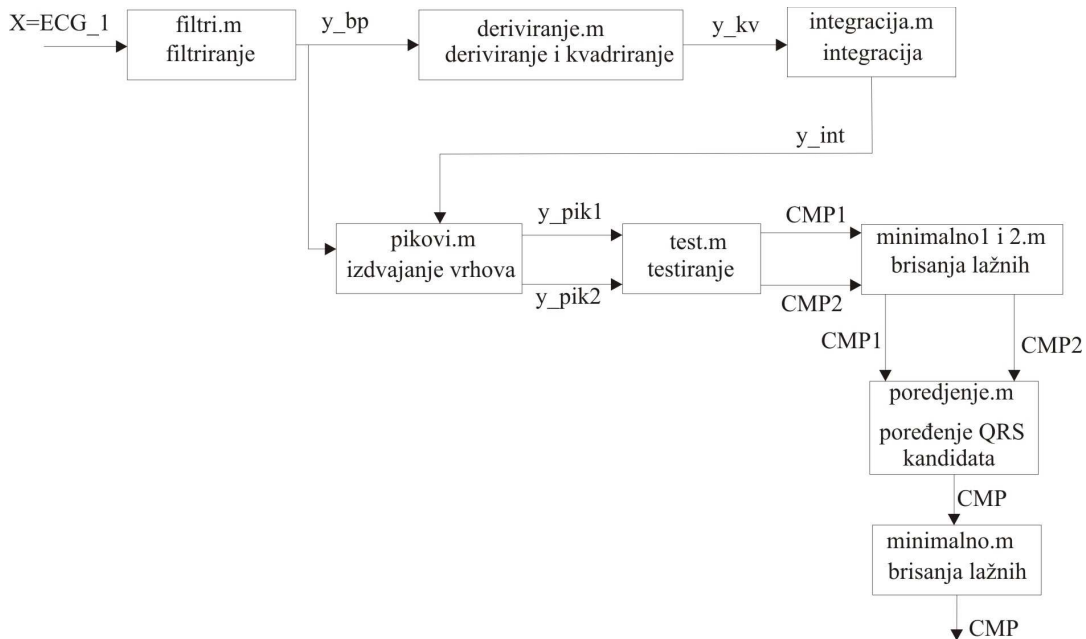
Slika 4.16 Vrhovi i kandidati za QRS komplekse

4.4 Kako radi algoritam?

U prethodnoj glavi smo opisali realizaciju pojedinih koraka u Matlabu. Sada ćemo objasniti kako algoritam radi. Na dijagramu koji je prikazan na slici 4.17 je prikazan tok radnji u toku rada algoritma na način na koji je realizovan u softverskom paketu Matlab. Blokovi predstavljaju pojedine korake. Blok sadrži ime .m fajla koji realizuje korak i to šta radi taj .m fajl.

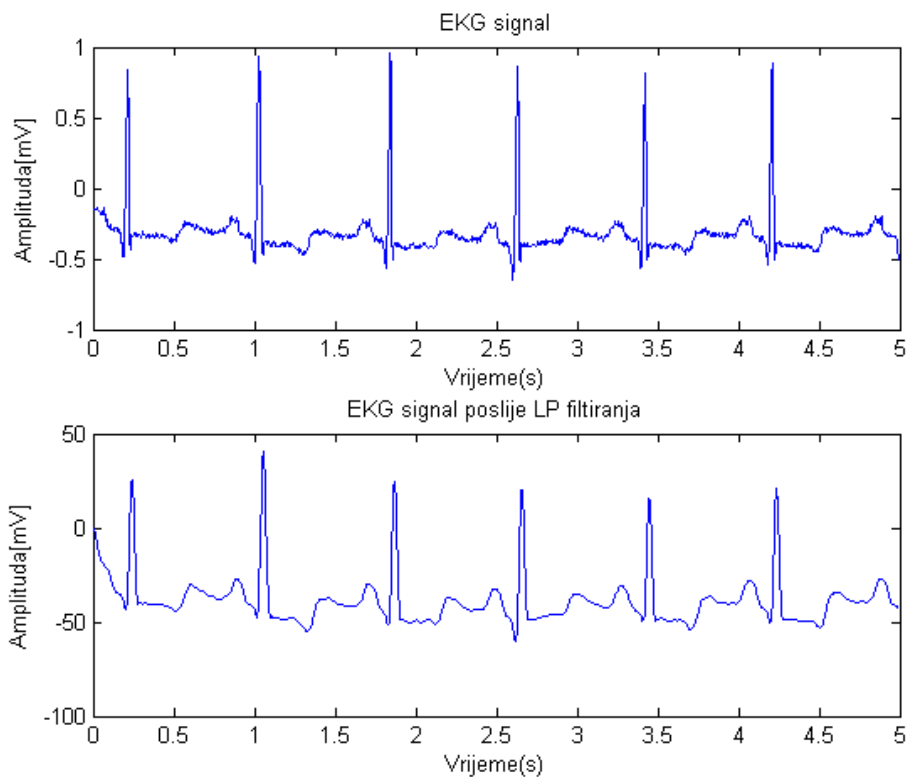
Kao što znamo svaki EKG signal u MIT-BIH bazi ima dva kanala. Kao što smo već rekli analiziraćemo signal koji se dobija sa periferne elektrode II jer ima izraženije QRS komplekse. Stavljeno je da ulazni signal X odgovara tom signalu, tj. $X=ECG_1$. Signal X prvo prolazi kroz niskopropusni filter gdje se mjenja u y_lp a

y_{lp} prolazi kroz visokopropusni filter i na njegovom izlazu postaje y_{bp} . y_{bp} dalje prolazi kroz derivator (y_{der}) potom slijedi kvadriranje (y_{kv}) i integracija (y_{int}). Ovim smo završili sa linearnim filtriranjem i nelinearnom transformacijom. Naredni korak je da iz signala y_{int} pronađemo vrhove nakon čega imamo signal y_{pik1} . Signal y_{pik1} se obrađuje i iz njega dobijamo signal CMP2 koji sadrži QRS kandidate signala koji je prošao sve faze algoritma. Nakon ovoga vršimo obradu signala y_{bp} obrađujući ga tako da i iz njega dobijamo vrhove. Sada je to signal y_{pik2} . y_{pik2} se obrađuje tako da i iz njega dobijemo QRS kandidate koji se nalaze u CMP1. Sada imamo dva signala od kojih svaki ima detektovane talasne oblike EKG signala tako da jesu ili podsjećaju na QRS kompleks. Sjećate se uslova kojeg je postavila sama fiziologija srca? Taj uslov kaže da između dva QRS kompleksa mora biti pauza od najmanje 200 ms, tj. ako se radi o signalu koji je odmjerjen frekvencijom odmjeravanja od 360 Hz, od najmanje 72 odmjerka. Nakon brisanja lažnih QRS kandidata iz signala CMP1 i CMP2 zbog prethodnog uslova, vršimo poređenje ova dva signala. Ukoliko se u okolini impulsa signala CMP1 nađe impuls iz CMP2 onda generišemo impuls koji označava pouzdanu detekciju QRS kompleksa na mjestu gdje se nalazi impuls iz CMP1. Veličina okoline u kojoj posmatramo da li ima zajedničkih QRS kandidata je 60 narednih i 20 prethodnih odmjeraka u odnosu na posmatrani QRS kandidat iz CMP1. Razlog zbog koga generisani impuls stavljamo na mjesto QRS kandidata iz CMP1 je što je taj kandidat dosta bliže lokaciji stvarnog QRS kompleksa nego kandidat iz CMP2 jer je filtrirani signal manje zakašnjen u odnosu na signal koji je prošao sve faze obrade. Ovako generisni impulsi se nalaze u signalu CMP. Čak se i u ovom signalu može potkrasti neki duplo detektovan QRS kompleks. Ovo se dešava kada se u blizini QRS kandidata iz CMP1 sa lijeve ili desne strane nađe više od jednog QRS kandidata iz signala CMP2. Zbog toga je neophodno i iz signala CMP obrisati lažno detektovane QRS . Signal CMP predstavlja pouzdano detektovane QRS komplekse iz signala ECG_1.

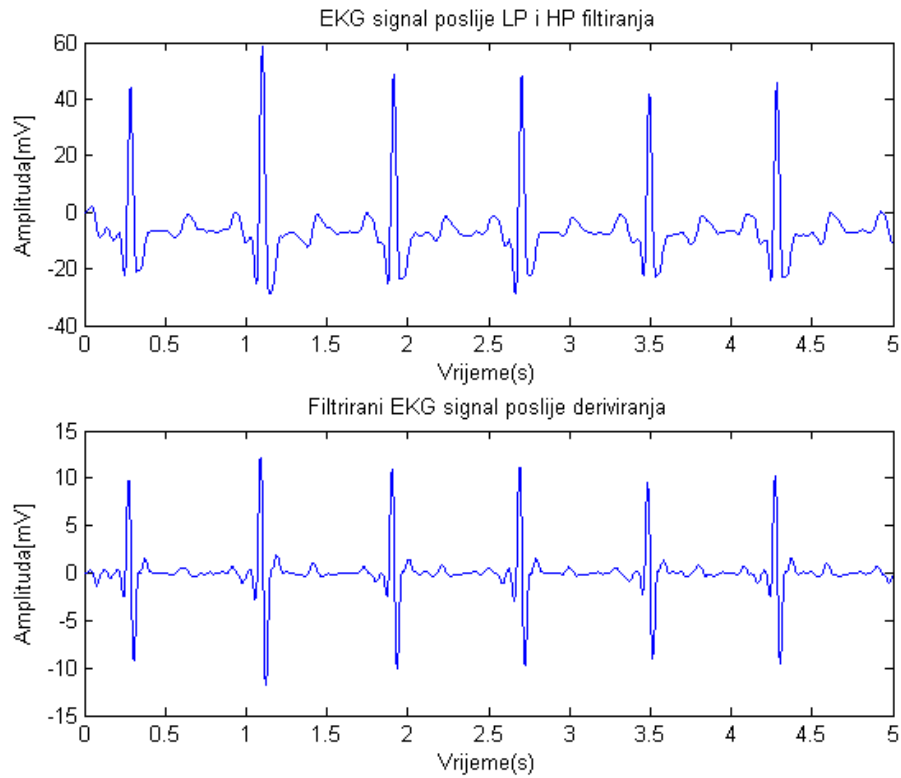


Slika 4.17 Dijagram rada detektora

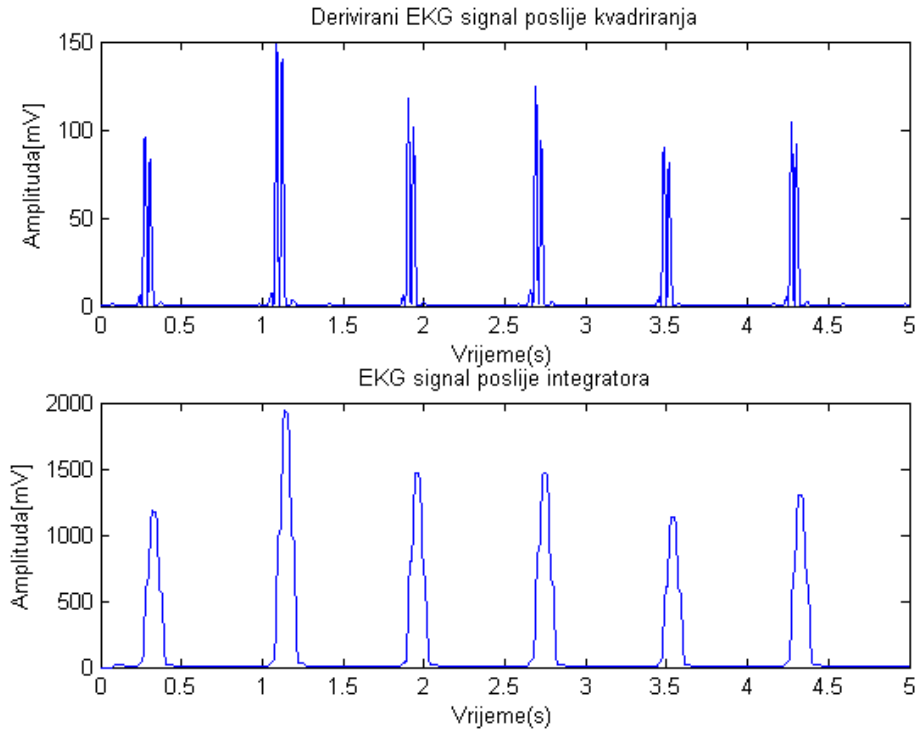
Pokazaćemo i na jednom primjeru kako radi detekcija QRS kompleksa. Čitav algoritam se sastoji od 17 .m fajlova s tim da se koriste još dva fajla koji imaju male modifikacije u odnosu na originalne fajlove. Modifikacije su izvršene u fajlovima analiza.m i PhysioNet_ECG_Exporter.m, a modifikovani fajlovi nose nazive analiza1.m i PhysioNet_ECG_Exporter1.m. Detekcija počinje pokretanjem fajla analiza.m. Na početku je neophodno unijeti lokaciju MIT-BIH baze, ime snimka kojeg želimo analizirati i željeni vremenski interval kojeg želimo analizirati. Zbog jednostavnosti i preglednosti korist ćemo signal 100 i to u trajanju od 5 sekundi. Na slikama od 4.18 pa do 4.20 se nalaze signali poslije faza linearnog filtriranja i nelinearne transformacije. Na slikama 4.21-4.25 su prikazane faze traženje lokalnih maksimuma, vrhova, testiranje vrhova na pragove i konačno dobijanje QRS kandidata za signal koji je prošao sve faze linearnog filtriranja. Na slikama 4.26-4.30 su prikazane faze traženje lokalnih maksimuma, vrhova, testiranje vrhova na pragove i konačno dobijanje QRS kandidata za signal koji nije prošao sve faze linearnog filtriranja. Na slici 4.31 su prikazani QRS kandidati i pouzdani QRS kompleksi. Crvenom bojom su označeni oni kandidati koji su iz signala CMP2 a plavom oni iz CMP1. Vidimo da su kandidati iz CMP1 većinom lažni. Na slici 4.32 je prikazan EKG signal i pouzdano detektovani QRS kompleksi.



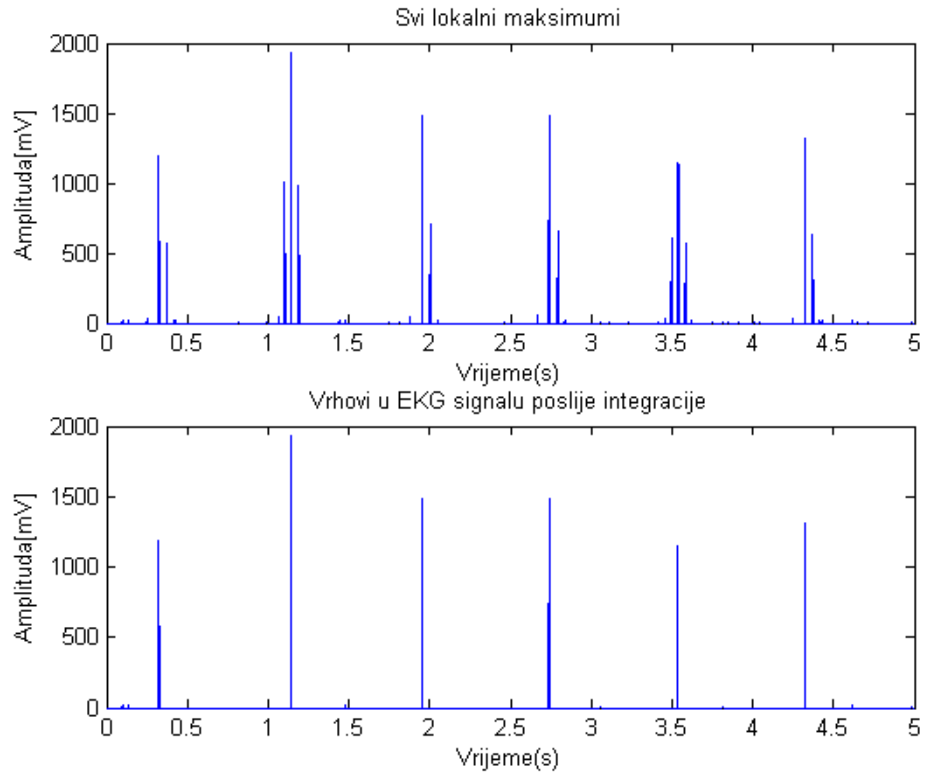
Slika 4.18 Originalni EKG signal i signal poslije NP filtra



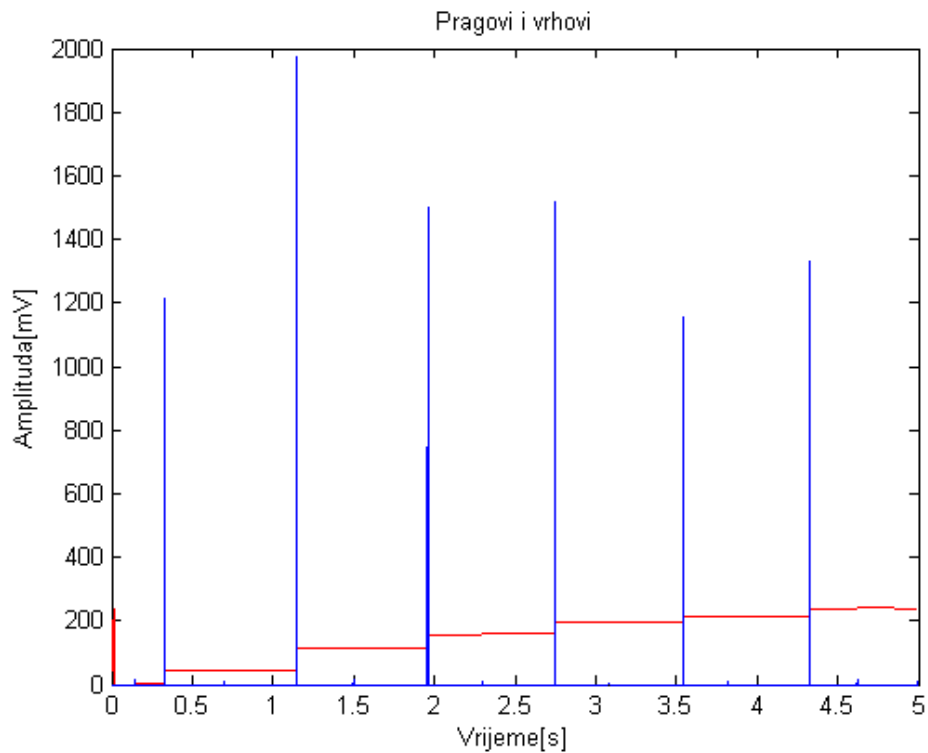
Slika 4.19 Signal nakon HP filtra i signal nakon deriviranja



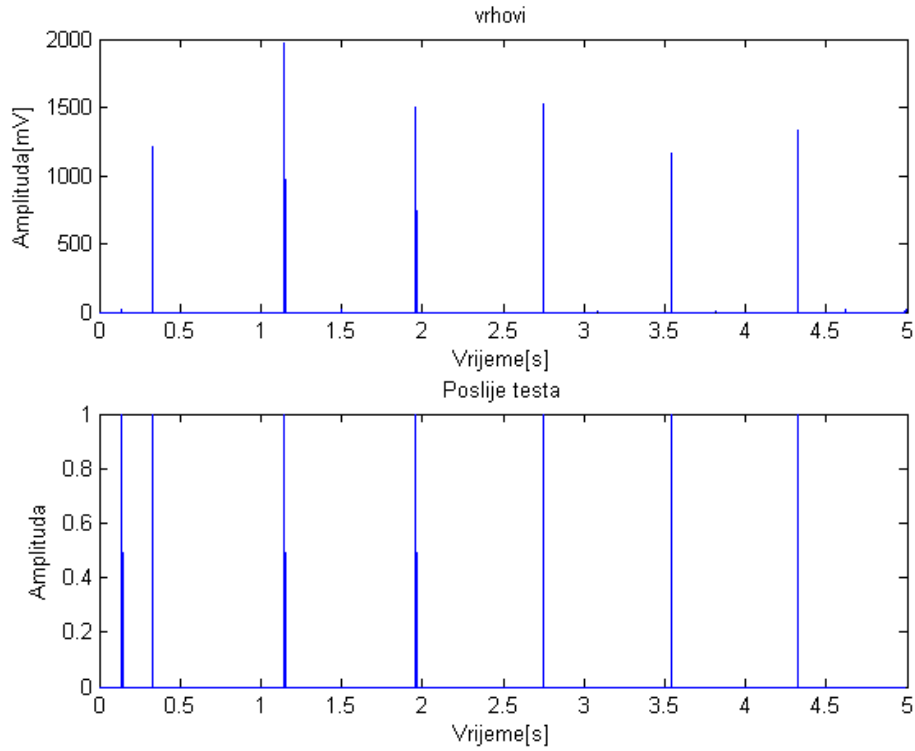
Slika 4.20 Signal nakon kvadriranja i signal nakon integratora



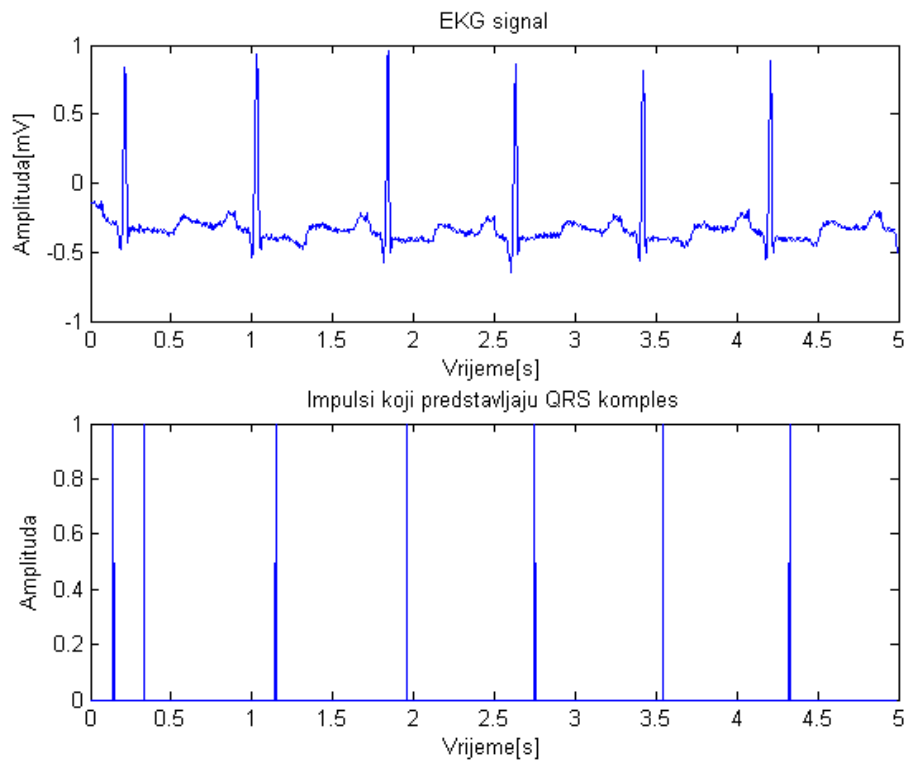
Slika 4.21 Signal nakon izdvajanja lokalnih maksimuma i signal nakon određivanja vrhova



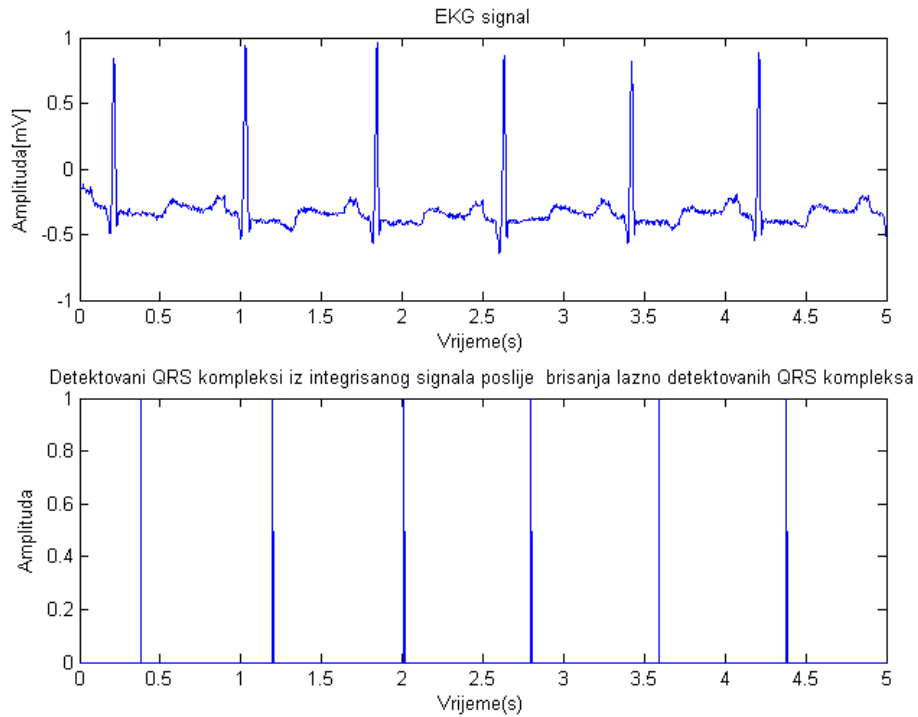
Slika 4.22 Plavom bojom su označeni vrhovi a pragovi na koje se testiraju vrhovi su označeni crvenom bojom



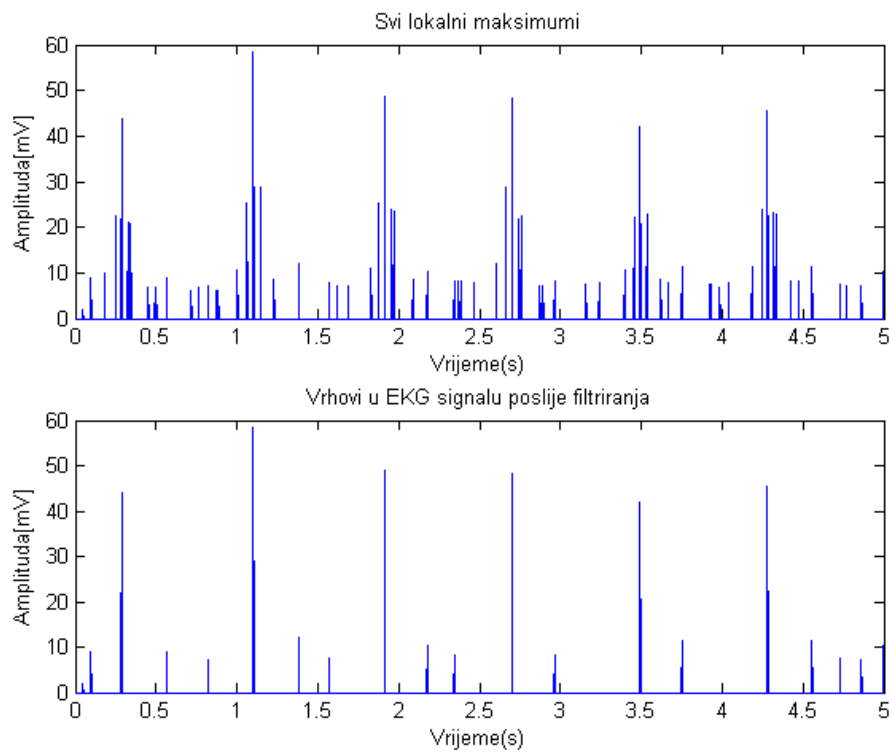
Slika 4.23 Vrhovi nakon integracije i kandidati za QRS komplekse



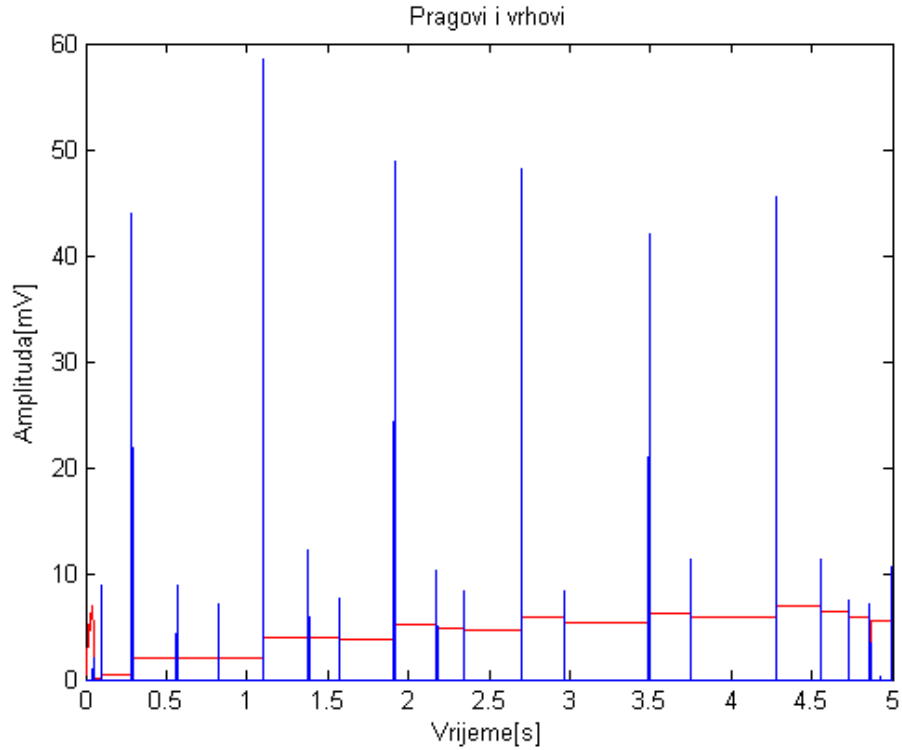
Slika 4.24 Originalni EKG signal i kandidati za QRS komplekse dobijeni iz integrisanog signala



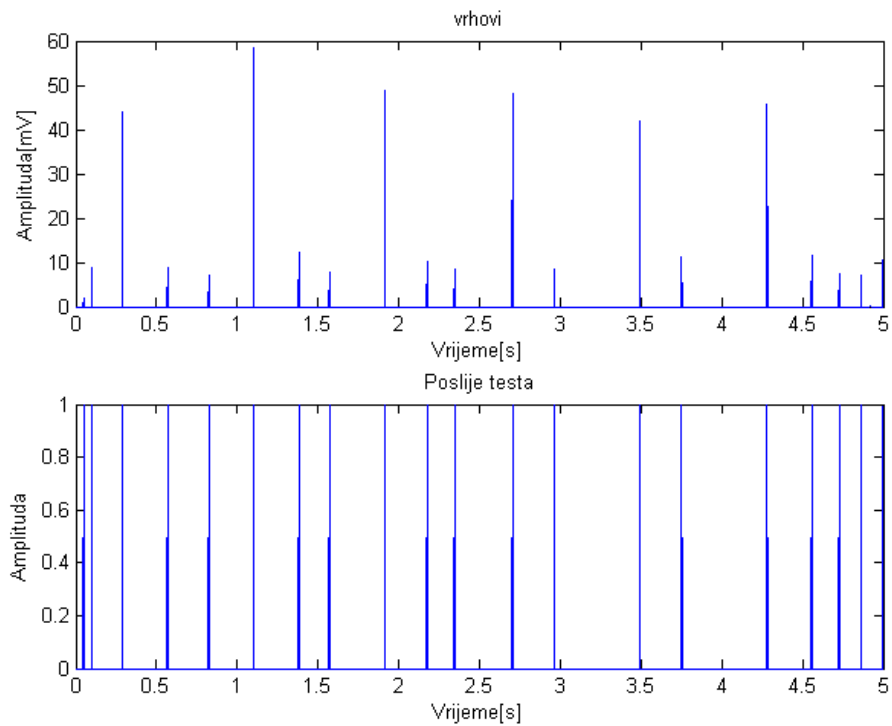
Slika 4.25 Originalni EKG signal i kandidati za QRS komplekse nakon brisanja lažno detektovanih QRS kompleksa



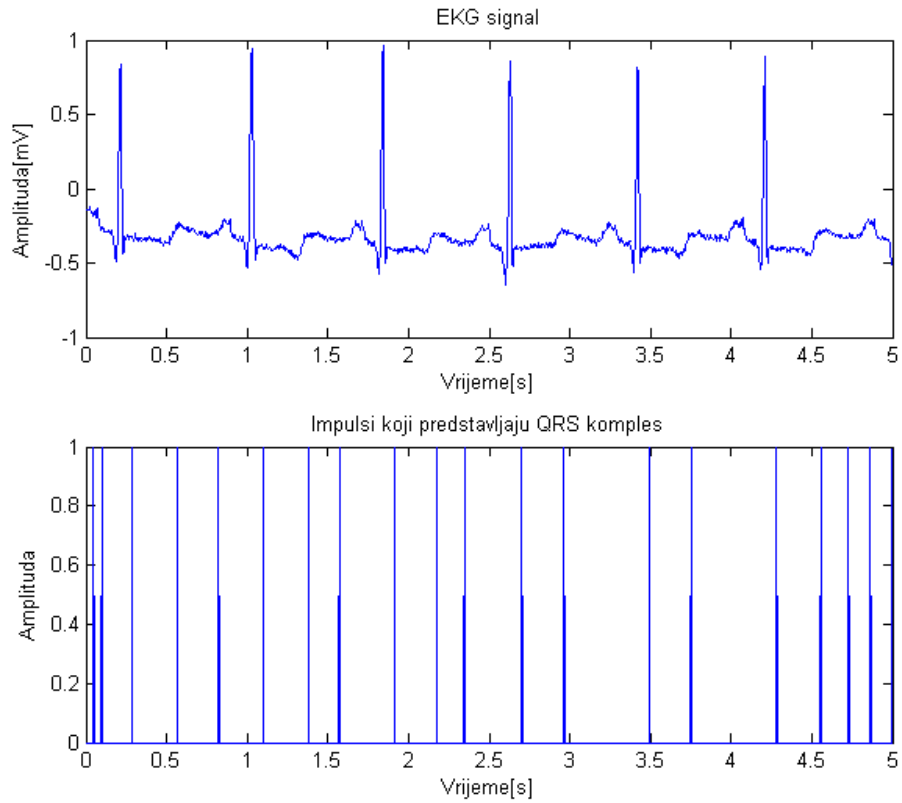
Slika 4.26 Lokalni maksimumi dobijeni iz filtriranog signala i vrhovi koji im odgovaraju



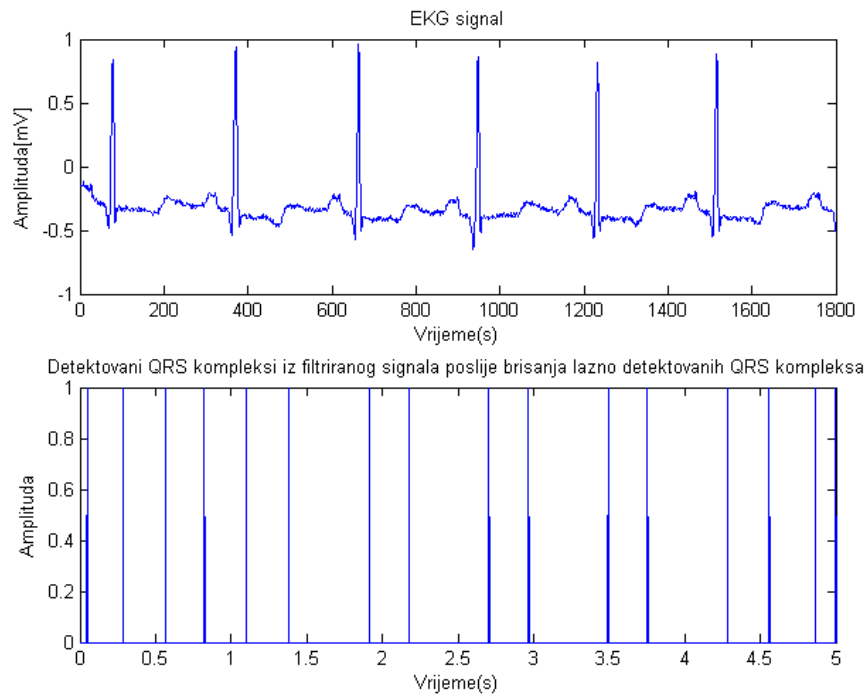
Slika 4.27 Plavom bojom su označeni vrhovi dobijeni iz filtriranog signala a pragovi na koje se testiraju vrhovi su označeni crvenom bojom



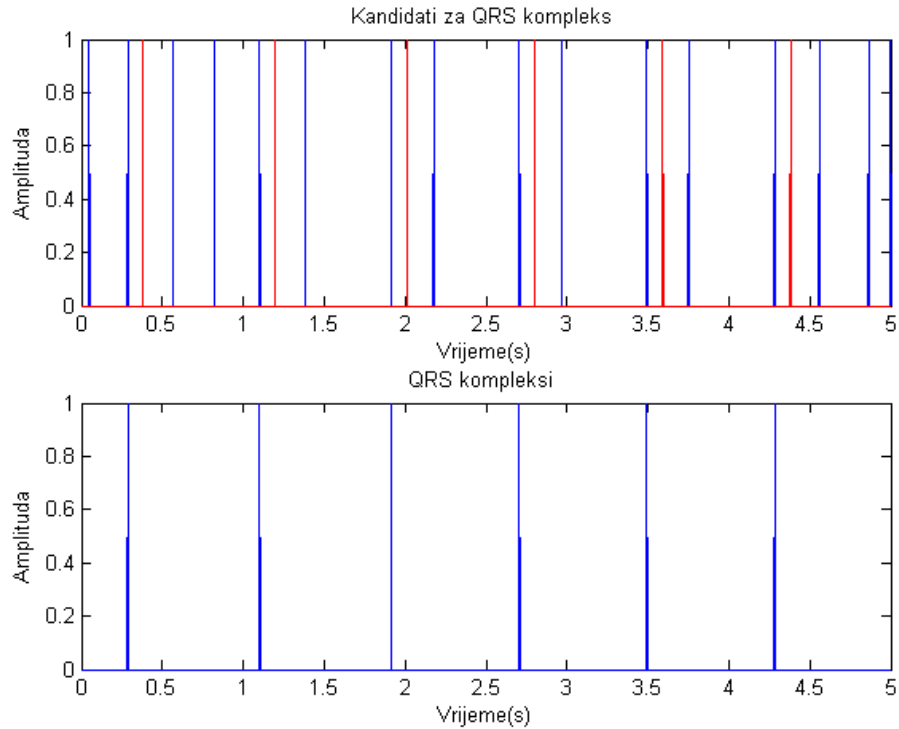
Slika 4.28 Vrhovi nakon filtriranja i kandidati za QRS komplekse



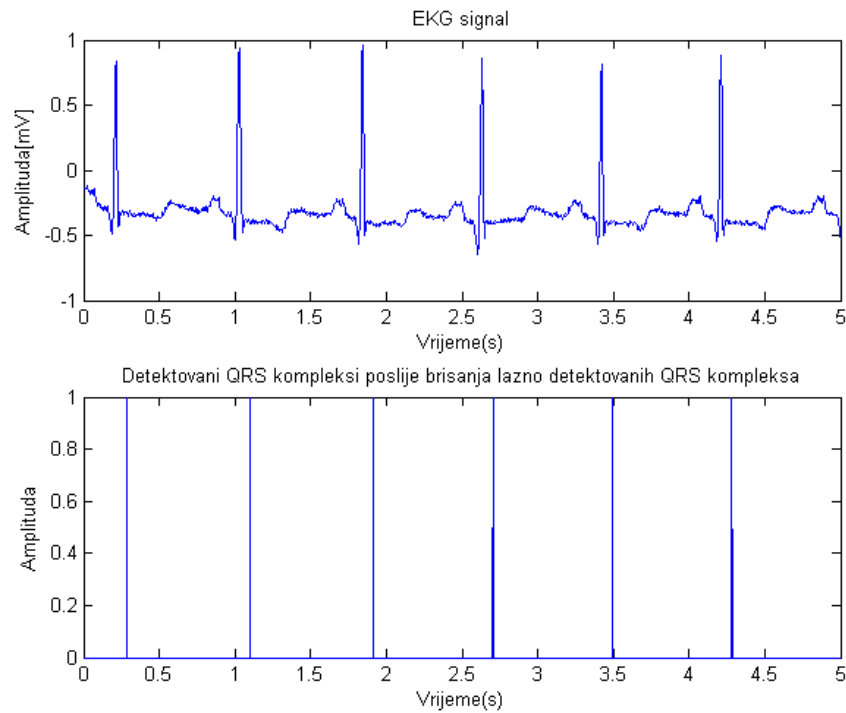
Slika 4.29 24 Originalni EKG signal i kandidati za QRS komplekse nakon filtriranja



Slika 4.30 Originalni EKG signal i kandidati za QRS komplekse nakon brisanja lažno detektovanih QRS kompleksa



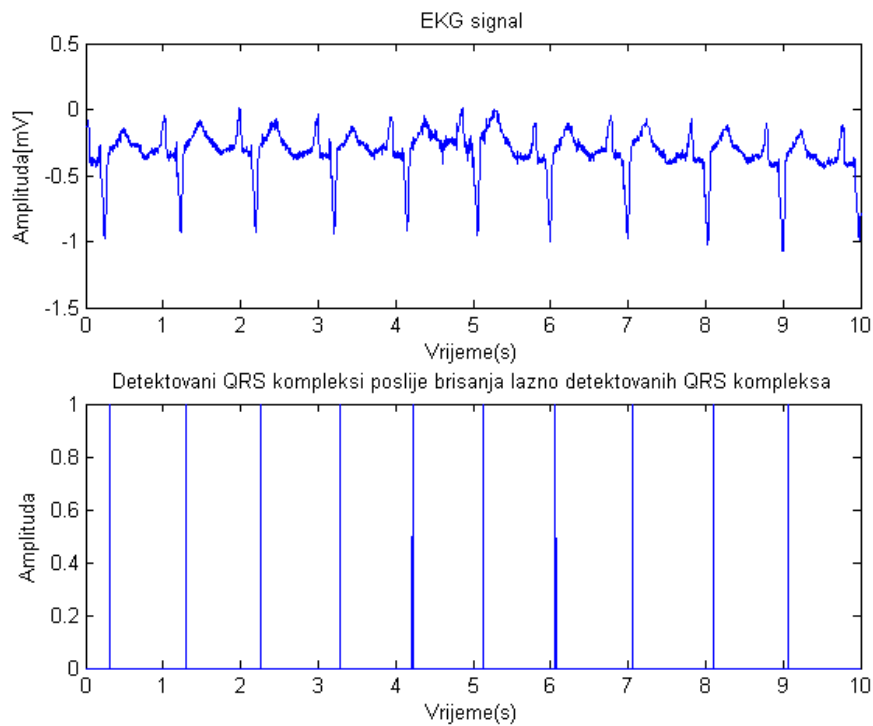
Slika 4.31 Na gornjoj slici su plavom bojom označeni QRS kandidati dobijeni iz signala poslije filtriranja a crvenom kandidati nakon integracije. Na donjoj slici su prikazani pouzdano detektovani QRS kompleksi



Slika 4.32 Originalni EKG signal i pouzdano detektovani QRS komplekse nakon brisanja lažno detektovanih QRS kompleksa

Iz predhodnih slika možemo zaključiti da iz signala koji je samo prošao fazu filtriranja imamo dosta više QRS kandidata (slike 4.28 i 4.29) i kada bismo koristili signal koji je prošao samo filtriranje imali bismo dosta više lažnih detekcija QRS kompleksa.

Nažalost, nisu svi EKG signali oblika kako što je to bio signal koji smo predhodno analizirali. U MIT-BIH bazi se nalaze i signali sa izraženim P i T talasima, sa obrnutim QRS kompleksima, sa izraženim smetnjama, itd. Pogledajmo rezultate za neki od njih, npr. signale 108, 119 i 221. Nećemo davati sve segmente obrade signala kao što smo to uradili u pokaznom primjeru već samo izlaze. Zbog bolje preglednosti ovi signali traju 10 sekundi. Signal 108 ima obrnut QRS kompleks i izražen T talas i njegov ritam se ne mijenja. Kao što vidimo sa slike 4.34 uspjeli smo da ispravno detektujemo QRS komplekse. Ovo je prije svega moguće jer QRS kompleks i dalje ima najveću strminu u cijelom EKG signalu a nakon kvadriranja to dodatno naglašavamo.



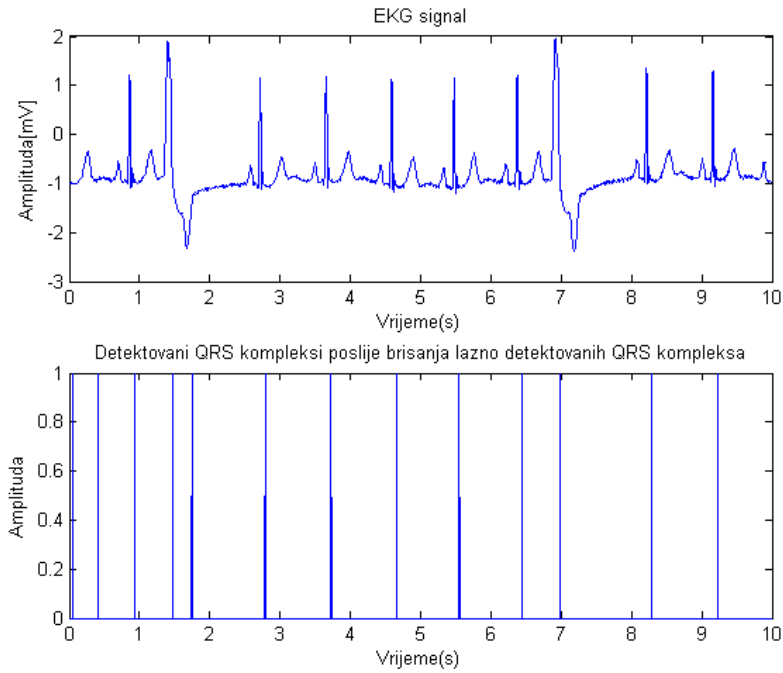
slika 4.34 Signal 108 i rezultati za njega

Signal 119 ima izražen jedan QRS kompleks i tada dolazi do promjene ritma. Kao što vidimo sa slike 4.35 uspjeli smo da tačno detektujemo QRS komplekse. Ovo je moguće zbog toga što su svi QRS dosta velike amplitude pa pragovi odgovaraju izraženim QRS kompleksima. Prve dvije sekunde signala se ne uzimaju u obzir jer je to kao što smo već rekli vrijeme za koje je algoritam "uči".

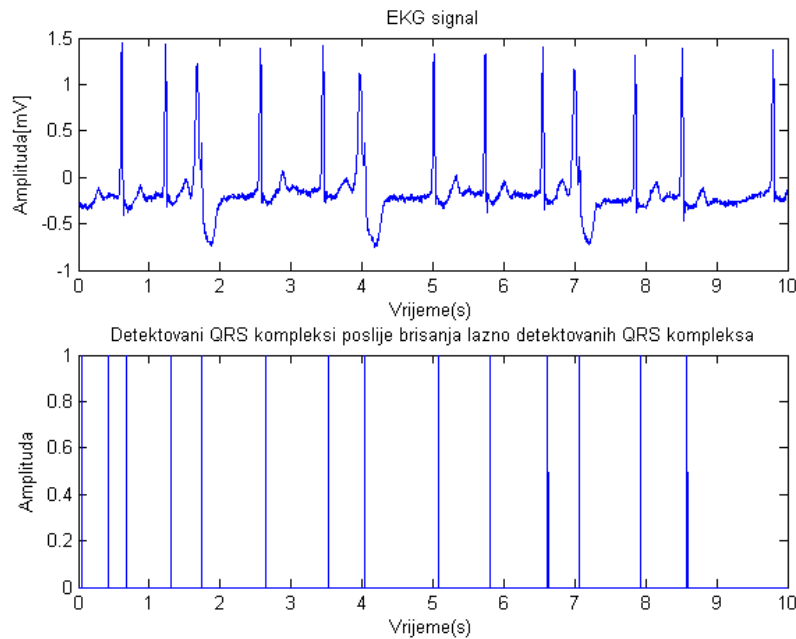
Signal 221 ima promjenjiv ritam ali se ta promjena dešava svakih 5-6 sekundi i amplituda QRS kompleksa koji prethodi promjeni ritma je veća od ostalih amplituda QRS kompleksa ali i za ovaj signal se uspijevaju ispravno detektovati QRS kompleksi.

Nažalost, postoje neki signali kod kojih nije moguće napraviti ispravnu detekciju svih QRS kompleksa. Jedan od ovakvih signala je 207. QRS kompleksi su čudnog oblika

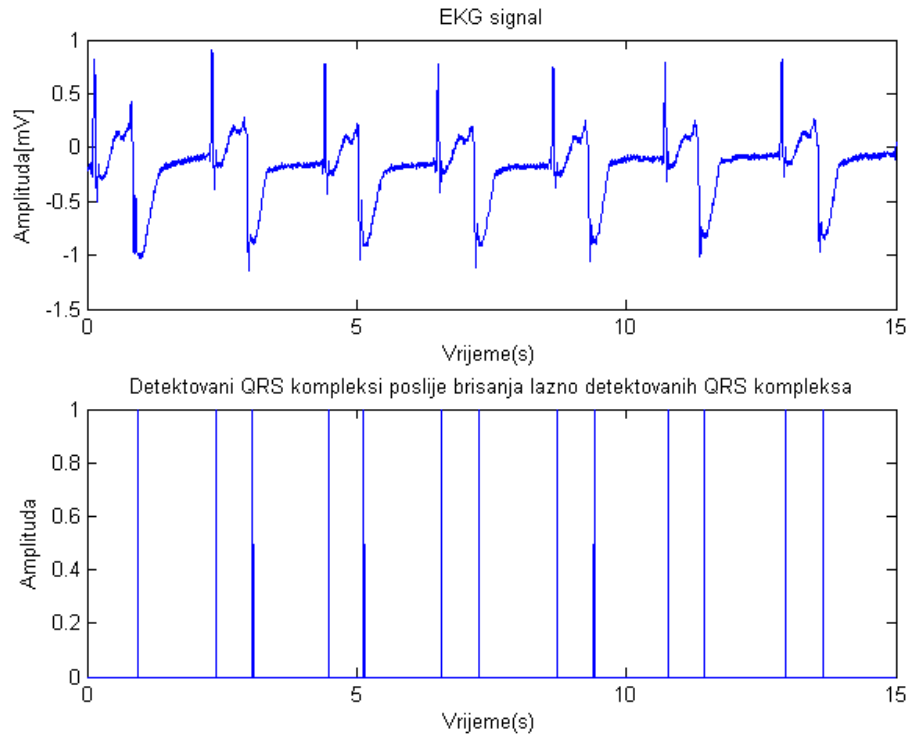
što je prikazano na slici 4.37 ali se kod njega se u jednom trenutku izgubi talasni oblik QRS kompleksa kao što je prikazano na slici 4.38. Kao što vidimo na slici, prikazani signal uopšte ne izgleda kao da se radi o EKG signalu. U tom trenutku nije više moguće pouzdano detektovati QRS kompleks iako je u MIT-BIH bazi označeno da oni postoje na tom mjestu. Sjećate se da ovaj algoritam izdvaja informacije o strmini, širini i amplitudi .



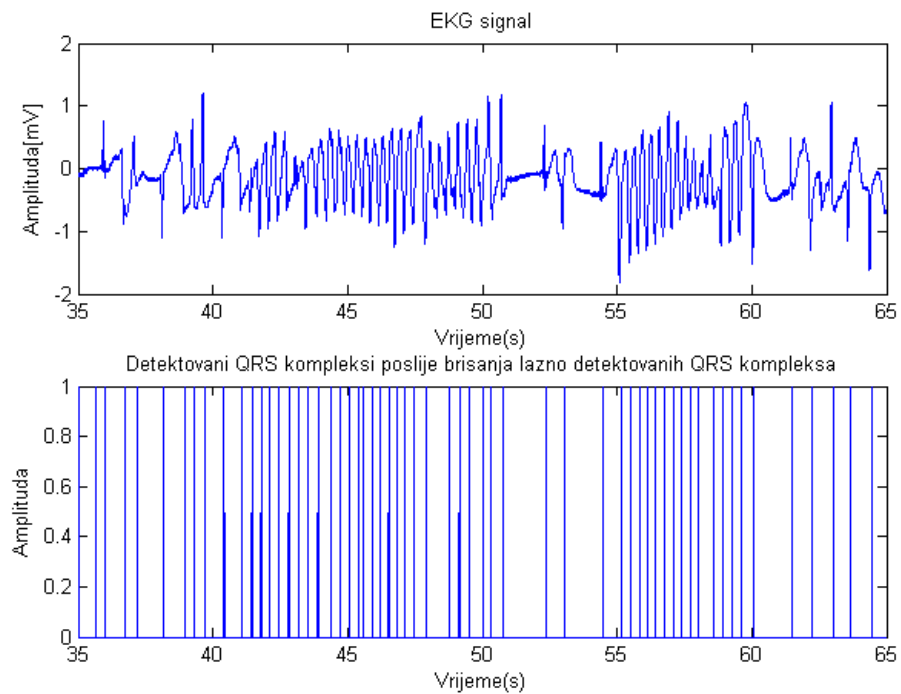
Slika 4.35 Signal 119 i rezultati za njega



Slika 4.36 Signal 221 i rezultati za njega

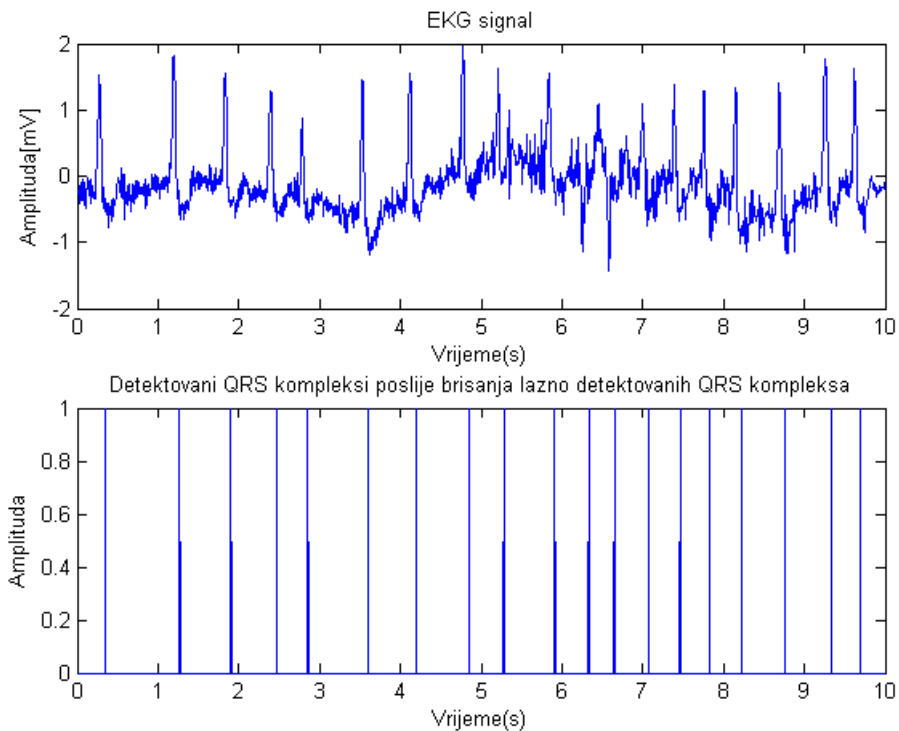


Slika 4.37 Dio signala 207 i rezultati za njega



Slika 4.38 Dio signala 207 i rezultati za njega

Označeni QRS kompleksi se nalaze na mjestima koja nemaju najveću strminu u signalu i zbog toga se javlja problem u pouzdanosti detekcije. Mogli bismo reći da smo ispravno detektovali dijelove signala sa najvećom strminom ali ne i same lokacije QRS kompleksa.



Slika 4.39 Signal 203 i rezultati za njega

Još jedan zanimljiv signal je 203 i njegovi rezultati se nalaze na slici 4.39. Kao što vidite ovaj signal ima jako izražen šum i neki od njegovih QRS kompleksa su invertovani. Kao što vidite uspješno smo detektovali QRS komplekse.

Da bismo uspjeli ispitati koliko smo uspješno uradili posao detekcije, moramo pokrenuti .m fajl statistika.m. On ispituje da li smo na pravim mjestima detektovali QRS komplekse ili ne. U samoj MIT-BIH bazi postoje oznake sa ispravnim lokacijama QRS kompleksa. Za određivanje ovih lokacija je bio zadužen tim kardiologa. Poređenjem lokacija QRS kompleksa koji su označeni u MIT-BIH bazi sa lokacijama impulsa u signalu CMP koji predstavljaju ispravno detektovane QRS komplekse, dobijamo informaciju da li je određeni QRS kompleks ispravno detektovan, da li njegova detekcija nije bila uspješna ili je algoritam detektovao nešto što nije QRS kompleks. U tabeli 2 je data statistika za detekciju ispravnih, lažno pozitivnih (FP) i lažno negativnih (FN) QRS kompleksa na dužini signala od 30 minuta kada je prozor za integraciju širok 35 odmjeraka a u tabeli 3 kada je širok 54 odmjerka. Prve dvije sekunde signala služe za učenje algoritma tako da taj dio signala ne ulazi u razmatranje kada se radi statistika pa zbog toga baza na kojoj je testiran algoritam ima 108284 a ne 116 137 QRS kompleksa koliko ih ukupno ima u MIT-BIH bazi. Nažalost signali 201 i 232 nisu bili ispravni za analizu jer su oštećeni.

Tabela 2. Rezultati koje smo dobili koristeći Pan-Tompkinsov algoritam za detekciju QRS kompleksa na standardnoj MIT-BIH bazi za aritmiju kada je širina integracijskog prozora 35 odmjeraka

Oznaka signala	Ukupno QRS kompleksa	FP	FN	Loše detekcije	Loše detekcije (%)
100	2262	0	1	1	0.04
101	1865	3	6	9	0.48
102	2181	1	19	20	0.92
103	2082	0	12	12	0.5
104	2300	24	81	105	4.5
105	2680	91	137	228	8.5
106	2089	15	84	99	4.74
107	2130	0	3	3	0.14
108	1815	106	303	409	22.53
109	2523	4	11	15	0.59
111	2124	394	61	455	21.42
112	2538	0	10	10	0.35
113	1787	1	2	3	0.17
114	1881	1064	17	1081	57.5
115	1952	0	7	7	0.36
116	2410	2	89	91	3.78
117	1531	0	3	3	0.2
118	2290	0	22	22	0.96
119	2085	0	108	108	5.18
121	1866	1	14	15	0.8
122	2467	0	1	1	0.04
123	1511	0	3	3	0.19
124	1625	1	32	33	2.03
200	2779	1	193	194	6.98
202	2136	4	17	21	0.98
203	3095	102	249	351	11.34
205	2660	1	14	15	0.56
207	2372	17	292	309	13.03
208	3026	4	112	116	3.83
209	3040	0	41	41	1.34
210	2672	5	48	53	1.98
212	2751	1	14	15	0.54
213	3279	0	50	50	1.52
214	2284	4	35	39	1.70
215	3385	1	42	43	1.27
217	2271	5	78	83	3.65
219	2302	0	161	161	7.0
220	2058	0	20	20	0.97
221	2451	0	49	49	2
222	2621	126	291	417	15.91
223	2632	2	45	47	01.79
228	2132	16	346	362	16.97
230	2453	0	208	208	8.47

231	2002	0	439	439	21.92
233	3138	0	85	85	2.71
234	2752	1	10	11	0.42
46 signala : 108285		1997	3865	5862	5.41

Kao što se vidi iz tabele 2, realizacijom u Matlabu smo od ukupno 108285 QRS kompleksa pogrešno detektovali 5862 ili 5.41 % QRS kompleksa i to lažno negativnih 3865 ili 3.5 %, lažno pozitivnih 1997 ili 1.8 % QRS kompleksa. Iz tabele 2 vidimo da su dobijeni izrazito loši rezultati za signale 108, 111, 114, 228 i 231. Uzroci za ovo su različiti. Kod signala 108 je riječ o obrnutim QRS kompleksima i izraženom T talasu. Kod signala 228 je razlog nagla promjena amplitude QRS kompleksa u nekim dijelovima signala. Kod signala 231 je razlog promjena srčanog ritma i izražen T talas. Kod signala 111 i 114 se radi o izraženom T talasu. Ovo se odražava na vremena učenje algoritma i u većini slučajeva kada vrijeme učenja prođe, detekcija je ispravna.

U tabeli 3 su date statistike kada je širina integracijskog prozora 54 odmjerka

Oznaka signala	Ukupno QRS kompleksa	FP	FN	Loše detekcije	Loše detekcije (%)
100	2261	0	10	10	0.44
101	1865	2	7	9	0.48
102	2181	1	4	5	0.23
103	2082	1303	6	1309	62.87
104	2300	57	79	136	5.91
105	2680	82	135	217	8.1
106	2089	311	76	387	18.53
107	2130	0	5	5	0.23
108	1815	38	266	304	16.75
109	2523	0	3	3	0.12
111	2124	173	62	235	11.06
112	2538	0	10	10	0.39
113	1787	1	2	3	0.17
114	1881	1067	18	1085	57.68
115	1952	0	7	7	0.36
116	2410	2	43	45	1.87
117	1531	0	3	3	0.2
118	2290	1	21	22	0.96
119	2085	0	108	108	5.18
121	1866	0	12	12	0.64
122	2467	0	2	2	0.08
123	1511	0	3	3	0.2
124	1625	1	16	17	1.05
200	2779	2	192	194	6.98
201	2136	5	13	18	0.84
202	3095	42	239	281	9.07

203	2660	1	14	15	0.56
205	2372	49	306	355	14.96
208	3026	3	111	114	3.76
209	3040	0	50	50	1.64
210	2672	6	51	57	2.13
212	2751	1	13	14	0.50
213	3279	1	51	52	1.58
214	2284	3	36	39	1.70
215	3385	18	43	61	1.80
217	2271	6	80	86	3.78
219	2302	1	139	140	6.08
220	2058	0	20	20	0.97
221	2451	0	51	51	2.08
222	2621	80	259	339	12.93
223	2632	0	39	39	1.48
228	2132	210	117	327	15.33
230	2453	0	208	208	8.47
231	2002	0	439	439	21.92
233	3138	2	84	86	2.74
234	2752	1	11	12	0.43
46 signala : 108284		3470	3464	6934	6.41 %

Kao što se vidi iz tabele 3, realizacijom u Matlabu smo od ukupno 108284 QRS kompleksa pogrešno detektovali 6.41 % QRS kompleksa i to lažno negativnih 3464 ili 3.2 %, lažno pozitivnih 3470 ili 3.2 % QRS kompleksa. Iz tabele 3 vidimo da su dobijeni izrazito loši rezultati za signale 103, 114 i 231. Kao i u predhodnom slučaju problem predstavljaju izraženi T talasi. Primjetimo da su za npr. signal 103 dobijeni odlični rezultati kada je širina prozora integracije 35 odmjeraka i greška detekcije je tada 0.5 %.

Poredeći rezultate iz tabela možemo zaključiti da se bolji rezultati dobijaju kada je prozor integracije širine 35 odmjeraka. Razlog za ovo je to što užim prozorom informacije koje daju QRS kompleksi i koju daju T talasi nisu predstavljene istim vrhom nakon integracije. Vrhom je predstavljena samo informacija koja nam je potrebna, a to je informacija o QRS kompleksu. Širim prozorom integracije se informacije o QRS kompleksu i T talasu spajaju u jednu i predstavljene su jednim vrhom. Za signale koji imaju normalan srčani ritam i kojima se amplituda ne mjenja naglo vrijeme učenja traje veoma kratko i za njih se postiže visok stepen detekcije.

5. ZAKLJUČAK

Naučna oblast koja se bavi softverskom detekcijom QRS kompleksa je relativno mlada. Iako se ovom temom ljudi bave već nekih 30-ak godina, još niko nije smislio algoritam koji će uspjeti da 100% uspješno detektuje QRS komplekse, a najbolji algoritmi su uspjeli ispravno detektovati čak više od 99 % QRS kompleksa. Jedan od ovih algoritama je i algoritam koji su izumili Pan i Tompkins i koga sam realizovao korištenjem softverskog paketa Matlab što je i bio cilj ovog diplomskog rada.

Ovaj algoritam spada u real-time algoritme i odluke o detekciji donosi na osnovu informacija o širini, strmini i amplitudi QRS kompleksa. Primjenom niskih pragova smo povećali osjetljivost detekcije mada to u nekim slučajevima nije toliko ni poželjno. Algoritam je testiran na MIT-BIH bazi za aritmiju i ispravno je detektovao 93.69 % i 94.59 % QRS kompleksa za slučajeve kada je širina integracijskog prozora 54, tj. 35 odmjeraka, respektivno. Dobijeni rezultati pokazuju da se uspio dostići visok postotak uspješne detekcije ali ne onakav kakav su postigli Pan i Tompkins. Pokazalo se da algoritam odlično detektuje QRS komplekse u signalima kod kojih nema brze promjene srčanog ritma, anomalija u obliku QRS kompleksa kao i nagloj promjeni njegove amplitude. Za signale koji imaju neke od gore navedenih nedostataka, algoritam u najvećem broju slučajeva dosta sporije “uči” i to je glavni razlog nepostojanja detekcije QRS kompleksa ili preosjetljivosti detekcije istih što se direktno odražava na pouzdanost detekcije. Rezultati takođe pokazuju da kada jednom algoritam “nauči” da detektuje, on to više radi bez problema. Pan-Tompkinsov algoritam spada u grupu algoritama koji bi trebalo da podjednako dobro vrše detekciju QRS kompleksa kako u signalima sa gore navedenim nedostacima tako i u signalima koji nemaju te nedostatke, tj. da je univerzalan. Ovo je možda i glavni nedostatak ovog algoritma jer želeći da bude dobar za EKG signale svih mogućih oblika, on jednostavno ne uspijeva da ispuni iste zahtjeva za sve te signale a to su pouzdanost detekcije i vrijeme za koje se ostvaruje ta pouzdanost. Kada bi postojao poseban algoritam koji bi vršio detekciju QRS kompleksa samo za signale sa izraženim T talasom, poseban za signale sa obrnutim QRS kompleksom i poseban za normalne signale postotak greške detekcije bi bio daleko manji. Ostaje činjenica da i pored silnog napretka u tehnologiji, neke stvari uključujući i ovu, još uvijek sa 100 % tačnosti može jedino da uradi dobro istreniran čovjek.

Prilog

U prilogu su dati Matlab kodovi koji korišteni u radu. Za svaki .m fajl ćemo kratko opisati šta radi.

analiza.m-pokretanjem ovog fajla pokrećemo cijelu analizu signala. On poziva sve ostale.m fajlove potrebne za analizu.

Kod:

```
%potrebno je pokrenuti sljedeci m file PhysioNet_ECG_Exporter
PhysioNet_ECG_Exporter
%ulazni parametri su :
%D:\Boris Bardak\baza
%G:\My Documents\boris skola\diplomski\baza
%ime fajla i njegova duzina
%svaki fajla ima dva EKG kanala.Mi testiramo sve na jednom kanalu.
```

```
x=EKG_1;
n=0:length(x)-1;

%filtriranje
filtri
sekunde
%l=1:length(x);
subplot(211),plot(l,x)
title('EKG signal');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
subplot(212),plot(l,y_lp)
title('EKG signal poslije LP filtiranja');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
figure
subplot(211),plot(l,y_hp)
title('EKG signal poslije LP i HP filtiranja');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
```

deriviranje% i kvadriranje

```
subplot(212),plot(l,y_der)
title('Filtrirani EKG signal poslije deriviranja');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
figure
subplot(211),plot(l,y_kv)
title('Derivirani EKG signal poslije kvadriranja');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
```

```

integracija
subplot(212),plot(1,y_int)
title('EKG signal poslije integratora');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
%analiza za signal poslije integracije
pikovi
test
CMP2=y_cmp;
minimalno2
%analiza za signal poslije filtriranja
y_int=abs(y_hp);
pikovi
test
CMP1=y_cmp;
minimalno1
poredjenje
minimalno
statistika

```

PhysioNet_ECG_Exporter.m-ovaj fajl se koristi da bi se učitali EKG signali iz MIT-BIH baze.

Kod:

```

%*****
*****
% James Lamberg 28Apr05
% EE 5821 Biomedical Modeling
% Imports a .dat file containing two signals in PhysioNet format 212
% Outputs a .MAT matrix
% The matrix can then be used in the Wavelets toolbox.
% This program is based on rddata.m by Robert Tratnig.
% The algorithm was based on a program written by Klaus Rheinberger.
% 10May05 - Updated so output file name was how I wanted it
% 17 May 2005 - Added check that input contains exactly two signals -- GBM
%*****
*****
clc; clear all; close all;
%*****
*****
% Get Data & User Inputs
%*****
*****
PATH = input('Path Where Data Is Stored, Else Leave Blank = ','s');
FILE = input('ECG File Name = ','s');    % Input String Filename
HEADERFILE = strcat(FILE,'.hea');        % Header In TXT Format
ATRFIL = strcat(FILE,'.atr');            % Attributes In Binary Format
DATAFILE = strcat(FILE,'.dat');          % ECG Data File
SAMPLESTART = input('ECG Start Time = ','s');
SAMPLEEND = input('ECG End Time = ','s');

```

```

SAMPLESTART_1 = str2num(SAMPLESTART);    % The Start Time In Seconds
SAMPLEEND_1 = str2num(SAMPLEEND);      % The End Time In Seconds
%*****
*****

% Load Header Data
%*****
*****

fprintf(1, '\n$> WORKING ON %s ... \n', HEADERFILE);
signalh = fullfile(PATH, HEADERFILE);
fid1 = fopen(signalh, 'r');
z = fgetl(fid1);
A = sscanf(z, '%*s %d %d %d', [1, 3]);
nosig = A(1);          % Number Of Signals
if nosig ~= 2
    error('Error: Input must have exactly 2 signals');
end;
sfreq = A(2);          % Sample Rate Of Data
SAMPLESTART_2 = sfreq * SAMPLESTART_1;  % Samples/Second * Seconds
SAMPLEEND_2 = sfreq * SAMPLEEND_1;      % Samples/Second * Seconds
clear A;
for k = 1:nosig
    z = fgetl(fid1);
    A = sscanf(z, '%*s %d %d %d %d %d', [1, 5]);
    dformat(k) = A(1);          % Format - 212 Only
    gain(k) = A(2);            % Integers Per mV
    bitres(k) = A(3);          % Bit Resolution
    zeroval(k) = A(4);         % Value Of ECG Zero Point
    firstval(k) = A(5);        % First Value Of Signal
end;
fclose(fid1);
clear A;
%*****
*****

% Fix Minor Data Problems
%*****
*****

if SAMPLESTART_2 == 0          % If User Starts At Zero
    SAMPLESTART_2 = 1;        % We Start At The First Entry
end;
if SAMPLEEND_1 == 0           % If User Wants To End At Zero
    error('Error: Results In No ECG Data');
end;
if SAMPLESTART_1 < 0 | SAMPLEEND_1 < 0 % If User Enters Negative Time
    error('Error: ECG Start & End Time Must Be Positive');
end;
if SAMPLESTART_1 > SAMPLEEND_1 % If User Sets End Before Start
    error('Error: ECG Start Time Should Be Before ECG End Time');
end;
%*****
*****

```

```

% Load Binary Data
%*****
*****
if dformat ~= [212,212], error('Error: File Not 212 Binary Format'); end;
signald = fullfile(PATH, DATAFILE); % Data In 212 Format
fid2 = fopen(signald,'r');
A = fread(fid2, [3, SAMPLEEND_2], 'uint8');
fclose(fid2);
M2H = bitshift(A(:,2), -4);
M1H = bitand(A(:,2), 15);
PRL = bitshift(bitand(A(:,2),8),9); % Sign Bit
PRR = bitshift(bitand(A(:,2),128),5); % Sign Bit
M(:, 1) = bitshift(M1H,8)+ A(:,1)-PRL;
M(:, 2) = bitshift(M2H,8)+ A(:,3)-PRR;
if M(1,:) ~= firstvalue, error('Error: 1st Bit Values Inconsistent'); end;
switch nosig
case 2
    M(:, 1) = (M(:, 1) - zerovalue(1))/gain(1);
    M(:, 2) = (M(:, 2) - zerovalue(2))/gain(2);
    TIME = (0:(SAMPLEEND_2 - 1))/sfreq;
case 1
    M(:, 1) = (M(:, 1) - zerovalue(1));
    M(:, 2) = (M(:, 2) - zerovalue(1));
    M = M';
    M(1) = [];
    sM = size(M);
    sM = sM(2)+1;
    M(sM) = 0;
    M = M';
    M = M/gain(1);
    TIME = (0:2*(SAMPLEEND_2)-1)/sfreq;
otherwise
    disp('Error: Sorting Algorithm For > 2 Signals Not Programmed Yet!');
end;
clear A M1H M2H PRR PRL;
fprintf(1, '\n$> LOADING DATA FINISHED \n');
%*****
*****
% Load Attributes Data
%*****
*****
atr = fullfile(PATH, ATRFILE);
fid3 = fopen(atr,'r');
A = fread(fid3, [2, inf], 'uint8');
fclose(fid3);
ATRTIME = [];
ANNOT = [];
sa = size(A);
saa = sa(1);
i = 1;

```

```

while i <= saa
    annoth = bitshift(A(i,2),-2);
    if annoth == 59
        ANNOT = [ANNOT;bitshift(A(i + 3,2),-2)];
        ATRTIME = [ATRTIME;A(i+2,1) + bitshift(A(i + 2,2),8) +...
            bitshift(A(i + 1,1),16) + bitshift(A(i + 1,2),24)];
        i = i + 3;
    elseif annoth == 60
    elseif annoth == 61
    elseif annoth == 62
    elseif annoth == 63
        hilfe = bitshift(bitand(A(i,2),3),8) + A(i,1);
        hilfe = hilfe + mod(hilfe,2);
        i = i + hilfe/2;
    else
        ATRTIME = [ATRTIME;bitshift(bitand(A(i,2),3),8) + A(i,1)];
        ANNOT = [ANNOT;bitshift(A(i,2),-2)];
    end;
    i = i + 1;
end;
ANNOT(length(ANNOT)) = [];           % Last Line = EOF (= 0)
ATRTIME(length(ATRTIME)) = [];       % Last Line = EOF
clear A;
ATRTIME = (cumsum(ATRTIME))/sfreq;
ind = find(ATRTIME <= TIME(end));
ATRTIMED = ATRTIME(ind);
ANNOT = round(ANNOT);
ANNOTD = ANNOT(ind);
%*****
%*****
% Manipulate Data So We Only Look At What The User Wants
%*****
%*****
ECG_1_Temp = M(:,1);
ECG_1 = ECG_1_Temp(SAMPLESTART_2 : SAMPLEEND_2);
if nosig == 2
    ECG_2_Temp = M(:,2);
    ECG_2 = ECG_2_Temp(SAMPLESTART_2 : SAMPLEEND_2);
end;
Time_Adjusted = TIME(SAMPLESTART_2 : SAMPLEEND_2);
%*****
%*****
% Display Data
%*****
%*****
figure(1); clf, box on, hold on
plot(Time_Adjusted, ECG_1,'r');
if nosig == 2
    plot(Time_Adjusted, ECG_2,'b');
end;

```

```

for k = 1:length(ATRTIMED)
    text(ATRTIMED(k),0,num2str(ANNOTD(k)));
end;
xlim([Time_Adjusted(1), Time_Adjusted(end)]);
xlabel('Time (Seconds)'); ylabel('Voltage (mV)');
string = ['ECG Signal ',DATAFILE];
title(string);
fprintf(1,'\n$> DISPLAYING DATA FINISHED \n');
%*****
%*****
% Output Data File Into Current Working Directory
%*****
%*****
% save(strcat(FILE,'_ECG_',SAMPLESTART,'_',SAMPLEEND) ...
%   , 'ECG_1' , 'ECG_2' , 'Time_Adjusted');
% fprintf(1,'\n$> ALL FINISHED \n');
%*****
%*****
% End Of Code
%*****
%*****

```

filtr.m-fajl koji služi za filtriranje EKG signala.

Kod:

```

%LP filter
a_lp=[1 -2 1];
b_lp=[1 zeros(1,10) -2 zeros(1,10) 1];
y_lp=filter(b_lp,a_lp,x);

%HP filter
a_hp=[1 -1];
b_hp=[-1/56 zeros(1,15) 1 -1 zeros(1,29) 1/56];
y_bp=filter(b_hp,a_hp,y_lp);

```

deriviranje.m-fajl u kome se vrši deriviranje i kvadriranje filtriranog EKG signala.

Kod:

```

%deriviranje
a=1;
b=[2 1 0 -1 -2]/8;
y_der=filter(b,a,y_bp);

%kvadriranje
y_kv=y_der.*y_der;

```

pikovi.m-fajl u kome se vrši traženje lokalnih maksimuma i pronalaženje vrhova.

Kod:

```

clc
n=length(y_int);
y_pik=zeros(1,n);

```

```

%trazenje lokalnih maksimuma
for i=2:n-1
    if (y_int(i-1)<y_int(i)) & (y_int(i+1)<y_int(i) )
        y_pik(i)=y_int(i);

    else
        y_pik(i)=0;
    end
end
aa=y_pik;
figure
subplot(211),plot(1,y_pik)
title('Svi lokalni maksimumi');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
y_pik1=y_pik;
%trazenje vrhova
for i=61:n-60
    if y_pik1(i)>0
        for j=1:60
            if y_pik1(i-j)>y_pik1(i) | y_pik1(i+j)>y_pik1(i)
                y_pik1(i)=0;
            end
        end
    end
end
end

subplot(212),plot(1,y_pik1)
title('Vrhovi u EKG signalu poslije integracije');
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
y_pik=y_pik1;

```

test.m-fajl koji vrši testiranje vrhova na pragove.

Kod:

```

clc
n=length(y_pik);
y_cmp=zeros(1,n);
%uzeo sam da je pocetna vrijednost tr1 0 jer ovaj algoritam "uci" pa tako
%da pocetna vrijednost ustvari i nije toliko vazna a i pise da mu je
%potrebno bar dvije sekunde da nauci
tresh1=0;
tresh2=0;
%isto vrijedi i za spki i npki
spki=0;
npki=0;
broj_av1=0;%broj av_r1 intervala
DA=0;
m=1;
TR=zeros(1,n);

```

```

for i=1:n
    %ispitujemo samo za y_pik samo tamo gdje ima vrhova,tj. za y_pik(i)>0
    if y_pik(i)>0
        %ovaj uslov je vezan za search back
        if DA==1
            tresh1=tresh2;
        end
        %ako je y_pik(i) vece od praga tr1 onda je to QRS kompleks i tada
        %je
        PEAKI = y_pik(i);
        if y_pik(i)>tresh1
            m=m+1;
            det(1,m)=i;%lokacija QRS-a
            y_cmp(i)=1;%detektovan QRS
            %=====
            %ispitivanja potrebna za search back
            rr_intervali
            av1
            broj_av1=broj_av1+1;
            av2
            %=====

            spki=0.125*PEAKI+0.875*spki;

            %ovaj dio se odnosi na ispitivanje da li ima propustenih QRS
            %kompleksa!Kako?det(1,m)predstavlja lokaciju detektovanog QRS-a
            %pomocu praga1.Mjerimo rastojanje izmedju tih detekcija i
            %ukoliko je ona veća od dozvoljene granice,analiziramo y_pik od
            %tacke det(1,m-1) gdje sto imali QRS detekciju sa pragom2.Ukoliko
            %nadujemo QRS sa tim pragom mjenjamo spki i prag1
            if (det(1,m)-det(1,m-1))>rr_missed & m>1
                tresh2=0.5*tresh1;
                for j=det(1,m-1)+1:det(1,m-1)+rr_missed
                    if y_pik(j)>tresh2
                        DA=1;
                        y_cmp(j)=1;
                        spki=0.25*PEAKI+0.75*spki;
                        break%izadji iz for petlje i nastavi sa analizom.
                        %Ovo je potrebno jer da nema njega DA bi stalno bilo 1
                        %pa bi detektovali i neke sumove!
                    end
                end
                DA=0;
            end
        end
    else
        npki=0.125*PEAKI+0.875*npki;
    end

    %ako je y_pik=0 onda je i y_cmp=0
    else y_cmp(i)=0;

```



```

    end
    %update podataka
    tresh1=npki+0.3*(spki-npki);
    TR(1,i)=tresh1;

end

sekunde
figure
subplot(211),plot(1,y_pik)
xlabel('Vrijeme[s]')
ylabel('Amplituda[mV]')
title('vrhovi');

subplot(212),plot(1,y_cmp)
xlabel('Vrijeme[s]')
ylabel('Amplituda')
title('Poslije testa');

figure
subplot(211),plot(1,x)
xlabel('Vrijeme[s]')
ylabel('Amplituda[mV]')
title('EKG signal');

subplot(212),plot(1,y_cmp)
title('Impulsi koji predstavljaju QRS kompleks');
xlabel('Vrijeme[s]')
ylabel('Amplituda')
figure
plot(TR,'r');
xlabel('Vrijeme[s]')
ylabel('Amplituda[mV]')
title('Pragovi i vrhovi')
hold on
plot(y_pik)

```

rr_intervali.m-fajl koji traži RR intervale

```

n=length(y_cmp);
A=i;
a=0;
for i=1:n
    if y_cmp(i)>0
        a=a+1;
    end
end
r_tacke=zeros(1,a);
a=0;
for i=1:n

```

```

    if y_cmp(i)>0
        a=a+1;
        r_tacke(1,a)=i;%tacka u kojoj je detektovan QRS;poslije cemo koristiti jos ove
    %r_tacke
    end
end

rr_interval=zeros(1,a-1);
for i=1:a-1
    rr_interval(1,i)=r_tacke(1,i+1)-r_tacke(1,i);%razdaljina izmedju tacaka u kojima se
detektovan QRS
end
i=A;
%pronalazimo rr_intervale za tekuce vrijednosti y_cmp-a

```

av1.m-fajl koji traži prve prosječne intervale.

Kod:

```

%trazenje rr_av1 intervala
if length(rr_interval)>8%ako je broj manji od 8 znaci da imamo 7 rr intervala pa ne
mozemo naci RR_AV1
    rr_av1=0;
    A=0;

    for j=0:7%8 intervala
        A=rr_av1;
        rr_av1=A+rr_interval(1,length(rr_interval)-j);%sabiri rr intervale

    end

    rr_av1=0.125*rr_av1;%RR_AV1
else
    rr_av1=0;
    A=0;

    for j=0:length(rr_interval)-1
        A=rr_av1;
        rr_av1=A+rr_interval(1,length(rr_interval)-j);%sabiri rr intervale
    end

    rr_av1=(1/(length(rr_interval)))*rr_av1;%trenutna prosjecna vrijednost
end

```

av2.m-fajl koji traži druge prosječne intervale.

%pocetne granice

```

rr_av2=rr_av1;
rr_low_limit=0.92*rr_av2;
rr_high_limit=1.16*rr_av2;
rr_missed=1.66*rr_av2;

```

```

%=====
broj_int2=0;%broj intervala2
%pronalazi intervale2
for i=1:length(rr_interval)

    if (rr_low_limit < rr_interval(1,i)) & (rr_interval(1,i)<rr_high_limit)%ispitivanje
da li je o zeljenom opsegu
        broj_int2=broj_int2+1;
        rr_interval2(1,broj_int2)=rr_interval(1,i);
    end
end

%=====
=====

if broj_int2<8%ako ima manje od 8 intervala
    rr_av2=rr_av1;

else
    rr_av2=0;
    A=0;
    for j=0:7%broj rr intervala2 -7 jer sabiramo zadnjih 8 odmjeraka i dobijamo broj
RR_Average2
        A=rr_av2;
        rr_av2=A+rr_interval2(1,length(rr_interval2)-j);%sabiri rr intervale2
    end
    rr_av2=0.125*rr_av2;%prvi RR_AV2

end

%=====
=====

rr_low_limit=0.92*rr_av2;
rr_high_limit=1.16*rr_av2;
rr_missed=1.66*rr_av2;

%=====
=====

```

minimalno2.m-fajl koji vrši brisanje lažnih QRS kandidata koji su detektovani iz signala koji je prošao sve faze filtriranja

Kod:

```

%vrsimo prorjedjivanje QRS kandidata
n=length(CMP2);
for i=1:n-72
    if CMP2(i)>0
        for j=i+1:i+70
            CMP2(j)=0;
        end
    end
end
end
figure

```

```

subplot(211),plot(1,x)
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
title('EKG signal');
subplot(212),plot(1,CMP2)
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda')
title('Detektovani QRS kompleksi iz integrisanog signala poslije brisanja lazno
detektovanih QRS kompleksa');

```

minimalno1.m-fajl koji vrši brisanje lažnih QRS kandidata koji su detektovani iz signala koji nije prošao sve faze filtriranja

Kod:

```

%vrsimo prorjedjivanje QRS kandidata
n=length(CMP1);
for i=1:n-72
    if CMP1(i)>0
        for j=i+1:i+70
            CMP1(j)=0;
        end
    end
end
figure
subplot(211),plot(x)
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
title('EKG signal');
subplot(212),plot(1,CMP1)
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda')
title('Detektovani QRS kompleksi iz filtriranog signala brisanja lazno detektovanih
QRS kompleksa');

```

poredjenje.m-fajl koji traži zajedničke QRS kandidate u signalima CMP1 i CMP2

Kod:

```

%poredjenje QRS kandidata dobijenih iz signala koji je prosao sve faze
%linearnog filtriranja i koji je prosao samo filtriranje
n=length(CMP1);
CMP=zeros(1,length(CMP1));
for i=1:n-60
    if CMP1(i)>0
        for j=i:i+59
            if CMP2(j)>0
                CMP( fix((i+j)/2))=1;
                break
            end
        end
    end
end
end
end

```

```

for i=20:n
    if CMP1(i)>0
        for j=i-19:i-1
            if CMP2(j)>0
                CMP( fix((i+j)/2))=1;
                break
            end
        end
    end
end
end

figure
subplot(211),plot(1,CMP1)
hold on
title('Kandidati za QRS kompleks ')
plot(1,CMP2,'r')
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda')
subplot(212),plot(1,CMP)
title('QRS kompleksi ')
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda')

```

minimalno.m- fajl koji vrši brisanje lažnih QRS kandidata iz signala CMP

Kod:

```

n=length(CMP);
for i=1:n-72
    if CMP(i)>0
        for j=i+1:i+70
            CMP(j)=0;
        end
    end
end
figure
subplot(211),plot(1,x)
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda[mV]')
title('EKG signal');
subplot(212),plot(1,CMP)
xlabel('Vrijeme(s)');
ylabel('Amplituda')
title('Detektovani QRS kompleksi poslije prorjedjivanja');

```

statistika.m-fajl koji ispituje da li detektovani QRS kompleks odgovara stvarnom QRS kompleksu u EKG signalu ili se radi o pogrešnoj detekciji

Kod:

```

%ATRTIMED je lokacija QRS-a u vremenu(u sekundama)
ekg=360*ATRTIMED;%mnozimo sa 360 i dobijamo lokaciju u odmjerima
for i=1:length(ekg)

```

```

    if ekg(i)<720 %u fazi ucenja ne razmatramo QRS-ove
        ekg(i)=0;
    end
end
m=1;
for i=1:length(ekg)
    if ekg(i)>0
        EKG(m)=ekg(i);
        m=m+1;
    end
end
FN=0;%false negative = QRS detektovan a ne postoji
FP=0;%false positive = QRS nije detektovan a postoji
D=0;
DET=0;
DET1=0;
%za detekciju FP
for i=1:length(EKG)
    D=0;
    for j=0:80
        if (fix(EKG(i))+j)<length(CMP) & (CMP(fix(EKG(i))+j)>0)
            D=1;
            break
        end
    end
end

if D==1
    DET=DET+1;
end

if D==0
    FN=FN+1;
end
end

%za detekciju FN
for i=720:length(CMP)
    %=====
    %za svaki detektovan QRS trazi imali u EKG signalu QRS
    D = 1;
    if CMP(i)>0
        D=0;

        for m=1:length(EKG)
            for j=0:90
                if i==(fix(EKG(m))+j)
                    D=1;
                    break
                end
            end
        end
    end
end

```

```

        end
        if D == 1
            break
        end
    end
end
end
end
%=====
if D==0
    FP=FP+1;
    ii = [ii i];
end

end
AA=strrep(DATAFILE, '.dat', '');
A=str2num(AA);
statistika=[A length(EKG) DET FP FN FN+FP (FN+FP)/length(EKG)]
savefile=AA;
save (savefile, 'statistika'); %sacuvaj na hard disk

```

ucitavanje.m-pokretanjem ovog fajla je omogućeno analiziranje svih fajlova koji se nalaze u željenom direktorijumu. Rezultati se snimaju na hard disk. Ovdje pozivamo modifikovane fajlove analiza1.m i PhysioNet_ECG_Exporter1.m

Kod:

```

PREFIX = 'G:\My Documents\boris skola\diplomski\baza';
ext = 'dat';

% lista sadrzaj direktorija
dir_list = dir([PREFIX '/*.' ext]);

% petlja za svaki fajl u direktoriju
for filename = {dir_list.name}
    filename = char(filename)
    filename = strrep(filename, '.dat', '')

    % staviti poziv funkcije koja ce ucitati file cije je ime filename i
    % putanja PREFIX

    FILE = filename;    % Input String Filename

    PhysioNet_ECG_Exporter1
    analiza1
    clear all; close all;
    % staviti poziv funkcije za obradu signala koji je ucitan

end

```

sekunde.m-fajl pomoću kojeg je moguće predstaviti signal u sekundama

Kod:

```
N=length(x)-1;
n=SAMPLEEND_1-SAMPLESTART_1;
l=SAMPLESTART_1:n/N:SAMPLEEND_1;
```

filtri_pan.m-fajl koji sadrži amplitudske karakteristike LP i HP filtra kao i njihove kaskadne veze za frekvenciju odmjeravanja od 200 Hz

Kod:

```
clc
%lp
a=[1 -2 1];
b=[1 zeros(1,5) -2 zeros(1,5) 1];
tf(b,a,1)

[h,f]=freqz(b,a,512,200);
%figure
%plot(f,20*log10(abs(h)))
G=max(abs(h));
figure
[h,f]=freqz(b/G,a,512,200);
plot(f,20*log10(abs(h)))
grid on
xlabel('Frekvencija[Hz]');
ylabel('Pojacanje[dB]')
title('Amplitudska katakteristika')
h1=h;

%hp
a=[1 -1];
b=[-1/32 zeros(1,15) 1 -1 zeros(1,14) 1/32];
tf(b,a,1)
[h,f]=freqz(b,a,512,200);
%figure
%plot(f,20*log10(abs(h)))
G=max(abs(h));
figure
[h,f]=freqz(b/G,a,512,200);
plot(f,20*log10(abs(h)))
grid on
xlabel('Frekvencija[Hz]');
ylabel('Pojacanje[dB]')
title('Amplitudska katakteristika')
```



```

%propusnik opsega
H=h.*h1;
G=max(abs(H));
figure
plot(f,20*log10(abs(H)/G))
grid on
xlabel('Frekvencija[Hz]');
ylabel('Pojacanje[dB]')
title('Amplitudska katakteristika')

```

filtri_360.m- fajl koji sadrži amplitudske karakteristike LP i HP filtra kao i njihove kaskadne veze za frekvenciju odmjeravanja od 360 Hz

Kod:

```

clc
close all
clear all
a=[1 -2 1];
b=[1 zeros(1,10) -2 zeros(1,10) 1];
[h,f]=freqz(b,a,512,360);
G=max(abs(h));
[h,f]=freqz(b/G,a,512,360);
plot(f,20*log10(abs(h)))
grid on
xlabel('Frekvencija[Hz]');
ylabel('Pojacanje[dB]')
title('Amplitudska katakteristika')
H1=h;

a=[1 -1];
b=[-1/56 zeros(1,15) 1 -1 zeros(1,29) 1/56];
[h,f]=freqz(b,a,512,360);
G=max(abs(h));
figure
[h,f]=freqz(b/G,a,512,360);
plot(f,20*log10(abs(h)))
grid on
xlabel('Frekvencija[Hz]');
ylabel('Pojacanje[dB]')
title('Amplitudska katakteristika')
H2=h;

H=H1.*H2;
figure
plot(f,20*log10(abs(H)))
grid on
xlabel('Frekvencija[Hz]');
ylabel('Pojacanje[dB]')
title('Amplitudska katakteristika')

```

Literatura

- [1] Wikipedia, "Heart", <http://en.wikipedia.org/wiki/Heart>, posjećeno septembar 2008.
- [2] dr. sci. Zoran Tadić, "36. Zanima me rad srca tj. kako električni impuls putuje specifičnim stanicama miokarda?", Prirodoslovno-matematički fakultet, odsjek za biologiju, Sveučilište u Zagrebu <http://www.biol.pmf.hr/e-skola/odgovori36.htm>, posjećeno septembar 2008.
- [3] MIT-BIH arrhythmia database
www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm, posjećeno oktobar 2008. godine
- [4] Wikipedia, "Willem Einthoven", http://en.wikipedia.org/wiki/Willem_Einthoven, posjećeno septembar 2008.
- [5] Dale Dubin, M.D., *Brza interpretacija EKG-kurs sa testiranjem*, Romanov
- [6] Bert-Uwe Kohler, Carsten Hennig, Reinhold Orglmeister, "The Principles of Software QRS detection", *IEEE engineering in medicine and biology*, str. 42-57, januar/februar 2002. godine
- [7] Jiapu Pan, Willis J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", *IEEE transaction on biomedical engineering*, br. 3, str. 230-235, mart 1985. godine