

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

ZAVRŠNI RAD br. 6649

**RAČUNALNA DETEKCIJA QRS
KOMPLEKSA U UVJETIMA PATOLOŠKIH
PROMJENA U MORFOLOGIJI SIGNALA
EKG-A**

Hana Ivandić

Zagreb, lipanj 2020.

Zagreb, 10. ožujka 2020.

ZAVRŠNI ZADATAK br. 6649

Pristupnik: **Hana Ivandić (0036506022)**
Studij: Računarstvo
Modul: Računarska znanost

Zadatak: **Računalna detekcija QRS kompleksa u uvjetima patoloških promjena u morfologiji signala EKG-a**

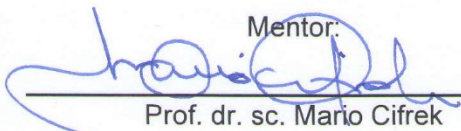
Opis zadatka:

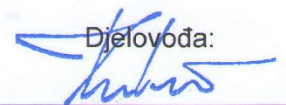
Proučiti literaturu vezanu uz različite morfološke pojave u signalu EKG-a tijekom patologija. Ograničiti se na pojave opisane u javno dostupnim bazama podataka. Detaljno proučiti korake algoritma za detekciju QRS kompleksa. Opisati utjecaje morfoloških promjena na detekciju. Implementirati korake algoritma za uklanjanje šuma, transformaciju signala, odabir točaka QRS kompleksa i odluku. Istražiti javno dostupne baze podataka i odabrati baze pogodne za testiranje algoritma. Provesti validaciju algoritma i raspravu o dobivenim rezultatima.

U svezi dobivanja detaljnih informacija obratiti se Krešimiru Friganoviću, mag. ing.


Zadatak uručen pristupniku: 13. ožujka 2020.

Rok za predaju rada: 12. lipnja 2020.

Mentor:

Prof. dr. sc. Mario Cifrek

Djelovođa:

Izv. prof. dr. sc. Tomislav Hrkać

Predsjednik odbora za
završni rad modula:


Doc. dr. sc. Marko Čupić

Puno hvala prof. dr. sc. Mariu Cifreku i Krešimiru Friganoviću, mag. ing. na vodstvu i pomoći pri izradi završnog rada.

Sadržaj

1. Uvod	1
2. Električna aktivnost srca	2
2.1. Građa srca	2
2.2. Aktivnost srca	4
2.3. Elektrokardiogram	5
2.3.1. Mjerenje električne aktivnosti srca	6
2.3.2. Karakteristične veličine elektrokardiograma	8
3. Detekcija QRS kompleksa	10
3.1. Uklanjanje šuma	10
3.2. Transformacija signala	13
3.3. Odabir točaka i odluka	14
4. Morfološke pojave i njihov utjecaj na detekciju QRS kompleksa	17
4.1. Normalni otkucaji	19
4.2. Preuranjena ventrikularna kontrakcija	20
5. Baza podataka	22
6. Validacija algoritma	25
6.1. Detekcija QRS kompleksa	25
6.2. Klasifikacija detektiranih QRS kompleksa	28
6.3. Trajanje izvođenja	32
7. Zaključak	34
Literatura	35
Naslov, sažetak i ključne riječi	37
Title, summary and keywords	38

1. Uvod

Srce je jedan od ključnih organa za život. Svojim kontrakcijama omogućava protok krvi kroz cijelo tijelo. Iz tijela odvodi krv do pluća gdje se ona oslobađa ugljikovog dioksida, a puni se kisikom. Potom krv obogaćenu kisikom i hranjivim tvarima pumpa prema ostatku tijela.

Zbog iznimno velike uloge koju srce zauzima u funkcioniranju svakog organizma, važno je pratiti njegov rad. Ukoliko se nepravilan rad srca ne uoči na vrijeme, može doći i do fatalnih posljedica. Kardiovaskularne bolesti glavni su uzrok smrti u svijetu. Mjerenjem srčane aktivnosti moguće je uočiti različite nepravilnosti te na vrijeme početi s liječenjem.

Cilj rada je implementirati algoritam za detekciju QRS kompleksa u programskom paketu MATLAB, testirati ga na signalima iz pogodne baze podataka te iz dobivenih rezultata proučiti utjecaj različitih morfoloških promjena na uspješnu detekciju. Iz dobivenih QRS kompleksa metodom k najbližih susjeda izdvojeni su oni koji su prepoznati kao preuranjena ventrikularna kontrakcija (engl. *Premature Ventricular Contraction* – PVC).

U poglavlju koje slijedi opisano je srce i njegov rad te tehnologija korištena za mjerenje srčane aktivnosti. U trećem poglavlju opisan je način detekcije QRS kompleksa. Četvrto poglavlje opisuje morfološke pojave u signalu EKG-a kod preuranjene ventrikularne kontrakcije i kako one utječu na otkrivanje QRS kompleksa. Korištena baza podataka opisana je u petom poglavlju, dok šesto poglavlje sadrži opis dobivenih rezultata.

2. Električna aktivnost srca

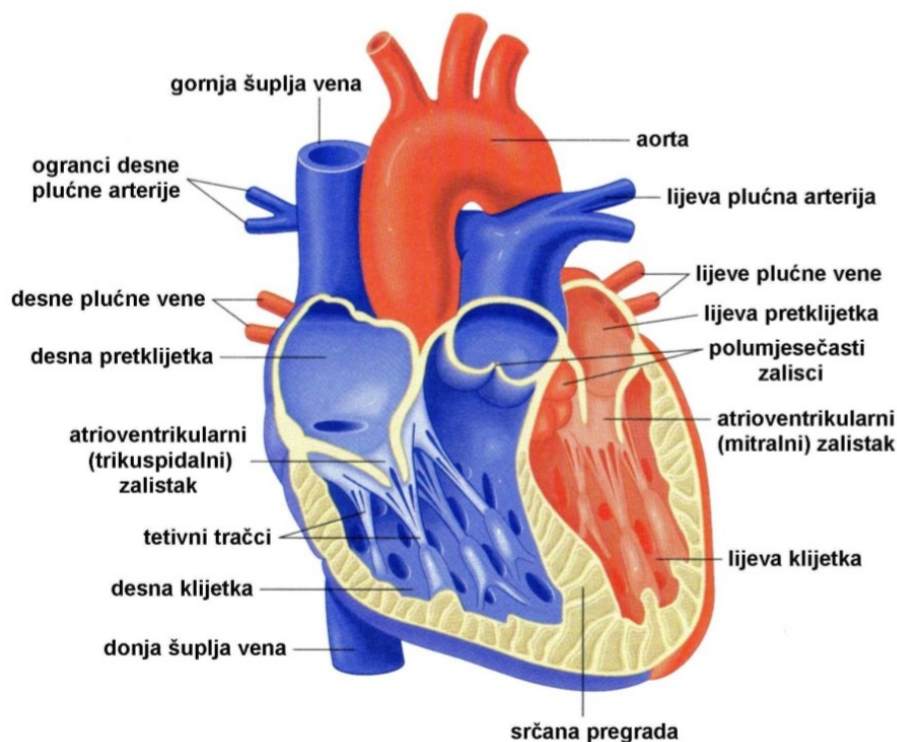
Krvožilni sustav sastoji se od krvnih žila i srca. Zadužen je za prijenos hranjivih tvari i kisika krvlju do svih stanica u tijelu. Kao i kod ostalih kralježnjaka, čovjekov kardiovaskularni sustav je zatvoren što znači da krv nikada ne izlazi iz optjecajnog sustava. Srce je šuplji mišićni organ smješten u prsnoj koši koji pokreće tok krvi kroz krvne žile. Nalazi se između plućnih krila s vrhom okrenutim dolje lijevo. Veličine je stisnute šake i njegova prosječna težina iznosi 200 – 425 grama [1].

2.1. Građa srca

Srce je građeno od posebne vrste mišićnog tkiva, miokarda. Ono po strukturi kombinira svojstva glatkih i poprečno-prugastih mišića. Takva struktura omogućava neprestane kontrakcije srca i prijenos živčanog impulsa [2].

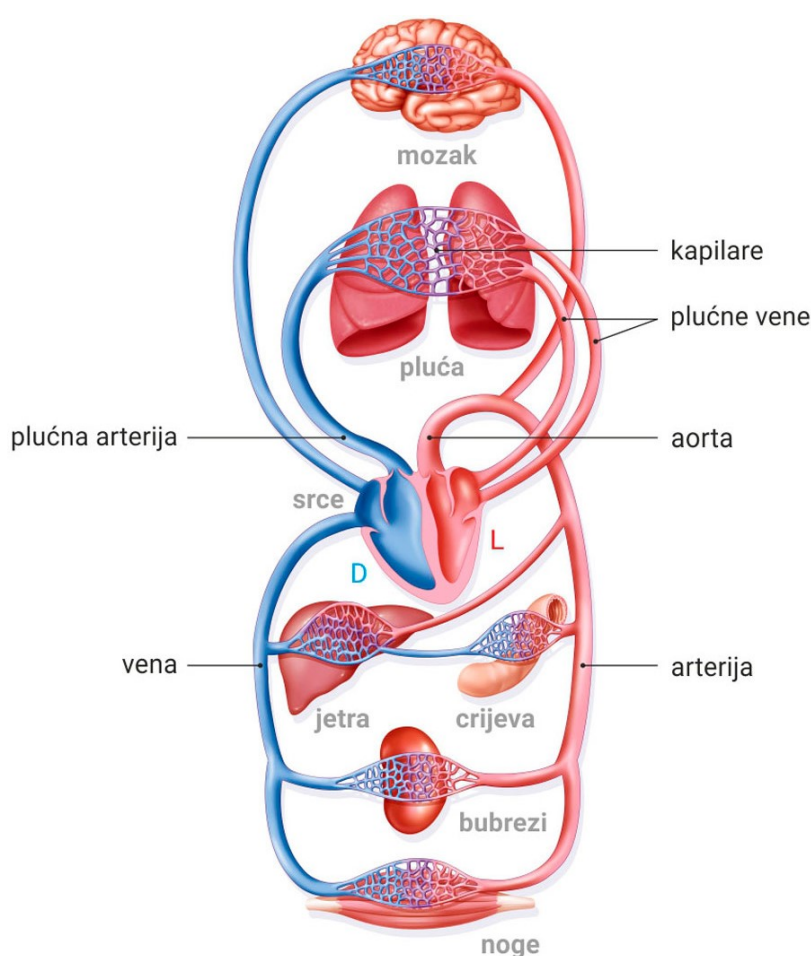
Kako bi se smanjilo trenje nastalo kontrakcijama, srce je obavijeno osrčjem (perikardom), ovojnicom koja oko njega zadržava malu količinu tekućine. Na taj se način sprječava oštećenje tkiva srca ili pluća.

Slika 2.1.1 prikazuje građu srca.



Slika 2.1.1: Građa srca [3]

Septum je mišićna pregrada koja dijeli srce na dvije strane i onemogućava miješanje arterijske i venske krvi. Lijeva strana šalje krv prema tijelu, a desna prema plućima. Svaka strana podijeljena je na manju pretkljetku (atrij) i veću kljetku (ventrikul). Između atrija i ventrikula nalaze se srčani zalisci koji onemogućavaju vraćanje krvi u suprotnom smjeru. Kada je tlak veći u pretkljetki, zalisci su otvoreni te krv teče iz pretkljetke u kljetku, no kada je tlak veći u kljetki zalisci se zatvaraju i krv ne može teći nazad u pretkljetku. Na lijevoj strani zalistak je dvolisni (mitralni) dok je na desnoj trolisni (trikuspidalni). Osim između pretkljetki i kljetki, zalisci se nalaze i na izlazima iz kljetki u arterije (Slika 2.1.1). Takvi zalisci nazivaju se polumjesečasti (semilunarni) zalisci.



Slika 2.1.2: Plućni i sistemski krvotok [4]

Srce je ključni dio velikog i malog krvotoka (Slika 2.1.2). Mali (plućni) krvotok zadužen je za prijenos krvi između srca i pluća. Venska (deoksigenirana) krv se iz desne kljetke odvodi kroz plućnu arteriju do pluća gdje dolazi do ispuštanja ugljikovog dioksida i unosa kisika. Takva se arterijska krv plućnim venama dovodi do lijeve pretkljetke.

Veliki (sistemski) krvotok iz lijeve klijetke aortom prenosi krv punu kisika do ostatka tijela. Aorta se grana na arterije, arteriole te potom arterijske kapilare preko kojih dolazi do izmjene plinova. Stanice tkiva iz krvi difuzijom uzimaju kisik i hranjive tvari, a otpuštaju ugljikov dioksid i produkte metabolizma. Takva se krv venama odvodi do desne pretklijetke srca. Sve vene spajaju se u dvije glavne vene, gornju i donju šuplju venu. One se međusobno spajaju neposredno prije ulaska u pretklijetku.

Lijevom stranom srca prolazi krv obogaćena kisikom pa ju još nazivamo arterijski dio srca. Ona pumpa krv na veće udaljenosti od desne strane za što je potreban veći tlak. Iz tog razloga, stijenke arterijskog dijela srca su deblje i snažnije. Desnu stranu nazivamo i venski dio srca zato što njome teče deoksigenirana krv.

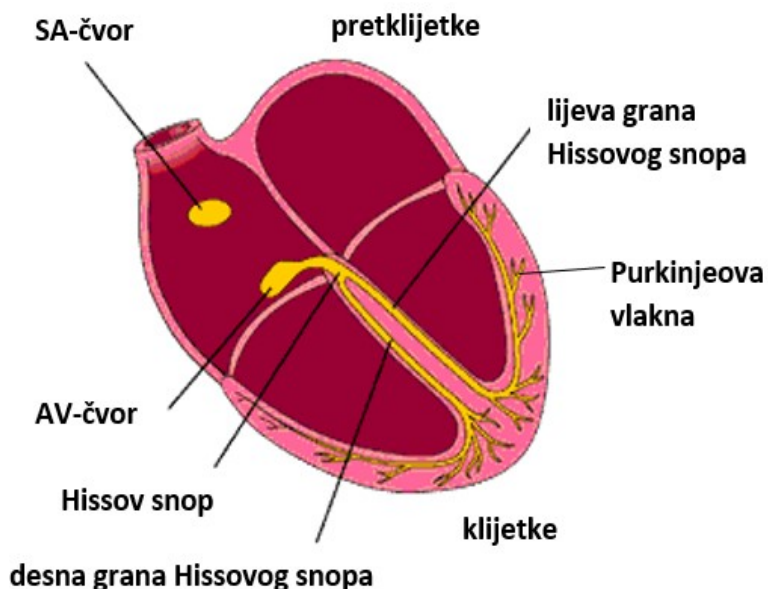
Kako bi srčani mišić mogao neprestano funkcionirati i njemu su potrebni kisik i hranjive tvari. Koronarni krvotok zadužen je za opskrbu miokarda arterijskom krvlju i odvod venske krvi [5].

2.2. Aktivnost srca

Srčani ritam sastoji se od razdoblja relaksacije (dijastola) i razdoblja kontrakcije (sistola). Aktivnost srca potječe od sinus-atrijskog čvora (SA-čvor) i atrio-ventrikularnog čvora (AV-čvor) prikazanih na Slika 2.2.1. Glavni izvor električne aktivnosti srca je SA-čvor koji se nalazi u desnoj pretklijetki. U njemu nastaje akcijski potencijal koji se potom širi do AV-čvora. Prijenosom živčanog impulsa duž tkiva srca dolazi do kontrakcije miokarda tj. izazvana je kontrakcija pretklijetki. U vrijeme sistole atrijski zalisci se otvaraju i krv iz atrijske pretklijetke ulazi u ventrikule. Ventrikularni zalisci su zatvoreni. Električni se impuls u AV-čvoru usporava što omogućava da sistola pretklijetki u potpunosti završi.

Nakon AV-čvora, impuls dolazi do Hissovog snopa, čvora vlakana koji ubrzava širenje električnog potencijala. Vlakna iz Hissovog snopa granaju se u dvije grane (Slika 2.2.1) te dovode impuls do Purkinjeovih vlakana. To su vlakna koja imaju sposobnost brzog i efikasnog provođenja električnog impulsa do svih dijelova klijetki. Na taj način omogućava se gotovo istovremeno podraživanje srčanih stanica i sinkronizirana kontrakcija ventrikula. Tijekom sistole klijetki, pretklijetke su u fazi relaksacije i u njih ulazi krv iz vena. Dvolisni i trolisni zalisci su zatvoreni, dok u polumjesečasti otvoreni [6].

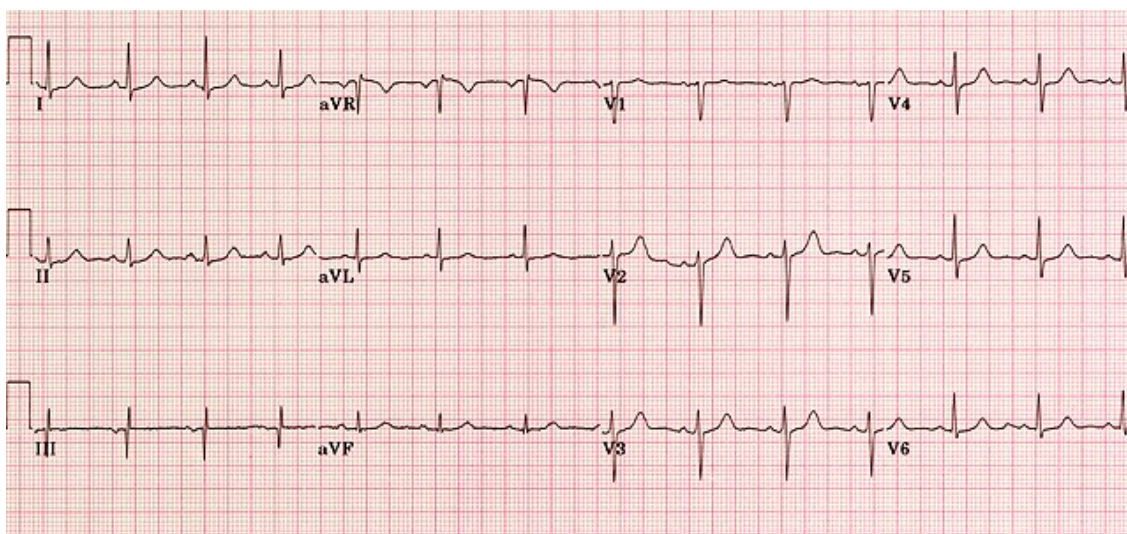
U razdoblju dijastole miokard je potpuno relaksiran. Krv pasivno ulazi kroz sve četiri komore. Kao i u fazi dijastole pretkljetke, dvolisni i trolisni zalisci su otvoreni, a semilunarni zatvoreni. Zdravo srce kontrahira se oko 70 puta u minuti. Svakim otkucajem u krvne žile šalje se oko 70 mL krvi.



Slika 2.2.1: Sustav za stvaranje i provođenje električnog impulsa u srcu [7]

2.3. Elektrokardiogram

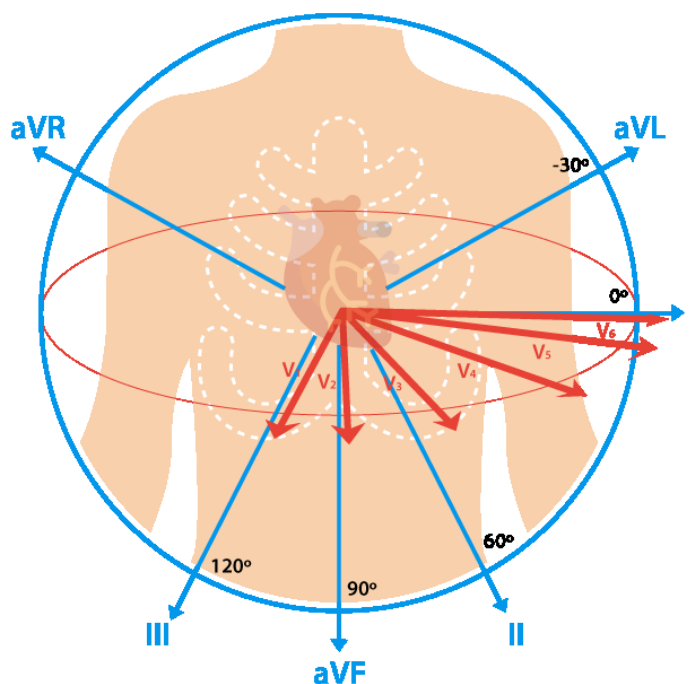
Elektrokardiogram (EKG) je zapis elektrokardiografa, uređaja koji mjeri električnu aktivnost srca. Kako je snimanje EKG-a bezbolno i jednostavno, on ima široku primjenu u praćenju rada srca i dijagnosticiranju različitih srčanih problema. Slika 2.3.1 prikazuje primjer EKG-a.



Slika 2.3.1: Primjer normalnog elektrokardiograma [8]

2.3.1. Mjerenje električne aktivnosti srca

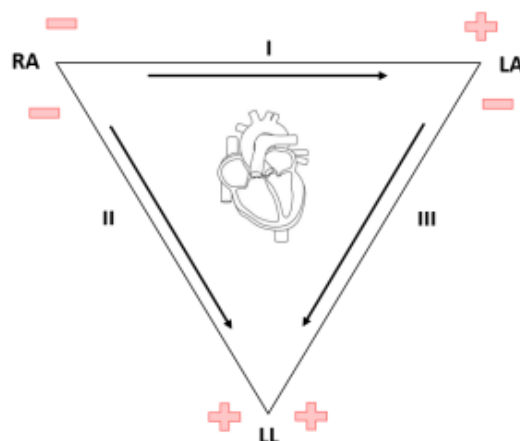
Prolaskom impulsa kroz srce, električni napon širi se i na okolna tkiva. Razliku potencijala moguće je očitati pomoću elektroda postavljenih na površini kože. Uglavnom se koristi deset elektroda koje omogućavaju snimanje EKG-a na dvanaest odvoda. Standardni EKG sastoji se od šest perifernih odvoda koji mjere električne potencijale srca u frontalnoj ravnini te od šest prekordijalnih odvoda koji mjere potencijal u horizontalnoj ravnini (Slika 2.3.2) [9]. Periferni odvodi sastoje se od tri standardna bipolarna odvoda i tri unipolarna odvoda ekstremiteta [10].



Slika 2.3.2: Dvanaest odvoda za snimanje EKG-a [11]

Standardni bipolarni odvodi

Standardni bipolarni odvodi mjere električni potencijal između dvije elektrode na suprotnim stranama srca. One se postavljaju u Einthovenov trokut (Slika 2.3.3) što omogućava određivanje položaja vektora srca. Postavljaju se na zapešća ruku te na gležanj lijeve noge dok desna noga služi kao uzemljenje [10].

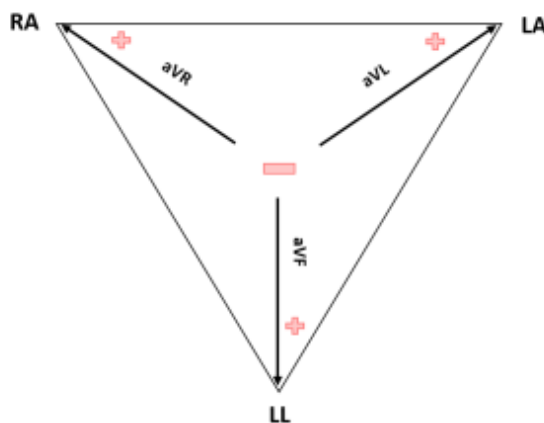


Slika 2.3.3: Standardni odvodi u Einthovenovom trokutu [12]

Odvod I čini napon između negativne elektrode desne ruke (engl. *Right Arm* - RA) i pozitivne elektrode lijeve ruke (engl. *Left Arm* - LA). Odvod II mjeri napon između negativne RA i pozitivne elektrode lijeve noge (engl. *Left Leg* – LL). Odvod III predstavlja napon između negativne LA i pozitivne LL. Prema Einthovenovom zakonu, ako su poznati električni potencijali bilo koja dva standardna odvoda, treći se može izračunati zbrajanjem prva dva imajući na umu predznake.

Unipolarni odvodi ekstremiteta

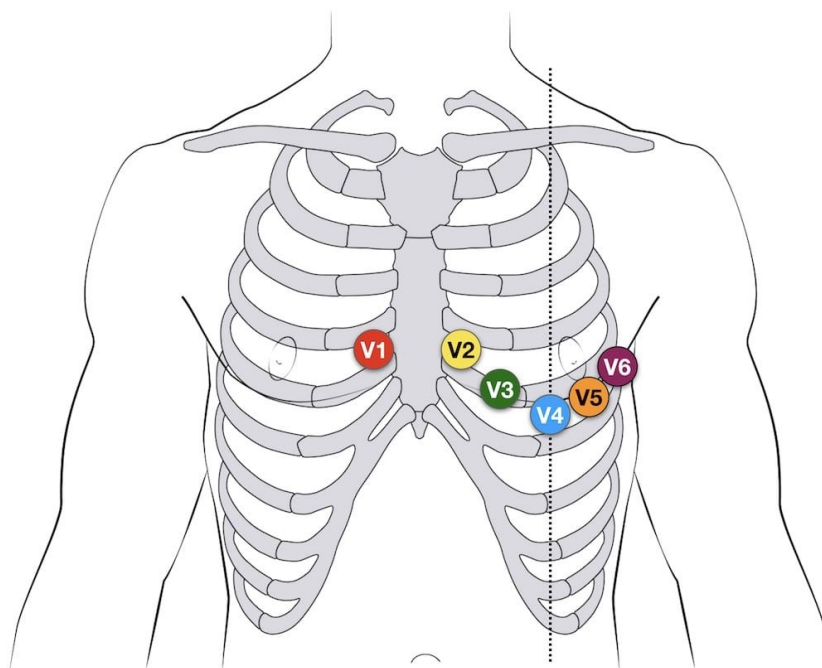
Unipolarni odvodi ekstremiteta izvedeni su iz istih elektroda kao standardni odvodi. Za razliku od bipolarnih odvoda, jedna elektroda odabire se kao pozitivni pol dok se kao negativni pol koristi Goldbergov centralni terminal koji se dobiva kao kombinacija ostale dvije elektrode. Odvod aVR kao pozitivnu elektrodu uzima elektrodu na desnoj ruci, odvod aVL elektrodu na lijevoj ruci, a odvod aVF elektrodu na lijevoj nozi (Slika 2.3.4).



Slika 2.3.4: Unipolarni odvodi ekstremiteta [12]

Prekordijalni odvodi

Za snimanje električne aktivnosti srca u horizontalnoj ravnini koristi se još šest elektroda koje se postavljaju na lijevu stranu prsnog koša. Kao što prikazuje Slika 2.3.5, odvodi se označavaju kraticama V₁, V₂, V₃, V₄, V₅ i V₆. Svaki odvod kao pozitivni pol uzima jednu od šest elektroda postavljenih na prsnom košu, a kao negativni Wilsonov centralni terminal koji se dobiva spajanjem na svaku od elektroda korištenih za dobivanje perifernih odvoda preko otpornika od 5 k Ω .



Slika 2.3.5: Prekordijalni odvodi [13]

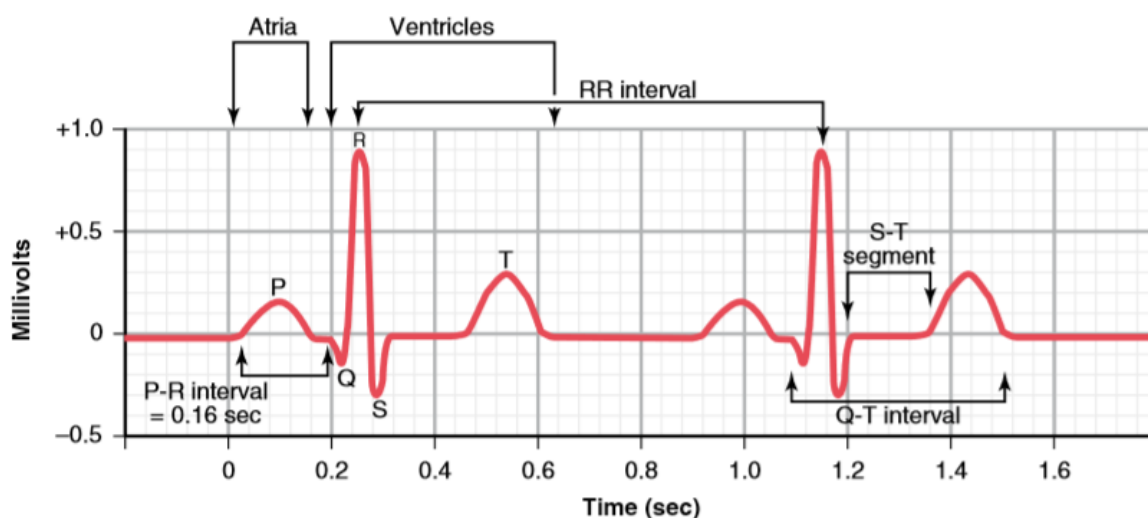
Dodatni odvodi

Za potrebe dijagnosticiranja srčanih oboljenja moguće je postaviti dodatne elektrode na desnu stranu ili stražnji dio prsnog koša.

2.3.2. Karakteristične veličine elektrokardiograma

Za analizu elektrokardiograma i mogućnost dijagnosticiranja srčanih mana ključni su valni oblik signala, amplitude valova i intervali između njih. Normalni EKG sastoji se P vala, QRS kompleksa i T vala.

P val i QRS kompleks predstavljaju depolarizaciju, dok T val predstavlja repolarizaciju. P val uzrokovan je električnim potencijalom nastalim depolarizacijom pretklijetki i njegova tipična vrijednost iznosi između 0,1 i 0,3 mV. QRS kompleks nastaje na početku depolarizacije klijetke. Sastoji se od negativnih Q i S valova te pozitivnog R zupca koji je ujedno i najistaknutiji dio elektrokardiograma. Njegova vrijednost uobičajeno iznosi između 0,5 i 3 mV zbog čega prekriva repolarizaciju pretklijetki koja se događa u isto vrijeme. Repolarizacija klijetki uzrokuje T val. Njegova vrijednost obično iznosi između 0,2 i 0,4 mV.



Slika 2.3.6: Normalni EKG (period dva otkucaja) [1]

Osim samih amplituda valova, važnu dijagnostičku ulogu imaju i intervali između njih (Slika 2.3.6).

PQ interval je vrijeme između početka depolarizacije pretklijetke i početka depolarizacije klijetke, tj. između početka P vala i početka QRS kompleksa. Kako Q val često nedostaje u signalu, ovaj vremenski period naziva se i PR interval. Njegovo normalno trajanje iznosi između 120 i 200 ms.

QT interval predstavlja vrijeme kontrakcije klijetki, tj. vrijeme od početka QRS kompleksa do kraja T vala. Uobičajeno iznosi oko 350 ms. Ukoliko nedostaje Q val, interval započinje R valom.

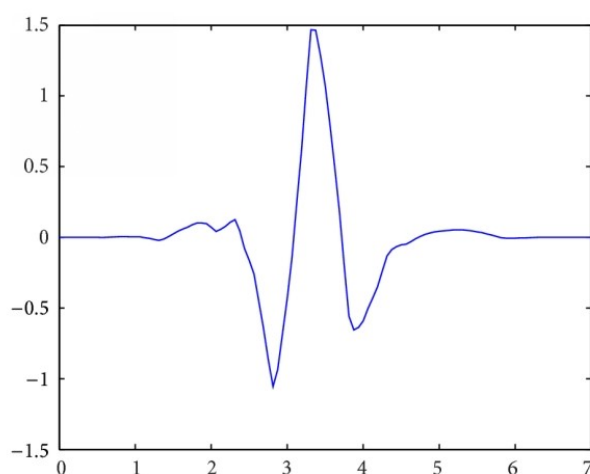
RR interval je vrijeme između dva susjedna QRS kompleksa. Služi za računanje frekvencije otkucaja srca i njegova normalna vrijednost iznosi između 0,6 i 1,2 s [1].

3. Detekcija QRS kompleksa

Za otkrivanje QRS kompleksa u signalu EKG-a korištena je transformacija u fazor (engl. *phasor transform* - PT). Prije same detekcije QRS kompleksa iz signala je potrebno ukloniti šum. Potom se provodi transformacija svakog uzorka te se iz nje računa faza i amplituda. Iz faze se dobivaju potencijalne točke R zubaca te se donosi odluka je li odabrana točka uistinu R zubac.

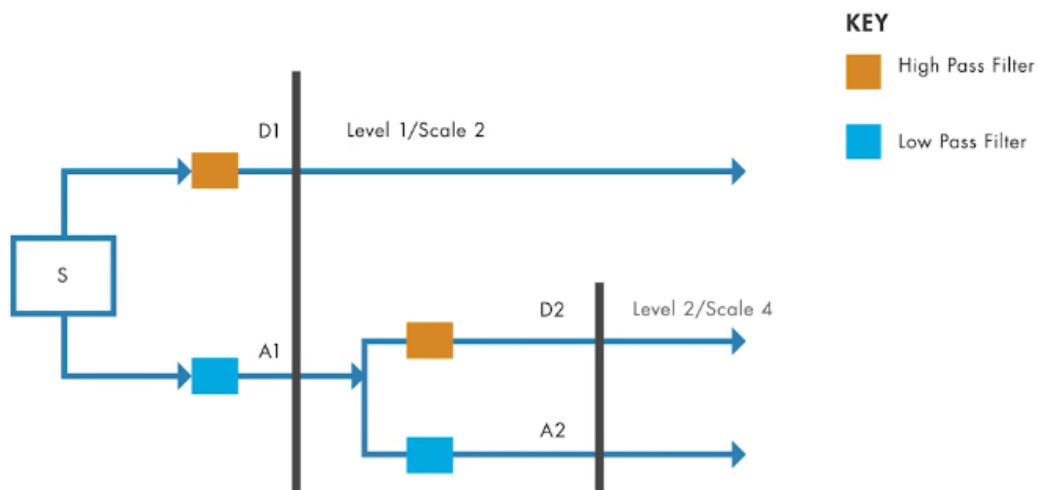
3.1. Uklanjanje šuma

Kako bi se dobio što ispravniji signal EKG-a, iz signala preuzetih iz baze podataka uklonjen je šum uzrokovan frekvencijom gradske mreže. To je učinjeno pomoću valične (engl. *wavelet*) transformacije signala. Ona se temelji na skaliranju i translaciji osnovne valične funkcije. U ovom slučaju to je valić symlet 4 (sym4) kojeg prikazuje Slika 3.1.1 odabran zbog svoje sličnosti s QRS kompleksom.

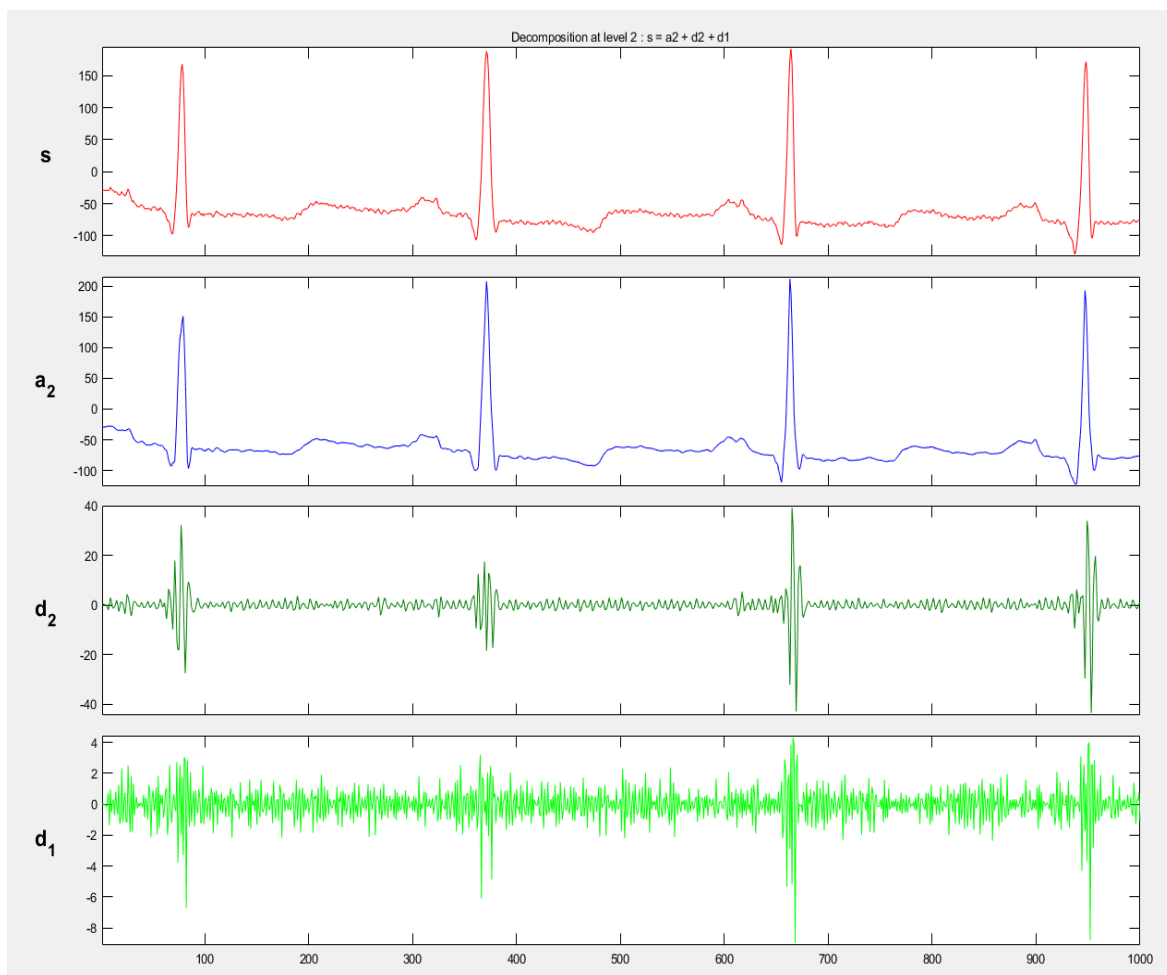


Slika 3.1.1: Valić sym4 [17]

Za uklanjanje šuma korištena je diskretna valična transformacija (engl. *Discrete Wavelet Transform* DWT). Signal se dekomponira na više stupnjeva filtriranjem kroz nisko i visoko propusni filter što je prikazuje Slika 3.1.2. Kako raste broj stupnjeva, tako se dobiveni pojasevi sužavaju. Filtriranjem kroz nisko propusni filter dobivaju se koeficijenti aproksimacije, a kroz visoko propusni filter koeficijenti detalja. Na svakom idućem stupnju filtriraju se samo koeficijenti aproksimacije (Slika 3.1.2). Dobiveni koeficijenti se režu te se pomoću preostalih koeficijenata rekonstruira signal kao što je prikazano na slici Slika 3.1.3.



Slika 3.1.2: Diskretna valićna transformacija u dva stupnja [18]



Slika 3.1.3: Valićna transformacija korištenjem valića sym4 na dva stupnja

MATLAB funkcija koja omogućava provedbu uklanjanja šuma funkcija je *wdenoise* čije korištenje prikazuje na Slika 3.1.4.


```

signal = wdenoise(signal,2,'Wavelet','sym4', ...
    'DenoisingMethod','UniversalThreshold', ...
    'ThresholdRule','Soft','NoiseEstimate', ...
    'LevelDependent');

```

Slika 3.1.4: MATLAB funkcija korištena za otklanjanje šuma

Kako bi rezultat bio zadovoljavajući, nužno je odabrati odgovarajuće parametre. Korištena je dekompozicija u dva stupnja. Kao metoda određivanja praga uklanjanja šuma odabrana je „*UniversalThreshold*“ koja prag računa po formuli:

$$threshold = \sqrt{2 \ln (length(x))} \quad (1)$$

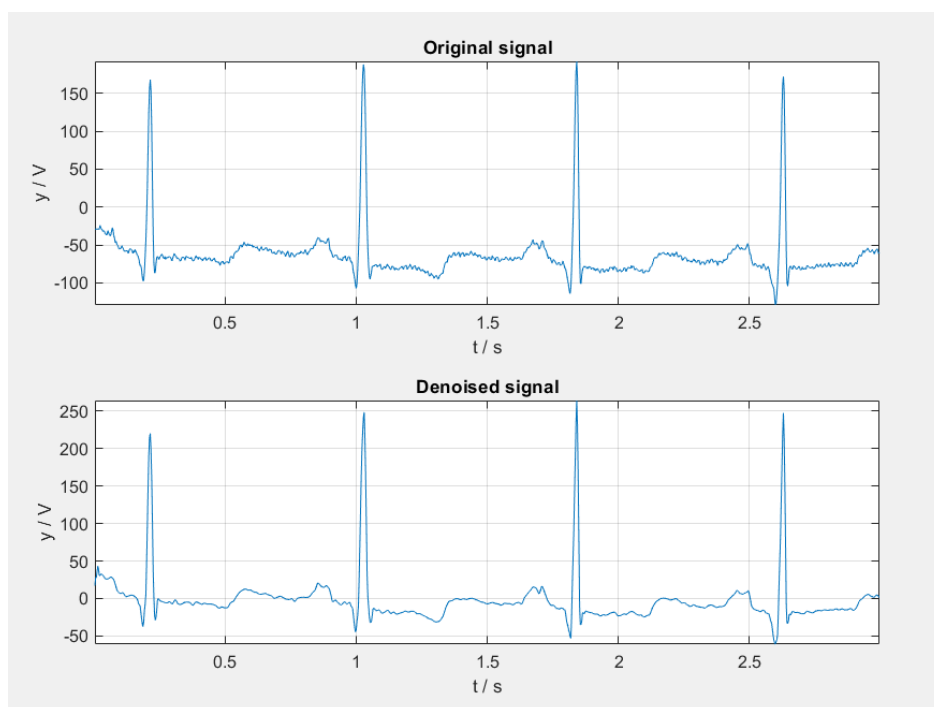
Slika 3.1.5 prikazuje način rezanja valićnih koeficijenata korištenjem opcije „*Soft*“ čime je dobiveno rješenje glađe.

$$y_{soft}(t) = \begin{cases} sign(x(t)) \cdot (|x(t) - \delta|), & |x(t)| > \delta \\ 0, & |x(t)| < \delta \end{cases}$$

Slika 3.1.5: Funkcija za rezanje koeficijenata

Kao metoda procjene varijance šuma korišten je „*Level Dependent*“. Varijancu šuma procjenjuje na temelju valićnih koeficijenata na svakom stupnju.

Slika 3.1.6 prikazuje signal prije i nakon uklanjanja šuma.



Slika 3.1.6: Originalni signal 100 i signal 100 nakon uklanjanja šuma

3.2. Transformacija signala

Nakon što je iz signala EKG-a uklonjen šum, signal se filtrira pojasnopropusnim filtrom graničnih frekvencija 12 i 19 Hz. Potom ga je potrebno pretvoriti u fazorski oblik. Na taj način olakšava se detekcija karakterističnih komponenti signala EKG-a.

Svaki uzorak signala pretvoren je u zbroj realnog i imaginarnog dijela:

$$y(n) = R_v + j * x(n) \quad (2)$$

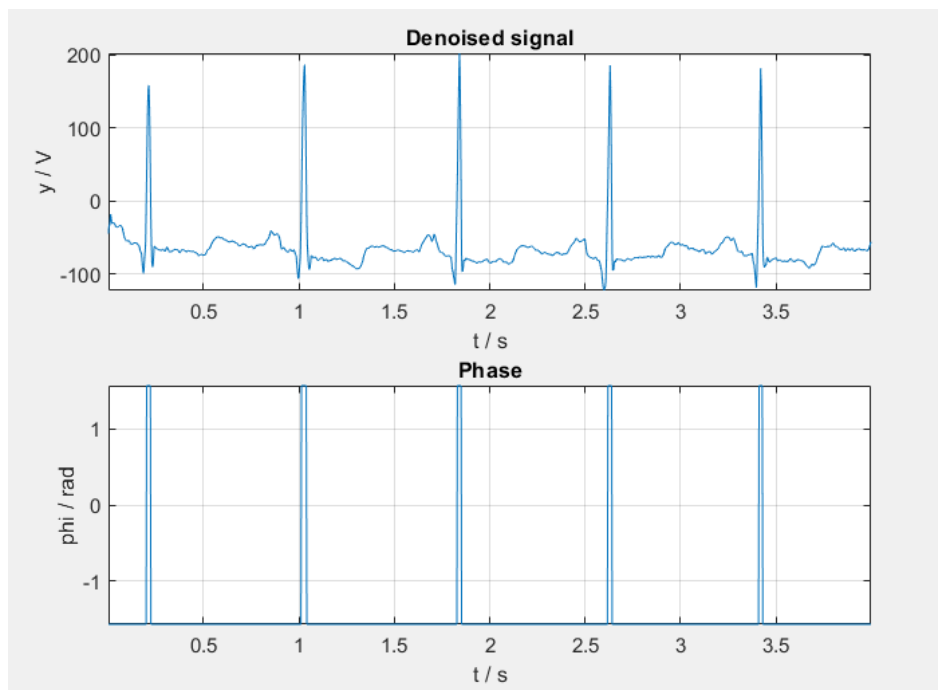
Realni dio R_v čini konstantna vrijednost 0,001 [20], dok je imaginarni dio vrijednost samog signala u toj točki.

Nakon transformacije signala u željeni oblik, za svaki uzorak računa se vrijednost amplitude $M(n)$ i faze $\varphi(n)$ prema formulama:

$$M(n) = \sqrt{R_v^2 + x(n)^2} \quad (3)$$

$$\varphi(n) = \tan^{-1}\left(\frac{x(n)}{R_v}\right) \quad (4)$$

Za otkrivanje točaka u kojima se nalazi QRS kompleks bit će korištena vrijednost faze $\varphi(n)$ zato što se tom funkcijom ističu sve komponente EKG-a, a posebno QRS kompleksi. U faznom prikazu (Slika 3.2.1), R zupci uvijek imaju najveću amplitudu čime se umanjuje mogućnost pogrešne detekcije [20].



Slika 3.2.1: Signal 100 s uklonjenim šumom i prikaz faze

3.3. Odabir točaka i odluka

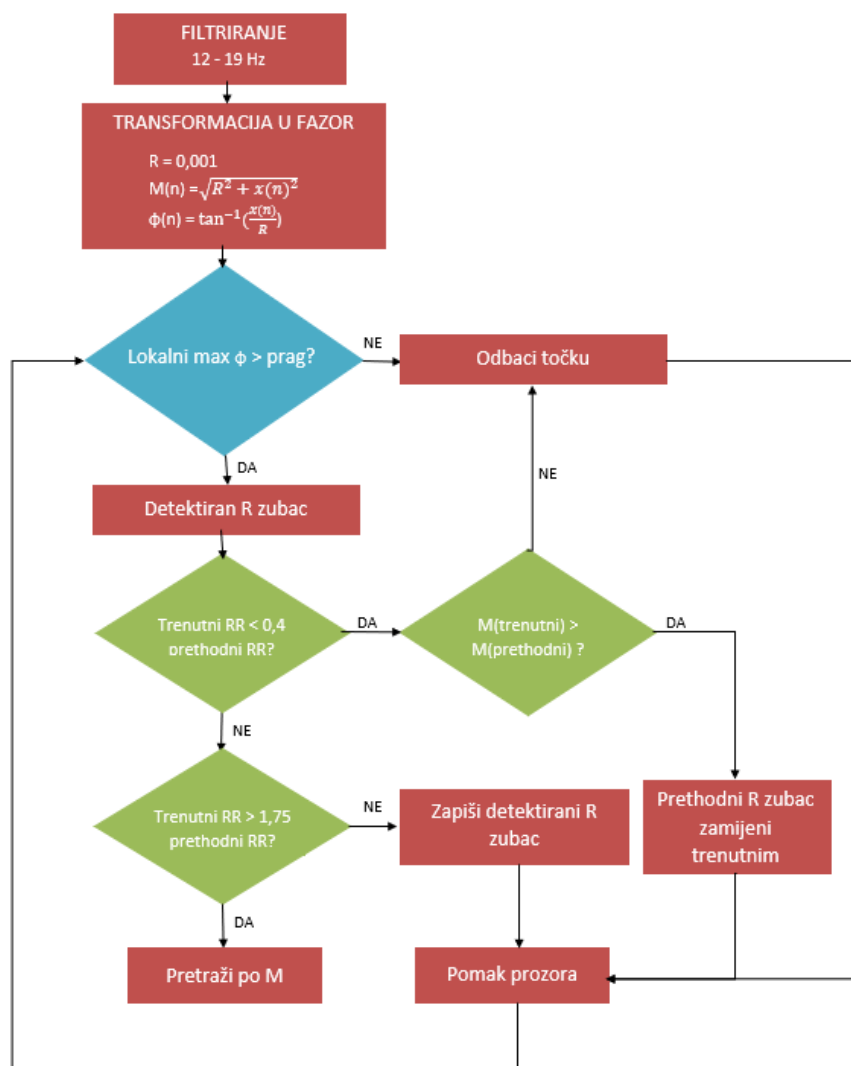
Za pronalazak potencijalnih točaka QRS kompleksa korišten je klizni prozor duljine 300 ms. Prozor se pomiče kroz fazni signal $\varphi(n)$ te se unutar njega traži maksimum.

Ukoliko je vrijednost faze u odabranoj točki niža od praga, točka se odbacuje. Prozor se pomiče na kraj te se potraga R zubaca nastavlja na idućem intervalu.

Prag se određuje prema formuli [21]:

$$threshold = \frac{\pi}{2} - 0,003 \quad (5)$$

U suprotnom slučaju, kada je vrijednost faze u odabranoj točki veća od praga, računa se trenutni RR interval koji se uspoređuje s duljinom prethodnog kao što prikazuje Slika 3.3.1.



Slika 3.3.1: Dijagram toka za detekciju R zupca

Ako je trenutni RR interval manji od 40% prethodnog, uspoređuju se vrijednosti amplitude $M(n)$ prethodno detektiranog QRS kompleksa i odabrane točke. Ukoliko je amplituda trenutne točke veća, prethodni upisani R zubac se briše i mijenja novootkrivenim. U suprotnom se točka zanemaruje te se potraga nastavlja u idućem prozoru.

Potom se provjerava je li trenutni RR interval veći od 175% prethodnog. Ako je to slučaj, znači da je određeni broj R zubaca ostao neotkriven te je potrebno ponovo pretražiti signal od zadnje detektiranog zupca do trenutne točke. Slika 3.3.2 prikazuje postupak ponovne pretrage.

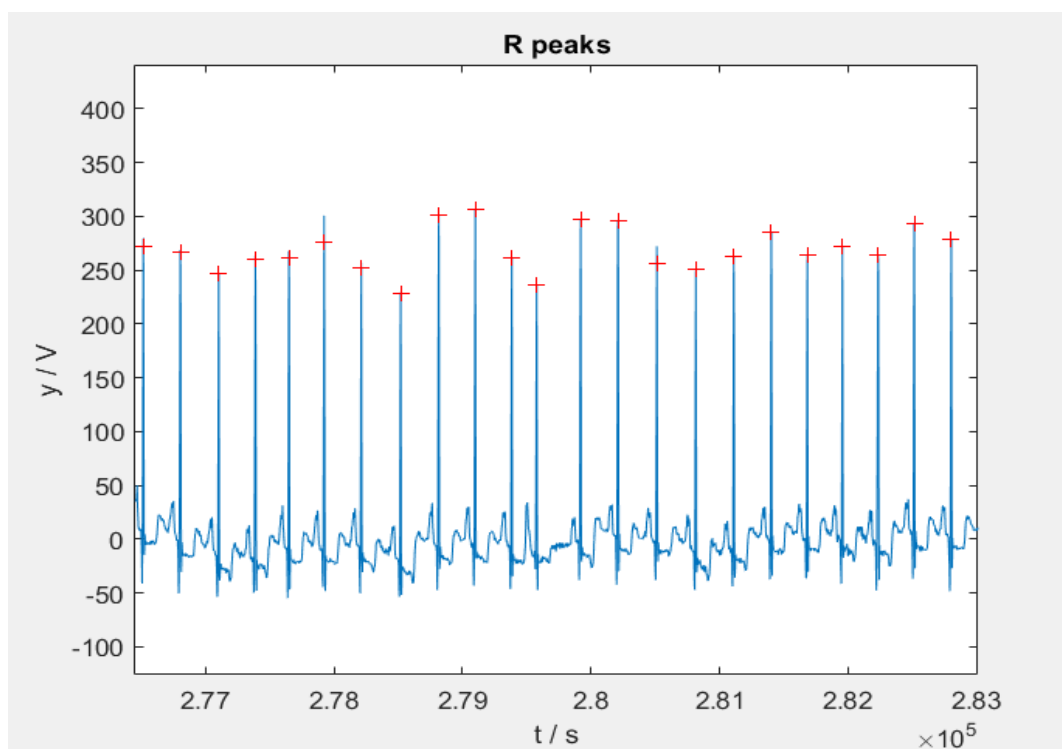


Slika 3.3.2: Dijagram toka za pretragu po amplitudi

Veličina prozora ostaje nepromijenjena, no za razliku od početne pretrage, maksimumi se umjesto u faznom signalu traže u amplitudi. Prag se postavlja na 30% vrijednosti amplitude zadnjeg detektiranog R zupca. Kako je moguće da je propušteno više zubaca, nakon nove detekcije ponovno je potrebno provjeriti je li trenutni RR interval manji od 40% prethodnog. Ako je, potrebno je korigirati detektirane zupce na isti prethodno opisani način. U suprotnom se odabrana točka klasificira kao R zubac.

Ukoliko je udaljenost prethodno detektiranog QRS kompleksa i trenutne točke između 40 i 175% prethodnog RR intervala, točka se interpretira kao R zubac. Početak prozora postavlja se na poziciju otkrivenog zupca.

Nakon prolaska kroz cijeli signal dobivaju se vremenski trenuci u kojima je detektiran QRS kompleks. Slika 3.3.3 prikazuje dio signala na kojem su crvenom bojom označeni otkriveni R zupci.



Slika 3.3.3: Prikaz detektiranih R zubaca na dijelu signala 100

4. Morfološke pojave i njihov utjecaj na detekciju QRS kompleksa

Aritmija je poremećaj srčanog ritma koji nastaje kao posljedica nepravilnih električnih impulsa. Korištena baza podataka sastavljena je od signala EKG-a koji sadrže različite aritmije. Liječnici su proučili svaki otkucaj u signalima EKG-a te prema njegovim karakteristikama u anotacije zapisali njegovu vrstu. Tablica 1 prikazuje aritmije koje se pojavljuju u bazi i njihove oznake korištene u anotacijama.

Tablica 1: Anotacije otkucaja

OZNAKA	OPIS
N	Normalni otkucaj, označen i kao „.” (engl. - <i>Normal beat</i>)
L	Blok lijeve grane snopa (engl. - <i>Left bundle branch block beat</i>)
R	Blok desne grane snopa (engl. - <i>Right bundle branch block beat</i>)
B	Blok grane snopa (engl. - <i>Bundle branch block beat (unspecified)</i>)
A	Preuranjena kontrakcija atrijsa (engl. - <i>Atrial premature beat</i>)
a	Abnormalna preuranjena kontrakcija atrijsa (engl. - <i>Aberrated atrial premature beat</i>)
J	Preuranjeni nodalni otkucaj (engl. - <i>Nodal (junctional) premature beat</i>)
S	Supraventrikularni preuranjeni otkucaj (engl. - <i>Supraventricular premature or ectopic beat</i>)
V	Preuranjena ventrikularna kontrakcija (engl. - <i>Premature ventricular contraction</i>)

r	R-na-T preuranjena ventrikularna kontrakcija (engl. - <i>R-on-T premature ventricular contraction</i>)
F	Fuzija ventrikularnog i normalnog otkucaja (engl. - <i>Fusion of ventricular and normal beat</i>)
e	Pobjegli atrijski otkucaj (engl. - <i>Atrial escape beat</i>)
j	Pobjegli nodalni otkucaj (engl. - <i>Nodal (junctional) escape beat</i>)
n	Supraventrikularni pobjegli otkucaj (engl. - <i>Supraventricular escape beat (atrial or nodal)</i>)
E	Pobjegli ventrikularni otkucaj (engl. - <i>Ventricular escape beat</i>)
/	Ritam pacemakera (engl. - <i>Paced beat</i>)
f	Stapanje ubrzanog i normalnog ritma (engl. - <i>Fusion of paced and normal beat</i>)
Q	Neklasificirani otkucaj (engl. - <i>Unclassifiable beat</i>)
?	Neklasificirani otkucaj (engl. - <i>Beat not classified during learning</i>)

Svaki poremećaj rada srca različito utječe na prikaz elektrokardiograma. Dolazi do promjena karakterističnih veličina prisutnih u normalnom elektrokardiogramu.

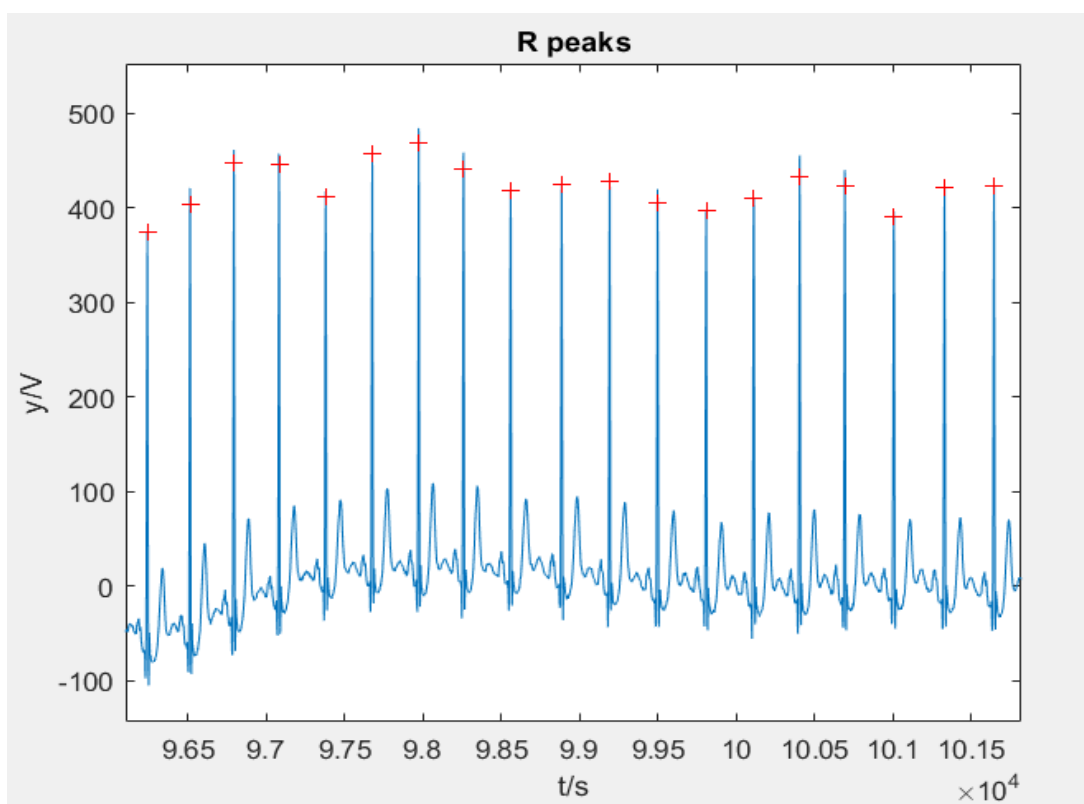
U nastavku će biti rečeno nešto više o preuranjenim ventrikularnim kontrakcijama i morfološkim pojavama koje uzrokuju u signalu EKG-a.

4.1. Normalni otkucaji

Normalni signal EKG-a sastoji se od P vala, QRS kompleksa i T vala. Kao što je navedeno u poglavlju 2.3.2, amplitude karakterističnih veličina i intervali između njih imaju vrijednosti koje se interpretiraju kao normalne. Iznos amplitude P vala je od 0,1 do 0,3 mV, R zupca od 0,15 do 3 mV i T vala od 0,2 do 0,4 mV. Normalno trajanje PQ intervala je od 120 do 200 ms, QT intervala oko 350 ms, a RR intervala od 0,6 do 1,2 s.

Kako su kod normalnih otkucaja karakteristične veličine unutar odgovarajućih intervala vrijednosti, nakon transformacije u fazor za uzorke u kojima se nalazi R zubac dobiva se najveća vrijednost faze $\varphi(n)$ u trenutnom prozoru. Na taj način ispravno se detektiraju QRS kompleksi signala.

Slika 4.1.1 prikazuje detekciju R zubaca na normalnom signalu bez aritmija.

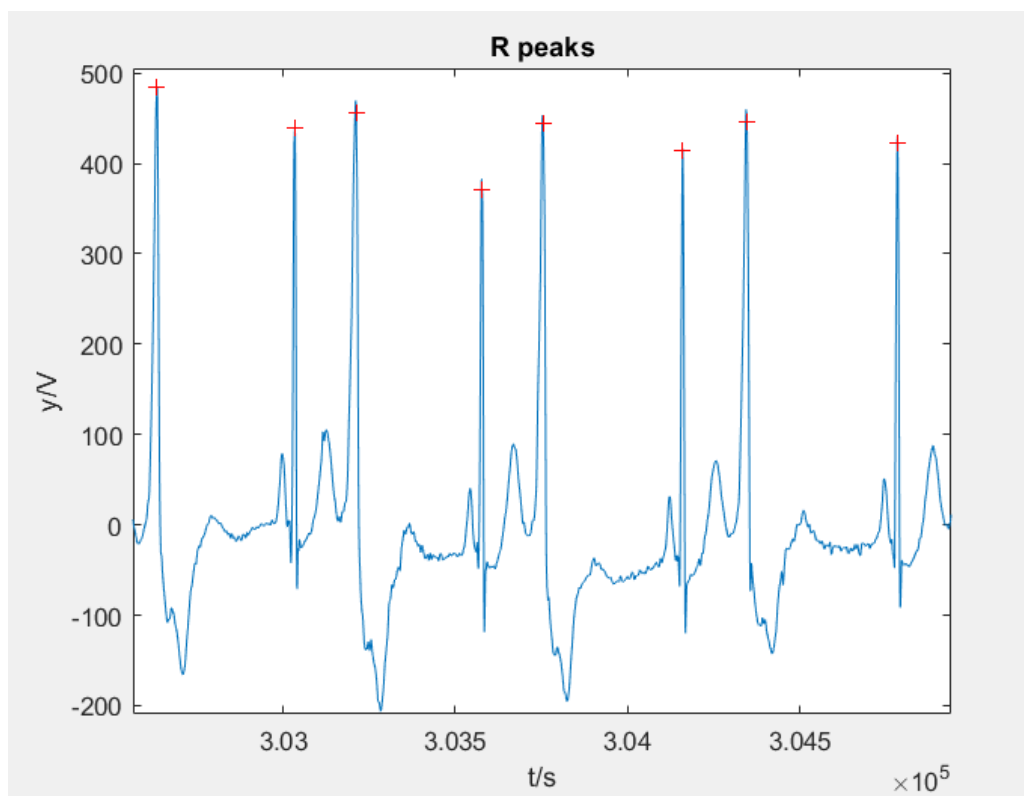


Slika 4.1.1: Prikaz detektiranih QRS kompleksa normalnih otkucaja na dijelu signala 103

4.2. Preuranjena ventrikularna kontrakcija

Preuranjena ventrikularna kontrakcija (PVC) je otkucaj srca koji nastaje u klijetkama i ometa normalni srčani ritam. Nastaje kao posljedica manjka kisika, srčanih udara, metaboličkih poremećaja ili lijekova [23]. Zbog svojih specifičnih svojstava lako je uočljiv na elektrokardiogramu.

Kako se nastali impuls ne provodi kroz Purkinjeova vlakna, već kroz mišiće, trajanje QRS kompleksa je produženo. Njegovo dodatno svojstvo je povećanje nastalog električnog potencijala. Do toga dolazi zato što se impuls širi samo u jednom smjeru pa se klijetke ne kontrahiraju istovremeno kao kod normalnih otkucaja. Kod zdravih otkucaja impuls se Purkinjeovim vlaknima velikom brzinom širi ravnomjerno kroz obje klijetke čime se omogućava njihova istovremena kontrakcija. Kako su nastali potencijali suprotnog polariteta, oni se djelomično neutraliziraju. Kod preuranjenih ventrikularnih kontrakcija nema neutralizacije zato što se jedna klijetka depolarizira prije druge. Također, kod PVC-a je polarnost električnog potencijala T vala suprotna polarnosti QRS kompleksa [1] (Slika 4.2.1).



Slika 4.2.1: Prikaz detektiranih QRS kompleksa preuranjenih ventrikularnih kontrakcija na dijelu signala 106

Prije preuranjene ventrikularne kontrakcije ne nastaje P val, a nakon nje obično slijedi kompenzacijska pauza, tj. povećani RR interval.

Svojstva preuranjenih ventrikularnih kontrakcija ne utječu na detekciju QRS kompleksa pomoću pretvorbe u fazor. R zubac i dalje je najizraženiji dio svakog otkucaja pa je i iznos faze najveći na tom uzorku. Kako se PVC pojavljuje prije nego što je očekivan idući otkucaj, vrijednost RR intervala je mala. Nakon PVC-a slijedi pauza pa je moguće da će algoritam zaključiti da je propustio otkucaj te započeti ponovnu pretragu intervala, no ona se provodi usporedbom vrijednosti amplitude pronađenog maksimuma s vrijednosti amplitude prethodnog detektiranog R zupca. Na taj način sprječava se potencijalna pogrešna detekcija zato što pronađeni maksimum neće biti veći od praga (30% vrijednosti amplitude prethodnog R zupca).

Slika 4.2.1 prikazuje detekciju R zubaca na signalu koji sadrži PVC. U ovom slučaju radi se o bigeminiji, tj. izmjeni normalnih otkucaja i preuranjenih ventrikularnih kontrakcija.

Osim bigeminije razlikujemo izolirane PVC, trigeminiju (PVC je svaki treći otkucaj), kvadrigeminiju (PVC je svaki četvrti otkucaj), kuplet (dva uzastopna PVC) i neodržive ventrikularne tahikardije (tri ili više uzastopnih PVC).

5. Baza podataka

Detekcija QRS kompleksa i određivanje aritmija testirano je na signalima EKG-a iz MIT-BIH Arrhythmia baze podataka. To je javno dostupna baza podataka objavljena 1980. godine koja se koristi za istraživanja rada srca i određivanje uspješnosti detekcije aritmije. Sadrži 48 signala EKG-a trajanja pola sata dobivenih od pacijenata različite dobi i spola.

Dio signala u bazi odabran je slučajnim odabirom, dok je drugi dio odabran kako bi se prikazale različite pojave u radu srca. Na taj način osigurana je pojava različitih aritmija i omogućena njihova analiza.

Svaki signal iz baze dobiven je preko dva kanala, a za testiranje algoritma koriste se podaci dobiveni iz prvog koji je modificirani standardni kanal II (engl. *modified limb lead II* – MLII). Jedina iznimka je signal 114 kod kojeg su kanali obrnuti. Korišten je prvi kanal zato što su njegove elektrode postavljene na prsa pacijenta pa su QRS kompleksi izraženi.

Signali su digitalizirani frekvencijom uzorkovanja 360 Hz.

Osim samih signala, u bazi se nalaze i anotacije. Dva kardiologa su, neovisno jedan o drugom, u svakom signalu zabilježili pojave QRS kompleksa, uklonili pogrešne detekcije te dodali oznake vrste otkucaja srca. Potom su dobiveni rezultati uspoređeni te su unesene ispravke [24].

Anotacije su korištene kako bi se rezultati dobiveni obradom signala EKG-a mogli usporediti sa stvarnim pojavama koje su potvrdili liječnici. Tablica 2 prikazuje broj otkucaja u anotacijama signala za svaki zapis. Izdvojeni su broj normalnih otkucaja te broj preuranjenih ventrikularnih kontrakcija. Svi otkucaji koji u anotacijama nisu označeni kao normalni ili PVC zbrojeni su pod ostalo.

Tablica 2: Broj normalnih, PVC i ostalih otkucaja u anotacijama signala

SIGNAL	N	PVC	OSTALO
100	2239	1	33
101	1860	0	5
102	99	4	2084
103	2082	0	2
104	163	2	2064
105	2526	41	5
106	1507	520	0
107	0	59	2078
108	1739	17	7
109	0	38	2494
111	0	1	2123
112	2537	0	2
113	1789	0	6
114	1820	43	16
115	1953	0	0
116	2302	109	1
117	1534	0	1
118	0	16	2262
119	1543	444	0
121	1861	1	1
122	2476	0	0
123	1515	3	0
124	0	47	1572

200	1743	826	32
201	1625	198	140
202	2061	19	56
203	2529	444	7
205	2571	71	14
207	0	105	1755
208	1586	992	377
209	2621	1	383
210	2423	194	33
212	923	0	1825
213	2641	220	390
214	0	256	2006
215	3195	164	4
217	244	162	1802
219	2082	64	8
220	1954	0	94
221	2031	396	0
222	2062	0	421
223	2029	473	103
228	1688	362	3
230	2255	1	0
231	314	2	1255
232	0	0	1780
233	2230	831	18
234	2700	3	50

6. Validacija algoritma

Program se sastoji od tri glavne skripte i dvije funkcije koje se izvode u razvojnom okruženju MATLAB.

6.1. Detekcija QRS kompleksa

Prvo se pokreće skripta kojom se jedna po jedna učitavaju anotacije za svaki od 48 signala iz baze podataka i pretvaraju u niz matrica koje će se kasnije koristiti za usporedbu rezultata. Osim toga, skripta provodi zbrajanje različitih vrsta detektiranih otkućaja.

Potom se pokreće iduća skripta koja za svaki signal poziva funkciju *qrs_detection.m* koja vraća položaj otkrivenih R zubaca. Unutar funkcije *qrs_detection.m* poziva se funkcija *phasorTransform.m* koja svaki uzorak signala pretvara u fazor kako bi se detekcija mogla provesti na način opisan u trećem poglavlju.

Nakon što dobije položaje QRS kompleksa za pojedini signal, skripta računa broj ispravno detektiranih zubaca (*TruePositive*), broj zubaca koji postoje u anotacijama, no nisu detektirani (*FalsePositive*) te broj QRS kompleksa koji su detektirani, ali njihov zapis ne postoji u anotacijama (*FalseNegative*). Iz dobivenih vrijednosti računaju se osjetljivost (S) i pozitivna predvidivost (PP) prema formulama:

$$S = \frac{TruePositive}{TruePositive+FalseNegative} \quad (1)$$

$$PP = \frac{TruePositive}{TruePositive+FalsePositive} \quad (2)$$

Tablica 3 prikazuje dobivene vrijednosti *TruePositive* (TP), *FalseNegative* (FN), *FalsePositive* (FP), osjetljivosti i pozitivne predvidivosti. Ukupni iznos osjetljivosti je 98,71%, a pozitivne predvidivosti 99,09%. Očekivana vrijednost osjetljivosti iznosila je 99,81%, a pozitivne predvidivosti 99,89% [21]. Unatoč malom odstupanju iznosa osjetljivosti i pozitivne predvidivosti, algoritam ispravno detektira većinu QRS kompleksa signala EKG-a.

Tablica 3: Rezultati detekcije QRS kompleksa

SIGNAL	TP	FN	FP	S	PP
100	2273	0	0	100	100
101	1863	5	2	99,73	99,89
102	2183	4	4	99,82	99,82
103	2084	0	0	100	100
104	2214	62	15	97,28	99,33
105	2567	24	5	99,07	99,81
106	1973	10	54	99,50	97,34
107	2130	80	7	96,38	99,67
108	1735	257	28	87,10	98,41
109	2304	251	228	90,18	91,00
111	2123	1	1	99,95	99,95
112	2539	1	0	99,96	100
113	1795	0	0	100	100
114	1878	1	1	99,95	99,95
115	1953	0	0	100	100
116	2391	2	21	99,92	99,13
117	1535	0	0	100	100
118	2277	3	1	99,87	99,96
119	1949	56	38	97,21	98,09
121	1863	0	0	100	100
122	2476	0	0	100	100
123	1518	2	0	99,87	100
124	1610	3	9	99,81	99,44

200	2598	16	3	99,39	99,88
201	1924	3	39	99,84	98,01
202	2131	3	5	99,86	99,77
203	2835	52	145	98,20	95,13
205	2650	0	6	100	99,77
207	1820	383	40	82,61	97,85
208	2852	31	103	98,92	96,51
209	3005	0	0	100	100
210	2586	6	64	99,77	97,58
212	2748	0	0	100	100
213	3221	2	30	99,94	99,08
214	2257	5	5	99,78	99,78
215	3362	0	1	100	99,97
217	2193	14	15	99,37	99,32
219	2145	1	9	99,95	99,58
220	2048	0	0	100	100
221	2381	34	46	99,60	98,10
222	2459	10	24	99,60	99,03
223	2586	1	19	99,96	99,27
228	2047	86	6	95,97	99,71
230	2256	0	0	100	100
231	1571	0	0	100	100
232	1780	10	0	99,44	100
233	3065	1	14	99,97	99,55
234	2750	0	3	100	99,89

6.2. Klasifikacija detektiranih QRS kompleksa

Skripta nakon računanja navedenih parametara provodi izdvajanje karakterističnih veličina iz *TruePositive* detektiranih QRS kompleksa.

To su:

- površina ispod signala od 50 ms prije trenutnog R zupca do 50 ms nakon njega (engl. *the area under the curve* - AUC)
- razlika AUC-a trenutnog i prethodnog QRS kompleksa
- duljina trenutnog RR intervala
- duljina prethodnog RR intervala
- razlika duljine trenutnog i prethodnog RR intervala
- amplituda trenutnog QRS kompleksa
- razlika amplituda trenutnog i prethodnog QRS kompleksa.

Navedene veličine dalje će se koristiti za klasifikaciju vrsta otkucaja, tj. razlikovanje PVC otkucaja od normalnih.

Posljednja skripta koja se pokreće detektirane otkucaje klasificira ili kao normalne (klasa N) ili kao preuranjenu ventrikularnu kontrakciju (klasa V). Iz karakterističnih veličina izdvojenih u prethodnoj skripti stvara tablicu koja će se koristiti za treniranje klasifikatora. Za treniranje klasifikatora uzimaju se svi signali osim dvanaest signala na kojima se testira klasifikacija (signali 100, 101, 103, 106, 117, 119, 122, 207, 214, 222, 223 i 231). Odabrana je metoda k najbližih susjeda uz $k = 1$ [20]. Treniranje se provodi nad balansiranim skupom. Uzimaju se svi PVC otkucaji i potom se nasumično odabere isti broj normalnih otkucaja. Otkucaji koji u anotacijama nisu označeni ni kao N niti kao V prethodno su izbačeni.

Model klasifikatora stvara se pomoću MATLAB-ove ugrađene funkcije *fitcknn* kojoj se kao parametri šalju tablica karakterističnih veličina i naziv varijable čija će se vrijednost vraćati kao rezultat. Za svaki od dvanaest testnih signala poziva se MATLAB-ova funkcija *predict*. Kao parametri joj se šalju model klasifikatora i matrica karakterističnih veličina otkucaja. Povratnu vrijednost čini vektor čiji svaki red označava odgovor klasifikatora za pojedini otkucaj. Kako je korištena metoda k najbližih susjeda uz $k = 1$, klasifikator će za svaki testni otkucaj tražiti njegovog najbližeg susjeda, tj. otkucaj koji

ima što sličnije karakteristične veličine. Testni otkucaj bit će klasificiran u istu klasu kao njegov najbliži susjed [26].

Veća brzina izvođenja skripte mogla bi se postići ako bi se svi testni otkucaji stavili u istu matricu. Na taj način funkcija *predict* zvala bi se samo jednom. Kako bi proračun osjetljivosti i pozitivne predvidivosti za svaki testni signal bio jednostavniji, funkcija *predict* poziva se nad svakim signalom zasebno.

Za signale 207, 214 i 231 broj otkucaja koji se klasificiraju manji je nego kod ostalih signala. To je zato što u proces klasifikacije nisu uključeni otkucaji koji u anotacijama nisu označeni kao normalni ili kao PVC. Signal 207 sadrži mnoge blokove grana snopa (1475), preuranjene kontrakcije atrijske (107) i pobjegle ventrikularne otkucaje (105). Signal 214 sadrži čak 2003 bloka lijeve grane snopa, a signal 231 čak 1254 bloka desne grane snopa. Izbacivanjem takvih otkucaja iz procesa klasifikacije, broj otkucaja u navedenim signalima znatno je smanjen.

Ukupan broj otkucaja na kojima je provedeno treniranje je 9950. Od toga je pola normalnih otkucaja, a pola PVC. Ukupno je klasificirano 19276 otkucaja.

Nakon klasifikacije, skripta računa broj ispravno klasificiranih otkucaja (*TruePositive*), broj otkucaja koji su klasificirani kao PVC, a to nisu (*FalsePositive*) te broj otkucaja koji jesu PVC, ali su klasificirani kao normalni (*FalseNegative*). Osjetljivost i pozitivna predvidivost računaju se na isti način kao kod detekcije QRS kompleksa.

Tablica 4 prikazuje rezultate klasifikacije. Oni mogu varirati zato što su za treniranje klasifikatora korišteni slučajno odabrani normalni otkucaji. Ako se za treniranje odaberu neki drugi otkucaji, pri klasifikaciji testnih otkucaja pronalazit će se drukčiji najbliži susjedi, a time je moguć i drukčiji rezultat klasifikacije. Ukupni iznos osjetljivosti je 99,15%, a pozitivne predvidivosti 96,82%. Očekivana vrijednost osjetljivosti iznosila je 91,20% [20]. Algoritam ispravno klasificira većinu otkucaja. Češće pogrešno klasificira normalne otkucaje kao PVC, nego obrnuto.

Tablica 4: Rezultati klasifikacije uz treniranje na balansiranom skupu

SIGNAL	TP	FN	FP	S	PP
100	2226	0	14	100	99,38
101	1833	0	26	100	98,60
103	2062	0	20	100	99,04
106	1880	70	23	96,41	98,79
117	1477	0	57	100	96,28
119	1903	3	43	99,84	97,79
122	2420	0	56	100	97,74
207	63	10	0	86,30	100
214	178	75	0	70,36	100
222	1820	0	218	100	89,30
223	2332	0	151	100	93,92
231	316	0	0	100	100

Klasifikacija je provedena i nakon učenja nad nebalansiranim skupom. Klasifikatoru se za treniranje šalju sve *TruePositive* normalne i preuranjene ventrikularne kontrakcije kojih ima 62207. Tablica 5 prikazuje rezultate klasifikacije. Ukupni iznos osjetljivosti je 96,63%, a pozitivne predvidivosti 99,02%. Rezultati su gotovo jednako dobri kao nakon učenja nad balansiranim skupom. Algoritam većinu otkucaja klasificira ispravno, no za razliku od prethodnih rezultata, više puta pogrešno klasificira PVC kao normalne otkucaje, nego normalne otkucaje kao PVC.

Tablica 5: Rezultati klasifikacije uz treniranje na nebalansiranom skupu

SIGNAL	TP	FN	FP	S	PP
100	2239	0	1	100	99,96
101	1852	0	7	100	99,62
103	2079	0	3	100	99,86
106	1792	179	2	90,92	99,89
117	1522	0	12	100	99,22
119	1916	29	4	98,51	99,79
122	2476	0	0	100	100
207	49	24	0	67,12	100
214	80	173	0	31,62	100
222	1942	0	96	100	95,29
223	2189	237	57	90,23	97,46
231	315	1	0	99,68	100

6.3. Trajanje izvođenja

Važno svojstvo svakog algoritma je brzina njegovog izvođenja. Programski paket MATLAB odabran je zbog jednostavnog grafičkog prikazivanja signala te mogućnosti označavanja više elemenata na istom. Njegova mana je relativno sporo izvođenje programa. Slika 6.3.1 prikazuje vrijeme izvođenja skripte za uređivanje anotacija, Slika 6.3.2 vrijeme izvođenja skripte za usporedbu rezultata detekcije s anotacijama i izdvajanje karakterističnih veličina, a Slika 6.3.3 trajanje izvođenja skripte za klasifikaciju detektiranih otkucaja.

Profile Summary

Generated 02-Jun-2020 16:28:20 using performance time.

Function Name	Calls	Total Time	Self Time*	Total Time Plot (dark band = self time)
UrediAnotacije	1	56.461 s	40.622 s	
str2double	225294	8.000 s	8.000 s	
split	112647	7.839 s	7.558 s	
strfun\private\isTextStrict	112647	0.281 s	0.281 s	

Slika 6.3.1: Trajanje i broj poziva funkcija korištenih u skripti za uređivanje anotacija

Profile Summary

Generated 08-Jun-2020 22:44:09 using performance time.

Function Name	Calls	Total Time	Self Time*	Total Time Plot (dark band = self time)
Usporedba	1	145.542 s	104.516 s	
grs_detection	48	25.239 s	2.082 s	
phasorTransform	48	20.389 s	20.389 s	
wdenoise	48	12.194 s	0.158 s	
DonohoJohnstone	48	11.221 s	0.150 s	
mdwtdec	48	7.197 s	0.657 s	
mdwtdec>dwtLOC	144	6.479 s	3.754 s	
trapz	109923	3.548 s	2.408 s	
wextend	288	2.719 s	1.574 s	
mdwtrec	48	2.479 s	0.027 s	
mdwtrec>mdwtrec_cal	48	2.442 s	0.167 s	
mdwtrec>upsconv	192	2.274 s	2.274 s	
filtfilt	48	2.194 s	0.005 s	
filtfilt>efiltfilt	48	2.189 s	0.045 s	
filtfilt>ffOneChan	48	2.117 s	2.117 s	
shiftdim	109971	1.143 s	1.143 s	

Slika 6.3.2: Trajanje i broj poziva dijela funkcija korištenih u skripti za usporedbu rezultata detekcije s anotacijama i izdvajanje karakterističnih veličina

Profile Summary

Generated 08-Jun-2020 22:56:22 using performance time.

Function Name	Calls	Total Time	Self Time*	Total Time Plot (dark band = self time)
Klasifikacija	1	1.476 s	0.156 s	
fitcknn	2	0.654 s	0.003 s	
ClassificationKNN>ClassificationKNN.fit	2	0.638 s	0.003 s	
FitTemplate>FitTemplate.fit	2	0.557 s	0.007 s	
...ationKNN>ClassificationKNN.predict	24	0.509 s	0.024 s	
...icationKNN>ClassificationKNN.score	24	0.443 s	0.044 s	
KDTreeSearcher.knnsearch	24	0.373 s	0.364 s	
...t:ClassificationKNN.ClassificationKNN	2	0.323 s	0.010 s	
...nKNN>ClassificationKNN.createNSObj	2	0.276 s	0.009 s	
...cher>KDTreeSearcher.KDTreeSearcher	2	0.254 s	0.244 s	
...nKNN>ClassificationKNN.prepareData	2	0.227 s	0.002 s	
...t:FullClassificationModel.prepareData	2	0.226 s	0.021 s	
array2table	2	0.128 s	0.009 s	
table.table>table.init	2	0.095 s	0.004 s	
table2FitMatrix	2	0.094 s	0.015 s	
FitTemplate>FitTemplate.make	2	0.071 s	0.008 s	
parseArgs	50	0.061 s	0.014 s	
metaDim>metaDim.checkAgainstVarLabels	4	0.055 s	0.002 s	
makeUniqueStrings	4	0.053 s	0.007 s	
FitTemplate>FitTemplate.fillIfNeeded	2	0.052 s	0.028 s	
ismember	30	0.052 s	0.006 s	
parseArgs	50	0.047 s	0.043 s	
ismember>ismemberR2012a	30	0.046 s	0.006 s	
makeUniqueStrings>makeUnique	4	0.041 s	0.007 s	
...ficationRegressionModel.prepareDataCR	2	0.041 s	0.015 s	
tabular.tabular>tabular.initInternals	2	0.037 s	0.004 s	

Slika 6.3.3: Trajanje i broj poziva dijela funkcija korištenih u skripti za klasifikaciju detektiranih otkucaja

Unatoč sporijem izvođenju učitavanja signala i detekcije QRS kompleksa, klasifikacija detektiranih otkucaja provodi se relativno brzo. U manje od dvije sekunde izvodi se treniranje klasifikatora nad balansiranim i nad nebalansiranim skupom podataka te klasifikacija svih testnih otkucaja prema oba modela klasifikatora zasebno.

7. Zaključak

Ovaj završni rad bavi se temom detekcije QRS kompleksa uz prisutnost aritmija. Cilj je bio u programskom paketu MATLAB implementirati algoritam koji će iz svih 48 signala preuzetih iz MIT-BIH Arrhythmia baze podataka ukloniti šum te provesti detekciju R zubaca i klasifikaciju dobivenih otkucaja kao normalnih ili kao preuranjenih ventrikularnih kontrakcija (PVC).

Uklanjanje šuma provedeno je primjenom valične transformacije uz korištenje valića symlet 4. Otkrivanje QRS kompleksa implementirano je korištenjem transformacije u fazor i traženjem maksimuma faze signala u prozoru od 300 ms. Osjetljivost primijenjenog algoritma nad navedenom bazom podataka iznosi 98,71%, a pozitivna predvidivost 99,09%. Takvi rezultati ukazuju da algoritam ispravno detektira većinu otkucaja.

Klasifikacija je provedena metodom k najbližih susjeda uz $k = 1$. Treniranje je provedeno nad balansiranim i nad nebalansiranim skupom podataka i to samo nad ispravno detektiranim otkucajima. Testiranje je provedeno korištenjem 12 signala iz iste baze podataka. Osjetljivost klasifikacije nakon učenja nad balansiranim skupom podataka iznosi 99,15%, a pozitivna predvidivost 96,82%. Moguća su manja odstupanja od navedenih vrijednosti zbog slučajnog odabira normalnih otkucaja korištenih za treniranje modela klasifikatora. Nakon učenja nad nebalansiranim skupom podataka osjetljivost klasifikacije iznosi 96,63%, a pozitivna predvidivost 99,02%. Dobiveni rezultati približno su jednako uspješni te se većina otkucaja ispravno klasificira. Kod klasifikatora učenog nad balansiranim skupom podataka veća je pogreška kod klasifikacije normalnih otkucaja, nego kod klasifikacije PVC-a, dok je kod klasifikatora učenog nad nebalansiranim skupom podataka upravo suprotno.

Literatura

- [1] Arthur C. Guyton, John E. Hall, Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 12. izdanje, Jackson, Mississippi: SAUNDERS ELSEVIER, 2010.
- [2] Healthcarestrategy, Što je miokard?, *Distonija*, <https://hr.healthcarestrategyconsulting.com/miokardit-serdca-cto-jeto-takoe>, pristup 1.6.2020.
- [3] Reno Hrašćan, Krvožilni i dišni sustav, 2013., https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwjWv9iP_NjpAhW86KYKHfv-Dh0QFjAAegQIAxAB&url=http%3A%2F%2Fusers.pbf.hr%2Fcontent%2Fdownload%2F25980%2F100804%2Fversion%2F1%2Ffile%2FKrvozilni%2Bi%2Bdisih%2Bsustav%2B2013-14.pdf&usq=AOvVaw0xc0TIDpcQ0nLVcAdgWs-M, pristup 25.4.2020.
- [4] CARNET, Ana Lopac Groš, Ozrenka Meštrović, Krvotok i izmjena plinova: Srce i krvožilni sustav, *BIOLOGIJA* 8, <https://edutorij.e-skole.hr/share/proxy/alfresco-noauth/edutorij/api/proxy-guest/3b8a4b4e-84b0-4580-aa6f-e38efe028ed9/biologija-8/m04/j01/index.html>, pristup 25.4.2020.
- [5] Placebo d.o.o., Biologija srca i krvnih žila: Opskrba srca krvlju, 2014., *MSD medicinski priručnik*, <http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-za-pacijente/bolesti-srca-i-krvnih-zila/biologija-srca-i-krvnih-zila/opskrba-srca-krvlju>, pristup 26.4.2020.
- [6] CARNET, Toni Nikolić, Odgovori na postavljena pitanja – Biologija (36), 4.4.1999., *eBiologija škola mladih znanstvenika*, <http://e-skola.biol.pmf.unizg.hr/odgovori36.htm>, pristup 15.5.2020.
- [7] Blok lijeve grane srca, *Srčane aritmije* <https://hr.discountonline2020.com/category?name=blok%20lijeve%20grane%20srca>, pristup 16.5.2020.
- [8] Adam Szulewski, Normal ECG, *Analysis and Interpretation of the Electrocardiogram*, https://elentra.healthsci.queensu.ca/assets/modules/ECG/normal_ecg.html, pristup 1.5.2020.
- [9] Jure Mirat, EKG u kliničkoj praksi: uvod u elektrokardiografiju, Osijek: Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku, Medicinski fakultet u Osijeku, 2014.
- [10] Klinička bolnica „Sveti duh“, Postupnik: Standardizirani postupak snimanja elektrokardiograma, 31.1.2013., <https://www.kbsd.hr/Postupnik-Standardizirani-postupak-snimanja-elektrokardiograma>, pristup 1.5.2020.
- [11] The 12 Lead Groups, 2020., 12-Lead ECG *Placement Guide with Illustrations*, <https://www.cablesandsensors.com/pages/12-lead-ecg-placement-guide-with-illustrations>, pristup 3.5.2020.
- [12] The ECG Leads, Polarity and Einthoven's Triangle, *The Student Physiologist*, <https://thephysiologist.org/study-materials/the-ecg-leads-polarity-and-einthovens-triangle/>, pristup 3.5.2020.

- [13] Mike Cadogan, 12-lead ECG, 15.8.2019., *ECG Lead positioning*, <https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>, pristup 3.5.2020.
- [14] N. Rashmi, Ghousia Begum, Vipula Singh, ECG denoising using wavelet transform and filters, 2017 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET), Chennai, 2017., str. 2395 – 2400.
- [15] Savina Gručić, Mario Lučić, Ivan Luetić, Uklanjanje šuma iz elektrokardiograma, https://www.fer.unizg.hr/download/repository/Uklanjanje_suma_iz_elektrokardiograma.pdf, Sveučilište u Zagrebu Fakultet elektrotehnike i računarstva, 1. mjesec 2014.,
- [16] Marko Hajba, Wavelet (valić) transformacija, Hrvatski matematički elektronični časopis math.e, vol. 28, 2009.
- [17] Hindawi, Numerical Simulation of Monitoring Corrosion in Reinforced Concrete Based on Ultrasonic Guided Waves, *The Scientific World Journal*, <https://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/752494/fig10/>, pristup 5.12.2019.
- [18] Kirthi Devleker, MathWorks, Understanding Wavelets, Part 2: Types of Wavelet Transforms, *Understanding Wavelets*, <https://www.mathworks.com/videos/understanding-wavelets-part-2-types-of-wavelet-transforms-121281.html>, pristup 5.12.2019.
- [19] MathWorks, MATLAB, <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>, pristup 15.10.2019.
- [20] Maršánová, L., Němcová, A., Smíšek, R. *et al.* Advanced P Wave Detection in Ecg Signals During Pathology: Evaluation in Different Arrhythmia Contexts, *Scientific Reports*, vol. 9, 2019.
- [21] Martínez A, Alcaraz R, Rieta JJ., Application of the phasor transform for automatic delineation of single-lead ECG fiducial points., *Physiol Meas*, vol. 31, 2010., str. 1467 - 1485
- [22] K. Friganovic, D. Kukulja, A. Jovic, M. Cifrek and G. Krstacic, "Optimizing the Detection of Characteristic Waves in ECG Based on Processing Methods Combinations," *IEEE Access*. vol. 6, 2018., str. 50609-50626.
- [23] Humanitas Research Hospital, Prevremena ventrikularna kontrakcija, <https://www.humanitas.net/sr/diseases/prevremena-ventrikularna-kontrakcija/>, pristup 20.5.2020.
- [24] PhysioNet, MIT-BIH Arrhythmia Database, 24.2.2005., <https://physionet.org/content/mitdb/1.0.0/>, pristup 21.10.2019.
- [25] PhysioNet, George B. Moody, Records in the MIT-BIH Arrhythmia Database, 24.5.1997., *MIT-BIH Arrhythmia Database Directory*, <https://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/records.htm>, pristup 20.5.2020.
- [26] Onel Harrison, Machine Learning Basics with the K-Nearest Neighbors Algorithm, 10.9.2018., <https://towardsdatascience.com/machine-learning-basics-with-the-k-nearest-neighbors-algorithm-6a6e71d01761>, pristup 10.5.2020.

Naslov, sažetak i ključne riječi

Računalna detekcija QRS kompleksa u uvjetima patoloških promjena u morfologiji signala EKG-a

Srce je jedan od ključnih organa u ljudskom organizmu. Bez njegovog ispravnog rada znatno se smanjuje kvaliteta života te raste rizik od smrtnog ishoda. Kako bi se neželjene posljedice spriječile, potrebno je na vrijeme otkriti patološke promjene u signalu EKG-a i započeti liječenje. To je moguće ostvariti detekcijom i analizom karakterističnih dijelova signala EKG-a. Korištena je detekcija QRS kompleksa zato što je R zubac najistaknutiji dio svakog otkucaja srca pa ga je relativno jednostavno detektirati.

U ovom radu opisani su građa i aktivnosti srca, analiziran je elektrokardiogram te je objašnjeno njegovo snimanje. Opisana je metoda uklanjanja šuma pomoću valićne transformacije i detekcija QRS kompleksa pomoću transformacije u fazor s osjetljivosti 98,71% i pozitivnom predvidivosti 99,09%. Objašnjena je korištena klasifikacija detektiranih QRS kompleksa metodom k najbližih susjeda kojom su preuranjene ventrikularne kontrakcije izdvojene od normalnih otkucaja. Nakon treniranja klasifikatora nad balansiranim skupom podataka osjetljivost je iznosila 99,15%, a pozitivna predvidivost 96,82% uz manja odstupanja ovisno o slučajno izabranim otkucajima. Nakon treniranja klasifikatora nad nebalansiranim skupom podataka osjetljivost je iznosila 96,63%, a pozitivna predvidivost 99,02%.

Navedene metode implementirane su u programskom paketu MATLAB, dok je testiranje provedeno nad podacima iz MIT-BIH Arrhythmia baze podataka.

Ključne riječi: Srce, EKG, valićna transformacija, detekcija QRS kompleksa, metoda k najbližih susjeda (k-NN), PVC

Title, summary and keywords

Computer Based Detection of the QRS Complex During Pathology Changes in ECG Signal Morphology

The heart is one of the key organs of the human body. If its functions were disrupted for any reason, the quality of life is significantly reduced and the risk of death is increased. In order to prevent unwanted consequences, pathological changes in the ECG signal should be detected and the treatment should start as soon as possible. This can be achieved by detecting and analyzing characteristic parts of the ECG signal. QRS complex detection is used because the R peak is the most prominent part of each heartbeat so it is easily detectable.

This paper describes the structure and activities of the heart. It also analyzes the electrocardiogram and how it is obtained. Noise removal using wavelet transform and QRS detection using phasor transform with sensitivity of 98,71% and positive predictivity of 99,09% are explained in detail. The paper also describes the k-nearest neighbors method used for classification of the detected QRS complexes. It distinguishes the premature ventricular contractions from the normal ones. After the training of the classifier on a balanced set of data, obtained sensitivity was 99,15%, and positive predictivity 96,82% with minor deviation depending on the randomly selected beats. After the training of the classifier on an unbalanced set of data, obtained sensitivity was 96,63% and positive predictivity 99,02%.

These methods are implemented in MATLAB software package, while the testing is performed on the data obtained from the MIT-BIH Arrhythmia database.

Keywords: Heart, ECG, wavelet transform, QRS complex detection, k nearest neighbors (k-NN) method, PVC