

**ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET
UNIVERZITET U BEOGRADU
ODSEK ZA SIGNALE I SISTEME
KATEDRA ZA BIOMEDICINSKI INŽENJERING**

MASTER RAD

“Razvoj softverskog modela za simulaciju EKG aritmija“

Kandidat:
dipl.ing. Nikola Marković

Mentor :
prof Dr Mirjana Popović

Decembar 2009

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj, RBR	
Identifikacioni broj, IBR	
Tip dokumentacije, TD	Monografska publikacija
Tip zapisa, TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada, VR	Master teza
Autor, AU	dipl.inž. Nikola Marković
Mentor/Komentor, MN	prof. Dr Mirjana Popović
Naslov rada, NR	Razvoj softverskog modela za simulaciju EKG aritmija
Jezik publikacije, JP	Srpski
Jezik izvoda, JI	Srpski
Zemlja publikovanja, ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje, UGP	Beograd
Godina izdavanja, GO	2009
Izdavač, IZ	Elektrotehnički fakultet
Mesto i adresa, MA	Srbija, 11000 Beograd, Bulevar Kralja Aleksandra 73
Fizički opis rada, FO	(broj poglavlja/strana/literature/tabela/slika/priloga) (10/111/11/40/102/1)
Naučna oblast, NO	Biomedicinsko inženjerstvo
Naučna disciplina, ND	Medicinska tehnika
Predmetna odrednica, PO	EKG, poremećaji srčanog ritma, modeliranje i simulacija
Čuva se, ČU	Biblioteka Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu Srbija, 11000 Beograd, Bulevar Kralja Aleksandra 73
Važna napomena, VN	
Izvod, IZ	Rezultat Master rada predstavlja dokumentovanu analizu promena morfologije srčanog PQRSU kompleksa, razloge njihovog nastajanja i na osnovu vrednosti parametara za distinkciju između normalnog i poremećenog srčanog ritma, simulira njihov izgled u II odvodu EKG snimaka, korišćenjem matematičkog modela i Matlab programskog paketa.
Datum prihvatanja teme od strane Naučno-nastavnog veća, DP	
Datum odbrane, DO	
Članovi komisije, KO	prof. Dr Mirjana Popović prof. Dr Dejan Popović

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number, AN	
Identification number, IN	
Document type, DT	Monographical publication
Type of record, TR	Printed material
Contents code, CC	Master thesis
Author, AU	B.Sc. Nikola Markovic
Menthor/Comenthor, MN	Ph.D Mirjana Popovic
Title, TL	
Language of text, LT	Serbian
Language of abstract, LA	English
Country of publication, CP	Republic of Serbia
Locality of publication, LP	Belgrade
Publication year, PY	2009.
Publisher, PU	Faculty of Electrical Engineering
Publication place, PP	Serbia, 11000 Belgrade, Bulevar Kralja Aleksandra 75
Physical description, PD	(number of chapters/pages/literature/tables/pictures/appendix) (10/111/11/40/102/1)
Scientific field, SF	Biomedical Engineering
Scientific discipline, SD	Medical Technics
Subject/keywords, SKW	ECG, Cardiac arrhythmia, modelling and simulation
Holding data, HD	Library of Faculty of Electrical Engineering Serbia, 11000 Belgrade, Bulevar Kralja Aleksandra 75
Notes, N	
Abstract, A	The result of this Master thesis is documented analysis of abnormalities in heart PQRS complex, reasons of their development and simulation of life threatening arrhythmias in II lead of EKG, based on the values of parameters for their precise distinction from normal heart rhythm, by using mathematical model and Matlab program.
Accepted by Scientific Board ASB	
Defended, DE	
Thesis defended board, DB	prof Ph.D Mirjana Popovic prof Ph.D Dejan Popovic

Sadržaj

1. Uvod.....	15
2. Struktura srca	16
2.1 Srce i cirkulatorni sistem	17
3. Srčane ćelije i njihov elektricitet.....	19
3.1 Srčani ciklus.....	20
3.1.1 Karakteristični talasi.....	20
3.1.2 Delovi QRS kompleksa, U talas.....	23
3.1.3. Intervali i segmenti.....	24
4. EKG i njegova primena.....	25
4.1 Dvanaestokanalani EKG.....	26
4.1.1 Šest ekstremitetnih odvoda.....	27
4.1.2 Šest prekordijalnih odvoda.....	28
4.2 Električna osovina.....	29
5. Matematičko modelovanje karakterističnih talasa EKG signala....	30
5.1.1 Dinamički model za generisanje sintetičkih Elektrokardiografskih signala.....	30
5.1.2 Matlab ECG simulacija na principu Furijeove serije.....	32
5.1.3 Realizacija Matlab algoritama QRSpulse, ECGwaveGen, ecgsyn.....	34
5.1.4 Pravac daljeg razvoja modela.....	35
5.1.5 Generisanje EKG talasa, QRS kompleksa i srčanog ciklusa	36
5.2 Projekat.....	39
5.2.1 Modelovanje P, T i U talasa.....	39
5.2.2 Matematičko modelovanje F (flater ili lepršajućih) talasa.....	40
5.2.3 Matematičko modelovanje QRS kompleksa.....	41
5.2.4 Modeliranje EKG signala srčanog ciklusa.....	41
5.2.5 Generisanje EKG talasa, QRS kompleksa i srčanog ciklusa	42
6. Realizacija modelovanja normalnog srčanog ritma i aritmija	
u Matlab programskom paketu.....	46
6.1 Normalan sinusni ritam.....	46
6.2.1 Ektopičan ritam.....	48
6.2.2 Reentri ritmovi.....	48
6.3 Primer simulirane aritmije - Respiratorna sinusna aritmija.....	49
7. Grafički korisnički interfejs.....	50
8. Zaključak.....	53
9. Prilog.....	54
9.1 Realizacija modelovanja poremećaja srčanog ritma u Matlab programskom paketu.....	54
9.2 Aritmije sinusnog porekla.....	54
9.2.1 Sinusna tahikardija.....	54
9.2.2 Sinusna bradikardija.....	56
9.2.3 Sinusna (respiratorna) aritmija.....	57

9.2.4 Sinusna pauza i sinusni blok.....	58
9.3 Nesinusne aritmije.....	61
9.4 Atrijalne nesinusne aritmije.....	62
9.4.1 Prevrmena atrijalna kontrakcija (PAC)	62
9.4.2 Multifokalna Atrijalna tahikardija (MAT).....	63
9.4.3 Lutajući atrijalni impuls.....	64
9.4.4 Supraventrikularna tahikardija (SVT)	65
9.4.5 Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT)	67
9.4.6 Atrijalni flater.....	68
9.4.7 Atrijalna fibrilacija.....	70
9.5 Spojničke aritmije i udari izmicanja.....	72
9.5.1 Spojnički ritam.....	72
9.5.2 Prevrmena spojnička kontrakcija (PJC)	73
9.5.3 Spojnička tahikardija	74
9.5.4 Spojnički udar izmicanja.....	76
9.6 Ventrikularne aritmije.....	77
9.6.1 Prevrmena ventrikularna kontrakcija (PVC)	77
9.6.2 Uniformne (PVC)	78
9.6.3 Multiformne (PVC).....	80
9.6.4 Ventrikularna bigeminija (PVC)	81
9.6.5 Ventrikularna trigeminija (PVC)	82
9.6.6 Ventrikularna kvadrigeminija (PVC)	83
9.6.7 Uparene (PVC)	84
9.6.8 Monomorfnu Ventrikularnu tahikardiju.....	85
9.6.9 Polimorfnu Ventrikularnu tahikardiju.....	87
9.6.10 Ventrikularna fibrilacija (VF)	88
9.6.11 Ventrikularni udar izmicanja.....	89
9.6.12 Ventrikularna asistola.....	90
9.6.13 Idioventrikularni ritam i ubrzani idioventrikularni ritam.....	91
9.7 Asistolija.....	93
9.8 Blokovi provodnog sistema.....	94
9.8.1 AV blok I stepena.....	95
9.8.2 AV blok II stepena.....	96
9.8.2.1 AV blok II stepena tip I (Mobitz I)	96
9.8.2.2 AV blok II stepena tip II (Mobitz II)	97
9.8.3 AV blok III stepena.....	99
9.8.4 Blokovi grana.....	100
9.8.4.1 Blok desne grane.....	100
9.8.4.2 Blok leve grane.....	101
9.9 Preeksitacioni sindrom	103
9.9.1 Wolf-Parkinsonov-White-ov (WPW) sindrom.....	103
9.10 Komentari dijagnoze normalnog srčanog ritma i aritmija <i>ECG_simulatora_1</i>	105
10 Literatura.....	112

Lista slika

Slika 2.1 Ljudsko srce: 1. Desni atrijum, 2. Levi atrijum, 3. Superiorna vena kava, 4. Aorta, 5. Plućna arterija, 6. Plućna vena, 7. Mitralni zalistak, 8. Aortni zalistak, 9. Leva ventrikula, 10. Desna ventrikula, 11. Inferiorna vena kava, 12. Trikuspidalni zalistak, 13. Plućni (pulmonarni) zalistak.

Slika 2.2 Grafički prikaz srca i cirkulatornog sistema

Slika 3.1 Akcioni potencijal izolovane ćelije - jedan depolarizaciono repolarizacioni ciklus

Slika 3.2 Provodni sistem srca: 1. SA-sinoatrijalni čvor, 2. AV- atrioventrikularni čvor 3. Hisov snop 4. Right bundle branch-Desna grana Hisovog snopa 5. Left bundle branch-Leva grana Hisovog snopa 6. Purkinjeova vlakna 7. LA-leva pretkomora 8. RA-desna pretkomora 9. LV-leva ventrikula 10. RV- desna ventrikula

Slika 3.3 Superpozicija talasnih oblika akcionih potencijala (redom): Sinoatrijalnog čvora, atrijuma, Atrioventrikularnog čvora, Hisovog snopa i Purkinjeovih vlakana, Endokardijuma, Midmiokardijuma, Epikardijuma

Slika 3.4 EKG signal tokom jednog srčanog ciklusa

Slika 4.1 Realni zapis dvanaestokanalnog EKG-a i pozicije njegovih elektroda na telu

Slika 4.2 Depolarizacioni talas na EKG

Slika 5.1 Trajektorija generisana dinamičkim modelom u 3D prostoru definisanog koordinatama x , y , z .

Slika 5.2 Modeliranje QRS talasa Matlab EKG simulacijom na principu Furijeove serije

Slika 5.3 Modeliranje P, T, i U talasa Matlab EKG simulacijom na principu Furijeove serije

Slika 5.4 Odabir otkucaja za formiranje šablona u *mSENS* sistemu

Slika 5.5 Parametri QRS modela u detekciji komorskih ekstrasistola (VES otkucaja)

Slika 5.6 EKG sintetizovan Matlab kodom QRSpulse.m (gore-kontinulano, dole diskretno)

Slika 5.7 EKG sintetizovan Matlab kodom ECGwaveGen.m

Slika 5.8 EKG sintetizovan Matlab kodom ecgsyn.m

Slika 5.9 EKG sintetizovan Matlab kodom iz Mathworks biblioteke

Slika 5.10 Izgled talasa simuliranog pomoću funkcije *P_T_U_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu. Slika gore je snimak funkcije sa faktorom nagiba $\xi = -0,4$ dok je na slici dole $\xi = 0,4$.

Slika 5.11 Izgled F talasa simuliranog pomoću funkcije *F_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu. Slika gore je snimak funkcije sa faktorom nagiba $\xi = -0,4$ dok je na slici dole $\xi = 0,4$.

Slika 5.12 Izgled QRS kompleksa modelovanog pomoću funkcije *QRS_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu.

Slika 5.13 Izgled EKG ciklusa modelovanog pomoću funkcije *ECG_cycle.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu.

Slika 6.1 Realni snimak Normalnog sinusnog ritma.

Slika 6.2 Modeliran Normalan sinusni ritam

Slika 6.3 Model koji prikazuje kako se uspostavlja kružna reentri petlja a) Desna oblast, oblast sporijeg provođenja b) Desni put je blokiran c) *Reentri* petlja

Slika 6.4 Realni snimak Sinusne (respiratorne) aritmije

Slika 6.5 Modelirana Sinusna (respiratorna) aritmija

Slika 7.1 Ulazni grafički interfejs *ECG_simulatora_1*

Slika 7.2 Aktivni grafički interfejs *ECG_simulatora_1*

- Slika 9.1** Realni snimak Sinusne tahikardije
Slika 9.2 Modelirana Sinusna tahikardija
Slika 9.3 Realni snimak Sinusne bradikardije
Slika 9.4 Modelirana Sinusna bradikardija
Slika 9.5 Realni snimak Sinusne (respiratorne) aritmije
Slika 9.6 Modelirana Sinusna (respiratorna) aritmija
Slika 9.7 Realni snimak Sinusne pauze
Slika 9.8 Modelirana Sinusna pauza
Slika 9.9 Realni snimak Sinusnog bloka
Slika 9.10 Modeliran Sinusni blok
Slika 9.11 Realni snimak Prevmemene atrijske kontrakcije (PAC)
Slika 9.12 Modelirana Prevmemena atrijska kontrakcija (PAC)
Slika 9.13 Realni snimak Multifokalne atrijske tahikardije
Slika 9.14 Modelirana Multifokalna atrijska tahikardija
Slika 9.15 Realni snimak Lutajućeg atrijskog impulsa
Slika 9.16 Modeliran Lutajući atrijski impuls
Slika 9.17 Realni snimak Supraventrikularne tahikardije (SVT)
Slika 9.18 Modelirana Supraventrikularna tahikardija (SVT)
Slika 9.19 Realni snimak Paroksizmalne supraventrikularne tahikardije (PSVT)
Slika 9.20 Modelirana Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT)
Slika 9.21 Realni snimak Atrijskog flatera
Slika 9.22 Modeliran Atrijski flater
Slika 9.23 Realni snimak Atrijske fibrilacije
Slika 9.24 Modelirana Atrijska fibrilacija
Slika 9.25 Realni snimak Spojničkog ritma
Slika 9.26 Modelirani Spojnički ritam
Slika 9.27 Realni snimak Prevmemene spojničke kontrakcije
Slika 9.28 Modelirana Prevmemena spojnička kontrakcija (PJC)
Slika 9.29 Realni snimak Spojničke tahikardije
Slika 9.30 Modelirana Spojnička tahikardija
Slika 9.31 Realni snimak Spojničkog udara izmicanja
Slika 9.32 Modeliran Spojnički udar izmicanja
Slika 9.33 Realni snimak Prevmemene ventrikularne kontrakcije (PVC)
Slika 9.34 Modelirana Prevmemena ventrikularna kontrakcija (PVC)
Slika 9.35 Realni snimak Uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
Slika 9.36 Modelirane Uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
Slika 9.37 Realni snimak Multiformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
Slika 9.38 Modelirane Multiformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
Slika 9.39 Realni snimak Ventrikularne bigeminije (PVC)
Slika 9.40 Modelirane Ventrikularna bigeminija (PVC)
Slika 9.41 Realni snimak Ventrikularne trigeminije (PVC)
Slika 9.42 Modelirana Ventrikularna trigeminija (PVC)
Slika 9.43 Realni snimak Ventrikularne kvadrigeminije (PVC)
Slika 9.44 Modelirana Ventrikularna kvadrigeminija (PVC)
Slika 9.45 Realni snimak Uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
Slika 9.46 Modelirane Uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)

- Slika 9.47** Realni snimak Ventrikularne tahikardije (VT) – Monomorfne
Slika 9.48 Modelirana Ventrikularna tahikardija (VT) – Monomorfna
Slika 9.49 Realni snimak Ventrikularne tahikardije (VT) – Polimorfne
Slika 9.50 Modelirana Ventrikularna tahikardija (VT) – Polimorfna
Slika 9.51 Realni snimak Ventrikularne fibrilacije
Slika 9.52 Modelirana Ventrikularna fibrilacija
Slika 9.53 Realni snimak Ventrikularnog udara izmicanja
Slika 9.54 Modeliran Ventrikularni udar izmicanja
Slika 9.55 Realni snimak Ventrikularna asistola
Slika 9.56 Modelirana Ventrikularna asistola
Slika 9.57 Realni snimak Idioventrikularnog ritma
Slika 9.58 Modeliran Idioventrikularni ritam
Slika 9.59 Realni snimak Ubrzanog idioventrikularnog ritma
Slika 9.60 Modeliran Ubrzani idioventrikularni ritam
Slika 9.61 Realni snimak Asistolije
Slika 9.62 Modelirana Asistolija
Slika 9.63 Realni snimak AV blok I stepena
Slika 9.64 Modeliran AV blok I stepena
Slika 9.65 Realan snimak AV bloka II stepena tip I (Mobitz I)
Slika 9.66 Modeliran AV blok II stepena tip I (Mobitz I)
Slika 9.67 Realni snimak AV bloka II stepena tip II (Mobitz II)
Slika 9.68 Modeliran AV blok II stepena tip (Mobitz II)
Slika 9.69 Realni snimak AV bloka III stepena
Slika 9.70 Modeliran AV blok III stepena
Slika 9.71 Realni snimak Bloka desne grane
Slika 9.72 Model Bloka desne grane
Slika 9.73 Realni snimak Bloka leve grane
Slika 9.74 Model Bloka leve grane
Slika 9.75 Realni snimak Wolf-Parkinson-White-ovog (WPW) sindroma
Slika 9.76 Model Wolf-Parkinson-White-ovog (WPW) sindroma

Lista tabela

- Tabela 5-1** Modelirajući parametri koji generišu EKG ciklus
Tabela 6-1 Vrednosti modelirajućih parametara normalnog sinusnog ritma
Tabela 6-2 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne (respiratorne) aritmije
Tabela 9-1 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne tahikardije
Tabela 9-2 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne bradikardije
Tabela 9-3 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne (respiratorne) aritmije
Tabela 9-4 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne pauze
Tabela 9-5 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusnog bloka
Tabela 9-6 Vrednosti modelirajućih parametara Prevmene atrijalne kontrakcije (PAC)
Tabela 9-7 Vrednosti modelirajućih parametara Multifokalne atrijalne tahikardije (MAT)
Tabela 9-8 Vrednosti modelirajućih parametara Lutajućeg atrijalnog impulsa
Tabela 9-9 Vrednosti modelirajućih parametara Supraventrikularne tahikardije (SVT)

- Tabela 9-10** Vrednosti modelirajućih parametara Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT)
- Tabela 9-11** Vrednosti modelirajućih parametara Atrijalnog flater-a
- Tabela 9-12** Vrednosti modelirajućih parametara Atrijalne fibrilacije
- Tabela 9-13** Vrednosti modelirajućih parametara Spojničkog ritma
- Tabela 9-14** Vrednosti modelirajućih parametara Prevmene spojničke kontrakcije
- Tabela 9-15** Vrednosti modelirajućih parametara Spojničke tahikardije
- Tabela 9-16** Spojnički udar izmicanja
- Tabela 9-17** Vrednosti modelirajućih parametara Prevmene ventrikularne kontrakcije (PVC)
- Tabela 9-18** Vrednosti modelirajućih parametara Uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
- Tabela 9-19** Vrednosti modelirajućih parametara Multiformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
- Tabela 9-20** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne bigeminije (PVC)
- Tabela 9-21** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne trigeminije (PVC)
- Tabela 9-22** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne kvadrigeminija (PVC)
- Tabela 9-23** Vrednosti modelirajućih parametara Uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)
- Tabela 9-24** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne tahikardije (VT) – Monomorfne
- Tabela 9-25** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne tahikardije (VT) – Polimorfne
- Tabela 9-26** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne fibrilacije
- Tabela 9-27** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularnog udara izmicanja
- Tabela 9-28** Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne asistole
- Tabela 9-29** Vrednosti modelirajućih parametara Idioventrikularnog ritma
- Tabela 9-30** Vrednosti modelirajućih parametara Ubrzanog idioventrikularnog ritma
- Tabela 9-31** Vrednosti modelirajućih parametara Asistolije
- Tabela 9-32** Vrednosti modelirajućih parametara AV blok I stepena
- Tabela 9-33** Vrednosti modelirajućih parametara AV bloka II stepena tip I (Mobitz I)
- Tabela 9-34** Vrednosti modelirajućih parametara AV bloka II stepena tip II (Mobitz II)
- Tabela 9-35** Vrednosti modelirajućih parametara AV bloka III stepena
- Tabela 9-36** Vrednosti modelirajućih parametara Bloka desne grane
- Tabela 9-37** Vrednosti modelirajućih parametara Bloka leve grane
- Tabela 9-38** Vrednosti modelirajućih parametara Wolf-Parkinson-White-ovog (WPW) sindroma

Lista jednačina

$$x' = \alpha x - \omega y \quad \text{Jednačina (1)}$$

$$y' = \alpha y - \omega x \quad \text{Jednačina (2)}$$

$$z' = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp \left(- \frac{\Delta \theta_i^2}{2 b_i^2} \right) - (z - z_0) \quad \text{Jednačina (3)}$$

$$\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2} \quad \text{Jednačina (4)}$$

$$\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \quad \text{Jednačina (5)}$$

∞

∞

$$f(x) = (a_0/2) + \sum_{n=1} a_n \cos(n\pi x / l) + \sum_{n=1} b_n \sin(n\pi x / l), \quad \text{Jednačina (6)}$$

$$a_0 = (1/l) \int_T f(x) dx \quad T = 2l \quad \text{Jednačina (7)}$$

$$a_n = (1/l) \int_T f(x) \cos(n\pi x / l) dx \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad \text{Jednačina (8)}$$

$$b_n = (1/l) \int_T f(x) \sin(n\pi x / l) dx \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad \text{Jednačina (9)}$$

$$f(x) = (a_0/2) + \sum_{n=1} a_n \cos(n\pi x / l) \quad \text{na intervalu } (-l/b) < x < (l/b) \quad \text{Jednačina (10)}$$

$$a_0 = (1/l) \int_T f(x) dx = (a/b) (2 - b) \quad \text{Jednačina (11)}$$

$$a_n = (1/l) \int_T f(x) \cos(n\pi x / l) dx = (2ba / (n^2 \pi^2)) (1 - \cos(n\pi/b)) \quad \text{Jednačina (12)}$$

$$b_n = (1/l) \int_T f(x) \sin(n\pi x / l) dx = 0 \quad \text{Jednačina (13)}$$

$$f(x) = \cos((\pi b x) / (2l)) \quad (-l/b) < x < (l/b) \quad \text{Jednačina (14)}$$

$$a_0 = (1/l) \int_T \cos((\pi b x) / (2l)) dx = (a/(2b))(2-b) \quad \text{Jednačina (15)}$$

$$a_n = (1/l) \int_T \cos((\pi b x) / (2l)) \cos(n\pi x / l) dx = ((2ba)/(l^2 \pi^2)) (1 - \cos((n\pi)/b)) \cos((n\pi x)/l) \quad \text{Jednačina (16)}$$

$$b_n = (1/l) \int_T \cos((\pi b x) / (2l)) \sin(n\pi x / l) dx = 0 \quad \text{Jednačina (17)}$$

$$f(t) = A \exp\left(-\frac{(t-t_0)^2}{\sigma^2}\right), \quad \text{Jednačina (18)}$$

$$f(t) = A \exp\left(-\frac{g^2(t-t_0)}{\sigma^2}\right), \quad \text{Jednačina (19)}$$

$$g(t) = \begin{cases} \exp(\xi)t & , t > 0 \\ \frac{1}{\exp(\xi)}t & , t < 0 \end{cases} \quad \text{Jednačina (20)}$$

$$f(t) = -A \frac{(t-t_0)}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{(t-t_0)^2}{\sigma^2}\right),$$

Jednačina (21)

$$f(t) = -A \frac{g(t-t_0)}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{g^2(t-t_0)}{\sigma^2}\right),$$

Jednačina (22)

$$g(t) = \begin{cases} \exp(\xi)t & , t > 0 \\ \frac{1}{\exp(\xi)}t & , t < 0 \end{cases}$$

Jednačina (23)

Lista skraćenica

AV.....	Atrio-ventrikularni
GUI.....	Grafički Korisnički Interfejs
SA.....	Sinoatrijalni
EKG.....	Elektrokardiogram
aVR.....	Pojačana voltaža desno (<i>eng. augmented voltage right</i>)
aVL.....	Pojačana voltaža levo (<i>eng. augmented voltage left</i>)
aVF.....	Pojačana voltaža stopalo (<i>eng. augmented voltage foot</i>)
RA.....	Desna ruka (<i>eng. right arm</i>)
LA.....	Leva ruka (<i>eng. left arm</i>)
RL.....	Desna noga (<i>eng. right leg</i>)
LL.....	Leva noga (<i>eng. left leg</i>)
HRV.....	Varijabilnost srčanog ritma(<i>eng. Hart Rate Variability</i>)
LF.....	Niska frekvencija (<i>eng. Low frequency</i>)
HF.....	Visoka frekvencija(<i>eng. High frequency</i>)
VES.....	Ventrikularne ekstra sistole
RSA.....	Respiratorna sinus aritmija
PAC.....	Prevremena atrijalna kontrakcija
MAT.....	Multifokalna Atrijalna tahikardija
WAP.....	Lutajući atrijalni impuls (<i>Wandering atrial pacemaker</i>)
SVT.....	Supraventrikularna tahikardija
PSVT.....	Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija
PJC.....	Prevremena spojnička kontrakcija (<i>Premature junctional contractio-PJC</i>)
PVC.....	Prevremena ventrikularna kontrakcija
VT.....	Ventrikularna tahikardija
VF.....	Ventrikularna fibrilacija
WPW.....	Wolf-Parkinsonov-White-ov sindrom
Pamp.....	amplituda P talasa
Famp.....	amplituda F talasa, koji se javlja u slučaju atrijalnog flatera

Pwidth.....	širina P ili F talasa
Pslant.....	parametar nagiba P ili F talasa
Print.....	interval između vrhova P talasa i R talasa QRS kompleksa
Qamp.....	amplituda Q talasa
Ramp.....	amplituda R talasa
Samp.....	amplituda S talasa
Rwidth.....	širina R talasa
RRint.....	interval između vrhova R talasa dva uzastopna srčana ciklusa
Tamp.....	amplituda T talasa
Twidth.....	širina T talasa
Tslant.....	faktor nagiba T talasa
RTint.....	interval između vrhova QRS kompleksa i T talasa
Uamp.....	amplituda U talasa
Uwidth.....	širina U talasa
Uslant.....	faktor nagiba U talasa
Tuint.....	interval između maksimuma T i U talasa izražen

Zahvalnica

Zahvaljujem se prof. Dr Mirjani Popović i prof. Dr Dejanu Popoviću na profesionalnim savetima i sugestijama tokom izrade ovog rada.

Zahvaljujem se kolegama iz laboratorije 69 na stručnoj tehničkoj pomoći, a naročito Nadici Miljković.

Posebno se zahvaljujem svojoj porodici, devojci i prijateljima na beskrajnom strpljenju i podršci.

Ovaj master rad se sastoji od 10 poglavlja.

Prvo poglavlje predstavlja uvod i daje kratak pregled radova iz oblasti modeliranja EKG signala, kao i njihovu relaciju sa ponuđenim rešenjem u ovom radu. U drugom poglavlju je objašnjena struktura srca kao i njegova funkcija u cirkulatornom sistemu.

Treće poglavlje je kratko upoznavanje sa srčanim ćelijama i njihovom električnom aktivnošću, karakterističnim talasima, normalnim intervalima i segmentima EKG signala koji su bitni za modelovanje talasa u ovom radu. Četvrto poglavlje opisuje dvanaestokanalni EKG uređaj i način snimanja električne aktivnosti.

U petom poglavlju su predstavljeni matematički modeli korišćeni za dobijanje karakterističnih talasa EKG signala i model korišćen za sintetisanje normalnog sinusnog ritma i poremećaja srčanog ritma.

U šestom poglavlju izloženi su rezultati modelovanja poremećaja srčanog ritma kreirani u Matlab programskom paketu. Uz svaki snimak simuliranog EKG signala prikazan je i realni EKG snimak odgovarajućeg srčanog ritma ili aritmije. Za svaki simulirani EKG signal ujedno je priložena tabela sa vrednostima parametara korišćenim za simulaciju.

Sedmo poglavlje daje prikaz i opisuje Grafički korisnički interfejs (GUI) i komentare pridružene pripadajućim aritmijama, koji se mogu pročitati u okviru GUI-a.

U osmom poglavlju je izveden zaključak uz navedene mogućnosti daljih smernica razvoja modela razvijanog u ovom radu.

Deveto poglavlje je prilog u kom su predstavljeni snimci svih simuliranih EKG signala pomoću simulatora EKG signala razvijanog u ovom radu i upoređeni sa realnim EKG snimcima odgovarajućih srčanih ritmova ili aritmija. Za svaki simulirani EKG signal je priložena tabela sa vrednostima parametara korišćenim za simulaciju i pripadajućim komentarima. Pisani rad je priložen i u elektronskoj formi, zajedno sa svim potrebnim Matlab fajlovima potrebnim za pokretanje aplikacije.

Deseto poglavlje obuhvata materijale korišćene u izradi ovog projekta.

1. Uvod

Srčane aritmije odslikavaju različite promene EKG signala. Međusobno se razlikuju po tome da li, na primer, imaju normalan P talas, da li su QRS kompleksi uski ili široki, kakav je odnos između P talasa i QRS kompleksa i slično, kao i da li je ritam pravilan ili nepravilan. U oblasti kardiologije postoji potreba da se srčane aritmije modeliraju što realističnije. Jedna od mogućnosti je da se oblikom EKG-a manipuliše parametrima modulacije. U skladu sa tim moguće je definisati reprezentativne tabele koje sadrže vrednosti modelirajućih parametara EKG signala za različite tipove aritmija.

Zadatak ovog master rada bio je razvoj softverskog alata u *Matlab* programskom okruženju, koji na osnovu matematičkog modela simulira i generiše PQRST kompleks EKG signala, njegove intervale i segmente. Razvoj ovog modela baziran je na radovima koji su imali za cilj da simuliraju EKG signale, ili samo QRS komplekse. U ovim radovima i programima, mogu da se menjaju sledeći parametri: srčani ritam, dužina signala, frekvencija semplovanja, amplitude i trajanje, talasa, vrednosti interval i segmenata.

Osnove modeliranja talasa Gausovom funkcijom izložene u radu K. Dubovika [1], kao i princip sintetisanja PQRST signala zasnovan na korišćenju tri jednostavne diferencijalne jednačine P.E. McSharry et al [2] detaljno su obrađene u poglavlju 5.2 Projekat.

Najrealnija i najpotpunija simulacija EKG signala sa svim karakterističnim talasima i QRS kompleksom u Matlab programskom paketu realizovana je u radu R. Karthik[3]. Ovim algoritmom moguće je manipulirati amplitudama, širinom talasa i simulirati određene poremećaje i šum na elektrodama.

Matlab realizacija algoritama ECGwaveGen.m i QRSpulse.m Floyda Harriotta iz 2001. godine [10], bazirana na radu Ruha Antti i Seppo Nissila [5] prezentirana je u poglavlju 5.1.3.

U istom poglavlju prikazana je i Matlab realizacija ecgsyn.m algoritma bazirana na radu P.McSharry-a i G. Clifford-a [6]. ovi algoritmi se mogu naći na javno dostupnom sajtu www.physionet.org/ u delu www.physionet.org/physiobank/ banke podataka na internetu a mesto odakle se svi kodovi mogu preuzeti je <http://physionet.fri.uni-lj.si/physiotools/matlab/>

Na moguće pravce daljeg razvoja EKG modela ukazuje rad S. Jokića i I. Jokića[4].

Svi prethodno citirani radovi i kodovi realizovani u Matlab programskom paketu kao i njihovi grafički rezultati su obrađeni u delu 5.1, 5 poglavlja.

Matematički model korišćen za simulaciju EKG signala, u ovom radu je formiran pomoću Gausove krive za generisanje standardnih P, T i U talasa, dok je QRS kompleks modeliran pomoću nezavisnih talasa negativne (Q i S) i pozitivne (R) amplitude. Pozicije maksimuma

definisane su na osnovu vrednosti intervala PR_{int} , RT_{int} i TU_{int} , a širine talasa pomoću parametara P_{width} , R_{width} , T_{width} , U_{width} . Uvedenjem parametra nagiba omogućena je manipulacija asimetričnosti talasa. Tokom atrijskog flatera električna aktivnost srca se manifestuje u obliku "testerastih" ili flater talasa. Ovi talasi su modelovani pomoću prvog izvoda Gausove jednačine.

Aplikaciji realizovanog modela je omogućen pristup prikladnim grafičkim korisničkim interfejsom (GUI). Istovremeno, ponuđeni interfejs omogućava i prikaz realnih snimaka poremećaja upoređen sa izgledom rezultata modeliranja srčanih aritmija. Uz grafičko prikazivanje željenih aritmija, uključene su i prateće vrednosti karakterističnih parametara zajedno sa komentarima.

2. Struktura srca

Srce je mišićna pumpa koja svojim ritmičkim [kontrakcijama](#) omogućava stalni protok [krvi](#) kroz sva [tkiva](#) obezbeđujući normalnu razmenu materija. Srce je obmotano tankom membranom *perikardijum*, i nalazi se u centralnom delu grudnog koša, iznad dijafragme (mišićne mase koja deli grudni koš od abdomena). Veličina srca je približno stisnute pesnice, dok težina varira od 300-350 grama kod muškaraca do 250-300 grama kod žena.

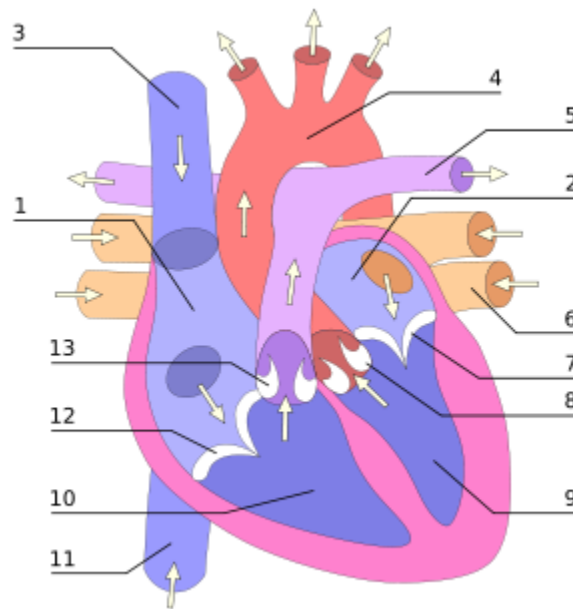
Srce se sastoji od dve pretkomore i dve komore. Gornje pretkomore se nazivaju *atrije* (*atrium dextrum et atrium sinistrum*) i preuzimaju krv koja se vraća nakon cirkulisanja kroz organizam u srce i vaskulaturnog sistema i prenosi tu krv u dve donje komore koje se nazivaju *ventrikule* (*ventriculus dexter et ventriculus sinister*). Ventrikule su mesto odakle se krv ponovo šalje kroz organizam.

Atrijum i ventrikula na levoj strani srca čine *levo srce*, dok atrijum i ventrikula na desnoj strani čine *desno srce*. Atrijumi i ventrikule sa obe strane srca su podeljenje zidom - *septum*, koji sprečava mešanje krvi levog i desnog srca. Deo zida koji deli desnu i levu atriju se zove *interatrijalni septum*, dok deo koji deli desnu i levu ventrikulu se zove *interventrikulni septum*.

Srčano pumpanje je proizvod ritmičke kontrakcije i opuštanja srčanog mišića, koji se naziva *miokardijum*. Pri kontrakciji zida atrijuma ili ventrikule, zid se pomera unutar srca i pritiska krv u komore. Ovaj pritisak tečnosti unutar komora primorava krv da napusti srce, i mišići koji čine zid atrija ili ventrikule se opuštaju i primaju novu količinu krvi. Mišići zidova ventrikula su deblji, jer za razliku od atrija koje moraju da provode krv do ventrikula, ventrikule provode krv do svih organa u organizmu, od najbližih do najdaljih, te moraju da imaju veću masu i snagu

pumpanja. Takođe, mišićni zid leve ventrikule je deblji od desne, jer desna ventrikula pumpa krv samo u pluća, dok leva ventrikula pumpa krv u ostatak organizma. Atrijum i ventrikula sa obe strane srca (leve i desne) su odvojene *atrio-ventrikularnim zaliscima (AV zalisci)*. Uloga ovih zalistaka je da kontrolišu tok krvi, tj. regulišu krv tako da teče iz atrijuma u ventrikulu, a nikako u obrnutom smeru, iz ventrikule u atrijum. AV zalisci se otvaraju i zatvaraju kao rezultat u cikličnim promenama pritiska sa svakim otkucajem srca. Kada je pritisak u atrijumu viši od onog u ventrikuli, zalistak se otvori, u suprotnom se zalistak zatvori.

Svi sastavni elementi ljudskog srca mogu se videti na Slici 2.1.



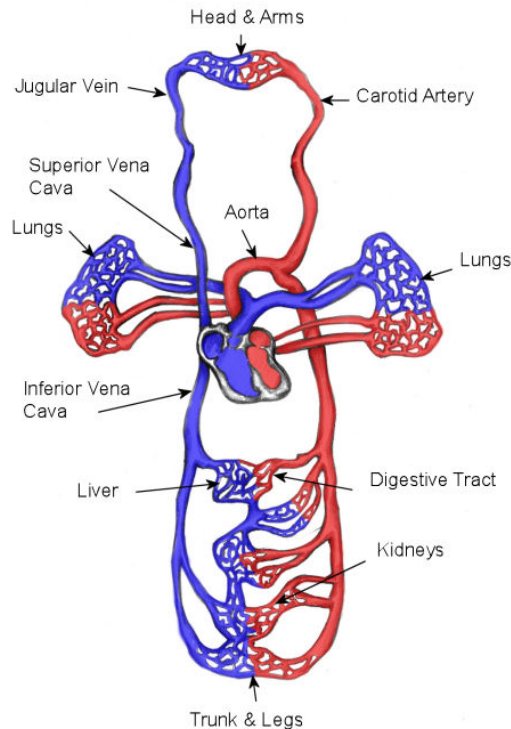
Slika 2.1 Ljudsko srce: 1. Desni atrijum, 2. Levi atrijum, 3. Superiorna vena kava, 4. Aorta, 5. Plućna arterija, 6. Plućna vena, 7. Mitralni zalistak, 8. Aortni zalistak, 9. Leva ventrikula, 10. Desna ventrikula, 11. Inferiorna vena kava, 12. Trikuspidalni zalistak, 13. Plućni (pulmonarni) zalistak.

2.1 Srce i cirkulatorni sistem

Cirkulatorni sistem se sastoji od dva podsistema, *plućni* i *sistemski cirkulatorni krug*. Plućni krug obuhvata sve [krvne sudove](#) u [plućima](#) kao i one krvne sudove koji spajaju pluća i srce. Sistemski krug obuhvata sve ostale krvne sudove i organe u organizmu. Glavna razlika ovih cirkulatornih podsistema je u krvi koja prolazi kroz njih. Desno srce snabdeva krv plućnom cirkulatornom krugu, dok levo srce snabdeva krv sistemskom cirkulatornom krugu. Krv navedena dva podsistema se nikad ne meša. Oba podsistema se sastoje od velikog broja [kapilara](#) koji čine mrežu u kojoj se odvija razmena molekula. Za krv koja napusti plućne kapilare kažemo da je *oksidovana*, jer je puna molekula [kiseonika](#), i ona se putem vaskulturnog sistema

transportuje do organa. U organima dolazi do razmena materije, tj. kiseonik iz sveže krvi se razmeni za [ugljendioskid](#), od kojeg ćelije moraju da se oslobode. Krv koja nosi ugljendioksid, naziva se *deoksidovana* krv, i transportuje se putem sistemskog cirkularnog kruga. U dijagramima, ove dve krve su obojene plavom (za onu koja nosi ugljendioksid) i crvenom (za onu koja nosi kiseonik). Putanja kojom se krv transportuje (Slika 2.2) i obide ceo jedan krug unutar organizma je sledeća:

1. Leva ventrikula pumpa oksidovanu krv u [aortu](#), arterija koja transportuje krv u kapilare svih organa i tkiva u sistemskom cirkulatornom krugu.
2. Krv postane deoksidovana u sistemskom cirkulatornom krugu i putuje natrag u srce putem *superiorne* i *inferiorne vena kave* (superiorna vena kava je odgovorna za krv organa iznad [dijafragme](#), dok je inferiorna vena kava odgovorna za krv organa ispod dijafragme) u desnu atriju.
3. Iz desne atrije, krv protiče kroz trikuspidalni zalistak do desne ventrikule.
4. Desna ventrikula pumpa krv kroz Pulmonarni semilunarni zalistak u plućne arterije, koje dalje provode ovu deoksidovanu krv u pluća (plućne arterije su jedine arterije u organizmu koje sprovode deoksidovanu krv u pluća).
5. U plućima dolazi do razmene materija, i stara deoksidovana krv razmeni ugljendioksid za kiseonik, i postaje oksidovana krv koja zatim putuje putem plućnih vena do Aortnog semilunarnog zalistka i leve atrije.
6. Iz leve atrije, krv putuje kroz mitralni zalistak i dolazi u levu ventrikulu, odakle smo i počeli ovaj put sa brojem 1.

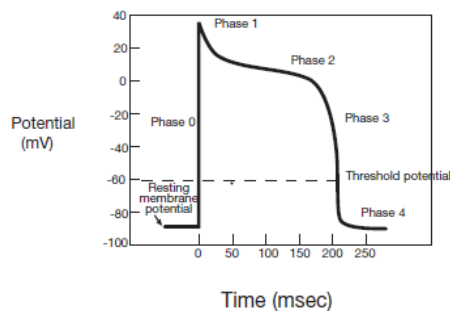


Slika 2.2 Grafički prikaz srca i cirkulatornog sistema

3. Srčane ćelije i njihov elektricitet

U stanju mirovanja srčane ćelije su polarizovane, što znači da je njihova unutrašnjost elektronegativna u odnosu na spoljašnjost. Ovaj električni potencijal održavaju membranske pumpe koje obezbeđuju da raspored jona (prvenstveno kalijuma, natrijuma, hlora i kalcijuma) bude takav da unutrašnjost ćelije postane negativno, a spoljašnjost pozitivno naelektrisana. Srčane ćelije mogu da izgube svoj negativni unutrašnji naboj u procesu koji se naziva *depolarizacija*.

Depolarizacija je glavni električni proces u srcu. Ona se širi sa ćelije na ćeliju, stvarajući depolarizacioni talas koji se prenosi na celo srce. Opisani talas predstavlja protok elektriciteta, tj. električnu struju koja se može detektovati elektrodama na površini tela. Na Slici 3.1 ilustrovan je izgled potencijala ćelije u zavisnosti od trenutka trajanja jednog depolarizaciono-repolarizacionog ciklusa.



Slika 3.1 Akcioni potencijal izolovane ćelije - jedan depolarizaciono repolarizacioni ciklus

Pošto se depolarizacija završi, srčane ćelije ponovo uspostavljaju svoj potencijal mirovanja u procesu koji se naziva *repolarizacija*. Svi talasi koji se vide na EKG su manifestacija procesa depolarizacije i repolarizacije.

U elektrokardiografskom smislu posmatrano, srce se sastoji od tri tipa ćelija:

1. Pejsmejker ćelija – koje predstavljaju izvor električnih impulsa u srcu,
2. Ćelija provodnog sistema – koje čine električnu instalaciju srca i
3. Miokardnih ćelija – čiji zadatak je kontrahovanje celog srca.

Pejsmejker ćelije su sitne ćelije čija dužina iznosi između 5 i 10 μm . Te ćelije su sposobne da se nebrojano puta spontano depolarizuju određenom učestanošću. Učestanost depolarizacije određuje njihove elektrofiziološke karakteristike i spoljašnji neurohormonalni uticaj.

Provodne ćelije srca su dugačke, tanke ćelije koje poput kablova u električnom kolu, brzo i efikasno prenose električnu struju do udaljenih delova srca. U srčanim komorama putevi su anatomske jasno definisani, što nije slučaj sa sa pretkomorama.

Miokardne ćelije ili ćelije radne muskulature srca, čine ubedljivo najveći deo srčanog tkiva. One su zadužene za težak fizički rad kojim se srce neprestano kontahuje i relaksira i pumpa krv u sve delove tela. Dugačke su između 50 i 100 μm i prepune su kontraktilnih proteina, aktina i miozina. Nakon što depolarizacioni talas dospe do njih, on nastavlja znatno da se širi kroz ceo miokard.

Svaka ćelija srca sposobna je da se ponaša kao pejsmejker ćelija. U normalnim okolnostima ova sposobnost samoeksitacije je potisnuta, ali je mogu aktivirati izostanak impulsa iz prvobitnih pejsmejker ćelija, o čemu će biti više reči u poglavljima četiri i šest.

3.1 Srčani ciklus

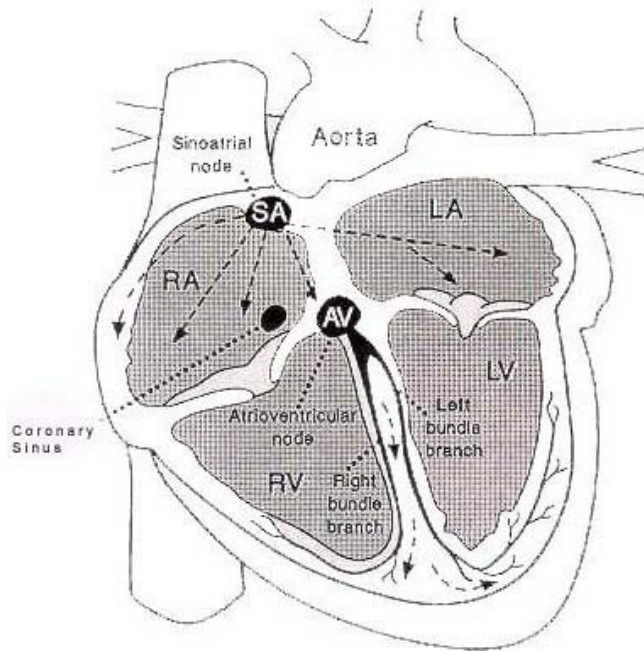
3.1.1 Karakteristični talasi

U ovom delu rada pratićemo jedan srčani ciklus koji čine kontrakcija (*sistola*) i relaksacija (*dijastola*) srca, koncentrišući se na električna zbivanja koja stvaraju osnovne talase i linije na standardnom EKG-u. Provodni sistem srca prikazan je na Slici 3.2

Dominatna pejsmejker ćelija srca je *sinoatrijalni čvor* ili *sinusni čvor (SA)*, koji se nalazi u vrhu desne pretkomore. Normalna učestanost spontane depolarizacije ovih ćelija kreće se od 60 do 100 puta u minutu, ali može značajno da varira, zavisno od aktivnosti vegetativnog sistema (simpatička, adrenalinska stimulacija povećava, dok parasimpatička, vagusna aktivnost smanjuje frekvenciju) i potreba organizma za pojačanim radom srca (fizička aktivnost ubrzava srčani ritam, relaksacija usporava).

Nakon što se on aktivira, talas depolarizacije počinje da se širi kroz pretkomore, slično talasu koji stvara kamenčić bačen na mirnu površinu vode. Posledica depolarizacije pretkomorskih miokardnih ćelija je kontrakcija pretkomora. Površinske elektrode beleže ovu električnu aktivnost i ona se naziva *P talas*.

Pošto se sinusni čvor nalazi u desnoj pretkomori, ona počinje da se depolarizuje pre leve, ali zato prva i završava depolarizaciju. Prema tome, prvi deo P talasa predstavlja depolarizaciju desne pretkomore, a drugi deo leve. Kada se depolarizacija obe komore završi, EKG se umiri tj. pokazuje *izoelektričnu liniju*.



Slika 3.2 Provodni sistem srca: 1. SA-sinoatrijalni čvor, 2. AV- atrioventrikularni čvor 3. Hisov snop 4. Right bundle branch-Desna grana Hisovog snopa 5. Left bundle branch-Leva grana Hisovog snopa 6. Purkinjeova vlakna 7. LA-leva pretkomora 8. RA-desna pretkomora 9. LV-leva ventrikula 10. RV- desna ventrikula

Kod zdravog srca postoji električna barijera na spoju pretkomora i komora. Srčani zalisci koji razdvajaju komore i pretkomore sprečavaju depolarizacioni talas koji je završio svoj put kroz pretkomore da uspostavi kontakt sa komorama. Zato je električna struja prinuđena da se probije internodalnim putevima kroz *interventrikularni septum*, zid koji razdvaja levu i desnu komoru, gde se nalazi *atrioventrikularni (AV) čvor* i u njemu se zadrži na kratko, približno jedne desetine sekunde. Tokom tog zadržavanja nema električne aktivnosti koja se može detektovati. Ovo fiziološko zadržavanje provođenja izuzetno je značajno jer omogućava pretkomorima da završe svoju kontrakciju pre nego što komore počnu da se kontrahuju. Ovakvo funkcionisanje električne instalacije srca omogućava pretkomorima da krv koja se nakupila u njima isprazne u komore, pre nego što one započnu svoju kontrakciju. Poput sinoatrijalnog čvora i atrioventrikularni čvor je pod uticajem nervnog sistema. Parasimpatička stimulacija dodatno usporava, dok simpatička stimulacija dodatno ubrzava provođenje struje kroz atrioventrikularni čvor.

Anatomija komorskog provođenja je složena ali u osnovi se sastoji iz tri dela:

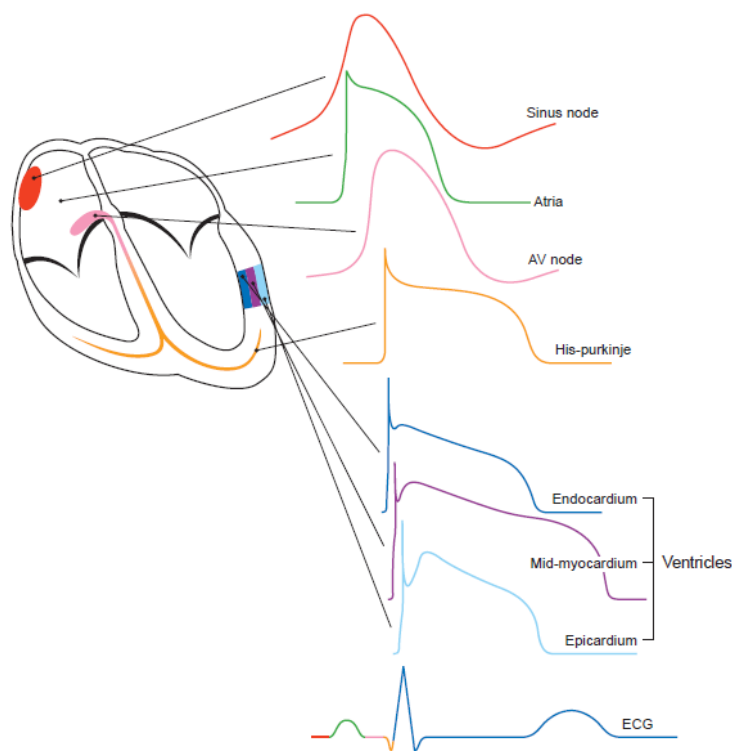
1. *Hisovog snopa*,
2. *Grana Hisovog snopa i*
3. *Terminalnih Purkinjeovih vlakana.*

Hisov snop izlazi iz AV čvora i skoro odmah se deli na levu i desnu granu. Desna grana provodi struju niz desnu stranu interventrikularnog septuma do vrha desne komore. Put leve grane je komplikovaniji.

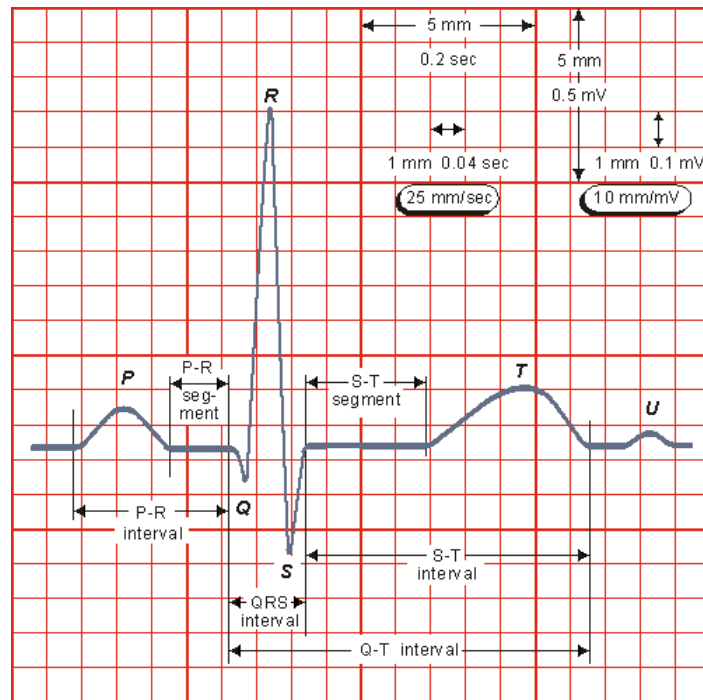
Putanja leve grane obuhvata tri glavna snopa ili fascikulusa:

1. *Septalni fascikulus*, koji depolarizuje interventrikularni septum sleva nadesno,
2. *Prednji fascikulus*, koji se proteže duž prednje strane leve komore i
3. *Zadnji fascikulus*, koji prolazi zadnjom površinom leve komore.

I desna i leva grana sa svojim fascikulusima, se završavaju bezbrojnim sićušnim *Purkinjeovim vlaknima*, koje prenose električnu struju na miokard komora. Na Slici 3.2 prikazana je superpozicija električnih impulsa provodnog sistema srca, merene površinskim elektrodama.



Slika 3.3 Superpozicija talasnih oblika akcionih potencijala (redom): Sinoatrijalnog čvora, atrijuma, Atrioventrikularnog čvora, Hisovog snopa i Purkinjeovih vlakana, Endokardijuma, Midmiokardijuma, Epikardijuma



Slika 3.4 EKG signal tokom jednog srčanog ciklusa

Slika 3.3 ilustruje EKG signal tokom jednog srčanog ciklusa. Na Slici 3.3 treba uočiti da depolarizacija komorskog miokarda, a samim tim i kontrakcija komora, stvara novu defleksiju (skretanje) na EKG-u koja se naziva *QRS kompleks*. Amplituda QRS kompleksa mnogo je veća od amplitude pretkomorskog P talasa zato što komore imaju znatno veću mišićnu masu od pretkomora. Oblik QRS kompleksa je znatno složeniji i varijabilniji od P talasa, što ukazuje da je struktura puteva depolarizacije komora kompleksnija nego u pretkomora.

3.1.2 Delovi QRS kompleksa, U talas

QRS kompleks čini nekoliko zasebnih talasa, od kojih svaki ima svoj naziv (videti Sliku 3.3). Uobičajeno je da se zbog svog šiljatog izgleda komponente QRS kompleksa nazivaju zupcima, a ne talasima. Prva negativna defleksija naziva se *Q zubac*. Početni deo QRS zupca predstavlja depolarizaciju septuma, koju sprovodi septalni fascikulus leve grane. Prva pozitivna defleksija naziva se *R zubac*. Desna i leva grana se depolarizuju skoro istovremeno, međutim ono što se vidi na EKG-u prvenstveno predstavlja depolarizaciju leve komore, jer je njena mišićna masa gotovo tri puta veća od mase desne komore. Prva negativna defleksija koja nastaje posle pozitivnog R zubca naziva se *S zubac*.

Posle depolarizacije, miokardna ćelija prolazi kroz kraći *refraktorni period* tokom kojeg je popuno neosetljiva na podražaje. Potom se ćelija *repolarizuje*, tj. ponovno uspostavlja elektronegativnost svoje unutrašnjosti i postaje osetljiva na podražaje. Repolarizacija komora na EKG-u ispisuje treći talas koji nosi naziv T talas. Postoji i talas repolarizacije pretkomora ali se

javlja u isto vreme kada i depolarizacija komora, pa je maskiran znatno većim QRS kompleksom.

U talas je talas male, pozitivne amplitude (normalno ne viši od 1 mm) koji sledi nakon T talasa, a koji je prisutan na elektrokardiogramu mnogih zdravih osoba. Najbolje se može uočiti kod sporije srčane frekvencije. Smatra se da predstavlja repolarizaciju Pukinjeovih vlakana ali o genezi ovog talasa ne postoji jedinstveni stav.

3.1.3 Intervali i segmenti

Različite ravne linije koje spajaju pojedine talase EKG-a takođe imaju svoja imena, tako da govorimo o PR intervalu, ST segmentu, QT intervalu i tako dalje. Segment predstavlja ravnu liniju koja povezuje dva talasa, dok interval, osim ove linije obuhvata i najmanje jedan talas.

Razlikujemo sledeće intervale i segmente:

1. *PR interval* – sastoji se iz P talasa i ravne linije koja ga spaja sa QRS kompleksom. On predstavlja vreme koje protekne od početka depolarizacije pretkomora do početka depolarizacije komora.
2. *PR segment* – ravna linija koja se pruža od kraja P talasa do početka QRS kompleksa. Prema tome on predstavlja vreme od završetka depolarizacije pretkomora do početka depolarizacije komora.
3. *ST segment* – ravna linija koja spaja QRS kompleks i početak T talasa, tj. vreme od završetka depolarizacije do početka repolarizacije komora.
4. *QT interval* - obuhvata QRS kompleks, ST segment i T talas i predstavlja vreme koje od početka depolarizacije komora do završetka repolarizacije komora.
5. *QRS interval* - označava vreme trajanja samo QRS kompleksa bez spajajućih segmenata.
6. *RR interval* - predstavlja rastojanje između dva susedna R pika i služi za određivanje komorskog ritma.
7. *PP interval* - predstavlja rastojanje između dva susedna P talasa i služi za određivanje pretkomorskog ritma.

Frekvencija srčanog ritma se računa kao broj otkucaja u minuti. Obično se meri frekvencija rada komora, odnosno broj QRS kompleksa.

Srčani ritam se procenjuje RR intervalom ili periodom u sekundama (Slika 3), ili njegovom recipročnom vrednošću (otkucaja/min).

4 EKG i njegova primena

Svaki čovek je jedinstven, njegova anatomska struktura i orijentacija srca variraju u tolikoj meri da je kruta primena pravila nemoguća. Sasvim je dovoljno da srce u grudnoj duplji bude postavljeno pod malo drugačijim uglom pa da detektovani bifazni talas bude negativan. Zato se normalna orijentacija i vrednost talasnih vektora ne izražava kao tačna vrednost, već kao raspon normalnih vrednosti. Određeni poremećaji mogu biti svojevrsna kombinacija više vrsta aritmija, vrlo teški za detektovanje čak i iskusnim kardiolozima. Rešavanje takvih slučajeva svakako počinje dobrim poznavanjem svake pojedinačne patologije u svakom odvodu EKG signala. U ovom radu normalan ritam kao i svi ostali poremećaji srčanog ritma, modelirani su tako da budu približno isti II odvodu realnog EKG. Zato je u ovom poglavlju objašnjena struktura i način snimanja srčane aktivnosti pomoću dvanaestokanalnog EKG-a.

Elektrokardiogram je najstarija kardiološka metoda koja nije potisnuta novijim kardiološkim metodama, nego se svakim novim dostignućima obogaćuje. Razvoj EKG pripisuje se Nobelovcu (1924god) i fizičaru, lekaru Wiliamu Eithovenu. EKG-om se registruju električna aktivnost mišićnih ćelija srca. To se postiže zapisivanjem na pokretnoj traci, promene potencijala preko elektroda na rukama, nogama i prekordijalno (na grudnom košu) o čemu će biti više reči kasnije. Registrovanjem promena u električnom potencijalu na nivou ćelijske opne mišićne ćelije srca, dobijaju se informacije o frekvenciji srčanog rada, ritmu (aritmije, tahikardije, bradikardije, ekstrasistole), električnoj osovini srca, o kvalitetu provodnog sistema (moguci AV blokovi, blokovi grana Hissovog snopa), ali i znaci ishemije, akutnog, subakutnog infarkta, non Q infarkta, ožiljka nakon infarkta, nalaz perikarditisa, opterećenja srca, *hiperetrofije* i (porast njegove mišićne mase) *dilatacije* (povećanje zapremine određene srčane šupljine) srčanog mišića. Infarkt miokarda nastaje kada u nekoj od koronarnih arterija nastane potpuna okluzija. Deo miokarda koji ta arterija vaskularizuje ostaje bez dotoka krvi i lišen kiseonika i hranljivih materija izumire. U infarktu, zavisno od odvoda u kojim se registruju promene karakteristične za infarkt miokarda može se sa velikom sigurnošću proceniti koji je deo srčanog mišića zahvaćen infarktom, odnosno u kom je krvnom sudu je verovatno došlo do okluzije.

Karakteristicnim promenama u EKG mogu se dobiti podaci o elektrolitnim poremećajima: *hiperkalemija* (povećana koncentracija kalijuma), *hipokaliemija* (smanjena koncentracija kalijuma), *hipokalcemija* (smanjena koncentracija kalcijuma), *hiperkalcemija* (povećana koncentracija kalcijuma), ali predoziranosti lekovima digitalisom, kinidinom, prokainamidom, litijumom, triciklicnim antidepresivima, fenotiazinu. Presudno u EKG diagnostici je kvalitetna

interpretacija EKG zapisa. Za sprovođenje EKG dijagnostike nema nus efekata niti kontraindikacija.

Talasi na EKG prvenstveno odražavaju električnu aktivnost miokardnih ćelija koje čine ubedljivo najveći deo srca. Kao i svi talasi tako i EKG talasi imaju tri osnovne karakteristike:

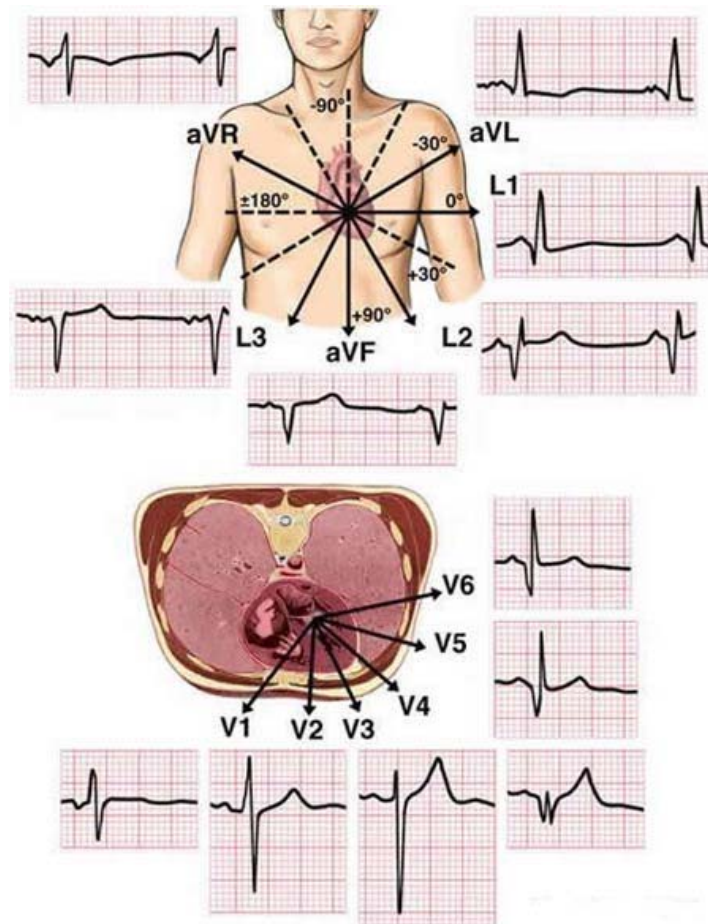
1. Trajanje koje se meri u delovima sekunde (milisekunde),
2. Amplitudu koja se meri u milivoltima (mV) i
3. Konfiguraciju, odnosno oblik i izgled talasa, što predstavlja subjektivni kriterijum.

EKG traka je rolna grafičkog papira, sa vertikalnom i horizontalnom podelom. Horizontalna raspodela predstavlja vreme gde jedan kvadratić predstavlja 0.04 sekunde, a raspon velikog kvadrata je pet puta veći i iznosi 0.2 sekunde. Na vertikalnoj osi meri se voltaža, pri čemu raspon jednog kvadratića odgovara jednoj desetini milivolta, a visina jednog velikog kvadratića iznosi 0.5 milivolti.

4.1 Dvanaestokanalni EKG

Srce je trodimenzionalni organ i njegova električna aktivnost se posmatra u tri dimenzije. Jedan par elektroda nije sposoban da obavi ovaj zadatak, što je činjenica koju su pre više od jednog veka shvatili i prvi elektrokardiografisti. Standardni savremeni EKG ima 12 odvoda (kanala), koji su definisani na osnovu položaja i orijentacije elektroda na telu. Realni zapis dvanaestokanalnog EKG-a i pozicije njegovih elektroda na telu prikazan je na Slici 4.1. Kao što se sa slike može uočiti, svaki od ovih dvanaest odvoda posmatra srce iz svog specifičnog ugla, čime se povećava njegova senzitivnost za određene delove srca, a smanjuje za druge. Naravno, može se zaključiti da sa većim brojem uglova dobijamo kompletniju i kvalitetniju sliku i informaciju.

Da bi se pacijent pripremio za snimanje dvanaestokanalnim elektrokardiografom dve elektrode se pacijentu postavljaju na ruke, a dve na noge. To predstavlja osnovu za šest ekstremitetnih odvoda koji obuhvataju tri standardna bipolarna i tri unipolarna odvoda. Šest elektroda se postavlja na grudni koš i one predstavljaju šest prekordijalnih odvoda.



Slika 4.1 Realni zapis dvanaestokanalnog EKG-a i pozicije njegovih elektroda na telu

4.1.1 Šest ekstremitetnih odvoda

Ekstremitetni odvodi posmatraju srce u vertikalnoj ravni, zvanoj frontalna ravan. Ona se najpribližnije može predstaviti kao veliki krug na telu pacijenta podeljen na lučke stepene (videti Sliku 4.1). Odvodi I, II i III su bipolarni odvodi. To znači da se sastoje od dve elektrode različitog polariteta i treće elektrode koja predstavlja uzemljenje i minimizira električnu aktivnost iz drugih izvora. Da bismo u frontalnoj ravni mogli da dobijemo šest različitih odvoda svaka elektroda treba ponekad da bude pozitivna, a ponekad negativna, pri čemu se ova promena polariteta odvija automatski. Svaki odvod ima svoj specifičan pogled na srce koji se naziva *ugao orijentacije*, koji se može odrediti pomoću linije koja spaja pozitivnu i negativnu elektrodu. Dobijenu liniju unosimo u krug u fontalnoj ravni i očitamo njen ugao u stepenima.

Tri standardna bipolarna ekstremitetna odvoda, videti Sliku 4.1, se definišu na sledeći način:

1. Odvod I (L_1) se dobija kada je elektroda na levoj ruci pozitivna, a na desnoj negativna. Njegov ugao orijentacije iznosi 0° .
2. U odvodu II (L_2) noge su pozitivne, a desna ruke negativna. Njegov ugao orijentacije je 60° .
3. U odvodu III (L_3) pozitivne su noge, a leva ruka je negativna. Ugao orijentacije iznosi 120° .

Unipolarni odvodi se dobijaju na nešto drugačiji način. Kod unipolarnih elektroda samo jedna elektroda je pozitivna, a sve ostale su negativne, pa se mestom negativne elektrode smatra njihova rezultanta.

Tri standardna unipolarna ekstremitetna odvoda, videti Sliku 4.1, se definišu na sledeći način:

1. Kod aVR odvoda pozitivna je desna ruka, a svi ostali ekstremiteti su negativni. Ugao orijentacije iznosi -150° .
2. Kod aVL odvoda leva ruka je pozitivna, a svi ostali ekstemiteti su negativni. Njegov ugao orijentacije iznosi -30° .
3. Kod aVF odvoda pozitivne su noge, a ostali ekstremiteti su negativni. Ugao orijentacije iznosi 90° .

Elektrode se postavljaju na desnu ruku (RA), levu ruku (LA), desnu nogu (RL) i levu nogu (LL). Sa samo četiri elektrode se postiže šest odvoda.

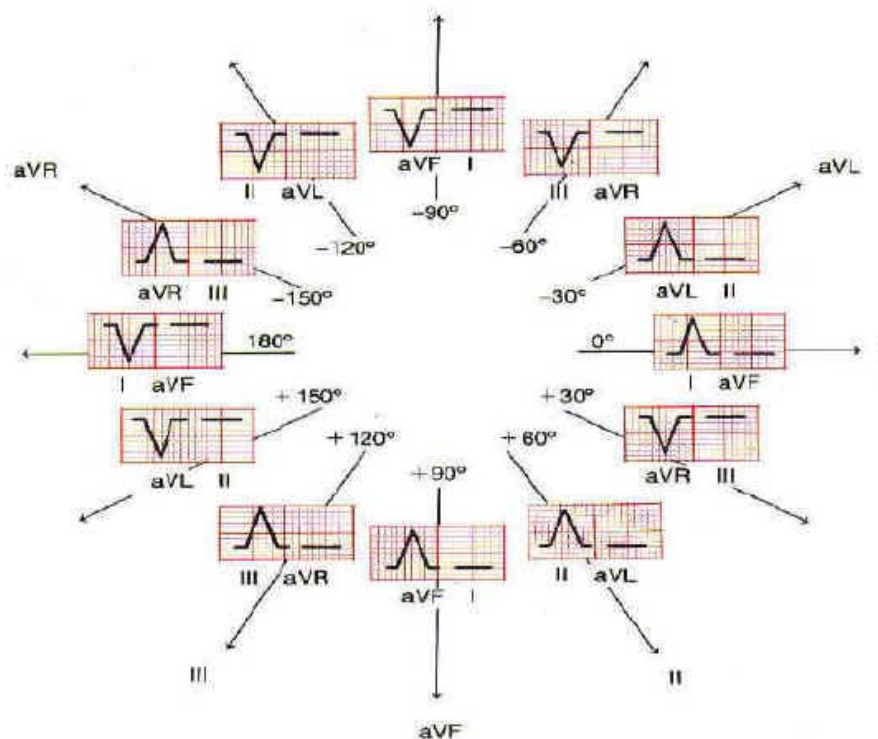
4.1.2 Šest prekordijalnih odvoda

Prekordijalni ili torakalni odvodi su postavljeni u horizontalnoj ravni preko grudnog koša. Dok odvodi u frontalnoj ravni registruju električne sile koje se kreću gore dole, levo i desno, prekordijalni odvodi snimaju sile koje se kreću napred i nazad. Da bismo dobili šest prekordijalnih odvoda, svaka od šest prekordijalnih elektroda postaje pozitivna, a celo telo predstavlja neutralnu elektrodu.

Šest pozitivnih elektroda koje čine prekordijalne odvode V_1 do V_6 postavljaju se na sledeći način, ilustrovan na Slici 4.2:

1. V_1 na četvrti međurebarni prostor, desno od sternuma (grudna kost);
2. V_2 na četvrti međurebarni prostor, levo od sternuma;
3. V_3 se postavlja između V_2 i V_4 ;
4. V_4 na medioklavikularnu liniju, u petom međurebarnom prostoru;
5. V_5 između V_4 i V_6 ;
6. V_6 na srednju aksilarnu liniju, u petom međurebarnom prostoru.

Može se primetiti da V_1 i V_2 leže neposredno iznad desne komore, V_3 i V_4 iznad interventrikularnog septuma, dok su V_5 i V_6 iznad leve komore.



Slika 4.2 Depolarizacioni talas na EKG

Depolarizacioni talas izaziva pozitivnu defleksiju na EKG-u ako se približava pozitivnoj elektrodi a negativnu ako se udaljava od nje. Onaj depolarizacioni talas koji se kreće pod pravim uglom u odnosu na elektrodu, na EKG-u se vidi kao *bifazni talas*. Dejstvo repolarizacije na EKG slično je delovanju depolarizacije, s tom razlikom što je električni naboj inverzan. Znači da će repolarizacioni talas koji se kreće prema pozitivnoj elektrodi prikazati kao negativna defleksija na EKG, dok će repolarizacioni talas koji se udaljava od pozitivne elektrode izazvati pozitivnu defleksiju. Repolarizacioni talas koji je usmeren pod pravim uglom u odnosu na elektrodu izazvaće bifazan talas, samo što će sada negativna faza talasa prethoditi njegovoj fazi.

4.2 Električna osovina

EKG u svakom trenutku beleži rezultantni vektor svih električnih sila koje nastaju u srcu. Na osnovu toga može se prikazati celokupna depolarizacija ili repolarizacija jednog dela srca, na taj način što se nacrtaju serija sekvencijalnih vektora od kojih svaki predstavlja rezultantnu svih električnih sila u jednom trenutku. Prvi vektor predstavlja depolarizaciju interventrikularnog

septuma, a svaki sledeći progresivnu depolarizaciju komora. Vektori progresivno skreću ulevo kao posledica veće električne aktivnosti leve komore.

Rezultantna svih trenutnih vektora naziva se *srednji električni vektor*, a smer njegove orijentacije predstavlja *električnu osovinu srca*.

5 Matematičko modelovanje karakterističnih talasa EKG signala

Razvoj uređaja i softverskih aplikacija za praćenje i analizu EKG signala prati rezultate razvoja modela generisanja EKG signala. EKG modeli, a potom i simulatori se koriste pri razvoju opreme i korisničkih programa za snimanje i analizu EKG-a, prilikom testiranja efekata procesnih tehnika obrade signala, kod testiranja biomedicinskih instrumenata, evaluaciji EKG opreme i dijagnostičkog softvera.

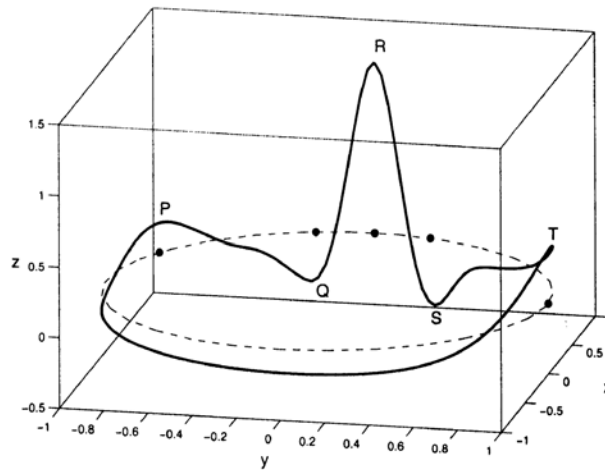
Mnoge morfološke promene uočene u ljudskom EKG-u manifestuju se kao posledica geometrijske strukture modela. Ta ista geometrijska struktura se može modelirati pomoću parametara koji se biraju tako da generišu različite strukture PQRS-kompleksa. Fitovanjem parametara modela za pojedinog subjekta može se napraviti baza podataka približno realnih EKG signala koji se dalje mogu koristiti za statističko testiranje različitih hipoteza. Sintetizovani EKG signal može biti iskorišćen i za procenu efikasnosti raznih tehnika uklanjanja šuma i artefakata. Abnormalne morfološke promene se takođe simuliraju promenom parametara tj. pozicija P, Q, R, S i T talasa.

Cilj ovog poglavlja je da se detaljnije objasne korišćeni matematički modeli i približe dosadašnja rešenja simulatora realizovanih u MatLab programskom paketu za generisanje tj. simulaciju EKG signala.

5.1.1 Dinamički model za generisanje sintetičkih Elektrokardiografskih signala

U ovom radu je razvijen model za generisanje sintetičkog EKG signala sa realnom PQRS morfologijom i predviđenom dinamikom srčanog ritma. Cilj modela je da obezbedi standardan realan EKG signal poznate morfologije PQRS kompleksa, srednje vrednosti i standardne devijaciju srčanog ritma, spektra snage. Model može biti korišćen kao klinički standard u procenama koja biomedicinsko procesuirajuća tehnika odgovara najbolje datom signalu. Takođe, model je pogodan za ispitivanje i analizu statističkih paketa za obradu EKG signala.

Analiza trenutnih varijacija u srčanom ritmu koristeći okučaj-za-otkučaj analizom RR intervala (RR tahogram) je poznata kao *HRV* (eng. *Heart Rate Variability*) analiza. HRV analiza ima za zadatak da pomogne u proceni i predikciji kardiovaskularnih oboljenja. Kao što je u poglavlju 3 detaljno objašnjeno, srčani ritam može biti povećan usled spore simpatičke aktivnosti ili smanjen usled brzom dejstvom parasimpatičke aktivnosti (autonomni nervni sistem). Spektralna analiza RR tahograma se tipično koristi u proceni efekata simpatičke i parasimpatičke modulacije RR-intervalu. Dva najvažnija opsega frekvencija od interesa su LF (*Low frequency* 0.04-0.15Hz) i Hf (*High frequency* 0.15-0.4Hz). Fenomen modulacije srčanog ritma respiracijom, tj. oscilacije RR tahograma koje su posledice disanja, poznat je pod nazivom respiratorna sinus aritmija ili RSA i njemu će više biti reči u sledećem poglavlju.



Slika 5.1 Trajektorija generisana dinamičkim modelom u 3D prostoru definisanog koordinatama x , y , z .

Dinamički model definisan je sa tri diferencijalne jednačine koje generišu trajektoriju u trodimenzionalnom prostoru sa koordinatama x , y i z .

$$x' = \alpha x - \omega y \quad (1)$$

$$y' = \alpha y - \omega x \quad (2)$$

$$z' = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z - z_0) \quad (3)$$

gde je

$$\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2} \quad (4)$$

i

$$\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \quad (5)$$

Vrednost θ , je arctangens realnih delova elemenata x i y , u četvrtom kvadrantu i uzima vrednost od $-\pi$ do $+\pi$. Parametar ω je ugaona brzina.

Ove diferencijalne metode su numerički rešene korišćenjem *Runge Kutha metode* četvrtog reda sa fiksiranim vremenskim korakom $\Delta t = 1/f_s$.

Analizom delova EKG signala zdravog ispitanika predloženi su ugaoni i ostali parametri modela specificiranjem pozicija P, Q, R, S i T talasa.

Prosečne morfološke karakteristike mogu da se kontrolišu: specificiranjem pozicija P, Q, R, S i T talasa i veličinom njihovog uticaja na EKG. Spektar snage RR-intervalu može da se izabere *a priori* i upotrebi za EKG generator.

5.1.2 Matlab EKG simulacija na principu Furijeove serije

Matlab EKG simulacija na principu Furijeove serije je najrealnija i najpotpunija simulacija EKG signala. Furijeova Transformacija (FT) je specijalan oblik fitovanja krivih u kome se podaci fituju modelom periodičnosti. U MatLab-u se kontinualni integral kontinualne promenljive zamenjuje sumom. Kontinualna funkcija vremena t se zamenjuje nizom vremenskih tačaka $n\tau$, gde je n broj odbirka a τ vremenski interval između dva odbirka. Usvojeno je da je prvi odbirak indeksa $n=0$ a poslednji $n=N-1$. τ je određen Nikvistovim kriterijumom čija je najčešća interpretacija sledeća: ako se signal sempluje periodom τ , onda je maksimalna frekvencija koja može da se meri $\omega < 2\pi/\tau$. Svaka periodična funkcija koja zadovoljava Dirichle-ov uslov može se prikazati nizom sinusa i kosinusa frekvencija koje predstavljaju multipl osnovne frekvencije, gde je Furijeova serija:

$$f(x) = (a_0/2) + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\pi x / l) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(n\pi x / l), \quad (6)$$

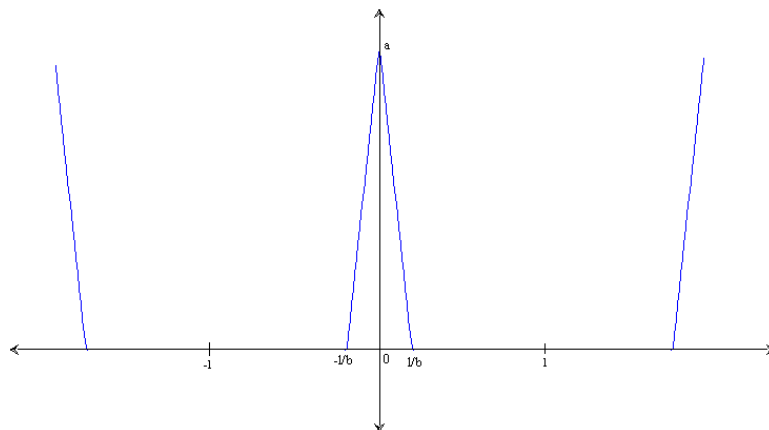
i a_0, a_n, b_n parametri Furijeove serije.

$$a_0 = (1/l) \int_T f(x) dx \quad T = 2l \quad (7)$$

$$a_n = (1/l) \int_T f(x) \cos(n\pi x / l) dx \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (8)$$

$$b_n = (1/l) \int_T f(x) \sin(n\pi x / l) dx \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (9)$$

EKG signal je periodičan sa osnovnom frekvencijom definisanom srčanim ritmom. On takođe zadovoljava Dirichlet-ove uslove: apsolutno integrabilan, konačan u datom intervalu, konačne vrednosti minimuma i maksimuma unutar konačnog intervala i ima konačan broj diskontinuiteta. QRS kompleks je trouglastog oblika i vrednosti njegovih parametara su:



Slika 5.2 Modeliranje QRS talasa Matlab EKG simulacijom na principu Furijeove serije

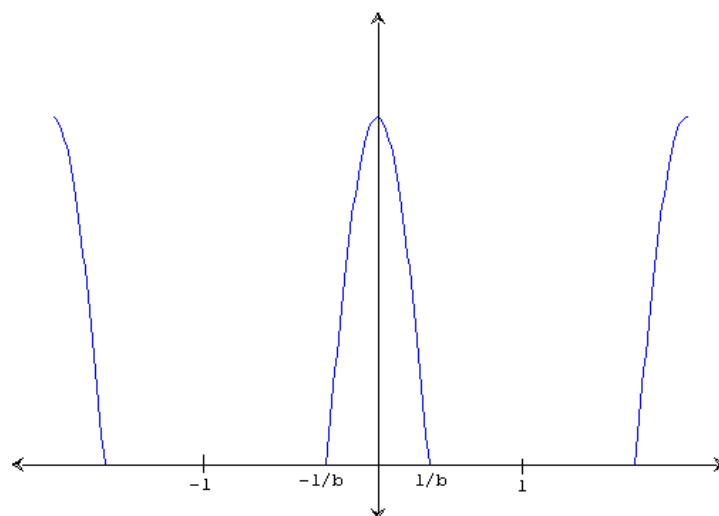
$$f(x) = (a_0/2) + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\pi x / l) \quad \text{na intervalu } (-1/b) < x < (1/b) \quad (10)$$

$$a_0 = (1/l) \int_T f(x) dx = (a/b) (2 - b) \quad (11)$$

$$a_n = (1/l) \int_T f(x) \cos(n\pi x / l) dx = (2ba / (n^2\pi^2)) (1 - \cos(n\pi/b)) \quad (12)$$

$$b_n = (1/l) \int_T f(x) \sin(n\pi x / l) dx = 0 \quad (\text{zato što modelira ravnu liniju}) \quad (13)$$

P, T, i U deo EKG signala imaju talsasat oblik i funkcija koja se koristi za njihovo modeliranje je:



Slika 5.3 Modeliranje P, T, i U talasa Matlab EKG simulacijom na principu Furijeove serije

$$f(x) = \cos((\pi bx) / (2l)) \quad (-1/b) < x < (1/b) \quad (14)$$

dok su vrednosti modelirajućih parametara:

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T \cos \left(\frac{\pi b x}{2l} \right) dx = \frac{a}{(2b)} (2-b) \quad (15)$$

$$a_n = \frac{1}{T} \int_0^T \cos \left(\frac{\pi b x}{2l} \right) \cos \left(\frac{n \pi x}{l} \right) dx = \frac{(2ba)}{(l^2 \pi^2)} (1 - \cos((n\pi)/b)) \cos((n\pi x)/l) \quad (16)$$

$$b_n = \frac{1}{T} \int_0^T \cos \left(\frac{\pi b x}{2l} \right) \sin \left(\frac{n \pi x}{l} \right) dx = 0 \quad (\text{zato što modelira ravnu liniju}) \quad (17)$$

5.1.3 Realizacija Matlab algoritama QRSpulse, ECGwaveGen, ecgsyn [6]

Realizacija algoritama ECGwaveGen.m i QRSpulse.m Floyda Harriotta iz 2001. godine je bazirana na radu Ruha Antti i Seppo Nissila [5]. U ovom radu autori opisuju veštačko sintetisan EKG signal baziran na standardnim test talasnim oblicima ANSI/AAMI EC13:1992 [13].

Pozivanjem funkcije QRSpulse definišemo veštački generator QRS kompleksa sa signalom u obliku vektora. Ulazni parametri su fs frekvencija smplovanja (tipično 100-500Hz), bmp je broj otkucaja u minuti, amp je amplituda QRS i u granicama je od 500 μV do 5000 μV, a qrswidth predstavlja širinu QRS-ova u sekundama.

Program uzima default vrednosti za fs=200, bmp=70, amp=1000 i qrswidth=0.07 do 0.135, ukoliko drukčije nije zadato. Na osnovu srčanog ritma se izračunava RR interval. U okviru programa se računaju vremena trajanja i oblici segmenata EKG signala pomoću sledećih celina u programu:

1. Segment 1 – modelira deo koji generiše Q-R segment
2. Segment 2 – modelira deo koji generiše R-S segment
3. Segment 3 – modelira deo koji generiše liniju između tačke S i horizontalne linije
4. Segment 4 – modelira deo koji generiše horizontalnu liniju (S-T segment)
5. Segment 5 – modelira deo koji generiše polukrug koji opisuje T talas
6. Segment 6 – modelira deo koji popunjava ostatak vremena

Kod ECGwaveGen.m realizovan u Matlab programskom paketu sintetiše QRS kompleks i T talas, ali ne sintetiše P talas.

Kao ulazne parametre koristi srčani ritam na osnovu koga izračunava RR interval, frekvenciju odabiranja i amplitude QRS kompleksa i T talasa. Dva dodatna parametra, koja se mogu menjati u okviru glavnog programa modulišu širinu talasa.

Matalb algoritam ecgsyn.m realizovan je od strane PMcSharry-a i G Clifford-a [6]. daje ECG signal sa sledećim izlaznim karakteristikama:

Svi elektrofiziološki talasi prisutni kod normalnog EKG signala su realizovani, tj. postoji P talas QRS kompleks, T talas i U talas. Ulazni parametri su srčani ritam, frekvencija smplovanja, vrednosti maksimuma signala, broj otkucaja, standardna devijacija signala I naravno integrisani Runge Kuta metod četvrog stepena

Najrealističniji signali se dobijaju programom ecgsyn.m. Programom ECGwave.m dobijaju se manje realistični signali dok se sa programom QRSpulse dobijaju krajnje pojednostavljeni signali koji ne generišu ni P ni U talas.

Sintetizovanju signala programom ecgsyn.m potrebno je najviše vremena zbog njegove kompleksnosti, dok je programima QRSpulse i ECGwave potrebno manje vremena za generisanje ekg signala (izvršavaju se gotovo istovremeno). Signal sintetizovan sa ecgsyn.m ima najbogatiji frekvencijski spektar dok signal sintetizovan sa QRSpulse ima najmanje frekvencija u spektru.

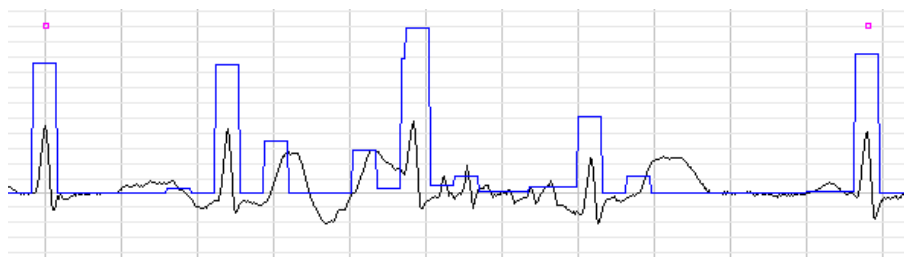
Izgled simuliranih modela EKG signala se može videti u poglavlju 5.1.5.

5.1.4 Pravac daljeg razvoja modela

Jedan od radova koji ukazuje na mogućnosti i oblik daljeg razvoja modela je rad S Jokića i Jokića [4].

U ovom radu opisan je postupak detekcije komorskih ekstrasistola (*VES-ventrikularne ekstra sistole*) u jednokanalnom EKG snimku. Visoka efikasnost postiže se primenom postupaka niske računske zahtevnosti za izdvajanje određenih obeležja analiziranih otkucaja. Prepoznatljivi R pik modeluje se pravim linijama čiji se parametri estimiraju minimizacijom kvadratne greške između modela i stvarnog EKG signala. Ovim postupkom se detektuju uvećane amplitude R pika i produženo trajanje QRS kompleksa, što su osnovna obeležja VES otkucaja. Algoritam je prilagođen da detektuje različite morfologije VES otkucaja. Smanjenje lažnih detekcija postiže se analizom oblika signala i nakon QRS kompleksa. Algoritam je implementiran i testiran u *mSENS* sistemu (*mSENS*-telemedicinski sistem namenjen daljinskom nadzoru EKG signala)

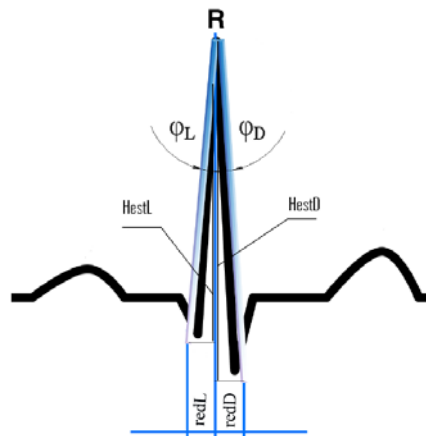
Uspešnost je testirana poređenjem sa dostupnim Hamiltonovim algoritmom. Na Slici 5.4. prikazan je EKG signal sa detektovanim otkucajima (obeležnim kvadratićem, prvi odnosno poslednji QRS otkucaj) koji se mogu koristiti za formiranje šablonskog otkucaja. Vidi se da u oblastima signala gde postoje artefakti (drugi, treći i četvrti QRS otkucaji) varijansa ima značajne vrednosti i izvan QRS intervala.



Slika 5.4 Odabir otkucaja za formiranje šablona u *mSENS* sistemu

Na Slici 5.5 prikazani su parametri modela QRS kompleksa koji se predlaže u ovom radu. Iz R pika se postupkom minimizacije srednje kvadratne greške povlače linije koje prate signal. Inicijalno se prave linije povlače kroz četiri odbirka na levu odnosno desnu stranu. Postupak se

ponavlja nad sve većim brojem odbiraka sve dok relativna kvadratna greška modela ne pređe jedan procenat. Postupak se prekida i ako se vrednosti parametara pravih linija promene za više od deset procenata, jer ovo znači da te prave prestaju da prate QRS signal i da bi minimizovale grešku počinju da prete deo signala koji nije deo QRS.

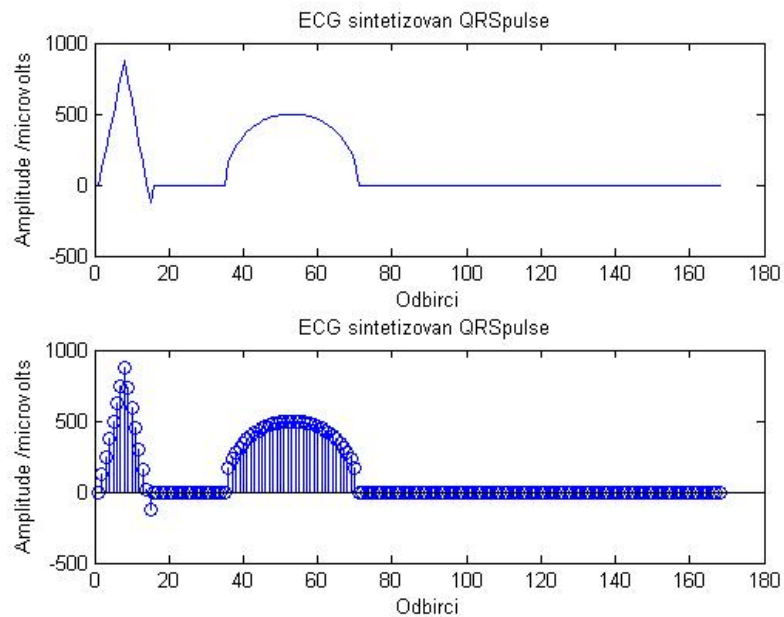


Slika 5.5 Parametri QRS modela u detekciji komorskih ekstrasistola (VES otkucaja)

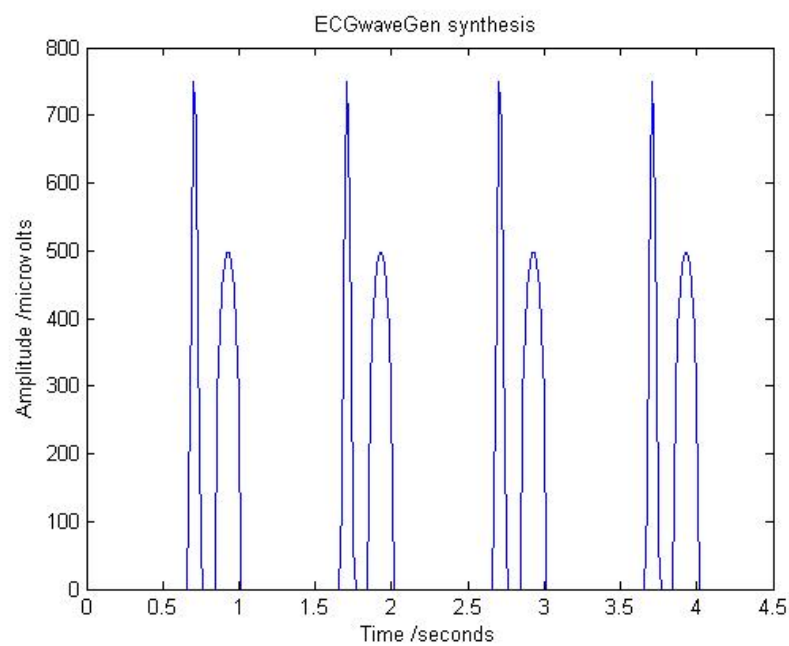
Uz svaki parametar sabskript L, odnosno D, odnosi se na stranu u odnosu na R pik kojoj pripada parametar, Slika 5.5. Broj odbiraka nad kojima je signal uspešno modelovan pravim linijama, levo odnosno desno od R pika označavaćemo sa RedL i RedD. Uglovi ϕ_L i ϕ_D izračunavaju se iz koeficijenata pravca estimiranih pravih koje prate QRS kompleks. Hest_L i Hest_D, iako redundantni parametri, opisuju visinu modelovanog QRS kompleksa i pomažu u odbacivanju pikova malih amplituda.

5.1.5 Generisanje EKG talasa, QRS kompleksa i srčanog ciklusa

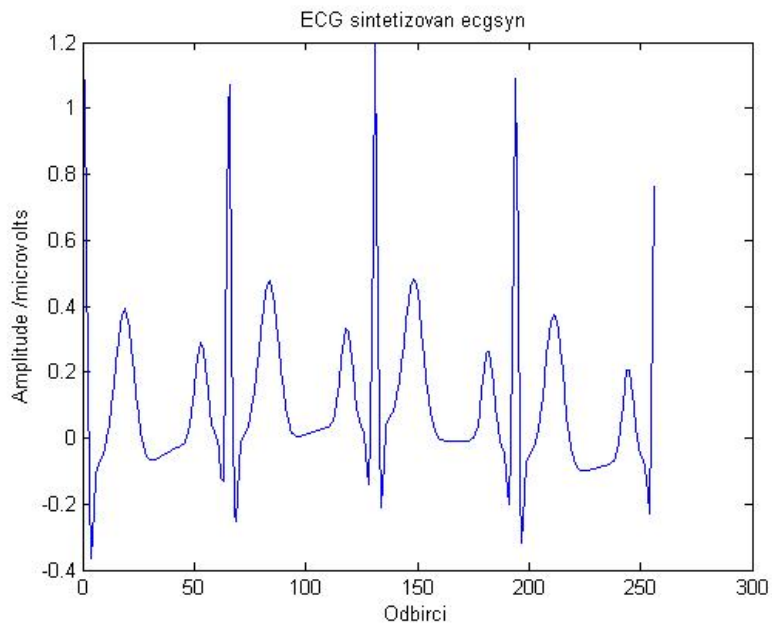
U ovom poglavlju su prikazani grafički rezultati prethodno objašnjenih modela EKG, sintizovanih pomoću Matlab rešenja: QRSpulse.m, ECGwaveGen.m, ecgsyn.m i Matlab kodom iz Mathworks biblioteke.



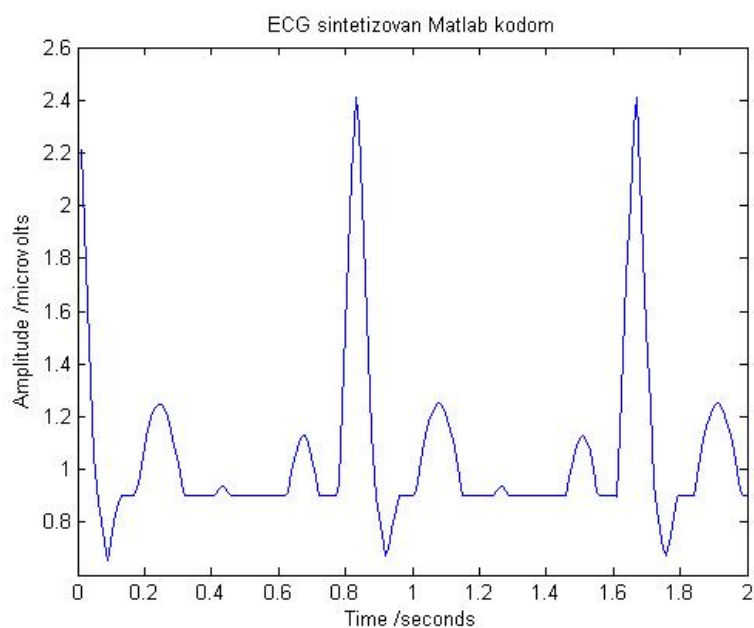
Slika 5.6 EKG sintetizovan Matlab kodom QRSpulse.m (gore-kontinulano, dole diskretno)



Slika 5.7 EKG sintetizovan Matlab kodom ECGwaveGen.m



Slika 5.8 EKG sintezovan Matlab kodom ecgsyn.m



Slika 5.9 EKG sintezovan Matlab kodom iz Mathworks biblioteke

5.2 Projekat

Određene matematičke funkcije su se pokazale vrlo korisne u modelovanju EKG talasa sa vrlo sličnim karakteristikama realnih talasa. Za matematičko modelovanje karakterističnih talasa, intervala i segmenata u ovom projektu izabrane su matematičke funkcije koje su K. Duboviku poslužile za modelovanje talasa EKG-a u njegovom radu "Automatska analiza aritmija – ekspertska sistem za odeljenje intenzivne nege".

S obzirom na sličnost pojedinih karakterističnih EKG talasa, kao što su P, T i U talasi, koji se razlikuju jedino po amplitudi, trajanju i nagibu, za njihovo modelovanje je korišćena ista funkcija krive. Matlab programski kod koji realizuje ove talase je *P_T_U_wave.m*. QRS kompleks je takođe bilo moguće modelovati pomoću funkcije za modelovanje P, T i U talasa, kao što je predstavljeno dalje u ovom poglavlju. Matlab programski kod koji realizuje ovu funkciju je *QRS_wave.m*. Jedino je za F talas bilo potrebno uvesti novi oblik funkcije koji u stvari predstavlja prvi izvod funkcije korišćene pri modelovanju P, T i U talasa kao i QRS kompleksa. Konačno, Matlab programski kod koji realizuje F talas je *F_wave.m*. Kompletan EKG ciklus je modelovan pomoću funkcije *ECG_cycle.m*, koja sabira pojedino realizovane talase i QRS kompleks i ispituje da li postoji fibrilacioni talas.

5.2.1 Matematičko modelovanje P, T i U talasa

Svi standardni P, T i U talasi su modelovani pomoću Gausove krive. Jednačina krive je sledeća:

$$f(t) = A \exp\left(-\frac{(t-t_0)^2}{\sigma^2}\right), \quad (18)$$

gde je A amplituda talasa, σ predstavlja standardnu devijaciju, a t_0 je trenutak u kome talas dostiže maksimum.

Da bi postojala asimetričnost talasa uveden je takozvani faktor nagiba (slant) ξ . Uvođenjem novog parametra funkcija (18) dobija sledeći oblik:

$$f(t) = A \exp\left(-\frac{g^2(t-t_0)}{\sigma^2}\right), \quad (19)$$

gde je,

$$g(t) = \begin{cases} \exp(\xi)t & , t > 0 \\ \frac{1}{\exp(\xi)}t & , t < 0 \end{cases} \quad (20)$$

U slučaju kada je $\xi = 0$ jednačina (19) dobija oblik jednačine (18). Parametri koji utiču na oblik svakog P, T i U talasa su:

1. A - amplituda talasa,
2. σ - standardna devijacija,
3. t_0 - vremenski trenutak u kom talas dostiže maksimum,
4. ξ - faktor nagiba funkcije (slant).

Izgled talasa simuliranih pomoću funkcije *P_T_U_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu prikazani su na Slici 5.10 gde je gornja slika snimak funkcije sa faktorom nagiba $\xi = -0,4$ a donja snimak funkcije sa faktorom $\xi = 0,4$.

5.2.2 Matematičko modelovanje F (flater ili lepršajućih) talasa

U slučaju poremećaja srčanog ritma koji se naziva atrijski flater, ne postoje P talasi, a električna aktivnost srca se javlja u obliku "testerastih" F talasa ili flater talasa. Ovi talasi su modelovani pomoću jednačine koja predstavlja prvi izvod Gausove jednačine. Jednačina ove krive je sledeća:

$$f(t) = -A \frac{(t-t_0)}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{(t-t_0)^2}{\sigma^2}\right), \quad (21)$$

Faktor nagiba ξ je uveden analogno faktoru nagiba kod P talasa. Jednačina krive tada postaje:

$$f(t) = -A \frac{g(t-t_0)}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{g^2(t-t_0)}{\sigma^2}\right), \quad (22)$$

gde je,

$$g(t) = \begin{cases} \exp(\xi)t & , t > 0 \\ \frac{1}{\exp(\xi)}t & , t < 0 \end{cases} \quad (23)$$

Formula (22) služi za modelovanje takozvanih F talasa (flater ili lepršajućih) koji se javljaju kod atrijske fibrilacije i atrijskog flatera. Parametri koji utiču na oblik svakog F talasa su:

1. A - amplituda talasa,
2. σ - standardna devijacija,
3. t_0 - vremenski trenutak maksimuma talasai
4. ξ - faktor nagiba.

Izgled F talasa simuliranog pomoću funkcije *F_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu prikazan je na Slici 5.11, gde je gornja slika snimak funkcije sa faktorom nagiba $\xi = -0,4$ dok je na slici dole $\xi = 0,4$.

5.2.3 Matematičko modelovanje QRS kompleksa

Matematičko modelovanje QRS kompleksa je izvedeno pomoću tri talasa, prethodno modelovana pomoću funkcije (18) gde Q i S talasi imaju negativnu amplitudu, a amplituda R talasa je pozitivna. Izgled QRS kompleksa modelovanog pomoću funkcije *QRS_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu je prikazana na Slici 5.12. Parametri koji utiču na izgled QRS kompleksa su:

1. *Qamp* - amplituda Q talasa,
2. *Ramp* - amplituda R talasa,
3. *Samp* - amplituda S talasa,
4. σ - standardna devijacija (za sve tri krive),
5. t_0 - trenutak u kom R talas dostiže maksimum (trenuci maksimuma Q i S talasa su $(t_0 - 2\sigma)$ i $(t_0 + 2\sigma)$ respektivno) i
6. ξ - faktor nagiba

5.2.4 Modeliranje EKG signala srčanog ciklusa

Kao što je objašnjeno u okviru poglavlja 4, EKG snimak jednog ciklusa normalnog srčanog ritma u sebi sadrži P talas, QRS kompleks, T talas i U talas, kao i prateće intervale i segmente o kojima je već bilo reči. Modeliranje poremećaja srčanog ritma se baziralo upravo na manipulaciji vrednostima ovih karakteristika pomoću osamnaest modelirajućih parametra. Modelovanje EKG signala jednog određenog srčanog ciklusa vršeno je pomoću Matlab programa pod nazivom *ECG_model_1.m* koji generiše EKG ciklus, sa trajanjem ciklusa koji je jednak vrednostima parametra *RRint*.

U toku modelovanja jednog EKG ciklusa izračunavaju se vrednosti za sve talase u trenutku t i sabiraju se tako da se na izlazu dobija rezultatna vrednost funkcije kojom se modeluje EKG ciklus.

Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

<i>Inicijali parametra</i>		<i>Zadatak modeliranja</i>
1.	Pamp	amplituda P talasa,
2.	Famp	amplituda F talasa, koji se javlja u slučaju atrijalnog flatera,
3.	Pwidth	širina P ili F talasa u milisekundama,
4.	Pslant	parametar nagiba P ili F talasa ,
5.	PRint	interval između vrhova P talasa i R talasa QRS kompleksa,
6.	Qamp	amplituda Q talasa,
7.	Ramp	amplituda R talasa,
8.	Samp	amplituda S talasa,
9.	Rwidth	širina R talasa u milisekundama,
10.	RRint	interval između vrhova R talasa dva uzastopna srčana ciklusa,
11.	Tamp	amplituda T talasa,
12.	Twidth	širina T talasa u milisekundama ,
13.	Tslant	faktor nagiba T talasa,
14.	RTint	interval između vrhova QRS kompleksa i T talasa,
15.	Uamp	amplituda U talasa,
16.	Uwidth	širina U talasa u milisekundama,
17.	Uslant	faktor nagiba U talasa ,
18.	TUint	interval između maksimuma T i U talasa izražen u milisekundama.

Tabela 5-1 Modelirajući parametri koji generišu EKG ciklus

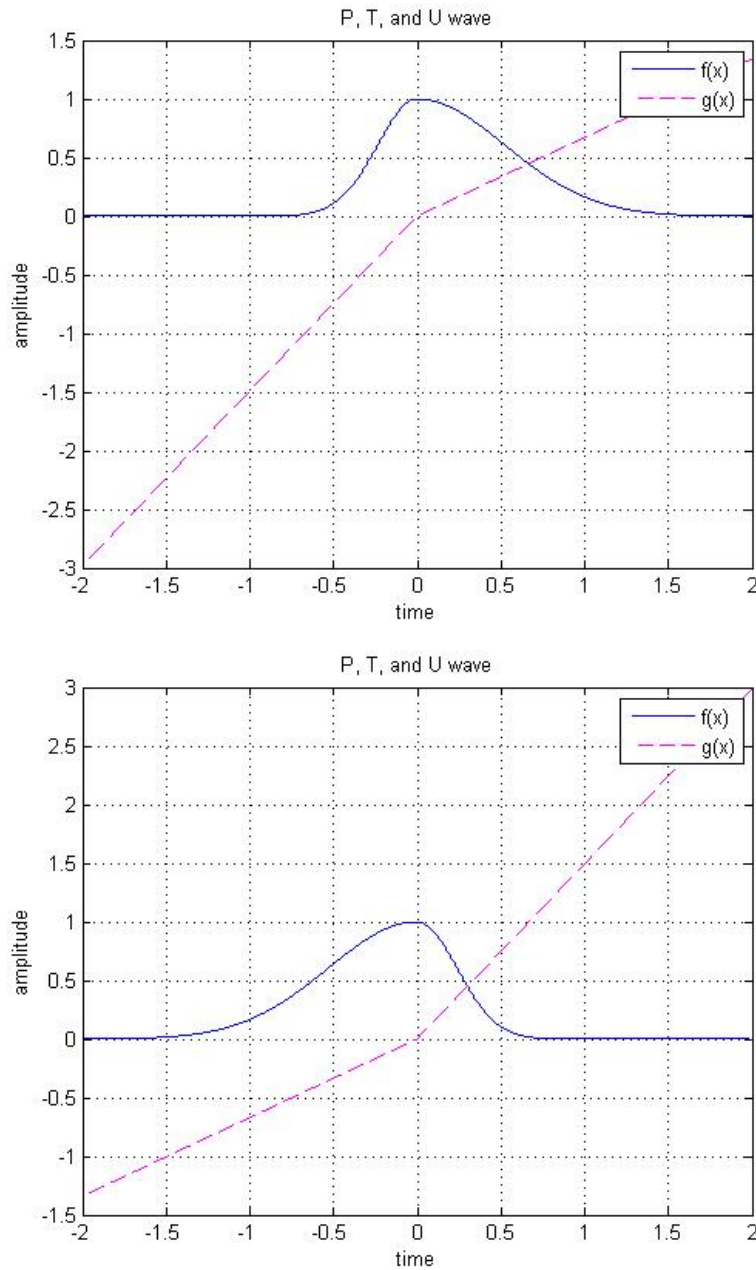
Parametrima *Pwidth*, *Rwidth*, *Twidth*, *Uwidth* vršena je modulacija širine talasa, tj. oni su imali funkciju standardne devijacije Gausove funkcije. Ostali parametri modeliraju delove EKG signala čije nazive nose.

Pošto su svi parametri u ulaznom vektoru podataka, koji se odnose na intervale i trajanja pojedinih talasa, izraženi u milisekundama, bilo je potrebno konvertovati ih u vrednosti izražene u sekundama. Vrednosti amplituda su skalirane tako da amplituda od 1 mV odgovara vrednosti 100 u tabeli.

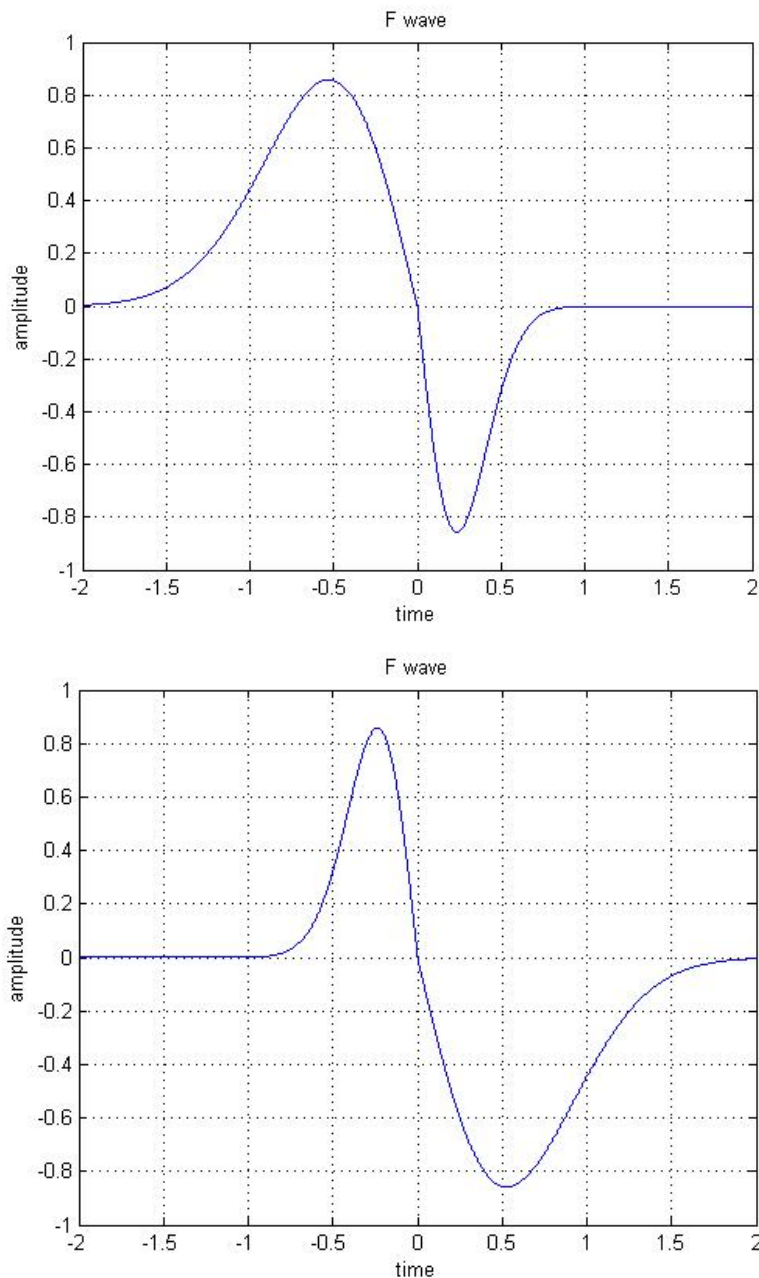
Svaki red u ulaznom vektoru podataka se koristi za modeliranje jednog otkucaja. Broj otkucaja, tj. redova u tabelama je različit od jednog do drugog poremećaja srčanog ritma. Razlog za to je potreba manje ili više otkucaj da se određena patologija detektuje.

5.2.5 Generisanje EKG talasa, QRS kompleksa i srčanog ciklusa

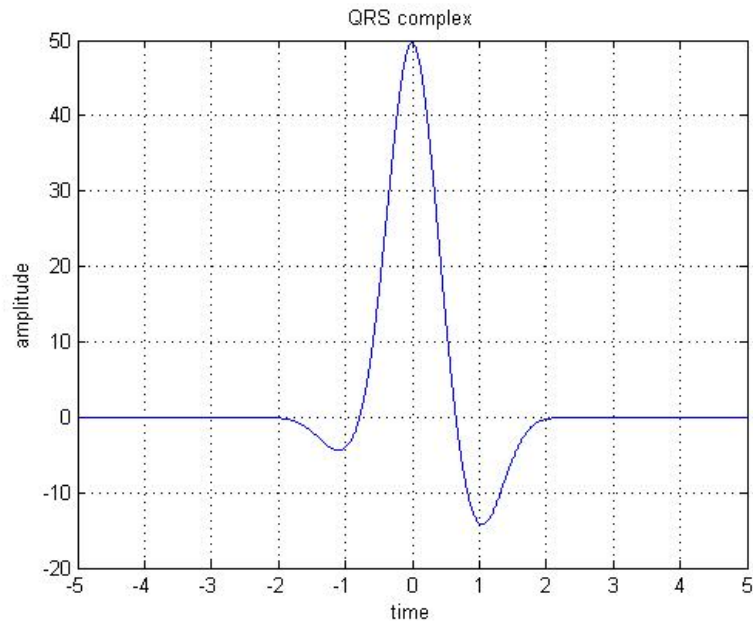
U ovom poglavlju se prikazani grafički rezultati modela EKG prethodno objašnjenog u poglavlju 5.2 Projekat, sintizovani pomoću Matlab rešenja: *P_T_U_wave.m*, *F_wave.m*, *QRS_wave.m* i *ECG_cycle.m*.



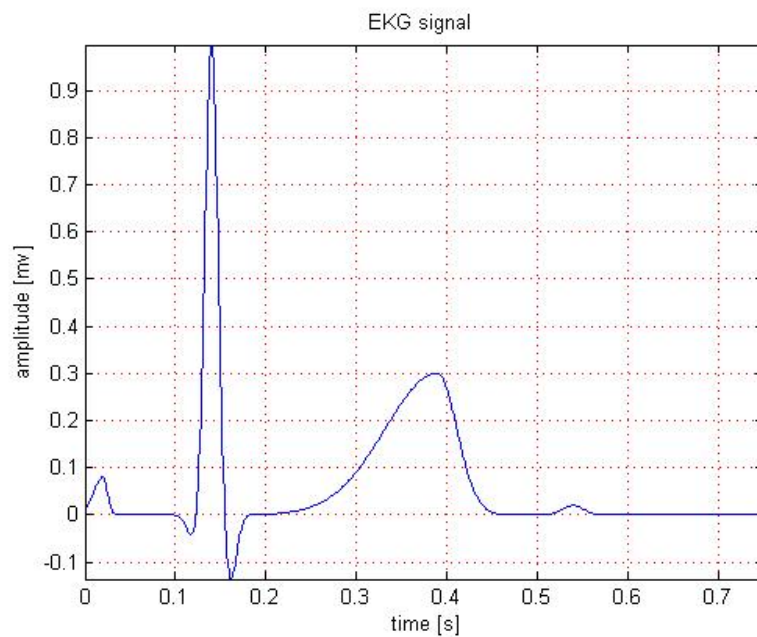
Slika 5.10 Izgled talasa simuliranog pomoću funkcije *P_T_U_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu. Slika gore je snimak funkcije sa faktorom nagiba $\xi = -0,4$ dok je na slici dole $\xi = 0,4$



Slika 5.11 Izgled F talasa simuliranog pomoću funkcije *F_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu. Slika gore je snimak funkcije sa faktorom nagiba $\xi = -0,4$ dok je na slici dole $\xi = 0,4$



Slika 5.12 Izgled QRS kompleksa modelovanog pomoću funkcije *QRS_wave.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu.



Slika 5.13 Izgled EKG ciklusa modelovanog pomoću funkcije *ECG_cycle.m* izvedene u *Matlab* programskom paketu.

6 Realizacija modelovanja normalnog srčanog ritma i aritmija u Matlab programskom paketu

U stanju mirovanja srce normalno radi pravilnim ritmom od 60 do 100 otkucaja u minuti. Pošto svaki otkucaj počinje depolarizacijom sinusnog čvora, uobičajeni srčani ritam naziva se *normalni sinusni ritam*. Svako odstupanje od takvog načina rada naziva se *aritmija*. Termin aritmija se odnosi na svaku promenu brzine, pravilnosti, mesta nastanka ili provođenja srčanih električnih impulsa. Aritmijom se naziva i jedan aberantni ili prevremeni, otkucaj (čak i produžena pauza između dva otkucaja), kao i dugotrajni poremećaj ritma koji kod pacijenta može da perzistira doživotno.

Ne mora svaka aritmija da bude patolaška ili opasna. Na primer, kod dobro uvežbanih sportista spor srčani ritam od 35 do 40 otkucaja u minutu je sasvim uobičajena pojava.

Klinička ispoljavanja aritmija su:

1. Palpitacije (osećaj kucanja sopstvenog srca),
2. Omaglica ili Sinkopa (Iznenadni gubitak svesti) i
3. Angiozni napad (bol u grudima).

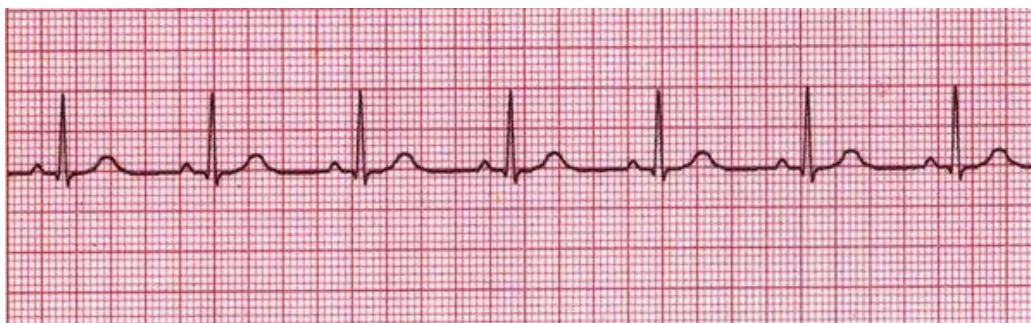
6.1 Normalan sinusni ritam

Normalan P talas ne traje duže od 0,10s i nije viši od 2,5 mm u II odvodu. Normalno trajanje QRS kompleksa je oko 0,10s. Produžavanje trajanja ovog kompleksa na 0,12s ili više, najčešće ukazuje na blok grane. T talas je, kod normalnih EKG ritmova, pozitivan u II odvodu i asimetričan. Normalne vrednosti PR intervala su od 0.12-0.20s, pri čemu je najčešća vrednost 0.16 sekunde i zavisi od srčane frekvencije (što je frekvencija manja to je PR interval duži). Srčani ritam je od 60 do 100 otkucaja u minuti.

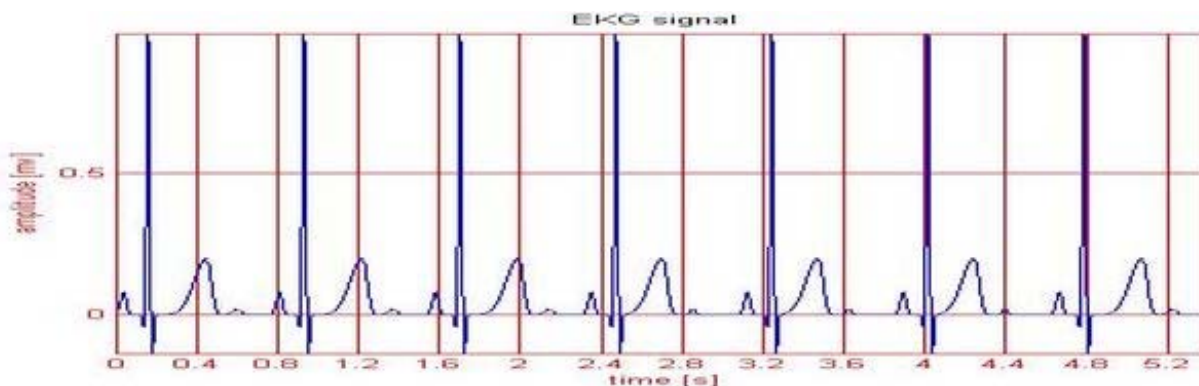
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-1, a izgled realnog i modeliranog normalnog sinusnog ritma je prikazan na Slici 6.1 i 6.2. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	Tuint
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 6-1 Vrednosti modelirajućih parametara normalnog sinusnog ritma



Slika 6.1 Realni snimak Normalnog sinusnog ritma



Slika 6.2 Modeliran Normalan sinusni ritam

Srce je sposobno za pet osnovnih tipova poremećaja ritma:

1. Kada električni impulsi idu uobičajenim provodnim putevima ali je ritam previše brz, spor ili nepravilan. U pitanju su aritmije sinusnog porekla.
2. Kada električna aktivnost ne potiče iz sinoatrijalnog čvora već iz nekog drugog centra, reč je o ektopičnom ritmu.
3. Kada je električna aktivnost uhvaćena u zamku na električnoj stazi, čiji su oblik i granice određeni anatomskim i električnim svojstvima srca. Takvi oblici aritmija nazivaju se reentri aritmije i mogu da se jave u bilo kom delu srca.

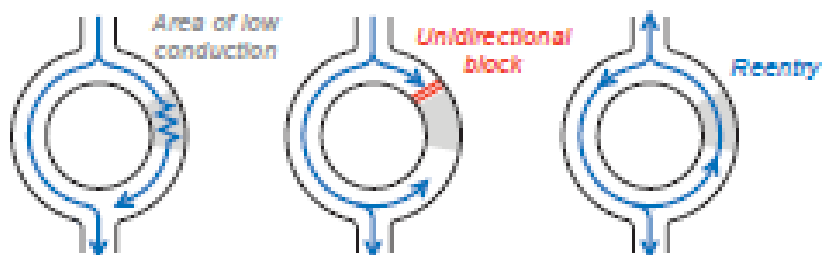
4. Kada električna aktivnost potiče iz sinoatrijalnog čvora i prati uobičajene provodne puteve, ali nailazi na neočekivane prepreke i zastoje, reč je o blokovima provođenja.
5. Kada električna struja prolazi akcesornim putevima koji zaobilaze normalne pravce, stvarajući prečice ili praveći kratak spoj, javljaju se aritmije koje se nazivaju preeksitacioni sindromi.

6.2.1 Ektopičan ritam

Ektopičan ritam je nepravilan ritam čiji se predvodnik ritma nalazi u bilo kojem delu srca osim u sinoatrijalnom čvoru. Razlika u odnosu na ritam izmicanja je u tome što se pod ektopičnim ritmom podrazumeva dugotrajni ritam a ne samo onaj koji traje nekoliko otkucaja.

6.2.2 Reentri ritmovi

Reentri aritmija je aritmija provođenja srčanog impulsa. Ako zamislimo depolarizacioni talas koji stiže do dva susedna dela miokarda, kao što je prikazano na Slici 6.2. I levi i desni put provode električnu struju istom brzinom i talas nepromenjen nastavlja svoj put. To je normalan način provođenja.



Slika 6.3 Model koji prikazuje kako se uspostavlja kružna reentri petlja

a) Desna oblast, oblast sporijeg provođenja b) Desni put je blokiran c) *Reentri* petlja

Međutim, ako pretpostavimo da desni put provodi depolarizacioni talas sporije od levog puta, to može biti posledica ishemične bolesti ili fibrozom srca, ili pojava da vegetativni nervni sistem ne stimuliše oba puta istom snagom. Depolarizacioni talas prolazi bez zadržavanja levom granom i može da prođe unazad desnom granom i na taj način neprekidno strujno kolo duž oba puta. Pošto se električni impuls sada vrti po formiranoj petlji, on odašilje depolarizacioni talas u svim pravcima. Takav mehanizam delovanja naziva se *reentri* petlja i predstavlja izvor električne energije sposoban da nadvlada sinusni mehanizam.

Veličina reentri petlje može da bude ograničena na malu petlju u jednom anatomskom delu (npr. AV čvoru), može da kruži kroz celu komoru ili pretkomoru, ili oba odeljka.

6.3 Primer simulirane aritmije - Respiratorna sinusna aritmija

Na primeru respiratorne sinusne aritmije prikazana je mogućnost manipulisanja parametrima koji karakterišu EKG ciklus. Kao i u slučaju normalnog srčanog ritma prvo su navedene granice vrednosti ključnih parametara koji se koriste za detekciju takvog ritma, kao i razlozi njihove pojave. Takođe su prikazane tabele sa vektorima parametara korišćenih za simulaciju i realni snimak pomenutog poremećaja. Ista forma objašnjenja korišćena je za trideset devet poremećaja srčanog ritma, modeliranih ovim radom.

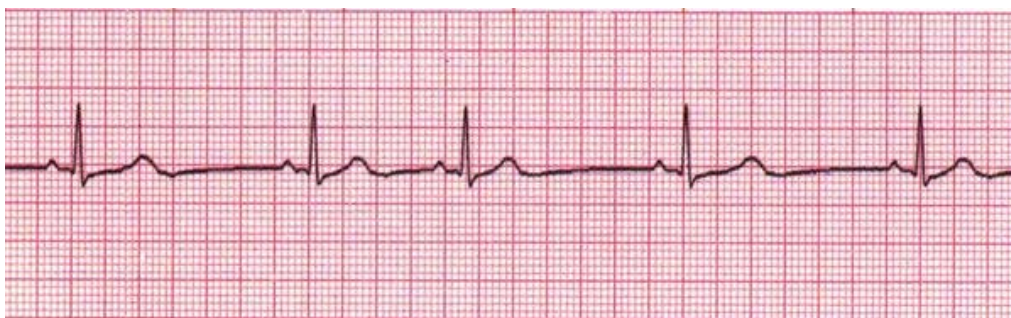
Respiratorna sinus aritmija (RSA) je promena srčanog ritma kada ritam u svakom pogledu izgleda normalan, ali postoji vidna promena srčane frekvencije prilikom udisanja (inspirijuma) i izdisanja (ekspirijuma). Prilikom udaha se ubrzava, a tokom izdaha usporava. R-R interval varira od 1200 do 500 milisekunde, što znači da je srčani ritam iregularan, vrednosti od 50 do 120 otkucaja u minuti.

P talas je normalan (uspravan i uniforman). PR interval je normalnih vrednosti (0.12-20 sekundi). QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde.

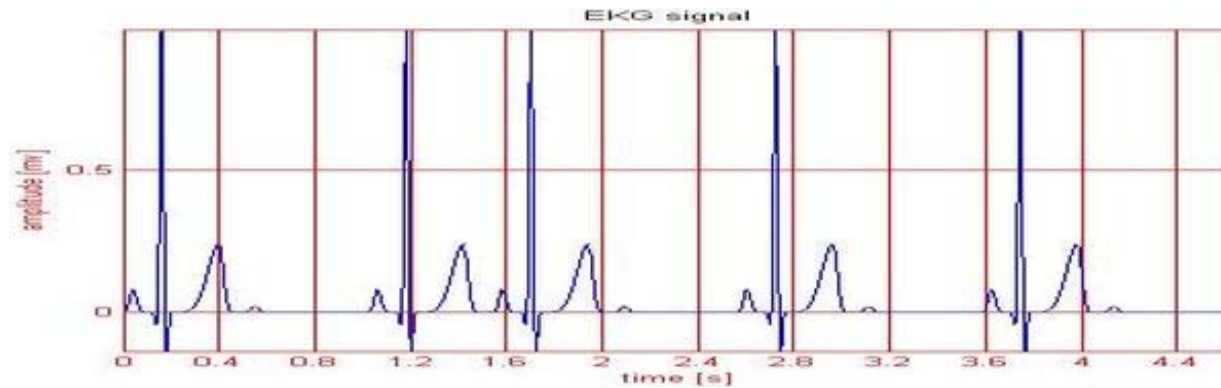
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-4, snimak realne sinusne (respiratorne) aritmije je na Slici 6.8, a izgled modelirane na Slici 6.9. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150

Tabela 6-2 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne (respiratorne) aritmije



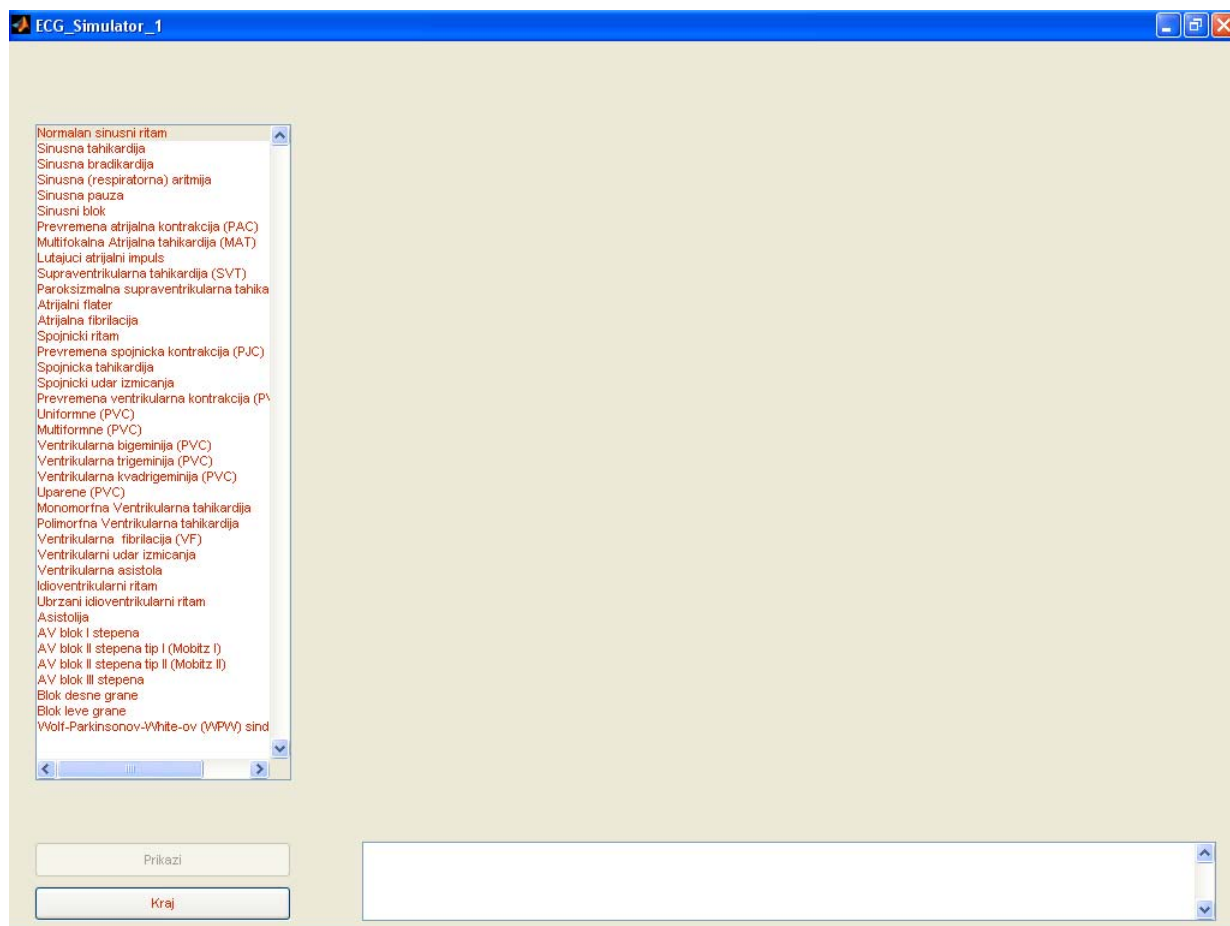
Slika 6.4 Realni snimak Sinusne (respiratorne) aritmije



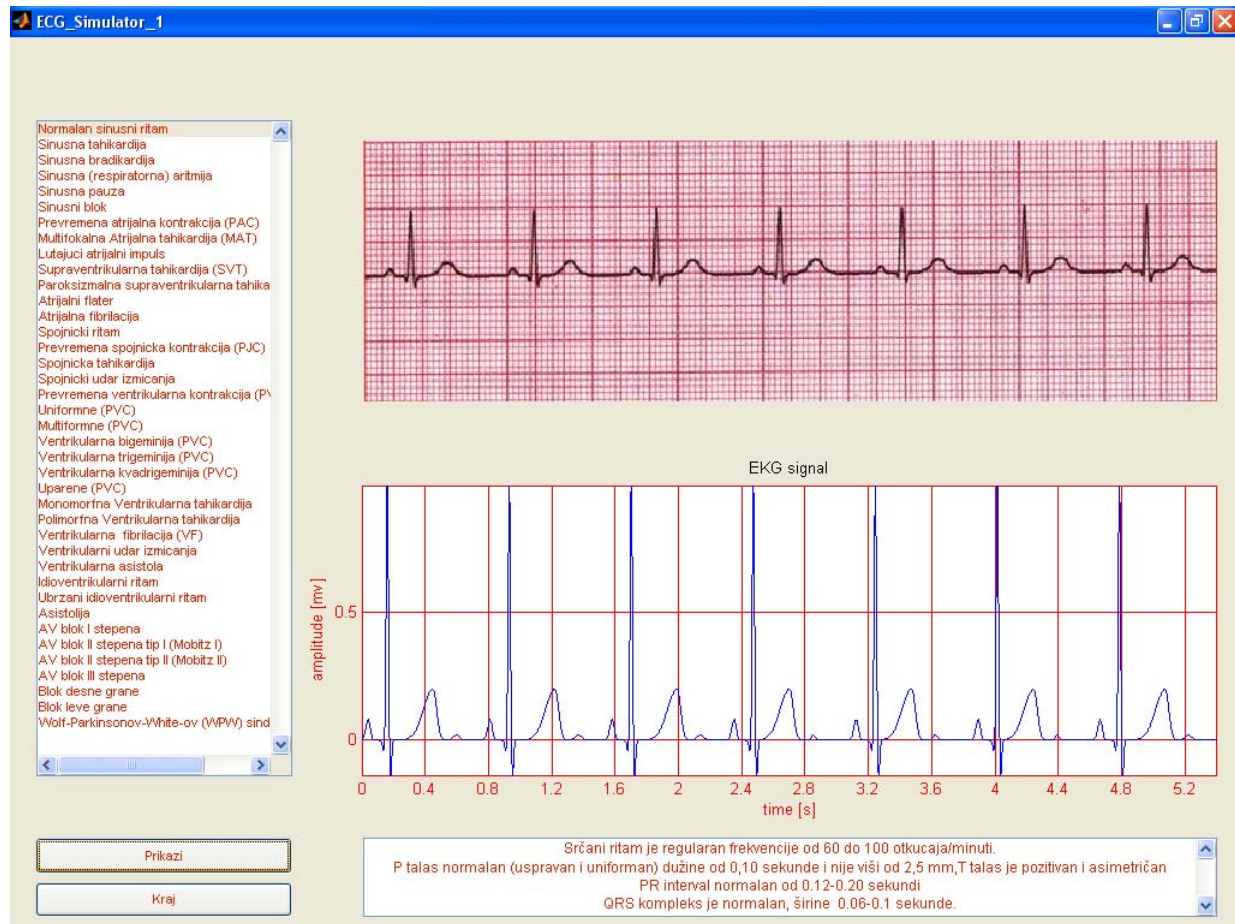
Slika 6.5 Modelirana Sinusna (respiratorna) aritmija

7. Grafički korisnički interfejs (GUI)

U okviru ovog rada realizovan je GUI, grafički korisnički interfejs, koji na sveobuhvatan način prikazuje sve mogućnosti ponuđenog modela. Pomoću grafičkog interfejsa omogućen je izbor aritmija i njihov realan i odeliran prikaz, zajedno sa pratećim komentarima o osnovnim karakteristikama svake aritmije. Korisnički interfejs je osmišljen tako da se sa leve strane nalazi okvir sa listom svih simuliranih EKG ritmova i aritmija. Izbor simuliranog poremećaja srčanog ritma se vrši selekcijom odgovarajućeg naziva željenog EKG ritma ili aritmije unutar prozora. Tek nakon odabira željene aritmije i aktiviranja programa komandom “Prikaži“ na graphicima sa desne strane se se može pratiti izgled realnog i simuliranog EKG ritma ili aritmije. Aplikacija se napušta pritiskom na komandu “Kraj“. Grafički interfejs ECG_simulatora_1 je prikazan na Slici 7.1 Svakoј aritmiji pridodati su komentari koji je na kratak precizan način definišu..



Slika 7.1 Ulazni grafički interfejs *ECG_simulatora_1*



Slika 7.2 Aktivni grafički interfejs *ECG_simulatora_1*

8. Zaključak

Rezultati rada predstavljaju kvalitativnu analizu promena morfologije PQRSU kompleksa, razloge njihovog nastajanja i na osnovu vrednosti parametara za distinkciju između normalnog i poremećenog srčanog ritma simulira njihov izgled u II odvodu EKG snimaka. Ova analiza omogućava bolje razumevanje EKG signala, prirodu srčanih bioelektričnih signala u slučaju poremećaja srčanog ritma, što predstavlja preduslov za dalji razvoj i evaluaciju hardverskih i softverskih aplikacija u oblasti kardiologije. Predstavlja polaznu bazu na osnovu koje se mogu simulirati i modelirati poremećaji srčanog ritma ostalih odvoda EKG signala i druge vrste kardiomiopatija koje se mogu detektovati EKG snimanjem.

Rad ostavlja mesta za dalji razvoj modela za snimanje i analizu realnih EKG-a signala, prvobitno u vidu automatskog prepoznavanja i detekcije talasa, kako varijacija normalnog srčanog ritma tako i patološkog na osnovu sličnosti sa ovde opisanim i generisanim aritmijama.

9. Prilog

9.1 Realizacija modelovanja poremećaja srčanog ritma programom *ECG_simulator_1*

U ovom poglavlju su prikazani snimci EKG ritmova i aritmija simuliranih pomoću programa *ECG_simulator_1*. Pored ovih snimaka za svaki EKG ritam je predstavljena tabela korišćena pri simulaciji kao i realni snimci simuliranih EKG ritmova i aritmija. Po već definisanoj formi, poglavlje 6, prvo su navedene granice vrednosti ključnih parametara koji se koriste za detekciju ritma, kao i razlozi njihove pojave. Potom su prikazane tabele sa vektorima parametara korišćenih za simulaciju i realni snimak pomenutog poremećaja. Na kraju su navedeni komentari koji se pojavljuju aktiviranjem programa, u prozoru grafičkog korisničkog interfejsa.

9.2 Aritmije sinusnog porekla

9.2.1 Sinusna tahikardija

Sinusna tahikardija, može biti fiziološkog ili patološkog tipa. Rezultat je pojačanog pražnjenja iz SA čvora. Naporna fizička aktivnost može da ubrza srčanu frekvenciju znatno iznad 100 otkucaja u minuti, ali takođe je i rezultat kongestivne srčane isuficijencije, teškog oboljenja pluća, ili anksioznosti. Ritam je regularan. P talas je normalan (uspravan i uniforman). PR interval je normalnih vrednosti (0.12-20 sekundi). QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde.

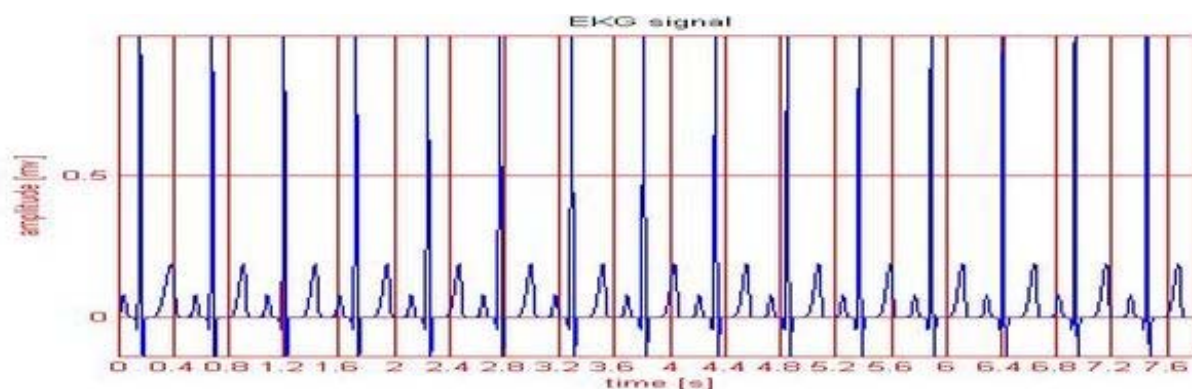
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-2, snimak realne sinusne tahikardije je na Slici 6.4, a izgled modelirane na Slici 6.5. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	19	28	0	230	2	19	0	150

Tabela 9-1 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne tahikardije



Slika 9.1 Realni snimak Sinusne tahikardije



Slika 9.2 Modelirana Sinusna tahikardija

9.2.2 Sinusna bradikardija

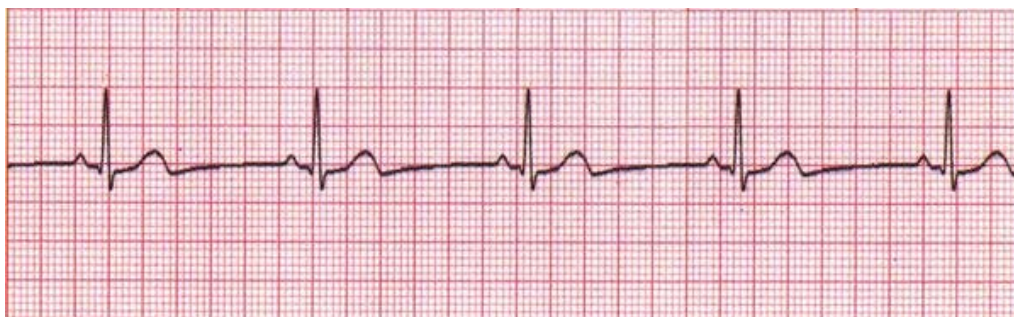
Kada je srčani ritam jako spor, (obično niži od 60 otkucaj u minuti), organizam ne dobija dovoljnu količinu kisenika. Rezultat je usporene aktivnosti u SA čvoru. Manja kiseonika izaziva pojavu simptoma kao što su vrtoglavica, ekstreman umor, kratak dah, ili nesvestice. Stanje kada je srčani ritam jako spor i kada se javljaju navedeni simptomi naziva se *Sinusna bradikardija*.

Sinusna bradikardija je najčešći poremećaj ritma koji se javlja u ranoj fazi infarkta miokarda, a kod zdravih osoba može da nastane zbog povišenog tonusa parasimpatikusa. R-R interval je dužine 1333 milisekunde, ritam je regularan i frekvencija srčanog ritma je 45 otkucaja u minuti. P talas je normalan (uspravan i uniforman). PR interval je normalnih vrednosti (0.12-20 sekundi). QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde.

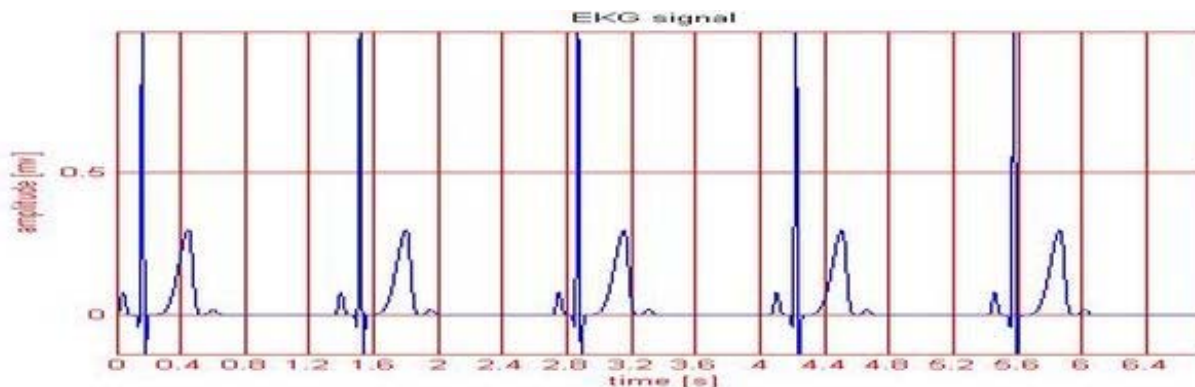
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-3, snimak realne sinusne bradikardije je na Slici 6.6, a izgled modelirane na Slici 6.7. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1333	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1333	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1333	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1333	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1333	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-2 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne bradikardije



Slika 9.3 Realni snimak Sinusne bradikardije



Slika 9.4 Modelirana Sinusna bradikardija

9.2.3 Respiratorna sinusna aritmija

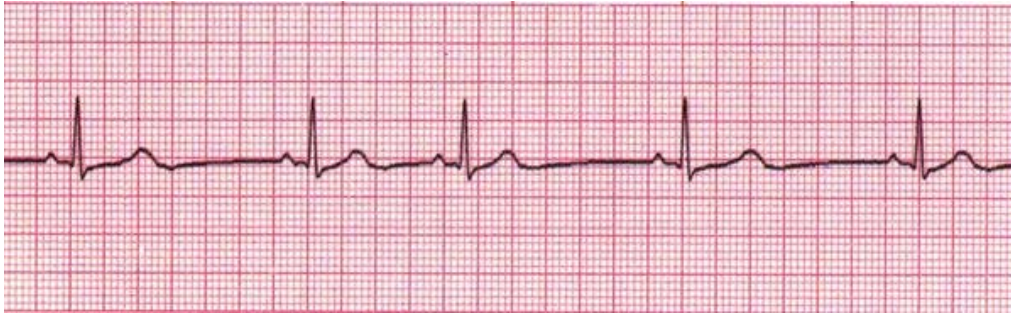
Respiratorna sinus aritmija (RSA) je promena srčanog ritma kada ritam u svakom pogledu izgleda normalan, ali postoji vidna promena srčane frekvencije prilikom udisanja (inspirijuma) i izdisanja (ekspirijuma). Prilikom udaha se ubrzava, a tokom izdaha usporava. R-R interval varira od 1200 do 500 milisekunde, što znači da je srčani ritam iregularan, vrednosti od 50 do 120 otkucaja u minuti.

P talas je normalan (uspravan i uniforman). PR interval je normalnih vrednosti (0.12-20 sekundi). QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde.

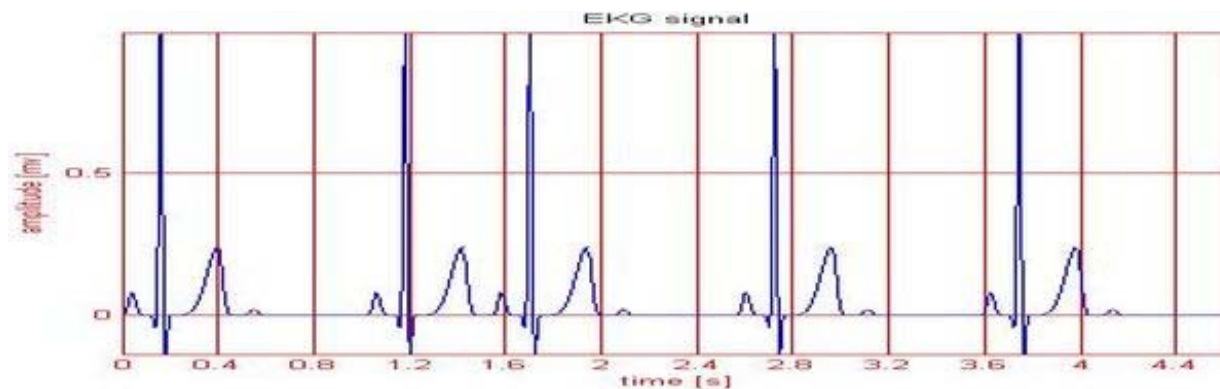
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-4, snimak realne sinusne (respiratorne) aritmije je na Slici 6.8, a izgled modelirane na Slici 6.9. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1000	24	40	0.5	240	2	24	0	150

Tabela 9-3 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne (respiratorne) aritmije



Slika 9.5 Realni snimak Sinusne (respiratorne) aritmije



Slika 9.6 Modelirana Sinusna (respiratorna) aritmija

9.2.4 Sinusna pauza i sinusni blok

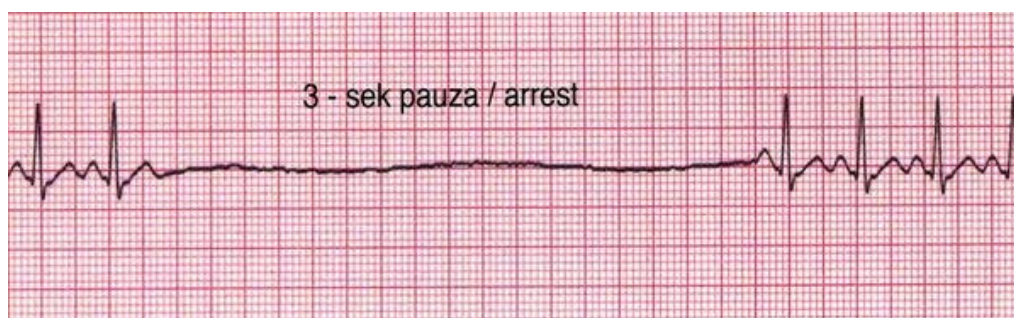
Pošto depolarizacija sinoatrijalnog čvora ne može da se vidi na EKG-u, nemoguće je utvrditi da li je produžena sinusna pauza nastala usled *sinusne pauze (zastoja)* ili zbog sprečenosti depolarizacionog talasa da iz SA čvora pređe u pretkomore, stanja koje se naziva *sinusni izlazni blok*.

Srčani zastoj podrazumeva odsutnost kontrakcija ili neprikladne kontrakcije srčanih komora koje odmah dovode do prestanka cirkulacije krvi. Sinusni čvor zastane sa pražnjenjem, da bi nakon nekoliko sekunde pauze nastavio normalan ritam i električno pražnjenje. Vremenska pauza nije multiplikacija normalnih P-P intervala. P talas, PR interval i QRS kompleks su normalnih vrednosti i izgleda ali je ritam iregularan kada se javi sinusna pauza.

Vrednosti modelirajućih parametara sinusne pauze su prikazani u Tabeli 6-5, snimak realne sinusne pauze je na Slici 6.10, a izgled modelirane na Slici 6.11. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidh	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	Tuint
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	0.1	120	0	0	0	10	800	0	52	0.5	290	0	30	0	150
0	0	20	0.1	120	0	0	0	10	860	0	52	0.5	230	0	19	0	150
0	0	20	0.1	120	0	0	0	10	900	0	52	0.5	230	0	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-4 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusne pauze



Slika 9.7 Realni snimak Sinusne pauze



Slika 9.8 Modelirana Sinusna pauza

U slučaju sinoatrijalnog bloka sinusni čvor i dalje ritmično stvara depolarizacioni talas, ali on ne uspeva da dospe do miokarda pretkomora. Nakon prekida bloka SA čvor će nastaviti normalno da stimuliše pretkomore posle pauze koja iznosi celobrojni umnožak normalnog ciklusa (izostaje tačno jedan P talas ili dva itd.).

P talas, PR interval i QRS kompleks su normalnih vrednosti i izgleda ali je ritam iregularan kada izostane otkucaj.

Vrednosti modelirajućih parametara sinusnog bloka su prikazani u Tabeli 6-6, snimak realnog sinusnog bloka je na Slici 6.12, a izgled modelirane na Slici 6.13. Parametri koji su

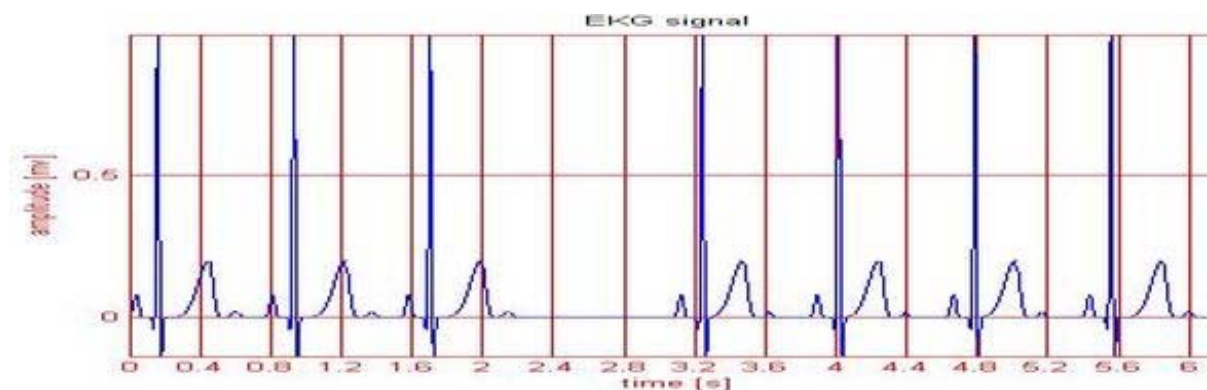
sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	Tuint
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	0.1	120	0	0	0	10	750	0	52	0.5	230	0	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-5 Vrednosti modelirajućih parametara Sinusnog bloka



Slika 9.9 Realni snimak Sinusnog bloka



Slika 9.10 Modeliran Sinusni blok

9.3 Nesinusne aritmije

Sve nesinusne aritmije koje su klinički značajne su ektopičnog ili reentri porekla. Utvrditi precizno koji je poremećaj ritma u pitanju može biti izuzetno težak zadatak, ali je uvek potrebno potražiti odgovore na četiri pitanja koja će biti razmotrena detaljnije u nastavku.

Prvo pitanje je : **“Da li su prisutni normalni P talasi?”**

Ukoliko postoje normalni P talasi, sa normalnim smerom električne osovine, gotovo je sigurno da aritmija potiče iz pretkomora. Međutim ako nema P talasa, onda ritam mora da potiče sa nekog mesta ispod pretkomora, odnosno iz AV čvora ili komora. Postojanje P talasa sa nenormalnom osovinom može da oslikava *retrogradnu aktivaciju* pretkomora impulsima koji dolaze ispod njih, tačnije iz AV čvor ili komora, tj. depolarizaciona struja dolazi obrnutim pravcem od AV čvora ka pretkomorama.

Drugo pitanje je: **“Da li su QRS kompleksi uski (traju kraće od 0.12 sekundi) ili široki (traju duže od 0.12 sekundi)?”**

Uski, normalni QRS kompleksi govore da se depolarizacija odvija na uobičajen način (iz AV čvora preko Hisovog snopa i njegovih grana do Purkinjeovih vlakana). To je najefikasniji način provođenja i za njega je potrebno najmanje vremena, zbog čega QRS kompleks traje kratko (uzak je). Prema tome, uzak QRS kompleks nagoveštava da poreklo ritma mora da bude u AV čvoru ili iznad njega.

Širok QRS kompleks obično ukazuje da je izvor depolarizacije komora u samoj komori. Pošto depolarizacija počinje u miokardu komora umesto u provodnom sistemu, depolarizacioni talas se širi mnogo sporije, jer se ne provodi najefikasnijim putem i zato depolarizacija komora traje dugo (QRS kompleks je širok).

Ova prva dva pitanja imaju za cilj da se reši jedan značajan problem, a to je: Da li je aritmija ventrikularnog i supraventrikularnog tipa (pretkomorskog ili spojničkog porekla)?

Treće pitanje je: **“Kakav je odnos između P talasa i QRS kompleksa?”**

Ukoliko se P talas i QRS kompleks pojavljuju u uobičajenom odnosu jedan prema jedan, što znači da jedan P talas prethodi svakom QRS kompleksu, ritam je sigurno pretkomorskog porekla. Međutim, ponekad se događa da se komore i pretkomore depolarizuju i kontrahuju potpuno nezavisno jedne od drugih, što se na EKG-u prikazuje kao izostanak korelacije između P talasa i QRS kompleksa, a takvo stanje naziva se *atrioventrikularna disocijacija*.

Četvrto i poslednje pitanje je: **“Da li je ritam pravilan ili nepravilan?”**

Pravilnost ritma je njegova najočiglednija karakteristika, koja je ponekad i najvažnija.

Kod normalnog sinusnog ritma odgovori su laki:

1. Da postoje normalni P talasi.
2. QRS kompleksi su uski.
3. Svakom QRS kompleksu prethodi jedan P talas.
4. Ritam je pravilan.

Prvo ćemo razmotriti supraventrikularne aritmije. One mogu predstavljati jedan jedini udar, a mogu da budu i trajni poremećaji ritma, koji traje od nekoliko sekundi do nekoliko godina.

9.4 Atrijalne nesinusne aritmije

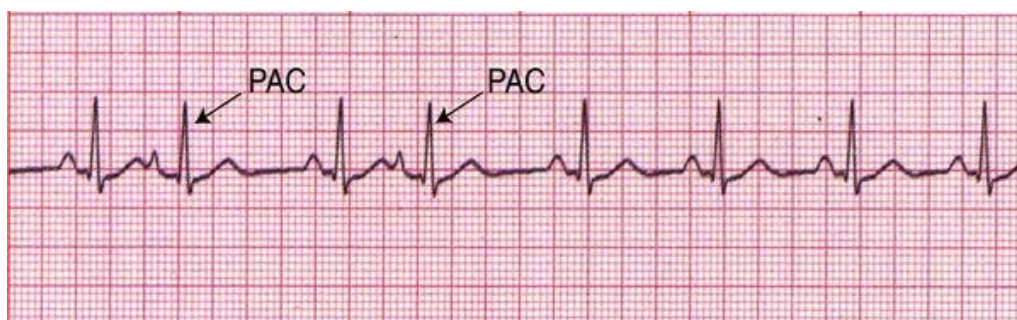
9.4.1 Prevremena atrijalna kontrakcija (PAC)

Atrijalni prevremeni udar se razlikuje od normalnog sinusnog ritma prema obliku P talasa i vremenu udara. Atrijalni prevremeni udar nastaje prerano, odnosno udar se javlja pre očekivanog sinusnog otkucaja. Frekvencija zavisi od PAC. Ritam je nepravilan kada se javi PAC, ali nakon PAC se obično uspostavi normalan ritam. PR interval zavisi od PAC ali je udrugom slučaju normalan (0.12-0.20 sekundi). QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

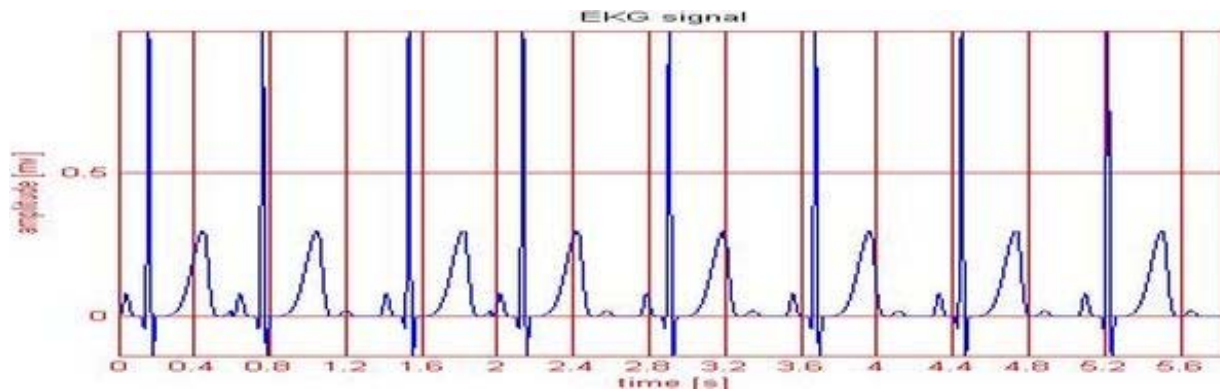
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-7, realni snimak prevremene atrijalne kontrakcije (PAC) je na Slici 6.14, a izgled modelirane na Slici 6.15. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	580	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	580	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-6 Vrednosti modelirajućih parametara Prevremene atrijalne kontrakcije (PAC)



Slika 9.11 Realni snimak Prevremene atrijalne kontrakcije (PAC)



Slika 9.12 Modelirana Prevremena atrijalna kontrakcija (PAC)

9.4.2 Multifokalna Atrijalna tahikardija (MAT)

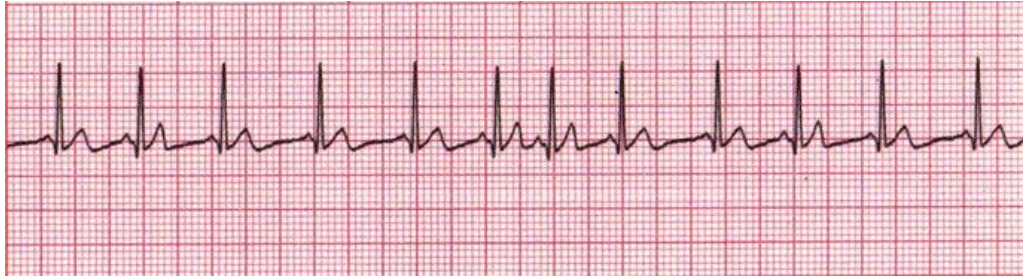
Multifokalna atrijalna tahikardija ima nepravilan ritam, čija frekvencija iznosi između 100 i 200 otkucaja u minuti. P talasi prethode svakom QRS kompleksu ali su oblici P talasa upadljivo različiti, a trajanje PR intervala varira. Da bi se postavila dijagnoza multifokalne atrijalne tahikardije potrebno je naći najmanje tri P talasa koji imaju različite karakteristike. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

Pretpostavlja se da je uzrok njenog nastajanja nasumično okidanje nekoliko različitih pretkomorskih žarišta.

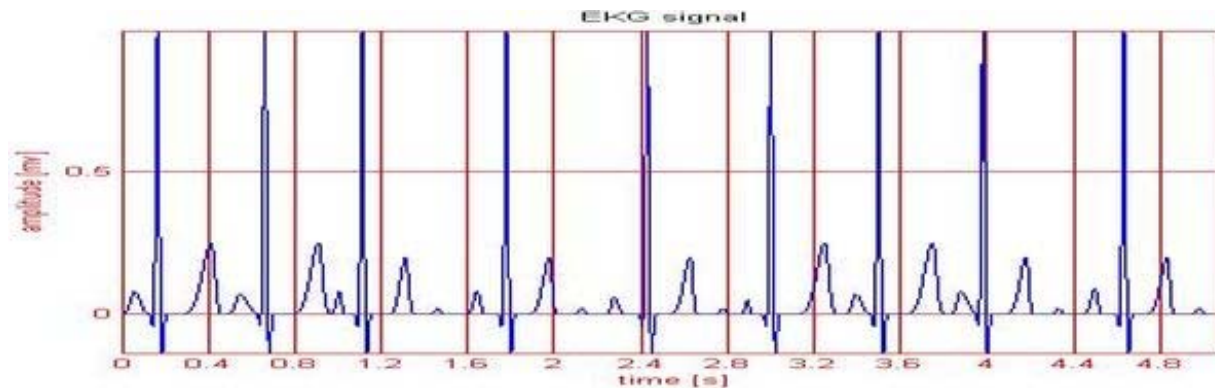
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-8, snimak multifokalne atrijalne tahikardije je na Slici 6.16, a izgled modelirane na Slici 6.17. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	30	-0.1	105	5	100	15	10	450	25	35	0.5	250	2	17	0	150
7	0	35	-0.3	115	5	100	15	10	450	25	35	0.4	250	2	17	0	150
8	0	15	0.3	105	5	100	15	10	600	20	25	0.3	160	2	17	0	150
8	0	20	0.1	135	5	100	15	10	600	20	25	0.5	160	2	17	0	150
6	0	20	-0.3	155	5	100	15	10	600	20	25	0.5	160	2	17	0	150
5	0	11	-0.4	105	5	100	15	10	450	25	35	0.4	250	2	17	0	150
7	0	28	-0.2	105	5	100	15	10	450	25	25	0.4	160	2	17	0	150
8	0	30	-0.4	105	5	100	15	10	600	20	25	0.5	160	2	17	0	150
9	0	20	0.1	135	5	100	15	10	600	20	25	0.5	160	2	17	0	150

Tabela 9-7 Vrednosti modelirajućih parametara Multifokalne atrijalne tahikardije (MAT)



Slika 9.13 Realni snimak Multifokalne atrijske tahikardije



Slika 9.14 Modelirana Multifokalna atrijska tahikardija

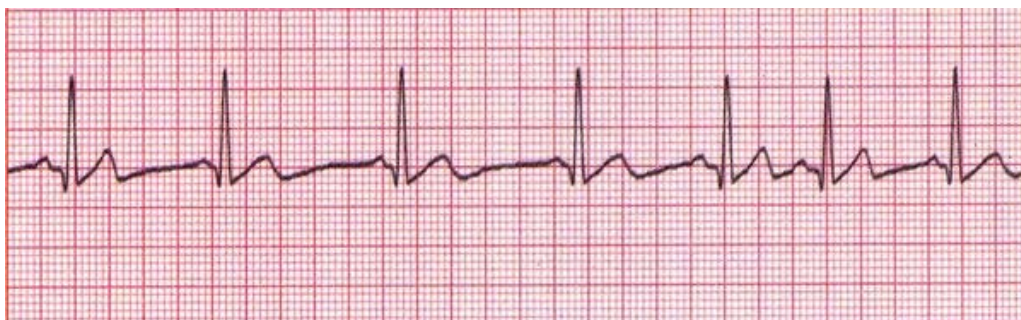
9.4.3 Lutajući atrijski impuls

Kada je kod Multifokalne atrijske tahikardije (MAT) ritam manji od 100 otkucaja, između 60-100, tada se za ovu aritmiju koristi naziv *Lutajući atrijski impuls (Wandering atrial pacemaker-WAP)*. Mesto pejsmejlera se premešta iz SA čvora do drugog latentnog pejsmejlera u pretkomori i AV spoju i ponovo se vraća. Ostali parametri su kao i kod MAT tj. P talasi prethode svakom QRS kompleksu ali su oblici P talasa upadljivo različiti i trajanje PR intervala varira. Da bi se postavila dijagnoza potrebno je naći najmanje tri P talasa koji imaju različite karakteristike. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

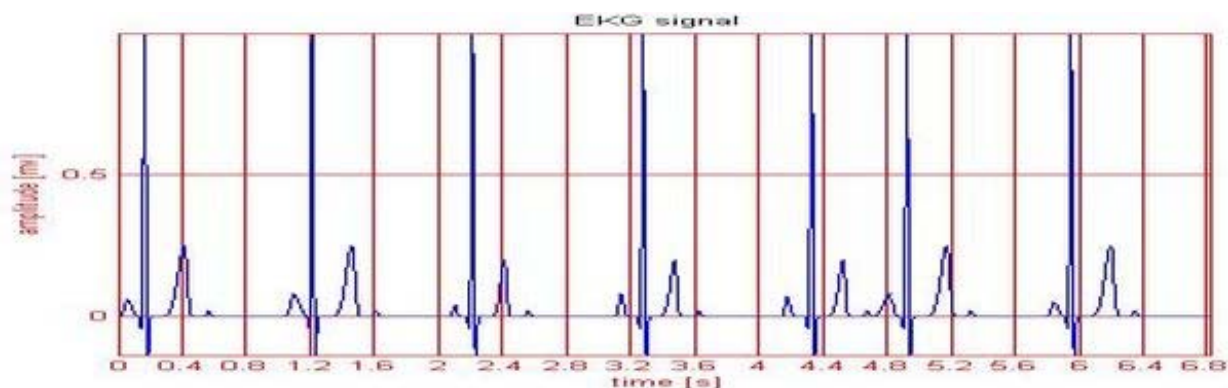
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-9, realni snimak lutajućeg atrijskog impulsa je na Slici 6.18, a izgled modelirane na Slici 6.19. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
6	0	30	-0.1	105	5	100	15	10	1000	25	35	0.5	250	2	17	0	150
8	0	35	-0.3	115	5	100	15	10	1000	25	35	0.4	250	2	17	0	150
4	0	15	0.3	105	5	100	15	10	1000	20	25	0.3	160	2	17	0	150
8	0	20	0.1	135	5	100	15	10	1000	20	25	0.5	160	2	17	0	150
7	0	20	-0.3	155	5	100	15	10	600	20	25	0.5	160	2	17	0	150
8	0	35	-0.4	105	5	100	15	10	1000	25	35	0.4	250	2	17	0	150
5	0	28	-0.2	105	5	100	15	10	1000	25	25	0.4	160	2	17	0	150

Tabela 9-8 Vrednosti modelirajućih parametara Lutajućeg atrijalnog impulsa



Slika 9.15 Realni snimak Lutajućeg atrijalnog impulsa



Slika 9.16 Modeliran Lutajući atrijalni impuls

9.4.4 Supraventrikularna tahikardija (SVT)

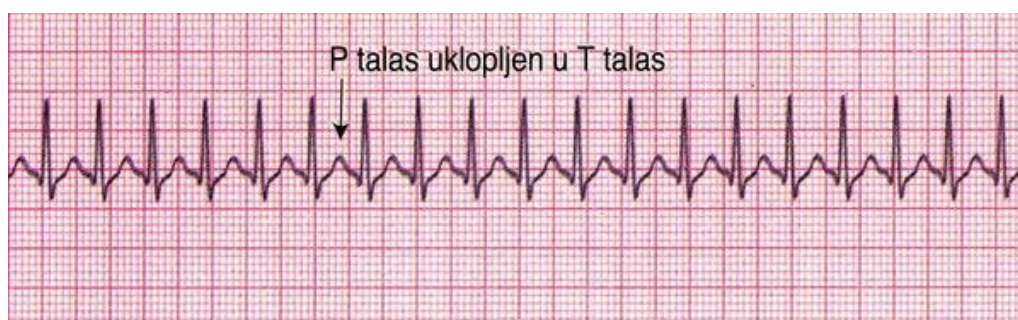
Supraventrikularna tahikardija je brza aritmija kod koje se P talas uopšte ne primećuje, gde je P talas uklopljen u T talas i teško ga je primetiti. Frekvencija regularnog ritma je 150-250 otkucaja u minuti. PR interval je nemoguće izmeriti. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-10, realni snimak supraventrikularne tahikardije je na Slici 6.20, a izgled modelirane na Slici 6.21. Parametri koji

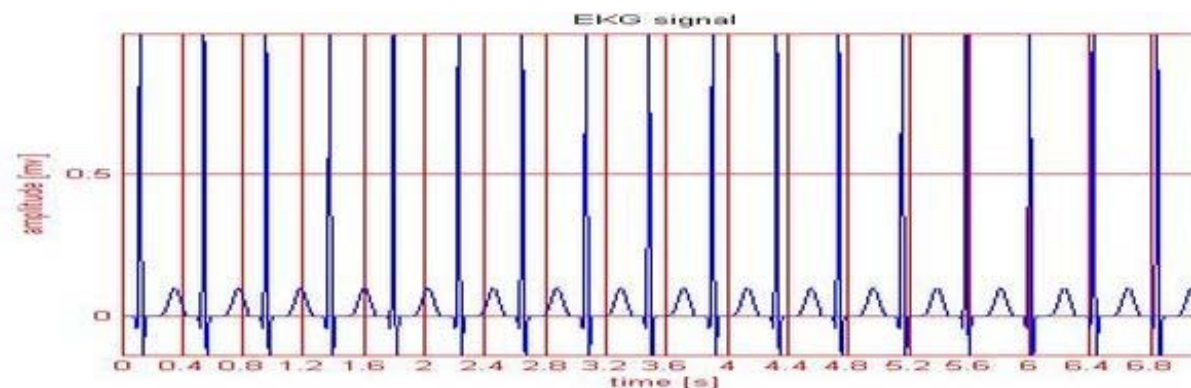
su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	390	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	410	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	395	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	390	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	20	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100

Tabela 9-9 Vrednosti modelirajućih parametara Supraventrikularne tahikardije (SVT)



Slika 9.17 Realni snimak Supraventrikularne tahikardije (SVT)



Slika 9.18 Modelirana Supraventrikularna tahikardija (SVT)

9.4.5 Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT)

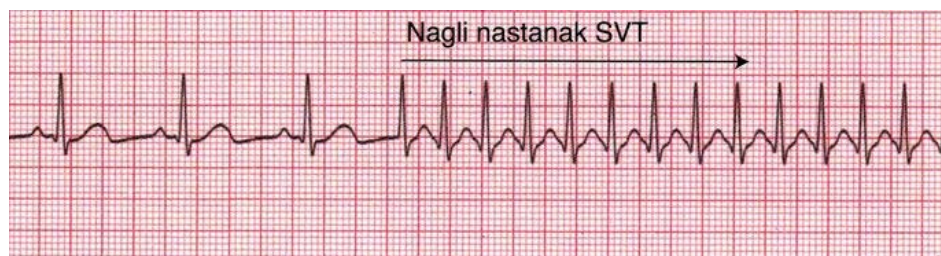
Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT) je veoma česta aritmija. Nastaje iznenada, najčešće je inicira supraventrikularni (pretkomorski ili nodalni) prevremeni udar, a prestaje iznenada, kao što je i počela. Uzrok njene pojave ne mora da bude neko srčano oboljenje i može da se javi i kod potpuno zdravog srca. Ovaj poremećaj često mogu da provociraju alkohol i uzbuđenje.

Frekvencija ritma je 150-250 otkucaja u minuti. PR interval često uklopljen u dolazeći T talas i teško ga je primetiti, kao i P talas. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

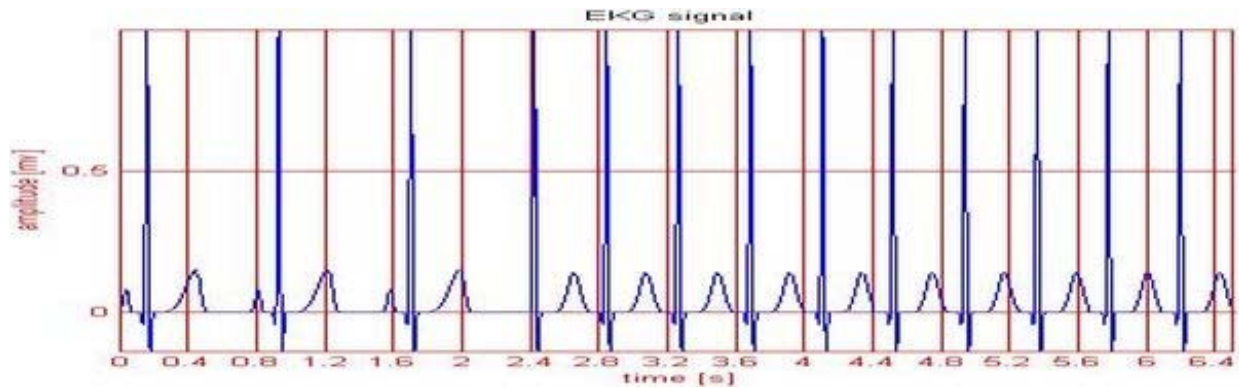
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-11, realni snimak paroksizmalne supraventrikularne tahikardije (PSVT) je na Slici 6.22, a izgled modelirane na Slici 6.23. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	10	52	0	230	0	30	0	100
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	10	52	0	230	0	30	0	100
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	10	52	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	0	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	398	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	395	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	390	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100
0	0	10	-0.1	80	5	100	15	10	400	10	50	0	230	0	30	0	100

Tabela 9-10 Vrednosti modelirajućih parametara Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT)



Slika 9.19 Realni snimak Paroksizmalne supraventrikularne tahikardije (PSVT)



Slika 9.20 Modelirana Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT)

9.4.6 Atrijalni flater

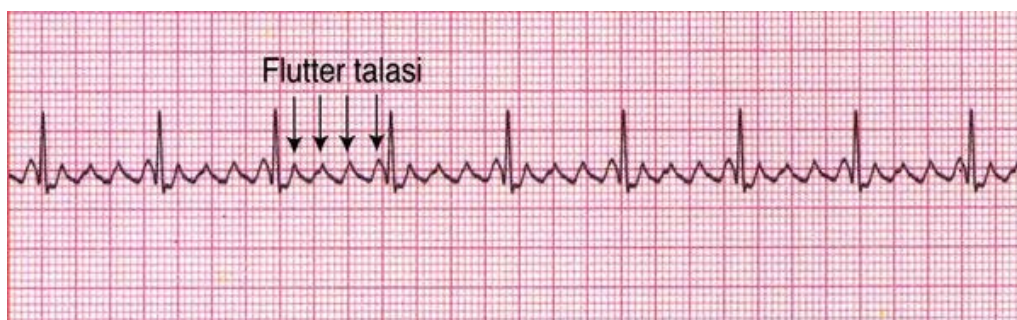
Atrijalni flater ili lepršanje pretkomora je aritmija kod koje je ritam pravilan sa P talasima koji se stvaraju u ritmu od 250 do 350 otkucaja u minutu. Uzrok je najčešće reentri petlja u kojoj električni impulsi kruže oko trikuspidalnog zalistka. Kod flatera pretkomora, njihova depolarizacija se vrši toliko brzo da nije moguće videti pojedinačne P talase razdvojene izoelektričnom linijom, već se osnovna linija stalno podiže i spušta dajući takozvanu sliku *flater talasa*.

AV čvor ne može da se izbori sa toliko velikim brojem impulsa kojima ga pretkomore zasipaju. On ne stiže da se repolarizuje na vreme da bi propustio svaki od njih i zbog toga ne uspevaju svi pretkomorski impulsi da prođu kroz AV čvor u komore i proizvedu QRS kompleks. Taj odnos je promenljiv i kreće se u odnosu 2:1, 3:1 i 4:1. PR interval je nedefinisan. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

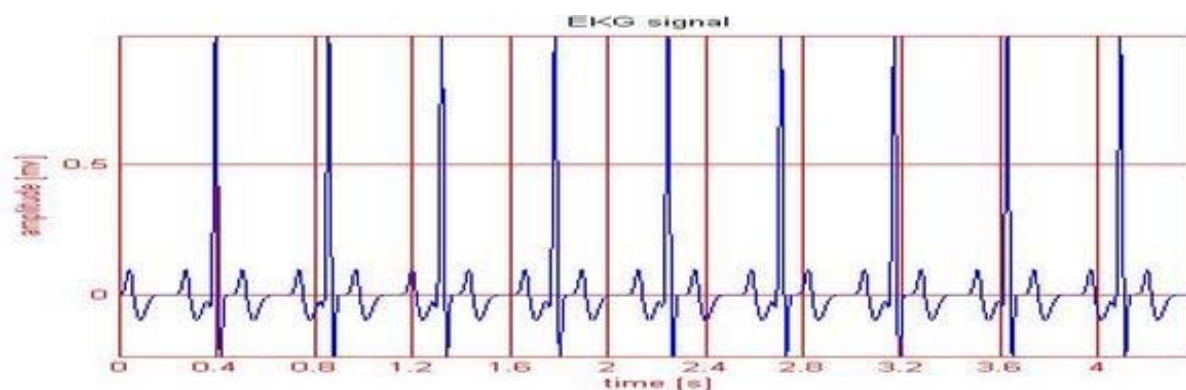
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-12, realni snimak atrijalnog flatera je na Slici 6.24, a izgled modelirane na Slici 6.25. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	5	100	25	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	0	0	10	200	0	25	0.5	160	0	17	0	150

Tabela 9-11 Vrednosti modelirajućih parametara Atrijalnog flater-a



Slika 9.21 Realni snimak Atrijalnog flater



Slika 9.22 Modeliran Atrijalni flater

9.4.7 Atrijalna fibrilacija

Kod fibrilacije pretkomora električna aktivnost je potpuno haotična i može da se dogodi da AV čvor svakog minuta pogodi više od 500 impulsa (frekvencija rada pretkomora u granicama 350-500 otkucaja u minuti). Dok je kod flatera pretkomora za testerast izgled signala odgovorna jedna reentri petlja, kod fibrilacija pretkomora nastaju višestruke reentri petlje. Ne mogu da se izdvoje pojedinačni P talasi i osnovna linija izgleda pomalo talasasto, PR interval je nedefinisan. AV čvor dozvoljava samo nekom impulsu da prođe u promenljivim intervalima, tako da je ritam komora nepravilan frekvencije od 120 do 180 otkucaja u minuti. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

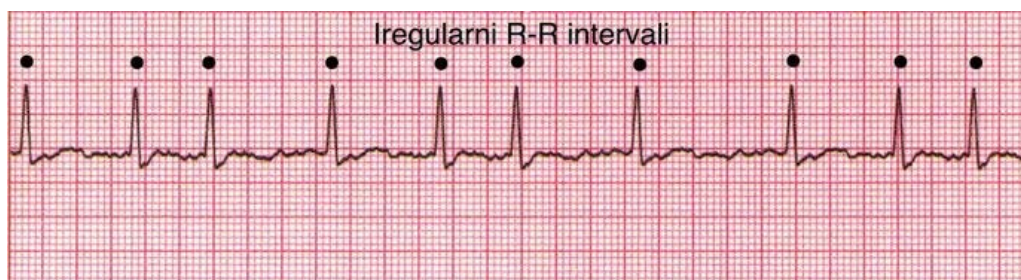
Osnovni uzroci njenog nastanka su: mitralna i koronarna bolest, embolija pluća, perikarditis, dugotrajna hipertenzija.

Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-13, realni snimak atrijalne fibrilacije je na Slici 6.26, a izgled modeliranog na Slici 6.27. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

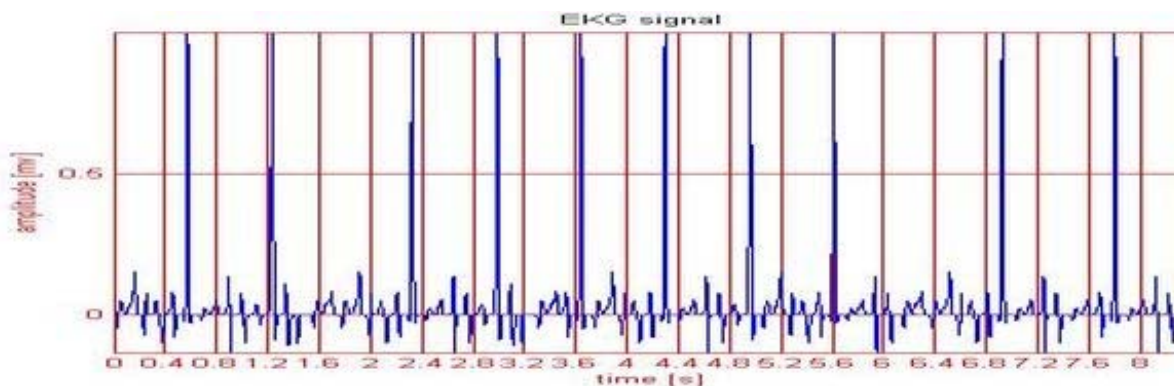
Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	Rrint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	-0.9	18	-0.3	105	-2.9	5	-15	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	-1.4	10	0.3	105	-4.8	0	10	12	200	0	25	0.5	160	1.4	17	0	150
0	1.9	12.6	0.3	105	3	100	4	10	200	0	25	0.5	160	1.3	17	0	150
0	-0.4	18	-0.3	105	-2.9	5	0	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	2.3	9	0.3	105	-7.5	0	10	8	200	0	25	0.5	160	2.6	17	0	150
0	1.2	17.6	0.3	105	-1.7	100	10.2	10	200	0	25	0.5	160	-1.6	17	0	150
0	1.6	14	-0.3	105	10.4	0	0	9	200	0	25	0.5	160	2	17	0	150
0	-0.9	18	-0.3	105	-3.9	5	-8	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	-0.9	18	-0.3	105	-2.9	5	-15	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	-1.4	10	0.3	105	-4.8	0	10	12	200	0	25	0.5	160	1.4	17	0	150
0	1.9	12.6	0.3	105	3	100	4	10	200	0	25	0.5	160	1.3	17	0	150
0	-0.4	18	-0.3	105	-2.9	5	0	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	2.3	9	0.3	105	-7.5	0	10	8	200	0	25	0.5	160	2.6	17	0	150
0	1.2	17.6	0.3	105	-1.7	100	10.2	10	200	0	25	0.5	160	-1.6	17	0	150
0	1.6	14	-0.3	105	10.4	0	0	9	200	0	25	0.5	160	2	17	0	150
0	-0.9	18	-0.3	105	-3.9	5	-8	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	1.9	12.6	0.3	105	2.8	100	6	10	200	0	25	0.5	160	1.3	17	0	150
0	-0.9	18	-0.3	105	-2.9	5	-15	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	-1.4	10	0.3	105	-4.8	0	10	12	200	0	25	0.5	160	1.4	17	0	150
0	1.9	12.6	0.3	105	3	100	4	10	200	0	25	0.5	160	1.3	17	0	150
0	-0.4	18	-0.3	105	-2.9	5	0	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	2.3	9	0.3	105	-7.5	0	10	8	200	0	25	0.5	160	2.6	17	0	150
0	1.2	17.6	0.3	105	-1.7	100	10.2	10	200	0	25	0.5	160	-1.6	17	0	15
0	-0.9	18	-0.3	105	-2.9	5	-15	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	-1.4	10	0.3	105	-4.8	0	10	12	200	0	25	0.5	160	1.4	17	0	150

0	1.9	12.6	0.3	105	3	100	4	10	200	0	25	0.5	160	1.3	17	0	150
0	-0.4	18	-0.3	105	-2.9	5	0	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	2.3	9	0.3	105	-7.5	0	10	8	200	0	25	0.5	160	2.6	17	0	150
0	-0.9	18	-0.3	105	-3.9	5	-8	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	-0.9	18	-0.3	105	-2.9	5	-15	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	-1.4	10	0.3	105	-4.8	0	10	12	200	0	25	0.5	160	1.4	17	0	150
0	1.9	12.6	0.3	105	3	100	4	10	200	0	25	0.5	160	1.3	17	0	150
0	-0.4	18	-0.3	105	-2.9	5	0	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	2.3	9	0.3	105	-7.5	0	10	8	200	0	25	0.5	160	2.6	17	0	150
0	-0.4	18	-0.3	105	-2.9	5	0	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	1.9	12.6	0.3	105	3	100	4	10	200	0	25	0.5	160	1.3	17	0	150
0	-0.4	18	-0.3	105	-2.9	5	0	11	200	0	25	0.5	160	1	17	0	150
0	2.3	9	0.3	105	-7.5	0	10	8	200	0	25	0.5	160	2.6	17	0	150

Tabela 9-12 Vrednosti modelirajućih parametara Atrijalne fibrilacije



Slika 9.23 Realni snimak Atrijalne fibrilacije



Slika 9.24 Modelirana Atrijalna fibrilacija

9.5 Spojničke aritmije i udari izmicanja

9.5.1 Spojnički ritam

Sve ćelije miokarda, bez izuzetka, sposobne su da se ponašaju kao pejsmejkeri. Srčani rad uvek predvodi najbrži pejsmejker, a u normalnim okolnostima to je sinoatrijalni čvor. U slučaju *sinusnog zastoja*, kada čvor prestane da stvara impulse ostali potencijalni pejsmejkeri preuzimaju ulogu. Takvi impulsi koji dolaze izvan SA čvora nazivaju se *udari izmicanja*.

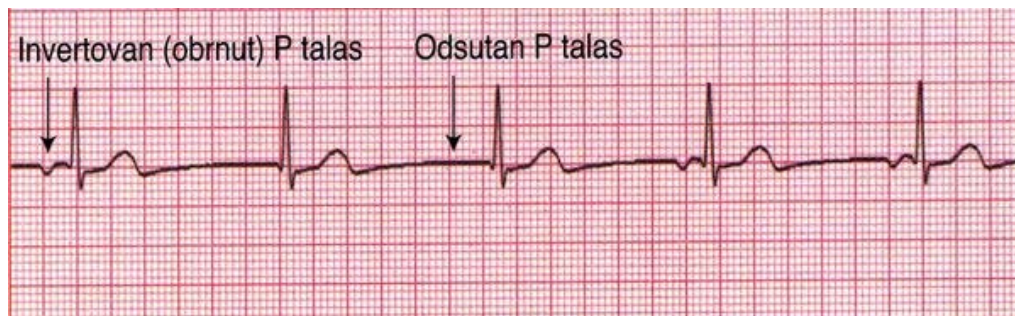
Ti predvodnici ritma izvan SA čvora imaju svoje frekvencije rada i to su respektivno: *atrijalni pejsmejkeri* (60-75 impulsa u minuti), *nodalni* ili *spojnički* pejsmejker u blizini AV čvora (40-60 otkucaja u minuti), koji su i ubedljivo najčešći, dok *komorske pejsmejker* ćelije imaju frekvenciju od 30-45 otkucaja u minuti.

Detektuje se na osnovu P talasa koji može biti: odsutan, negativan, prikriven QRS kompleksom ili retrogradan (spojen sa T talasom). PR interval ne postoji, kratak ili retrogradan. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

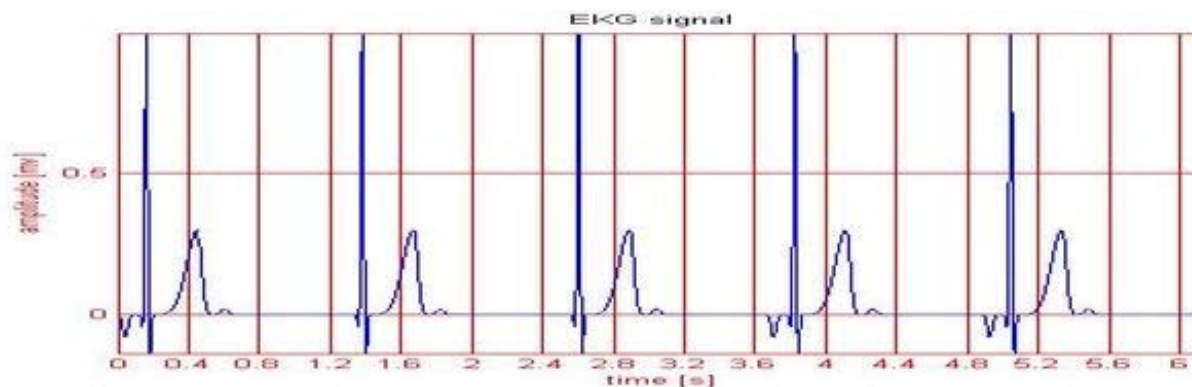
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-14, realni snimak spojničkog ritma je na Slici 6.28, a izgled modeliranog na Slici 6.29. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
-8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1200	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1200	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1200	30	52	0.5	290	2	30	0	150
-8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1200	30	52	0.5	290	2	30	0	150
-8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1200	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-13 Vrednosti modelirajućih parametara Spojničkog ritma



Slika 9.25 Realni snimak Spojničkog ritma



Slika 9.26 Modelirani Spojnički ritam

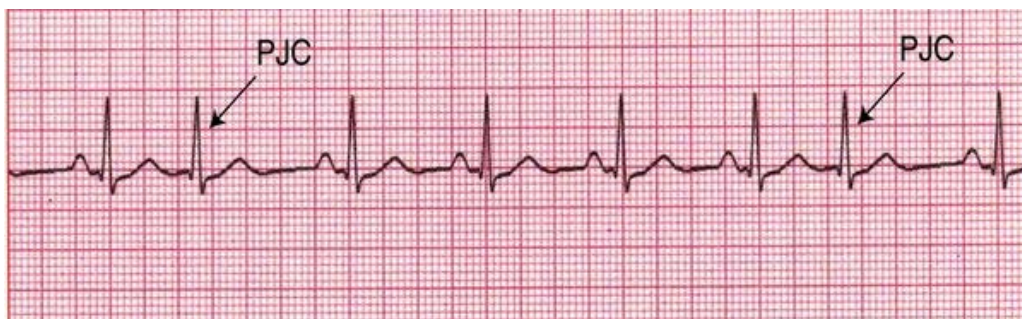
9.5.2 Prevrmena spojnička kontrakcija (PJC)

Sinusni ritam je nepravilan kada se javi prevremena spojnička kontrakcija (*Premature junctional contractio-PJC*) i tada je R-R interval kraći (500 milisekundi umesto 750 u tabeli ispod). Prevrmeni spojnički udarac počinje ili sa negativnim P talasom, ili bez P talasa koji je prikriven QRS kompleksom. Sledeći otkucaj je nakon normalne vrednosti intervala. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

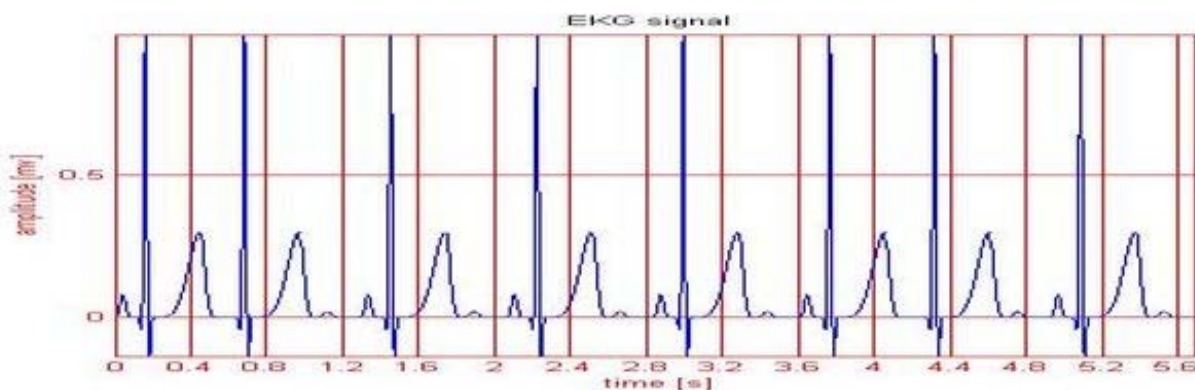
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-15, realni snimak prevremene spojničke kontrakcije je na Slici 6.30, a izgled modeliranog na Slici 6.31. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	Rrint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	500	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	530	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-14 Vrednosti modelirajućih parametara Prevrмене spojničke kontrakcije



Slika 9.27 Realni snimak Prevmene spojničke kontrakcije



Slika 9.28 Modelirana Prevmena spojnička kontrakcija (PJC)

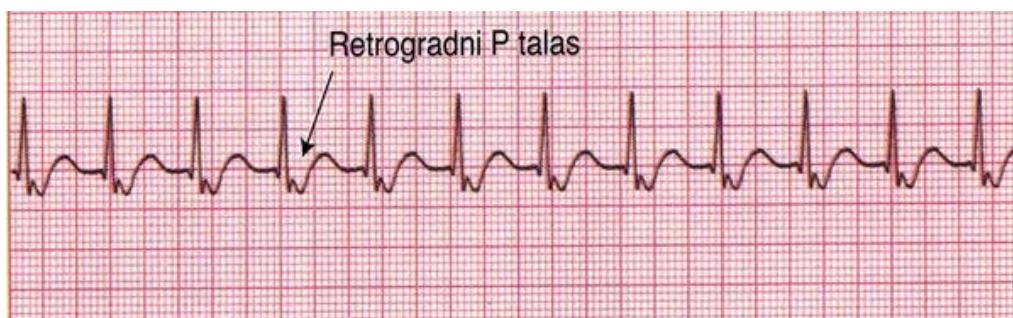
9.5.3 Spojnička tahikardija

Spojnička tahikardija obično nastaje usled pojačanog automatizma AV čvorišta. Nakon normalnog sinusnog ritma slede tri ili više prevremena atrijalna kompleksa. Frekvencija aktivacije pretkomora je od 101 do 180 otkucaja/min. Sinusni ritam je regularan a P talas je ili negativan, odsutan ili prikriven u QRS kompleksu, ili retrogradan. R-R interval je skraćen (u ovom primeru sa 750 na 350 milisekunde). PR interval ne postoji. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

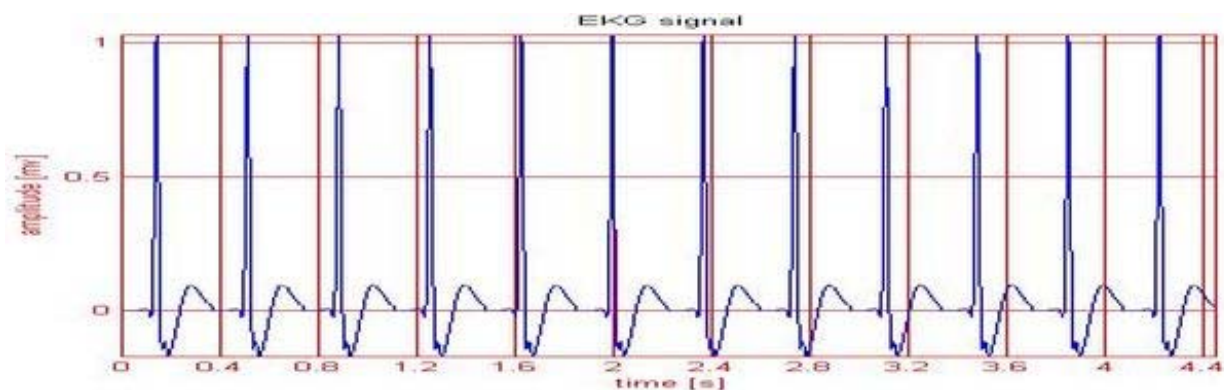
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-16, realni snimak spojničke tahikardije je na Slici 6.32, a izgled modelirane na Slici 6.33. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50
0	0	20	-0.1	105	5	100	15	10	350	-29	40	-0.5	50	18	80	0	50

Tabela 9-15 Vrednosti modelirajućih parametara Spojničke tahikardije



Slika 9.29 Realni snimak Spojničke tahikardije



Slika 9.30 Modelirana Spojnička tahikardija

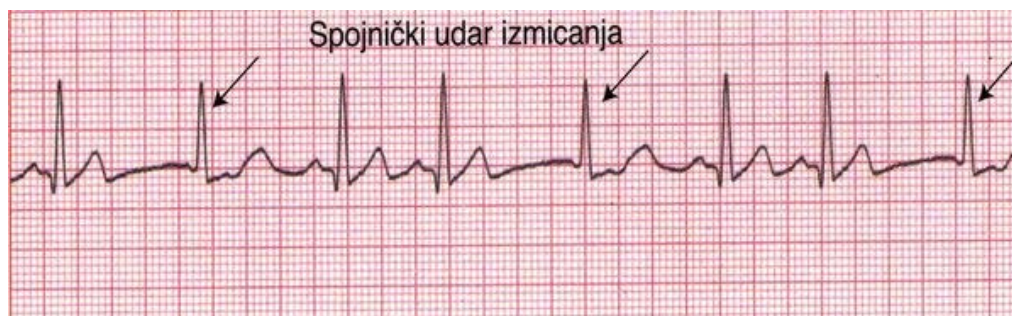
9.5.4 Spojnički udar izmicanja

U slučaju spojničkog ritma izmicanja, izvor depolarizacionog talasa nalazi se u blizini AV čvora i depolarizacija pretkomora se ne odvija na uobičajen način, zbog čega se na EKG-u ne vidi normalan P talas. R-R interval je produžen. Najčešće P talasa uopšte nema, ali može i da se vidi P talas koji se kreće suprotnim smerom (njegova električna osovina je pomeren za 180° stepeni, tj. negativan je u L2 odvodu). QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde).

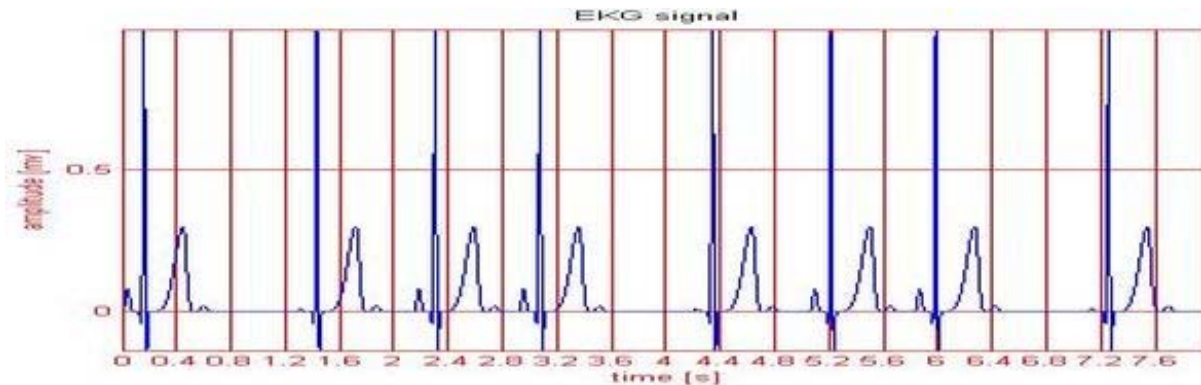
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-17, realni snimak spojničkog udara izmicanja je na Slici 6.34, a izgled modeliranog na Slici 6.35. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1250	30	52	0.5	290	2	30	0	150
1	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	850	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1250	30	52	0.5	290	2	30	0	150
1	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	850	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	1250	30	52	0.5	290	2	30	0	150
1	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	850	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-16 Spojnički udar izmicanja



Slika 9.31 Realni snimak Spojničkog udara izmicanja



Slika 9.32 Modeliran Spojnički udar izmicanja

9.6 Ventrikularne aritmije

Ventrikularne aritmije su poremećaji ritma koji nastaju ispod AV čvora. U daljem delu teksta će biti objašnjene sledeće ventrikularne aritmije: Prevrmeni ventrikularni kompleks ili kontrakcija (PVC), Uniformna prevremena ventrikularna kontrakcija (PVC), Multififormna prevremena ventrikularna kontrakcija (PVC), Ventrikularna bigeminija (PVC), Ventrikularna trigeminija (PVC), Ventrikularna kvadrigeminija (PVC), Uparen prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC), Ventrikularna tahikardija (VT) – Monomorfna, Ventrikularna tahikardija (VT) – Polimorfna, Ventrikularne fibrilacije, Ventrikularni udar izmicanja, Ventrikularna asistola, Idioventrikularni ritam, Ubrzani idioventrikularni ritam.

9.6.1 Prevremena ventrikularna kontrakcija (PVC)

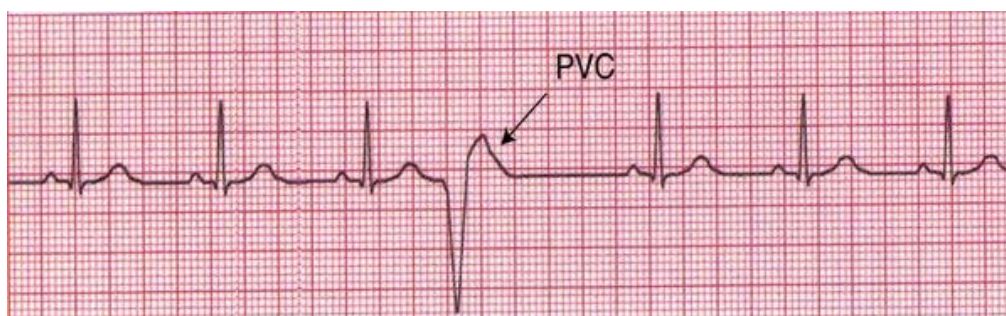
Prevremeno ventrikularno skupljanje (PVC) ili ventrikularne ekstrasistole su ubedljivo najčešće ventrikularne aritmije. QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više), zato što depolarizacija ne ide normalnim putevima, već nastaje u ventrikulama. PVC potiče iz jedne od ventrikula tako da se one ne aktiviraju istovremeno već sekvencijalno. Ponekad se može uočiti da je P talas inverzan ali je mnogo češći slučaj da P talasa uopšte nema. PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja.

PVC mogu da se jave nasumično ili da se smenjuju po pravilnom obrazcu sa sinusnim ritmom. Ako se radi o smeni u odnosu jedan normalan sinusni otkucaj naspram jedne ventrikularne ekstrasistole ritam se naziva *bigeminija*, *trigeminija* podrazumeva da na jednu ekstrasistolu dolaze dva normalna sinusna otkucaja i tako redom. Prilikom te smene sa normalnim sinusnim otkucajem PVC mogu biti uniformne (istog izgleda) ili multififormne (različitog izgleda).

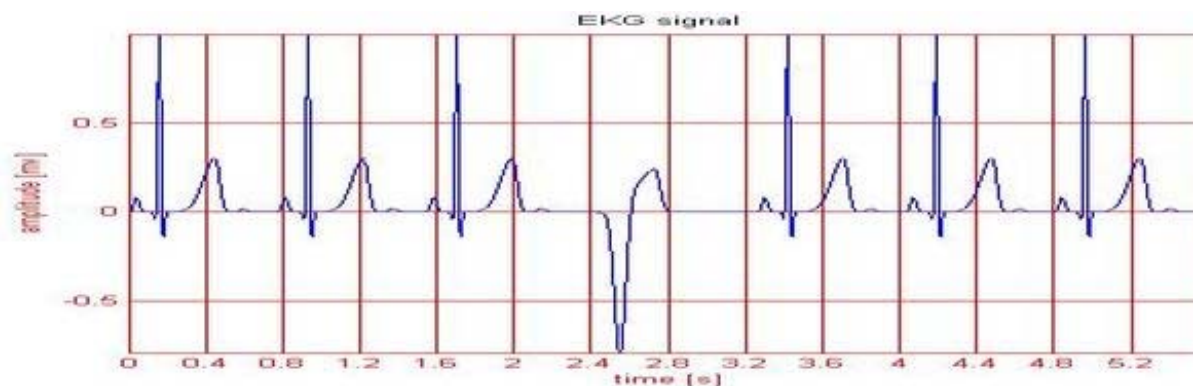
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-18, realni snimak prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC) je na Slici 6.36, a izgled modelirane na Slici 6.37. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	70	0	25	55	10	52	0.3	250	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	-80	-5	40	850	24	62	0.5	180	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-17 Vrednosti modelirajućih parametara Prevmene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.33 Realni snimak Prevmene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.34 Modelirana Prevmena ventrikularna kontrakcija (PVC)

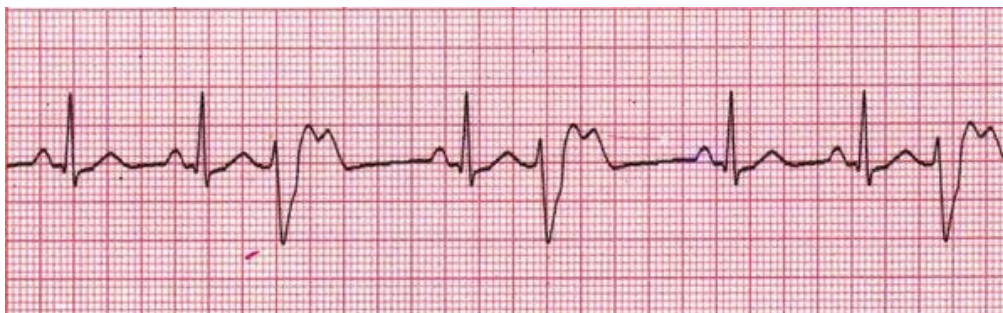
9.6.2 Uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)

Uniformnim prevremenim ventrikularnim kontrakcijama nazivaju se one PVC kontrakcije koje se nasumično ili po pravilnom obrascu smenjuju sa normalnim sinusnim ritmom i uvek su istog izgleda.

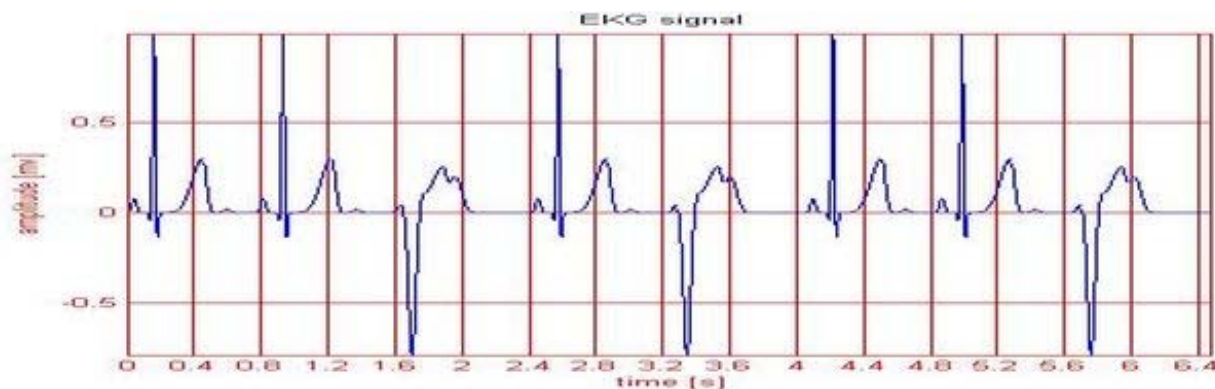
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-19, realni snimak uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC) je na Slici 6.38, a izgled modelirane na Slici 6.39. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Plant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	850	24	58	0.5	180	20	50	0	80
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	50	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	850	24	58	0.5	180	20	50	0	80
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	30	750	30	52	0.5	290	2	50	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	850	24	58	0.5	180	20	50	0	80

Tabela 9-18 Vrednosti modelirajućih parametara Uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.35 Realni snimak Uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.36 Modelirane Uniformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)

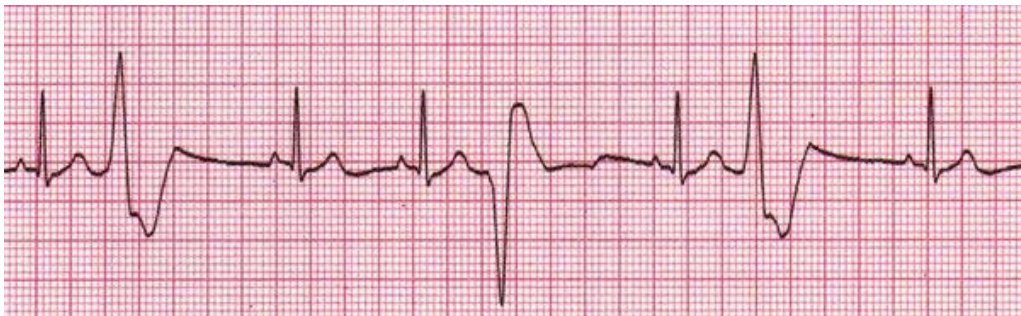
9.6.3 Multiformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)

Multiformnim prevremenim ventrikularnim kontrakcijama nazivaju se one PVC kontrakcije koje se nasumično ili po pravilnom obrascu smenjuju sa normalnim sinusnim ritmom i uvek su različitog izgleda.

Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-20, realni snimak multiformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC) je na Slici 6.40, a izgled modelirane na Slici 6.41. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	120	20	25	900	-50	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	-80	-5	40	850	24	62	0.5	180	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	120	20	25	900	-50	52	0.65	160	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-19 Vrednosti modelirajućih parametara Multiformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.37 Realni snimak Multiformne prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.38 Modelirane Multiformne prevremene ventrikulane kontrakcije (PVC)

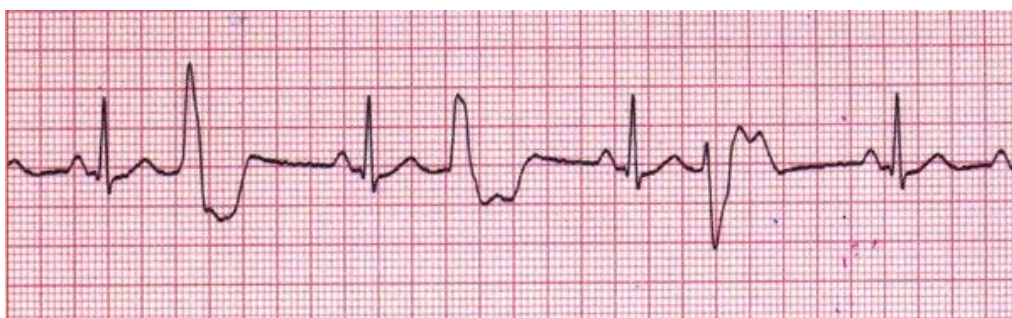
9.6.4 Ventrikularna bigeminija (PVC)

Ako se normalni sinusni ritam smenjuje po pravilnom obrazcu sa PVC, u odnosu jedan normalan sinusni otkucaj naspram jedne ventrikularne ekstrasitole ritam se naziva *bigeminija*.

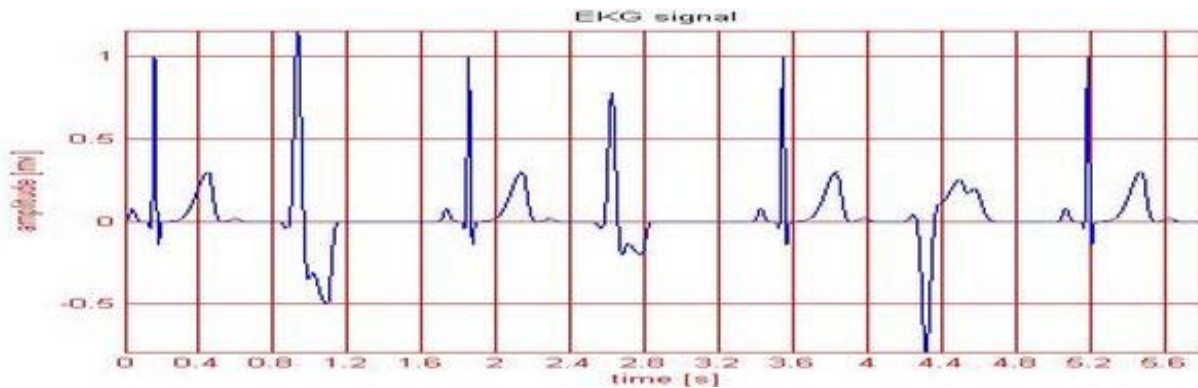
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-21, realni snimak ventrikularne bigeminije (PVC) je na Slici 6.42, a izgled modelirane na Slici 6.43. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	20	20	25	900	-50	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	80	15	25	900	-20	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	850	24	58	0.5	180	20	50	0	80
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	50	0	150

Tabela 9-20 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne bigeminije (PVC)



Slika 9.39 Realni snimak Ventrikularne bigeminije (PVC)



Slika 9.40 Modelirane Ventrikularna bigeminija (PVC)

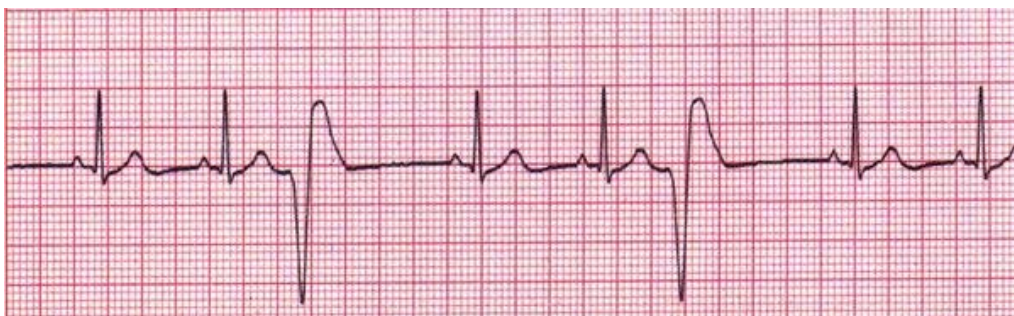
9.6.5 Ventrikularna trigeminija (PVC)

Ako se normalni sinusni ritam smenjuje po pravilnom obrazscu sa PVC, u odnosu dva normalna sinusna otkucaja naspram jedne ventrikularne ekstrasitole ritam se naziva *trigeminija*.

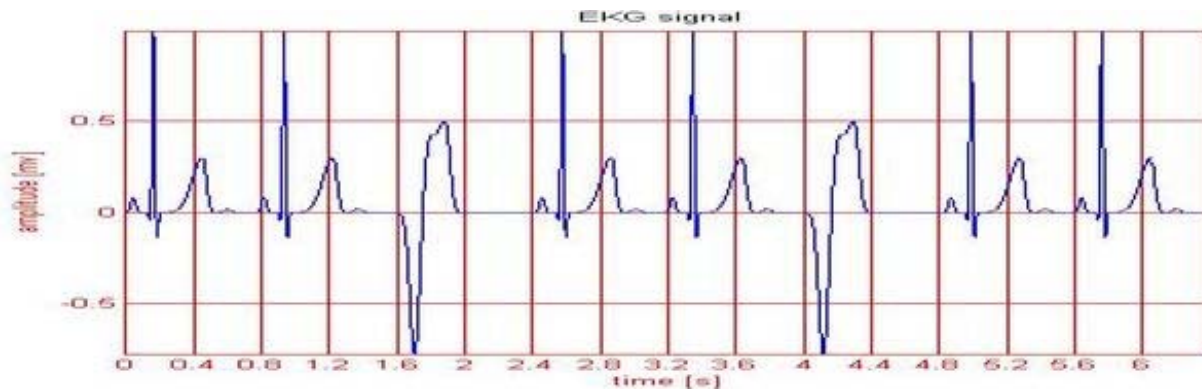
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-22, realni snimak ventrikularne trigeminije (PVC) je na Slici 6.44, a izgled modeliranog na Slici 6.45. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	-80	-20	40	850	50	62	0.5	180	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	-80	-20	40	850	50	62	0.5	180	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-21 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne trigeminije (PVC)



Slika 9.41 Realni snimak Ventrikularne trigeminije (PVC)



Slika 9.42 Modelirana Ventrikularna trigeminija (PVC)

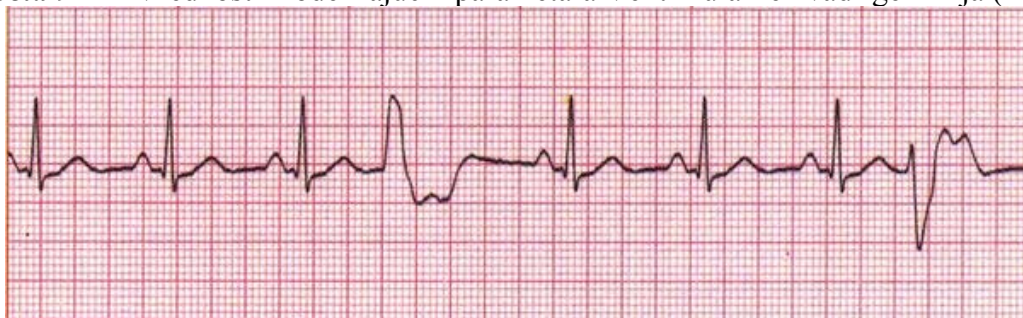
9.6.6 Ventrikularna kvadrigeminija (PVC)

Ako se normalni sinusni ritam smenjuje po pravilnom obrazcu sa PVC, u odnosu tri normalna sinusna otkucaja naspram jedne ventrikularne ekstrasitole ritam se naziva *kvadrigeminija*.

Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-23, realni snimak ventrikularne kvadrigeminija (PVC) je na Slici 6.46, a izgled modelirane na Slici 6.47. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	115	15	25	900	-24	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	50	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	850	25	58	0.5	180	20	50	0	80

Tabela 9-22 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne kvadrigeminija (PVC)



Slika 9.43 Realni snimak Ventrikularne kvadrigeminije (PVC)



Slika 9.44 Modelirana Ventrikularna kvadrigeminija (PVC)

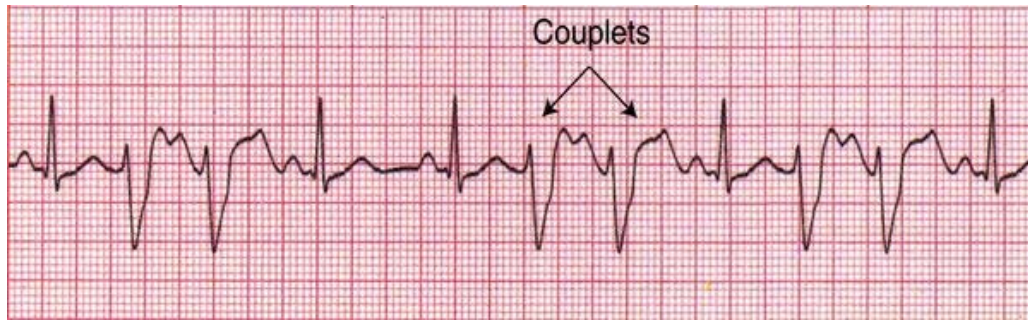
9.6.7 Uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)

Uparenim prevremenim ventrikularnim kontrakcijama se naziva poremećaj srčanog ritma kada se normalni sinusni ritam smenjuje po pravilnom obrazcu sa PVC, ali tako da nakon svakog normalnog sinusnog otkucaja slede dve ventrikularne ekstrasitole.

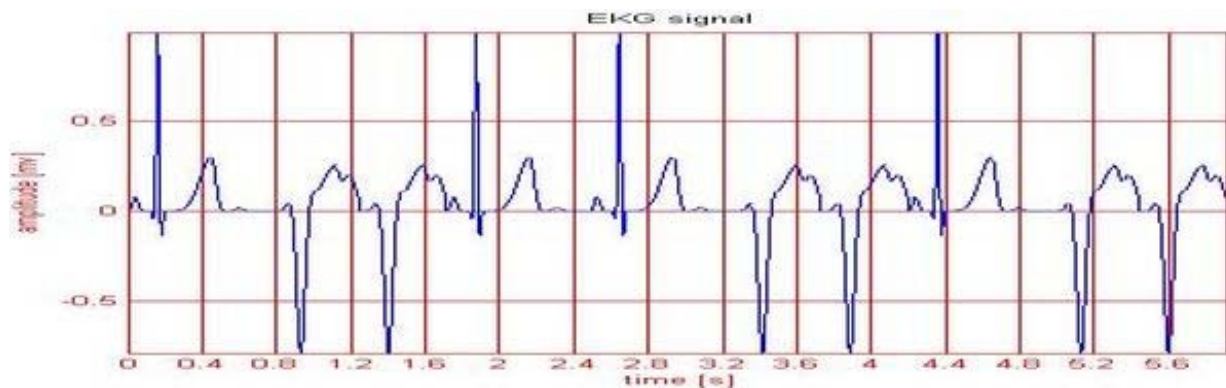
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-24, realni snimak uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC) je na Slici 6.48, a izgled modelirane na Slici 6.49. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	450	24	58	0.5	180	20	50	0	80
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	450	24	58	0.5	180	20	50	0	80
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	450	24	58	0.5	180	20	50	0	80
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	450	24	58	0.5	180	20	50	0	80
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	450	24	58	0.5	180	20	50	0	80
0	0	20	-0.1	120	-5	-80	-5	30	450	24	58	.50	180	20	50	0	80

Tabela 9-23 Vrednosti modelirajućih parametara Uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.45 Realni snimak Uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)



Slika 9.46 Modelirane Uparene prevremene ventrikularne kontrakcije (PVC)

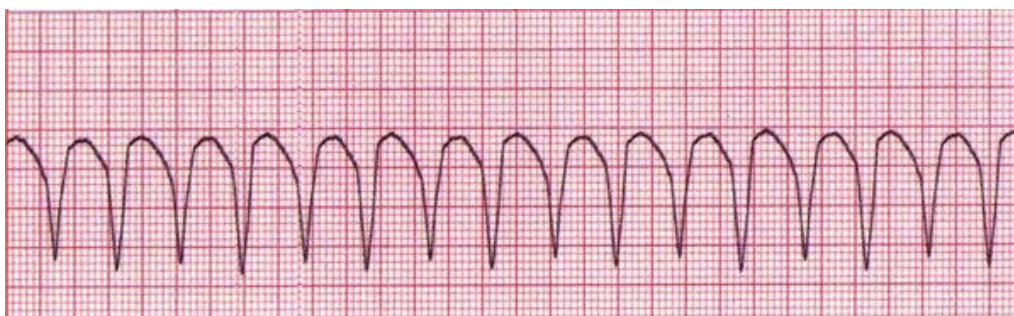
9.6.8 Ventrikularna tahikardija (VT) – Monomorfna

Pojava tri ili više prevremenih ventrikularnih kontrakcija naziva se ventrikularna tahikardija. Produžena ventrikularna tahikardija je urgentno stanje koje najavljuje srčani zastoj i zahteva hitno lečenje. Ventrikularna tahikardija može biti monomorfna, kada je svaki QRS kompleks sličan ostalim kompleksima, ili polimorfna gde se izgled menja od otkucaja do otkucaja. I monomorfne i polimorfne ventrikularne tahikardije imaju zajedničko da im je QRS kompleks širokog i neobičnog izgleda. Frekvencija rada komore obično se kreće između 150 i 250 otkucaja u minuti, a u ovom slučaju je 190 otkucaja u minuti.

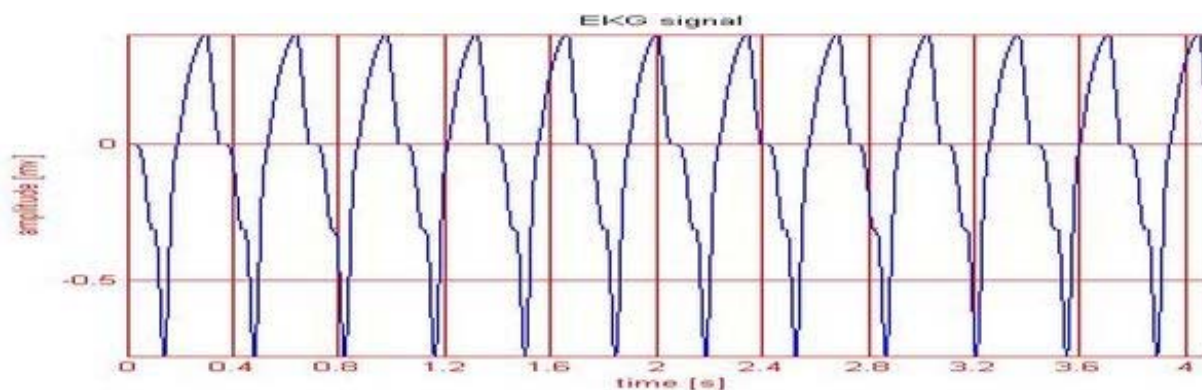
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-25, realni snimak ventrikularne tahikardije (VT) – Monomorfne je na Slici 6.50, a izgled modelirane na Slici 6.51. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150

Tabela 9-24 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne tahikardije (VT) – Monomorfne



Slika 9.47 Realni snimak Ventrikularne tahikardije (VT) – Monomorfne



Slika 9.48 Modelirana Ventrikularna tahikardija (VT) – Monomorfna

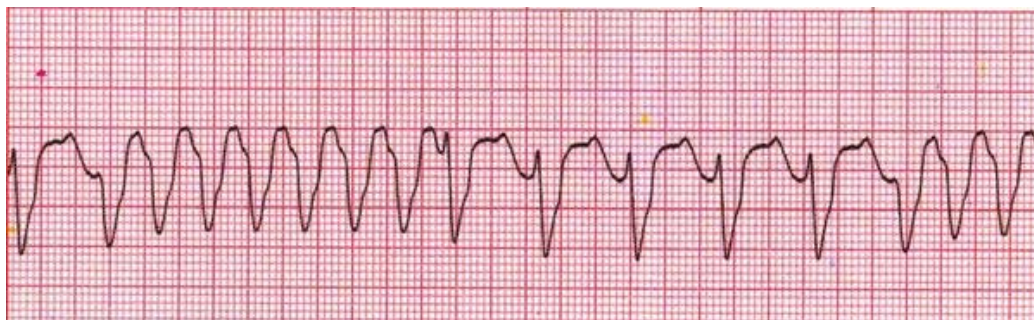
9.6.9 Ventrikularna tahikardija (VT) – Polimorfna

Ventrikularna tahikardija kada je svaki QRS kompleks drugačiji od ostalih kompleksa naziva se polimorfna ventrikularna tahikardija. Srčani ritam je iregularan frekvencije rada komore od 100 do 250 otkucaja/minuti.

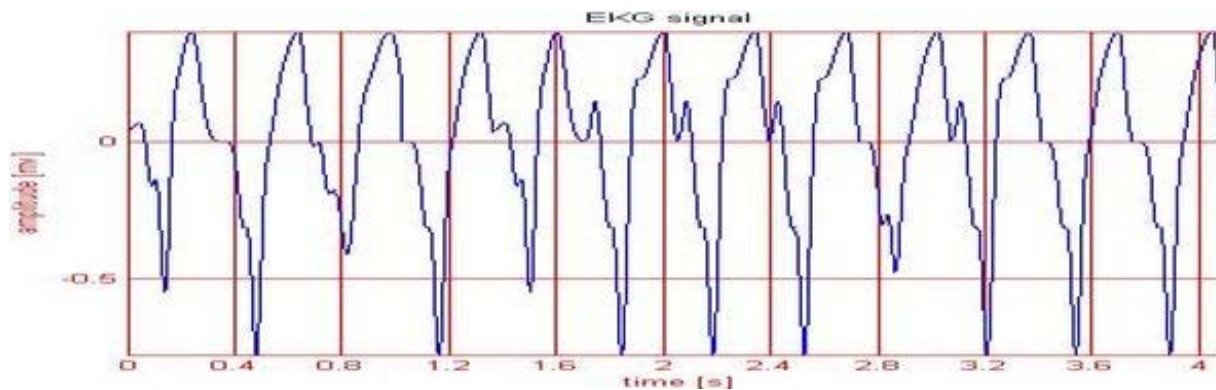
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-26, realni snimak ventrikularne tahikardije (VT) – Polimorfne je na Slici 6.52, a izgled modelirane na Slici 6.53. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	80	0.65	100	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	50	30	0	150
15	0	20	-0.1	100	30	-60	10	40	320	40	100	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	80	0.65	100	0	30	0	150
15	0	20	-0.1	100	30	-80	-10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
15	0	20	-0.1	100	30	-80	-10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
15	0	20	-0.1	100	30	-80	-10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-50	10	25	320	40	52	0.65	160	30	30	0	150
15	0	20	-0.1	100	30	-80	-10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	10	-0.1	100	30	-80	10	25	320	52	52	0.65	160	30	0	0	150
0	0	20	-0.1	100	30	-80	10	25	320	40	52	0.65	160	0	30	0	150

Tabela 9-25 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne tahikardije (VT) – Polimorfne



Slika 9.49 Realni snimak Ventrikularne tahikardije (VT) – Polimorfne



Slika 9.50 Modelirana Ventrikularna tahikardija (VT) – Polimorfna

9.6.10 Ventrikularna fibrilacija (VF)

Ventrikularna fibrilacija je preterminalni događaj. Vidi se isključivo kod srca koje umire. EKG ispis pokazuje spastične trzaje (gruba ventrikularna fibrilacija) ili blago talasanje (fina ventrikularna fibrilacija). Pravi P i T talasi kao i QRS kompleksi se ne vide. R-R intervali su nepravilni.

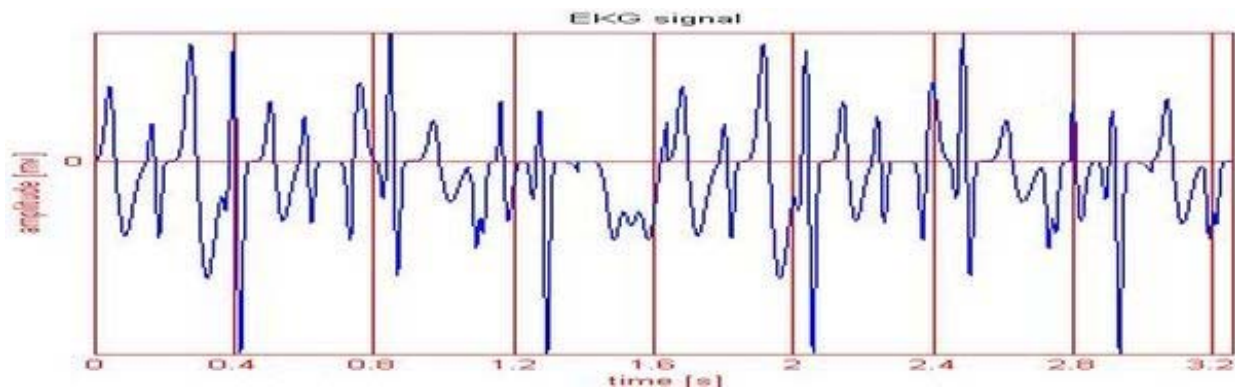
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-27, realni snimak ventrikularne fibrilacije je na Slici 6.54, a izgled modelirane na Slici 6.55. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	Print	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	3	30	-0.3	105	0	5	10	10	200	8	25	0.5	160	0	17	0	150
0	5	32	-0.3	105	5	15	25	10	200	6	25	0.5	160	0	17	0	150
0	2	25	-0.3	105	-6	-8	0	10	200	-5	25	0.5	160	0	17	0	150
0	-2	19	-0.3	105	5	17	15	10	200	12	25	0.5	160	0	17	0	150
0	1.8	33	-0.3	105	0	-11	9	10	200	3	25	0.5	160	0	17	0	150
0	1.2	-15	-0.3	105	5	7	25	10	200	-6	25	0.5	160	0	17	0	150
0	0	20	-0.1	100	10	-8	10	25	220	40	22	0.65	160	0	30	0	150
0	3	30	-0.3	105	0	5	10	10	200	8	25	0.5	160	0	17	0	150
0	5	32	-0.3	105	5	15	25	10	200	6	25	0.5	160	0	17	0	150
0	2	25	-0.3	105	-6	-8	0	10	200	-5	25	0.5	160	0	17	0	150
0	-2	19	-0.3	105	5	17	15	10	200	12	25	0.5	160	0	17	0	150
0	1.8	33	-0.3	105	0	-11	9	10	200	3	25	0.5	160	0	17	0	150
0	1.2	-15	-0.3	105	5	7	25	10	200	-6	25	0.5	160	0	17	0	150
0	2.5	30	-0.3	105	0	-9.8	8	10	200	4	25	0.5	160	0	17	0	150

Tabela 9-26 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne fibrilacije



Slika 9.51 Realni snimak Ventrikularne fibrilacije



Slika 9.52 Modelirana Ventrikularna fibrilacija

9.6.11 Ventrikularni udar izmicanja

Nakon duže pauze u električnoj aktivnosti i produženog R-R intervala javlja se širok QRS kompleks, neobičnog izgleda. Nema P talasa, S talas je visoke amplitude i spojen sa T talasom koji je negativan.

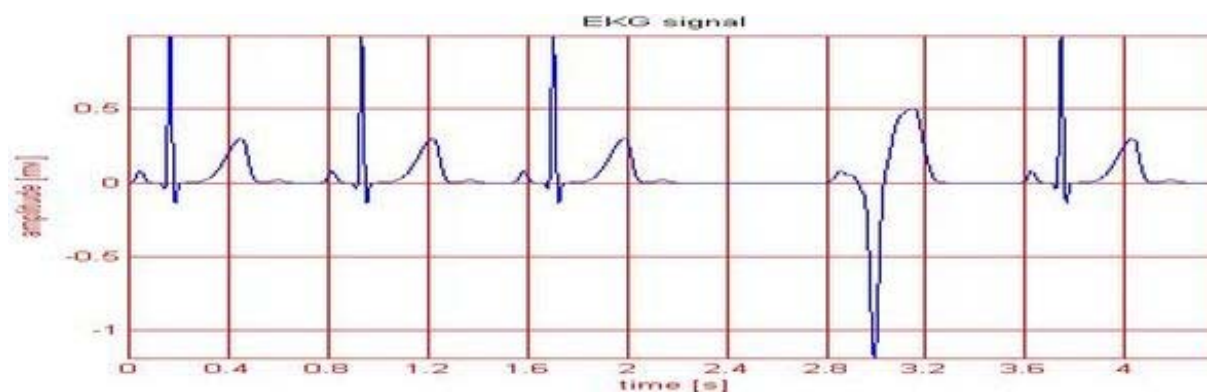
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-28, realni snimak ventrikularnog udara izmicanja je na Slici 6.56, a izgled modelirane na Slici 6.57. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
5	0	20	-0.1	140	15	-140	20	25	750	50	92	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-27 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularnog udara izmicanja



Slika 9.53 Realni snimak Ventrikularnog udara izmicanja



Slika 9.54 Modeliran Ventrikularni udar izmicanja

9.6.12 Ventrikularna asistola

Ventrikularna asistola predstavlja aritmiju kod koje postoji produžena neaktivnost ventrikula. Nakon prvog normalnog otkucaja, u pravilnim intervalima od 80 otkucaja u minuti se javlja aktivnost pretkomora sa svojim P talasom, ali izostaje QRS kompleks i T talas.

Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-29, realni snimak ventrikularne asistole je na Slici 6.58, a izgled modelirane na Slici 6.59. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	0.1	120	5	100	15	10	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
6	0	20	-0.1	120	0	0	0	10	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
6	0	20	-0.1	120	0	0	0	10	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
6	0	20	-0.1	120	0	0	0	10	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
6	0	20	-0.1	120	0	0	0	10	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
6	0	20	-0.1	120	0	0	0	10	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150

Tabela 9-28 Vrednosti modelirajućih parametara Ventrikularne asistole



Slika 9.55 Realni snimak Ventrikularna asistola



Slika 9.56 Modelirana Ventrikularna asistola

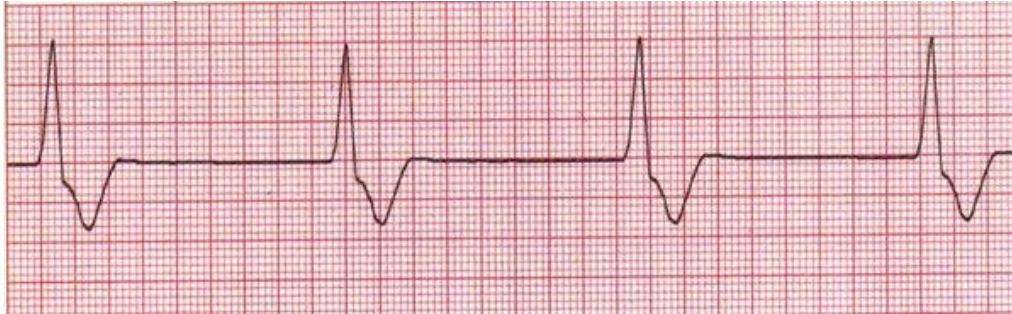
9.6.13 Idioventrikularni i ubrzani idioventrikularni ritam

Idioventrikularni ritam je benigni ritam koji se ponekad viđa tokom akutnog infarkta miokarda. Frekvencija regularnog srčanog ritma je ispod 40 otkucaja (najčešće od 20 do 40 otkucaja) u minuti. Ne postoji PR interval i odsutan je P talas. QRS je širok (preko 0.1 sekunde).

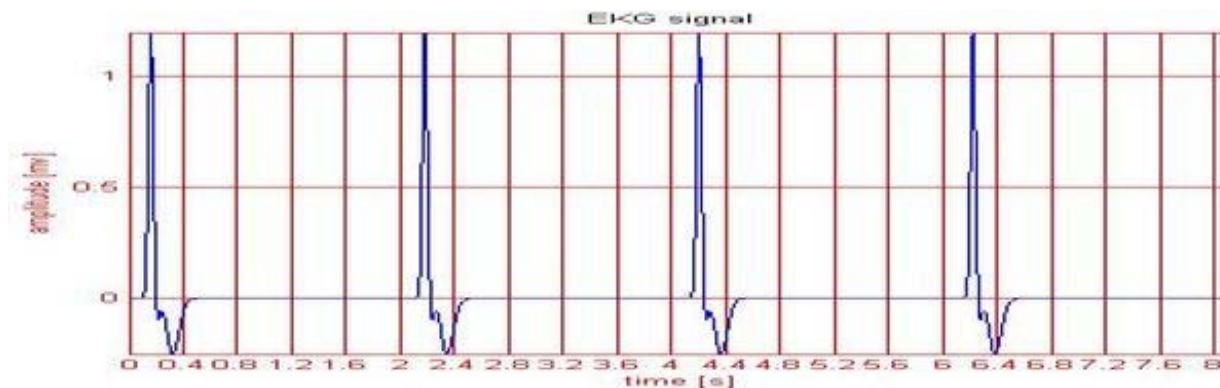
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-30, realni snimak idioventrikularnog ritma je na Slici 6.60, a izgled modeliranog na Slici 6.61. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	2000	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	2000	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	2000	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	2000	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150

Tabela 9-29 Vrednosti modelirajućih parametara Idioventrikularnog ritma



Slika 9.57 Realni snimak Idioventrikularnog ritma



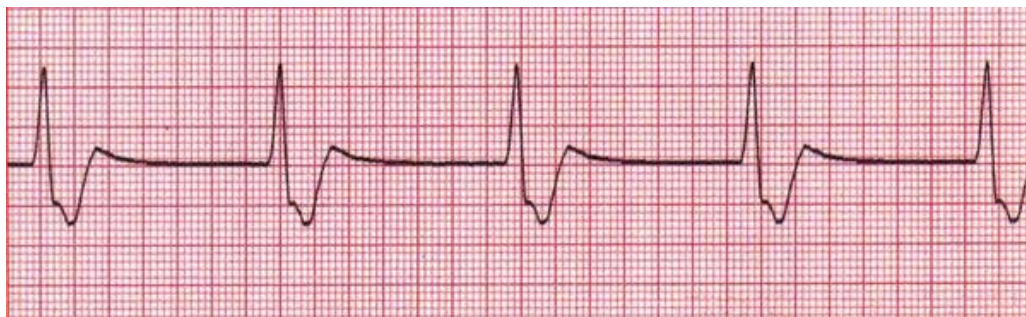
Slika 9.58 Modeliran Idioventrikularni ritam

Kada je frekvencija takvog regularnog srčanog ritma u granicama od 41-100 otkucaja u minuti, onda se idioventrikularni ritam naziva ubrzani idioventrikularni i verovatno predstavlja mesto ventrikularnog udara izmicanja koji se dovoljno ubrzao da pokreće srce. Ne postoji PR interval i odsutan je P talas. QRS je širok (preko 0.1 sekunde). Retko se duže održava, i ne napreduje u ventrikularnu fibrilaciju, te retko zahteva lečenje.

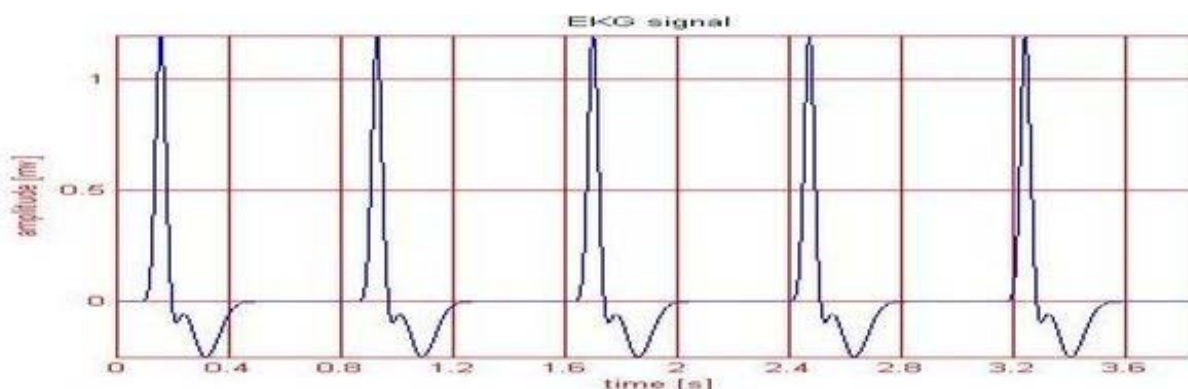
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-31, realni snimak ubranog idioventrikularnog ritma je na Slici 6.62, a izgled modeliranog na Slici 6.63. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	750	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	750	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	750	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	750	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	120	10	25	750	-25	62	-0.1	160	0	30	0	150

Tabela 9-30 Vrednosti modelirajućih parametara Ubrzanog idioventrikularnog ritma



Slika 9.59 Realni snimak Ubrzanog idioventrikularnog ritma



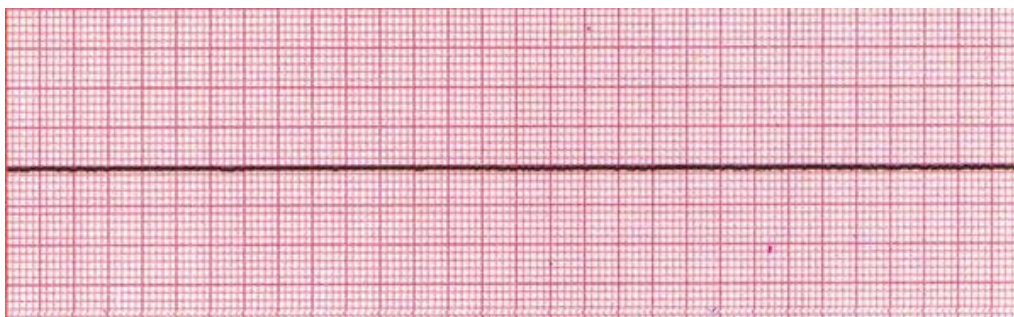
Slika 9.60 Modeliran Ubrzani idioventrikularni ritam

9.7 Asistolija

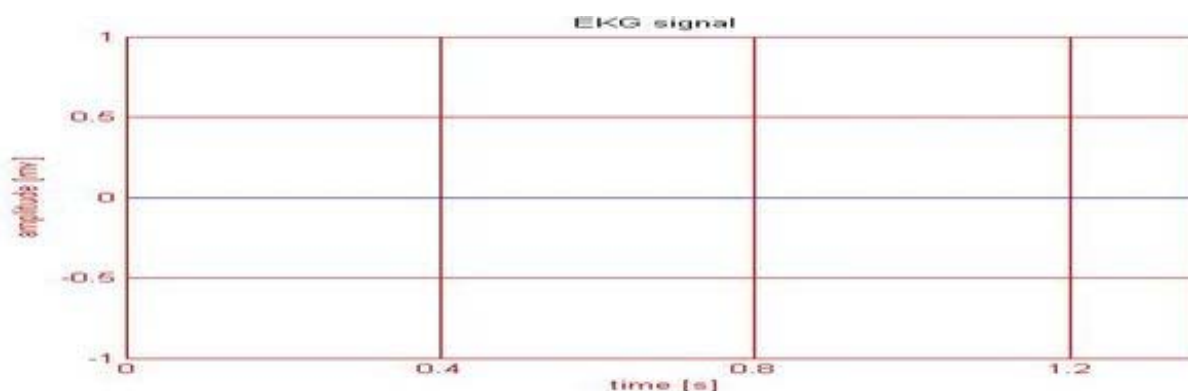
Potpuno odsustvo električne aktivnosti. Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-32, realni snimak asistolije je na Slici 6.64, a izgled modelirane na Slici 6.65. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
0	0	20	-0.1	120	0	0	0	25	320	0	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	0	0	25	320	0	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	0	0	25	320	0	52	0.65	160	0	30	0	150
0	0	20	-0.1	120	0	0	0	25	320	0	52	0.65	160	0	30	0	150

Tabela 9-31 Vrednosti modelirajućih parametara Asistolije



Slika 9.61 Realni snimak Asistolije



Slika 9.62 Modelirana Asistolija

9.8 Blokovi provodnog sistema

Svaki prekid ili kašnjenje provođenja električnih impulsa kroz normalne provodne puteve u srcu, naziva se *blok provođenja*. Blok provođenja može da se javi na bilo kom mestu u provodnom sistemu srca. Na osnovu njihove anatomske lokalizacije razlikuje se tri tipa provodnih blokova:

1. *AV blok* – ovaj termin se odnosi na svaki blok provođenja koji nastaje u predelu između sinoatrijalnog čvora i grana Hisovog snopa, tačnije, u AV čvoru i Hisovom snopu.
2. *Blokovi grana* – radi se o bloku provođenja u jednoj ili obe grane Hisovog snopa
3. *Fascikularni blok* – Stanje kada je blokiran samo deo jedne grane.

9.8.1 AV blok I stepena

Pažljivim proučavanjem odnosa između P talasa i QRS kompleksa, PR intervala AV blokovi se mogu svrstati u jednu od tri sledeće kategorije: AV blok prvog, drugog i trećeg stepena.

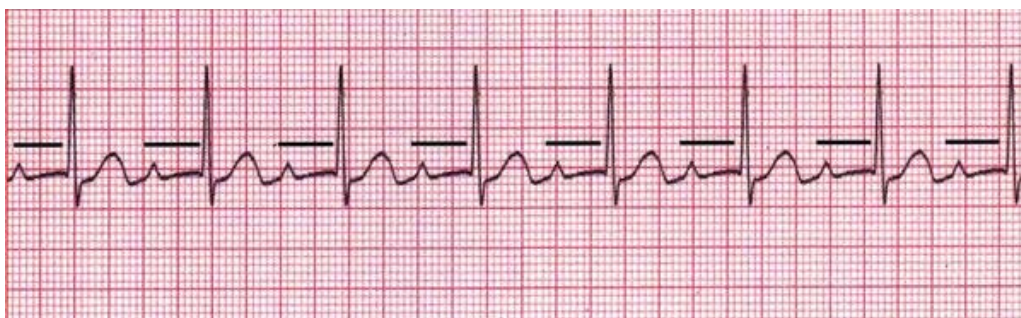
Osnovna karakteristika AV bloka prvog stepena je produženo vreme provođenja kroz čvor ili Hisov snop. Kod ovog bloka depolarizacioni talas se iz sinoatrijalnog čvora normalno širi kroz pretkomore, ali se u AV čvoru zadržava duže od uobičajene desetine sekunde. Zbog toga je PR interval, odnosno period od početka depolarizacije pretkomora do početka depolarizacije komora, koji obuhvata i vreme zadržavanja u AV čvoru, produžen.

Da bi se postavila dijagnoza AV bloka prvog stepena, jedini uslov je da PR interval bude duži od 0.2 sekunde. AV blok prvog stepena nije blok u pravom smislu reči, već usporavanje provođenja, pri čemu svakom normalnom QRS kompleksu prethodi jedan P talas. Takođe je i R-R interval malo produžen.

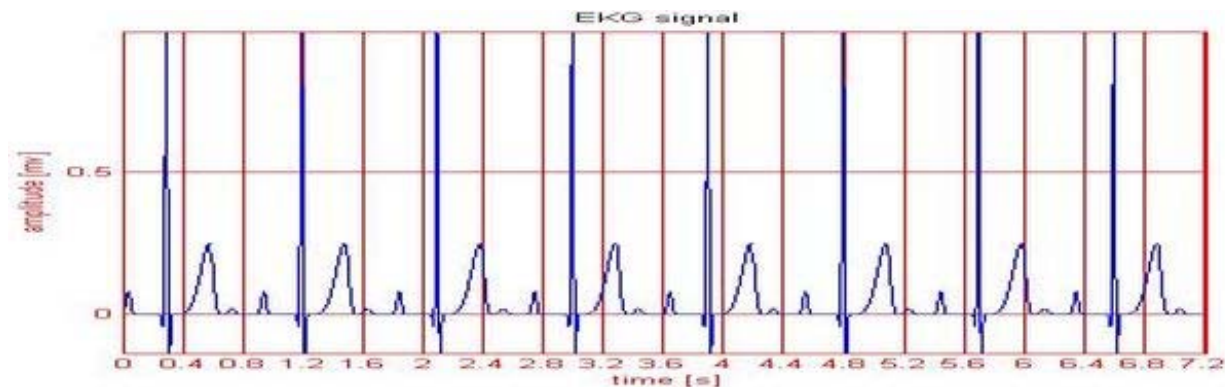
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-33, realni snimak AV bloka I stepena prikazan je na Slici 6.66, a izgled modelirane na Slici 6.67. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	250	5	100	15	10	880	25	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-32 Vrednosti modelirajućih parametara AV blok I stepena



Slika 9.63 Realni snimak AV blok I stepena



Slika 9.64 Modeliran AV blok I stepena

9.8.2 AV blok II stepena

Kod AV bloka drugog stepena ne uspeva svaki atrijalni impuls da prođe kroz AV čvor u komore. Pošto neki P talasi nisu u mogućnosti da aktiviraju komore, odnos između njih i QRS kompleksa veći je od jedan prema jedan.

Postoje dva oblika AV blok II stepena: *Mobitzov blok tip I*, poznatiji pod imenom *Wenckebachov blok* i *Mobitzov blok tip II*.

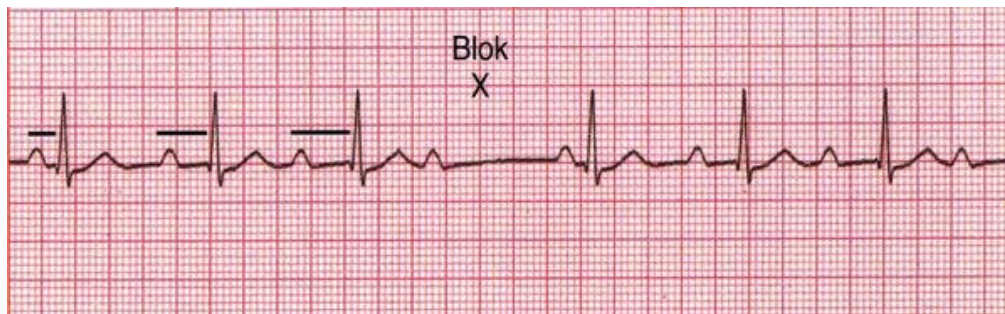
9.8.2.1 AV blok II stepena tip I (Mobitz I)

Wenckebachov blok ili *AV blok II stepena tip (Mobitz I)*, je skoro uvek izazvan blokadom u AV čvoru. Njegov električni efekti su jedinstveni. Blok, ili zadržavanje, je promenljivo i povećava se kod svakog sledećeg impulsa. To znači da se svaki uzastopni atrijalni impuls sve duže zadržava u AV čvoru, sve dok jedan impuls (obično treći ili četvrti) ne bude sprečen da prođe kroz AV čvor. Posle ovog blokiranog impulsa, cela sekvenca se neprekidno ponavlja sa upečatljivom nepravilnošću.

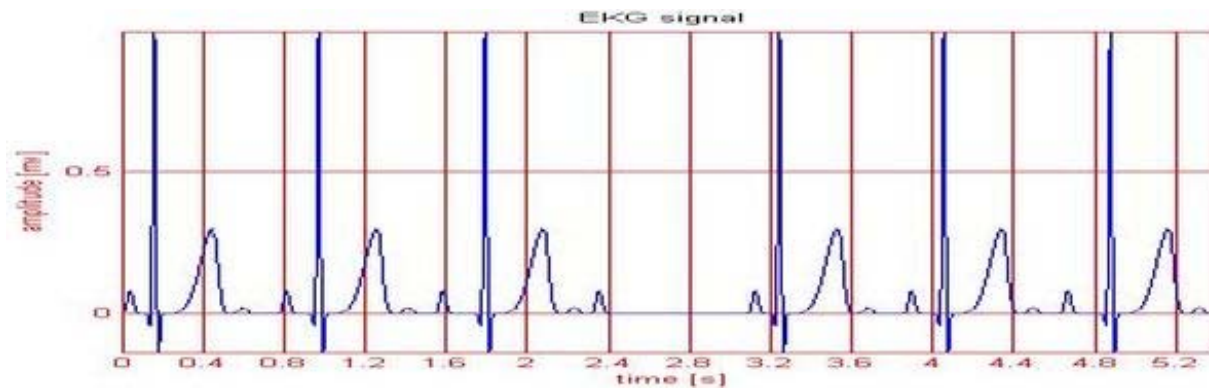
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-34, realni snimak AV bloka II stepena tip I (Mobitz I) prikazan je na Slici 6.68, a izgled modeliranog na Slici 6.69. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	160	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	210	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	260	0	0	0	10	750	30	0	0.5	290	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	120	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	160	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	-0.1	210	5	100	15	10	750	30	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-33 Vrednosti modelirajućih parametara AV bloka II stepena tip I (Mobitz I)



Slika 9.65 Realan snimak AV bloka II stepena tip I (Mobitz I)



Slika 9.66 Modeliran AV blok II stepena tip I (Mobitz I)

9.8.2 .2 AV blok II stepena tip II (Mobitz II)

AV blok II stepena tip II (*Mobitz II*) je obično izazvan blokadom u Hisovom snopu, ispod AV čvora. Pošto se u ovom slučaju na komore prenose samo neki, ali ne svi impulsi iz pretkomora, on podseća na *Wenckebachov* blok. Međutim, ovde ne dolazi do progresivnog produžavanja PR intervala već se provođenje odvija po principu sve ili ništa. Na EKG-u se vide dva ili više normalnih otkucaja, a potom P talas koji nije praćen QRS kompleksom (blokirani

impuls), a zatim se ciklus ponavlja. Odnos provedenih i neprovedenih impulsa je retko kada konstantan, pa se odnos P talasa i QRS kompleksa stalno menja sa 2:1 na 3:2 ili slično.

Da bi se postavila dijagnoza bloka *Mobitz* tip II potrebno je da se nađu blokirani impulsi bez progresivnog produžavanja PR intervala.

Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-35, realni snimak AV bloka II stepena tip II (*Mobitz* II) prikazan je na Slici 6.70, a izgled modelirane na Slici 6.71. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	800	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	175	0	0	0	15	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	500	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	600	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	175	0	0	0	15	800	0	52	0.5	290	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	175	0	0	0	15	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	500	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	600	-16	52	0.65	160	0	30	0	150

Tabela 9-34 Vrednosti modelirajućih parametara AV bloka II stepena tip II (*Mobitz* II)



Slika 9.67 Realni snimak AV bloka II stepena tip II (*Mobitz* II)



Slika 9.68 Modeliran AV blok II stepena tip (*Mobitz* II)

9.8.3 AV blok III stepena

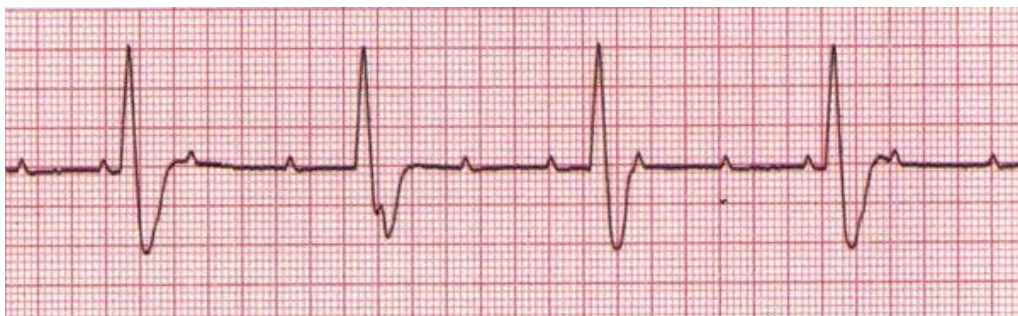
Srčani blok trećeg stepena je blok najvišeg stepena od svih srčanih blokova. Kod ovog bloka nijedan impuls iz pretkomora ne uspeva da prođe kroz AV čvor i aktivira komore, zbog čega se često naziva i kompletni srčani blok. Mesto blokade je u AV čvoru ili ispod njega. Na ovo opasno stanje komore i pretkomore reaguju stvaranjem ritma izmicanja. One se kontrahuju svojim prirodnim ritmom, pretkomore frekvencijom između 60 i 100, a komore 30 do 45 kontrakcija u minuti. Kod kompletnog srčanog bloka između komora i pretkomora ne postoji nikakva međusobna veza jer ih razdvaja potpuni prekid provođenja, atrioventrikularna disocijacija. Kod AV bloka III stepena na EKG-u se vide P talasi koji se stvaraju uobičajenim ritmom od 60-100 u minutu, ali nemaju nikakve veze sa QRS kompleksom koji se stvaraju mnogo sporijim ritmom ventrikularnog izmicanja. QRS kompleksi su široki i bizarni, slični onima kod prevremenih ventrikularnih udara, jer se njihov izvor nalazi u komorama.

Najčešći uzrok srčanog bloka trećeg stepena su degenerativne bolesti provodnog sistema, amože da se javi i kao komplikacija akutnog infarkta miokarda. Svaki slučaj ovog bloka predstavlja hitno medicinsko stanje koje zahteva ugrađivanje pejsmejкера.

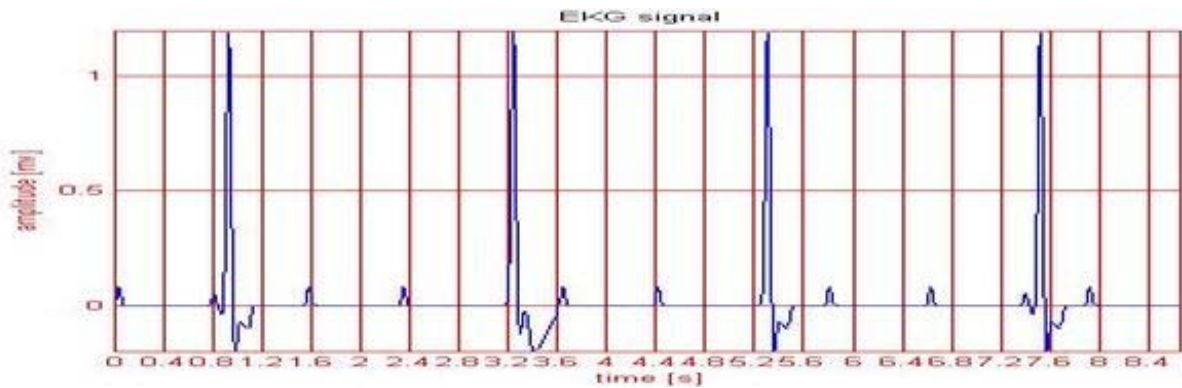
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-36, realni snimak AV bloka III stepena prikazan je na Slici 6.72, a izgled modeliranog na Slici 6.73. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	800	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	175	0	0	0	15	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	500	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	600	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	175	0	0	0	15	800	0	52	0.5	290	0	30	0	150
8	0	20	-0.1	175	0	0	0	15	750	0	52	0.5	290	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	500	-16	52	0.65	160	0	30	0	150
5	0	20	-0.1	120	5	120	18	25	600	-16	52	0.65	160	0	30	0	150

Tabela 9-35 Vrednosti modelirajućih parametara AV bloka III stepena



Slika 9.69 Realni snimak AV bloka III stepena



Slika 9.70 Modeliran AV blok III stepena

9.8.4 Blokovi grana

Termin blok grane odnosi se na blokadu provođenja u levoj ili desnoj grani Hisovog snopa. Dijagnoza bloka grane se postavlja na osnovu širine i konfiguracije QRS kompleksa.

9.8.4.1 Blok desne grane

Kod bloka desne grane provođenje kroz desnu granu je prekinuto. Posledica toga je da depolarizacija desne komore kasni. Do nje ne dolazi sve dok leva komora ne bude skoro potpuno depolarizovana. Kašnjenje depolarizacije desne komore produžava ukupno vreme depolarizacije komora. Posledica toga je produženje QRS kompleksa na više od 0.12 sekunde. Širok QRS kompleks ima jedinstven, gotovo dijagnostički oblik u odvodima V1 i V2 koji leže iznad desne komore. U tim odvodima se vidi početak zakasnele depolarizacije desne komore koja se manifestuje novim R zupcem, koji se naziva R'. Ceo kompleks se označava kao RSR' i njegov izgled podseća na zečije uši. Sličan izgled blok desne grane ima i drugom odvodu ali ne toliko izraženo. Kod bloka desne grane vidi se depresija ST segmenta i inverzija T talasa.

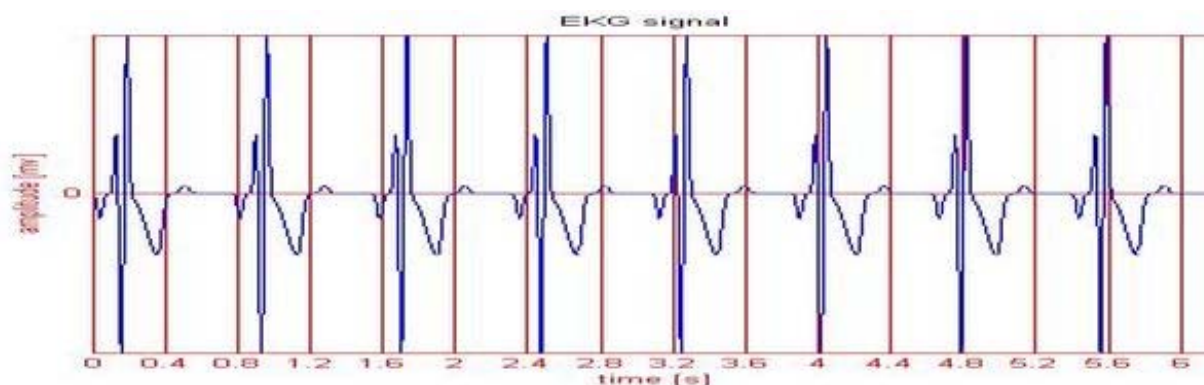
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-37, realni snimak bloka desne grane prikazan je na Slici 6.74, a izgled modelirane na Slici 6.75. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidht	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150
-6	0	20	-0.1	120	-15	-40	-40	15	750	-15	52	0.5	200	2	30	0	150

Tabela 9-36 Vrednosti modelirajućih parametara Bloka desne grane



Slika 9.71 Realni snimak Bloka desne grane



Slika 9.72 Model Bloka desne grane

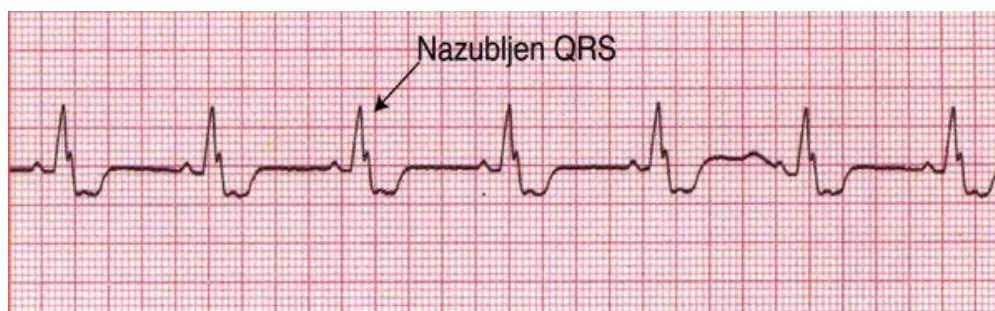
9.8.4.2 Blok leve grane

Kod bloka leve grane kasni depolarizacija leve komore. U ovom slučaju, na EKG-u postoje dve stvari o kojim treba voditi računa: kašnjenje depolarizacije leve komore dovodi do toga da QRS kompleks bude širi od 0.12 sekundi. Oblik QRS kompleksa u odvodima iznad leve komore (I, aVL, V5 i V6), u kojima je normalno da R zubac bude visok, karakteristično je promenjen. Kod bloka leve grane vide se depresija ST segmenta i inverzija T talasa, ali u levim lateralnim odvodima.

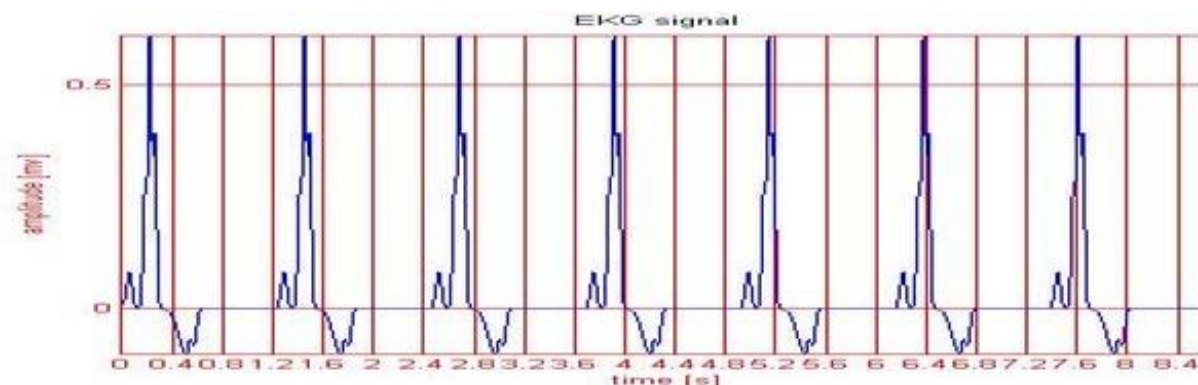
Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-38, realni snimak bloka leve grane prikazan je na Slici 6.76, a izgled modelirane na Slici 6.77. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

Pamp	Famp	Pwidth	Psant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	30	0.1	160	-25	60	-38	20	1200	-10	52	0.5	290	-8	30	0	60
8	0	30	0.1	160	-25	60	-38	20	1200	-10	52	0.5	290	-8	30	0	60
8	0	30	0.1	160	-25	60	-38	20	1200	-10	52	0.5	290	-8	30	0	60
8	0	30	0.1	160	-25	60	-38	20	1200	-10	52	0.5	290	-8	30	0	60
8	0	30	0.1	160	-25	60	-38	20	1200	-10	52	0.5	290	-8	30	0	60
8	0	30	0.1	160	-25	60	-38	20	1200	-10	52	0.5	290	-8	30	0	60
8	0	30	0.1	160	-25	60	-38	20	1200	-10	52	0.5	290	-8	30	0	60

Tabela 9-37 Vrednosti modelirajućih parametara Bloka leve grane



Slika 9.73 Realni snimak Bloka leve grane



Slika 9.74 Model Bloka leve grane

9.9 Preeksitacija

Prilikom normalnog provođenja, najveće usporavanje toka struje između pretkomora i komora se odigrava u AV čvoru, gde se depolarizacioni talas zadržava oko 0.1 sekunde, što je dovoljno da se pretkomore kontrahuju i isprazne svoje sadržaj u komore. Kod *preeksitacionih sindroma* postoje *akcesorni putevi* (prečice) kojima struja može da zaobiđe AV čvor i stigne u komore pre vremena. Zato se pretkomorski impulsi mnogo brže sprovode akcesornim putevima i aktivacija komora započinje ranije nego što se impuls koji ide kroz AV čvor sprovede u komore. Do sada je otkriven veći broj akcesornih puteva.

9.9.1 Wolf-Parkinsonov-White-ov (WPW) sindrom

Akcesorni put kod Wolf-Parkinson-Whiteovog sindroma nosi naziv *Kentov snopić*. To je mali provodni put koji spaja pretkomore i komore, a može da se nađe i na levoj (spaja levu komoru sa levom pretkomorom) i na desnoj strani (spaja desnu komoru sa desnom pretkomorom).

Prilikom prerane depolarizacije komora kroz Kentov snopić na EKG-u se mogu videti dve stvari: PR interval je skraćen. Da bi se postavila dijagnoza WPW sindroma PR interval mora da traje kraće od 0.12 sekundi. QRS kompleks je produžen i traje duže od 0.1 sekunde. Za razliku od bloka grane, gde je QRS kompleks proširen zbog kašnjenja aktivacije komora, kod WPW sindroma on je širok zbog prerane aktivacije komora. Veći deo miokarda komora aktivira se normalnim provodnim putevima, ali se jedan manji deo depolarizuje ranije kroz Kentov snopić. Taj mali deo daje QRS kompleksu karakterističan, deformisan izgled početnog dela ulaznog kraka, a naziva se *delta talas*.

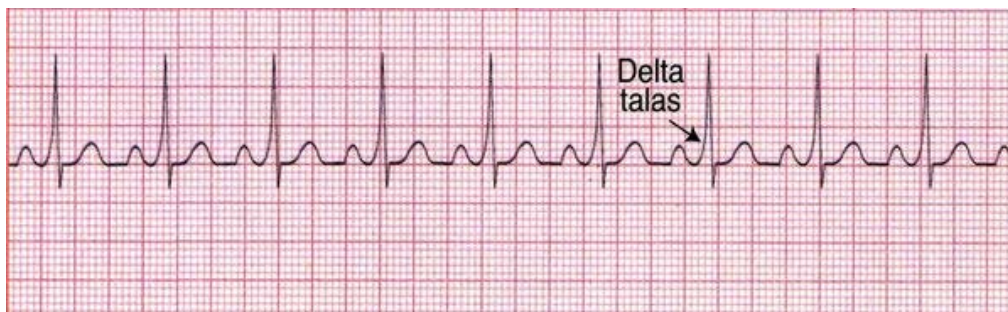
Wolf-Parkinson-White-ov sindrom (WPW) je kongenitalna anomalija. Familijarna pojava je opisana, ali nije pravilo. Većina bolesnika, 80-90%, s WPW EKG slikom ili WPW sindromom ima zdravo srce. Nekada je WPW udružen sa kongenitalnim oboljenjima kao što su: Ebsteinova anomalija, prolaps mitralne valvule ili hipertrofična kardiomiopatija. Kod bolesnika sa WPW sindromom česti su napadi paroksizmalne supraventrikularne tahikardije koje su uglavnom uslovljene kružnim kretanjem impulsa brze frekvencije, koji može najpre ići kroz AV čvor a potom kroz akcesorni put ili obrnuto.

Vrednosti modelirajućih parametara su prikazani u Tabeli 6-39, realni snimak Wolf-Parkinson-White-ovog (WPW) sindroma prikazan je na Slici 6.78, a izgled modelirane na Slici 6.79. Parametri koji su sadržani unutar vektora podataka, a koji utiču na izgled modelovanog EKG signala su prikazani u Tabeli 5-1.

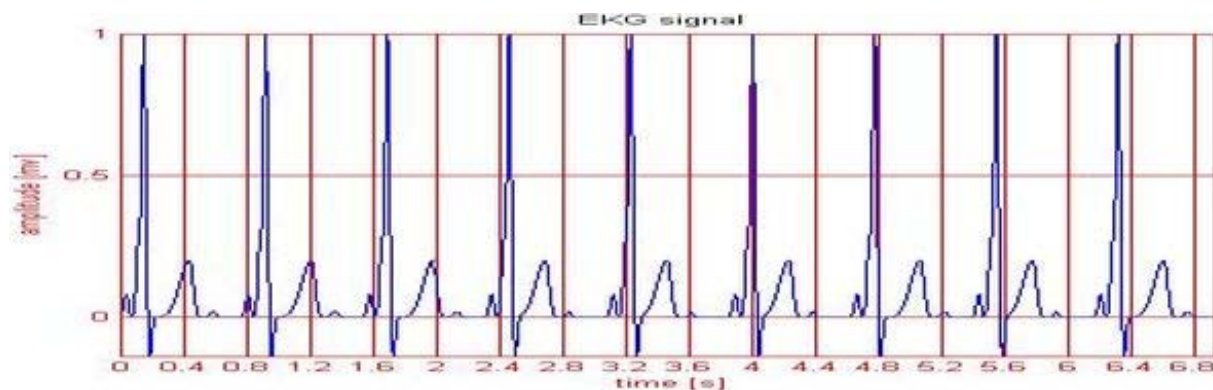
Pamp	Famp	Pwidth	Pslant	PRint	Qamp	Ramp	Samp	Rwidth	RRint	Tamp	Twidth	Tslant	RTint	Uamp	Uwidth	Uslant	TUint
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150

8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	230	2	19	0	150
8	0	20	0.1	110	-25	100	15	18	750	20	52	0.5	290	2	30	0	150

Tabela 9-38 Vrednosti modelirajućih parametara Wolf-Parkinson-White-ovog (WPW) sindroma



Slika 9.75 Realni snimak Wolf-Parkinson-White-ovog (WPW) sindroma



Slika 9.76 Model Wolf-Parkinson-White-ovog (WPW) sindroma

9.10. Komentari dijagnoze normalnog srčanog ritma i aritmija *ECG_simulatora_1*

U narednom poglavlju navedeni su komentari koji definišu modelirane aritmije, onim redom kojim se nalaze na grafičkom interfejsu:

1. Normalan sinusni ritam

Srčani ritam je regularan frekvencije od 60 do 100 otkucaja/minuti

P talas normalan (uspravan i uniforman) dužine od 0,10 sekunde i nije viši od 2,5 mm, T talas je pozitivan i asimetričan

PR interval normalan od 0.12-0.20 sekundi

QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde

2. Sinusna tahikardija

Srčani ritam je regularan frekvencije iznad 100 otkucaja/minuti

P talas je normalan (uspravan i uniforman)

PR interval je normalnih vrednosti (0.12-20 sekundi)

QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde

3. Sinusna bradikardija

Srčani ritam je regularan frekvencije ispod 60 otkucaja/minuti

P talas je normalan (uspravan i uniforman)

PR interval je normalnih vrednosti (0.12-20 sekundi)

QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde

4. Sinusna (respiratorna) aritmija

Srčani ritam je iregularan, frekvencije varira sa disanjem (50-120 otkucaja/minuti) Prilikom udaha se ubrzava, a tokom izdaha usporava

P talas je normalan (uspravan i uniforman) PR interval je normalnih vrednosti (0.12-20 sekundi)

QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde

5. Sinusna pauza

Srčani ritam i frekvencija iregularni kada se javi sinusna pauza

Sinusni čvor zastane sa pražnjenjem, da bi nakon nekoliko sekunde pauze nastavio normalan ritam

Vremenska pauza nije multiplikacija normalnih P-P intervala

P talas, PR interval i QRS kompleks normalnih vrednosti i izgleda

6. Sinusni blok

Srčani ritam i frekvencija iregularni kada se javi sinusna pauza
SA stvara depolarizacioni talas, ali on ne dolazi do miokarda pretkomora
SA nakon bloka normalno stimuliše pretkomore posle pauze koja iznosi celobrojni umnožak normalnog ciklusa
P talas, PR interval i QRS kompleks normalnih vrednosti i izgleda

7. Prevremena atrijalna kontrakcija (PAC)

Srčani ritam i frekvencija iregularni, zavise od PAC
Atrijalni prevremeni udar se javlja pre očekivanog sinusnog otkucaja, nakon PAC se obično uspostavi normalan ritam
P talas prisutan, kod PAC drugačijeg oblika, PR interval zavisi od PAC ali je u drugom slučaju normalan (0.12-0.20 sekundi)
QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

8. Multifokalna Atrijalna tahikardija (MAT)

Srčani ritam iregularan, frekvencija od 100 do 200 otkucaja/minuti
P talasi prethode svakom QRS kompleksu ali su oblici P talasa upadljivo različiti
Za dijagnozu MAT potrebno je najmanje tri različita P talasa
PR intervala varira i zavisi od MAT, QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

9. Lutajući atrijalni impuls

Srčani ritam je iregularan frekvencije između 60-100 otkucaja/minuti
P talasi prethode svakom QRS kompleksu ali su oblici P talasa upadljivo različiti
Za dijagnozu MAT potrebno je najmanje tri različita P talasa
PR intervala varira i zavisi od MAT, QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

10. Supraventrikularna tahikardija (SVT)

Srčani ritam je regularan frekvencije između 150-250 otkucaja/minuti
P talas je uklopljen u T talas i teško ga je primetiti
PR interval je nemoguće izmeriti
QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

11. Paroksizmalna supraventrikularna tahikardija (PSVT)

Srčani ritam je regularan frekvencije između 150-250 otkucaja/minuti
Nastaje iznenada, najčešće je inicira supraventrikularni prevremeni udar, a prestaje iznenada, kao što je i počela.
P talas je uklopljen u T talas i teško ga je primetiti, PR interval je nemoguće izmeriti
QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

12. Atrijalni flater

Srčani ritam je iregularan, frekvencije pretkomora između 150-250 otkucaja/minuti
Osnovna linija se stalno podiže i spušta dajući takozvanu sliku *flater talasa*
Odnos P talasa i QRS kompleksa je promenljiv i kreće se u odnosu 2:1, 3:1 i 4:1
PR interval je varijabilan. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

13. Atrijalna fibrilacija

Srčani ritam je iregularan, frekvencije pretkomora između 350-500 otkucaja/minuti
Ne mogu da se izdvoje pojedinačni P talasi, PR interval je nedefinisan
Ritam komora nepravilan frekvencije od 120 do 180 otkucaja u minuti
QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

14. Spojnički ritam

SA čvor i pretkomore ne ispunjavaju ulogu pejsmejкера
Frekvencija regularnog spojničkog ritma 40-60 otkucaja/minuti
P talas može biti: odsutan, negativan, prikriven QRS kompleksom ili retrogradan (spojen sa T talasom)
PR interval ne postoji, kratak ili retrogradan. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

15. Prevrmena spojnička kontrakcija (PJC)

Srčani ritam je nepravilan kada se javi PJC i zavisi od osnovne frekvencije
PJC počinje ili sa negativnim P talasom, ili bez P talasa koji je prikriven QRS kompleksom
Sledeći otkucaj je nakon normalne vrednosti intervala
QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

16. Spojnička tahikardija

Srčani ritam je regularan, frekvencije između 101-180 otkucaja/minuti
P talas je negativan, odsutan, prikriven u QRS kompleksu, ili retrogradan
PR interval ne postoji. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

17. Spojnički udar izmicanja

Srčani ritam i frekvencija su iregularani kada se javi ritam izmicanja
Kompleks izmicanja nastaje kasnije nego sinusni otkucaj
P talas je negativan, odsutan, prikriven u QRS kompleksu, ili retrogradan
PR interval ne postoji. QRS kompleks je normalan, širine (0.06-0.1 sekunde)

18. Prevrmena ventrikularna kontrakcija (PVC)

Najčešće ventrikularne aritmije, srčani ritam i frekvencija su iregularani kada se jave PVC
P talas inverzan ali ga češće uopšte nema
QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više)
PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja

19. Uniformne (PVC)

PVC kontrakcije koje se nasumično ili po pravilnom obrascu smenjuju sa normalnim sinusnim ritmom i uvek su istog izgleda
P talas inverzan ali ga češće uopšte nema
QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više)
PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja

20. Multiformne (PVC)

PVC kontrakcije koje se nasumično ili po pravilnom obrascu smenjuju sa normalnim sinusnim ritmom i uvek su različitog izgleda
P talas inverzan ali ga češće uopšte nema
QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više)
PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja

21. Ventrikularna bigeminija (PVC)

Normalni sinusni ritam se smenjuje po pravilnom obrazcu sa PVC, u odnosu jedan normalan sinusni otkucaj naspram jedne PVC
P talas inverzan ali ga češće uopšte nema
QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više)
PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja

22. Ventrikularna trigeminija (PVC)

Normalni sinusni se ritam smenjuje po pravilnom obrazcu sa PVC, u odnosu dva normalna sinusna otkucaja naspram jedne PVC
P talas inverzan ali ga češće uopšte nema
QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više)
PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja

23. Ventrikularna kvadrigeminija (PVC)

Normalni sinusni ritam se smenjuje po pravilnom obrazcu sa PVC, u odnosu tri normalna sinusna otkucaja naspram jedne PVC
P talas inverzan ali ga češće uopšte nema
QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više)
PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja

24. Uparene (PVC)

Normalni sinusni ritam se smenjuje po pravilnom obrazcu sa PVC, nakon svakog normalnog sinusnog otkucaja slede dve PVC
P talas inverzan ali ga češće uopšte nema
QRS kompleks je širokog izgleda (0.12 sekundi ili više)
PVC obično prati produžena kompenzatorna pauza pre sledećeg otkucaja

25. Monomorfna Ventrikularna tahikardija

Srčani ritam regularan frekvencije rada komore od 150 do 250 otkucaja/minuti
Urgentno stanje koje najavljuje srčani zastoj i zahteva hitno lečenje
P talas odsutan bez povezanosti sa QRS kompleksom, PR interval ne postoji
Svaki QRS kompleks ima isti oblik i amplitudu i širokog je izgleda (0.12 sekundi ili više)

26. Polimorfna Ventrikularna tahikardija

Srčani ritam iregularan frekvencije rada komore od 100 do 250 otkucaja/minuti
Urgentno stanje koje najavljuje srčani zastoj i zahteva hitno lečenje
P talas odsutan bez povezanosti sa QRS kompleksom, PR interval ne postoji
Svaki QRS kompleks ima različiti oblik i amplitudu i širokog je izgleda (0.12 sekundi ili više)

27. Ventrikularna fibrilacija (VF)

Srčani ritam je iregularan frekvencije od 200 do 250 otkucaja/minuti
Ventrikularna fibrilacija je preterminalni događaj, viđa se isključivo kod srca koje umire
Pravi P i T talasi kao i QRS kompleksi se ne vide. R-R intervali su nepravilni
QRS kompleks širokog i bizarnog izgleda (0.12 sekundi ili više)

28. Ventrikularni udar izmicanja

Nakon duže pauze u električnoj aktivnosti i produženog R-R intervala javlja se širok QRS kompleks, neobičnog izgleda
Nema P talasa, S talas je visoke amplitude i spojen sa T talasom koji je negativan

29. Ventrikularna asistola

Postoji produžena neaktivnost ventrikula
Nakon prvog normalnog otkucaja, u pravilnim intervalima od 80 otkucaja u minuti se javlja aktivnost pretkomora sa svojim P talasom, ali izostaje QRS kompleks i T talas

30. Idioventrikularni ritam

Srčani ritam je regularan frekvencija ispod 40 otkucaja/ minuti (najčešće 20 - 40 otkucaja)
Benigni ritam koji se ponekad viđa tokom akutnog infarkta miokarda
Ne postoji PR interval i odsutan je P talas
QRS je širok (preko 0.1 sekunde)

31. Ubrzani idioventrikularni ritam

Srčani ritam je regularan frekvencija od 41-100 otkucaja/ minuti
Benigni ritam koji se ponekad viđa tokom akutnog infarkta miokarda
Ne postoji PR interval i odsutan je P talas
QRS je širok (preko 0.1 sekunde)

32. Asistolija

Potpuno odsustvo električne aktivnosti

33. AV blok I stepena

Srčani ritam je regularan a frekvencija zavisi od postojećeg ritma
P talas normalan (uspravan i uniforman) T talas je pozitivan i asimetričan
PR interval duži od 0.2 sekunde
QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde

34. AV blok II stepena tip I (Mobitz I)

Srčani ritam je iregularan a frekvencija zavisi od postojećeg ritma
Svaki uzastopni atrijalni impuls se duže zadržava u AV čvoru, dok jedan impuls (obično treći ili četvrti) ne bude sprečen da prođe kroz AV čvor
Posle ovog blokiranog impulsa, cela sekvenca se neprekidno ponavlja sa upečatljivom nepravilnošću
QRS kompleks je normalan, širine 0.06-0.1 sekunde

35. AV blok II stepena tip II (Mobitz II)

Pretkomorski ritam regularan frekvencije od 60 do 100 otkucaja/minuti, komorski iregularan manje frekvencije
Ne dolazi do progresivnog produžavanja PR intervala
Nakon dva ili više normalnih otkucaja, sledi P talas koji nije praćen QRS kompleksom a zatim se ciklus ponavlja
Odnos provedenih i neprovedenih impulsa je retko konstantan, odnos P talasa i QRS kompleksa se stalno menja sa 2:1 na 3:2

36. AV blok III stepena

Srčani ritam regularan, ali pretkomore i komore rade nezavisno jedne od drugih (atriovenrikularna disocijacija)

Frekvencija pretkomora od 60 do 100 otkucaja/minuti, frekvencija komora od 30 do 45 otkucaja/minuti

Nijedan impuls iz pretkomora ne uspeva da prođe kroz AV čvor

P talas je normalan (uspravan i uniforman), QRS kompleksi su široki neobičnog izgleda (preko 0.1 sekunde)

37. Blok desne grane

Provođenje kroz desnu granu je prekinuto i depolarizacija desne komore kasni

Zakasnele depolarizacije desne komore se manifestuje novim R zupcem i ceo kompleks se označava kao RSR' a njegov izgled podseća na zečije uši

Vidi se depresija ST segmenta i inverzija T talasa

QRS kompleksi su široki neobičnog izgleda (preko 0.1 sekunde)

38. Blok leve grane

Provođenje kroz levu granu je prekinuto kasni i depolarizacija leve komore kasni.

R zubac visok, karakteristično je promenjen

Vidi se depresija ST segmenta i inverzija T talasa

QRS kompleksi su široki neobičnog izgleda (preko 0.1 sekunde)

39. Wolf-Parkinsonov-White-ov (WPW) sindrom

Pretkomorski impulsi se brže sprovode akscesorim putevima i aktivacija komora započinje pre nego impuls koji ide kroz AV aktivira u komore

PR interval je skraćen

QRS kompleks je proširen zbog prerane aktivacije komora tj. delta talasa širine (preko 0.1 sekunde)

Uz pisani rad, kompletan Master rad "Razvoj softverskog modela za simulaciju EKG aritmija" je priložen i u elektronskoj formi, zajedno sa svim potrebnim Matlab fajlovima potrebnim za pokretanje aplikacije.

10. Literatura

- [1] "Automated arrhythmia analysis - an expert system for an intensive care unit", MsSc Thesis, Technical University of Lodz, Poland, 1999 ", K. DUBOVIK, MsSc Thesis, Technical University of Lodz, Poland, 1999.
- [2] "A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals", Patrick E. McSharry, Gari Clifford, Lionel Tarassenko, and Leonard A. Smith, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3):289-294; March 2003.
- [3] "ECG Simulation using Matlab Principle of Fourier Series", rad R. Karthik B.E. (E.C.E), 6TH Semester College of Engineering, Guindy, Anna University.
- [4] "Efikasan pristup detekcije VES otkucaja srca", Stevan Jokić i Ivan Jokić, Fakultet tehničkih nauka u Novom Sada, Infoteh-Jahorina Vol.8, Ref. E-VI-1, p 734-73, Marta 2009.
- [5] "A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV", Ruha Antti and Seppo Nissila, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 44, No. 3, 1997.
- [6] "Matlab realization of ECG signal", Patrick McSharry-a i Gari Clifford-a, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 50(3), 289-294, March 2003.
- [7] "Virtuelni simulator i generator EKG signala", Dejan Prijić, Diplomski rad 2005, (Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka, Odsek za računarstvo i informatiku, Katedra za automatiku i upravljanje sistemima)
- [8] "Mayo Clinic Cardiology", Joseph G. Murphy MD, Margaret A. Lloyd, MD
- [9] "The only EKG book you'll ever need", Macolm S. Thaler.
- [10] www.wikipedia.org
- [11] www.physionet.org
- [12] www.aami.org *American National Standard: Cardiac Monitors, Heart Rate Meters, and Alarms (Association for the Advancement of Medical Instrumentation).*
- [13] www.mathworks.com