

UNIVERZITET U BEOGRADU

Vladimir A. Atanasoski

PRIMENA NADGLEDANIH I NENADGLEDANIH
ALGORITAMA PRILIKOM AUTOMATSKE
DETEKCIJE I KLASIFIKACIJE SRČANIH
ARITMIJA

doktorska disertacija

Beograd, 2025.

UNIVERSITY OF BELGRADE

Vladimir A. Atanasoski

APPLICATION OF SUPERVISED AND
UNSUPERVISED ALGORITHMS FOR
AUTOMATIC DETECTION AND
CLASSIFICATION OF HEART ARRHYTHMIAS

doctoral dissertation

Belgrade, 2025.

Mentori:

dr Marija Ivanović, viši naučni saradnik, Univerzitet u Beogradu- Institut za Nuklearne Nauke
Vinča, Institut od nacionalnog značaja za Republiku Srbiju

dr Nebojša Mujović, vanredni profesor, Univerzitet u Beogradu- Medicinski fakultet, Univerzitetski
klinički centar Srbije Klinika za kardiologiju

Članovi komisije:

dr Milica Janković, vanredni profesor, Univerzitet u Beogradu- Elektrotehnički fakultet

dr Jovana Petrović, naučni savetnik, Univerzitet u Beogradu- Institut za Nuklearne Nauke Vinča,
Institut od nacionalnog značaja za Republiku Srbiju

dr Vladan Vukčević, redovni profesor, Univerzitet u Beogradu- Medicinski fakultet

Datum odbrane: 16.10.2025.

Zahvalnica

Pre svega, želim da se zahvalim mentorima dr Mariji Ivanović i prof. dr Nebojši Mujoviću na nesebičnoj podršci, stručnom vođenju kroz proces realizacije naučno-istraživačkog rada i smernicama prilikom izrade i pisanja doktorske disertacije.

Ova disertacija je realizovana u Laboratoriji za atomsku fiziku Instituta za nuklearne nauke „Vinča“, instituta od nacionalnog značaja za Republiku Srbiju, uz podršku Fonda za nauku Republike Srbije. Budući da je rad proistekao iz konkretnih radnih zadataka, svakodnevne konsultacije sa kolegama, razmena mišljenja, a naročito kritike, značajno su doprinele sagledavanju svih aspekata istraživanja. Stoga, veliku zahvalnost dugujem svim članovima P* grupe, a posebno Ljupču Hadžievskom i Bošku Bojoviću na ukazanom poverenju i podršci. Ništa manju zahvalnost dugujem i drugim članovima grupe: Petri Beličev, Goranu Gligoriću, Marjanu Miletiću, Danki Stojanović, Sandri Maluckov. Odnos sa vama uveliko prevazilazi poslovni i drago mi je što svoje vreme i posao delim sa vama. Posebnu zahvalnost dugujem *obojenoj dami*, čija energija i znanje posebno inspirišu.

Neizmerno sam zahvalan svojoj porodici- Matiji i Marti, kao i supruzi Marini, na moralnoj podršci, razumevanju i strpljenju tokom brojnih dana i noći provedenih u radu. Veliko hvala dugujem i roditeljima Antu i Dragici, kao i sestri Ani, na tome što su verovali u mene i bili čvrst oslonac tokom celog puta. Zahvalnost dugujem i prijatelju, bratu po izboru, Deanu, čiji razgovori, saveti i prisustvo bili neprocenjiva podrška tokom celog procesa.

Sažetak

Ova disertacija predstavlja studiju o novim metodama za pouzdano automatsko određivanje srčanih aritmija: ventrikularnih ekstrasistola (VES), atrijskog flatera (AFL) i atrijske fibrilacije (AF), iz signala snimljenih mobilnim EKG uređajem, i o novim metodama za obradu i uklanjanje šuma sa EKG signala.

U prvom delu disertacije predstavljena je metoda za uklanjanje EMG šuma. Predloženi algoritam koristi novi iterativni pristup (IRM) čija je polazna hipoteza da se nakon uklanjanja dominantnih komponenti EKG signala (pre svega QRS kompleksa i T talasa) šum može jasno izdvojiti. Za potrebe validacije pomenutog algoritma, osmišljena je nova metoda koja simultano registruje EKG signale sa i bez prisustva EMG smetnji, te je kreirana baza podataka SimEMG koja je iskorišćena za potvrdu validnosti algoritma i objavljena kao javna baza. Signali iz ove baze su takođe iskorišćeni za analizu EMG šuma i optimizaciju pragova IRM algoritma.

Kao značajan deo neophodan za detekciju aritmija, zasebno je predstavljena metoda za detekciju QRS kompleksa koja koristi više EKG kanala i dinamični prag za precizno identifikovanje QRS kompleksa, obezbeđujući pouzdanost pri različitim nivoima šuma koji se očekuju kod mobilnih EKG uređaja. Performanse ovog modela su pokazane na više javnih i privatnih baza, pokazujući veću osetljivost i specifičnost u poređenju sa konvencionalnim metodama.

Za detekciju VES-ova razvijen je algoritam zasnovan na integralu QRS kompleksa u 3D prostoru, koristeći nenadgledanu DBSCAN metodu za klasterizaciju, dok su za otkrivanje AF-a i AFL-a razvijene tehnike dubokog učenja zasnovane na analizi RR intervala. Kvalitet ovih metoda je potvrđen na privatnoj bazi podataka i pokazana je efikasnost u razlikovanju normalnih i patoloških ritmova u EKG snimcima.

Ključne reči: elektrokardiogram, smetnje, elektromiogram, obrada signala, ventrikularne ekstrasistole, DBSCAN, atrijska fibrilacija, atrijski flater, duboko učenje

Naučna oblast: Biomedicina

Uža naučna oblast: Biomedicinsko inženjerstvo i tehnologije

Abstract

This dissertation presents a comprehensive study on methods for reliable automatic determination of cardiac arrhythmias: premature ventricular contractions (PVC), atrial flutter (AFL), and atrial fibrillation (AF) from signals recorded by a mobile ECG device, as well as new methods for signal processing and noise removal from ECG signals.

The first part of the dissertation presents a method for removing EMG noise. The proposed algorithm uses an iterative regenerative method (IRM). The hypothesis behind the method is that after removing the dominant components of the ECG signal (primarily the QRS complex and T waves), the EMG noise can be easily separated. For the validation of the mentioned algorithm, a new method was devised that simultaneously records ECG signals with and without the presence of EMG noise. Additionally, the SimEMG database was created and used for the validation of the IRM algorithm and is publically available. The signals from this database were also used for the analysis of EMG noise and the optimization of IRM algorithm thresholds.

As a significant part necessary for the detection of arrhythmias, a method for detecting the QRS complex using multiple ECG leads and a dynamic threshold to accurately identify the QRS complex is presented, ensuring reliability at various noise levels expected in mobile ECG devices. The performance of this model has been demonstrated on multiple public and private databases, showing higher sensitivity and specificity compared to conventional methods.

For the detection of PVCs, an algorithm based on the integral of the QRS complex in 3D space was developed, using the unsupervised DBSCAN method for clustering, while for the detection of AF and AFL, deep learning techniques based on RR interval analysis were used. The quality of this method has been confirmed on a private database and has shown efficiency in distinguishing normal and pathological rhythms in ECG recordings.

Keywords: electrocardiogram, noise, electromyogram, signal processing, premature ventricular contractions, DBSCAN, atrial fibrillation, atrial flutter, deep learning

Scientific field: Biomedicine

Scientific subfield: Biomedical Engineering and Technologies

Sadržaj

1.	Uvod.....	1
1.2.	Srce.....	1
1.3.	Merenje električne aktivnosti srca na površini tela.....	2
1.3.2.	Komponente električnog zapisa	4
1.3.3.	EKG	5
1.4.	Smetnje na EKG signalu	8
1.4.4.	Pregled literature o uklanjanju EMG šuma iz EKG signala	10
1.5.	Srčani ritam i aritmije	11
1.5.5.	Ventrikularne ekstrasistole- VES.....	12
1.5.6.	Atrijalna fibrilacija- AF	13
1.5.7.	Atrijalni flater- AFL.....	15
1.5.8.	Pregled metoda obrade signala i detekcije aritmija	16
2.	SimEMG metoda akvizicije i baza podataka	19
2.1.	Uvod.....	19
2.2.	Merna metoda	19
2.2.1.	Protokol snimanja	21
2.2.2.	Obrada signala.....	22
2.3.	Opis SimEMG baze	22
2.3.1.	Nivo EMG šuma	23
2.4.	Frekventni sadržaj EMG šuma.....	23
2.5.	Zaključak.....	25
3.	Metoda za uklanjanje EMG šuma iz EKG signala	26
3.1.	Uvod.....	26
3.2.	Metoda i metrike	26
3.2.1.	IRM metoda	26
3.2.2.	Skupovi podataka.....	29
3.2.3.	Konvencionalne metode za uklanjanje EMG šuma	30
3.2.4.	Određivanje performansi metode.....	30
3.3.	Rezultati	31
3.3.1.	Uticaj IRM na dijagnostički značajne attribute signala	35
3.3.2.	Primena IRM metode na mEMG uređajima	39

3.4.	Diskusija.....	39
3.5.	Zaključak.....	40
4.	Detekcija QRS kompleksa pomoću vektorkardiograma	41
4.1.	Uvod.....	41
4.2.	Metoda	41
4.3.	Baze podataka	43
4.3.1.	Set za obuku	43
4.3.2.	Setovi za testiranje	43
4.4.	Rezultati i diskusija	44
4.4.1.	Analiza greške.....	46
4.4.2.	Poređenje sa drugim algoritmima i analiza uticaja šuma.....	47
4.5.	Primene u mobilnim uređajima	49
4.6.	Zaključak.....	50
5.	Automatska detekcija ventrikularnih ekstrasistola	51
5.1.	Uvod.....	51
5.2.	Metoda	51
5.2.1.	VES detektor u 3D prostoru.....	51
5.3.	Baze podataka	53
5.3.1.	Baza za obuku	53
5.3.2.	Set za testiranje metode.....	53
5.3.3.	Metrike za računanje kvaliteta metode	54
5.4.	Rezultati	55
5.5.	Diskusija.....	58
5.5.4.	Primena na mEKG signale	59
5.6.	Zaključak.....	60
6.	Detekcija AF-a i AFL-a pomoću metode dubokog učenja	62
6.1.	Uvod.....	62
6.1.1.	Metodologija istraživanja.....	62
6.1.2.	Arhitektura i obuka mreže.....	64
6.1.3.	Baza podataka	64
6.1.4.	Procena kvaliteta i metrike.....	65
6.2.	Rezultati i diskusija.....	65
6.3.	Zaključak.....	67
7.	Zaključak.....	68
	Literatura.....	71

Biografija kandidata	82
Izjave.....	84

Spisak slika

Slika 1-1. Mehanički i b) električni sistem srca. Modifikovano prema Slici 1 iz [9].	2
Slika 1-2. Različite faze depolarizacije i repolarizacije i odgovarajuća manifestacija na EKG zapisu. Crna tačka predstavlja položaj merne elektrode. Crvene tračke predstavlja SA i AV čvorove. Modifikovano prema slici 6,4, iz [10].	4
Slika 1-3. Komponente srčanog ciklusa.	5
Slika 1-4. Standardna konfiguracija za dobijanje 12-kanalnog EKG zapisa pomoću 10 elektroda. Modifikovano prema slici 6,7, iz [10].	7
Slika 1-5. Različiti uređaji za snimanje EKG zapisa koji se koriste van kliničkih uslova: a) Holter, b) AliveCor jednokanalni uređaj, c) HeartBeam 3-kanalni uređaj. Slike b) i c) su preuzete iz [12] i [13].	8
Slika 1-6. Tipovi smetnji EKG signala.	9
Slika 1-7. Frekventni sadržaj različitih komponenti EKG signala. Modifikovano prema slici 4 iz [17].	10
Slika 1-8. Potencijalna mesta nastanka ventrikularnih ekstrasistola i njihovo prostiranje kroz komorski miokardium.	12
Slika 1-9. Ventrikularne ekstrasistole: a) primer VES-a kod kojeg postoji kompenzatorna pauza, promena pravca vektora i jasna promena morfologije; b) primer VES-a kod kojeg ne postoji jasna promena morfologije i pravca na svim odvodima; c) primer umetnutog VES ciklusa.	13
Slika 1-10. Mesta gde se najčešće pojavljuju ektopični fokusi odgovorni za pojavu AF-a.	14
Slika 1-11. Primer EKG zapisa sa dijagnozom atrijalne fibrilacije.	15
Slika 1-12. Prikaz EKG signala sa dijagnozom AFL-a. Odnos učestanosti pretkomorske i komorske aktivacije su a) 3:1, b) 5:2 i c) nepravilno nepravilan.	16
Slika 2-1. SimECG metoda akvizicije. Signal sa šumom (sivo) je dobijen u jednom od 3 različita položaja 1-3; Čist signal (plavo) je dobijen sa elektroda koje su postavljene na ramenima. Preuzeto iz [98].	20
Slika 2-2. Primeri signala dobijeni iz SimEMG merenja: a) referentni signal sa ramena, b) signal sa zglobova dobijen standardnim Ag/AgCl gel elektrodama, c) snimak sa prstiju dobijen koristeći Ag/AgCl elektrode, d) snimak sa prstiju dobijen koristeći suve elektrode. Preuzeto iz [99].	21
Slika 2-3. Broj snimaka za različite nivoe šuma. Preuzeto iz [99].	23
Slika 2-4. Primer EMG šuma dobijen iz signala iz SimEMG baze; b) FT signala sa slike pod a); c) STFT signala dobijen od signala sa slike pod a); d) med-spektrogram dobijen iz spektrograma sa slike pod c). Modifikovano prema slici iz [104].	24
Slika 2-5. Med-spektrogram izdvojenih EMG komponenti iz SimEMG baze; b) medijan vrednost signala iz a) i njihova standardna devijacija; c) kumulativna vrednost med-spektrograma dobijenog u b); d) kumulativna vrednost med-spektrograma dobijenog u b) u opsegu od interesa (od 0 do 30 Hz). Crvenim isprekidanim linijama na slikama c) i d) je označena frekvencija od 10 Hz i odgovarajuća vrednost kumulativne normalizovane snage.	24

Slika 3-1. Blok dijagram IRM metode. IB označava signal na ulazu IRM bloka, OB označava signal na izlazu iz IRM bloka. SNRiter_1 se odnosi na SNR vrednost nakon prve iteracije; b) signali u različitim koracima IRM faze: 1) IB signal u prvoj iteraciji, 2) aproksimacija EMG šuma, 3) OB signal nakon prve iteracije, 4) signal na kraju IRM faze (OB signal nakon 3 iteracije). Prikazani signal ima SNRiter_1=4.5 dB. Preuzeto iz [45].	26
Slika 3-2. Blok dijagram dobijanja PSC-a za jedan srčani ciklus. a) Algoritam kojim se određuje broj ciklusa nHB na koje se primenjuje UA postupak, kao i dužina prozora za MA. b) Srčani ciklus je prvo usrednjen primenjujući UA na svih nHB ciklusa (b-1), a zatim je primenjeno pokretno usrednjavanje (b-2). Srčani ciklus za koji se računa PSC je iscrtan sivom bojom, dok su obrađeni iscrtani plavom. Preuzeto iz [45].	28
Slika 3-3. Primer signala nakon prolaska kroz IRM blok a) jednom, b) dva, c) tri puta (plave linije). Sive linije predstavljaju izvorni signal sa šumom kod kojeg je SNRIN= 6.72 dB. Preuzeto iz [46].	33
Slika 3-4. Primer signala iz SimEMG baze koji je obrađen različitim metodama (plavi signali): b) IRM, c) AWWF, d) WT, e) FIR. Svaka slika prikazuje signal sa šumom (sivi signal). Crvena linija na slici a) predstavlja SNRIN okoline od 1s, dok plava prikazuje referentni signal. Preuzeto iz [45].	35
Slika 3-5. Pirsonovi koeficijenti dobijeni u tačkama od interesa na razlikama filtriranih i referentnih signala dobijene na SimEMG setu. Preuzeto iz [104].	36
Slika 4-1. a) Blok dijagram 3D QRS algoritma. Koraci su označeni brojevima. b) Evolucija signala u svakom koraku algoritma.	42
Slika 4-2. Primer histograma sintetisanog signala. Na početku histograma se nalaze vrednosti u okolini nule (oblasti van QRS-ova), na kraju histograma se nalaze vrednosti u okolini maksimuma signala. Crvena linija na uvećanoj slici predstavlja prvi izvod amplituda histograma.	43
Slika 4-3. Primer signala sa velikim nivoom EMG šuma SNR= -2.5 dB. QRS kompleksi detektovani predloženom metodom označeni su crvenim trouglovima, dok su QRS kompleksi označeni od strane kardiologa označeni plavim trouglovima.	46
Slika 4-4. Uobičajene greške 3D QRS detektora: QRS kompleksi koje su označili detektor i kardiolog su pomereni za više od 60 ms.	46
Slika 4-5. Lažno pozitivne detekcije: flaterski talasi koji su detektovani kao QRS kompleksi.	47
Slika 4-6. Zavisnost DER-a od nivoa EMG šuma.	48
Slika 5-1. Primer signala sa VES ciklusom kod kojeg je izražena promena pravca srčane ose	51
Slika 5-2. 3D VES detektor. a) 3-kanalna sekvenca EKG signala i petlja vektorkardiograma; b) predstavljanje srčanog ciklusa u 3D prostoru; c) određivanje praga za DBSCAN klasifikator; d) grupisanje srčanih ciklusa pomoću DBSCAN algoritma. Crvene grupe odgovaraju normalnim srčanim ciklusima, plave odgovaraju VES-u.	52
Slika 5-3. VES ciklusi ispravno detektovani predloženom metodom (plavi srčani ciklusi). a) sinus ritam, b) bigeminija, c) trigeminija, d) AF e) bradikardija.	56
Slika 5-4. Primeri lažno pozitivnih srčanih ciklusa (crveni srčani ciklusi). Izvori greške: a) promena morfologije srčanog ciklusa u AF-u, b) SVES, c) Ašmanov efekat u AF-u, d) artefakt.	57

Slika 5-5. SEN, PPV i F1 performanse 3D VES detektora kada se koriste pojedinačni kanali i 3D pristup.....	58
Slika 5-6. Matrice konfuzije računate za slučajeve ortogonalnih kanala iz rada i onih koji odgovaraju mobilnom EKG uređaju (HeartBeam, Inc.) koristeći dve vrednosti frekvencije odabiranja.....	60
Slika 5-7. (a) Kanali a,b,c korišćeni kod mobilnog ECG uređaja (Heat Beam, Inc.). Ovi kanali najviše odgovaraju odvodima I, V3 I razlici V4 i V2. (b) Pozicija HeartBeam uređaja na telu. Modifikovano prema slici 1 iz [124].....	60
Slika 6-1. Arhitektura predložene mreže. Modifikovano prema Slici 2 iz [125].....	63
Slika 6-2. Struktura skupa podataka korišćenog u studiji.	65
Slika 6-3. Matrice konfuzije a) seta za obuku i b) test seta.	66

Spisak tabela

Tabela 2-1. Zastupljenost EMG komponente na određenim frekvencijama.	25
Tabela 3-1. Vrednosti SNRIMP dobijene IRM metodom na SimEMG, MIT-BIH-EMG i Synth bazama.	31
Tabela 3-2. SNRIMP vrednosti dobijene koristeći različite metode filtriranja na SimEMG, MIT-BIH-EMG i Synth bazama.....	32
Tabela 3-3. Poređenje IRM i AWWF metoda primenjujući RMSE, normalizovani RMSE i NRF metrike.	34
Tabela 3-4. vrednosti međukorelacije i Pirsonovih koeficijenata na različitim karakterističnim tačkama računatih na SimEMG, MIT-BIH-EMG i Synth bazama.	37
Tabela 3-5. Veličina efekta dobijena na različitim setovima.....	38
Tabela 3-6. Studentov t-test dobijen na različitim setovima.....	38
Tabela 3-7. vreme izvršenja procesiranja jednog 30-sekundnog signala na SimEMG bazi.....	39
Tabela 4-1. Rezultati 3D QRS detektora primenjenog na različitim bazama.	45
Tabela 4-2. Poređenje EG, PT i 3D metode na CUZU bazi.	47
Tabela 4-3. Poređenje EG, PT i predložene metode na CUZU-EMG bazi.	47
Tabela 4-4. Poređenje različitih metoda QRS detekcije na različitim bazama.	49
Tabela 5-1. Struktura ritmova CUZU-VES baze.	53
Tabela 5-2. Performanse 3D VES detektora na test setu sa podsetovima snimaka sa različitim aritmijama.	55
Tabela 6-1. Detalji arhitekture neuronske mreže.	63
Tabela 6-2. Performanse modela na setu za obuku i test setu.....	66

Spisak korišćenih skraćenica

SKRAĆENICA	ENGLESKI NAZIV	SRPSKI NAZIV
KVB	Cardiovascular Diseases	Kardiovaskularne bolesti
EKG	Electrocardiogram	Elektrokardiogram
MI	Miocardial Infarction	Infarkt miokarda
AP	Action Potencial	Akcioni potencijal
SA	Sinoatrial	Sinoatrijalni
AV	Atrioventricular	Atrioventrikularni
SPR	Sarcoplasmic reticulum	sarkoplazmatski retikulum
TRP	Total Refractory Period	Ukupni refraktorni period
ARP	Absolute Refractory Period	Apsolutni refraktorni period
RRP	Relative Refractory Period	Relativni refraktorni period
mECG	mobile ECG	mobilni EKG
BLW	Baseline Wandering	plivanje osnovne linije
PLI	Power Line Interference	interferencija elektromagnetske mreže
MA	Motion Artefact	Smetnja usled pokreta
EMG	Electromyography	Elektromiografija
VES	Premature Ventricular Contractions	Ventrikularne ekstrasistole
SVES	Supraventricular Extrasystole	Supraventrikularna ekstrasistola
UA	Ensemble Average	Usrednjavanje po ansamblu
MIT-NST	MIT Noise Stress Test	MIT test opterećenja
CGN	Colored Gaussian Noise	Obojena gausovska smetnja
bpm	number of beats per minute	broj srčanih ciklusa u minutu
SR	Sinus Rhythm	Sinusni ritam
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation	Asocijacija za unapređenje medicinske instrumentacije
AF	Atrial Fibrillation	Atrijalna fibrilacija/ Pretkomorsko treperenje
AFL	Atrial Flutter	Atrijalni flater/ Pretkomorsko lepršanje
MIT-BIH	MIT-BIH Arrhythmia database	MIT-BIH aritmijska baza
INCHART	St. Petersburg Institute of Cardiological Technics Arrhythmia Dataset	Aritmijska baza Instituta za Kardiologiju iz Sankt Peterburga
RMSE	Root Mean Square Error	Koren srednje kvadratne greške
SNR	Signal to Noise Ratio	Odnos signal-šum
FT	Fourier Transform	Furijeova transformacija
IRM	Iterative Regenerative Method	Iterativna regenerativna metoda
LPF	Lowpass filter	Niskopropusni filter
FIR	Finite Impulse Response	Konačni impulsni odziv
IIR	Infinitive Impulse Response	Beskonačni Impulsni odziv
PT	Pan-Tompkins	Pan-Tomkins
PS	Auxiliary Signal	Pomoćni signal
PSC	Auxiliary Heartbeat	Pomoćni srčani ciklus
IB	Input of IRM Block	Ulaz u IRM blok
OB	Output of IRM Block	Izlaz iz IRM bloka
MoA	Moving Average	Filter pokretnog proseka

AWWF	Adaptive Wavelet Wiener Filter	Adaptivni Vinerov filter sa talasićima
WT	Wavelet Transform	Transformacija talasićima
NRF	Noise Reduction Factor	Faktor smanjenja smetnje
PT	Pan-Tompkins	Pan-Tomkins
EG	Elgendi	Elgendi
CUZU	Chapman University and Shaoxing People's Hospital (Shaoxing Hospital Zhejiang University School of Medicine) database	Baza Univerziteta Čapman i Shaoxing Narodne bolnice medicinskog fakulteta Univerziteta u Žejangu
TWA	T-Wave Alternans	
HBA	HeartBeam Arrhythmia database	Aritmijska baza Heartbeam-a
SEN	Sensitivity	Osetljivost
PPV	Positive Predictive Value	Pozitivna prediktivna vrednost
DER	Detection Error Rate	Stopa greške detekcije
TP	True Positive	Tačno pozitivni
TN	True Negative	Tačno negativni
FP	False Positive	Lažno pozitivni
FN	False Negative	Lažno negativni
CNN	Convolutional Neural Network	Konvoluciona neuronska mreža
LSTM	Long Short-Term Memory	Duga kratkoročna memorija

Predgovor

Motivacija

Prema Svetskoj zdravstvenoj organizaciji, kardiovaskularne bolesti (KVB) predstavljaju vodeći uzrok smrti u svetu [1], a slična su predviđanja i za period do 2030. godine [2]. U Republici Srbiji je slična situacija- prema Institutu za javno zdravlje “Batut”, tokom 2019. godine KVB su bile odgovorne za gotovo svaki drugi smrtni ishod [3].

Procenjuje se da se gotovo 80% slučajeva prevremene smrti i više od 50% slučajeva obolevanja od srčanog i moždanog udara može sprečiti kontrolom nekoliko glavnih faktora rizika: hipertenzije, pušenja, nepravilne ishrane i fizičke aktivnosti. Takođe, redovne kontrole i praćenje zdravlja pojedinca smanjuju rizik od razvoja KVB. Međutim, dugo vreme čekanja na pregled može demotivisati bolesnika da se obrati lekaru. Tokom 2018. godine u Srbiji se na pregled u internističkim ambulantama u 20% slučajeva čekalo više od 30 dana [4]. Pored toga, napadi aritmija, angine pectoris ili epizode dekompenzacija su prolazni fenomeni i često se povuku do trenutka pregleda bolesnika u ambulantni lekara.

Savremena tehnologija nudi potencijalno rešenje za ove probleme. Praćenje zdravstvenog stanja bolesnika se može vršiti i bez prisustva lekara koristeći mobilne medicinske uređaje. Jedan od najčešće korišćenih mobilnih uređaja su uređaji za merenje električne aktivnosti srca- elektrokardiografi (EKG). Oni se najčešće koriste za detekciju određenih tipova aritmija [5][6], ali ima i onih koji se koriste za detekciju ishemijske i infarkta miokarda (MI) [7] ili za telemetrijsko snimanje 12-kanalnog EKG zapisa koji se šalje lekaru na uvid [7]. Na ovaj način se praćenje zdravstvenog stanja bolesnika značajno olakšava. Iako su praktični, ovi uređaji imaju određena ograničenja: većina telemetrijskih EKG uređaja koristi samo jedan EKG odvod, što je često nedovoljno za postavljanje tačne dijagnoze. Pored toga, pošto se snimanja EKG-a sprovode van kliničkih uslova i bez prisustva lekara, kvalitet signala je često narušen raznim tipovima smetnji koje znatno otežavaju interpretaciju signala.

Većina algoritama koji se mogu naći u literaturi, a koriste se za detekciju raznih kardiovaskularnih bolesti, sastoji se iz tri osnovna koraka: obrade signala, izdvajanja značajnih karakteristika i detekcije. Motivacija za izradu ove disertacije proističe iz potrebe za razvojem algoritamskih rešenja koja omogućavaju pouzdanu analizu EKG signala snimljenih u vanbolničkim uslovima, uz prisustvo smetnji i ograničenim brojem odvoda, čime bi se unapredila rana detekcija srčanih aritmija i ubrzalo lečenje bolesnika. Shodno tome, ova disertacija ima za cilj projektovanje metoda za svaki od pomenutih koraka – uklanjanje smetnji sa EKG signala, detekciju QRS kompleksa kao najdominantnije karakteristike EKG signala i detekciju različitih tipova aritmija- VES-ova, AF-a i AFL-a. Kvalitet svakog od pomenutih koraka direktno utiče na tačnost konačne dijagnostičke odluke.

Hipoteze

Polazne hipoteze koje će biti početna tačka opisanog istraživanja su:

1. Istovremenim merenjem potencijala između dve tačke na ramenima i dve tačke na šakama može se simultano snimiti EKG signal sa i bez prisustva elektromiografskih (EMG) smetnji;

2. Nakon uklanjanja dominantnih komponenti iz EKG signala, pre svega QRS kompleksa i T talasa, EMG šum se može izdvojiti korišćenjem filtra propusnika visokih frekvencija bez narušavanja morfologije korisnog dela signala;
3. Korišćenjem 3 EKG odvoda može se postići veća preciznost detekcije QRS kompleksa u odnosu na 1 odvod, čak i u prisustvu EMG smetnji;
4. Integral QRS kompleksa, izračunat za svaki od 3 odvoda, može se koristiti kao parametar za razdvajanje VES srčanih ciklusa od normalnih;
5. Sekvenca RR intervala sadrži dovoljno informacija da se uz pomoć duboke neuronske mreže mogu pouzdano razlikovati sinusni ritam, AF i AFL.

Naučni doprinosi

U okviru predložene doktorske disertacije postignuti su sledeći doprinosi:

- Kreirana je baza EKG snimaka koja može da se koristi za poređenje metoda za uklanjanje EMG smetnje;
- Razvijena je metoda za uklanjanje EMG šuma sa EKG signala čiji je osnovni kvalitet očuvanje morfologije signala;
- Razvijena je metoda za detekciju QRS kompleksa koja koristi 3 odvoda;
- Razvijena je metoda za detekciju VES srčanih ciklusa bazirana na proračunu integrala QRS kompleksa srčanog vektora u 3 projekcije;
- Razvijena je metoda za razdvajanje normalnog srčanog ritma od atrijalnih aritmija bazirana na dubokim neuronskim mrežama.

Struktura doktorske disertacije

Disertacija je organizovana u sedam poglavlja.

U Poglavlju 1, prikazani su osnovni mehanizmi funkcionisanja srca, uključujući mehaničke i električne aspekte. Detaljno su objašnjeni principi elektrokardiografije, kao i najčešće aritmije koje su predmet analize u ovoj disertaciji: VES, AFL i AF. Na kraju poglavlja jasno je definisan istraživački problem koji adresira disertacija.

U Poglavlju 2 je predstavljena baza podataka SimEMG, koja sadrži EKG snimke sa i bez prisustva EMG šuma. Ovaj skup je korišćen za razvoj i validaciju metoda za uklanjanje šuma iz EKG signala.

U Poglavlju 3 opisana je metoda za uklanjanje EMG šuma iz EKG signala. Metoda se zasniva na privremenom uklanjanju dominantnih komponenti EKG-a radi efikasnijeg izdvajanja šuma, uz očuvanje morfologije srčanih ciklusa.

U Poglavlju 4 prikazan je trodimenzionalni QRS detektor baziran na tri EKG odvoda, sa ciljem postizanja robusnije i preciznije detekcije u prisustvu šuma, u poređenju sa tradicionalnim jednokanalnim metodama.

U Poglavlju 5 predstavljen je algoritam za detekciju VES srčanih ciklusa, takođe zasnovan na tri odvoda. Detektor koristi prostornu reprezentaciju QRS kompleksa za razlikovanje normalnih i VES ciklusa.

Poglavlje 6 opisuje model koji kombinuje konvolucione i rekurentne slojeve neuronskih mreža za klasifikaciju srčanog ritma na osnovu RR intervala. Model je treniran za odvajanje sinusnog ritma od AF-a i AFL-a.

Konačno, u Poglavlju 7 izloženi su zaključci istraživanja, analizirani su ostvareni rezultati, istaknuti doprinosi disertacije i predloženi pravci za buduća istraživanja u oblasti automatske analize EKG signala i detekcije srčanih aritmija.

Naučni radovi proizašli iz doktorske disertacije

Rezultati istraživanja opisanog u doktorskoj disertaciji su objavljeni u radovima u međunarodnim časopisima (2 publikacije) i zbornicima međunarodnih konferencija (4 publikacije).

Radovi u međunarodnim časopisima

1. **Vladimir Atanasoski**, Jovana Petrović, Lana Popović Maneski, Marjan Miletić, Miloš Babić, Aleksandra Nikolić, Dorin Panescu, Marija D. Ivanović, "A Morphology-Preserving Algorithm for Denoising of EMG-Contaminated ECG Signals", *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, vol. 5, pp. 296-305, 2024, doi: 10.1109/OJEMB.2024.3380352 (M22)–referenca [45]
2. **Vladimir Atanasoski**, Jovana Petrović, Lana Popović Maneski, Marjan Miletić, Miloš Babić, Aleksandra Nikolić, Dorin Panescu, Marija D. Ivanović, "A Database of Simultaneously Recorded ECG Signals With and Without EMG Noise," *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, vol. 4, pp. 222-225, 2023, doi: 10.1109/OJEMB.2023.3330295 (M22)- referenca [98]

Saopštenja sa međunarodnih naučnih skupova štampana u celini

1. Marija D. Ivanovic, **Vladimir Atanasoski**, Alexei Shvilkin, Ljupco Hadzievski, Aleksandra Maluckov, "Deep Learning Approach for Highly Specific Atrial Fibrillation and Flutter Detection based on RR Intervals", 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Berlin, Germany, 2019, pp. 1780-1783, doi: 10.1109/EMBC.2019.8856806 (M33)- referenca [124]
2. **Vladimir Atanasoski**, Marija Ivanovic, Lana Popović Maneski, Marjan Miletić, Miloš Babić, Aleksandra Nikolić and Jovana Petrovic, "SimEMG database as a tool for testing the preservation of diagnostic ECG-signal features upon the electromyographic noise removal", 11th International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering IcETRAN 2024, Niš, Serbia (M33)- referenca [139]

Saopštenja sa međunarodnih naučnih skupova štampana u izvodu

1. **Vladimir Atanasoski**, Marija Ivanovic, Lana Popović Maneski, Marjan Miletić, Miloš Babić, and Jovana Petrovic, "A Database of Simultaneously Recorded ECG Signals with and without

Electromyographic Noise”, Computing in Cardiology (CinC), Karlsruhe, Germany, 2024 (M34)–referenca [46]

2. **Vladimir Atanasoski**, Marija Ivanovic, Lana Popović Maneski, Marjan Miletić, Miloš Babić, and Jovana Petrovic, “Estimation of EMG Noise Spectrum and Its Elimination from ECG Signals”, Computing in Cardiology, Karlsruhe, Germany, 2024 (M34)- referenca [105]

1. Uvod

Srčana aktivnost je rezultat složene međusobne zavisnosti električnih impulsa i mehaničkih kontrakcija srčanog mišića. Pravilna funkcija ovog sistema je ključna za održavanje cirkulacije krvi i snabdevanje organa kiseonikom i hranljivim materijama. Poremećaji u električnom sistemu srca često dovode do nepravilnosti u srčanom ritmu, koje mogu imati ozbiljne posledice po zdravlje pojedinca.

Praćenje električne aktivnosti srca moguće je ostvariti pomoću EKG uređaja, kao jedno od osnovnih dijagnostičkih sredstava u savremenoj kardiologiji. Zahvaljujući tehničkom razvoju, EKG signali se sve češće snimaju putem mobilnih i prenosivih uređaja, van kliničkog okruženja. Međutim, takvo snimanje je često praćeno različitim vrstama šumova, što otežava njihovu interpretaciju i pouzdanu detekciju srčanih poremećaja.

Kako su u ovoj tezi predstavljene metode za obradu EKG signala i detekcije srčanih aritmija, neophodno je definisati problem. Stoga ćemo u ovom poglavlju dati kratak osvrt na rad srca i način praćenja njegove električne aktivnosti. Zatim ćemo definisati osnove nastanka navedenih srčanih aritmija i dati kratak osvrt na literaturu.

U ovom poglavlju biće predstavljeni osnovni aspekti rada srca, principi elektrokardiografije, vrste smetnji koje se mogu javiti prilikom snimanja EKG signala, kao i najčešći tipovi srčanih aritmija koje su predmet istraživanja u ovoj disertaciji. Ovim se postavlja teorijska osnova za razumevanje metoda obrade i analize EKG signala koje će biti prikazane u narednim poglavljima.

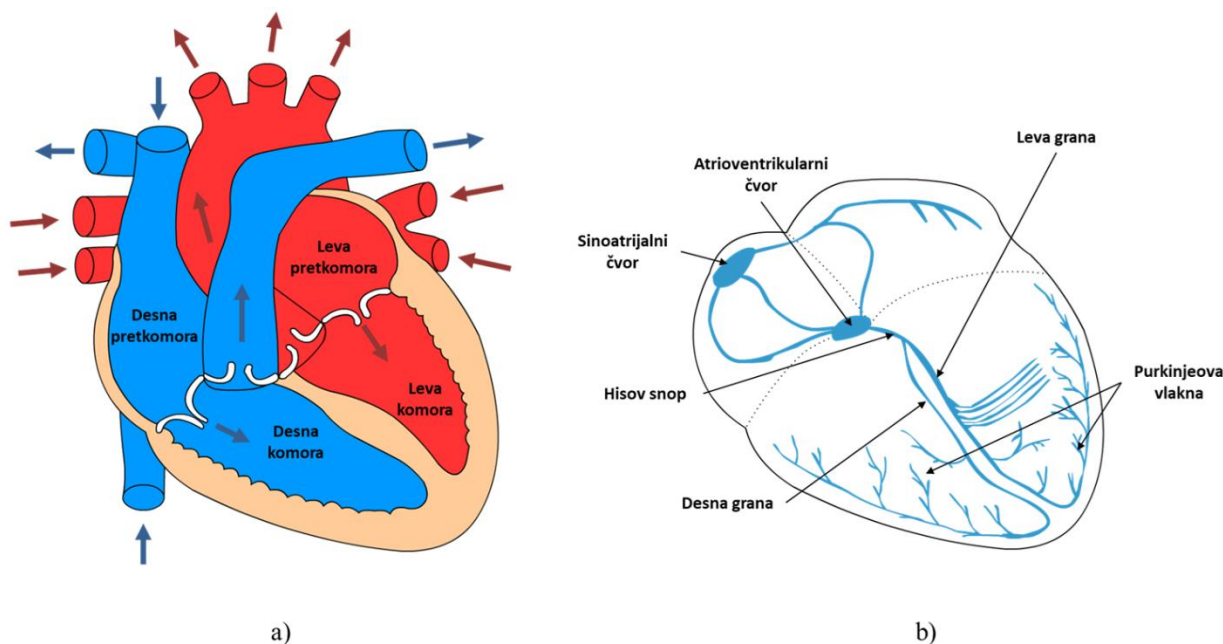
1.2. Srce

Srce je ključni organ kardiovaskularnog sistema, elektromehanička pumpa koja ima zadatak da pumpa krv kroz telo. Ono obezbeđuje kontinuirani protok krvi kroz kardiovaskularni sistem, čime se omogućava transport kiseonika, hranljivih materija, hormona i ostalih važnih supstanci do svih ćelija i tkiva, kao i uklanjanje produkata metabolizma. Time podržava životne funkcije i održava homeostazu - stabilno unutrašnje stanje organizma. Kroz kontrakcije, srce snabdeva telo neophodnim kiseonikom i hranljivim materijama, istovremeno uklanjajući metabolite i ugljen-dioksid [8].

Srce je podeljeno mišićnim zidom (miokardiumom) na levu i desnu stranu. Svaka strana se sastoji iz dva dela - manji deo je pretkomora, a veći je komora (Slika 1-1a). Desna strana srca prima deoksigenisanu krv iz tela i pumpa je u pluća gde se krv obogaćuje kiseonikom. Leva strana srca prima oksigenisanu krv iz pluća i pumpa je u sve ostale delove tela. Ovaj proces se odvija ritmički, koordinisanom aktivnošću srčanog mišića koji omogućavaju kontinuirani protok krvi u jednom smeru. Postoje četiri zalistka koji određuju pravac kretanja krvi - dva između pretkomora i komora i dva između komora i velikih arterija.

Srce se sastoji iz specijalizovanih mišićnih ćelija koje se zovu srčani miociti. Za razliku od skeletalnih mišića koji se stimulišu iz nervnog sistema, srce generiše sopstvenu električnu stimulaciju. Autonomni nervni sistem može uticati na učestalost otkucaja srca, ali ne učestvuje u njihovom generisanju. Miociti se mogu grupisati u dva tipa: ćelije specijalizovane za provođenje (pejsmejker ćelije) i kontraktilne ćelije. Prve su odgovorne za generisanje električnog impulsa (ritmičnost) i njihovo provođenje do kontraktilnih ćelija, dok su kontraktilne ćelije odgovorne za kontraktilnu ili

mehaničku funkciju. Svaki srčani ciklus sastoji se od dve faze, aktivacije i oporavka, gde električne događaje nazivamo depolarizacija i repolarizacija, a mehaničke kontrakcija i relaksacija.



Slika 1-1. a) mehanički i b) električni sistem srca. Modifikovano prema Slici 1 iz [9].

Srčani ciklus počinje spontanom generisanjem akcionog potencijala (AP - u daljem tekstu impuls) u sinoatrijalnom (SA) čvoru (Slika 1-1b) koji se nalazi na gornjem lateralnom zidu desne pretkomore. Impuls je odgovoran za mehaničku aktivaciju mišića. Impuls putuje kroz obe pretkomore do atrioventrikularnog (AV) čvora, koji usporava provođenje impulsa kako bi se vremenski uskladila kontrakcija pretkomora i komora. Ovde se distribucija impulsa odlaže za približno 0.09 sekundi. Tokom prolaska kroz pretkomoru, impuls aktivira pretkomorske mišiće koji se kontrahuju, čime povećavaju pritisak u pretkomorama i upumpavaju krv u komoru. Nakon toga su komore ispunjene krvlju i spremne za aktivaciju. Impuls se prostire kroz zid između dve komore od Hisovog snopa (ovo je jedina tačka koja električnim putem povezuje pretkomore i komore). Provodni sistem se zatim grana na brzoprovodne snopove sa granama na levu i desnu komoru, a zatim dalje u široku mrežu specijalizovanih provodnih vlakana zvanih Purkinjeova vlakna. Zbog veličine komora, neophodno je da se električni impuls brzo proširi kako bi kontrakcija bila sinhronizovana u svim delovima srca. Brzina impulsa kroz provodne puteve kreće se od svega 0,05 m/s u AV čvoru do 4 m/s u Purkinjeovim vlaknima [9]. Impulsi koji su se proširili provodnim putevima dovode do kontrakcije komore i porasta pritiska u njima. Na kraju srčanog ciklusa dolazi do repolarizacije komora i mišićna vlakna se opuštaju. Svi navedeni koraci se odnose na zdravo srce.

1.3. Merenje električne aktivnosti srca na površini tela

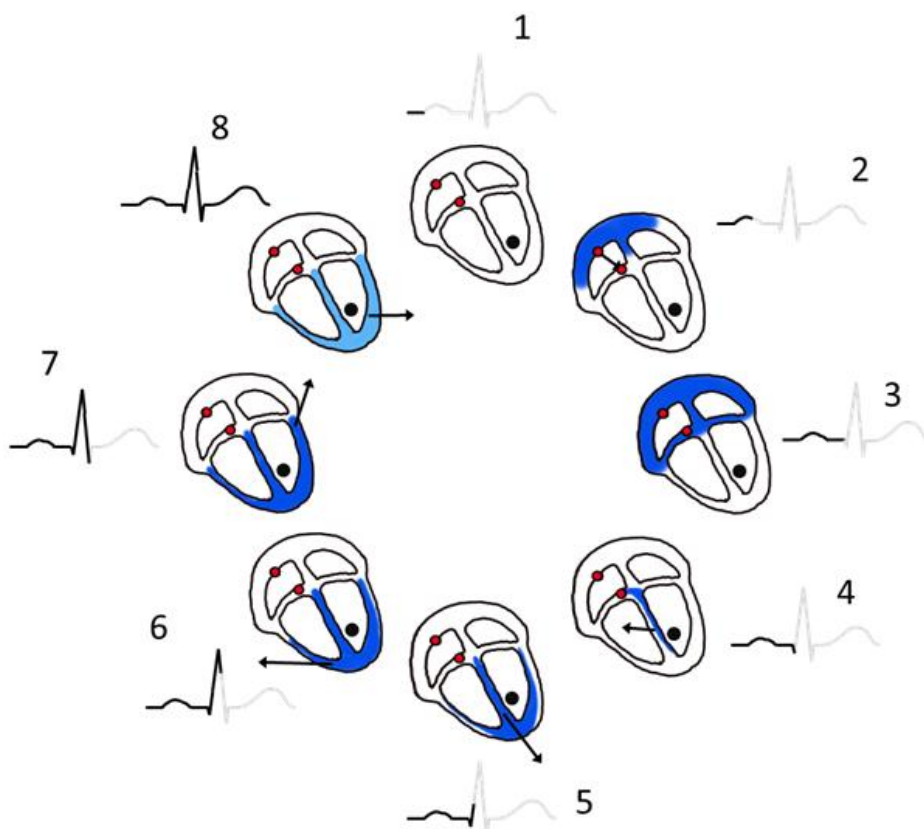
Kao što je već navedeno, SA čvor pokreće srčane cikluse i kontroliše srčani ritam. Ako je SA čvor oštećen, druge ćelije mogu preuzeti njegovu ulogu. Ćelije u SA čvoru spontano generišu električni impuls, kreirajući AP koji se širi kroz kontraktilne miocite pretkomore. Miociti su povezani preko propusnih veza (eng. *gap junctions*) koji formiraju kanale koji dozvoljavaju jonima protok iz jedne ćelije u drugu u vidu sincicijuma. Impuls se prostire tako što AP jedne ćelije pobuđuje AP susedne

ćelije. Impulsi dolaze do AV čvora, gde se provođenje usporava kako bi se pretkomora kontrahovala, a zatim nastavljaju kroz provodne puteve komorskih miocita.

Svaka grupa ćelija koja se simultano depolarizuje može se predstaviti kao dipol, tj. vektor električnog polja. Ako se saberu svi vektori povezanih grupa dobija se tzv. "dominantni" vektor koji opisuje glavni pravac električnog impulsa (Slika 1-2). Prikaz dipolnog vektora je veoma koristan za razumevanje talasa koji se vide na električnom zapisu – EKG-u. Slika 1-2 ilustruje sekvencu vektora u različitim fazama depolarizacije i repolarizacije sa odgovarajućim talasnim oblikom vidljivom na električnom zapisu. Kao primer je uzeta elektroda koja je pozicionirana na grudima približno na sredini donjeg dela leve komore. Crna tačka na svakom srčanom ciklusu na Slici 1-2 predstavlja položaj merne elektrode.

Pre nego što SA čvor inicira novi srčani otkucaj, sve srčane ćelije su u stanju mirovanja, odnosno imaju isti električni potencijal, što se odražava horizontalnom (izoelektričnom) linijom na zapisu (Slika 1-2, korak 1). Tokom depolarizacije pretkomora, dominantni vektor je usmeren nadole prema AV čvoru. Kao rezultat, generiše se atrijalni talas sa pozitivnom polaritetom na zapisu snimljenom na poziciji merne elektrode (Slika 1-2, korak 2). Amplituda rezultujućeg talasa je niska jer je mišićna masa pretkomora koja proizvodi električni front talasa relativno mala. Nakon što je depolarizacija pretkomora završena, napon se vraća na izoelektrični nivo gde ostaje dok se komore ne depolarizuju (Slika 1-2, korak 3). Depolarizacija AV čvora i Hisovog snopa počinje na kraju atrijalnog talasa ali ne proizvodi vidljive talase zbog male mišićne mase. S obzirom da komore imaju mnogo veću mišićnu masu, talasi povezani sa depolarizacijom komora su mnogo veći od atrijalnog talasa. Depolarizacija komora počinje u zidu između komora (septumu), tako da je povezani vektor usmeren suprotno od merne elektrode (Slika 1-2, korak 4), te odgovarajući talas ima negativni polaritet. Zbog velike brzine provođenja ćelija u ovom delu srca, negativni talas ima kratko trajanje. Tokom dalje depolarizacije komora, dominantni pravac vektora postepeno se okreće ka EKG elektrodi. Ovo je povezano sa činjenicom da je zid leve komore tri puta deblji od zida desne komore i stoga duže traje depolarizacija (Slika 1-2, koraci 5 i 6). Depolarizacija se završava sa dominantnim vektorom usmerenim dalje od EKG elektrode, tako da je talas na EKG zapisu negativan (Slika 1-2, korak 7). Kada je depolarizacija komora završena, napon se vraća na izoelektričnu liniju gde ostaje dok ne dođe do repolarizacije komora, zbog čega se javlja talas sa pozitivnom polaritetom (Slika 1-2, korak 8). Budući da je repolarizacija pretkomora istovremena sa depolarizacijom komora, talas repolarizacije pretkomora je maskiran talasima komora koji imaju mnogo veće amplitude.

Iz ovog primera se vidi da postoji zavisnost polariteta i morfologije pojedinačnih talasa od pozicija EKG elektroda na telu. Amplituda talasa takođe zavisi od udaljenosti između srca i elektrode, kao i od projekcije dipolnog vektora na pravac merne elektrode. Tako se može desiti da za neke položaje elektroda talas bude normalan na pravac elektrode i stoga nevidljiv na zapisu. Zbog toga se u praksi koristi više EKG elektroda na različitim pozicijama.



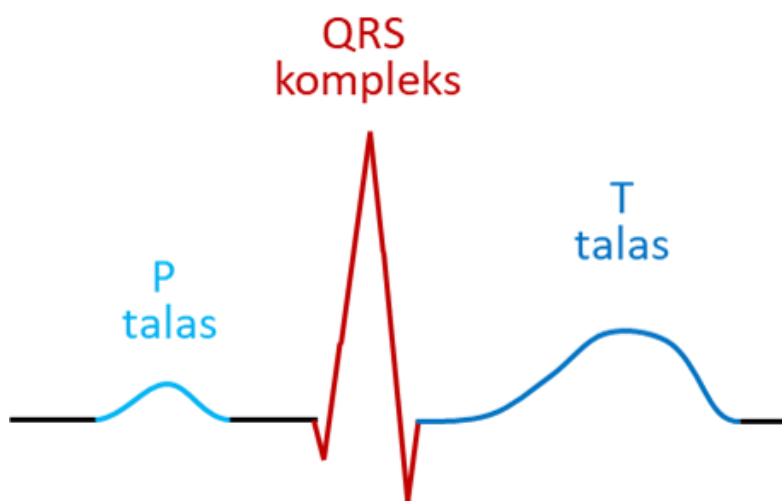
Slika 1-2. Različite faze depolarizacije i repolarizacije i odgovarajuća manifestacija na EKG zapisu. Crna tačka predstavlja položaj merne elektrode. Crvene tračke predstavljaju SA i AV čvorove. Modifikovano prema slici 6.4, iz [10].

1.3.2. Komponente električnog zapisa

Svaki srčani ciklus zdrave osobe sastoji se od nekoliko ključnih komponenti koje odražavaju električnu aktivnost srca, a to su P talas, QRS kompleks i T talas (Slika 1-3). Ove komponente su vidljive na zapisu i odraz su elektrofizioloških procesa opisanih u 1.3. Prepoznavanje prisustva i oblika ovih talasa ima ključnu ulogu u dijagnostikovanju srčanih stanja. Zbog toga je niže opisan svaki posebno:

- P talas predstavlja depolarizaciju pretkomora i prvi je vidljivi deo srčanog ciklusa. To je mala elevacija na zapisu koja odražava širenje električnog impulsa kroz obe pretkomore, što dovodi do njihove kontrakcije i punjenja komora krvlju. Normalan P talas je glatke konture, traje manje od 120 ms i ima amplitudu manju od 2.5 mm.
- Nakon P talasa sledi QRS kompleks koji odražava depolarizaciju komora, što rezultira njihovom kontrakcijom. Ovo je najistaknutija komponenta srčanog ciklusa i sastoji se iz tri dela: Q zupca, R zupca i S zupca. Q zubac je prva negativna defleksija posle P talasa, R zubac je prva pozitivna, a S zubac je negativna defleksija koja sledi nakon R zupca. Normalno trajanje QRS kompleksa je od 80 do 110 ms. Prošireni QRS kompleks može ukazivati na različite patološke uslove, kao što su blok grana Hisovog snopa ili hipertrofija komora. QRS kompleks se završava J tačkom koja je značajna za detekciju miokarda komora.
- T talas predstavlja repolarizaciju komora i dolazi nakon QRS kompleksa. To je period relaksacije u kojem se komore pripremaju za sledeći ciklus depolarizacije. Normalan T talas je pozitivan u većini odvoda i odražava povratak komorskih mišićnih ćelija u stanje električnog mirovanja. Oblik i orijentacija T talasa mogu varirati u zavisnosti od odvoda i mogu biti izmenjeni raznim

srčanim i sistemskim stanjima. Abnormalnosti u T talasu, kao što su inverzija ili povećana amplituda T talasa mogu ukazivati na ishemiju miokarda, elektrolitne poremećaje ili druge kardiološke probleme.



Slika 1-3. Komponente srčanog ciklusa.

Danas nam je navedeni zapis poznat kao elektrokardiogram (EKG), a uređaj kojim se snima elektrokardiograf (EKG*).

1.3.3. EKG

Prve EKG snimke na ljudima napravio je Aleksander Mjurhed 1872. godine, ali se holandski fiziolog Vilijem Ajnthoven smatra pionirom EKG-a. On je razvio uređaj za snimanje električne aktivnosti srca početkom 20. veka koristeći galvanometar sa žicom koji je bio dovoljno osetljiv da zabeleži potencijale na površini tela. Ajnthoven je odredio mesta za postavljanje elektroda na rukama i nogama koja se i danas koriste. Njegov pionirski napor nagrađen je Nobelovom nagradom za medicinu 1924. godine. Od tada, EKG je doživeo značajan razvoj i postao nezamenljiv klinički alat. Od signala koji je bio sniman isključivo u mirovanju, EKG danas ima različite kliničke i istraživačke primene, u kojima su algoritmi obrade signala esencijalni za ekstrakciju pouzdanih dijagnostičkih informacija [10]. Ovo je uveliko omogućeno napretkom elektronike, kao i prelaskom sa papirnog na digitalni EKG zapis.

EKG se tipično snima u višekanalnoj konfiguraciji koja uključuje unipolarne i/ili bipolarne kanale (odvode). Unipolarni odvod predstavlja razliku potencijala tj. napon između merne elektrode i referentne tačke (centralni terminal) koja je pozicionirana tako da napon ostaje približno konstantan tokom srčanog ciklusa. Bipolarni odvod predstavlja napon između dve elektrode (npr. između leve i desne ruke) [10].

Kablovi elektroda su povezani sa diferencijalnim pojačavačem koji je posebno dizajniran za bioelektrične signale. Potreban je pojačavač sa velikim pojačanjem i dinamičkim opsegom jer je EKG signal slab, reda veličine milivolta.

U kliničkoj praksi se uglavnom koristi standardna konfiguracija koji se dobija postavljanjem 10 elektroda na površinu tela. Četiri elektrode se postavljaju na ekstremitete, dok se 6 elektroda postavlja

* U ovoj tezi skraćenica EKG koristi se za tehniku merenja (elektrokardiodrafiju), uređaj (elektrokardiograf) i signal (elektrokardiogram ili EKG signal). Usled njene ustaljenosti u medicinskom žargonu, ovim se ne izaziva zabuna.

na površinu grudnog koša (Slika 1-4a). Od elektroda koje se postavljaju na ekstremitete, 3 elektrode su merne (elektrode leve i desne ruke i elektroda leve noge), dok četvrta elektroda koja se postavlja na desnu nogu predstavlja neutralnu tačku koja je najudaljenija od srca. Ovakvom konfiguracijom elektroda dobija se 12 odvoda koje možemo podeliti u dve grupe: standardne (I, II, III, aVR, aVL, aVF) i prekordijalne (V1, V2, V3, V4, V5, V6).

Tri standardna bipolarna odvoda koji su označeni kao I (D1), II (D2) i III (D3) se dobijaju merenjem potencijala između leve ruke, desne ruke i leve noge na sledeći način:

$$I = V_{LR} - V_{DR}, \quad (1.1)$$

$$II = V_{LN} - V_{DR}, \quad (1.2)$$

$$III = V_{LN} - V_{LR}, \quad (1.3)$$

gde su V_{LR} , V_{DR} i V_{LN} potencijali leve ruke, desne ruke i leve noge, respektivno. Ova tri odvoda se još nazivaju i osnovnim odvodima.

Iz jednačina 1.1-1.3 se može videti da važi relacija:

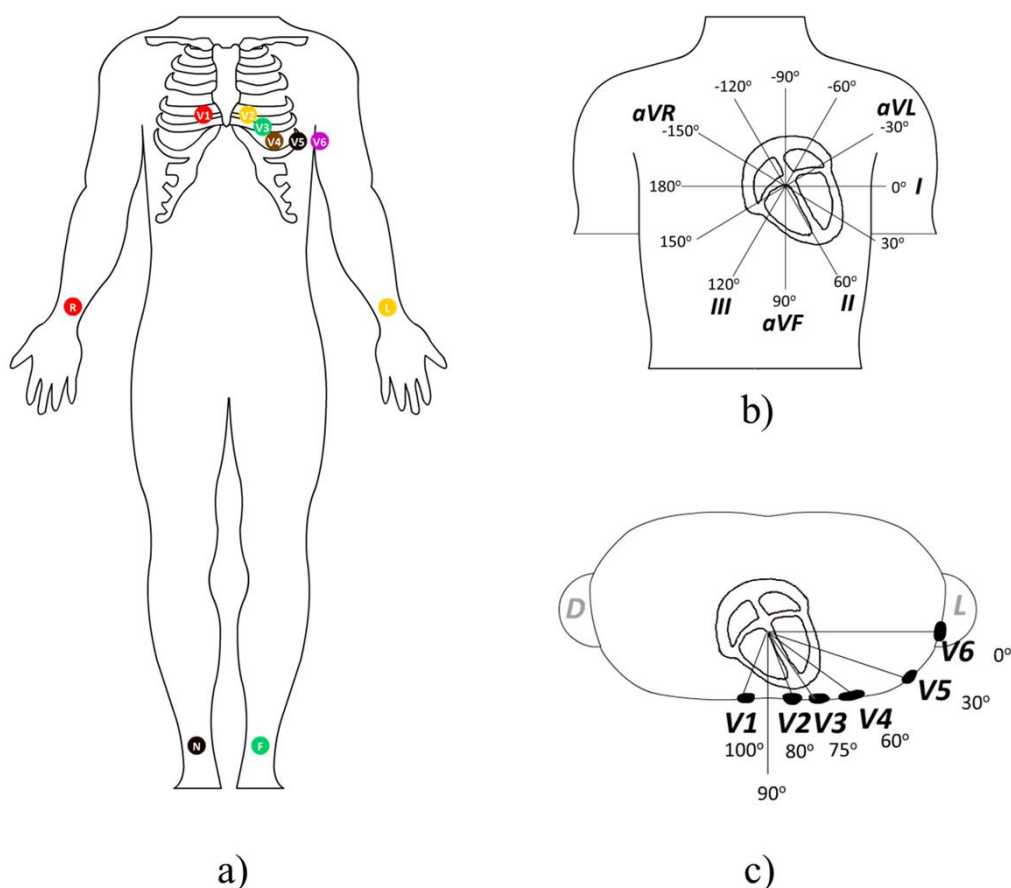
$$I = II + III, \quad (1.4)$$

te da su ovi odvodi međusobno zavisni. Pozicije ove tri elektrode se mogu predstaviti kao ivice "Ajnthovenovog trougla" u čijem centru je srce. Zbog toga ova tri kanala predstavljaju električnu aktivnost srca u 3 pravca (vektora) frontalne ravni, čiji su vektori pomereni za 60° . Iz osnovnih odvoda se dobijaju izvedeni (augmentovani) unipolarni odvodi:

$$aVR = V_{DR} - \frac{V_{LR} + V_{LN}}{2} = -\frac{I + II}{2}, \quad (1.5)$$

$$aVL = V_{LR} - \frac{V_{DR} + V_{LN}}{2} = -\frac{I - III}{2}, \quad (1.6)$$

$$aVF = V_{LN} - \frac{V_{LR} + V_{DR}}{2} = \frac{II + III}{2}. \quad (1.7)$$



Slika 1-4. Standardna konfiguracija za dobijanje 12-kanalnog EKG zapisa pomoću 10 elektroda. Modifikovano prema slici 6.7, iz [10].

Ovi odvodi se mogu razumeti kao projekcije na stranice jednakokraničnog trougla proisteklog iz osnovnih odvoda koji je rotiran za 60° u odnosu na Ajnhtovenov trougao (Slika 1-4b).

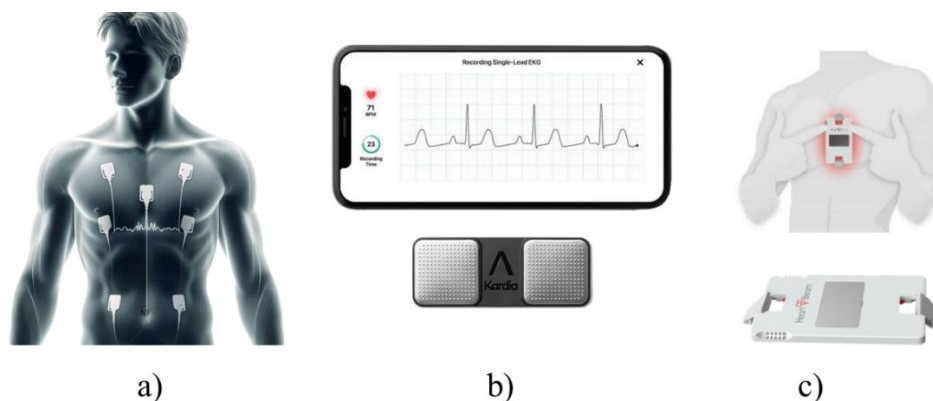
Za merenje EKG signala u transferzalnoj ravni koriste se unipolarni ili prekordijalni odvodi sa oznakama V1-V6. Elektrode ovih odvoda se postavljaju na grudni koš. Referentna tačka se formira spajanjem potencijala desne ruke, leve ruke i leve noge otporničkom mrežom tako da se potencijal ove tačke određuje kao srednja vrednost napona na ekstremitetima:

$$V_{WCT} = \frac{V_{LR} + V_{DR} + V_{LN}}{3}. \quad (1.8)$$

Ovaj napon se naziva Vilsonov centralni terminal. Elektrode prekordijalnih odvoda V1 i V2 se postavljaju u četvrtom međurebarnom prostoru sa desne i leve strane grudne kosti, V4 se nalazi u petom međurebarnom prostoru na sredini klavikularne linije, a V3 se nalazi između tačaka V2 i V4. Odvod V5 je u ravni sa V4 ali na prednjoj aksilarnoj liniji, dok je V6 na istom horizontalnom nivou kao V4 ali na srednjoj liniji (Slika 1-4a i c).

Predstavljena konfiguracija elektroda je najčešća u kliničkoj praksi. Pored nje postoje i druge konfiguracije. Jedna od njih se odnosi na merenje EKG-a tokom vežbanja, kada je interpretacija signala narušena zbog mišićne aktivnosti, disanja, znojenja i sl. Kako znatan deo ovih smetnji potiče od angažovanja mišića ekstremiteta, deo problema se rešava pomeranjem osnovnih elektroda na ramena i kukove (Mason-Likar konfiguracija [11]). Tačna lokacija za elektrodu ruke u Mason-Likar modifikaciji je tačka u infraklavikularnoj jami medijalno u odnosu na ivicu deltoidnog mišića i 2 cm ispod donje granice klavikule. Elektroda se postavlja na isti način na obe ruke. Elektroda leve noge

se postavlja na levi ilijačni greben. Elektroda desne noge se postavlja u regiji desne ilijačne jame. Prekordijalni vodovi se u Mason-Likar modifikaciji nalaze na standardnim mestima 12-kanalne konfiguracije.



Slika 1-5. Različiti uređaji za snimanje EKG zapisa koji se koriste van kliničkih uslova: a) Holter, b) AliveCor jednokanalni uređaj, c) HeartBeam 3-kanalni uređaj. Slike b) i c) su preuzete iz [12] i [13].

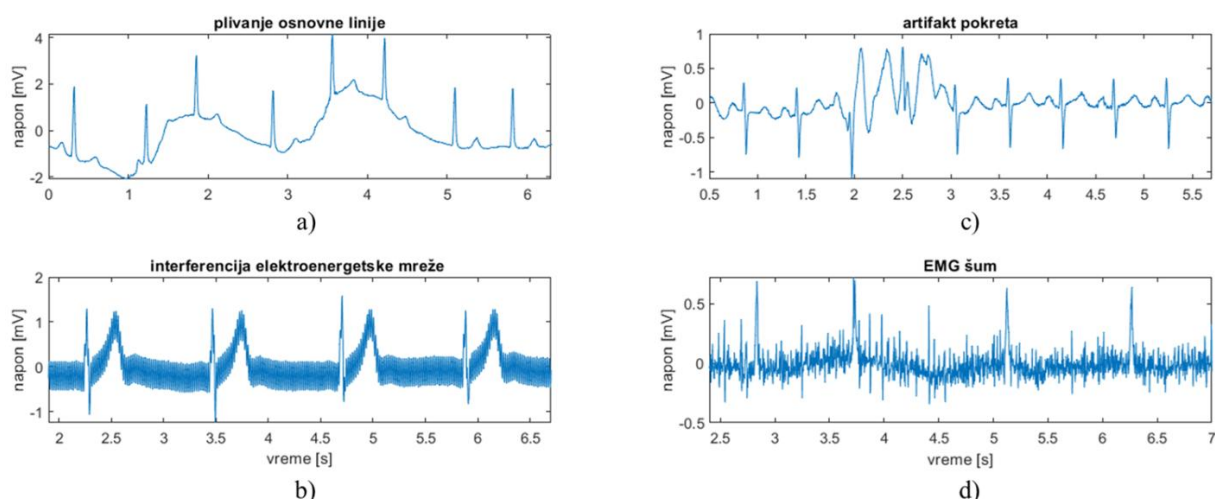
Međutim, postoje intermitentna srčana stanja koja nisu uvek prisutna, već se javljaju povremeno. U tim slučajevima, kliničko praćenje bolesnika nije dovoljno i tada se primenjuje Holter - uređaj koji pruža praćenje električne aktivnosti srca duži vremenski period, obično 24-48h, pa do 7 dana (Slika 1-5a). Pored tradicionalnih Holter uređaja koji konstantno snimaju električnu aktivnost srca, postoje event rekorderi koji se koriste za duže periode, ali snimaju samo specifične instance kada bolesnik aktivira uređaj tokom simptoma ili automatski snimaju odgovarajući EKG odvod kada detektuju abnormalne ritmove.

Kompleksnost i sposobnost Holter uređaja određeni su brojem odvoda koje snimaju, a koji mogu varirati od jednog, pa sve do 12 odvoda, slično standardnom EKG uređaju. S obzirom da su kompleksniji od jednokanalnih, veći su i teži za nošenje, što ih čini manje praktičnim za kontinuirano praćenje. Holter uređaji sa jednim odvodom se koriste za praćenje ritma. Lakši su za nošenje, ali pružaju ograničene informacije o srčanoj aktivnosti. Postoje i kompromisna rešenja od kojih je najčešći holter sa 3 odvoda.

Pored Holtera, sve se češće mogu sresti mobilni sistemi za praćenje EKG-a (mEKG). Ovi sistemi su kompaktni, prenosivi i laki za korišćenje. Uglavnom su povezani sa mobilnim telefonima preko kojih se digitalni zapis šalje na udaljenu lokaciju gde se vrši dalja obrada signala. Mogu se sresti u obliku malih uređaja (AliveCor, KardiaMobile [13]; EKGCheck [14]) ili kao pametni satovi (AppleWatch, Fitbit...). Većina ovih uređaja snima samo jedan kanal, tj. meri napon između leve i desne ruke [13] [14], što odgovara odvodu D1 u standardnoj EKG konfiguraciji (Slika 1-5b). Zbog toga se uglavnom koriste za praćenje aritmija. Međutim, postoje i drugi mobilni uređaji koji vrše akviziciju više odvoda (Slika 1-5c) i kojima se mogu pratiti i druga srčana stanja kao što je MI ([12] [15]).

1.4. Smetnje na EKG signalu

Holter i mEKG uređaji su jako podložni smetnjama koje mogu značajno uticati na kvalitet i interpretaciju EKG signala. Razumevanje njihovih komponenti ključno je za razvoj efikasnih pristupa za minimizaciju njihovog uticaja.



Slika 1-6. Tipovi smetnji EKG signala.

Uobičajeni tipovi smetnji su plivanje osnovne linije, interferencija električne mreže, smetnje usled pokreta i elektromiografska smetnja, koje se razlikuju po uzroku i manifestaciji u signalu [9]. Tipični primeri ovih smetnji prikazani su na Slici 1-6, a njihovi spektri, zajedno sa spektrom komponenti EKG zapisa na Slici 1-7.

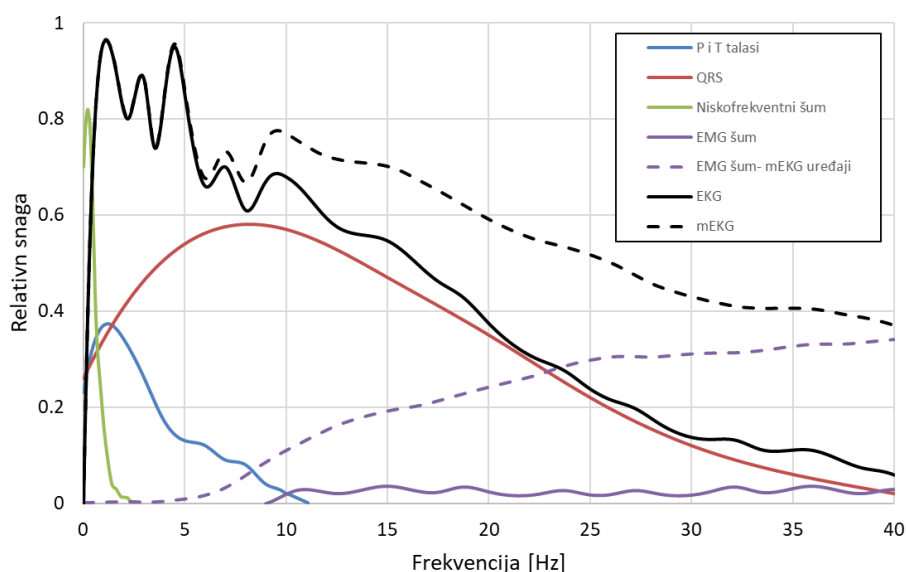
U daljem tekstu dat je detaljan pregled ovih smetnji:

- Plivanje osnovne linije (eng. *BaseLine Wandering- BLW*) (Slika 1-6a) - komponenta niskofrekventnog šuma (uglavnom <1 Hz) uzrokovana različitim izvorima uključujući znojenje, disanje i loš kontakt elektrode i kože. Disanje i slični pokreti dovode do promene položaja elektroda u odnosu na srce, što rezultira promenama u električnom polju koje elektrode detektuju. Znojenje i loš kontakt menjaju kontaktnu otpornost elektroda, što takođe unosi neželjene spore promene vrednosti merenih potencijala. Da bi se umanjio uticaj plivanja osnovne linije na EKG zapisu, koriste se različite tehnike. Jedna od osnovnih metoda je pravilno postavljanje elektroda i obučavanje ispitanika da ostanu mirni tokom snimanja. Pored toga, u digitalnoj obradi signala, koriste se različiti algoritmi za filtriranje koji pomažu u izolaciji i uklanjanju ovog tipa smetnje. Najčešće korišćeni algoritmi su digitalni filteri niskih frekvencija, kao što su Čebiševljev (eng. *Chebyshev*) i Batervortov (eng. *Butterworth*) filter, koji efikasno uklanjaju niske frekvencije šuma bez značajnog uticaja na korisne informacije unutar signala;
- Interferencija elektroenergetske mreže (eng. *Power Line Intereference- PLI*) (Slika 1-6b) - uskopojasna komponenta (50/60 Hz). S obzirom da je u pitanju smetnja koja se javlja na tačno određenoj frekvenciji, jednostavno se uklanja koristeći fitler nepropusnik opsega (eng. *notch filter*);
- Smetnje usled pokreta (eng. *Motion Artifact- MA*) (Slika 1-6c) - potiču od promene impedanse na kontaktu elektrode sa kožom. Ove pokrete mogu izazvati bolesnici, ali i medicinsko osoblje ili neadekvatno pričvršćene elektrode. Kao i kod BLW-a, promene položaja elektroda u odnosu na srce ili kontaktne impedanse mogu rezultirati privremenim, iznenadnim promenama u električnim signalima koje registruju elektrode. Najefikasnija preventivna mera za eliminaciju ovog tipa šuma je obuka bolesnika da ostanu što mirniji tokom snimanja EKG-a. Pored toga, pravilno postavljanje i sigurno pričvršćivanje elektroda, kao i korišćenje elektroda ili gelova koji obezbeđuju bolje prijanjanje elektrode na kožu bolesnika umanjuju pojavu MA smetnje.

Ukoliko se i pored preduzetog, na signal nasnimi smetnja, ovi delovi signala se najčešće ne razmatraju. Spektralni sadržaj ovog šuma je uglavnom između 1 i 10 Hz;

- Elektromiografska smetnja (EMG) (Slika 1-6d) potiče od nevoljnih pokreta mišića tokom merenja, kada do EKG elektroda dolazi i akcioni potencijal mišića. EMG je širokopojasna smetnja sa spektrom iznad > 10 Hz. Ova smetnja je posebno izražena kod mobilnih EKG uređaja kod kojih je se kontakt s elektrodama ostvaruje preko prstiju ruke [14] [13] [16].

Na Slici 1-7 prikazani su frekventni sadržaji komponenti EKG signala. Spektar P i T talasa, QRS kompleksa i EMG komponente preuzet je iz literature [17], dok je EMG komponenta dobijena sa mEKG uređaja dobijena eksperimentalno i objašnjena je u poglavlju 2. Sa Slika 1-7 se vidi da se EMG smetnja u značajnoj meri preklapa sa QRS kompleksom, a u manjoj meri sa P i T talasima. Zbog toga je uklanjanje EMG smetnje posebno značajno kod mEMG uređaja, te je u ovoj tezi eliminaciji ove smetnje posvećena posebna pažnja.



Slika 1-7. Frekventni sadržaj različitih komponenti EKG signala. Modifikovano prema slici 4 iz [17].

1.4.4. Pregled literature o uklanjanju EMG šuma iz EKG signala

Efikasnost uklanjanja EMG šuma u mnogome zavisi od svrhe merenja. Konvencionalne linearne metode filtriranja zasnovane na frekventnoj analizi signala daju zadovoljavajuće rezultate za dijagnoze koje se oslanjaju na detekciju i analizu RR intervala, kao što je dijagnoza AF [16] [18]. Međutim, ovakva obrada dovodi do distorzije QRS kompleksa, te nije pogodna za dijagnoze koje zahtevaju analizu morfologije signala, kao što su dijagnoza infarkta miokarda (MI) i neke aritmije poput VES-ova, supraventrikularnih ekstrasistola (SVES), itd. [19] [7] [20] [21]. Čak i napredne metode filtriranja zasnovane na diskretnoj transformaciji talasićima (eng. *wavelets*) dovode do distorzije signala kada je prisutna značajna varijacija energije šuma [22]. Filtri zasnovani na adaptivnim metodama zahtevaju referentni ili generički signal na ulazu, koji često nije na raspolaganju [23]. Hibridna metoda koja kombinuje adaptivne i filtre na bazi talasića ima odlične performanse, ali je i dalje prisutan problem distorzije signala u prisustvu velikih promena u energiji šuma [24]. Slično je i kod metoda filtriranja zasnovanih na modelu (šablonu) koje efikasno uklanjaju šum, ali mogu dovesti do neželjene obrade korisnog dela signala i uticati na njegovu morfologiju, čime se menjaju klinički značajne informacije [25] [26]. Ostali algoritmi imaju mehanička i praktična

ograničenja. Na primer, kvalitet veoma zastupljene tehnike usrednjavanja po ansamblu (UA) je proporcionalan broju srčanih ciklusa uključenih u proces usrednjavanja, što može biti problem za snimke generisane mEKG uređajima čija je tipična dužina trajanja do 30 sekundi. Pored toga, razlike između srčanih otkucaja koje mogu biti od interesa se gube u postupku usrednjavanja [9]. Metode koje uključuju analizu nezavisnih komponenti (eng. *Independent Component Analysis*) imaju dobre performanse, ali za odvajanje korisnog dela signala zahtevaju više od jednog kanala koji često ne postoji kod mEKG uređaja [27]. U poslednjoj deceniji dolazi do proboja metoda filtriranja zasnovanih na dubokom učenju, kao što su autoenkoderi [28] ili mreže slične U-netu [29], koje dominiraju literaturom. Glavno ograničenje ovih metoda su njihovo tumačenje i pouzdanost. Međutim, čak i sa prevazilaženjem ovih problema, potreba za velikom količinom podataka i zavisnost rezultata od kvaliteta skupa podataka primenjenog tokom učenja ostaju praktična ograničenja ovih metoda [30].

Procena kvaliteta i poređenje ovih metoda je ograničeno nepostojanjem odgovarajuće jedinstvene baze podataka za evaluaciju. Ovom problemu se obično pristupa dodavanjem EMG smetnje na EKG signale bez smetnji. EKG signali bez smetnji se uzimaju iz javno dostupnih baza podataka biranjem segmenata bez značajnog nivoa šuma ili se dobijaju veštački pomoću generatora EKG signala. Šum se obično uzima iz MIT Noise Stress Test baze (MIT-NST) [31], koja se sastoji iz EMG šuma, ali sadrži i druge izvore smetnji ili se dobija nelinearnim filtriranjem belog Gausovog šuma (eng. *White Gaussian Noise*) kako bi se spektralno poklopio sa EMG šumom [32] [26]. Kao posledica svega navedenog, uspešnost svake metode uklanjanja šuma se procenjuje na drugačijoj bazi. Na primer, autori rada [32] koristili su EKG signale dobijene iz CSE baze podataka, dok je šum dobijen kao obojeni gausovski šum (eng. *Colored Gaussian Noise - CGN*); autori rada [24] su koristili EKG signal bez smetnji iz MIT-BIH Normal Sinus Rhythm baze podataka [33], a EMG šum kreirali kao CGN; u [27] MIT-NST je korišćen kao izvor šuma, a čisti (referentni) EKG signali dobijeni korišćenjem EKG simulatora. Stoga je teško uspostaviti jedinstven način procene kvaliteta različitih metoda. Ovaj problem se može rešiti kreiranjem jedinstvene baze kod koje su EKG signali sa i bez prisustva EMG šuma dobijeni simultano. Takva baza i metoda snimanja EKG signala su predstavljeni u poglavlju 2 ove disertacije.

1.5. Srčani ritam i aritmije

Električni impulsi u zdravom srcu generišu se u SA čvoru. Kod odraslih osoba u stanju mirovanja normalna srčana frekvenca se kreće od 60 do 100 otkucaja u minutu (eng. *Beats per minute- bpm*). Odstupanje od ovog ritma predstavlja neregularni srčani ritam (aritmije) [9]. U mirovanju, ritam SA čvora se kreće oko konstantne vrednosti, iako postoje blage varijacije koje najviše zavisne od disanja- srčani ritam raste sa inspiracijom i opada sa ekspirijumom. Sinusni ritmovi preko 100 bpm (sinusna tahikardija) i oni ispod 60 bpm (sinusna bradikardija) mogu se smatrati aritmijama. Međutim, treba uzeti u obzir da sinusni ritam (SR) varira tokom dana i sinusna tahikardija i sinusna bradikardija su obično fiziološki odgovor na određene simpatičke (vežbanje, stres) ili vagalne nadražaje (odmor, spavanje) [9]. U takvim okolnostima, prisustvo ovih srčanih ritmova treba smatrati normalnim. Međutim, postoje i aritmije kao što su AFL ili paroksizmalna tahikardija kod kojih je ritam jako pravilan (i ubrzan). S druge strane, neke neregularne ritmove ne bi trebalo smatrati aritmijama (blaga do umerena nepravilnost u pražnjenju sinusnog čvora, posebno kada je povezana sa disanjem). Osim toga, dijagnoza aritmije sama po sebi ne znači evidentnu patologiju. Zapravo, kod zdravih osoba je često sporadično prisustvo određenih aritmija.

1.5.5. Ventrikularne ekstrasistole- VES

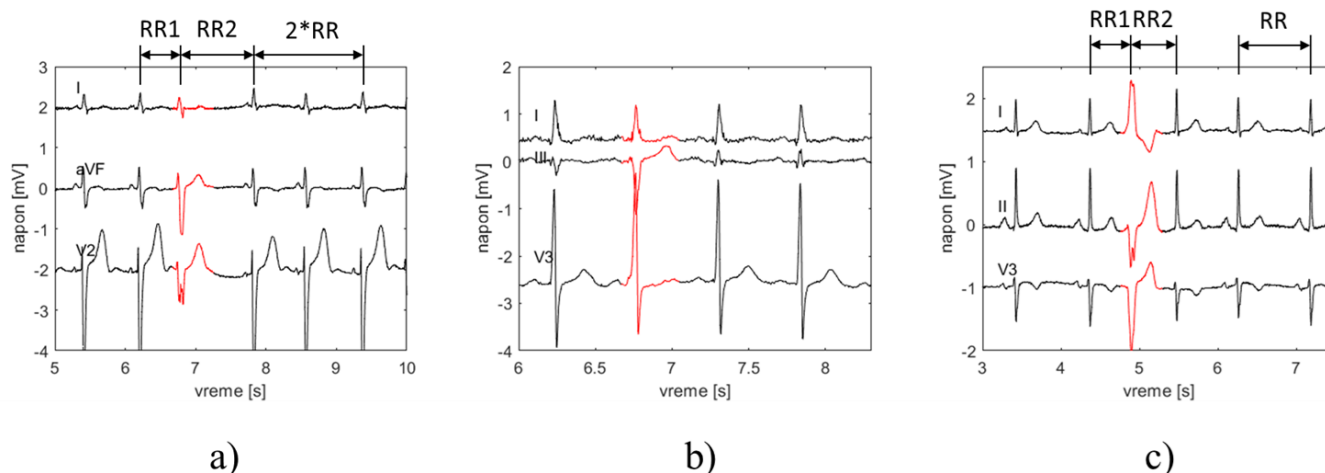
Ventrikularne ekstrasistole spadaju u grupu ventrikularnih aritmija. Za razliku od normalnog srčanog ciklusa koji se inicira u SA čvoru, VES nastaje prevremenom aktivacijom kontraktilnih ćelija miocita komore (Slika 1-8). Impuls koji je nastao u kontraktilnom miocitu nastavlja da se širi kroz mišićno tkivo koje ima manju brzinu provođenja u odnosu na provodne puteve (Hisov snop i Purkinjeova vlakna). Zbog toga je QRS kompleks VES-a širi u odnosu na normalan srčani ciklus, tj. traje duže od 120 ms (Slika 1-9a). Iz istog razloga je pravac prostiranja vektora VES-a drugačiji u odnosu na sinusni ciklus [9].



Slika 1-8. Potencijalna mesta nastanka ventrikularnih ekstrasistola i njihovo prostiranje kroz komorski miokardium.

VES obično ne zahvata pretkomoru, tako da se pejsmejker ćelije SA čvora ne depolarizuju prevremeno i njihova ekscitacija se odvija neometano. To znači da će ritam P talasa ostati nepromenjen. Posledica toga je pojava kraćeg RR intervala (RR1 na Slici 1-9a) praćenog dužim RR intervalom (RR2 na Slici 1-9a), koji u zbiru daju dvostruki prosečan RR interval. Ovaj efekat je poznat kao puna kompenzatorna pauza.

Osobine koje karakterišu VES (širi QRS kompleks, puna kompenzatorna pauza) nekada mogu izostati ili ne moraju biti jasni na svakom odvodu, zbog čega je bitno uzeti u analizu više od jednog odvoda (Slika 1-9b). Takođe, postoje VES-ovi koji su „umetnuti“ između dva srčana ciklusa tako da je zbir prethodnog i narednog RR intervala jednak prosečnom RR intervalu (Slika 1-9c). Očigledno, kod ovog tipa VES-a kompenzatorna pauza ne postoji.



Slika 1-9. Ventrikularne ekstrasistole: a) primer VES-a kod kojeg postoji kompenzatorna pauza, promena pravca vektora i jasna promena morfologije; b) primer VES-a kod kojeg ne postoji jasna promena morfologije i pravca na svim odvodima; c) primer umetnutog VES ciklusa.

Iako se ventrikularne ekstrasistole prisutne kod zdravih ljudi, kod ~1,3% ljudi mogu biti veoma učestale i do 20% svih srčanih ciklusa [34]. Pojava VES-ova na zdravom srcu se uglavnom smatra bezopasnom. Međutim, ukoliko se detektuju najmanje 3 uzastopna VES-a ili kada se VES javi preko T talasa u vunerabilnom delu srčanog ciklusa, može doći do proaritmije i pojave ventrikularne tahikardije ili ventrikularne fibrilacije [34].

U većini slučajeva, VES-ovi se javljaju spontano i tačan uzrok njihovog pojavljivanja nije poznat. S druge strane, postoje 3 poznata mehanizma koji su odgovorni za pojavu VES-a [35]:

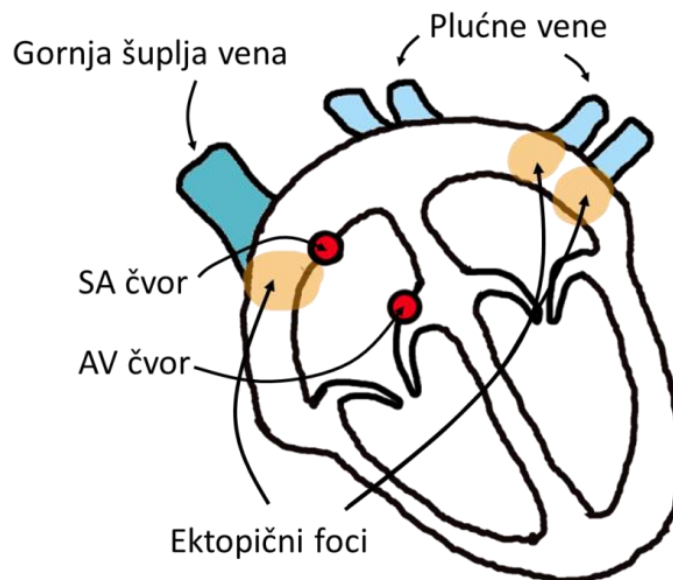
- Povećani automatizam komorskih miocita koji se zbog povećane nadražljivosti spontano depolarizuju i generišu akcioni potencijal. Ovaj mehanizam je povezan sa unutarćelijskim viškom kalcijuma;
- Komorski kružni (eng. *Reentry*) nadražaj koji je obično izazvan oštećenjem na komori nastalim usled infarktnog ožiljka. Oštećeno tkivo je manje provodno, zbog čega ga električni signal obilazi kreirajući električnu petlju;
- Dodatni srčani ciklusi (eng. *triggered beats*) nastali ranom ili zakasnelom post-depolarizacijom koja može da se javi kada je trajanje akcionog potencijala značajno produženo, u slučajevima kao što su sindrom produženog QT intervala, hipoglikemija, ili usled lekova koji blokiraju natrijumske ili kalijumske kanale.

1.5.6. Atrijalna fibrilacija- AF

Atrijalna fibrilacija (pretkomorsko treperenje) je supraventrikularna tahiaritmija sa nekoordinisanom pretkomorskom aktivnošću i posledičnim gubitkom efikasne pretkomorske mehaničke funkcije [36]. Najčešća je aritmija u kliničkoj praksi koja dovodi do trećine hospitalizacija zbog srčanih aritmija.

Prevalenca AF-a je oko 1-2% kod odraslih osoba, na svetskom nivou u 2017. godini je iznosila 4977 slučajeva na milion stanovnika, što je porast od 17% u odnosu na 2007. godinu (4255 slučajeva na milion stanovnika), odnosno 33% u odnosu na 1997. godinu (3751 slučaj na milion stanovnika) [37]. AF je uglavnom zastupljena kod osoba starijih od 70 godina, kao i osoba koje boluju od visokog

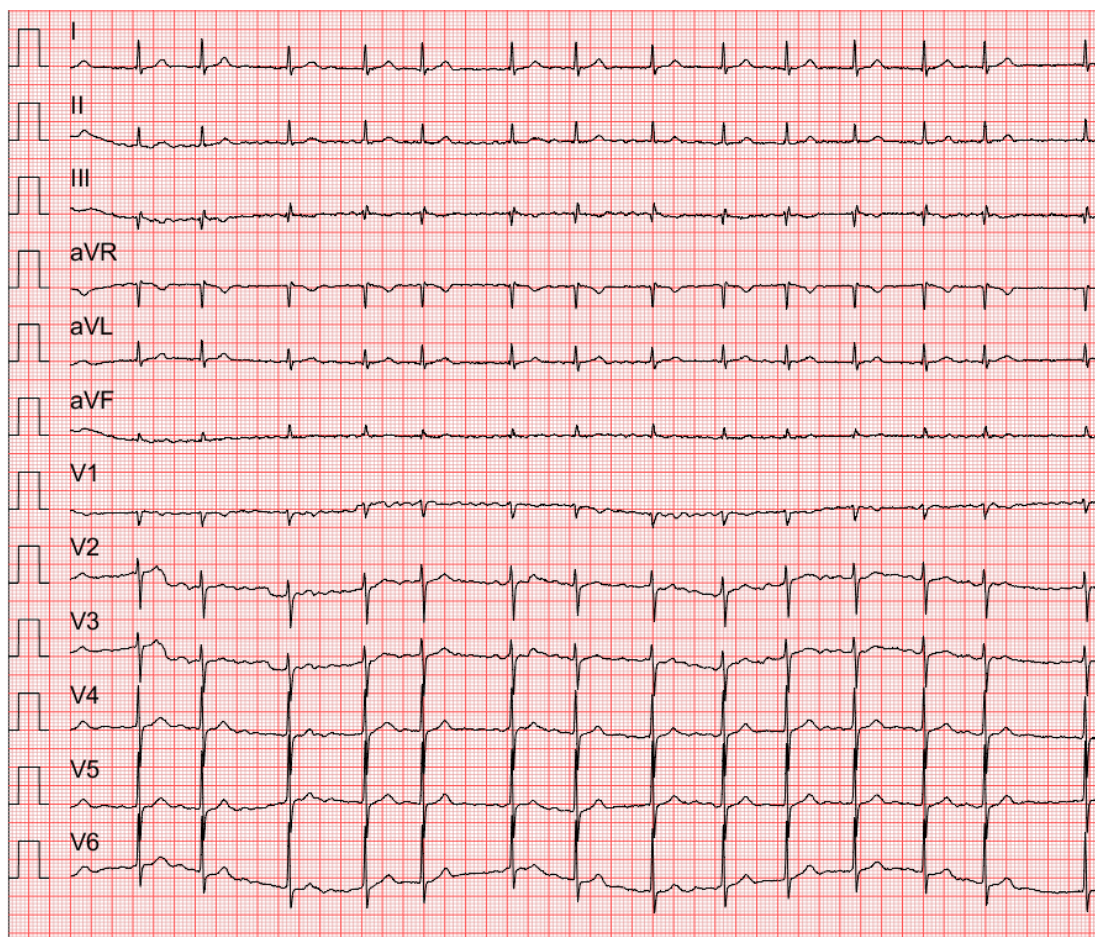
krvnog pritiska, dijabetes melitusa, gojaznosti, hroničnih bolesti pluća, koronarne bolesti, kardiomiopatije. Osim toga, AF može biti pokrenuta i u specifičnim situacijama, npr. prekomernim konzumiranjem alkohola i stresom. AF je povezana sa ozbiljnim komplikacijama, kao što su moždani udar, srčana insuficijencija, kognitivno oštećenje i iznenadni srčani zastoj, što rezultira povećanim morbiditetom i mortalitetom [38].



Slika 1-10. Mesta gde se najčešće pojavljuju ektopični fokusi odgovorni za pojavu AF-a.

Osim toga, AF smanjuje funkcionalni kapacitet i narušava kvalitet života. Kod AF-a impuls se ne generiše u SA čvoru, već nastaje u drugim delovima pretkomore, koji se zovu ektropični fokusi, ili iz kružnih nadražaja. Ektopični fokusi predstavljaju grupu pejsmejker ćelija koje su odvojene od SA čvora. Najčešće se nalaze u levoj pretkomori na početku plućne vene, ali se mogu javiti i na drugim mestima kao što je početak gornje šuplje vene, koronarni sinus ili kista terminalis (Slika 1-10). Ovi izvori generišu impulse ubrzano, čime aktiviraju kontraktilne miocite pretkomore i time onemogućuju da SA čvor vrši svoju funkciju. Zbog toga AV čvor neregularno propušta impulse rezultirajući nesinhronizovanim i ubrzanim ritmom. Deo mišića sa manjom provodnošću ima kraći refraktorni period, zbog čega se aktivira brže, dok okolni deo sa normalnom provodnošću ima duži refraktorni period i potrebno mu je više vremena do aktivacije. Tokom AF, pretkomore se ne kontrahuju sinhronizovano, već “trepere”, odnosno ritam pretkomora je veoma ubrzan i neregularan zbog čega pretkomorska aktivacija rezultira nepravilno nepravilnom ventrikularnom provodljivošću [39] (ne postoji ponovljivost između srčanih ciklusa). Kao posledica gubitka kontraktilnosti zida pretkomore tokom AF-a javljaju se prizidni trombi, koji mogu dovesti do embolizacije sa pojavom ishemijskog moždanog udara ili infarkta miokarda, slezine, bubrega, ishemije donjih ekstremiteta.

Atrijalna frekvencija u AF-u je obično 300-600 bpm, dok su ventrikularne frekvencije često veće od 100 bpm. Kao rezultat, na EKG-u AF je karakterisan odsustvom vidljive organizovane atrijalne aktivnosti ili prisustvom fibrilatornih talasa male amplitude pre svakog QRS kompleksa i potpuno nepravilnim i neponovljivim RR intervalima (Slika 1-11) [39]. U slučajevima kada postoji kratak RR interval koji prethodi dužem/dužim RR intervalima, može doći do pojave Ašmanovog fenomena-pojave jednog srčanog ciklusa sa širokim QRS kompleksom usled funkcionalnog bloka grane Hisovog snopa, koji se lako može pogrešno interpretirati kao VES [40].



Slika 1-11. Primer EKG zapisa sa dijagnozom atrijalne fibrilacije.

1.5.7. Atrijalni flater- AFL

Pretkomorsko lepršanje ili atrijalni flater i AF su srodne aritmije i istovremeno se sreću kod oko 30% bolesnika. Prevalenca AFL je veća kod starije populacije. Uz AF, AFL je najčešća tahiaritmija. Procenjeno je da se u svetu svake godine pojavi oko 200.000 bolesnika sa novootkrivenim AFL [41].

AFL je vrsta srčane aritmije koja se karakteriše vrlo brzim i redovnim kontrakcijama pretkomora. Ove kontrakcije su neefikasne, pri čemu kontrakciju komore ne aktivira svaki atrijalni impuls. Brzi ritam pretkomora bez efikasnog pumpanja krvi iz pretkomora u komore može dovesti do smanjenja protoka krvi kroz organizam, te može izazvati simptome kao što su umor, osećaj lupanja srca, vrtoglavica, ili čak srčanu insuficijenciju [39]. Glavni mehanizam koji stoji iza AFL-a je poznat kao kruženje (reentri) električnih impulsa u pretkomori. U normalnim uslovima, impuls nastao u SA čvoru prolazi jednom kroz pretkomore kako bi izazvao kontrakciju.

Zbog postojanja strukturnih ili funkcionalnih promena u pretkomorama, kao što su ožiljci ili upalne promene koje dovode do narušavanja provodnosti jednog dela pretkomorskog miokarda, stvara se kružni put kojim električni signal može neprekidno da cirkuliše. Ovaj kružni put omogućava električnom signalu da se stalno "vraća" i ponovo aktivira pretkomore frekvencijom od 250 do 400 puta u minutu, što je znatno brže od normalnog ritma. S obzirom da je vreme repolarizacije ćelija AV čvora znatno duže od vremena repolarizacije pretkomorskih miokarda, samo neki atrijalni impulsi vrše aktiviranje komora i generisanje QRS kompleksa. Ovi atrijalni impulsi se na EKG zapisu manifestuju pojavom flaterskih ili F-talasa.



a)



b)



c)

Slika 1-12. Prikaz EKG signala sa dijagnozom AFL-a. Odnos učestanosti pretkomorske i komorske aktivacije su a) 3:1, b) 5:2 i c) nepravilno nepravilan.

Frekvencija F-talasa je obično veća od 250 bpm, dok je AV čvor znatno sporiji. To znači da neće svaki F-talas aktivirati komore, već to zavisi od frekvencija F-talasa i AV čvora. Njihov odnos može varirati, uzrokujući fluktuaciju ventrikularnog ritma od precizno regularnog (kada svaki npr. drugi (odnos 2:1) ili treći F-talas (odnos 3:1) aktivira komore (Slika 1-12a), preko pravilno nepravilnog (pri odnosu npr. 5:2, Slika 1-12b) do nepravilno nepravilnog (kada je odnos promenljiv, Slika 1-12c). Tipičan AFL može se prepoznati na EKG-u preko regularnih i uniformnih F talasa. Međutim, izgled atipičnog AFL-a na EKG zapisu može varirati [42].

1.5.8. Pregled metoda obrade signala i detekcije aritmija

QRS kompleks je najdominantniji i najupečatljiviji talasni oblik na EKG signalu. Zbog toga je, pre same detekcije aritmija, neophodno odrediti QRS komplekse kako u obradi tako i u klasifikaciji EKG signala. QRS kompleksi se koriste u određivanju kvaliteta signala [43] [44], obradi signala [32] [45], i postavljanju dijagnoze. Značaj pouzdane detekcije QRS kompleksa je posebno bitan kod detekcije AF-a gde je većina metoda bazirana na ovoj karakteristici signala.

Iako je detekcija QRS kompleksa na EKG snimcima dobijenim u kliničkim uslovima pouzdana, kod vanambulatornih uređaja to ne mora biti slučaj. Glavni izazovi se odnose na slabo kontrolisane postavke merenja koja se oslanjaju isključivo na bolesnika i bez prisustva lekara, zbog čega kvalitet snimka može biti narušen MA šumom, EMG smetnjom i drugim vidovima šuma, što dovodi do velikih varijacija u preciznosti mEKG uređaja [46] tj. velikog broja lažno pozitivnih (FP) srčanih

ciklusa [21]. Standardna EKG i Holter merenja sa više kanala ovaj problem rešavaju oduzimanjem potencijala dve bliske prekordijalne elektrode pod pretpostavkom da na njih deluju veoma slične smetnje koje se oduzimanjem skoro potiru. Ovaj problem se može javiti i u prisustvu T talasa velike amplitude, čiji maksimumi mogu biti greškom proglašeni R tačkama [47]. Kod EKG uređaja sa jednim kanalom, referentni signal pomeraja i/ili EMG komponente može se obezbediti uključivanjem senzora pokreta, na primer akcelerometra [16]. S druge strane, kod EKG uređaja sa jednim kanalom ne postoji mogućnost konstrukcije diferencijalnog signala, te se merenja koriguju filtriranjem. Dok se na taj način može uspešno ukloniti jedan deo smetnji i omogućiti interpretacija srčanog ritma kod bolesnika sa AF [16], filteri izobličuju signal i štetno utiču na druge karakteristike QRS-a čime se smanjuje pouzdanost detekcije drugih aritmija.

U cilju postavljanja AF dijagnoze, ali i drugih atrijskih i ventrikularnih kardiovaskularnih anomalija koristeći EKG signale, u literaturi se mogu naći različite metode za detekciju QRS-a. One uglavnom podrazumevaju EKG snimke sa jednim ili dva kanala i zasnovani su na: energiji [48] [49] [50] ili Šenonovoj energiji QRS kompleksa [51] [52], transformaciji talasićima [53] [54], korišćenju filtera sa podesivim pragovima [55] [56] [57]. Pored toga, koriste se i dvostepeni medijan filteri i analiza nezavisnih komponenti predstavljeni u [58] koji su korišćeni u fazi predobrade signala da bi se eliminisala BLW smetnja i izobličenje talasa izazvano MA smetnjom. U poslednjih desetak godina na značaju dobijaju pristupi zasnovani na mašinskom učenju [59] [60] i dubokom učenju [61] [62]. Ovakvi pristupi su se pokazali kao jako dobri. Međutim, mana pristupa dubokog učenja je potreba za velikim i raznovrsnim bazama tokom obuke, kao i zavisnost sistema od podataka korišćenih tokom obuke.

Detekcija VES-ova se uglavnom oslanja na njihovu karakterističnu morfologiju [63] [64], kompenzatornu pauzu [65] [66] i/ili proširen QRS kompleks [67] koji se manifestuju na EKG snimcima. Automatsko otkrivanje ovih karakteristika, kao i onih koje su rezultat statističkih alata [68], mašinskog učenja [69] i dubokog učenja [70], daju razumno visoku osetljivost detektora sa više kanala. Dobre performanse detekcije VES-ova postignute su detektorima koji analiziraju jedan odvod-detektor na bazi dubokog učenja predstavljen u [71] imao osetljivost od 87,51% i 87,92% na MIT-BIH [72] i INCHART [73] bazama, respektivno, detektor sa 2 kanala 92,2% na MIT-BIH-AR bazi [72] i 3-kanalni detektor 94% na mobilnoj EKG bazi podataka [64]. Ove studije su pokrenule niz tehničkih pitanja u vezi sa efektima šuma, netačnim otkrivanjem otkucaja koji mogu da izazovu ventrikularnu tahikardiju i znatnim računarskim opterećenjem morfoloških i analiza dubokog učenja [65]. Međutim, glavna prednost detekcije VES-ova sa više kanala ostaje usklađenost merenja sa fiziologijom VES-ova. Naime, poznato je da morfologija VES-a na određenom kanalu zavisi od lokacije njegovog nastanka na srcu. Stoga, snimak sa manjim brojem EKG odvoda, koji ne beleži sve komponente električnog vektora srca, smanjuje osetljivost detekcije VES-ova. Na primer, VES-ovi čija je morfološka promena najizraženija na prekordijalnim elektrodama se mogu lako izostaviti u detekciji kada se koriste uređaji sa jednim odvodom, koji najčešće odgovara odvodu D1 standardnog EKG-a. Napominjemo da sličan problem redukcije postoji kod otkrivanja infarkta miokarda, hipertrofije leve komore i atrijskog flatera [74].

Kada su u pitanju atrijske tahiaritmije, daleko najveći prostor u literaturi zauzimaju metode za detekciju AF-a. Tome ide u prilog i pretraga na www.pubmed.com (internet stranica za pretragu i pronalaženje biomedicinske literature) - kada se izvrši pretraživanje koristeći termin *atrial fibrillation detection* dobije se 9296 rezultata, od čega 3496 od 2020. do sada, a 235 kada su ove reči isključivo

u naslovu (154 od 2020. godine). S druge strane, ako se pretraga izvrši koristeći termine *flutter detection*, dobija se 949 rezultata, od čega 232 od 2020. godine, ali svega 7 sa ovim rečima u naslovu (niti jedan od 2020. godine). Iako ove brojke ne predstavljaju kompletnu sliku literature, jasno je da je pažnja pre svega usmerena ka detekciji AF-a. Ovo se može objasniti time što je AF najčešća lečena aritmija [75]. Međutim, između ovih aritmija postoji izvesna sprega - ove dve dijagnoze se mogu javiti kod iste osobe, podstičući jedna drugu: nakon ablativne procedure koja se koristi za lečenje AFL-a, kod 70% bolesnika se može manifestovati AF, iako je pre ablacije nije bilo. Takođe, neki antiaritmijski lekovi su povezani sa značajnom incidencom prelaska AF-a u AFL [76]. Sve šira primena ablativnih procedura u levoj pretkomori u cilju lečenja AF povećala je incidencu atipičnih (post-ablacionih) AFL koji se javljaju nakon ablacije kod čak 20% bolesnika [77].

Metode prisutne u literaturi možemo grubo podeliti na 3 grupe:

- Metode na bazi analize atributa sa definisanim pragovima: ove metode koriste određene attribute EKG signala, najčešće RR interval i/ili ređe P talas. Na osnovu ovih pragova se definiše matematički model koji vrši razdvajanje različitih stanja. Atributi koji se izdvajaju obično određuju neku fizičku veličinu signala koja može biti u vremenskom [78] [79] [80] [81], frekventnom [79] ili vremensko-frekventnom domenu [82] [83] [84] [85] ili mogu biti dobijeni dekompozicijom signala [86] [87]. Ovako dobijeni atributi su jednostavni za razumevanje. Takođe, za optimizaciju ovako definisanih atributa nije potrebna velika baza podataka. Da bi ovakva metoda bila kvalitetna, neophodna je uska saradnja inženjerskog i lekarskog tima.
- Metode zasnovane na mašinskom učenju: ove metode uglavnom koriste attribute kao i metode iz prethodne grupe, ali mogu vršiti i manipulaciju atributa pre same obuke [88] [89] [90] [91] [92]. Klasifikacija se vrši koristeći algoritme za klasifikaciju koji optimizaciju parametara vrše automatski na osnovu treniranja, kao što su k-najbližih-suseda (eng. *K-Nearest-Neighbours kNN*), stablo odlučivanja, itd.
- Metode zasnovane na dubokom učenju: ove metode uglavnom koriste signal kao ulazni parametar, dok se na izlazu dobija odluka. Zbog toga su ovakve metode najkomplikovanije za učenje, tj. neophodna im je velika količina podataka [93] [94] [95]. Iako se korišćenje dubokog učenja pokazalo jako dobro za rešavanje niza problema (botovi za razgovor (ChatGPT, Siri), prepoznavanje i generisanje slike (Dalee-2), itd.), postojanje velike kvalitetne baze za obuku može biti problem kada je za problem koji se rešava neophodno stručno znanje i iskustvo, što je slučaj u biomedicini.

Naravno, postoje i razne kombinacije opisanih pristupa [96] [97].

2. SimEMG metoda akvizicije i baza podataka

2.1. Uvod

Kao što je napomenuto u prethodnom poglavlju, EMG smetnja predstavlja značajan problem pri analizi signala dobijenih pomoću mEKG uređaja. Iako postoje brojne metode za eliminaciju ovih smetnji, njihovo poređenje nije jednostavno jer svaka metoda u literaturi koristi drugačiju bazu podataka. U cilju određivanja kvaliteta metoda, u literaturi se koristi kombinacija signala bez šuma i EMG šuma, pri čemu je EMG šum dobijen ili korišćenjem signala iz MIT-NST baze [31] ili koristeći WGN ili CGN. Oba izbora imaju svoja ograničenja- u MIT-NST bazi označeni su delovi signala koji imaju pretežno taj tip šuma, što znači da sadrže i druge tipove poput BLW-a i MA. S druge strane, WGN i CGN predstavljaju simulaciju EMG šuma. U cilju definisanja jedinstvene baze sa realnim signalima, kao i u cilju analize EMG šuma, u ovom poglavlju je definisana nova metoda nazvana SimEMG.

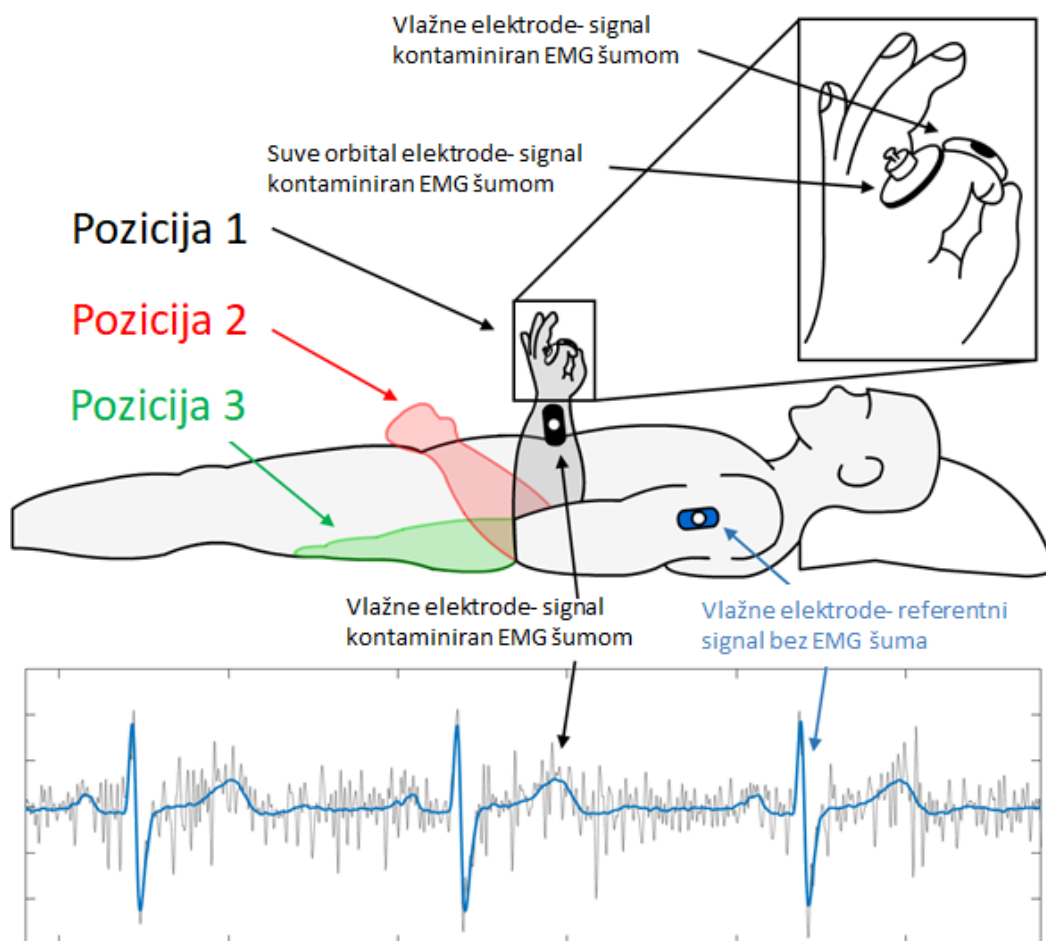
SimEMG metoda se zasniva na pretpostavci da je potencijal u svakoj tački na ruci konstantan kada su mišići opušteni [11]. Kada se šake ili prsti stisnu, EMG šum se generiše lokalno u šakama. Tada razlika potencijala između elektroda postavljenih na i u okolini šaka uključuje EMG šum, dok razlika potencijala između elektroda postavljenih na ramenima daje referentni signal kod koga je EMG šum značajno umanjen zbog udaljenosti od izvora šuma. Hipoteza je inspirisana EKG merenjima u Mason-Likar konfiguraciji elektroda [11], u kojoj su elektorde sa ruku izmeštene u blizinu ramena kako bi se izbegao EMG šum.

2.2. Merna metoda

Merenje se vrši standardnim EKG uređajem koji koristi 10 elektroda kao što je opisano u poglavlju 1.3.3.

Kako se prekordialne elektrode (V1-V6) referišu na Vilsonov centralni terminal, bilo koji par prekordialnih elektroda može koristiti za merenje razlike potencijala između dve tačke na telu gde se elektrode postave. Na primer, ukoliko se par prekordialnih elektroda postavi na levu i desnu ruku, razlika njihovih potencijala daće napon ekvivalentan kanalu I. Ova činjenica je iskorišćena kako bi se definisala SimEMG konfiguracija na sledeći način:

- Elektrode za snimanje osnovnih kanala se postavljaju na standardni način, stavljajući samolepljive Ag/AgCl elektrode na zglobove ruku i nogu,
- Par prekordijalnih elektroda (V1 i V2) postavlja se na ramenima na mestu spajanja deltoidnog mišića (mišić ramena) za humerus (gornji deo ruke) kako bi se dobili referentni signali sa što manje šuma,
- Preostala dva para prekordijalnih elektroda postavljaju se na spoljnom srednjem delu (V3 i V4) i spoljnom donjem delu kažiprsta (V5 i V6) za snimanje signala kontaminiranih EMG šumom. Položaj elektroda na prstima prikazan je na Slici 2-1.



Slika 2-1. SimECG metoda akvizicije. Signal sa šumom (sivo) je dobijen u jednom od 3 različita položaja 1-3; Čist signal (plavo) je dobijen sa elektroda koje su postavljene na ramenima. Preuzeto iz [98].

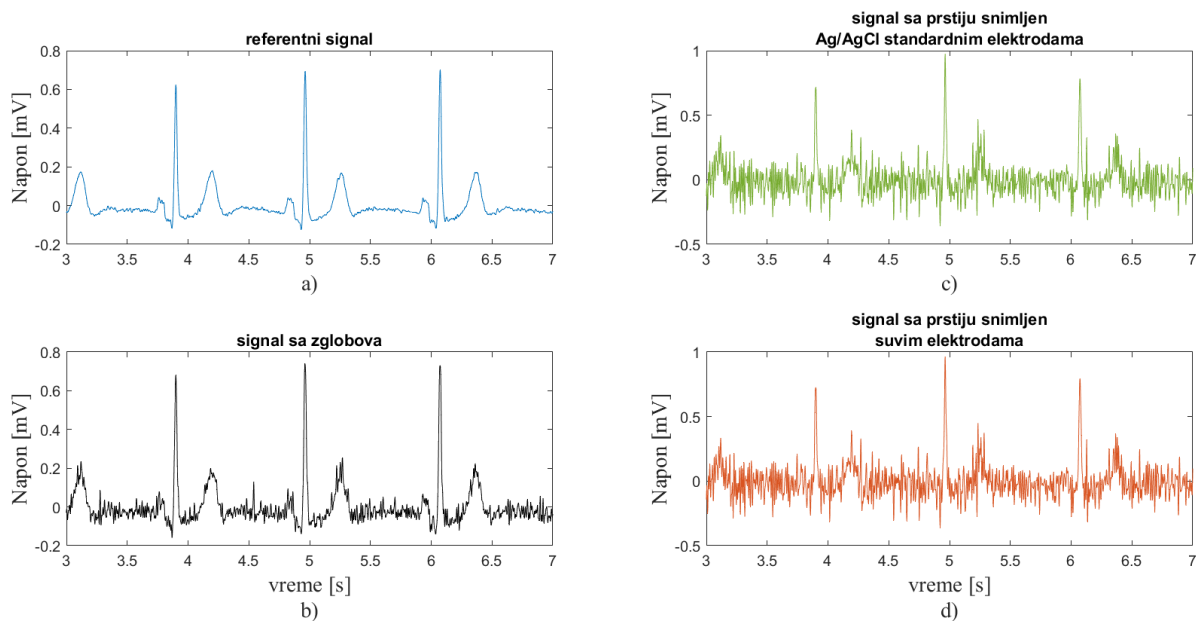
Ovde se termin "prekordijalni" odnosi na standardnu EKG postavku i ne opisuje postavljanje elektroda u SimEMG konfiguraciji.

Svako merenje koje koristi SimEMG konfiguraciju elektroda (SimEMG merenje) generiše 4 signala dobijena oduzimanjem potencijala unutar svakog para elektroda:

- referentni signal sa ramena,
- kanal D1 iz osnovnih odvoda,
- dva signala koji predstavljaju razliku potencijala između prstiju leve i desne ruke (V3-V4, V5-V6).

EMG šum se uvodi aktiviranjem mišića ruku pritiskom dva prsta jedne ruke jedan o drugi ili pritiskom na predmet koji pruža otpor.

Primer snimljenih signala prikazan je na Slici 2-2. Primećuje se da je D1 signal iz osnovnog odvoda (čije su elektrode na zglobovima) manje kontaminiran šumom u odnosu na signale čije elektrode se nalaze na prstima koji predstavljaju izvor EMG šuma.



Slika 2-2. Primeri signala dobijeni iz SimEMG merenja: a) referentni signal sa ramena, b) signal sa zglobova dobijen standardnim Ag/AgCl gel elektrodama, c) snimak sa prstiju dobijen koristeći Ag/AgCl elektrode, d) snimak sa prstiju dobijen koristeći suve elektrode. Preuzeto iz [99].

2.2.1. Protokol snimanja

EKG snimci dobijeni u ovoj studiji su snimljeni pomoću 12-kanalnog EKG uređaja zasnovanog na 24-bitnom A/D konverteru kompanije Texas Instruments. Snimci su trajanja 30 sekundi sa frekvencijom odabiranja 500 Hz. Rezolucija amplitude je 200 odbiraka/mV. Referentni odvodi i jedan kanal sa prstiju snimljeni su standardnim Ag/AgCl elektrodama sa gelom (Ag/AgCl gel) [99] koje se najčešće koriste u medicinskoj praksi. Uprkos odličnim performansama Ag/AgCl gel elektroda u snimanju EKG signala, one nisu pogodne za mobilne EKG uređaje. Pokazano je da u mobilnom EKG monitoringu suve bežične elektrode imaju bolje performanse [101]. Stoga je drugi kanal na prstima izmeren pomoću para orbital elektroda (Orbital Research Inc., Cleveland, OH, SAD) [102] koje su za prste pričvršćene medicinskom lepljivom trakom, čime je simulirano merenje mobilnim uređajem.

Studiju je odobrio Etički komitet Instituta za Kardiovaskularne bolesti Dedinje.

Nakon potpisivanja informisanog pristanka, u studiji je dobrovoljno učestvovalo 15 zdravih ispitanika, 6 muškaraca i 9 žena, prosečne starosti $44,5 \pm 14,6$ godina.

Merenja su izvedena na ispitanicima u ležećem položaju u tri različite pozicije ruku prikazane na Slici 2-2:

- ruke postavljene na krevet duž tela (pozicija 1),
- podlaktice naslonjene na kukove, približno pod uglom od 45 stepeni u odnosu na krevet (pozicija 2),
- podlaktice usmerene vertikalno, sa laktovima oslonjenim na krevet pored tela (pozicija 3).

Ispitanici su držali štipaljke u rukama pri čemu im je rečeno da ih pritisnu palcem i kažiprstom kako bi generisali EMG šum. Zamoljeni su da što više opuste gornje delove ruku kako bi EMG komponentu referentnog signala sveli na što manju meru. Za svaku od navedene 3 pozicije ispitanici su napravili po 3 snimka, što je ukupno dalo 9 snimaka po ispitaniku.

Na ovaj način je svakim EMG zapisom (snimkom) prikupljeno 4 signala- referetni i 3 signala sa prisustvom EMG smetnje.

2.2.2. Obrada signala

Kako bi se dobili signali koji sadrže samo EMG komponentu šuma, dobijeni signali su obrađeni na sledeći način:

- BLW smetnja je uklonjena koristeći Batervortov filter propusnik visokih frekvenci 5. reda sa frekvencijom odsecanja od 1 Hz,
- PLI smetnja uklonjena je primenom IIR uskozaustavnog filtra drugog reda sa centralnom frekvencijom od 50 Hz,
- Batervortov niskopropusni filter drugog reda sa frekvencijom odsecanja od 100 Hz korišćen je za uklanjanje komponenti visokih frekvencija (izvan spektra QRS kompleksa).

Procesiranje je izvedeno u MATLAB-u, MathWorks Inc.

Svi snimci su pregledani od strane kardiologa, koji su potvrdili pozicije elektroda EKG uređaja. Jedan snimak je odbijen zbog pogrešnog postavljanja elektroda na prstima. Iako su elektrode referentnog signala udaljene od izvora smetnje, određeni nivo šuma je vidljiv na ovom signalu. Kako bi se zadržali što čistiji referentni signali, uspostavljen je kriterijum odbacivanja zasnovan na procenjenom nivou šuma na referentnom signalu. Iz signala filtriranog visokopropusnim filtrom sa frekvencijom odsecanja od 25 Hz, prvo su isključeni delovi signala u intervalu od R-60ms do R+60ms (QRS kompleks), a zatim je izračunata srednja kvadratna greška (RMSE) na preostalom delu signala i iskorišćena kao metrika nivoa šuma. Svi referentni signali kod kojih je RMSE veći od 0,011 mV su odbijeni, pri čemu je prag RMSE postavljen empirijski. To je rezultiralo isključenjem 89 od 126 snimaka. Kako bi se uverili da je ispitanik u stanju da generiše snimke kod kojih je referentni signal bez EMG šuma, pre nego što su ispitanici generisali snimke pritiskanjem štipaljki, snimljeni su “probni” snimci. Ovi snimci su iskorišćeni kao kriterijum uključenja ispitanika u studiju po sledećem kriterijumu: ako referentni signal kod ovih snimaka ne zadovolji RMSE uslov, svi snimci tog ispitanika su isključeni iz studije. To je rezultiralo isključenjem jednog ispitanika. Takođe, jedan ispitanik nije mogao proizvesti uspešan referentni signal pri aktiviranju šaka obe ruke. Kako bi se ispitanik zadržao u studiji i smanjio šum referentnog signala, predloženo je angažovanje samo jedne ruke u generisanju EMG komponente.

2.3. Opis SimEMG baze

Snimci dobijeni SimEMG metodom su publikovani u onlajn repozitorijumu i javno dostupni [103]. SimEMG baza sadrži ukupno 147 signala, od čega 37 referentnih (bez šuma) snimaka i 110 jednokanalnih snimaka kontaminiranih EMG šumom. Snimci u bazi dobijeni su sa 14 subjekata (9 žena i 5 muškaraca, prosečne starosti 40 ± 13 godina). Snimci su trajanja 30 sekundi i sačuvani u ASCII formatu u datotekama nazvanim po sledećem šablonu:

RedniBrSubjekta_RedniBrojSnimka_PozicijaElektroda.txt,

Ovde je:

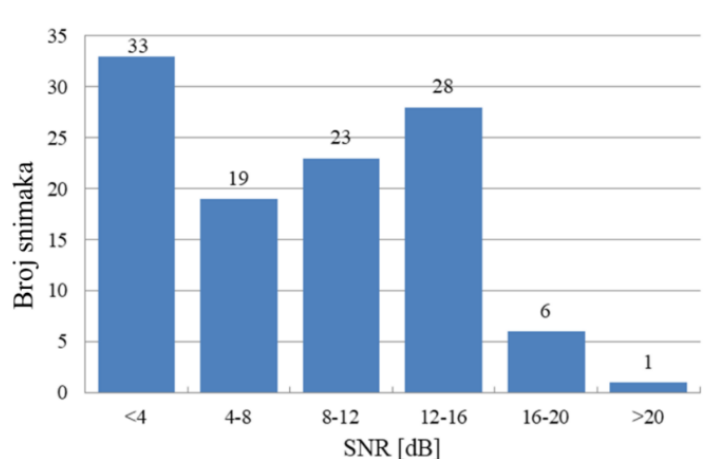
- *RedniBrojSubjekta*- redni broj subjekta i pretpostavlja vrednosti P1, P2, ... P14,
- *RedniBrojSnimka*- redni broj snimka za datog subjekta,
- *PozicijaElektroda*- pokazuje poziciju/tip elektroda: ‘lead I’ odgovara signalu koji je dobijen

Ag/AgCl gel elektrodama postavljenim na zglobovima, ‘Ag-AgCl’ odgovara signalu koji je dobijen Ag/AgCl gel elektrodama na prstima, i ‘ORB’ odgovara orbital elektrodama sa prstiju. Na primer, ‘P3_2_Ag-AgCl.txt’ je signal sa prstiju snimljen standardnim gel elektrodama u drugom merenju subjekta P3.

Svaki snimak sadrži 3 kolone: vreme (u odbircima (eng. *samples*)), referentni signal i signal kontaminiran EMG šumom.

2.3.1. Nivo EMG šuma

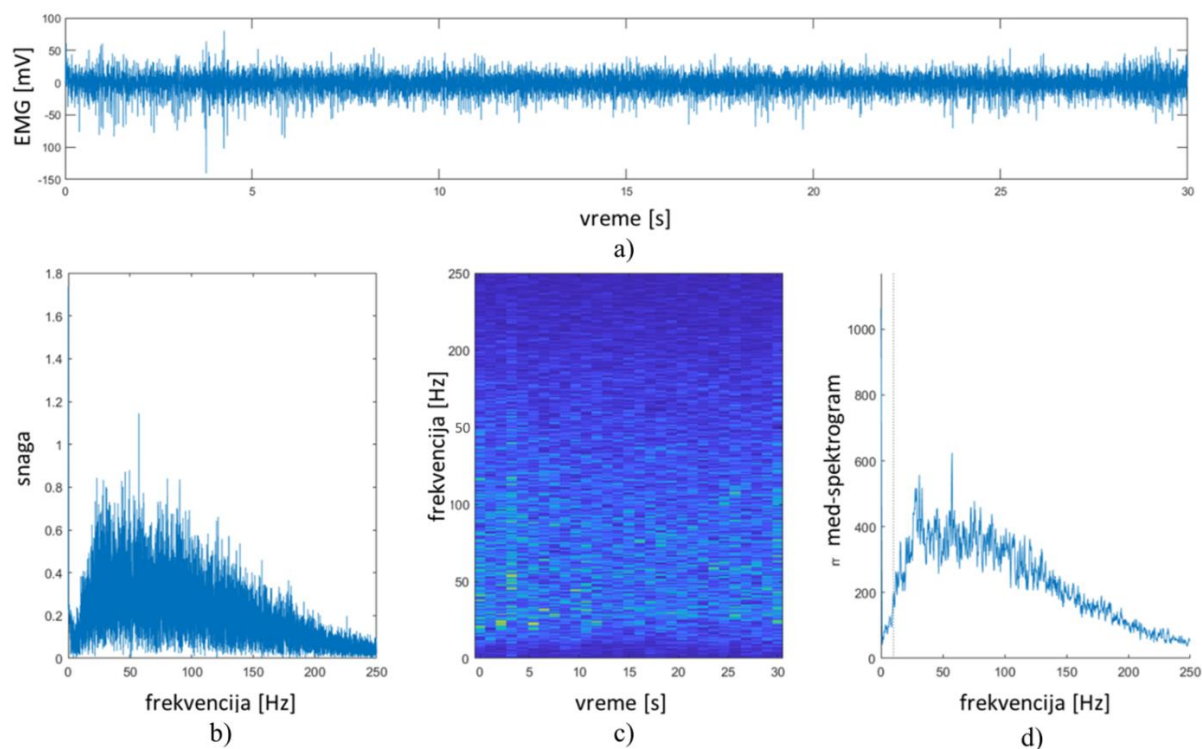
Kako bi se kvantifikovao nivo šuma kompletne SimEMG baze podataka, procenjen je odnos signal-šum, definisan kao odnos između snimljenog referentnog signala i EMG šuma. Ovde je šum definisan kao razlika signala kontaminiranog šumom i referentnog signala. Prosečan SNR signala je $8,53 \pm 5,5$ dB. Većina signala dobijenih sa prstiju imala je $\text{SNR} < 8$ dB, dok je samo 7 snimaka imalo $\text{SNR} > 16$ dB, što ukazuje na visok ukupni nivo šuma u bazi (Slika 2-3).



Slika 2-3. Broj snimaka za različite nivoe šuma. Preuzeto iz [99].

2.4. Frekventni sadržaj EMG šuma

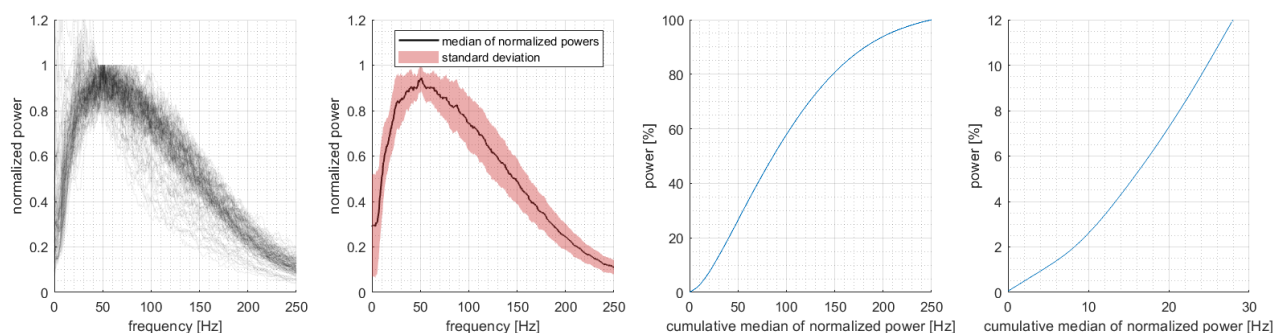
Dobijena baza podataka je iskorišćena za analizu frekventnog odziva EMG šuma (Slika 2-4). Ovde je EMG šum dobijen kao razlika EKG izvornih signala sa prstiju i odgovarajućeg referentnog signala (Slika 2-4a). Poznavanje spektra šuma je ključno za uklanjanje EMG šuma iz EKG signala, što je tema narednog poglavlja. Uobičajeni metod analize, prenošenje signala u Furijeov prostor (eng. *Fourier Transform- FT*), nije imun na lokalne distorzije signala (npr. lokalni artefakt). Na Slici 2-4b prikazan je frekventni spektar signala dobijen pomoću FT-a. Kako bi se izbegli lokalni efekti, analizirana je kratkoročna Furijeova transformacija (eng. *Short-Time Fourier Transform*) tj. spektrogram signala predstavljen na Slici 2-4c, a zatim je izračunata vrednost medijane za svaki frekventni prozor. Ova veličina je nazvana med-spektrogram. Slika 2-4d prikazuje dobijeni med-spektrogram i pokazuje da su izbegnuti lokalni neželjeni efekti prisutni kod FT analize.



Slika 2-4. Primer EMG šuma dobijen iz signala iz SimEMG baze; b) FT signala sa slike pod a); c) STFT signala dobijen od signala sa slike pod a); d) med-spektrogram dobijen iz spektrograma sa slike pod c). Modifikovano prema slici iz [104].

Med-spektrogram signala je dodatno filtriran koristeći metod pokretnog medijana kako bi se uklonio šum. Ovo filtriranje je primenjeno za svaki signal iz SimEMG baze (Slika 2-5a). Krajnja spektralna karakteristika EMG signala dobijenih iz SimEMG baze je dobijena tako što je izračunata medijan vrednost filtriranih med-spektrograma svih signala (Slika 2-5b). Ovde se jasno primećuje da se najveći deo EMG šuma nalazi između 30 i 80 Hz, sa maksimumom u okolini 50 Hz.

Kako bi se odredio doprinos EMG šuma na određenoj frekvenciji (Tabela 2-1), izračunata je kumulativna suma spektralne karakteristike (Slika 2-5c i d). Ovde se jasno vidi da je na frekvencijama ispod 10 Hz svega 2.6% EMG komponente. Ova činjenica je iskorišćena za određivanje praga za eliminisanje EMG komponente iz EKG signala postupkom koji je predmet sledećeg poglavlja.



Slika 2-5. Med-spektrogram izdvojenih EMG komponenti iz SimEMG baze; b) medijan vrednost signala iz a) i njihova standardna devijacija; c) kumulativna vrednost med-spektrograma dobijenog u b); d) kumulativna vrednost med-spektrograma dobijenog u b) u opsegu od interesa (od 0 do 30 Hz). Crvenim isprekidanim linijama na slikama c) i d) je označena frekvencija od 10 Hz i odgovarajuća vrednost kumulativne normalizovane snage.

Tabela 2-1. Zastupljenost EMG komponente na određenim frekvencijama.

Frekvencija [Hz]	Snaga %
5	1.1%
10	2.6%
20	7.2%
30	13.1%
40	19.5%
50	26.1%
60	32.8%
70	39.3%
80	45.5%
90	51.5%
100	57.1%
110	62.5%
120	67.3%
130	72.2%
140	76.0%
150	80.0%
160	83.0%
170	85.9%
180	88.6%
190	90.8%
200	92.8%

2.5. Zaključak

SimEMG baza je prva baza koja sadrži sistematično i istovremeno snimljene EKG signale sa i bez EMG šuma. Ona je značajna jer omogućava direktnu evaluaciju i poređenje metoda za uklanjanje EMG šuma iz EKG signala. Ovo je posebno važno za mobilne EKG uređaje u kojima nevoljni pokreti mišića u rukama generišu značajan EMG šum. Svi algoritmi razvijeni u tu svrhu mogu biti ispitani i poređeni koristeći SimEMG bez pripreme referentnih i zašumljenih signala.

Izvršena je analiza EMG šuma i procenjena njegova zastupljenost na određenim frekvencijama. Ova informacija je jako značajna za uklanjanje EMG šuma iz EKG signala.

3. Metoda za uklanjanje EMG šuma iz EKG signala

3.1. Uvod

Kao što je naglašeno u prethodnim poglavljima, smetnja prisutna na signalu može štetno da utiče na kliničku interpretaciju EKG zapisa. Poseban problem predstavlja EMG šum zbog spektralnog preklapanja sa QRS kompleksom. Postojeći algoritmi za uklanjanje EMG šuma često menjaju morfologiju signala, prikrivajući na taj način dijagnostički relevantne informacije. U ovom poglavlju je predstavljena nova metoda pod nazivom iterativna regenerativna metoda (IRM) za efikasno uklanjanje EMG šuma.

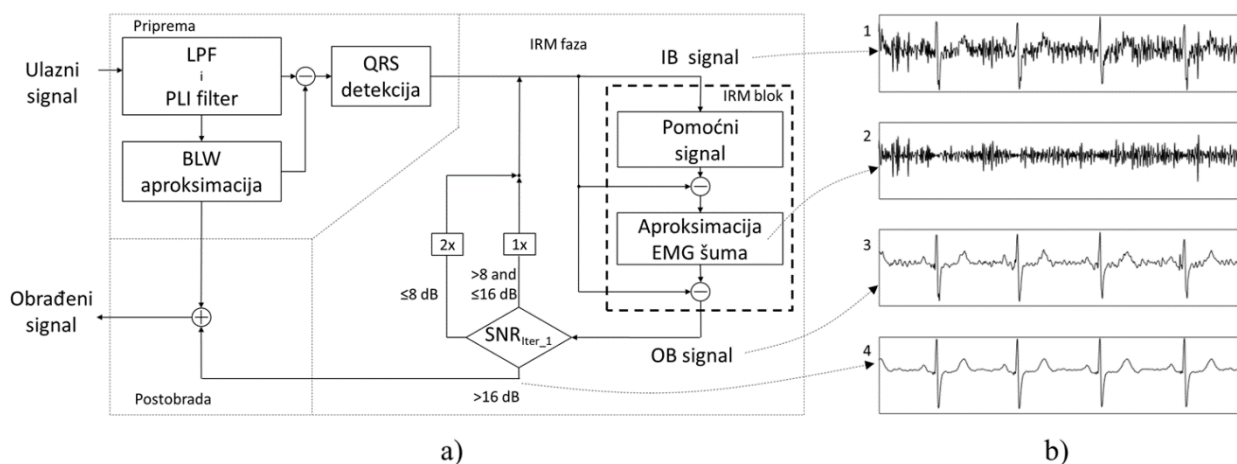
Osnovna hipoteza na kojoj je metoda zasnovana je da se uklanjanjem dominantnih EKG komponenti (pre svega QRS segmenta i T talasa) iz EKG signala omogućava izdvajanje EMG šuma jednostavnim frekventnim razdvajanjem preostalog sadržaja EKG-a i EMG šuma.

3.2. Metoda i metrike

3.2.1. IRM metoda

IRM metoda se sastoji iz 3 faze (Slika 3-1):

- Priprema signala– uklanjaju se komponente koje se ne odnose na EMG šum i koje ne nose značajnu dijagnostičku informaciju i detektuju se QRS kompleksi, tj. srčani ciklusi. Niskofrekventna komponenta signala se čuva.
- IRM faza, u kojoj se EMG šum izdvaja i uklanja iz signala,
- Postobrada, u kojoj se niskofrekventne komponente signala uklonjene u koraku pripreme signala vraćaju u očišćeni (filtrirani) signal.



Slika 3-1. Blok dijagram IRM metode. IB označava signal na ulazu IRM bloka, OB označava signal na izlazu iz IRM bloka. SNR_{iter_1} se odnosi na SNR vrednost nakon prve iteracije; b) signali u različitim koracima IRM faze: 1) IB signal u prvoj iteraciji, 2) aproksimacija EMG šuma, 3) OB signal nakon prve iteracije, 4) signal na kraju IRM faze (OB signal nakon 3 iteracije). Prikazani signal ima $SNR_{iter_1}=4.5$ dB. Preuzeto iz [45].

a) Priprema signala

U fazi pripreme, primenjuju se sledeći filtri:

- Niskopropusni Batervortov filter drugog reda (eng. *Lowpass filter- LPF*) sa frekvencijom odsecanja od 100 Hz za uklanjanje visokofrekventnih komponenti EMG šuma koje se ne

- preklapaju spektralno sa QRS kompleksima,
- IIR uskozaustavni filter drugog reda sa frekvencijom odsecanja od 50Hz za uklanjanje PLI smetnje,
- Visokopropusni Batervortov filter petog reda sa frekvencijom odsecanja od 2 Hz za uklanjanje BLW smetnje, čime se ujedno dobija veća sličnost između srčanih ciklusa unutar signala. Pošto ovaj filter menja morfologiju srčanih ciklusa, u završnoj fazi obrade ova komponenta će biti vraćena filtriranim signalu,
- Na kraju se primenjuje algoritam za detekciju QRS kompleksa, tj. srčanih ciklusa. U slučaju filtriranja jednog kanala primenjuje se Pan-Tompkins (PT) algoritam [48], dok se u obradi višekanalnih signala primenjuje metoda predstavljena u poglavlju 4. Početak i kraj i-tog srčanog ciklusa definišu se na sledeći način:

$$HB_{start}^i = R^i - 0.25 \cdot \text{median}(RR), \quad (3.1)$$

$$HB_{end}^i = HB_{start}^{i+1}. \quad (3.2)$$

gde je RR je vektor intervala između susednih QRS kompleksa.

Svi filteri su primenjeni u oba smera da bi se osiguralo filtriranje sa nultom fazom.

b) IRM faza

IRM faza se sastoji iz 2 koraka unutar IRM bloka:

- Korak 1: Stvaranje pomoćnog signala (PS) koristeći UA tehniku i njegovo oduzimanje od ulaznog signala. UA predstavlja srednju aritmetičku vrednost svih srčanih ciklusa uključenih u usrednjavanje,
- Korak 2: Izdvajanje EMG šuma (Slika 3-1b, korak 2) i njegovo uklanjanje iz ulaznog signala (Slika 3-1b, korak 3),

Nakon što signal prvi put prođe kroz IRM fazu donosi se odluka o konačnom broju iteracija.

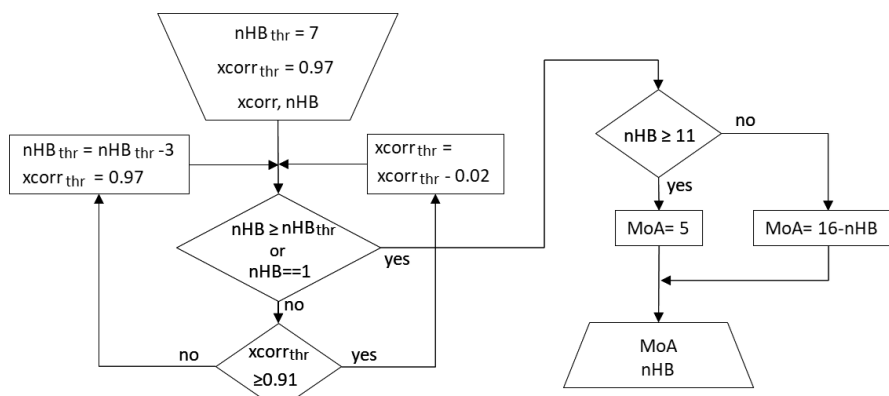
Signal na ulazu u IRM blok je označen kao IB, a signal na izlazu iz IRM bloka kao OB.

U koraku 1, IB signal se obrađuje za svaki srčani ciklus kako bi se dobio PS u kojem se svaki srčani ciklus menja njegovom obrađenom aproksimacijom srčanog ciklusa - pomoćnim srčanim ciklusom (PSC).

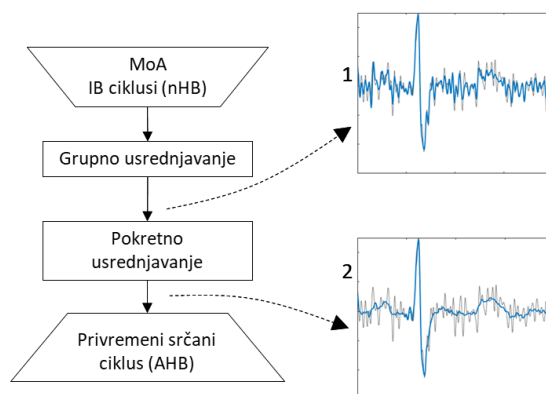
PSC se dobija usrednjavanjem svih srčanih ciklusa morfološki sličnih ciklusu koji se razmatra koristeći UA metodu. Dva otkucaja se smatraju sličnim ako je njihova kroskorelacija veća od praga $xcorr_{thr}$. Pošto kvalitet redukcije šuma zavisi od broja srčanih ciklusa uključenih u postupak usrednjavanja, nHB , i njihove morfološke sličnosti, $xcorr$, izračunavanje PSC-a se vrši iterativnim postupkom (Slika 3-2a). Vrednosti parametara nHB_{thr} i $xcorr_{thr}$ su inicijalno postavljeni na 7 i 0,97, respektivno. Ukoliko nema dovoljno sličnih srčanih ciklusa ($nHB < nHB_{thr}$), $xcorr_{thr}$ se smanjuje u koracima od 0,02 dok se ne ispuni uslov da je $nHB \geq nHB_{thr}$ ili $xcorr_{thr} = 0,91$. Ako i dalje nije moguće imati minimum nHB_{thr} srčanih ciklusa, nHB_{thr} se smanjuje za 3, dok se $xcorr_{thr}$ vraća na svoju početnu vrednost (0,97).

Ovaj proces se ponavlja dok se ne dostigne $nHB \geq nHB_{thr}$ ili $nHB = 1$ (Slika 3-2a). Broj sličnih srčanih ciklusa obrnuto je proporcionalan šumu signala. U proseku je detektovano manje od 7 sličnih srčanih ciklusa u signalima koji imaju $SNR < 3$ dB, i 7 ili više srčanih ciklusa u signalima sa $SNR > 3$ dB (tipična empirijska vrednost šuma pri kojoj je signal čitljiv golim okom [103]). Stoga, postavljanjem

početne vrednosti nHB_{thr} na 7, osigurava se da algoritam ne troši previše vremena na srčane cikluse koji se mogu klasifikovati kao morfološki slični ($xcorr_{thr} > 0,96$ [64]) i efikasno su filtrirani UA metodom u prvoj iteraciji, kao i da ne narušava prosek morfološki različitim srčanim ciklusima. Ovo je posebno važno u signalima sa mnogo šuma, čiji se SNR dramatično poboljšava nakon 1. iteracije. Na primer, u SimEMG bazi podataka, 25% srčanih ciklusa (prosečna vrednost SNR = 2,31 dB) identifikovani su kao ciklusi bez sebi sličnih u 1. iteraciji, ali u 2. iteraciji je u proseku broj sličnih porastao na 9 ciklusa. Važno je naglasiti da algoritam klasifikuje srčane cikluse isključivo prema njihovoj sličnosti, bez obzira na njihovu dijagnostičku informaciju. Tako metoda ispravno obrađuje i pojedinačne otkucaje sa značajnom morfološkom razlikom (npr. VES-ove).



a)



b)

Slika 3-2. Blok dijagram dobijanja PSC-a za jedan srčani ciklus. a) Algoritam kojim se određuje broj ciklusa nHB na koje se primenjuje UA postupak, kao i dužina prozora za MoA. b) Srčani ciklus je prvo usrednjen primenjujući UA na svih nHB ciklusa (b-1), a zatim je primenjeno pokretno usrednjavanje (b-2). Srčani ciklus za koji se računa PSC je iscrtan sivom bojom, dok su obrađeni iscrtani plavom. Preuzeto iz [45].

Slika 3-2b-1 prikazuje primer srčanog ciklusa nakon primene UA tehnike. Očigledno je da ovako obrađeni signal sadrži određeni nivo šuma. Stoga je PSC dodatno obrađen pomoću filtera pokretnog proseka (eng. *moving average*- MoA) primenjenog na dva segmenta: (i) od početka otkucaja do R-40ms; (ii) od R+40ms do kraja otkucaja (Slika 3-2b-2). Dužina prozora pokretnog usrednjavanja postavljena je zavisno od broja srčanih ciklusa uključenih u proces dobijanja PSC-a- kada je $nHB \geq 11$, dužina prozora je 5 tačaka, dok ona iznosi 15 tačaka kada je $nHB = 1$.

Kada se za svaki srčani ciklus signala izračuna PSC, dobija se PS. PS predstavlja aproksimaciju signala bez EMG šuma, ali i bez prirodne međuvarijacije srčanih ciklusa. Stoga se može reći da razlika PS i IB signala sadrži dve komponente, (i) EMG šum i (ii) varijaciju između srčanih ciklusa.

U koraku 2, EMG šum se dobija primenom visokopropusnog Batervortovog filtera sa frekvencijom odsecanja od 10 Hz na razliku PS i IB signala. Frekvencija odsecanja je odabrana analizom spektra EMG signala u Poglavlju 2, a za koji se ispostavilo da je zanemarljive snage ispod 10 Hz (Slika 2-5c i d). Na kraju IRM bloka, aproksimacija EMG šuma (Slika 3-1b, korak 2) se uklanja iz IB signala (Slika 3-1b, korak 3), stvarajući OB signal.

Broj prolazaka signala kroz IRM blok određuje se na osnovu procenjenog odnosa signal-šum nakon prvog prolaza kroz IRM blok, SNR_{iter_1} , izračunatog kao odnos OB signala i aproksimacije EMG šuma na sledeći način:

- Ako je $SNR_{iter_1} > 16$ dB, signal jednom prolazi kroz IRM blok,
- Ako je $8 \text{ dB} < SNR_{iter_1} \leq 16$ dB, signal dva puta prolazi kroz IRM blok,
- Ako je $SNR_{iter_1} \leq 8$ dB, signal tri puta prolazi kroz IRM blok.

Ovi pragovi su dobijeni empirijski.

SNR_{iter_1} se računa koristeći formulu:

$$SNR_{iter_1} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n)]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} [z(n) - s(n)]^2} \right), \quad (3.1)$$

gde je $s(n)$ OB signal, a $z(n)$ IB signal.

c) Postobrada

Na kraju IRM faze, dobijen je signal sa umanjnim EMG šumom ali sa morfološkim razlikama u odnosu na izvorni signal. Razlika proizlazi iz visokopropusnog filtera primenjenog u fazi pripreme signala. Stoga je u fazi postobrade niskofrekventni sadržaj vraćen kako bi se dobio EKG signal bez EMG šuma, a sa minimalnim morfološkim promenama.

Kompletna numerička analiza izvedena je u programu MATLAB 2014, MathWorks Inc.

3.2.2. Baze podataka

Za proveru predložene metode koristili smo se tri različite baze podataka.

- SimEMG je jedinstvena baza podataka sa istovremeno snimljenim EKG signalima sa i bez EMG šuma. Ona je detaljno opisana u prethodnom poglavlju.
- MIT-BIH-EMG je baza kod koje EKG signali bez šuma potiču iz MIT-BIH aritmijske baze [72], koja obuhvata 48 dvokanalnih snimaka trajanja 30 minuta. Prvi odvod ovih snimaka je isečen na segmente od 30 sekundi, a zatim je izvršena procena kvaliteta signala prema kriterijumu definisanom pri kreiranju SimEMG baze u prethodnom poglavlju. Kao rezultat, 57 snimaka dobijenih od 11 osoba koji su prošli kriterijum kvaliteta su uzeti kao referentni signali i uključeni u analizu. Ovaj podskup sadrži 9 snimaka (16%) sa AF dijagnozom, 3 sa ventrikularnom bigeminijom (5%), 4 sa ventrikularnom trigeminijom i 1 sa nodalnim (A-V spojnim) ritmom. Dodatno, podskup obuhvata srčane cikluse koji potiču iz SA čvora (76,3% ukupnog broja srčanih ciklusa), srčane cikluse sa blokom leve grane (10,1%), VES-ove (8,9%), srčane cikluse sa blokom desne grane (1,2%) i druge abnormalne srčane cikluse u manjem procentu. Zašumljeni signali dobijeni su dodavanjem EMG šuma iz MIT-NST baze [31] na

odabrane referentne signale. MIT-NST baza obuhvata 12 snimaka trajanja 30 minuta i 3 snimka sa šumom trajanja 30 minuta koji sadrže pretežno BLW, EMG i MA sa različitim nivoima šuma. S obzirom da je ovde cilj isključivo uklanjanje EMG šuma, korišćeni su samo snimci iz MIT-NST baze koji pretežno sadrže ovu vrstu šuma. Kako bi se uklonila BLW smetnja, snimci su dodatno obrađeni Batervortovim visokopropusnim filterom sa frekvencijom odsecanja od 3 Hz. Za svaki referentni signal, dodata su 3 različita nasumično odabrana segmenta šuma, čime je generisan 171 snimak sa šumom kod kojih je prosečan SNR_{IN} $11,90 \pm 3,25$ dB. Ukupan broj snimaka u MIT-BIH-EMG bazi bio je 228.

- Synth-EMG baza dobijena je dodavanjem EMG šuma koji potiče iz MIT-NST na EKG signale bez šuma dobijene pomoću generatora EKG signala opisanog u [104] (referentni signali). Ovaj EKG generator proizvodi EKG signale koristeći slobodne parametre koji definišu svaki od 3 segmenta (P, QRS i T), kao i RR intervale. U Synth-EMG bazi referentni signali su dobijeni tako što je za svaki signal vrednost za 5 parametara određeno nasumično. Ukupan broj signala u Synth-EMG je 200, od čega su 50 referentni signali i 150 signala kontaminiranih šumom sa prosečnim SNR_{IN} od $6,22 \pm 3,11$ dB.

3.2.3. Konvencionalne metode za uklanjanje EMG šuma

Kako bi se uporedile performanse IIR metode sa drugim tehnikama za eliminaciju EMG šuma u EKG signalima, u analizu su uključeni Adaptivni Vinerov Filter sa talasćima (eng. *Adaptive Wavelet Wiener Filter- AWWF*) [32], filtriranje analizom talasića (eng. *Wavelet Transform- WT*) [22] i niskopropusni filter konačnog impulsnog odziva (eng. *Finite Impulse Response- FIR*) [24].

1. AWWF: Detaljan opis metode AWWF dao je Provaznik sa saradnicima [32]. Ukratko, algoritam koristi stacionarnu transformaciju talasića u Vinerovom filtru, gde se za optimizaciju parametara transformacije talasićima koristi procena šuma za različite segmente signala, a pragovi optimizuju poboljšanjem SNR-a.
2. WT korišćena za upoređenje opisana je u [22], gde se čvrstim pragovanjem odstanjuju određeni frekventni sadržaji. Razni parametri metode (familija talasića, pragovi za aktiviranje filtera) su optimizovani koristeći metodu grube sile (eng. *brute force*) na SimEMG bazi. Optimizacijom je dobijen sim4 tip talasića, nivo dekompozicije 5 i čvrstom pragovanju (eng. *hard thresholding*) za upravljanje koeficijentima cD3 i cD4.
3. Frekvencijski FIR i IIR filtri eliminišu unapred zadati frekvencijski opseg iz signala. Predstavljaju najjednostavniji način filtriranja signala i najčešći su u literaturi. Ovde je primenjen niskopropusni Batervortov filter 5-tog reda sa frekvencijom odsecanja postavljenom na 40 Hz.

3.2.4. Određivanje performansi metode

U cilju određivanja kvaliteta metode za uklanjanje šuma, neophodno je ustanoviti metrike koje opisuju sličnost filtriranog signala i referentnog signala. Kvalitet uklanjanja šuma se procenjuje preko poboljšanja SNR-a i očuvanja morfologije signala preko kroskorelacije i Pirsonovih koeficijenata.

Poboljšanje SNR-a (SNR_{IMP}) definiše se kao:

$$SNR_{IMP} = SNR_{OUT} - SNR_{IN}, \quad (3.4)$$

gde se SNR filtriranog signala (SNR_{OUT}) računa kao odnos referentnog signala i šuma koristeći

formulu 3.1. Ovde je šum dobijen kao razlika filtriranog i referentnog signala. Što je vrednost SNR_{IMP} veća, to je filter kvalitetniji.

Za procenu očuvanja morfologije nakon primene IRM filtra, korišćen je korelacioni koeficijent referentnog signala (A) i filtriranog signala (B) kao:

$$\rho(A, B) = 100 * \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) * \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right), \quad (3.5)$$

gde su μ_A i σ_A srednja vrednost i standardna devijacija referentnog signala, respektivno, a μ_B i σ_B su srednja vrednost i standardna devijacija filtriranog signala, respektivno. Procena očuvanja morfologije u karakterističnim tačkama (P_{max} , R, J i T_{max}) izvršena je računanjem Pirsonovih koeficijenata primenjujući jednačinu 3.5. Ovde su μ_A i σ_A srednja vrednost i standardna devijacija amplitude referentnog signala u datoj tački, respektivno, a μ_B i σ_B su srednja vrednost i standardna devijacija amplitude filtriranog signala u istoj tački, respektivno. Karakteristične tačke su određene ručno, uz superviziju kardiologa.

3.3. Rezultati

U Tabeli 3-1 prikazan je kvalitet IRM metode na različitim bazama koristeći prosečne vrednosti SNR_{IMP} metrike za različite opsege ulaznog SNR-a (SNR_{IN}).

Tabela 3-1. Vrednosti SNR_{IMP} dobijene IRM metodom na SimEMG, MIT-BIH-EMG i Synth bazama.

	SNR_{IN} [dB]	Num	SNR_{IMP} [dB]	SNR_{IMP} 1 [dB]	SNR_{IMP} 2 [dB]	SNR_{IMP} 3 [dB]
SimEMG	<4	33	10.31	6.61	9.29	10.31
	4-8	19	10	7.83	9.84	10.06
	8-12	23	7	6.61	7	6.93
	12-16	28	5.17	5.24	5.17	4.95
	16-20	6	3.36	3.63	3.36	3.12
	>20	1	1.32	1.85	1.32	1.02
	total	110	7.8	6.27	7.46	7.72
MIT-BIH-EMG	<4	0	-	-	-	-
	4-8	15	7.56	4.82	7.37	8.3
	8-12	84	8.07	5.69	8.07	8.11
	12-16	55	7.41	6.7	7.41	6.86
	16-20	15	4.86	5.45	4.73	3.89
	>20	2	1.83	1.83	-0.73	-2.02
	total	171	7.46	5.87	7.4	7.23
Synt-EMGh	<4	31	7.38	4.65	6.32	7.38
	4-8	89	8.81	5.19	8.25	9.96
	8-12	24	8.93	5.58	8.93	10.25
	12-16	4	9.56	5.64	9.56	10.24
	16-20	2	8.15	8.15	11.23	11.54
	>20	0	0	-	-	-
	total	150	8.54	5.19	8.04	9.5

SNR_{IN} - SNR ulaznih signala; Num – broj snimaka za određeni SNR_{IN} opseg; SNR_{IMP} - SNR poboljšanje na izlazu iz IRM algoritma; SNR_{IMP} 1-3 - SNR_{IMP} nakon prve, druge i treće iteracije, respektivno. Siva polja predstavljaju optimalni broj iteracija za dati SNR_{IN} opseg.

Num se odnosi na broj snimaka za dati SNR_{IN} opseg; treća kolona pokazuje vrednost SNR_{IMP} IRM algoritma. U cilju detaljnije analize IRM metode, svi signali su propušteni 3 puta kroz IRM blok i analizirane su vrednosti SNR_{IMP} nakon svake iteracije - kolone SNR_{IMP} 1-3 za prvu, drugu i treću iteraciju, respektivno. Siva polja predstavljaju optimalan broj iteracija za specifični SNR_{IN} opseg.

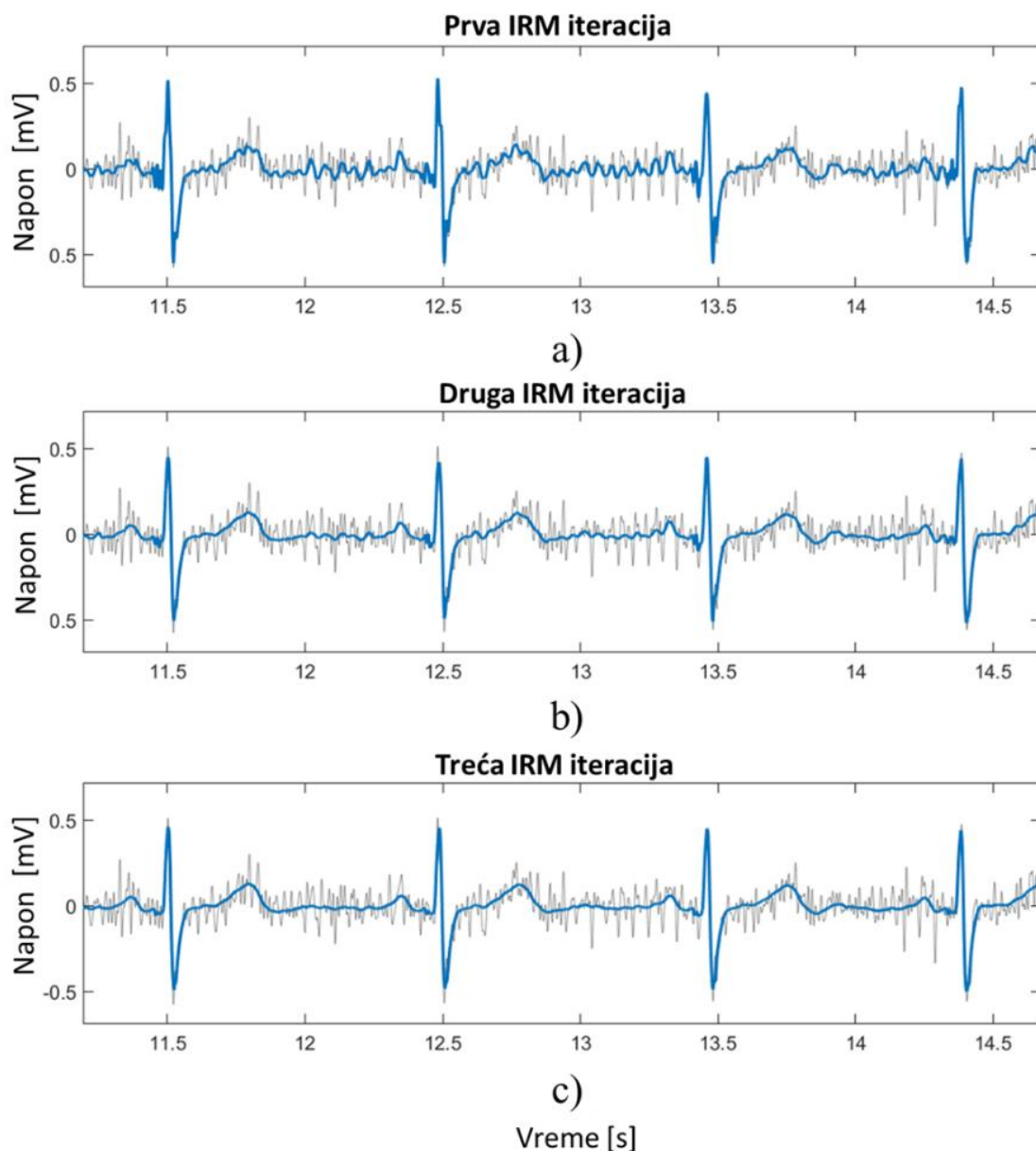
Na osnovu rezultata iz Tabela 3-1 se može zaključiti da višestruki prolasci kroz IRM blok poboljšavaju performanse filtera kada su vrednosti $SNR_{IN} < 12$ dB. Prvi prolaz kroz IRM blok smanjuje šum, ali jedan deo šuma je i dalje prisutan u filtriranom signalu (Slika 3-3a). Pri drugom prolazu kroz IRM blok, više srčanih ciklusa je uključeno u kreiranje PSC-a zbog čistijeg signala, što vodi do boljeg suzbijanja šuma (Slika 3-3b). Isti efekat se pojavljuje i pri trećem prolazu (Slika 3-3c) kada se postiže najbolje uklanjanje šuma. Kada je $SNR_{IN} > 16$ dB, najbolji kvalitet je dobijen kada su signali jednom prošli kroz IRM blok. Ovo ukazuje na to da višestruki prolasci mogu dovesti do "prekomerne obrade" kada je prisutan nizak nivo šuma u signalu.

Tabela 3-2. SNR_{IMP} vrednosti dobijene koristeći različite metode filtriranja na SimEMG, MIT-BIH-EMG i Synth bazama.

	SNR_{IN}	SNR_{IMP}/std	SNR_{IMP}/std	SNR_{IMP}/std	SNR_{IMP}/std
		IRM [dB]	AWWF [dB]	WT [dB]	FIR [dB]
SimEMG	<4	10.31/ 2.6	9.23/ 2.1	4.59/ 1.1	4.19/ 0.7
	4-8	10/ 3	8.57/ 2.4	3.84/ 1.1	3.83/ 1.1
	8-12	7/ 2	6.27/ 1.8	2.15/ 1.5	3.18/ 0.8
	12-16	5.17/ 2.9	4.57/ 2.1	-1.41/ 2.6	2.17/ 1.1
	16-20	3.36/ 1.6	3.26/ 1.3	-2.38/ 2.1	1.45/ 0.8
	>20	1.32/ 0	2.14/ 0	-7.18/ 0	0.22/ 0
	ukupno	7.8/ 3.6	6.92/ 3	1.94/ 3.2	3.22/ 1.3
MIT-BIH-EMG	<4	-	-	-	-
	4-8	7.56/ 1.2	7.03/ 1	1.41/ 0.9	0.67/ 0.1
	8-12	8.07/ 1.4	5.8/ 0.9	0.59/ 0.9	0.47/ 0.2
	12-16	7.41/ 1.9	5.52/ 0.8	-0.08/ 1.7	0.43/ 0.2
	16-20	4.86/ 2.3	4.7/ 1.2	-0.39/ 1.5	0.23/ 0.5
	>20	1.83/ 1.5	2.7/ 0.8	-0.71/ 0.1	0.22/ 0.1
	ukupno	7.46/ 2	5.69/ 1.1	0.35/ 1.4	0.45/ 0.3
Synth-EMG	<4	7.38/ 1.4	8.39/ 1	1.22/ 0.9	1.07/ 0.1
	4-8	8.81/ 1.7	7.93/ 0.8	1.17/ 0.7	1.06/ 0.1
	8-12	8.93/ 1.8	6.85/ 0.8	0.82/ 0.5	1.02/ 0.1
	12-16	9.56/ 1.9	5.84/ 1.2	0.8/ 0.3	0.98/ 0.1
	16-20	8.15/ 1.5	4.48/ 0.4	1.16/ 0.1	0.98/ 0
	>20				
	ukupno	8.54/ 1.8	7.75/ 1.1	1.11/ 0.7	1.05/ 0.1

U Tabeli 3-2 prikazane su SNR_{IMP} vrednosti različitih metoda (IRM, AWWF, WT i FIR) primenjenih na SimEMG, MIT-BIH-EMG i Synth-EMG bazama, respektivno. Sivom bojom su označene metode sa najboljim kvalitetom za dati SNR_{IN} opseg unitar određene baze. Podebljanim brojkama izražene su vrednosti kod kojih postoji statistički značaj između dve najbolje metode.

Iz ove tabele se može zaključiti da IRM i AWWF metode pokazuju izvrsne performanse, dok poboljšanje SNR-a metodama WT i FIR nije uvek izvesno. U cilju objektivnije analize, primenjene su i druge metrike korišćene u literaturi, kao što su RMSE, normalizovani RMSE i faktor smanjenja smetnje (eng. *Noise Reduction Factor- NRF*) [27] [28] i dato je poređenje IRM i AWWF metoda (Tabela 3-3). Iz ove tabele se nameće identičan zaključak - kod baza sa realnim EKG snimcima (SimEMG i MIT-BIH-EMG), IRM metoda je bolja gotovo uvek. Izuzeci su snimci sa malom količinom šuma ($SNR_{IN} > 20\text{dB}$) kod oba seta za sve metrike, osim za NRF, gde je AWWF bolji i pri $SNR_{IN} > 16\text{dB}$. U slučaju Synth-EMG seta trend je identičan kao za metriku datu u Tabeli 3-2: IRM metoda je bolja u svim slučajevima, osim kada je $SNR_{IN} < 4\text{dB}$.



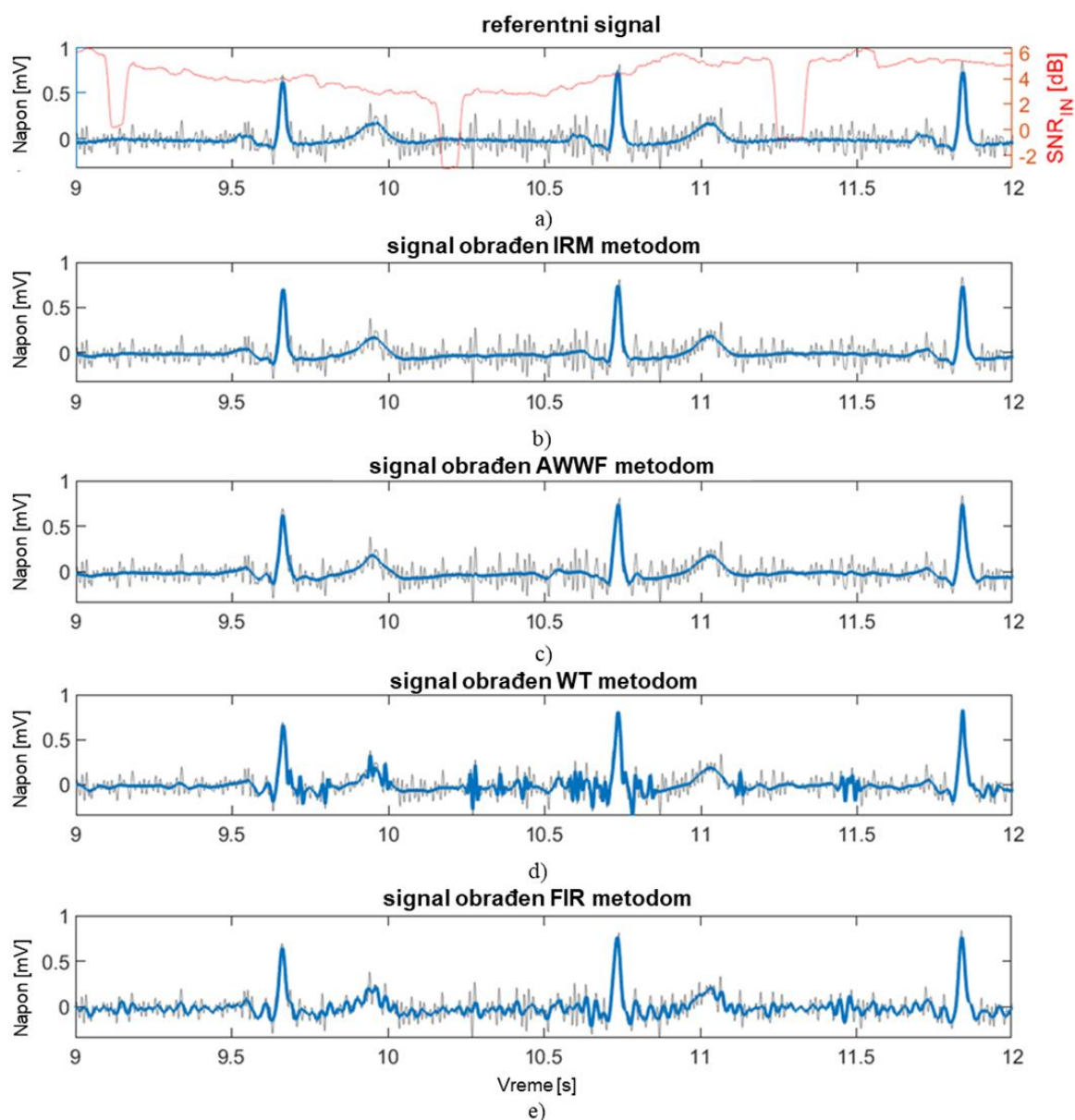
Slika 3-3. Primer signala nakon prolaska kroz IRM blok a) jednom, b) dva, c) tri puta (plave linije). Sive linije predstavljaju izvorni signal sa šumom kod kojeg je $SNR_{IN} = 6.72\text{ dB}$. Preuzeto iz [46].

Primer signala koji je filtriran različitim metodama prikazan je na Slici 3-4. Bitno je naglasiti da je IRM metoda efikasna u uslovima promenljivog nivoa šuma unutar signala, što često nije slučaj sa drugim metodama, što je prikazano na Slici 3-4. Ovde se takođe može videti da signal prilikom obrade IRM metodom (Slika 3-4b) ne menja značajno morfologiju delova signala sa malom amplitudom, pre

svega P talasa. S druge strane, AWWF metoda može izdeformisati delove signala u okolini QRS kompleksa (Slika 3-4c), dok se za WT (Slika 3-4d) i FIR (Slika 3-4e) metode može reći da samo ublažavaju EMG komponentu.

Tabela 3-3. Poređenje IRM i AWWF metoda primenjujući RMSE, normalizovani RMSE i NRF metrike.

SNR _{IN}		RMSE		RMSE norm		NRF	
		IRM	AWWF	IRM	AWWF	IRM	AWWF
SimEMG	<4	26.8/ 10.9	29.8/ 10.3	32.3/ 13.5	36/ 12.8	3.5/ 1	3/ 0.7
	4-8	21/ 9.1	24.6/ 9.5	21.6/ 7.2	24.9/ 6.1	3.3/ 1	2.8/ 0.7
	8-12	17.8/ 9.1	19.3/ 9.4	18.2/ 6.2	19.7/ 6.2	2.3/ 0.5	2.1/ 0.4
	12-16	14.2/ 3.5	15.2/ 3.4	14.1/ 4.6	14.8/ 3.9	1.9/ 0.6	1.7/ 0.4
	16-20	13.4/ 3.6	13.5/ 3.5	12.3/ 2.7	12.4/ 2.5	1.5/ 0.3	1.5/ 0.2
	>20		10.9/ 0	10.4/ 0	9.4/ 0	1.1/ 0	1.3/ 0
	ukupno	19.9/ 9.9	21.9/ 10.4	21.6/ 11.6	23.8/ 12.1	2.7/ 1.1	2.3/ 0.8
MIT-BIH	<4						
	4-8	30.1/ 4.4	31.9/ 4.2	24.7/ 4.3	26/ 2.6	2.5/ 0.4	2.3/ 0.3
	8-12	24.5/ 4.6	31.6/ 4.5	17/ 6.3	21.4/ 4.7	2.6/ 0.4	2/ 0.2
	12-16	25.4/ 7.4	31.1/ 5.5	12.6/ 4	15.2/ 2.5	2.4/ 0.5	1.9/ 0.2
	16-20	28.4/ 7.4	28.9/ 6.5	13.3/ 4	13.4/ 3.1	1.7/ 0.4	1.7/ 0.2
	>20	22.8/ 1.6	20.6/ 0.4	10.1/ 0.2	9.1/ 0.6	1.3/ 0.1	1.4/ 0.1
	ukupno	25.6/ 6.1	31.1/ 5.2	15.9/ 6.3	19/ 5.5	2.4/ 0.5	1.9/ 0.3
Synth-EMG	<4	37.9/ 7.5	33.5/ 5.5	51.2/ 15.9	44.4/ 8.9	2.4/ 0.4	2.6/ 0.3
	4-8	29.6/ 6.3	32.4/ 4.9	27.5/ 7.6	29.5/ 4.1	2.8/ 0.5	2.5/ 0.2
	8-12	22/ 4.7	27.9/ 5.2	18.7/ 4.7	23.3/ 3.1	2.8/ 0.6	2.2/ 0.2
	12-16	13.4/ 4.5	19.6/ 1.5	11.2/ 3	16.8/ 2	3/ 0.6	2/ 0.3
	16-20	7.8/ 1.9	11.6/ 0.3	6.5/ 1.4	9.7/ 0.1	2.5/ 0.4	1.7/ 0.1
	>20						
	ukupno	29.4/ 8.7	31.3/ 6.1	30.3/ 15	31/ 9.3	2.7/ 0.6	2.5/ 0.3



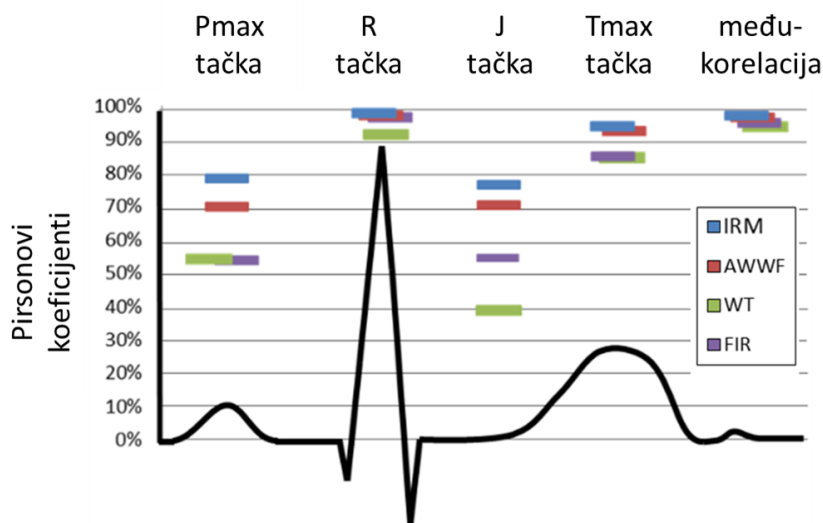
Slika 3-4. Primer signala iz SimEMG baze koji je obrađen različitim metodama (plavi signali): b) IIR, c) AWWF, d) WT, e) FIR. Svaka slika prikazuje signal sa šumom (sivi signal). Crvena linija na slici a) predstavlja SNR_{IN} okoline od 1s, dok plava prikazuje referentni signal. Preuzeto iz [45].

3.3.1. Uticaj IIR na dijagnostički značajne atribute signala

Kako bi se ispitalo očuvanje morfologije predložene metode, primenjena je detaljna analiza zasnovana na kroskorelaciji filtriranih i referentnih EKG signala i izračunati su Pirsonovi koeficijenti amplituda filtriranih signala u tačkama od značajne dijagnostičke važnosti: P_{max} , Q, R, J, T_{max} . Usrednjeni rezultati na SimEMG bazi dati su za poređenje svih metoda, a dve najbolje metode IIR i AWWF su detaljno poređene na sve 3 baze i za različite vrenosti SNR_{IN} . Za svaku od ovih veličina data je veličina efekta i Studentov t-test kako bi se odredio statistički značaj razlike dve metode.

Na Slici 3-5 date su usrednjene vrednosti Pirsonovih koeficijenata u karakterističnim tačkama na SimEMG setu. Analiza je sprovedena za sve 4 metode korišćene za poređenje. Odavde se može izvući zaključak da su IIR i AWWF metode najbolje kada je u pitanju očuvanje morfologije signala. Detaljno poređenje ove dve metode na sva 3 seta dato je u Tabeli 3-4. Ova tabela pokazuje procenu sličnosti morfologije na osnovu korelacije celog signala i Pirsonovih koeficijenata izračunatih na

karakterističnim tačkama. Pošto je analiza SNR-a u Tabeli 3-2 pokazala da su AWWF i IRM dominantne metode, dato je samo njihovo direktno poređenje.



Slika 3-5. Pirsonovi koeficijenti dobijeni u tačkama od interesa na razlikama filtriranih i referentnih signala dobijene na SimEMG setu. Preuzeto iz [104].

U cilju očuvanja morfologije signala obe metode daju jako dobre rezultate (korelacija iznad 0.95). IRM bolje uklanja smetnju na signalima sa više šuma ($\text{SNR} < 16 \text{ dB}$) u obe baze sa realnim EKG signalima, SimEMG i MIT-BIH-EMG, dok je AWWF neznatno bolja na snimljenim signalima kod kojih je $\text{SNR}_{\text{IN}} > 16 \text{ dB}$. Takođe, jako zašumljeni sintetički signali sa $\text{SNR}_{\text{IN}} < 4 \text{ dB}$ bolje se filtriraju pomoću AWWF-a, dok je za sve ostale nivoe šuma IRM uspešniji.

U pogledu dijagnostički značajnih atributa signala, IRM je bolji u očuvanju amplituda signala u tačkama P_{max} , J i T dok AWWF bolji u R tačkama na snimljenim signalima. To se može videti na Slici 3-4, gde AWWF izobličava P talas kod drugog srčanog ciklusa do neprepoznatljivosti i značajno smanjuje amplitudu P talasa trećeg srčanog ciklusa (brojeći od početka slike). Kod Synth-EMG baze, s druge strane, IRM metoda je bolja u R, ali lošija u P tački.

Tabela 3-4. vrednosti kroskorelacije i Pirsonovih koeficijenata na različitim karakterističnim tačkama računatih na SimEMG, MIT-BIH-EMG i Synth bazama.

	SNR _{IN} [dB]	XCORR/std		Pirsonovi koef. u P tački		Pirsonovi koef. u R tački		Pirsonovi koef. u J tački		Pirsonovi koef. u T tački	
		IRM	AWWF	IRM	AWWF	IRM	AWWF	IRM	AWWF	IRM	AWWF
SimEMG	<4	96.6/ 3	95.6/ 3.2	0.47/ 0.2	0.36/ 0.2	0.53/ 0.2	0.5/ 0.2	0.11/ 0.3	0.11/ 0.2	0.17/ 0.2	0.12/ 0.2
	4-8	98.6/ 1	98.2/ 1	0.27/ 0.5	0.26/ 0.4	0.68/ 0.2	0.5/ 0.2	0.28/ 0.3	0.26/ 0.3	0.34/ 0.2	0.33/ 0.3
	8-12	98.9/ 0.9	98.7/ 0.9	0.44/ 0.4	0.32/ 0.4	0.72/ 0.2	0.7/ 0.1	0.26/ 0.3	0.19/ 0.3	0.38/ 0.3	0.32/ 0.2
	12-16	99.3/ 0.5	99.3/ 0.4	0.25/ 0.5	0.27/ 0.5	0.79/ 0.1	0.8/ 0.1	0.24/ 0.3	0.26/ 0.2	0.37/ 0.2	0.37/ 0.2
	16-20	99.6/ 0.2	99.6/ 0.2	0.26/ 0.5	0.26/ 0.4	0.84/ 0.1	0.84/ 0.1	0.48/ 0.2	0.35/ 0.2	0.52/ 0.2	0.46/ 0.2
	>20	99.7/ 0	99.8/ 0	0/ 0.3	0/ 0.4	0.91/ 0	0.87/ 0	0.64/ 0	0.36/ 0	0.55/ 0	0.5/ 0
	ukupno	98.3/ 2.1	97.9/ 2.4	0.39/ 0.4	0.32/ 0.4	0.68/ 0.2	0.64/ 0.2	0.23/ 0.3	0.21/ 0.3	0.32/ 0.3	0.28/ 0.2
MIT-BIH-EMG	<4	-	-								
	4-8	98/ 0.6	97.8/ 0.4	0.75/ 0.3	0.72/ 0.3	0.9/ 0.1	0.88/ 0.1	0.52/ 0.3	0.42/ 0.4	0.83/ 0.2	0.81/ 0.3
	8-12	99.2/ 0.3	98.7/ 0.4	0.67/ 0.3	0.63/ 0.3	0.8/ 0.2	0.84/ 0.2	0.48/ 0.3	0.39/ 0.3	0.74/ 0.2	0.65/ 0.3
	12-16	99.6/ 0.3	99.4/ 0.2	0.72/ 0.2	0.61/ 0.3	0.71/ 0.3	0.87/ 0.1	0.53/ 0.3	0.41/ 0.3	0.75/ 0.2	0.64/ 0.3
	16-20	99.7/ 0.3	99.7/ 0.1	0.9/ 0.1	0.86/ 0.1	0.88/ 0.2	0.95/ 0.1	0.65/ 0.4	0.63/ 0.3	0.88/ 0.1	0.81/ 0.2
	>20	99.8/ 0	99.9/ 0	0.93/ 0	0.86/ 0.1	0.96/ 0	0.98/ 0	0.86/ 0	0.83/ 0.1	0.87/ 0	0.77/ 0
	ukupno	99.3/ 0.6	99/ 0.6	0.72/ 0.3	0.65/ 0.3	0.79/ 0.2	0.86/ 0.1	0.52/ 0.3	0.42/ 0.3	0.77/ 0.2	0.67/ 0.3
Synth-EMG	<4	94.2/ 3	95.6/ 1.6	0.19/ 0.6	0.57/ 0.3	0.53/ 0.3	0.55/ 0.3	0.55/ 0.3	0.55/ 0.3	0.53/ 0.4	0.53/ 0.3
	4-8	98.2/ 0.9	98/ 0.5	0.39/ 0.5	0.6/ 0.3	0.44/ 0.3	0.41/ 0.3	0.5/ 0.3	0.43/ 0.3	0.38/ 0.3	0.37/ 0.3
	8-12	99.2/ 0.4	98.8/ 0.3	0.3/ 0.7	0.63/ 0.3	0.49/ 0.3	0.39/ 0.2	0.56/ 0.3	0.4/ 0.3	0.45/ 0.3	0.36/ 0.3
	12-16	99.7/ 0.1	99.4/ 0.2	0.47/ 0.7	0.75/ 0.3	0.61/ 0.3	0.47/ 0.2	0.76/ 0.2	0.56/ 0.3	0.49/ 0.3	0.17/ 0.3
	16-20	99.9/ 0	99.8/ 0	0.66/ 0.3	0.58/ 0.4	0.97/ 0	0.83/ 0.1	0.86/ 0.1	0.84/ 0.1	0.83/ 0.1	0.77/ 0.1
	>20										
	ukupno	97.6/ 2.4	97.7/ 1.4	0.34/ 0.6	0.6/ 0.3	0.48/ 0.3	0.44/ 0.3	0.53/ 0.3	0.46/ 0.3	0.43/ 0.3	0.4/ 0.3

Tabela 3-5. Veličina efekta dobijena na različitim setovima za različite metrike.

	[dB]	SNR _{IMP}	XCORR	P _{max}	R	J	T _{max}
SimEMG	<4	0.45 (S)	0.32 (S)	0.05 (S)	0.13 (S)	0.01 (S)	0.8 (S)
	4-8	0.51 (M)	0.43 (S)	0.38 (S)	1 (L)	0.09 (S)	0.6 (S)
	8-12	0.38 (S)	0.22 (S)	0.01 (S)	0.17 (S)	0.21 (S)	0.82 (S)
	12-16	0.23 (S)	0.08 (S)	0.18 (S)	0.12 (S)	0.05 (S)	0.77 (S)
	16-20	0.06 (S)	0 (S)	0.25 (S)	0.03 (S)	0.51 (M)	0.97 (S)
	>20	-	-	-	-	-	-
MIT-BIH-EMG	<4	-	-	-	-	-	-
	4-8	0.46 (S)	0.4 (S)	0.1 (S)	0.15 (S)	0.28 (S)	0.98 (S)
	8-12	1.9 (L)	1.35 (L)	0.16 (S)	0.21 (S)	0.31 (S)	0.91 (S)
	12-16	1.29 (L)	0.81 (L)	0.41 (S)	0.76 (M)	0.39 (S)	0.83 (S)
	16-20	0.08 (S)	0.11 (S)	0.51 (M)	0.53 (M)	0.06 (S)	0.85 (S)
	>20	0.51 (M)	1.66 (L)	1.42 (L)	0.77 (M)	0.37 (S)	1 (L)
Synth-EMG	<4	0.79 (M)	0.54 (M)	0.84 (L)	0.08 (S)	0.02 (S)	0.84 (S)
	4-8	0.66 (M)	0.3 (S)	0.47 (S)	0.1 (S)	0.24 (S)	0.69 (S)
	8-12	1.48 (L)	1.27 (L)	0.61 (M)	0.34 (S)	0.61 (M)	0.83 (S)
	12-16	2.06 (L)	1.72 (L)	0.46 (S)	0.47 (S)	0.71 (M)	0.83 (L)
	16-20	2.37 (L)	3.02 (L)	0.15 (S)	2.77 (L)	0.15 (S)	1 (M)
	>20	-	-	-	-	-	-

S (small)- mala značajnost; M (medium)- srednja značajnost; L (large)- velikaznačajnost. Podebljane vrednosti pokazuju polja kod kojih postoji statistički značaj između IRM i AWWF metoda

Tabela 3-6. Studentov t-test dobijen na različitim setovima za različite metrike.

	[dB]	SNR _{IMP}	xcorr	P _{max}	R	J	T _{max}
SimEMG	<4	7.40E-02	2.00E-01	8.30E-01	6.10E-01	9.60E-01	3.70E-01
	4-8	1.20E-01	1.90E-01	2.50E-01	3.90E-03	7.80E-01	8.60E-01
	8-12	2.00E-01	4.50E-01	9.80E-01	5.60E-01	4.70E-01	4.30E-01
	12-16	3.90E-01	7.60E-01	5.00E-01	6.60E-01	8.60E-01	9.90E-01
	16-20	9.20E-01	1.00E+00	6.70E-01	9.60E-01	3.90E-01	6.40E-01
	>20	-	-	-	-	-	-
MIT-BIH-EMG	<4	-	-	-	-	-	-
	4-8	2.20E-01	2.90E-01	7.90E-01	6.80E-01	4.50E-01	8.80E-01
	8-12	3.40E-25	2.20E-15	3.00E-01	1.80E-01	4.60E-02	1.00E-02
	12-16	7.80E-10	4.50E-05	3.40E-02	1.20E-04	4.20E-02	2.70E-02
	16-20	8.20E-01	7.60E-01	1.70E-01	1.60E-01	8.70E-01	2.30E-01
	>20	6.60E-01	2.40E-01	2.90E-01	5.20E-01	7.40E-01	1.50E-01
Synth-EMG	<4	2.70E-03	3.60E-02	1.60E-03	7.50E-01	9.50E-01	9.20E-01
	4-8	1.70E-05	4.90E-02	2.10E-03	4.90E-01	1.10E-01	8.00E-01
	8-12	5.90E-06	6.40E-05	3.90E-02	2.40E-01	4.20E-02	2.00E-01
	12-16	2.70E-02	5.10E-02	5.40E-01	5.30E-01	3.50E-01	2.20E-01
	16-20	1.40E-01	9.40E-02	8.90E-01	1.10E-01	8.90E-01	6.50E-01
	>20	-	-	-	-	-	-

Na osnovu svega navedenog, može se reći da je IRM metoda pogodna za primene na signalima sa srednjim i visokim nivoom šuma i za određivanje ST nivoa u blizini J tačke (od J+10 ms do J+60 ms), što je jako značajno kod postavljanja određenih dijagnoza, npr. infarkta miokarda [107]. S druge

strane, korišćenje AWWF metode se preporučuje za signale sa niskim nivoom šuma i za preciznu reprodukciju R tačke.

Kako bi se dodatno uporedile ove dve metode i ocenilo da li postoji značajna razlika između njih, izračunate su p-vrednosti za sve metrike korišćene u radu: SNR_{IMP} , kroskorelaciju, kao i za vrednosti amplitude u P_{max} , R, J i T_{max} tačkama (Tabela 3-5). S obzirom da je distribucija tačaka Gausova, primenjen je Studentov t-test (Tabela 3-6). Na kraju je procenjena veličina efekta merena Kohenovom d metrikom.

Iz tabela se vidi da statistička razlika postoji u MIT-BIH-EMG bazi za opseg SNR-a između 8 i 16 dB i u Synth-EMG bazi u opsegu SNR-a do 16 dB (prikazano podebljanim vrednostima u Tabeli 3-5 i Tabeli 3-6).

3.3.2. Primena IRM metode na mEMG uređajima

Na samom kraju dato je poređenje vremena izvršenja korišćenih metoda (Tabela 3-7). Iz tabele se zaključuje da je FIR metoda ubedljivo najbrža, zatim WT, dok je IRM metoda približno 2.6 puta brža od AWWF metode.

Tabela 3-7. vreme izvršenja procesiranja jednog 30-sekundnog signala na SimEMG bazi.

Vreme [ms]	IRM	AWWF	WT	FIR
Srednja vrednost	511.13	1322.66	79.56	1.57
std	130.93	169.57	16.97	1.3

U cilju procene kvaliteta IRM metode za korišćenje obrade signala dobijenih mEKG uređajima, izvršena je provera brzine izvršavanja IRM metode. Ustanovljeno je da je IRM algoritmu bilo potrebno oko 0,5 s za obradu 30-sekundnog signala, što je dovoljno za trenutni prikaz signala lekaru. Pored toga, izvršena je provera kvaliteta filtriranja za slučaj manje frekvencije odabiranja, kao što je slučaj sa KardiaMobile mobilnim EKG uređajima i izvršena je analiza očuvanja morfologije koristeći kroskorelaciju. Tom prilikom je frekvencija odabiranja signala iz SimEMG baze snižena na 300 Hz. Rezultati su pokazali zanemarljivu razliku između kvaliteta filtriranja signala sa izvornom i smanjenom frekvencijom odabiranja, pri čemu je maksimalna razlika kroskorelacije iznosila 0,003.

3.4. Diskusija

Iz opisa IRM metode je jasno da njen kvalitet zavisi od kvaliteta PS-a, tj. kvaliteta svakog PSC-a. Korišćenje UA metode u izračunavanju PSC-a podrazumeva da performanse IRM-a zavise od dužine signala - što više srčanih ciklusa je uključeno u proces, PSC je boljeg kvaliteta. Stoga, predložena metoda ima lošije performanse kod filtriranja kratkih signala, kao što su signali dobijeni standardnim EKG uređajima u trajanju od 10 sekundi. Međutim, metoda je primarno dizajnirana za filtriranje signala dobijenih mEKG uređajima koji su uglavnom dužine 30 sekundi [16]. Zbog toga smo proverili da li je dovoljno srčanih ciklusa uključeno kako bi se dobili PSC dobrog kvaliteta. Šum koji eventualno ostaje nakon primene UA metode je dodatno uklonjen primenom filtera pokretnog proseka kako bi se dobio PSC visokog kvaliteta. Iako se za ovu svrhu mogu koristiti i druge metode

filtriranja, kao što su one zasnovane na talasićima ili frekvencijskom filtriranju, izabrana je metoda pokretnog proseka kao najjednostavniji i najbrži pristup. Takođe je moguće potpuno izostaviti filtriranje nakon UA metode, međutim, to bi povećalo broj iteracija IRM bloka potrebnih za dobijanje PSC-a visokog kvaliteta.

Broj iteracija IRM-a zavisi od nivoa SNR-a nakon prve iteracije (SNR_{iter_1}). Promenom pragova za odabir broja iteracija za ± 2 dB, kvalitet IRM metode se menja neznatno, što pokazuje robustnost metode u odnosu na izbor praga, pri čemu je kvalitet metode za mali broj iteracija (≤ 3) visok. Takođe je oprobana i automatizovana metoda za određivanje broja iteracija koja se zasniva na konvergenciji SNR-a - signal je prolazio iterativno kroz IRM blok sve dok razlika signala između dve uzastopne iteracije ne postane zanemarljiva ($SNR > 30$ dB). Takva automatizacija ne samo što čini algoritam manje kontrolisanim, već nudi priliku za blago poboljšanje performansi filtriranja, ali sa većim vremenom izvršenja jer je poslednja iteracija suvišna.

Josephson i saradnici sugerišu da visokofrekventni sadržaj EKG signala između 300 Hz i 500 Hz može sadržati korisnu informaciju [108]. Niskopropusni filter sa odsecanjem na 100 Hz koji je primenjen u fazi pripreme jasno sprečava analizu ovih visokofrekventnih komponenti signala. Zbog toga je metoda testirana i bez korišćenja niskopropusnog filtera sa frekvencijom odsecanja od 100 Hz u koraku pripreme. Dobijeni rezultati su pokazali da se SNR_{IMP} poboljšava, što je očekivano zbog većeg sadržaja šuma. Važno je napomenuti da se EKG šum filtrira samo nakon uklanjanja pomoćnog signala (PS), koji je predstavljen medijanima koji sadrže glavne karakteristike signala, kao što su QRS i T talasi. Stoga je frekventni sadržaj ovih karakteristika signala ostao očuvan.

3.5. Zaključak

U ovom poglavlju predstavljena je iterativna metoda regeneracije EKG signala namenjena uklanjanju EMG šuma, pogodna za implementaciju u mobilnim EKG uređajima. Osnovne karakteristike IRM-a su očuvanje morfologije srčanog ciklusa zadržavanjem niskofrekventnog sadržaja i očuvanje varijacije između otkucaja. Očuvanje morfologije je posebno važno u segmentima sa malom amplitudom, kao što je ST segment ključan za detekciju infarkta miokarda i P talas ključan za dijagnozu atrioventrikularnih promena. Očuvanje morfologije srčanog ciklusa je neophodno za detekciju određenih aritmija, kao što je VES. Rezultati studije pokazuju superiornost IRM-a u poređenju sa metodama filtriranja talasićima i na bazi frekventne analize, posebno kada se primenjuju na signale sa velikom količinom šuma ($SNR < 12$ dB). Robusnost IRM metode na promene nivoa EMG šuma u signalu i kratko vreme izvršavanja čine metodu dobrim kandidatom za direktnu primenu u mobilnim EKG uređajima.

Analizirajući rezultate dobijene na MIT-BIH-EMG bazi koji uključuju signale sa različitim dijagnozama, pokazano je da se metoda podjednako dobro ponaša u slučaju obrade signala različitih morfologija.

Konačno, pošto različite studije koriste različite metrike za validaciju, primenjena je analiza koristeći najčešće metrike: RMSE, NRF [28], [27] ili procentualnu razliku srednje kvadratne greške (PRMSE) [28], i dobijeni su konzistentni rezultati.

4. Detekcija QRS kompleksa pomoću vektorkardiograma

4.1. Uvod

Precizna i efikasna detekcija QRS kompleksa EKG zapisa je od vitalnog značaja ne samo za dijagnozu i praćenje srčanih stanja, već i za obradu EKG signala kada je bitno očuvanje morfologije signala. U ovom poglavlju je prikazana robusna metoda detekcije QRS kompleksa koja koristi 3 kanala (3D). Kvalitet metode dolazi do izražaja na signalima opterećenim šumom. Metoda uključuje (i) obradu pojedinačnih kanala kako bi odvojila QRS komplekse od T i P talasa i uklonila komponente šuma, kao što su BLW i EMG smetnja, i (ii) množenje prethodno obrađenih kanala kako bi se dodatno izolovao QRS kompleks od drugih delova signala. Performanse metode su određene preko senzitivnosti, pozitivne prediktivne vrednosti i stope greške detekcije na različitim bazama podataka i pokazuju superiornost u odnosu na tradicionalne metode bazirane na jednokanalnim signalima ako što su Pan-Tompkins (PT) [48] i Elgendi (EG) [47].

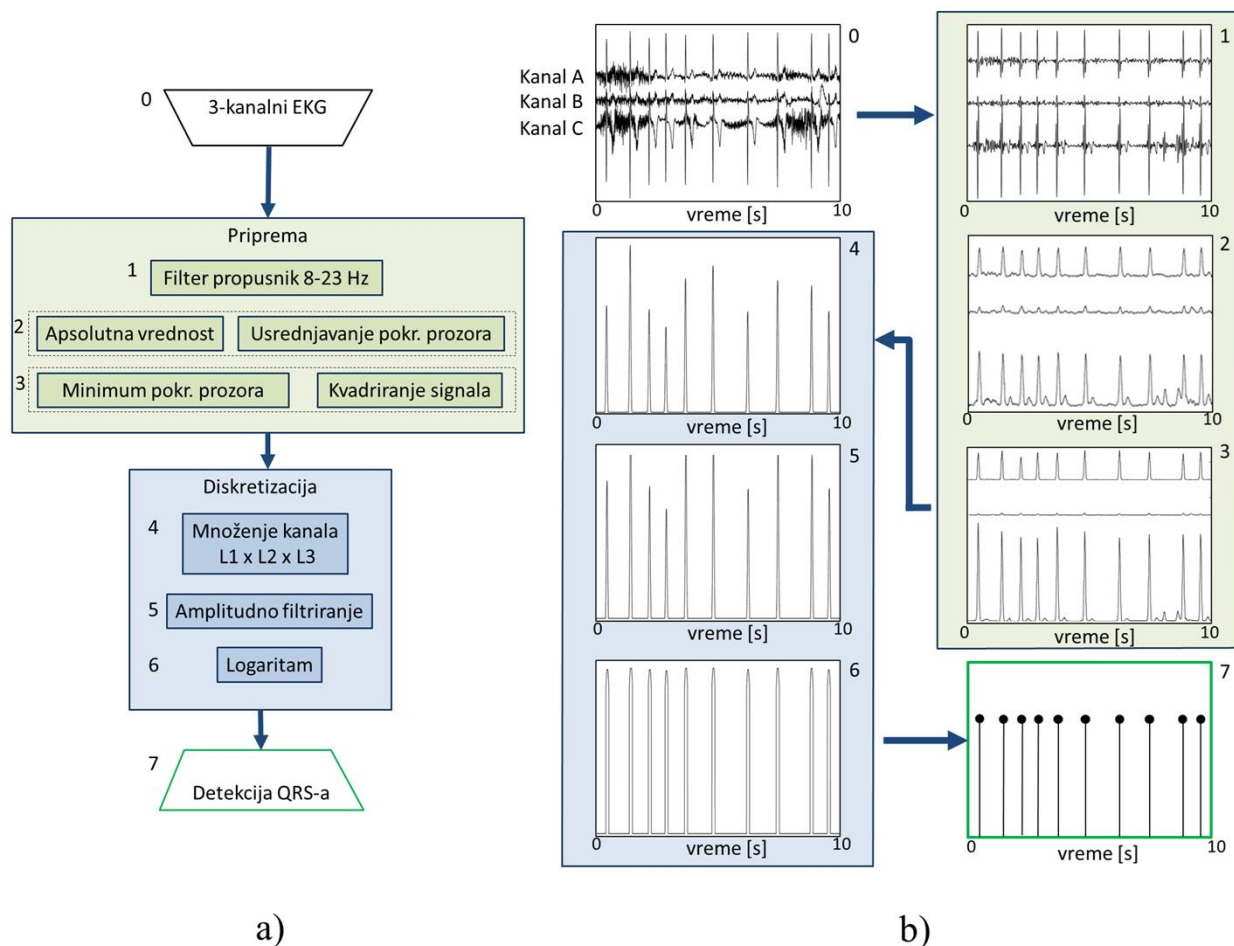
4.2. Metoda

Kao što je rečeno u poglavlju 1, EKG signal je sačinjen od korisnog signala i šuma koji može uticati na detekciju QRS kompleksa. Konkretno, T ili P talasi velike amplitude, kao i smetnje poput EMG šuma ili artefakta pokreta su uobičajeni izvori grešaka u detekciji QRS kompleksa. Ove greške nastaju zbog širokopolasne prirode QRS kompleksa, što dovodi do njegovog spektralnog preklapanja sa drugim komponentama signala i šumom (Slika 1-7).

Jedan od pristupa rešavanju ovog problema je korišćenje više kanala. Kod metode predstavljene u ovoj tezi možemo videti 3 koraka (Slika 4-1):

- a) Priprema signala: uklanja se veći deo P i T talasa, kao i komponente šuma, sa posebnim fokusom na suzbijanje EMG šuma,
- b) Obrada: vrši se množenje 3 obrađena kanala kako bi se dodatno eliminisale neželjene komponente i istakao QRS kompleks,
- c) Detekcija QRS kompleksa.

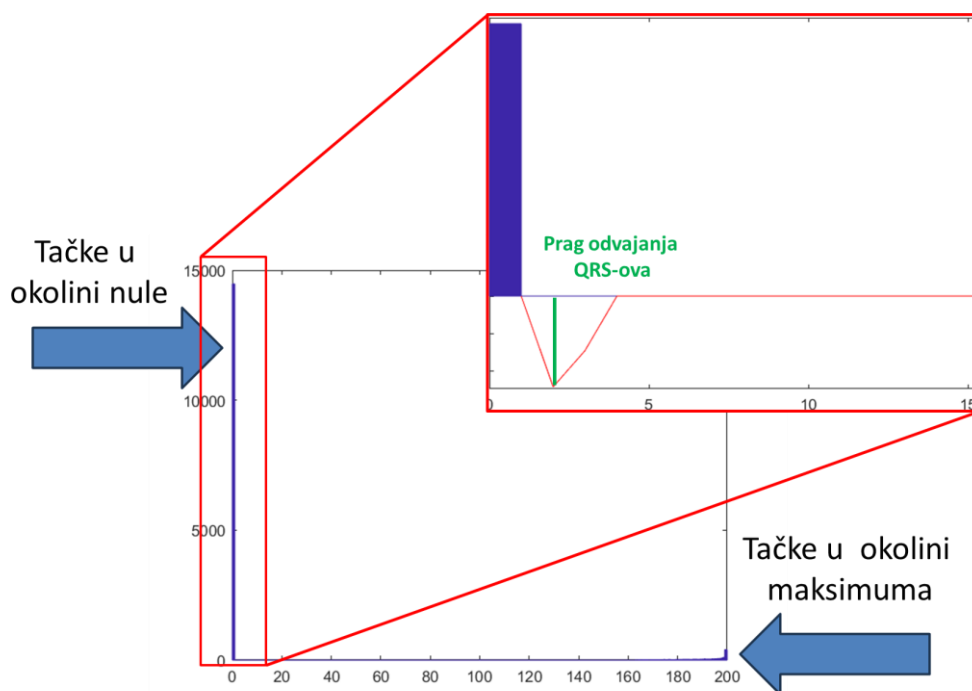
Priprema signala: Predloženi algoritam za detekciju QRS kompleksa koristi 3-kanalne EKG signale na svom ulazu. Za efikasno odvajanje QRS kompleksa od T i P talasa, kao i izvora šuma kao što su BLW i deo EMG komponente, primenjuje se Batervortov propusni filter 5. reda sa opsegom od 8-23 Hz (Slika 4-1b, korak 1). Izbor niže frekvencije motivisan je činjenicom da su spektri T i P talasa pretežno ispod 10 Hz, dok QRS kompleksi pokazuju širi frekventni opseg sa maksimumom u opsegu od 5 do 20 Hz (Slika 1-7). Izbor granične frekvencije je u skladu sa široko primenjenim Elgendijevim algoritmom [47]. Zatim je uklonjena visokofrekventna komponenta korišćenjem filtera pokretnog proseka sa korakom od 1/8 sekunde (Slika 4-1b, korak 2). Nakon toga, primenjen je filter pokretnog minimuma širine 1 sekunde kako bi se efikasno uklonila preostala BLW komponenta šuma i kvadriranje signala kako bi se naglasio kontrast amplitude QRS-a u odnosu na druge komponente signala (Slika 4-1b, korak 3).



Slika 4-1. a) Blok dijagram 3D QRS algoritma. Koraci su označeni brojevima. b) Evolucija signala u svakom koraku algoritma.

Obrada: Da bi se dodatno smanjio uticaj šuma koji proizilazi iz EMG-a ili artefakata pokreta, ali i od zaostalog dela T i/ili P talasa, sintetiše se novi signal množenjem 3 EKG kanala odabirak po odabirak (Slika 4-1b, korak 4). Ova procedura efektivno smanjuje doprinos delova sa šumom kada je šum prisutan na jednom kanalu, ali ne i u drugim, dok se QRS kompleksi dalje pojačavaju. S obzirom da amplituda QRS kompleksa može značajno da varira zbog prirodnih fluktuacija amplitude ili promena morfologije signala (npr. VES), primenjuje se filter amplitude (Slika 4-1b, korak 5). Ovaj filter koristi pokretni maksimum širine 1 sekunde, gde se sve vrednosti veće od vrednosti medijane unutar prozora zamenjuju vrednošću medijane (odnosno vrhovi se skraćuju na vrednost njihove medijane). Za dodatno isticanje malih QRS segmenata, na sintetisani signal se primenjuje prirodni logaritam (Slika 4-1, korak 6).

Detekcija QRS segmenta: Rezultujući signal prvenstveno sadrži oštre impulse koji odgovaraju QRS kompleksima, dok ostatak signala predstavlja delove koji nisu QRS kompleksi i kreću se oko nule (Slika 4-1b, korak 6). QRS segmenti se detektuju pomoću adaptivnog amplitudskog praga. Prag je određen analizom histograma amplituda u svim tačkama sintetisanog signala. Histogram karakteriše znatan broj vrednosti blizu nule, praćene vrednostima oko maksimuma (Slika 4-2). Optimalan prag za odvajanje QRS kompleksa je određen minimizovanjem stope greške detekcije na setu za obuku i jednak je trostrukoj vrednosti minimuma prvog izvoda amplituda histograma po podeljcima.



Slika 4-2. Primer histograma sintetisanog signala. Na početku histograma se nalaze vrednosti u okolini nule (oblasti van QRS-ova), na kraju histograma se nalaze vrednosti u okolini maksimuma signala. Crvena linija na uvećanoj slici predstavlja prvi izvod amplituda histograma.

4.3. Baze podataka

4.3.1. Baza za obuku

Algoritam je treniran na privatnoj bazi koji sadrži 2324 10-sekundna EKG snimka sa 12 odvoda, odnosno 27324 srčanih ciklusa. Približno polovina snimaka u bazi sadrži različite vrste aritmija, zajedno sa intermitentnim blokovima leve i desne grane koji uzrokuju promene u morfologiji srčanih ciklusa tokom snimaka. Ovako raznovrsna i sveobuhvatna baza omogućava algoritmu da se prilagodi različitim srčanim stanjima i izazovima koje predstavljaju različite morfologije srčanih ciklusa. Korišćen je podskup od 3 odvoda koji su označeni kao A, B i C. Ovaj podskup se sastoji od odvoda D1 (I) i D2 (II), pri čemu se treći odvod dobija kao razlika prekordijalnih odvoda V1 i V3. Izbor D1 je standardan za EKG validaciju, D2 se obično koristi za analizu ritma u kliničkoj praksi, a razlika između V1 i V3 je izabrana u cilju eliminacije potencijalne smetnje izazvane pokretom ruke. Ovaj podskup odvoda je primenjen i u proceduri testiranja.

4.3.2. Setovi za testiranje

Pošto sintetisanje signala množenjem kanala daje najveći efekat kada se koriste 3 različita kanala, za testiranje su odabrane baze podataka sa 12-kanalnim EKG signalima. Izuzetak je 2-kanalna MIT-BIH baza koje se koristi kao standard u testiranju algoritama, a koja je prilagođena tako što je treći kanal dobijen normalizovanjem prvog izvoda prvog odvoda. Ovaj način uvođenja novog kanala je odabran kako bi se očuvali dinamika i amplituda signala, a dobila različita informacija. U nastavku je dat pregled svih korišćenih baza:

1. **CUZU** - Chapman University and Shaoxing People's Hospital (Shaoxing Hospital Zhejiang University School of Medicine) baza [109]. Ova javno dostupna baza podataka predstavlja

značajan resurs sa 10646 snimaka, koji obuhvataju preko 148000 srčanih ciklusa i sadrži 67 različitih dijagnoza. Kako bi se obezbedila tačnost rezultata, izvršena je anotacija QRS kompleksa kompletne baze. Zbog njene veličine, korišćen je predloženi algoritam kao podrška za ljudsko/humano označavanje tačaka. Konkretno, predlog algoritma za QRS segment prvo je temeljno pregledao biomedicinski inženjer, a krajnju odluku doneo je kardiolog. S obzirom da je ova baza sačinjena od 12-kanalnih signala, korišćen je podskup odvoda definisan na setu za obuku.

2. **CUZU-EMG** - CUZU baza sa dodatim EMG šumom. Kako bi se ispitao kvalitet predložene metode kod signala sa smetnjom (kao što su snimci dobijeni mEKG uređajima), kreirana je baza sa istim snimcima iz CUZU baze sa dodatkom EMG šuma. Dodati EMG šum je dobijen korišćenjem IRM filtera primenjenog na privatnu bazu snimljenu pomoću mobilnog HeartBeam AIMIgo uređaja [12]. Ova baza sadrži 2068 3-kanalnih snimaka, svaki u trajanju od 30 sekundi. Pošto kanal A ovog uređaja beleži mišićnu aktivnost u rukama, ovaj kanal je korišćen kao izvor EMG šuma. Kako bi se izbegla nepristrasnost (eng. *bias*) u obzir su uzeti različiti nivoi šuma, gde je svakom odvodu u okviru signala iz CUZU baze nasumično dodeljena komponenta EMG šuma, koja je naknadno nasumično skalirana. Skala je izabrana tako da su SNR vrednosti u realnom opsegu od 13 do -3 dB. Svaki od 3 kanala unutar jednog snimka ima istu vrednost SNR-a. Ova baza takođe ima preko 148000 srčanih ciklusa.
3. **T-Wave Alternans baza (TWA)** [110]: Ova baza se uglavnom sastoji od 12-kanalnih snimaka, ali uključuje i snimke sa 2 ili 3 kanala. Dvokanalni snimci su isključeni kako bi se osigurala konzistentnost, čime je smanjen broj QRS kompleksa dostupnih za analizu u odnosu na one navedene u literaturi. Ukupan broj srčanih ciklusa uključenih u analizu je 14161.
4. **INCART**- St. Petersburg Institute of Cardiological Technics Arrhythmia Dataset [73]: Ova baza uključuje 75 12-kanalnih EKG signala trajanja 30 minuta sa 175918 srčanih ciklusa. Da bi se održala uniformnost, odvodi su odabrani na isti način kao i kod seta za obuku.
5. **MIT-BIH** [72]: Budući da se MIT-BIH baza gotovo uvek koristi za validaciju u literaturi, i ova baza je iskorišćena za proveru kvaliteta 3D QRS detektora. S obzirom da ona sadrži samo 2-kanalne snimke, treći kanal je definisan kao normalizovani prvi izvod prvog kanala. Ukupan broj srčanih ciklusa uključenih u analizu je 109446.
6. **HBA** - HeartBeam Arrhythmia baza: ova privatna baza sastoji se od 605 snimaka nastalih od 206 ispitanika sa različitim aritmijama kao što su AFIB, AFL, AV blok prvog stepena i drugih. Snimci su dobijeni pomoću AIMIgo mobilnog EKG uređaja [12] čije je trajanje 30 sekundi. Pošto se snimanje ovim aparatom vrši van klinike i bez prethodne obuke ispitanika, signali sadrže različite komponente šuma (EMG, BLW, MA). Zbog toga je na 20 snimaka bilo nemoguće tačno označiti QRS segmente, odnosno kreirati tačnu anotaciju i ti snimci su izuzeti iz analize. Krajnji set ima 21759 srčanih ciklusa.

4.4. Rezultati i diskusija

Validacija algoritama za detekciju QRS kompleksa se obično sprovodi korišćenjem široko prihvaćenih metrika, uključujući osetljivost (eng. *sensitivity* - SEN), pozitivnu prediktivnu vrednost (PPV) i stopu greške detekcije (eng. *Detection Error Rate* - DER). Ove metrike su definisane na sledeći način:

$$SEN = \frac{TP}{TP+FN}, \quad (4.1)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP+FP}, \quad (4.2)$$

$$DER = \frac{FP+FN}{TP+FN}. \quad (4.3)$$

Ovde TP (eng. *true positive*) označava broj QRS kompleksa koji su otkriveni (tačni), FN (eng. *false negative*) predstavlja broj QRS kompleksa koje je algoritam propustio da detektuje, a FP (eng. *false positive*) odgovara broju pogrešno detektovanih QRS kompleksa (segmenti koji nisu QRS kompleksi, a algoritam ih je označio kao QRS-ove). QRS se smatra ispravno detektovanim ako se nalazi u ± 60 ms okolini QRS kompleksa koji je označio kardiolog. QRS kompleksi (označeni od strane kardiologa ili otkriveni bilo kojim od algoritama) koji su u okolini od 60 ms od početka ili kraja signala su ignorisani kako bi se izbegao efekat filtera usled diskontinuiteta signala.

Tabela 4-1. Rezultati 3D QRS detektora primenjenog na različitim bazama.

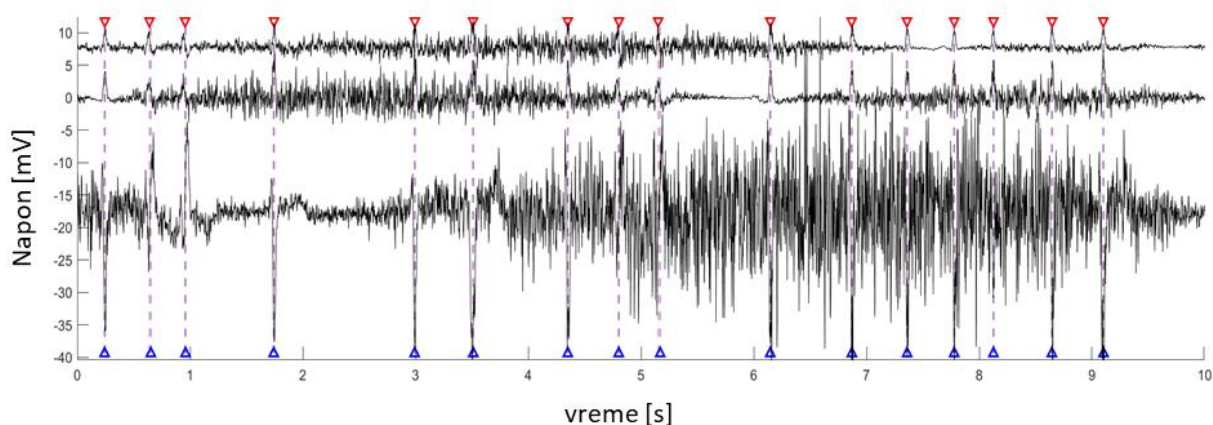
Baza	TP	FP	FN	TB	SEN	PPV	DER
CUZU	147407	109	531	148153	99.64%	99.93%	0.43%
CUZU-EMG	147414	187	488	148153	99.67%	99.87%	0.46%
MIT-BIH	108747	180	699	109446	99.36%	99.83%	0.80%
TWA	14147	17	14	14161	99.90%	99.88%	0.22%
INCHART	174110	763	1808	175918	98.97%	99.56%	1.46%
HBA	21607	335	152	21759	99.30%	98.47%	2.24%

U Tabeli 4-1 su prikazani rezultati 3D detektora primenjenog na različitim bazama. Primećuje se da su SEN i PPV vrednosti skoro uvek veće od 99%. Izuzetak je INCHART baza kod koje je SEN=98.97% i HBA baza kod koje PPV vrednost iznosi 98.47%. Nešto slabiji rezultat na INCHART bazi se prvenstveno pripisuje jednom zapisu, koji čini 1218 od ukupno 1808 promašenih detekcija (FN). Ovaj zapis sadrži sekvence bigeminije, gde je svaki drugi otkucaj VES. Ovde su amplitude VES ciklusa približno pet puta veće od amplitude normalnih sinusnih otkucaja, što je dovelo do povećanog praga za detekciju i izostavljanja sinusnih otkucaja. Kada se ovaj zapis isključi iz analize, DER opada na 0,81%. Glavni razlog nešto slabijih rezultata na HBA bazi je prisustvo MA smetnje na ovim signalima koji su zbog konstrukcije odvoda AIMIgo uređaja uglavnom prisutni na 2 od 3 odvoda, te je ova smetnja uglavnom vidljiva i na sintetisanom signalu koji se dobija u bloku diskretizacije.

Slični rezultati dobijeni na CUZU i CUZU-EMG bazama pokazuju otpornost metode na signale kontaminirane EMG šumom. Primer jednog zašumljenog signala (SNR=-2.5 dB) iz CUZU-EMG baze prikazan je na Slici 4-3. Crvenim trouglom su označeni QRS kompleksi koje je našao predloženi 3D algoritam, a plavom QRS-ovi koje je označio kardiolog. Ovde se mogu primetiti 2 fenomena:

- iako je šum jako prisutan i u nekim segmentima signala na određenim odvodima potpuno prekriva QRS kompleks, 3D detektor prevazilazi taj problem jer je na drugim odvodima nivo šuma u tom regionu manji,
- različita morfologija srčanih ciklusa (2. i 3. srčani ciklus) ne predstavlja problem za uspešnu detekciju QRS kompleksa 3D metode.

Iako je metoda dizajnirana za 3-kanalne signale, dobile su se zadovoljavajuće performanse na 2-kanalnoj MIT-BIH bazi sa DER vrednošću manjom od 1%.

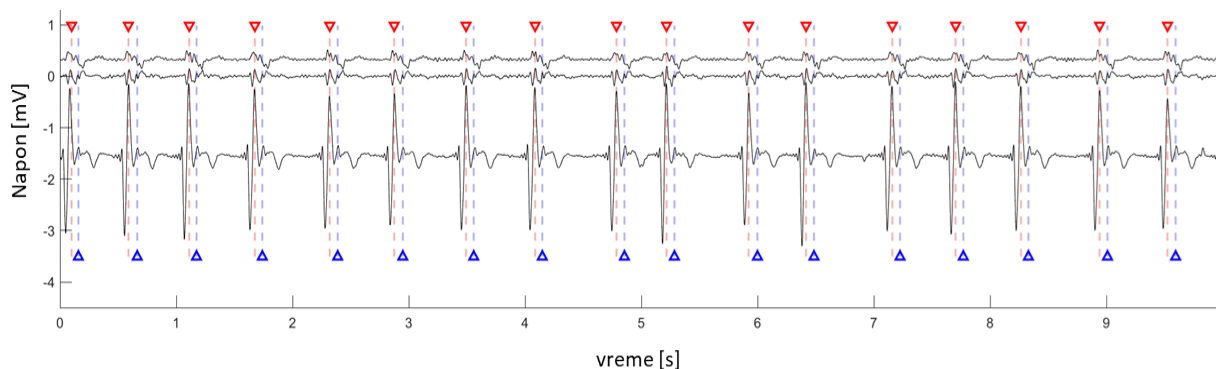


Slika 4-3. Primer signala sa velikim nivoom EMG šuma SNR= -2.5 dB. QRS kompleksi detektovani predloženom metodom označeni su crvenim trouglovima, dok su QRS kompleksi označeni od strane kardiologa označeni plavim trouglovima.

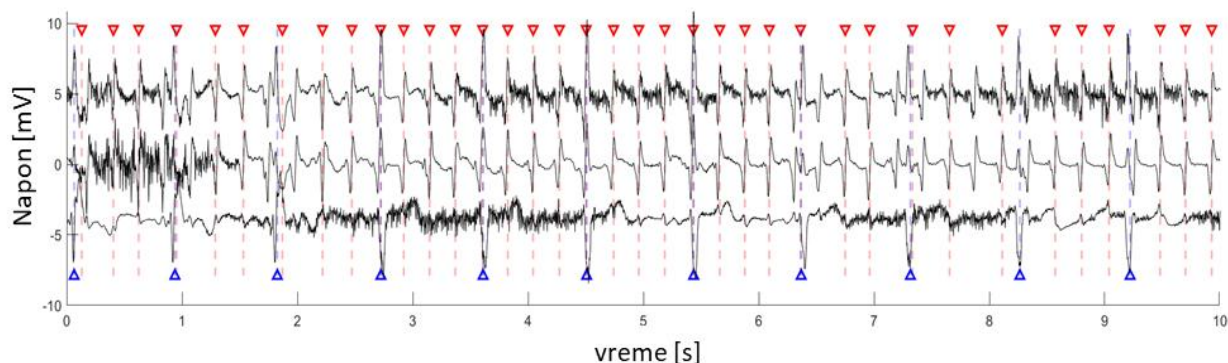
4.4.1. Analiza greške

Analizom snimaka kod kojih je došlo do pogrešnog obeležavanja QRS-ova može se zaključiti da je najčešća greška nastala kada je detektor označio QRS komplekse na dominantnom kanalu (kanal sa najvećom amplitudom), dok je kardiolog identifikovao QRS komplekse na nekom drugom kanalu (Slika 4-4). Međutim, ova neusklađenost nije u osnovi greška detekcije, jer su u ovim slučajevima svi detektovani QRS kompleksi označeni i od strane kardiologa, ali je njihova međusobna udaljenost veća od 60 ms. Jedan primer sa velikim brojem lažno pozitivnih QRS kompleksa uključivao je talase izazvane treperenjem pretkomore nastalim usled AFL-a (Slika 4-5).

I pored dobrih performansi, postoji prostor za poboljšanje metode. Jedan od načina je da metoda postane iterativna, gde bi se nakon detekcije proverila rastojanja između susednih QRS-ova (analiza RR intervala); ukoliko neki RR interval značajno odstupa od ostalih, može se izvršiti provera nedetektovanih QRS kompleksa.



Slika 4-4. Uobičajene greške 3D QRS detektora: QRS kompleksi koje su označili detektor i kardiolog su pomereni za više od 60 ms.



Slika 4-5. Lažno pozitivne detekcije: flaterski talasi koji su detektovani kao QRS kompleksi.

4.4.2. Poređenje sa drugim algoritmima i analiza uticaja šuma

Detaljna analiza metode sprovedena je na CUZU i CUZU-EMG bazama. Izvršeno je sveobuhvatno poređenje između predložene 3D metode i široko korišćenih EG i PT algoritama, čija je MATLAB implementacija dostupna online. Pošto su ove metode dizajnirane za signale sa jednim odvodom, objektivno poređenje EKG signala sa 3 odvoda je obezbeđeno tako što su obe metode primenjene na tri pojedinačna odvoda i QRS kompleks je označen pravilom većine – kada je detektovan na najmanje dva od tri odvoda. Tabela 4-2 i Tabela 4-3 prikazuju rezultate različitih metoda na CUZU i CUZU-EMG bazama, respektivno.

Tabela 4-2. Poređenje EG, PT i 3D metode na CUZU bazi.

metoda	TP	FP	FN	TB	SEN	PPV	DER
EG kanal A	145756	2367	2397	148153	98.38%	98.40%	3.22%
EG kanal B	145152	2477	3001	148153	97.97%	98.32%	3.70%
EG kanal C	142884	4206	5269	148153	96.44%	97.14%	6.40%
EG većinska odluka	146285	1637	1868	148153	98.74%	98.89%	2.37%
PT kanal A	147036	1728	1117	148153	99.25%	98.84%	1.92%
PT kanal B	146565	2459	1588	148153	98.93%	98.35%	2.73%
PT kanal C	144107	3815	4046	148153	97.27%	97.42%	5.31%
PT većinska odluka	147779	1391	374	148153	99.75%	99.07%	1.19%
3D pristup	147407	109	531	148153	99.64%	99.93%	0.43%

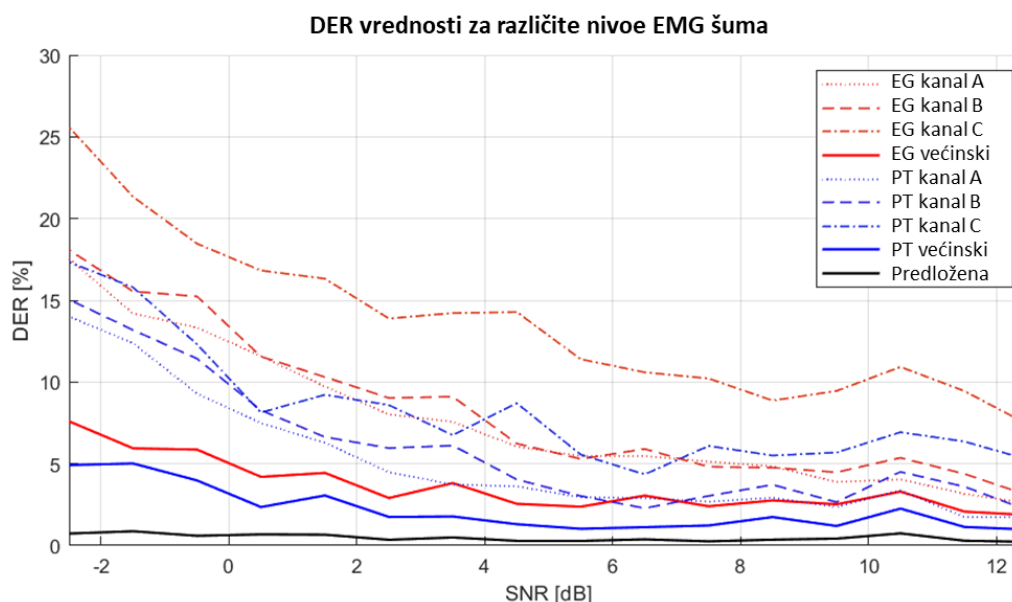
Tabela 4-3. Poređenje EG, PT i predložene metode na CUZU-EMG bazi.

metoda	TP	FP	FN	TB	SEN	PPV	DER
EG kanal A	144621	7222	3532	148153	97.62%	95.24%	7.26%
EG kanal B	144027	7425	4126	148153	97.22%	95.10%	7.80%
EG kanal C	139416	10745	8737	148153	94.10%	92.84%	13.15%
EG većinska odluka	145984	3002	2169	148153	98.54%	97.99%	3.49%
PT kanal A	145913	4873	2240	148153	98.49%	96.77%	4.80%
PT kanal B	145573	5694	2580	148153	98.26%	96.24%	5.58%
PT kanal C	143056	6641	5097	148153	96.56%	95.56%	7.92%
PT većinska odluka	147553	2459	600	148153	99.60%	98.36%	2.06%
3D pristup	147414	187	488	148153	99.67%	99.87%	0.46%

Predložena 3D metoda je superiornija od EG i PT metoda u svim slučajevima. Bilo da se posmatra CUZU ili CUZU-EMG set, SEN i PPV vrednosti 3D metode je veći od 99.5%, što nije slučaj sa ostalim metodama. Jedini izuzetak je veća osetljivost PT metode kod signala bez dodatnog šuma sa primenjenim pravilom većine, međutim ova prednost nije održana u prisustvu šuma. Sličnost rezultata 3D pristupa na ova dva seta pokazuje otpornost metode na smetnje. Međutim, prednost korišćenja više kanala nije vezana samo za 3D pristup- bolje performanse pri korišćenju 3 odvođa su uočljive i kod jednokanalnih metoda kada se primeni većinska odluka, posebno za signale sa prisustvom šuma (Tabela 4-3).

Glavna karakteristika 3D algoritma je mali broj FP slučajeva (manje od 0,1%), što dovodi do precizne detekcije kod koje je PPV>99,85%. Broj FP je za red veličine manji od broja FP-ova prijavljenih od strane drugih algoritama.

Kako bi se dalje istražio uticaj šuma na performanse predložene metode, DER je procenjen na ulaznim signalima grupisanim po nivou EMG šuma. Rezultati su prikazani na Slici 4-6.



Slika 4-6. Zavisnost DER-a od nivoa EMG šuma.

Vrednosti DER-a predloženog algoritma su manje od 1% pri svim vrednostima SNR-a ulaznog signala, pokazujući na taj način otpornost na različite nivoe EMG smetnje.

Dodatno poređenje između predloženog 3D pristupa i drugih metoda prikazano je u Tabeli 4-4. Poređenje je izvršeno na drugim javno dostupnim setovima, kao i na jednom privatnom setu. Uzimajući u obzir samo DER, 3D pristup je bolji u svim slučajevima, sa izuzetkom MIT-BIH seta, gde je Elgendi u blagoj prednosti. Izražena razlika je očljiva na setovima sa većim prisustvom šuma- u slučaju CUZU-EMG seta PPV vrednost 3D metode je iznad 99.5%, dok je za EG i PT dobijeno 95.2% i 96.8%, respektivno. U slučaju HBA seta PPV vrednost 3D metode je takođe 98.5%, dok je za EG i PT dobijeno 90.9% i 92.4%, respektivno. Najlošija senzitivnost 3D pristupa je dobijena kod INCHART i HBA setova (SEN=98.97%), dok su performanse EG i PT metoda u ovim slučajevima i dalje lošije.

Tabela 4-4. Poređenje različitih metoda QRS detekcije na različitim bazama.

Baza	Metoda	Br. Srčanih ciklusa	SEN	PPV	DER
CUZU [109]	3D pristup	148153	99.61%	99.95%	0.43%
	EG kanal A	148153	98.38%	98.40%	3.22%
	PT kanal A	148153	99.25%	98.84%	1.92%
CUZU-EMG	3D pristup	148153	99.66%	99.54%	0.46%
	EG kanal A	148153	97.62%	95.24%	7.26%
	PT kanal A	148153	98.49%	96.77%	4.80%
MIT-BIH [72]	3D pristup	109446	99.38%	99.83%	0.80%
	EG kanal A	109446	99.82%	99.66%	0.53%
	PT kanal A	109446	99.19%	99.18%	1.63%
TWA [110]	3D pristup	14161	99.90%	99.88%	0.22%
	EG kanal A	14161	98.95%	99.02%	2.02%
	EG rad	19003	98.88%	99.12%	
	PT kanal A	14161	90.43%	90.48%	19.09%
	PT rad	19003	88.32%	94.04%	
INCHART [73]	3D pristup	175918	98.97%	99.56%	1.46%
	EG kanal A	175918	97.19%	96.23%	6.62%
	EG rad	175918	99.03%	97.09%	
	PT kanal A	175918	93.73%	94.00%	12.25%
	PT rad	175918	49.75%	97.49%	
HBA	3D pristup	21759	99.3%	98.47%	2.24%
	EG kanal A	21759	96.02%	90.87%	13.63%
	PT kanal A	21759	93.51%	92.38%	14.20%

4.5. Primene u mobilnim uređajima

Kao što je naglašeno u poglavlju 1 ove disertacije, mEKG uređaji se uglavnom koriste za detekciju AF. Zbog toga je pouzdana detekcija QRS kompleksa od presudne važnosti. U isto vreme, prisustvo različitih tipova šuma prisutna kod mEKG uređaja otežava ovaj proces. Međutim, u slučaju korišćenja 3 odvoda za detekciju QRS kompleksa, preciznost se znatno povećava. Konkretno, kod 3D pristupa uticaj različitog nivoa EMG šuma gotovo da nema uticaj na detekciju QRS kompleksa (Slika 4-6). Značajno poboljšanje performansi i smanjenje broja FP i FN QRS-ova koristeći 3 odvoda vidljivo je i kod drugih metoda.

Predstavljeni 3D pristup se može koristiti kod svih EKG snimaka koji imaju 3 ili više kanala. S druge strane, 3D pristup je pokazao slabije performanse na bazi sa 2 kanala (MIT-BIH), dok se na bazama sa jednim odvodom očekuju još lošije performanse.

Pored kvaliteta algoritma u detekciji QRS kompleksa, energijska efikasnost algoritma je ostala u nivou drugih metoda- prosečno vreme izvršavanja je približno 4,9 milisekundi po snimku na CUZU i CUZU-EMG bazama koristeći i7-1165G7 28W procesor. Brzo vreme obrade pokazuje sposobnost algoritma da efikasno analizira EKG signale, što ga čini veoma pogodnim za aplikacije u realnom vremenu kod mEKG uređaja.

4.6. Zaključak

U ovom poglavlju predstavljena je metoda detekcije QRS kompleksa koja koristi 3 odvoda. Osnovna ideja metode je da množenjem obrađenih odvoda odbirak po odbirak pojačavaju QRS kompleksi, a ostale komponentne signala umanjuju. Predloženi pristup pokazuje izuzetne performanse, osetljivost od 99.66% i DER od 0.46% na bazi signala kontaminiranih EMG šumom, što ga čini pogodnim za praktičnu primenu u praćenju rada srca i dijagnostici. Kroz sveobuhvatnu validaciju na različitim bazama sa različitim nivoima šuma i velikoj dinamici morfologija, predložena metoda je pokazala robusnost i prilagodljivost realnim situacijama.

Poređenje sa najčešće korišćenim jednokanalnim metodama PT i EG pokazalo je superiornost 3D pristupa. Korišćenje 3 EKG kanala pružilo je prednost u poboljšanju performansi detekcije i smanjenju lažno pozitivnih rezultata izazvanih smetnjom i artefaktima.

Metoda je pogodna za primene u mEKG uređajima zbog odličnih performansi u prisustvu šuma i brzog vremena izvršenja na standardnim procesorima.

5. Automatska detekcija ventrikularnih ekstrasistola

5.1. Uvod

Ventrikularne ekstrasistole su jedna od najčešćih vrsta ventrikularnih aritmija. Iako se obično smatraju benignim, ne smeju se ignorisati zbog povezanosti sa razvojem ventrikularne tahikardije i ventrikularne fibrilacije, stanja koja mogu dovesti do smrtnog ishoda [111]. Uprkos intenzivnom razvoju algoritama za detekciju VES-ova, i dalje su aktuelni problemi neprepoznavanja VES-ova koji se ne manifestuju na svim kanalima i korišćenja velikog broja karakteristika potrebnih za postizanje dobrih performansi detektora, kao i smanjenje vremena izvršavanja detekcije. U ovom poglavlju je prikazan novi 3D algoritam za prepoznavanje VES-ova koji rešava ove probleme. Algoritam je zasnovan na EKG merenju na 3 kanala koji je pogodan za mEKG uređaje.

5.2. Metoda

5.2.1. VES detektor u 3D prostoru

Algoritam se sastoji iz sledeća 3 koraka:

- Priprema signala filtriranjem,
- Predstavljanje signala u 3D prostoru,
- Klasifikacija VES-ova DBSCAN algoritmom.



Slika 5-1. Primer signala sa VES ciklusom kod kojeg je izražena promena pravca srčane ose

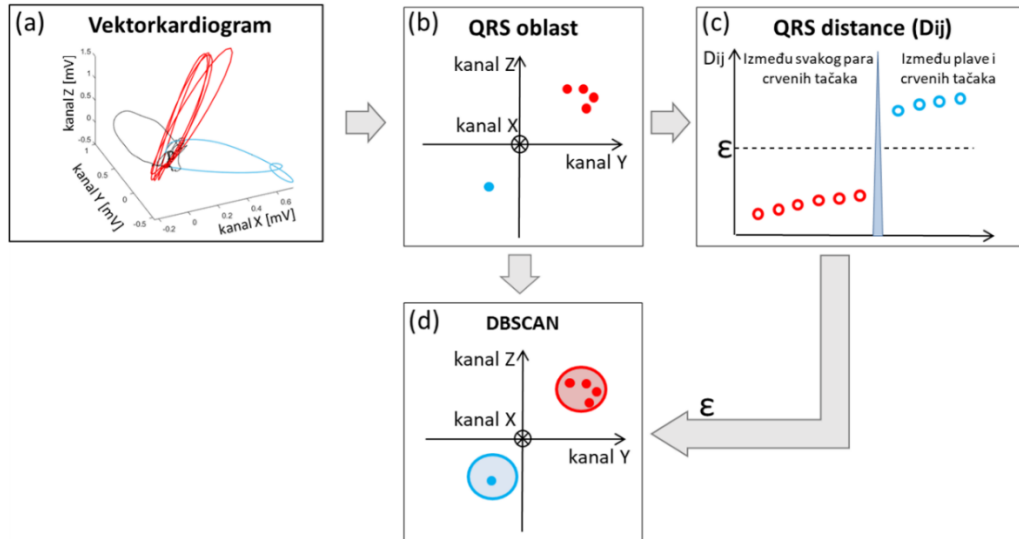
a) Priprema signala filtriranjem

Svi signali su pripremljeni koristeći frekventno filtriranje da bi se uklonila BLW smetnja koristeći visokopropusni Batervortov filter 2. reda sa frekvencijom odsecanja od 1 Hz, dok je EMG šum uklonjen niskopropusnim Batervortovim filterom 5. reda sa frekvencijom odsecanja od 40 Hz.

b) Predstavljanje signala u 3D prostoru

Ovo je ključan inovativni korak. 3D detektor koristi povećanje amplitude QRS-kompleksa i pomeranje srčane ose VES-ova u odnosu na srčane cikluse čiji je izvor u SA čvoru ili pretkomori (SVES). Za razliku od ciklusa čiji je izvor nastao u SA čvoru, električna ekscitacija VES-ova nastaje u proizvoljnoj tački na komorama i polako se širi od miocita do miocita, proširujući QRS kompleks. Odgovarajući električni signal odstupa od očekivanog provodnog puta i pravca što dovodi do

promenjene morfologije i pravca prostiranja QRS-a (Slika 5-1) [112]. Da bi u potpunosti uzeo u obzir ove pojave, 3D algoritam analizira 3 najortogonalnija odvoda koji najvernije predstavljaju vektorkardiogram. Kod standardnog EKG-a sa 12 kanala koji se koriste u klinici ili u Holter monitoringu, to su odvodi I, aVF i V3. Kod mEKG uređaja, izbor kanala zavisi od rasporeda kontakata elektroda na telu i varira od uređaja do uređaja.



Slika 5-2. 3D VES detektor. a) 3-kanalna sekvenca EKG signala i petlja vektorkardiograma; b) predstavljanje srčanog ciklusa u 3D prostoru; c) određivanje praga za DBSCAN klasifikator; d) grupisanje srčanih ciklusa pomoću DBSCAN algoritma. Crvene grupe odgovaraju normalnim srčanim ciklusima, plave odgovaraju VES-u.

Glavnu karakteristiku 3D VES algoritma, mQRS, predstavlja integral QRS signala tokom vremenskog intervala, koji počinje 60 ms pre i završava se 60 ms nakon detektovane R tačke. Ovaj interval je predstavljen na Slici 5-1. Kako bi se izbegla integracija u kraćem intervalu (QRS kompleksi na samom početku ili kraju signala), QRS kompleksi koji se nalaze 200 ms nakon početka ili pre kraja signala su zanemareni. S obzirom da je izabrana dužina QRS kompleksa ista za sve otkucaje srca, mQRS je skalirana srednja vrednost QRS kompleksa:

$$mQRS = \frac{\sum_{i=R-60}^{i=R+60} QRS(i)}{fs * 120 / 1000}. \quad (5.1)$$

mQRS se izračunava za svaki od 3 kanala. U 3D prostoru sa koordinatama mQRS_A, mQRS_B, mQRS_C, svaki srčani otkucaj može se predstaviti jednom tačkom. Nakon ovako definisane karakteristike QRS kompleksa, očekuje se da će slični QRS kompleksi biti grupisani na jednom mestu u 3D mQRS prostoru, formirajući klastere (Slika 5-2b). Kako su rastojanja između tačaka morfološki i amplitudski sličnih srčanih ciklusa mnogo manja u poređenju sa rastojanjem između tačaka različitih srčanih ciklusa (npr. sinusa u odnosu na VES), euklidsko rastojanje između i-te i j-te tačke u 3D mQRS prostoru, D_{ij}, se definiše kao nova karakteristika pogodna za klasifikaciju VES-ova.

c) Klasifikacija

Klasifikacija je zasnovana na DBSCAN algoritmu koji se koristi za identifikaciju klastera proizvoljnog oblika unutar zašumljenih i nepravilno raspoređenih skupova podataka [113], uključujući algoritme za obradu EKG signala [114]. Ovaj klasifikator formira grupe od tačaka koje su prostorno bliske, tj. tačke sa mnogim obližnjim susedima, a one koje leže same u regionima niske gustine, tj. tačke sa udaljenim najbližim susedima odvajaju u posebne grupe. U slučaju VES-ova u 3D prostoru, očekuje se da se srčani ciklusi sa sličnim karakteristikama (npr. sinusni otkucaji) grupišu u

klaster visoke gustine, dok će VES-ovi biti pozicionirani van grupe (Slika 5-2b). U slučaju da DBSCAN algoritam prepozna najmanje dva klastera, klaster sa najvećim brojem otkucaja će se označiti kao ne-VES, a svi ostali kao VES. Ako postoje dva klastera sa sličnim brojem tačaka, što bi mogao biti slučaj sa bigeminijom, tačke iz klastera najbližeg koordinatnom početku smatraju se sinusnim srčanim ciklusima. Ova odluka je zasnovana na osobini VES-ova da imaju energiju QRS-a veću nego sinusni otkucaji.

Performanse DBSCAN-a su uslovljeni izborom poluprečnika ϵ unutar kojeg se traže tačke susedstva i minimalnim brojem tačaka n neophodnih za formiranje klastera. Algoritam počinje klasifikaciju izborom nasumične tačke za koju računa okolinu definisanu sa ϵ i proverava broj tačaka unutar te okoline. Ako okolina sadrži broj tačaka koji je veći ili jednak n , ta tačka postaje centralna tačka, i formira se klaster. Ukoliko tačka nema dovoljno suseda, ona se označava kao granična tačka. Isti proces se ponavlja za sve ostale tačke. Ukoliko se centralna tačka nalazi u ϵ okolini druge centralne tačke, onda one i svi njihovi ϵ susedi pripadaju istom klasteru.

Kako prečnik klastera zavisi od različitih faktora, kao što su širina i amplituda QRS-a i šum signala, vrednost ϵ predstavljenog algoritma za detekciju VES-a se određuje posebno za svaki signal na sledeći način: euklidska rastojanja D_{ij} između svaka dva otkicaja u 3D mQRS- prostoru se računaju i sortiraju u rastućem redosledu (Slika 5-2c). Maksimum drugog izvoda ove krive se uzima kao ϵ . U predloženom 3D algoritmu, opseg u kom se može naći ϵ je ograničen na $[0.13, 0.2]$, pri čemu su granice izvedene optimizacijom osetljivosti na bazi za obuku. Minimalan broj tačaka neophodan za formiranje klastera n je postavljen na 1.

5.3. Baze podataka

5.3.1. Baza za obuku

Baza za obuku je dobijena ukrštanjem dve privatne baze 12-kanalnih snimaka - baze sa aritmijama i baze sa dijagnozama infarkta miokarda. Krajnja baza sadrži 2217 12-kanalnih EKG snimaka trajanja 10 sekundi i 27324 srčanih ciklusa, od čega 310 VES-ova na 181 snimku. VES otkucaji su anotirani od strane kardiologa. S obzirom da su u pitanju baze sa 12-kanalnim snimcima, dominantni tip smetnje je BLW. Prosečni odnos signal-šum ove smetnje na 3 odvoda bila je -47,03 dB, dok prosečni SNR EMG šuma iznosi 17,45 dB. Ovde je BLW smetnja određena kao frekventna komponenta signala ispod 1 Hz, a EMG smetnja je dobijena korišćenjem IRM metode predstavljene u poglavlju 3.

5.3.2. Set za testiranje metode

Kao set za testiranje predstavljene metode korišćen je podskup CUZU 12-kanalne javne EKG baze [108]. Kao što je rečeno u poglavlju 4, baza sadrži 10646 signala i ispitanika, svaki u trajanju od 10 sekundi, snimljenih sa frekvencijom odabiranja od 500 Hz. Anotacija baze sadrži 11 ritmova i 67 dodatnih kardiovaskularnih stanja. Prisustvo aritmija i drugih stanja označili su kardiolozi.

Tabela 5-1. Struktura ritmova CUZU-VES baze.

Ritam	SR	AFIB	ST	SB	AT	AF	SAA	Ukupno
broj snimaka	58	191	130	198	11	31	36	655
broj snimaka sa VES-ovima	18	142	63	42	4	16	16	301

Izabrani podskup, nazvan CUZU-VES set sadrži 655 snimaka sa 8548 srčanih ciklusa. Sastoji se od svih snimaka iz CUZU baze označenih da sadrže VES, njih 301, i 354 slučajno odabranih snimaka označenih bez ove dijagnoze. Postavljeni sastav prema srčanom ritmu dat je u Tabeli 5-1. Prepoznati su: SR - sinusni ritam, AF - atrijska fibrilacija, ST - sinusna tahikardija, SB - sinusna bradikardija, AT - atrijska tahikardija, AFL- atrijski fluter, SA - sinusna aritmija, AVNRT -Reentrantna tahikardija atrioventrikularnog čvora (poslednja dva su grupisana u tabeli kao SAA). Gornji red prikazuje odgovarajući broj snimaka na celom setu, a donji samo na podskupu sa snimcima koji imaju VES po anotaciji koja je priložena uz bazu. Prisustvo različitih aritmija je evidentno u signalima sa i bez VES-ova. Sa prosečnom vrednošću SNR-a za BLW za 3 kanala od -47,08 dB i SNR-a za EMG od 13,58 dB, kvalitet signala je nešto bolji, ali uporediv sa setom za obuku.

Medicinski tim sastavljen od četiri kardiologa (od čega su tri elektrofiziolozi) je pregledao sve snimke CUZU-VES baze i označio VES srčane cikluse. Anotirano je 573 VES ciklusa u 279 signala, dok ostali signali nemaju VES. Njihovu anotaciju smo uporedili sa anotacijom signala sa i bez VES-ova datoj u tabeli koja je objavljena uz CUZU bazu. Anotacije signala su se dobro slagale sa napomenom datom u zvaničnoj tabeli CUZU baze za 627 snimaka (saglasnost 95,72%). Međutim, 25 snimaka označenih kao negativni u našoj anotaciji označeno je kao VES u CUZU tabeli, dok su 3 snimka označena kao VES u našoj anotaciji negativna po CUZU anotaciji. Jedno od glavnih odstupanja bilo je to što je u CUZU anotaciji Ašmanov fenomen pogrešno protumačen kao VES. Osim ovog, nisu primećeni drugi obrasci u neslaganjima. Anotacija CUZU-VES baze objavljena je u Mendeley repozitorijumu i javno je dostupna [115].

Najčešće korišćena test baza MIT-BIH [72] se ovde ne koristi uprkos većem broju VES-ova (7130 naspram 573). Za ovo postoje dva glavna razloga. Prvi je da MIT-BIH sadrži snimke sa 2 odvoda, dok CUZU-VES sadrži svih 12 odvoda, tako da se može koristiti podskup od 3 kanala neophodnih za predloženu metodu. Drugi razlog je taj što CUZU-VES baza sadrži podatke većeg broja ispitanika (655 prema 47) sa većom raznovrsnošću dijagnoza.

5.3.3. Metrike za računanje kvaliteta metode

Označena CUZU-VES baza je korišćena kao zlatni standard u definiciji metrike kvaliteta algoritma. Korišćene su standardne metrike u kojima su SEN, specifičnost (SPE), tačnost (ACC), PPV i F1-skor definisani preko TP, FP, TN i lažno negativnih (FN) srčanih ciklusa. Konkretno, SEN (osetljivost) je verovatnoća pozitivnog rezultata (detektovanog VES-a) testa uslovljena time da je ciklus zaista pozitivan (jednačina 4.1). PPV, takođe poznata kao preciznost, predstavlja odnos tačno pozitivnih u ukupnom broju pozitivno predviđenih otkucaja (jednačina 4.2). Specifičnost (SPE) je verovatnoća negativnog rezultata testa uslovljena time da je srčani ciklus zaista negativan (jednačina 5.2). Tačnost (ACC) je deo tačno klasifikovanih otkucaja (jednačina 5.3). F1-skor je harmonijska sredina preciznosti i osetljivosti (jednačina 5.4). Poslednje 3 metrike su definisane na sledeći način:

$$SPE = \frac{TN}{TN+FP}, \quad (5.2)$$

$$ACC = \frac{TN+TP}{TP+FP+TN+FN}, \quad (5.3)$$

$$F1 = \frac{2*TP}{2*TP+FN+FP}. \quad (5.4)$$

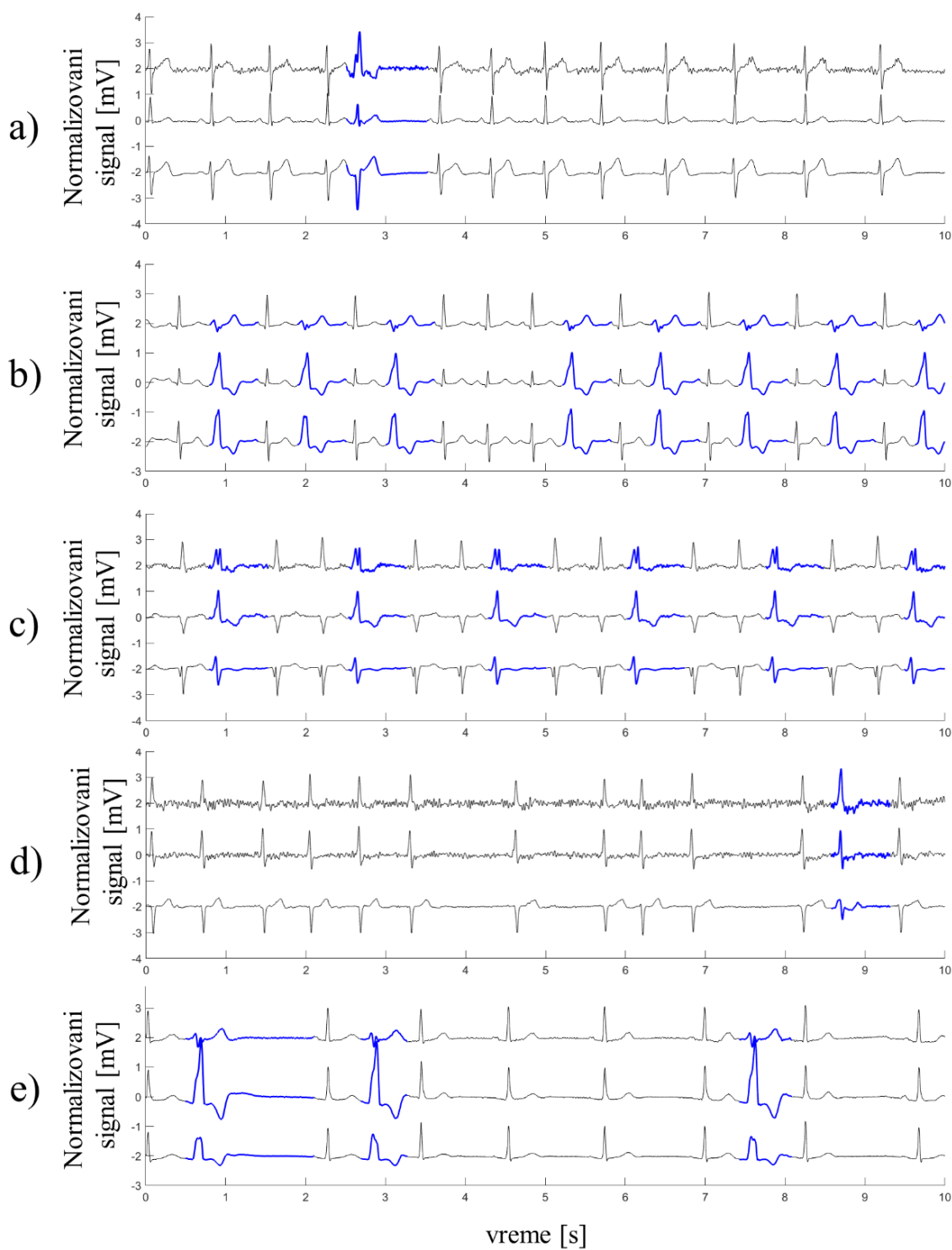
5.4. Rezultati

Tabela 5-2 prikazuje kvalitet dobijen na celom skupu i na podskupovima signala sa različitim ritmovima iz Tabela 5-1. Predstavljena 3D VES metoda ima osetljivost od 97,18 %, specifičnost od 99,25 % i PPV od 90,18 % na test setu. Performanse na signalima sa sinusnim ritmom ili tahikardijom (ST, AT i SA) su odlične pošto imaju SEN 100%, SPE veću od 99% i PPV veću od 87%. Glavna karakteristika 3D VES detektora – mQRS, dobro razlikuje široki QRS tipičan za VES od normalnog QRS-a. Na Slici 5-3 dati su primeri EKG signala dobro označenih VES-ova i to signali sa: pojedinačnim VES-ovima (Slika 5-3a), bigeminijom (Slika 5-3b) i trigeminijom (Slika 5-3c). Zanimljivo je da 3D VES metoda postiže veoma dobre performanse (SEN od 95,49%, specifičnost od 98,85% i PPV od 89,75%) kod ispitanika sa dijagnozom AF čije trajanje QRS-a pokazuje veliku promenljivost i može premašiti normalnu QRS širinu od 120 ms [116] (Slika 5-3d). Uprkos brojnim morfološkim promenama koje se mogu detektovati u sporom sinusnom ritmu, zadovoljavajuća vrednost SEN od 94,12% i PPV od 92.8% i visoka SPE od 99.7% je takođe dobijena za dijagnozu sinusne bradikardije (Slika 5-3e). Ovo pokazuje da se 3D VES detektor može primeniti zajedno sa detektorima ovih aritmija kako bi se poboljšala specifičnost detekcije. Primeri AF i SB na Slici 5-3 ilustruju prednosti 3D pristupa.

Tabela 5-2. Performanse 3D VES detektora na test setu sa podsetovima snimaka sa različitim aritmijama.

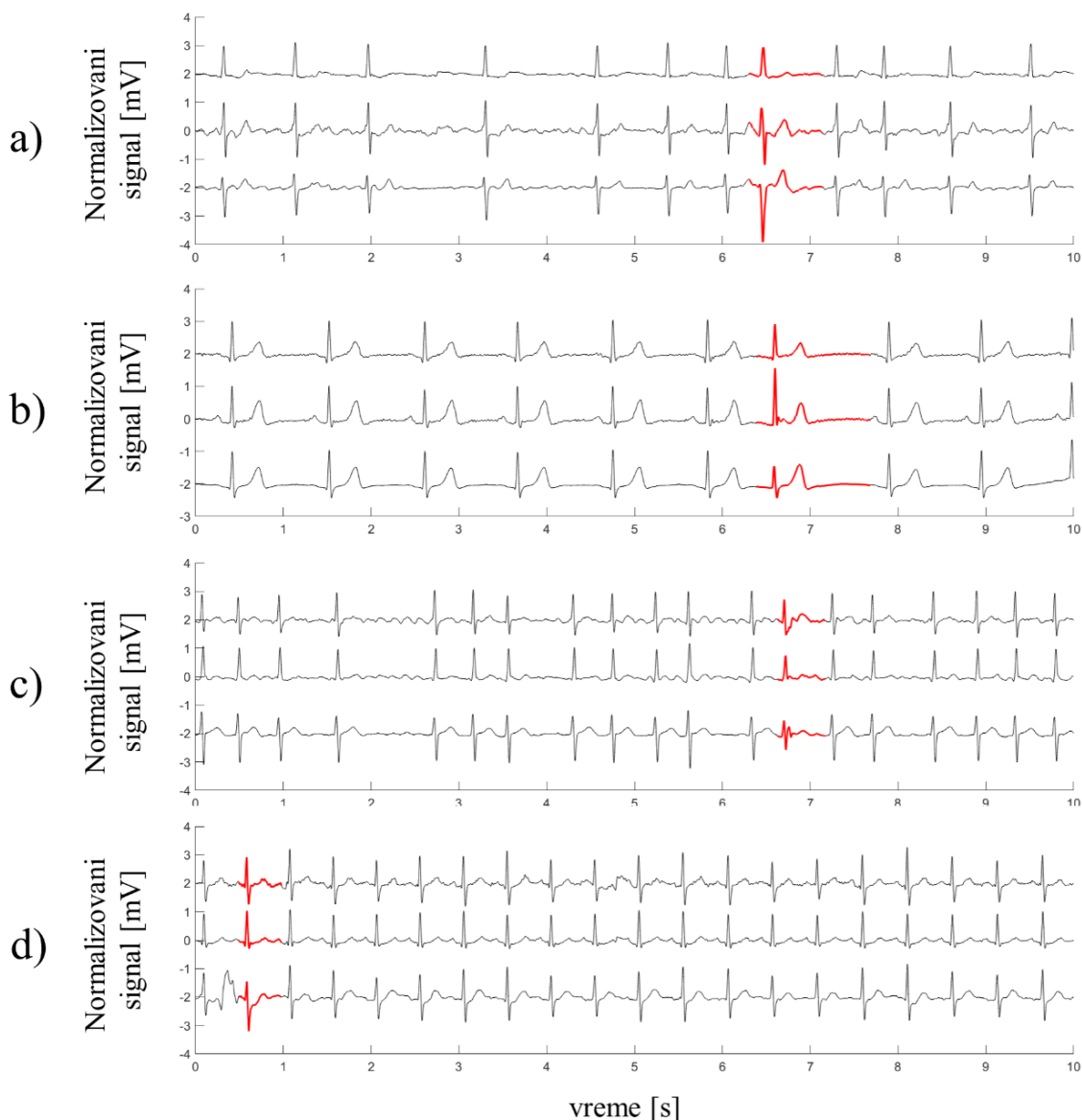
TEST SET	TP	TN	FP	FN	SEN	SPE	ACC	PPV	F1
Ukupno	551	7921	60	16	97.2%	99.3%	99.1%	90.2%	93.6%
Po ritmovima iz javne anotacije									
SR	37	648	3	0	100.0%	99.5%	99.6%	99.8%	92.5%
AF	254	2482	29	12	95.5%	98.9%	98.5%	89.8%	92.5%
ST	142	2088	13	0	100.0%	99.4%	99.4%	91.6%	95.6%
SB	64	1637	5	4	94.1%	99.7%	99.5%	92.8%	93.4%
AT	7	208	0	0	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%
AFL	26	470	7	0	100.0%	98.5%	98.6%	78.8%	88.1%
SA, AVNRT	21	388	3	0	100.0%	99.2%	99.3%	87.5%	93.3%

U slučaju AF-a (Slika 5-3d), različita morfologija VES-a je izražena samo na kanalu V3, te algoritam zasnovan na morfologiji ne može detektovati VES ako se posmatraju samo prva dva odvoda. S obzirom na veliku varijabilnost srčanog ritma kod signala sa AF dijagnozom, kompenzatorna pauza takođe nije potpuno pouzdana. U slučaju bradikardije (Slika 5-3e), neupadljiva morfološka promena izazvana VES-om na kanalu I takođe može dovesti do pogrešne FN dijagnoze.



Slika 5-3. VES ciklusi ispravno detektovani predloženom metodom (plavi srčani viklusi). a) sinus ritam, b) bigeminija, c) trigeminija, d) AF e) bradikardija.

Izvori grešaka su istraženi vizuelnom proverom svih 16 FN i 60 FP srčanih ciklusa na test setu. Sve FN karakteriše suviše malo proširenje QRS-a, nedovoljno da se postigne rastojanje iznad ε praga između VES-ova i normalnih srčanih ciklusa u 3D prostoru (sa 3 kanala).



Slika 5-4. Primeri lažno pozitivnih srčanih ciklusa (crveni srčani ciklusi). Izvori greške: a) promena morfologije srčanog ciklusa u AF-u, b) SVES, c) Ašmanov efekat u AF-u, d) artefakt.

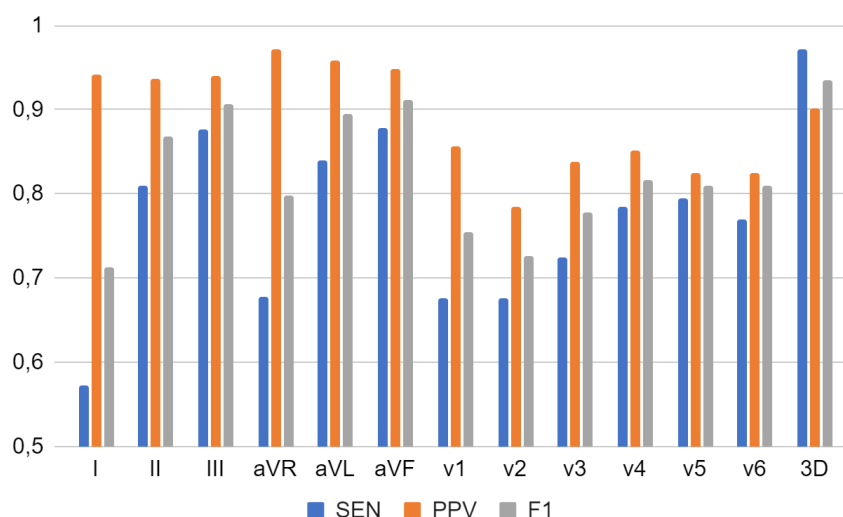
Identifikovana su 3 glavna izvora greške FP-a:

- šumovi i artefakti (7 FP),
- različite morfologije otkucaja bliske onoj kod VES-ova (28 FP),
- nepravilni ritmovi koji potiču iz pretkomora, odnosno preuranjene atrijalne kontrakcije (SVES) (6 FP) i Ašmanov fenomen (19 FP).

Primeri signala sa pogrešno obeleženim srčanim ciklusima su prikazani na Slici 5-4. Dok se greške koje potiču od šuma mogu ispraviti obradom signala, morfološke greške ne prate sistematske obrasce, te njihove ispravke zahtevaju uvođenje novih karakteristika. Ašmanov efekat i SVES-ovi su utvrđene dijagnoze sa poznatom heuristikom prepoznavanja i stoga se mogu korigovati. Ašmanov fenomen opisuje aberaciju forme sa normalnom orijentacijom QRS ose koja rezultira produženim QRS-om (funkcionalni blok grane Hisovog snopa) [117]. Obično se registruje kod AF-a kada relativno dug ciklus prati relativno kratak ciklus. Odsustvo pune kompenzatorne pauze razlikuje ga od VES-a. Kako opisani algoritam ne uzima u obzir analizu RR intervala, on se može korigovati dodavanjem upravo ove karakteristike [118]. Međutim, lažno otkrivanje Ašmana ne utiče nužno na neke uobičajene primene. Na primer, da bi se povećala specifičnost detekcije AF-a, Ašmanovi otkucaji otklanjaju se

isto kao i VES-ovi. Stoga, zbog komplikacije algoritma, uvođenje novih karakteristika treba razmatrati od slučaja do slučaja. Slična situacija je i kod SVES-ova, koji su dobro definisana dijagnoza i koji mogu biti izdvojeni prema abnormalnosti P-talasa [119].

Kako bi se kvantifikovala prednost analize na 3 kanala, izračunat je kvalitet metode za svaki od 12 odvoda iz CUZU-VES baze, ponavljajući isti kanal na ulazu algoritma umesto 3 ortogonalna kanala. Rezultati na Slici 5-5 pokazuju veliki pad senzitivnosti za sve pojedinačne kanale u odnosu na 3D detektor. Konkretno, osetljivost ortogonalnih odvoda I, aVF i V3 korišćenih u konstrukciji 3D detektora, smanjena je na 57,32%, 87,83% i 72,49%, respektivno. Ovo se pripisuje velikom broju FN-ova usled propusta detekcije VES-ova koji nisu izraženi u svakom odvodu.



Slika 5-5. SEN, PPV i F1 performanse 3D VES detektora kada se koriste pojedinačni kanali i 3D pristup.

5.5. Diskusija

Rezultati ukazuju na visok kvalitet predložene metode, za koje je zaslužan izbor mQRS-a kao karakteristike srčanih ciklusa. Glavna prednost ove karakteristike je slaba zavisnost od preciznosti anotacije R tačke. Kako bi se dokazala ova hipoteza, procenjen je kvalitet 3D VES detektora nakon uvođenja slučajnih grešaka u položaje R tačaka na test setu. Tačke su pomerene ravnomernom distribucijom korišćenjem funkcije pseudoslučajnog generatora (*randi*, MATLAB, MathWorks Inc.). Posle 10 iteracija sa maksimalnom greškom R tačke od ± 20 ms, prosečni rezultati su bili SEN=97,04 %, SPE=99,24% i PPV=90.18%, a sa maksimalnom greškom R tačke od ± 10 ms, SEN=97,18%, SPE=99,27% i PPV=90.55%. Oba testa daju zanemarljive promene u odnosu na originalne rezultate (SEN=97,18%, SPE=99,25% i PPV=90.18%). Nezavisnost od anotacije R tačke je velika prednost u odnosu na VES detektore koji se oslanjaju na kompenzatornu pauzu kao glavnu karakteristiku detekcije VES-a. Analiza koja uključuje kompenzatornu pauzu je problematična kod mEKG uređaja gde šum može da izobliči signal do mere koja ometa tačnu identifikaciju R tačaka.

Jedna od prednosti predložene metode leži u činjenici da mQRS implicitno procenjuje i širinu i amplitudu QRS kompleksa bez određivanja dodatnih karakterističnih tačaka, npr. Q ili S tačke, čija je tačna detekcija osetljivija na šum u poređenju sa detekcijom R tačke. Ovo čini predloženi algoritam robusnijim od često korišćenih QRS metoda zasnovanih na proceni širine QRS-a ili drugih

karakteristika koje zahtevaju Q i S tačke [69] [70]. Pored toga, mQRS uključuje znak QRS-a i može lako da identifikuje VES sa obrnutim QRS kompleksom.

Međutim, izbor mQRS-a kao glavne karakteristike signala povlači za sobom i izvesna ograničenja. Predložena metoda nije pogodna za aritmije koje ozbiljno i dosledno narušavaju morfologiju QRS-ova pojedinačnih srčanih ciklusa, kao što je supraventrikularna tahikardija. Distorzije dovode do formiranja velikih klastera u 3D prostoru, od kojih nijedan ne predstavlja normalnu morfologiju QRS-a. Prepoznavanje jednog ili više klastera kao VES generiše veliki broj FP-a. Takođe je problematična i pogrešna detekcija otkucaja sa znatno promenjenim QRS kompleksom, kao što je slučaj kod Ašmanovog fenomena. Oba nedostatka se u velikoj meri mogu ispraviti uvođenjem RR intervala u analizu.

5.5.4. Primena na mEKG signale

Kako bi se procenila primenljivost predloženog algoritma u mEKG praćenju, izvršena je procena performansi 3D VES detektora sa sledećih aspekata: potrošnja energije, performanse algoritma na 3D EKG vektoru merljivom pomoću savremene mobilne EKG tehnologije i pri sniženim frekvencijama odabiranja signala koje se često koriste u telemedicini od 300 Hz (standardni EKG uređaji mere na 1kHz ili 500 Hz) [120] [121].

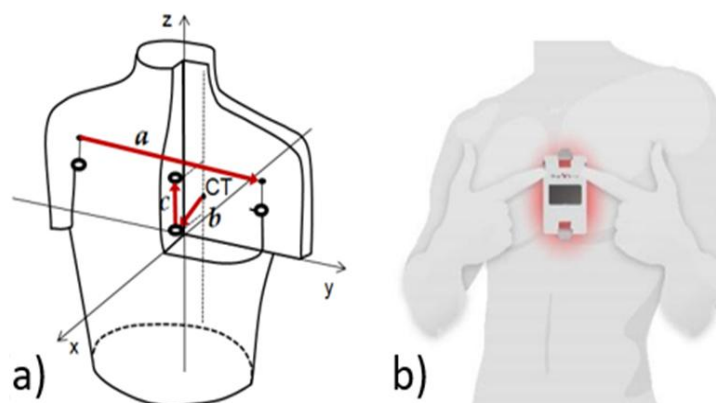
Dok je kod kliničkih EKG aplikacija bitnija tačnost detektora spram potrošnje, mobilne aplikacije su zahtevne na oba fronta. Zbog toga je predloženi algoritam upoređen sa algoritmima koji postižu slične performanse [122] [123], dok se poređenje sa algoritmima sa niskom potrošnjom energije ali znatno nižom senzitivnošću smatra neadekvatnim [67]. U cilju poređenja algoritama koji se izvršavaju na različitim računarskim platformama, procenjena je ukupna potrošnja energije na 10-sekundnim signalima. 3D VES algoritam je implementiran na standardnom računaru (procesor 11th Gen Intel(R) Core (TM) i7-1195G7 @ 2,90GHz 16 GB RAM, TDP 28 W). Prosečno vreme rada od 0,19 s po signalu trajanja 10 sekundi rezultiralo je potrošnjom energije od 5,3 J. VES detektor zasnovan na veštačkoj neuronskoj mreži koji radi na pametnom telefonu Galaxy J1 troši 10,5 J po signalu od 10 otkucaja da bi postigao 98,7% osetljivosti [122]. Metoda bazirana na mašini sa vektorom podrške (SVM) troši 42 J za 10 otkucaja na računaru (Intel® Core™ i5 3,2 GHz 8 GB RAM, TDP 77W) da bi postigla osetljivost od 99,2% [123]. Poređenje pokazuje da 3D VES troši manje energije od algoritama sa sličnim visokim performansama detekcije.

Na Slici 5-6 dato je poređenje kvaliteta 3D VES algoritma koristeći 2 konfiguracije odvoda 12 kanalnog EKGa: (i) 3 ortogonalna odvoda koji su podskup 12 kanala i (ii) 3 kvaziortogonalna odvoda koji najbolje reprodukuju odvođe izmerene ručnim EKG uređajem AIMigo (HeartBeam Inc., SAD). Uređaj se dodiruje prstima obe ruke i oslanja se na grudni koš, čime se generišu odvođa koji odgovaraju odvodima I, razlici odvoda V2 i V4 i V3 (Slika 5-7). Rezultati pokazuju blago pogoršanje performansi algoritma kada se koristi neoptimalni izbor kanala: SPE je pala sa 99,25% na 98,6%, SEN sa 97,2% na 94,2%, a PPV sa 90,2% na 82,7%, što je i dalje u opsegu vrednosti koje su dobijene višekanalnim VES detektorima [67].

	standard				mobile		
	LEADS I, aVF, V3				LEADS I, V2-V4, V3		
fs=500 Hz	TN 7921	FN 16	NPV 99.80%		TN 7869	FN 33	NPV 99.58%
	FP 60	TP 551	PPV 90.18%		FP 112	TP 534	PPV 82.66%
	SPE 99.25%	SEN 97.18%	ACC 99.11%		SPE 98.60%	SEN 94.18%	ACC 98.30%
fs=300 Hz	TN 7939	FN 17	NPV 99.79%		TN 7890	FN 29	NPV 99.63%
	FP 42	TP 550	PPV 92.91%		FP 91	TP 538	PPV 85.53%
	SPE 99.47%	SEN 97.00%	ACC 99.31%		SPE 98.86%	SEN 94.89%	ACC 98.60%

Slika 5-6. Matrice konfuzije računate za slučajeve ortogonalnih kanala iz rada i onih koji odgovaraju mobilnom EKG uređaju (HeartBeam, Inc.) koristeći dve vrednosti frekvencije odabiranja.

Pošto određeni broj mobilnih EKG uređaja radi sa nižim frekvencijama odabiranja, procenjene su i performanse algoritma na oba skupa kanala iz prethodnog pasusa sa smanjenom frekvencijom odabiranja od 300 Hz, sa kojom radi na pirmer uređaj AliveCor (Kardiamobile Inc., SAD). Matrice konfuzije na Slici 5-6 pokazuju zanemarljivu razliku u parametrima performansi na 500 Hz i 300 Hz.



Slika 5-7. a) Kanali a,b,c korišćeni kod mobilnog ECG uređaja (Heat Beam, Inc.). Ovi kanali najviše odgovaraju odvodima I, V3 i razlici V4 i V2; b) Pozicija HeartBeam uređaja na telu. Modifikovano prema slici 1 iz [124].

5.6. Zaključak

U ovom poglavlju je predložena nova 3D metoda za detekciju VES-ova zasnovana na proceni integrala QRS kompleksa na 3 EKG kanala kao jedine karakteristike signala. Dobijene su odlične performanse detektora, SEN od 97,18%, PPV od 90,18% i SPE od 99,25% i uporedivi su ili prevazilaze ostale detektore konstruisane za mEKG uređaje sa 1, 2, ili 3 odvoda. Potencijal detektora potvrđuje SEN od 95,49%, PPV od 89,75% i SPE od 98,85% na podskupu snimaka sa AF dijagnozom, najčešćim tipom lečene srčane aritmije.

3D detektor je pogodan za upotrebu kako u kliničkim tako i u holterskim i telemedicinskim EKG merenjima. O poslednjem svedoči niska potrošnja energije, visoke performanse detektora na odvodima koji odgovaraju ručnim mobilnim uređajima i usklađenost sa smanjenom frekvencijom odabiranja EKG-a. 3D detektor VES-ova je veoma otporan na greške u detekciji R tačaka i potpuno nezavisan od drugih karakterističnih tačaka. Ovo mu daje jasnu prednost u odnosu na VES detektore koji koriste RR intervale da detektuju kompenzatorne pauze ili metode zasnovane na karakterističnim tačkama da bi se otkrio prošireni QRS kompleks. Ove prednosti se postižu izborom integrala QRS-a kao glavne karakteristike. Loša strana ovog izbora je lažna detekcija u prisustvu drugih aritmija koje menjaju integral QRS-a, kao što su supraventrikularna tahikardija, Ašmanov fenomen ili SVES. Lažni pozitivni rezultati se mogu eliminisati uključivanjem novih karakteristika, kao što su RR intervali ili analiza P-talasa. Međutim, u nekim primenama, kao što je povećanje senzitivnosti detekcije AF, može se razmotriti i primena predloženog detektora kao detektora svih gorenavedenih ne ciljanih aritmija.

6. Detekcija AF-a i AFL-a pomoću metode dubokog učenja

6.1. Uvod

Kao što je navedeno u poglavlju 1, AF i AFL predstavljaju atrijske aritmije koje su povezane sa povećanim rizikom od tromboembolijskog moždanog udara i razvoja srčane insuficijencije, zbog čega je jako značajno njihovo rano otkrivanje [124] [75]. Iako metode koje se mogu naći u literaturi pokazuju visoke performanse za detekciju AF, malo pažnje je posvećeno razdvajanju ove dve aritmije [88]. U ovom poglavlju je predstavljena arhitektura duboke neuronske mreže za izvlačenje karakteristika iz niza RR intervala. Naučene karakteristike su korišćene za razdvajanje 3 klase EKG signala: AF, AFL i SR.

6.1.1. Metodologija istraživanja

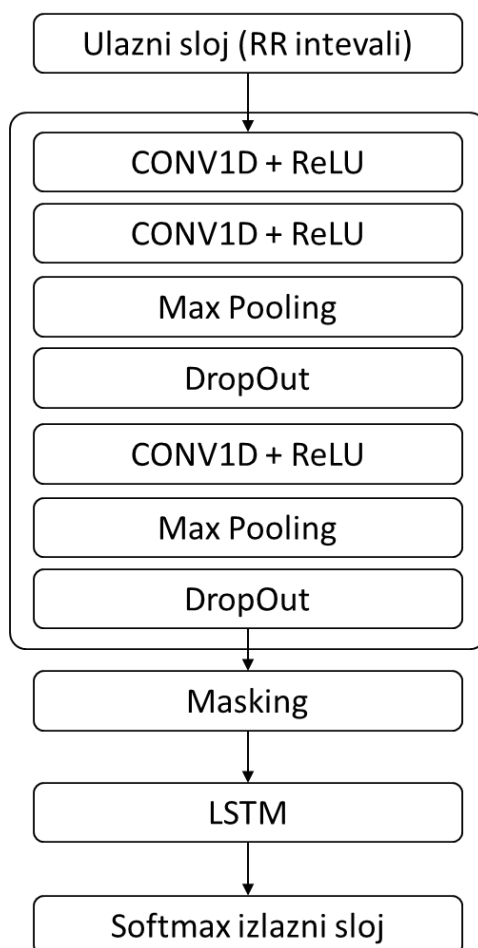
Predložena neuronska mreža koristi nizove RR intervala kao ulaznu veličinu. Za izračunavanje RR intervala (RRI), neophodno je odrediti lokacije R tačaka. U ovom slučaju iskorišćene su lokacije R tačke označene od strane lekara. RR intervali su zatim izračunati na sledeći način:

$$RRI(n) = \frac{R(n+1) - R(n)}{f_s}, \quad (6.1)$$

gde $R(n)$ predstavlja lokaciju n -tog R intervala u odbircima, a f_s je frekvencija odabiranja. Budući da RR intervali izračunati pomoću jednačine 6.1 imaju vrednost oko 1, nije vršena dodatna normalizacija ulazne veličine. Kako bi se omogućilo obučavanje mreže koristeći mini-gomile (eng. *mini-batches*), ulaz u mrežu mora biti iste veličine. Pošto se broj RR intervala u 30-sekundnim EKG signalima razlikuje od signala do signala, određen je maksimalni broj RR intervala EKG signala u bazi podataka. Zbog toga je svaki niz koji je sadržao manji broj RR intervala od maksimalne vrednosti bio je dopunjen nulama.

Predložena mreža dubokog učenja sastoji se iz tri različita dela (Slika 6-1). Prvi deo koristi arhitekturu konvolucione neuronske mreže (eng. *Convolutional Neural Network- CNN*) za izdvajanje lokalnih karakteristika, dok drugi deo koristi dugoročnu kratkotrajnu memoriju (eng. *Long Short-Term Memory- LSTM*), strukturu baziranu na rekurentnoj neuronskoj mreži (eng. *Recurrent Neural Network- RNN*) koja se koristi za određivanje sekvencijalnih obrazaca izvučenih pomoću CNN. Na kraju se izlaz iz LSTM sloja šalje na gusti sloj sa softmax aktivacionom funkcijom za klasifikaciju.

Kako bi se izbegla pristrasnost tokom procesa treniranja, korišćena je strategija 10-struke unakrsne validacije za odabir dizajna arhitekture i podešavanja hiperparametara modela. Detalji odabrane arhitekture mreže prikazani su na Slici 6-1 i dati u Tabeli 6-1.



Slika 6-1. Arhitektura predložene mreže. Modifikovano prema Slici 2 iz [125].

Tabela 6-1. Detalji arhitekture neuronske mreže.

Tip sloja	Dimenzije izlaza	Broj parametara	Veličina kernela	stride/ dropout rate	Aktivaciona funkcija
Ulaz	(b,89,1)	0	-	-	-
CONV1D	(b,89,60)	360	5	1	ReLU
CONV1D	(b,89,80)	14480	3	1	ReLU
Max Pooling	(b,44,80)	0	2	2	-
DropOut	(b,44,80)	0	-	0.05	-
CONV1D	(b,44,128)	30848	3	1	ReLU
Max Pooling	(b,22,128)	0	2	2	-
DropOut	(b,22,128)	0	-	0.15	-
Masking	(b,22,128)	0	-	-	-
Bidirect	(b,22,128)				
LSTM	(b,100)	71600	-	-	tanh
Gusti	(b,3)	303			

*b označava veličinu mini-gomile

6.1.2. Arhitektura i obuka mreže

Kako bi se pronašle lokalne veze RR intervala, ulaz koji se sastoji od 89 RR intervala direktno se dovodi na dva uzastopna 1D konvoluciona sloja. U prvom sloju, konvolucija je izvedena sa 60 filtera veličine kernela 5. Zatim je niz od 60 naučenih mapa atributa doveden na drugi 1D konvolucioni sloj veličine kernela 3 dobijajući izlaz od 80 mapa atributa. U oba sloja, očuvanje privremene dimenzije postignuto je korišćenjem dopune nulama pre konvolucije, dok je posle konvolucije primenjena ReLU aktivaciona funkcija (eng. *Rectified Linear Unit*) kako bi se uvela nelinearnost. Nakon dva uzastopna konvoluciona sloja dodat je sloj udruživanja po maksimumu (eng. *Max Pooling*). Ovaj sloj je smanjio veličinu mapa atributa koristeći veličinu jezgra 2 sa korakom 2. Ovaj korak je važan jer čini mrežu robusnijom i otpornijom na male varijacije prethodno naučenih mapa atributa, dok ujedno smanjuje računске troškove [126]. Dropout (eng. *Dropout*) sloj je primenjen samo tokom postupka obuke kako bi se poboljšala sposobnost generalizacije mreže [127]. U sledećem sloju, proces konvolucije izveden je korišćenjem 128 filtera veličine 3, praćen slojem maksimalnog grupisanja i dropoutom. Ponovo su korišćeni očuvanje privremene dimenzije i ReLU aktivaciona funkcija.

Pre primene LSTM-a, uveden je sloj maskiranja kako bi se odbacile dimenzije izlaznih mapa atributa koje su nastale zbog procesa dopune nulama do najduže sekvence RR intervala. Stoga je u sledećem koraku LSTM uzimao u obzir samo vrednosti sekvence mapa karakteristika dobijenih iz stvarnih RR intervala. Izlaz iz sloja maskiranja je usmeren u bidirekcionalni LSTM sloj sa 100 skrivenih jedinica (50 u svakom smeru). LSTM je izabran zato što može da upravlja dugoročnim zavisnostima i problemom nestajućih i eksplodirajućih gradijenata mnogo bolje nego jednostavna RNN jedinica [126]. Kada je cela ulazna sekvenca dostupna, primena bidirekcionalnog LSTM-a umesto unidirekcionalnog omogućava mreži da napravi precizniju predikciju, jer koristi i podatke iz ranijih i narednih događaja za treniranje stanja napred i nazad u LSTM-u.

Poslednji sloj u mreži je gusti sloj sa softmax aktivacionom funkcijom čiji je izlaz distribucija verovatnoće preko 3 izlazne klase (SR, AF, AFL).

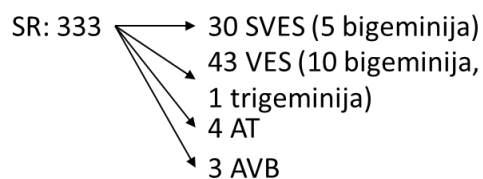
Sve težine u modelu inicijalizovane su Xavier normalnim inicijalizatorom [128], i ažurirane korišćenjem Adam metode optimizacije [129]. Model je obučavan minimizacijom kategorijske unakrsne entropije kao funkcije troška. Obuka je izvedena u 250 epoha koristeći mini-gomilu veličine 100.

6.1.3. Baza podataka

Analiza je sprovedena na privatnoj bazi podataka koja je uključivala 1097 snimaka dužine 30 sekundi sa frekvencijom odabiranja od 500 Hz. Svaki EKG signal dobijen je od različite osobe. Vrhovi QRS kompleksa (R vrhovi) su ručno označeni od strane lekara za svaki signal u bazi podataka i kasnije korišćeni u izračunavanju nizova RR intervala. Kompletna baza obeležena je od strane elektrofiziologa sa jednom od 3 dijagnoze: SR, AF ili AFL. Pored ovih primarnih oznaka, lekari su takođe anotirali sekundarne ritmove kao što su SVES, VES, atrijska tahikardija i atrioventrikularni blok (AVB) koji utiču na RR intervale.

Kompletna baza podataka je nasumično podeljena na set za obuku i set za testiranje. Set za obuku čini 70% baze, t.j. za određivanje arhitekture, podešavanje hiperparametara modela i optimizaciju modela koristeći 10-struku unakrsnu validaciju. Preostalih 30% podataka baze odvojeno je za testiranje (Slika 6-2).

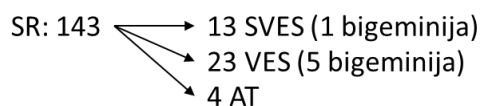
Set za obuku: 768 snimaka



AF: 161 26 VES

AFL: 274 15 VES (1 bigeminija)

Set za testiranje: 329 snimaka



AF: 69 10 VES

AFL: 117 6 VES

Slika 6-2. Struktura skupa podataka korišćenog u studiji.

6.1.4. Procena kvaliteta i metrike

Kvalitet modela procenjen je na osnovu standardnih kriterijuma evaluacije: ukupna tačnost (ACC), SEN i SPE za pojedinačne dijagnoze definisane u poglavlju 5.3.3, pri čemu je vršena pojedinačna komparacija svake klase (SR, AF, AFL) spram ostalih.

Pri proceni kvaliteta modela za odabir optimalne arhitekture i hiperparametara modela, korišćene su prosečne vrednosti performansi usrednjujući rezultate 10-struke unakrsne validacije. Nakon određivanja optimalne strukture, model je obučen na celokupnom setu za obuku pre nego što su konačne performanse procenjene na test setu.

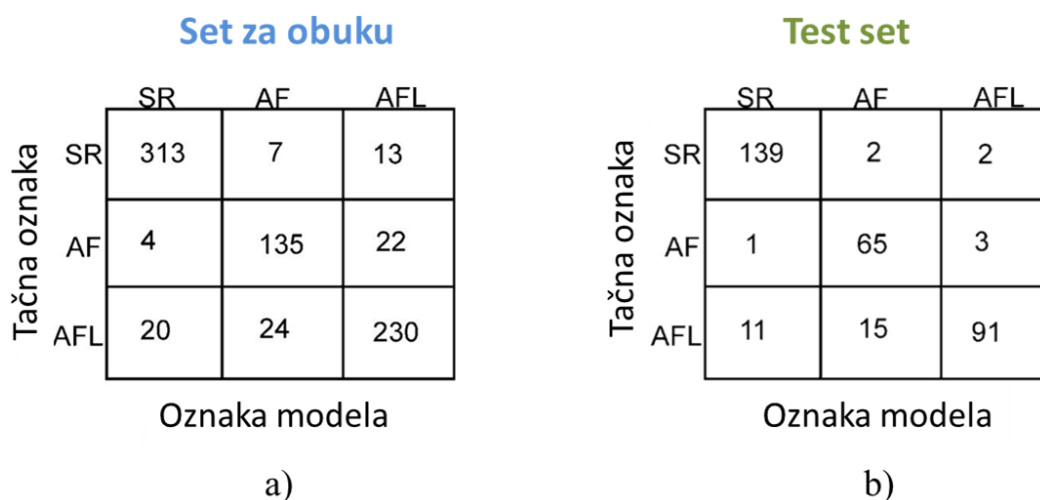
6.2. Rezultati i diskusija

Predloženi model je obučavan na PC računaru sa 8 GB RAM-a i procesorom Intel(R) Core(TM) i7-4700HQ CPU na 2.4 GHz koristeći Keras biblioteku za neuronske mreže otvorenog koda u Pythonu. Prosečno vreme potrebno za obuku jedne epohe tokom procesa obuke iznosilo je približno 768 ms, dok je tokom procesa testiranja odluka o klasifikaciji za pojedinačni EKG signal dobijena nakon 1 ms.

Performanse predloženog modela u 10-strukoj unakrsnoj validaciji su prikazane u Tabeli 6-2. Dobijena je prosečna tačnost (ACC) od 88,28% na validacionim setovima, što ukazuje na uspešnu klasifikaciju atrijskih aritmija po kriterijumima prijavljenim u literaturi [79]. Vrednost SEN za AF i AFL su ispod 90%, dok su odgovarajuće vrednosti SPE iznad 90%. Ovo se može objasniti matricom konfuzije dobijene sumiranjem svih matrica nakon procedure 10-struke unakrsne validacije (Slika 6-3). Najveća greška se javlja kod detekcije AFL-a: 20 signala AFL-a je detektovano kao SR i 24 kao AF. U slučaju AF situacija je bolja: 4 slučaja su prepoznata kao SR, a 22 slučaja kao AFL. Pogrešno detektovani SR je u 7 slučajeva prepoznat kao AF, a u 13 kao AFL. Ovakvi rezultati se mogu povezati sa karakteristikom atrijske aktivnosti kada postoje flateri, čiji RR intervali u određenim slučajevima mogu biti pravilni (što odgovara SR, Slika 1-12a) ili nepravilni (što odgovara AF, Slika 1-12c). Takođe, visoke vrednosti SEN i SPE za SR ukazuju na to da se mogu sa velikom tačnošću odvojiti normalni sinusni ritam od atrijskih aritmija.

Tabela 6-2. Performanse modela na setu za obuku i test setu.

Set	Metrika [%]	ACC	SEN SR	SPE SR	SEN AF	SPE AF	SEN AFL	SPE AFL
Set za obuku	sr. vrednost	88.28	93.83	93.75	83.6	94.45	83.83	92.7
	std	3.78	5.8	3.73	9.06	4.29	9.55	3.05
Test set		89.67	97.2	92.86	94.2	93.13	77.78	97.61



Slika 6-3. Matrice konfuzije a) seta za obuku i b) test seta.

Nakon optimizacije parametara mreže predloženi model je obučen na celom setu za obuku i primenjen na test setu. Ove performanse su prikazane u Tabeli 6-2. SEN i SPE vrednosti za SR i AF su iznad 90%, što ukazuje na klasifikaciju atrijskih aritmija u odnosu na SR, kao i AF u odnosu na SR i AFL koje su poredive s najboljima prijavljenim u literaturi [94]. ACC je ovde takođe manja od 90%, što se može povezati s nižim performansama u pogledu detekcije AFL-a (SEN < 80%). Ovo se potvrđuje i u matrici konfuzije (Slika 6-3b). Kod AFL-a, u 11 slučajeva je označen kao SR, a u 15 kao AF. S druge strane, 3 AF slučaja su označena kao AFL i 1 kao SR, što pokazuje bolju detekciju AF-a u odnosu na AFL. Rezultati pokazuju mogućnost razdvajanja atrijskih aritmija od zdrave aktivnosti srca sa velikom pouzdanošću. Takođe, detekcija AF ima visoke performanse.

U ovom poglavlju su istraživani aspekti dubokog učenja u cilju detekcije atrijskih aritmija [130] koristeći samo RR intervale kao atribut signala kombinujući ih sa neuronskim mrežama sa LSTM slojem kako bi se analizirali lokalni efekti. Ovakav model je izabran iz više razloga:

- Metode dubokog učenja zahtevaju veliku količinu podataka. S obzirom da je dostupna baza sa malim brojem snimaka, neophodno je bilo redukovati ulaznu veličinu neuronske mreže, što je urađeno korišćenjem RR intervala umesto celih signala na ulazu neuronske mreže.
- Iako postoje javne baze čija je veličina dovoljna za duboko učenje (CUZU, PTB), anotacije nisu u potpunosti tačne, što je pokazano kod anotacije VES-a na CUZU bazi u prethodnom poglavlju.

Bitno je napomenuti da je kod metoda baziranih na dubokom učenju veličina baze koja se koristi za obuku od velikog značaja. Shodno tome, povećanje broja snimaka bi i u ovom slučaju dovela do poboljšanja performansi.

6.3. Zaključak

U ovom poglavlju predstavljena je arhitektura neuronske mreže za razlikovanje dve atrijske aritmije, AF i AFL, povezane sa povećanim rizikom od embolijskog moždanog udara i sinusnog ritma koristeći RR intervale. Iako ovo pitanje ima značajan uticaj na izbor najefikasnije terapije, malo pažnje je posvećeno automatskom razdvajanju ovih ritmova. Obećavajuće performanse predložene arhitekture mreže, iako ne zadovoljavaju stroge kliničke zahteve, podstiču nastavak razvoja visoko specifičnih procedura za detekciju ovih aritmija zasnovanih na dubokom učenju. Glavni uzrok relativno niske osetljivosti za detekciju atrijskog flatera leži u činjenici da njegov ritam može biti pravilan (slično SR), ali i (ne)pravilno nepravilan (slično AF). Ovi problemi se mogu rešiti uvođenjem P talasa u analizu, čime bi se razdvojio SR od AFL-a ili detekcijom F-talasa na pojedinim odvodima.

7. Zaključak

Imajući u vidu visoku stopu prevalence KVB u svetskoj populaciji kao i visok rizik od smrtnog ishoda, potreba za razvojem pouzdanih EKG uređaja s mogućnošću pravovremene detekcije KVB postaje sve veća. Pored osnovnog cilja, tj. očuvanja zdravstvenog stanja i prevencije fatalnih ishoda, razvoj telemedicinskih uređaja ide u pravcu rasterećenja bolničkog sistema od nepotrebnih poseta lekaru i pružanja komfornijeg života ljudi s rizikom od KVB. Precizna detekcija KVB je od ključnog značaja, te je izučavanje i razumevanje osobina EKG signala početna i nužna tačka u razvoju brojnih tehnologija u smislu njihove pouzdanosti i tumačenja rezultata dobijenih na osnovu “pametnih” algoritama. Doprinos ove disertacije se ogleda u razvoju specifične metode za obradu EKG signala koja može očuvati dijagnostički relevantan sadržaj signala koji bi mogao biti kontaminiran prisustvom šuma karakterističnim za mobilne EKG uređaje, kao i u dizajnu sofisticiranih algoritama za detekciju QRS kompleksa i klasifikaciju različitih srčanih aritmija.

Većina postojećih algoritama za detekciju različitih srčanih bolesti se sastoji iz 3 koraka: obrade signala, određivanja specifičnih karakteristika signala za posmatranu bolest i detekcije. Konkretno, u ovoj disertaciji predstavljeni su nadgledani i nenadgledani algoritmi koji se bave svakim od pomenutih koraka, a čiji je krajnji cilj detekcija VES-ova, AF-a i AFL-a. Ovi algoritmi su pre svega osmišljeni za primenu na snimcima sa 3 odvoda dobijenim pomoću mEKG uređaja koje karakteriše visok nivo šuma, ali se mogu koristiti i na standardnim 12-kanalnim EKG snimcima. Iako se mogu koristiti zajedno (obrada signala se može iskoristiti za detekciju VES-ova čija se informacija o kompenzatornoj pauzi treba iskoristiti za razdvajanje AF-a i AFL-a), u cilju objektivnijih rezultata svakom koraku je pristupljeno nazavisno.

Prvom hipotezom, potvrđenom u poglavlju 2, pretpostavlja se da se istovremenim merenjem potencijala između dve tačke na ramenima i dve tačke na šakama može simultano snimiti EKG signal sa i bez prisustva EMG smetnji. U cilju provere ove hipoteze, ali i određivanja granične frekvencije filtera za izdvajanje EMG šuma i kreiranja adekvatne baze EKG snimaka, osmišljena je SimEMG metoda. Ova metoda je predstavljena u poglavlju 2.2 i iskorišćena je za dobijanje SimEMG baze podataka koja je opisana u poglavlju 2.3. Ova baza je značajna jer omogućava direktnu procenu i poređenje metoda za uklanjanje EMG šuma iz EKG signala. Posebni značaj pronalazi kod upotrebe mobilnih EKG uređaja kod kojih prisustvo EMG smetnje prouzrokovano nevoljnim pokretima mišića u rukama može biti veliko. Svi algoritmi razvijeni za ovu svrhu, uključujući usrednjavanje ansambla, talasnu transformaciju, adaptivno filtriranje, analizu nezavisnih komponenti i filtriranja mogu se proceniti i uporediti koristeći SimEMG bazu. Štaviše, ova baza može poslužiti i kao test set za metode uklanjanja šuma zasnovane na dubokom učenju, kao što su autoenkoderi ili mreže slične U-net arhitekturi. Njegova upotreba kao baze podataka za učenje trenutno je ograničena brojem snimaka. Međutim, predložena metoda i protokol akvizicije mogu se koristiti za generisanje većih baza.

Druga hipoteza ove doktorske disertacije zasniva se na pretpostavci da se, nakon uklanjanja dominantnih komponenti iz EKG signala, pre svega QRS kompleksa i T talasa, EMG šum može izdvojiti korišćenjem filtra propusnika visokih frekvencija bez narušavanja morfologije korisnog dela signala. U poglavlju 3 je predstavljena IRM metoda za uklanjanje EMG smetnji bazirana na ovoj hipotezi. Ključne prednosti IRM metode su očuvanje morfologije srčanih ciklusa i očuvanje njihove međusobne varijabilnosti, što je od posebnog značaja prilikom obrade niskonaponskih segmenata, kao što su ST segment i P talas. Ovi segmenti igraju ključnu ulogu u dijagnostici akutnog MI i

atrioventrikularnih blokova, te je precizno očuvanje njihove forme od suštinskog kliničkog značaja. Pored ovoga, očuvanje morfologije je nužno za otkrivanje nekih tipova aritmija, kao što su VES-ovi. Metoda je testirana na 3 nezavisne baze i upoređena sa drugim metodama iz literature gde je pokazano da je kod setova sa realnim EKG snimcima (SimEMG i MIT-BIH-EMG) IRM metoda superiorna gotovo uvek. Izuzeci se javljaju u slučaju prisustva male količine šuma ($SNR_{IN} > 20\text{dB}$) u signalima kod oba seta za sve metrike, osim za NRF, gde je AWWF bolji i pri $SNR_{IN} > 16\text{dB}$. U slučaju Synth-EMG seta analiza je pokazala superiornost IRM metode u svim slučajevima, osim kada je $SNR_{IN} < 4\text{dB}$. Kako bi objektivnije analizirali metodu, sprovedi smo kvantitativnu i kvalitativnu analizu koristeći SNR_{IMP} , RMSE, NRF, odnosno Pirsonove koeficijente i kroskorelaciju, respektivno, gde je pokazana superiornost IRM metode u odnosu na druge. Time je pokazano da primenom IRM metode morfologija signala ostaje očuvana, čime je potvrđena početna hipoteza. Ovi rezultati su navedeni u poglavlju 3.3. U narednim koracima princip korišćen kod IRM metode će se iskoristiti i za uklanjanje drugih tipova smetnji, poput BLW-a.

Treća hipoteza pretpostavlja da se korišćenjem 3 odvoda može postići veća preciznost detekcije QRS kompleksa u odnosu na 1 odvod, čak i u prisustvu EMG smetnji. U poglavlju 4 je opisana 3D metoda za detekciju QRS kompleksa zasnovana na ovoj hipotezi. Metoda je testirana na više javnih i privatnih baza podataka, kao i na kombinaciji javne i privatne baze, tako što je na signale iz javne baze dodat EMG šum iz privatne. Baze su detaljno opisane u poglavlju 4.3. Iz rezultata, predstavljenih u poglavlju 4.4, pokazano je da kvalitet metode ne zavisi značajno od nivoa šuma signala, što nije slučaj sa ostalim metodama za detekciju QRS-a. Pokazali smo da vrednosti SEN i PPV uvek premašuju 99%, osim u slučajevima INCHART baze kada je $SEN = 98.97\%$ i HBA baze kod koje PPV vrednost iznosi 98.47%. Lošiji rezultat se može pripisati jednom zapisu kod koga su prisutne sekvence bigeminije. Kada se ovaj zapis isključi iz analize, stopa grešaka u detekciji (DER) opada na 0.81%. U slučaju poređenja 3D metode sa drugim algoritmima, pokazano je da ovakav pristup obezbeđuje broj lažno pozitivnih detekcija (FP) za red veličine manji od broja FP prijavljenih od strane drugih algoritama. Dodatno, pokazano je i da pristup analize na više odvoda doprinosi poboljšanju performansi i drugih metoda, čime je potvrđena početna hipoteza.

Četvrta hipoteza ove disertacije polazi od pretpostavke da se integral QRS kompleksa, izračunat za svaki od 3 odvoda, može koristiti kao karakteristika za diskriminaciju VES srčanih ciklusa od normalnih. Ova karakteristika nazvana je mQRS, a algoritam koji se zasniva na navedenoj hipotezi 3D VES detektor. Metoda je detaljno opisana u poglavlju 5 i zasniva se na primeni DBSCAN algoritma za detekciju klastera u trodimenzionalnom mQRS prostoru. Nakon grupisanja, izdvajaju se klasteri koji odgovaraju VES ciklusima. Parametri metode su optimizovani na privatnoj bazi podataka za obuku, a testiranje je izvršeno na javnoj bazi podataka čije VES cikluse su anotirali elektrofiziolozi. Ove baze podataka su opisane u poglavlju 5.3. Izvršne performanse detektora ($SEN = 97,18\%$, $PPV = 90,18\%$ i $SPE = 99,25\%$) u prisustvu drugih aritmija su predstavljene u poglavlju 5.4, čime je potvrđena početna hipoteza. Takođe je pokazana smanjena pogrešna klasifikacija VES-ova kod opasnih tipova aritmija. Ovo je potvrđeno i na podskupu snimaka s AFIB-om (najčešće lečenim tipom srčane aritmije), gde bi zbog neregularnog ritma analiza RR intervala predstavljala problem. Ovde su dobijene sledeće performanse $SEN = 95,49\%$, $PPV = 89,75\%$ i $SPE = 98,85\%$. Takođe, u poglavlju 5.5. je pokazano da je 3D VES detektor vrlo robustan kod signala sa prisustvom EMG šuma ili kod neprecizno detekovanih R tačaka. To mu daje prednost u odnosu na VES detektore koji se baziraju na određivanju RR intervala (tj. kompenzatorne pauze) ili algoritmima baziranim na detekciji karakterističnih tačaka u signalu. Ipak, nedostatak predstavljene metode leži u činjenici da će metoda

razdvojiti QRS komplekse različite morfologije ili pravca, koji ne moraju poticati od VES-a. Na primer, supraventrikularna tahikardija, Ašmanov fenomen i SVES mogu imati različit QRS kompleks od normalnog, te dovesti do greške u klasifikaciji. S druge strane, lažno pozitivni rezultati mogu se smanjiti ili eliminisati uključivanjem novih markera poput RR intervala ili detektora P talasa. U cilju daljeg poboljšanja predstavljene metode, u budućim istraživanjima će biti iskorišćene i druge karakteristike signala, poput širine QRS kompleksa, analize postojanja P talasa isl.

Peta hipoteza pretpostavlja da sekvenca RR intervala sadrži dovoljno informacija da se uz pomoć duboke neuronske mreže mogu pouzdano razlikovati sinusni ritam, AF i AFL. Na osnovu ove pretpostavke razvijena je nadgledana metoda za detekciju AF i AFL, zasnovana na modelu dubokog učenja. Arhitektura modela obuhvata više konvolucionih slojeva, koji izdvajaju lokalne obrasce u RR sekvencama, i jedan rekurentni sloj, koji omogućava analizu vremenskih zavisnosti. Metoda je detaljno opisana u poglavlju 6, a njena evaluacija je sprovedena na privatnoj bazi podataka. U cilju očuvanja objektivnosti prema informacijama iz podataka validacionog seta, korišćena je strategija 10-struke unakrsne validacije za odabir dizajna arhitekture i podešavanje hiperparametara modela. Na osnovu dobijenih rezultata koji su predstavljeni u poglavlju 6.2, pokazano je da predstavljeni model s performansama na validacionim setovima (ACC od 89,67%, SEN za AF iznad , a AFL ispod 90%, odgovarajuće vrednosti SPE s vrednostima iznad 94%) u zadovoljavajućoj meri vrši klasifikaciju atrijalnih aritmija po kriterijumima prijavljenim u literaturi, čime je potvrđena početna hipoteza. Najveća greška se javlja kod detekcije AFL-a (11 signala AFL-a je detektovano kao SR i 15 kao AF), dok je u slučaju AF situacija nešto bolja (1 signal je klasifikovan kao SR, a 3 kao AFL). Pogrešno detektovani SR je u 2 slučaja prepoznat kao AF, a takođe u 2 kao AFL. Specifičnosti atrijalne aktivnosti poput regularnih flatera čiji RR intervali u određenim slučajevima mogu biti pravilni kakav je slučaj i sa SR, ili nepravilni kao u slučaju AF, daju objašnjenje dobijenih rezultata kada je loša klasifikacija u pitanju. Takođe, visoke vrednosti SEN i SPE za SR ukazuju na to da se sa velikom tačnošću mogu odvojiti sinusni ritam od atrijalne (tahi)aritmije. Dalje poboljšanje metode uključuje pridruživanje P talasa analizi atrijalnih aritmija.

Literatura

- [1] WHO. <https://www.who.int/>.
- [2] Rafael Lozano et al, "Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010," *Lancet*, vol. 380, no. 9859, pp. 2095-2128, 2012.
- [3] Batut, "Odabrani zdravstveni pokazatelji za 2019. godinu," 2020. [Online]. <https://www.who.int/>
- [4] Institut za javno zdravlje Srbije "Dr Milan Jovanović Batut", "Analiza zadovoljstva korisnika zdravstvenom zaštitom u državnim zdravstvenim ustanovama Republike Srbije 2018. godine," Beograd, 34, 2019.
- [5] F.K. Wegner, S. Kochhäuser D.G. Dechering et al., "Prospective blinded Evaluation of the smartphone-based AliveCor Kardia ECG monitor for Atrial Fibrillation detection: The PEAK-AF study," *European journal of internal medicine*, pp. 72-75, 2020.
- [6] P. Garabelli, S. Stavrakis, S. Po, "Smartphone-based arrhythmia monitoring," *Current opinion in cardiology*, vol. 32, no. 1, pp. 53-57, 2017.
- [7] Ljupco Hadzievski, Bosko Bojović, Miodrag Ostojić, Vladan Vukcević , Petar Belicev , Sinisa Pavlović, and Zorana Vasiljević-Pokrajčić , "A novel mobile transtelephonic system with synthesized 12-lead ECG," vol. 8, no. 4, 2004.
- [8] Paul A. Iaizzo, *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices, Third Edition.*: Springer, 2015.
- [9] Leif Sörnmo and Pablo Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications.*: Burlington, 2005.
- [10] D. G. Manolakis, J. G. Proakis, "Digital Signal Processing. Principles, Algorithms," vol. 3, 1996.
- [11] I. Likar, and R.E. Mason, "A new system of multiple-lead exercise electrocardiography," vol. 71, no. 2, 1966.
- [12] AIMigo. [Online]. <https://www.heartbeam.com/>
- [13] AliveCor 1L. [Online]. <https://alivecor.com/masolutions>
- [14] ECG Check. [Online]. <https://www.cardiacdesigns.com/>
- [15] AliveCor 6L. [Online]. <https://alivecor.com/kardiicare-plus>

- [16] S. Suave Lobodzinski, "ECG patch monitors for assessment of cardiac rhythm abnormalities," *Progress in Cardiovascular Diseases*, vol. 56, no. 2, pp. 224-229, 2013.
- [17] Nitish V. Thakor, John G. Webster, and Willis J. Tompkins, "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 31, no. 11, pp. 702-706, 1984.
- [18] Amila D. William, Majd Kanbour, Khaldoun G. Tarakji et al., "Assessing the accuracy of an automated atrial fibrillation detection algorithm using smartphone technology: The iREAD Study," vol. 15, no. 10, 2018.
- [19] <https://www.heartbeam.com/>.
- [20] B. J. Drew, M. G. Adams, M. A. Caldwell, M. M. Pelter, and S. F. Wung , "Comparison of standard and derived 12-lead electrocardiograms for diagnosis of coronary angioplasty-induced myocardial ischemia," vol. 79, no. 5, 1997.
- [21] Paul Kligfield, Leonard S. Gettes, Galen S. Wagner et al., "Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram. Part I: The electrocardiogram and its technology. A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Cli," vol. 4, no. 3, 2007.
- [22] S. Ardhapurkar Ramch, R. Manthalkar, and S. Gajre, "ECG Denoising by Modeling Wavelet Sub-Band Coefficients using Kernel Density Estimation," vol. 8, no. 4, 2012.
- [23] Elias Ebrahimzadeh, Mohammad Pooyan, Sahar Jahani, and Ahmad Bijar , "ECG signals noise removal: Selection and optimization of the best adaptive filtering algorithm based on various algorithms comparison," vol. 27, no. 4, 2015.
- [24] Reza Sameni, Mohammad B. Shamsollahi Gari D. Clifford, and Christian Jutten , "A nonlinear Bayesian filtering framework for ECG denoising," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 12, pp. 2172-2185, 2007.
- [25] G.D. Clifford, A. Shoeb, B.A. Janz, and P.E. McSharry , "Model-based filtering, compression and classification of the ECG," vol. 7, no. 1, 2005.
- [26] Reza Samen, Mohammad B. Shamsollahi, Gari D. Clifford, and Christian Jutten , "A Nonlinear Bayesian Filtering Framework for ECG Denoising," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 12, pp. 2172-2185, 2007.
- [27] P. E. McSharry, and G. D. Clifford , "A comparison of nonlinear noise reduction and independent component analysis using a realistic dynamical model of the electrocardiogram," in *Second International Symposium on Fluctuations and Noise*, 2004.

- [28] Hsin-Tien Chiang, Yi-Yen Hsieh, Shao-Yi Chien, Szu-Wei Fu, Kuo-Hsuan Hung , and Yu Tsao , "Noise Reduction in ECG Signals Using Fully Convolutional Denoising Autoencoders," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 60806-60813, 2019.
- [29] Arash Rasti-Meymandi, and Aboozar Ghaffari, "A deep learning-based framework For ECG signal denoising based on stacked cardiac cycle tensor," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 71, no. B, p. 103275, 2022.
- [30] Ana Mincholé, and Blanca Rodriguez, "Artificial intelligence for the electrocardiogram," *Nature Medicine*, vol. 25, no. 1, pp. 22-23, 2019.
- [31] George Moody, Roger Mark, and W.E. Muldrow , "A noise stress test for arrhythmia detectors," in *Computers in Cardiology*, 381-384., 1984.
- [32] Lukáš Smital, Martin Vitek, Jiří Kozumplík, and Ivo Provazník, "Adaptive wavelet Wiener filtering of ECG signals," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 2, pp. 437-445, 2013.
- [33] George Moody. (1999) MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database.
- [34] Jingkun Yang, Ramzi Dudum, Gregory M. Marcus, and Mala C Mandyam, "Characteristics of unselected high-burden premature ventricular contraction patients," *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 37, no. 12, pp. 1671-1680, 2014.
- [35] K. Farzam, and J. R. Richards, "Premature Ventricular Contraction," *StatPearls Publishing*, no. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532991/?report=reader>, 2024.
- [36] Željko Bradić, Branislava Ivanović, Ljiljana Šoškić, Dejan Marković , Vladimir Tutuš , and Marina Stojanović , "Pathophysiological basis of atrial fibrillation relevant to the treatment and prevention of complications," vol. 35, no. 5-6, 2013.
- [37] Giuseppe Lippi, Fabian Sanchis-Gomar, Gianfranco Cervellin, "Global epidemiology of atrial fibrillation: An increasing epidemic and public health challenge," vol. 0, no. 0, 2019.
- [38] Bianca J. J. M. Brundel, Natasja M. S. de Groot, Xun Ai , Mellanie True Hills , Myrthe F. Kuipers , and Gregory Y. H. Lip , "Atrial fibrillation," vol. 8, no. 21, 2022.
- [39] Douglas D. Schocken, and David G. Strauss, *Marriott's Practical Electrocardiography, 13th ed.*: Wolters Kluwer Health, 2013.
- [40] William S. Grigg, Shivaraj Nagalli, *Ashman Phenomenon.*: StatPearls, 2024.
- [41] Valentin Fuster, Lars E. Rydén, José Luis Zamorano et al., "Association Task Force on Practice Guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 2001 Guidelines for the Management of Patients With Atrial Fibrillation): developed in collaboration wi," vol. 114, no. 7, 2006.

- [42] Galen S. Wagner, and David G. Strauss, *Marriott's Practical Electrocardiography*.: Wolters Kluwer Health, 2013.
- [43] J. Behar JOster, Qiao Li G.D. Clifford, "ECG Signal Quality During Arrhythmia and Its Application to False Alarm Reduction," *EEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 6, pp. 1660-1666, 2013.
- [44] Q. Qin, J. Li, S. Yao, C. Liu, H. Huang, and Y. Zhu, "Electrocardiogram of a Silver Nanowire Based Dry Electrode: Quantitative Comparison With the Standard Ag/AgCl Gel Electrode," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 20789-2080, 2019.
- [45] Vladimir Atanasoski, Jovana Petrović, Lana Popović Maneski, Marija D. Ivanović, Marjan Miletić, Miloš Babić, Aleksandra Nikolić , and Dorin Panescu , "A Morphology-Preserving Algorithm for Denoising of EMG-Contaminated ECG Signals," *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, vol. 5, pp. 296-305, 2024.
- [46] R. Alcaraz, J.J. Rieta, "A review on sample entropy applications for the non-invasive analysis of atrial fibrillation electrocardiograms," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 5, pp. 1-14, 2010.
- [47] Mohamed Elgendi, "Fast QRS Detection with an Optimized Knowledge-Based Method: Evaluation on 11 Standard ECG Databases," *PLOS ONE*, vol. 8, no. 9, 2013.
- [48] Jiapu Pan, and Willis J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.
- [49] Patrick S. Hamilton , Willis J. Tomkins, "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 12, pp. 1157-1165, 1986.
- [50] Sajjad Farashi , "A multiresolution time-dependent entropy method for QRS complex detection," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 24, pp. 63-71, 2016.
- [51] M.Sabarimalai, Manikandan K.P. Soman, "A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 7, pp. 118-128, 2012.
- [52] Honghai Zhu, Jun Dong, "An R-peak detection method based on peaks of Shannon energy envelope," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, pp. 466-474, 2013.
- [53] Maxime Yochum, Charlotte Renaud, Sabir Jacquir, "Automatic detection of P, QRS and T patterns in 12 leads ECG signal based on CWT," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 25, pp. 46-52, 2016.
- [54] M. Merah, T.A. Abdelmalik, and B.H. Larbi, "R-peaks detection based on stationary wavelet transform," *Computer Methods and PPrograms in Biomedicine*, vol. 121, pp. 149-160, 2015.

- [55] Iwaylo I. Christov , "Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 3, no. 28, 2004.
- [56] Atiyeh Karimipour, and Mohammad Reza Homaeinezhad, "Real-time electrocardiogram P-QRS-T detection–delineation algorithm based on quality-supported analysis of characteristic templates," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 52, pp. 153-165, 2014.
- [57] Shweta Jain, M.K. Ahirwal, G.K. Singh, Anil Kumar , and V. Bajaj , "QRS detection using adaptive filters: A comparative study," *ISA Transactions*, vol. 66, pp. 362-375, 2017.
- [58] Ashok Kumar, Dohare Vinod, and Kumar Ritesh Kumar, "An efficient new method for the detection of QRS in electrocardiogram," *Computers and Electrical Engineering*, vol. 40, no. 5, pp. 1717-1730, 2014.
- [59] Yande Xiang, Zhitao Lin, and Jianyi Meng, "Automatic QRS complex detection using two-level convolutional neural network," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 17, no. 13, 2018.
- [60] Brosnan Yuen, Xiaodai Dong, and Tao Lu, "Inter-Patient CNN-LSTM for QRS Complex Detection in Noisy ECG Signals," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 169359-169370, 2019.
- [61] Wei Liu, Xingyao Wang, Hongxiang Gao, Chenxi Yang, Jianqing Li , and Chengyu Liu, "An Octave Convolution Neural Network-based QRS Detector," in *International Conference on Sensing, Measurement & Data Analytics in the era of Artificial Intelligence (ICSMD)*, Xi'an, China, 2020.
- [62] Wenjie Cai, Danqin Hu, "QRS Complex Detection Using Novel Deep Learning Neural Networks," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 97082-97089, 2020.
- [63] P. De Chazal, "Detection of supraventricular and ventricular ectopic beats using a single lead ECG," in *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013.
- [64] Vladimir Atanasoski, Marija D. Ivanovic, Jovana Petrovic, Milan Marinkovic , Goran Gligoric , Bosko Bojovic , and Alexei Shvilkin , "Unsupervised Classification of Premature Ventricular Contractions Based on RR Interval and Heartbeat Morphology," in *14th Symposium on Neural Networks and Applications (NEUREL)*, Belgrade, Serbia, 2018.
- [65] Jinho Park, Sangwook Lee, Moongu Jeon, "Atrial fibrillation detection by heart rate variability in Poincare plot," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 8, no. 38, 2009.
- [66] Jagdeep Rahul, Marpe Sora, Vijay Kumar, Bohat , and Lakhan Dev Sharma , "An improved cardiac arrhythmia classification using an RR interval-based approach," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 2, pp. 6566-6666, 2021.

- [67] Zhipeng Cai, Jianqing Li, Chengyu Liu, Alistair E W Johnson , Xiangyu Zhang , Qin Shen , and Jian Zhang , "Rule-based rough-refined two-step-procedure for real-time premature beat detection in single-lead ECG," *Physiological Measurement*, vol. 41, no. 054004, 2020.
- [68] Yonghan Jung, Heeyoung Kim, "Detection of PVC by using a wavelet-based statistical ECG monitoring procedure," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 36, pp. 176-182, 2017.
- [69] Ataollah Ebrahimzadeh ,Ali Khazaei, "Detection of premature ventricular contractions using MLP neural networks: A comparative study," *Measurement*, vol. 43, no. 1, pp. 103-112, 2010.
- [70] Tae Joon, Jun Hyun Ji Park, Nguyen Hoang Minh, Daeyoung Kim Young-Hak Kim, "Premature Ventricular Contraction Beat Detection with Deep Neural Networks," in *15th IEEE International Conference on Machine Learning and Applications (ICMLA)*, Anaheim, CA, USA, 2016.
- [71] Zhipeng Cai Tiantian Wang, Yumin Shen, Yantao Xing, Chengyu Liu, and Ruqiang Yan; Jianqing Li , "Robust PVC Identification by Fusing Expert System and Deep Learning," *Biosensors (Basel)*, vol. 12, no. 4, p. 185, 2022.
- [72] G.B. Moody, R.G. Mark, "The impact of the MIT-BIH arrhythmia database," *IEEE Engineering in Medicine and Biology magazine*, vol. 20, no. 3, pp. 45-50, 2001.
- [73] Evgeny Yakushenko. (2008) St Petersburg INCART 12-lead Arrhythmia Database.
- [74] M. Patrick, Witvliet Evert, P.M. Karregat, Ralf E. Harskamp, Jelle C.L. Himmelreich , Jonas, S.S.G. de Jong , and Wim A.M. Lucassen , "Usefulness, pitfalls and interpretation of handheld single-lead electrocardiograms," *Journal of Electrocardiology*, vol. 66, pp. 33-37, 2021.
- [75] Miroslav Mihajlović, Jelena Simić, Tatjana Potpara, Milan Marinković , Nebojša Mujović , and Milica Prostran , "Pregled smernica evropskog udruženja kardiologa 2020. za dijagnostikovanje i lečenje atrijske fibrilacije," vol. 1, no. 1, 2020.
- [76] Albert L. Waldo ,Gregory K. Feld, "Inter-Relationships of Atrial Fibrillation and Atrial Flutter," vol. 51, no. 8, 2008.
- [77] Ipek E. Gucuk, J. Marine, et al., "Predictors and Incidence of Atrial Flutter After Catheter Ablation of Atrial Fibrillation," vol. 124, no. 11, 2019.
- [78] Ivaylo Christov, G. Bortolan, I. Daskalov, "Sequential Analysis for Automatic Detection of Atrial Fibrillation and Flutter," in *Computers in Cardiology*, 2001.
- [79] B.F. Giraldo, P. Laguna, R. Jane, and P. Caminal, "Automatic Detection of Atrial Fibrillation and Flutter Using the differentiated ECG signal," in *Computers in Cardiology*, 1995.

- [80] Chao Huang, Shuming Ye, Hang Chen, Dingli Li, Fangtian He, and Yuewen Tu, "A Novel Method for Detection of the Transition Between Atrial Fibrillation and Sinus Rhythm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 4, pp. 1113-1119, 2011.
- [81] A. I. Malakhov, S. I. Schookin, A. N. Tikhomirov, and V. I. Ivancov, "A Combined Algorithm for Identification and Differentiation of Atrial Flutter and Atrial Fibrillation Based on ECG Analysis," *Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 1, pp. 14-17, 2013.
- [82] Roshan Joy, Martis Hari Prasad, Chandan Chakraborty, and Ajoy Kumar Ray, "Automated detection of atrial flutter and fibrillation using ecg signals in wavelet framework," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 12, no. 5, pp. 1240023-1-1240023-18, 2012.
- [83] Martin K. Stiles, David Clifton, Paul S. Addison, Neil R. Grubb , and James N. Watson , "Wavelet-based analysis of heart-rate-dependent ECG features," *Annals of Noninvasive Electrocardiology: the official journal of International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology*, vol. 9, no. 4, pp. 316-322, 2004.
- [84] Binwei Weng, John J. Wang, Manuel Blanco-Velasco, and Francis Michaud , "Atrial fibrillation detection using stationary wavelet transform analysis," in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008.
- [85] David Duverney, Jean-Michel Gaspoz, Jean-Claude Barthélémy, Vincent Pichot , Frédéric Roche , Richard Brion , and Anestis Antoniadis , "High accuracy of automatic detection of atrial fibrillation using wavelet transform of heart rate intervals," *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 25, no. 4, pp. 457-462, 2022.
- [86] Veronica Lee, Gang Xu, Jimo Borjigin, Vivian Liu, and Peter Farrehi, "Accurate detection of atrial fibrillation and atrial flutter using the electrocardiomatrix technique," *Journal of Electrocardiology*, vol. 51, pp. S121-S125, 2018.
- [87] Basel Taha, Shankara Reddy, Steven Swiryn, and Qiuzehn Xue , "Automated Discrimination Between Atrial Fibrillation and Atrial Flutter in the Resting 12-Lead Electrocardiogram," *Journal of Electrocardiology*, vol. 33, pp. 123-125, 2000.
- [88] Viktor Domazetoski, Goran Gligoric, Marija D. Ivanovic, Milan Marinkovic , Alexei Shvilkin , Jelena Krsic , and Ljupco Kocarev , "The influence of atrial flutter in automated detection of atrial arrhythmias - are we ready to go into clinical practice?," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 221, 2022.
- [89] Tanis Mar, Sebastian Zaunseder, Rudiger Poll, Juan Pablo Mart´inez, and Mariano Llamedo, "Optimization of ECG Classification by Means of Feature Selection," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 8, pp. 2168-2177, 2011.
- [90] M. Ramkumar, M. Alagarsamy, S. Pradeep, and A. Balakumar , "Ensemble classifier fostered detection of arrhythmia using ECG data," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 61, no. 9, pp. 2453-2466, 2023.

- [91] Shikha Dhyani, Adesh Kumar, and Sushabhan Choudhury, "Analysis of ECG-based arrhythmia detection system using machine learning," *MethodsX*, vol. 10, 2023.
- [92] Tao Wang, Changhua Lu, Chunsheng Ou, Yining Sun , Mei Yang , and Chun Liu , "Automatic ECG Classification Using Continuous Wavelet Transform and Convolutional Neural Network," *Entropy*, vol. 119, 2021.
- [93] Abir Boulif, Bouchra Ananou, Stéphane Delliaux, and Mustapha Ouladsine , "A Literature Review: ECG-Based Models for Arrhythmia," *Bioinformatics and Biology Insights*, vol. 17, pp. 1-29, 2023.
- [94] Hamido Fujita, Dalibor Cimr, "Computer Aided detection for fibrillations and flutters using deep convolutional neural network," *Information Sciences*, vol. 486, pp. 231-239, 2019.
- [95] Jibin Wang , "Automated detection of atrial fibrillation and atrial flutter in ECG signals based on convolutional and improved Elman neural network," *Knowledge-Based Systems*, vol. 193, pp. 105446-105456, 2020.
- [96] Georgios Petmezas, Kostas Haris, Nicos Maglaveras et al., "Automated Atrial Fibrillation Detection using a Hybrid CNN-LSTM Network on Imbalanced ECG Datasets," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 63, 2021.
- [97] Pengyao Xu, Hui Liu, Yinglong Wang, Xiaoyun Xie , Shuwang Zhou , and Minglei Shu , "Interpatient ECG Arrhythmia Detection by Residual Attention CNN," *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2022, 2022.
- [98] Vladimir Atanasoski, Jovana Petrovic, Marija D. Ivanovic et al., "A Database of Simultaneously Recorded ECG Signals With and Without EMG Noise," *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, vol. 4, pp. 222-225, November 2023.
- [99] Wet electrodes. [Online]. <http://www.ceracarta.it/prodotti/nm-2844-rfs/>
- [100] Lana Popović-Maneski, Marija D. Ivanović, Ljupčo Hadžievski, Vladimir Atanasoski , Marjan Miletić , Sanja Zdolšek , and Boško Bojović , "Properties of different types of dry electrodes for wearable smart monitoring devices," *Biomedizinische Technik*, vol. 65, no. 4, pp. 405-415, 2020.
- [101] Orbital. [Online]. <https://www.orbitalresearch.com/medical-devices>
- [102] Vladimir Atanasoski, Lana Popovic Maneski, Ljupco Hadzievski et al. (2022) SimEMG database- simultaneous recordings of noise-free and noise-contaminated ECG signals.
- [103] J. Semmlow, "Signal Analysis in the Time Domain," in *Circuits, Signals and Systems for Bioengineers.*, 2018, pp. 51-110.

- [104] P.E. McSharry, G.D. Clifford, L.A. Smith, and L. Tarassenko , "A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 3, pp. 289-294, 2003.
- [105] Vladimir Atanasoski, Marija Ivanovic, Jovana Petrovic, Lana Popovic Maneski , Marjan Miletic , Milos Babic , and Aleksandra Nikolic , "Estimation of EMG Noise Spectrum and Its Elimination from ECG Signals," in *Computing in Cardiology*, Karlsruhe, 2024.
- [106] Yorgos Goletsis, Costas Papaloukas, Lampros K Michalis, Dimitrios I Fotiadis , and Aristidis Likas , "Automated ischemic beat classification using genetic algorithms and multicriteria decision analysis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 10, pp. 1717-1725, 2004.
- [107] Larisa G. Tereshchenko, Mark E. Josephson, "Frequency Content and Characteristics of Ventricular Conduction," *Journal of Electrocardiology*, vol. 48, no. 6, pp. 933-937, 2015.
- [108] Jianwei Zheng, Jianming Zhang, Sidy Danioko, Hai Yao, Hangyuan Guo, and Cyril Rakovski, "A 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia research covering more than 10,000 patients," *Scientific data*, vol. 7, no. 1, 2020.
- [109] G.B. Moody, "Computers in Cardiology Challenge 2008: T-Wave Alternans," in *Computers in Cardiology*, 2008.
- [110] Min-Soo Ahn, "Current Concepts of Premature Ventricular Contractions," *Journal of Lifestyle Medicine*, vol. 3, no. 1, pp. 26-33, 2013.
- [111] Antoni Bayés de Luna, *Basic Electrocardiography: Normal and Abnormal ECG Patterns.:* Wiley-Blackwell, 2007.
- [112] Martin Ester, Hans-Peter Kriege, Jörg Sander Xiaowei Xu, "A Density-Based Algorithm for Discovering Clusters in Large Spatial Databases with Noise," in *Second International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining*, 1996.
- [113] Huiqian Wang, S. He Gwanggil Jeon et al., "QRS detection of ECG signal using U-Net and DBSCAN," *Multimedia tools and Applications*, vol. 81, pp. 13319-13333, 2021.
- [114] Danko Stojanovic, Vladimir Atanasoski, Jovana Petrovic et al., "CUZU-PVC dataset," *Mendeley Data*, 2023.
- [115] Matthew G. Whitbeck, Richard J. Charnigo, Claude S. Elayi et al., "QRS duration predicts death and hospitalization among patients with atrial fibrillation irrespective of heart failure: evidence from the AFFIRM study," *Europace*, vol. 16, no. 6, pp. 803-811, 2014.
- [116] N. Lakušić, D. Mahović, and Valentina Slivnjak, "Ashman phenomenon: an often unrecognized entity in daily clinical practice.," *Acta Clinica Croatica*, vol. 49, no. 1, pp. 99-100, 2010.

- [117] Zainul Abedin, "Differential diagnosis of wide QRS tachycardia: A review," *Journal of Arrhythmia*, vol. 37, no. 5, pp. 1162-1172, 2021.
- [118] M. M. Scheinman, B. J. Drew, "ECG criteria to distinguish between aberrantly conducted supraventricular tachycardia and ventricular tachycardia: practical aspects for the immediate care setting," *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 18, no. 12, pp. 2194-2208, 1995.
- [119] Giselle A. Baquero, Javier E. Banchs, Jerry C. Luck, Shameer Ahmed , and Gerald V Naccarelli , "Surface 12 lead electrocardiogram recordings using smart phone technology," *Journal of Electrocardiology*, vol. 48, no. 1, pp. 1-7, 2015.
- [120] Agam Bansal, Rajnish Joshi, "Portable out-of-hospital electrocardiography: A review of current technologies," *Journal of Arrhythmia*, vol. 34, no. 2, pp. 129-138, 2018.
- [121] Ragheed Allami , "Premature ventricular contraction analysis for real-time patient monitoring," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 47, pp. 358-365, 2019.
- [122] Aya F. Khalaf, Mohamed I. Owis, Inas A. Yassine, "A novel technique for cardiac arrhythmia classification using spectral correlation and support vector machines," *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 21, pp. 8361-8368, 2015.
- [123] Tatjana S. Potpara, Gregory Y. H. Lip, Alan John Camm et al., "The 4S-AF Scheme (Stroke Risk; Symptoms; Severity of Burden; Substrate): A Novel Approach to In-Depth Characterization (Rather than Classification) of Atrial Fibrillation," *Thrombosis and haemostasis*, vol. 121, no. 3, pp. 270-278, 2021.
- [124] Marija D. Ivanovic, Vladimir Atanasoski, Aleksandra Maluckov, Alexei Shvilkin , and Ljupco Hadzievski , "Deep Learning Approach for Highly Specific Atrial Fibrillation and Flutter Detection based on RR Intervals," in *41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, Berlin, 2019, pp. 1780-1783.
- [125] Yann LeCun, Yoshua Bengio, and Geoffrey Hinton , "Deep learning," *Nature*, vol. 521, pp. 436-444, 2015.
- [126] Nitish Srivastava, Geoffrey Hinton, Ruslan Salakhutdinov, Alex Krizhevsky , and Ilya Sutskever , "Dropout: A Simple Way to Prevent Neural Networks from Overfitting," *Journal of Machine Learning Research*, vol. 15, pp. 1929-1958, 2014.
- [127] Xavier Glorot ,Yoshua Bengio, "Understanding the difficulty of training deep feedforward neural networks," in *Proceedings of the Thirteenth International Conference on Artificial Intelligence and Statistics*, 2010.
- [128] Diederik P. Kingma, Jimmy Ba, "Adam: A Method for Stochastic Optimization," in *3rd International Conference for Learning Representations*, San Diego, 2015.
- [129] A. C. Guyton, J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*. Philadelphia, PA: Elsevier, 2006.

Biografija kandidata

Vladimir Atanasoski je rođen 9. avgusta 1986. godine u Kraljevu, gde je završio osnovnu i srednju školu. Godine 2005. upisao je osnovne studije na Elektrotehničkom fakultetu u Beogradu, a diplomirao 2011. godine na temi "Transportni procesi u grafenu". Iste godine upisao je master studije na istom fakultetu koje je završio 2013. godine sa radom na temu "Analiza fiber optičkih senzora na osnovu rešetki sa dugim periodom". U periodu od 2013. do 2016. godine radio je u industrijskom sektoru na poslovima dizajna optičkih senzora i optičkih mreža. Godine 2016. upisao je multidisciplinarne doktorske studije pri Beogradskom Univerzitetu, studijski program: Biomedicinsko inženjerstvo i tehnologije.

Objavio je 5 radova u međunarodnim časopisima sa impact faktorom koji su na SCI listi. Učestvovao je u više međunarodnih naučnih skupova.

Publikacije u časopisima

- [A1] V. Atanasoski, J. Petrović, L. Popović Maneski, M. Miletić, M. Babić, A. Nikolić, D. Panescu, and M. D. Ivanović, “A morphology-preserving algorithm for denoising of EMG-contaminated ECG signals,” *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, vol. 5, pp. 296–305, 2024. (M22)
- [A2] M. N. Miletić, V. A. Atanasoski, P. P. Beličev, G. M. Gligorić, U. M. Ralević, J. B. Kršić, A. D. Obradović, A. Lazović, D. B. Stojanović, J. Petrović, R. Babić, D. Vukajlović, L. R. Hadžievski, B. P. Bojović, D. Panescu, and B. Vajdić, “Accurate reconstruction of the 12-lead electrocardiogram from a 3-lead electrocardiogram measured by a mobile device,” *IEEE Access*, vol. 12, pp. 79765–79775, 2024. (M22)
- [A3] V. Atanasoski, J. Petrovic, L. Popović Maneski, M. Miletić, M. Babić, A. Nikolić, D. Panescu, and M. D. Ivanović, “A database of simultaneously recorded ECG signals with and without EMG noise,” *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, vol. 4, pp. 222–225, 2023. (M22)
- [A4] A. Shvilkin, D. Vukajlović, B. P. Bojović, L. R. Hadžievski, B. Vajdic, V. A. Atanasoski, M. N. Miletić, P. J. Zimetbaum, C. M. Gibson, and V. Vukčević, “Coronary artery occlusion detection using 3-lead ECG system suitable for credit card-size personal device integration,” *JACC: Advances*, vol. 2, no. 6, Art. no. 100454, Aug. 2023.
- [A5] L. Popović-Maneski, M. D. Ivanović, V. Atanasoski, M. Miletić, S. Zdolšek, B. Bojović, and L. Hadžievski, “Properties of different types of dry electrodes for wearable smart monitoring devices,” *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, vol. 65, no. 4, pp. 405–415, 2020. (M23)
- [A6] M. D. Petrović, A. Daničić, V. Atanasoski, S. Radosavljević, V. Prodanović, N. Miljković, J. Petrović, D. Petrović, B. Bojović, and Lj. Hadžievski, “Fibre-grating sensors for the measurement of physiological pulsations,” *Physica Scripta*, vol. 2013, no. T157, Art. no. 014022, Nov. 2013. (M22)

Izjave

Izjava o autorstvu

Ime i prezime autora Vladimir Atanasoski

Broj indeksa 48/2016

Izjavljujem

da je doktorska disertacija pod naslovom:

**„ Primena nadgledanih i nenadgledanih algoritama prilikom automatske detekcije i
klasifikacije srčanih aritmija “**

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada;
- da disertacija u celini ni u delovima nije bila predložena za sticanje druge diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova;
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio/la autorska prava i koristio/la intelektualnu svojinu drugih lica.

Potpis autora

U Beogradu, 16.10.2025.

Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Ime i prezime autora Vladimir Atanasoski

Broj indeksa 48/2016

Studijski program Biomedicinsko inženjerstvo i tehnologije

Naslov rada „Primena nadgledanih i nenadgledanih algoritama prilikom automatske detekcije i klasifikacije srčanih aritmija “

Mentori Dr Marija Ivanović i Dr Nebojša Mujović

Izjavljujem da je štampana verzija moje doktorske teze ista kao i elektronska verzija koju sam predao, a koja se čuva u **Digitalnom repozitorijumu Univerziteta u Beogradu**.

Dozvoljavam objavljivanje mojih ličnih podataka vezanih za sticanje akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane teze.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na veb stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i publikacijama Univerziteta u Beogradu.

Potpis autora

U Beogradu, 16.10.2025.

Izjava o korišćenju

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalnom repozitorijumu Univerziteta u Beogradu unese svoju doktorsku disertaciju pod naslovom:

„Primena nadgledanih i nenadgledanih algoritama prilikom automatske detekcije i
klasifikacije srčanih aritmija“

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim prilogima predao/la sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalnom repozitorijumu Univerziteta u Beogradu i dostupnu u otvorenom pristupu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučio/la.

1. Autorstvo (CC BY)
2. Autorstvo – nekomercijalno (CC BY-NC)
- 3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerada (CC BY-NC-ND)**
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima (CC BY-NC-SA)
5. Autorstvo – bez prerada (CC BY-ND)
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima (CC BY-SA)

Potpis autora

U Beogradu, 16.10.2025.