

Računalno otkrivanje fibrilacije atriya iz višekanalnoga elektrokardiograma

Friganović, Krešimir

Doctoral thesis / Disertacija

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:168:406092>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-10**



Repository / Repozitorij:

[FER Repository - University of Zagreb Faculty of Electrical Engineering and Computing repository](#)





Sveučilište u Zagrebu

FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Krešimir Friganović

**RAČUNALNO OTKRIVANJE FIBRILACIJE ATRIJA
IZ VIŠEKANALNOGA ELEKTROKARDIOGRAMA**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2021.



Sveučilište u Zagrebu

FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

KREŠIMIR FRIGANOVIĆ

**RAČUNALNO OTKRIVANJE FIBRILACIJE ATRIJA
IZ VIŠEKANALNOGA ELEKTROKARDIOGRAMA**

DOKTORSKI RAD

Mentori:

prof. dr. sc. Mario Cifrek

izv. prof. dr. sc. Alan Jović

Zagreb, 2021.



University of Zagreb

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMPUTING

Krešimir Friganović

**COMPUTER BASED DETECTION OF ATRIAL
FIBRILLATION IN MULTI-CHANNEL
ELECTROCARDIOGRAM**

DOCTORAL THESIS

Supervisors:

Professor Mario Cifrek, Ph.D.

Associate professor Alan Jović, Ph.D.

Zagreb, 2021

Doktorski rad izrađen je na Sveučilištu u Zagrebu Fakultetu elektrotehnike i računarstva, na Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija.

Mentori: prof. dr .sc. Mario Cifrek i izv. prof. dr. sc. Alan Jović

Doktorski rad ima: 156 stranica

Doktorski rad br.: _____

O mentorima

Mario Cifrek je rođen 1964. godine u Varaždinu. Diplomirao je, magistrirao i doktorirao u polju elektrotehnike na Sveučilištu u Zagrebu Fakultetu elektrotehnike i računarstva (FER), 1987., 1992., odnosno 1997. godine.

Od prosinca 1987. godine radi na Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija FER a. U prosincu 2012. godine izabran je u zvanje redovitog profesora u trajnom zvanju. Sudjelovao je na sedam znanstvenih projekata Ministarstva znanosti, obrazovanja i sporta Republike Hrvatske te na dva projekta Hrvatske zaklade za znanost. Istraživač je na projektu DATACROSS Znanstvenog centra izvrsnosti za znanost o podacima i kooperativne sustave te projektu Primjena hrvatskog kvalifikacijskog okvira u području biomedicinskog inženjerstva. Vodio je tri bilateralna projekta znanstveno-tehnološke suradnje s NR Kinom, dva projekta iz Programa provjere inovativnog koncepta za znanstvenike i istraživače (PoC PUBLIC) agencije BICRO, projekt iz programa EIT Heath RIS Innovation te projekt iz programa Jačanje kapaciteta za istraživanje, razvoj i inovacije (IRI). Suautor je dvije knjige, 14 poglavlja u znanstvenim knjigama, objavio je više od 30 radova u časopisima od čega 26 CC s više od 600 citata u bazi WoS, te više od 170 radova na međunarodnim i domaćim znanstvenim skupovima u području biomedicinskog inženjerstva, senzora i elektroničke instrumentacije. Sudjelovao je u organizaciji međunarodnih znanstvenih skupova kao član znanstvenog ili programskog odbora. Recenzent je u većem broju međunarodnih znanstvenih časopisa. Dobitnik je nagrada na domaćim i međunarodnim izložbama inovacija i aktivan je u popularizaciji znanosti.

Prof. Cifrek član je stručnih udruga IEEE (seniorski status), IFMBE, ESEM, HDBIMF i KoREMA. Redoviti je član Akademije tehničkih znanosti Hrvatske (HATZ) gdje je tajnik Odjela sustava i kibernetike te član Znanstvenog vijeća za tehnološki razvoj Hrvatske akademije znanost i umjetnosti (HAZU).

Dodijeljena mu je brončana plaketa „Josip Lončar“ za uspjeh tijekom studija 1988. godine, srebrne plakete „Josip Lončar“ za značajan i uspješan magistarski rad, te za posebno uspješnu doktorsku disertaciju 1992., odnosno 1997. godine, zlatna plaketa „Josip Lončar“ za značajan doprinos Fakultetu uvođenjem postupaka vrednovanja, osiguravanja i unapređenja kvalitete nastave te za podizanje prepoznatljivosti Fakulteta svojim znanstvenoistraživačkim i stručnim radom, godišnja nagrada „Rikard Podhorsky“ Akademije tehničkih znanosti Hrvatske za 2014. godinu te Nagrada grada Zagreba u 2014. godini.

Alan Jović je rođen 1982. u Zagrebu. Diplomirao je i doktorirao u polju računarstva na Sveučilištu u Zagrebu Fakultetu elektrotehnike i računarstva (FER), 2006. i 2012. godine.

Od rujna 2006. do ožujka 2007. godine radio je na Institutu Ruđer Bošković kao stručni suradnik, a od travnja 2007. radi na Zavodu za elektroniku, mikroelektroniku, računalne i inteligentne sustave FER-a. U travnju 2020. godine izabran je u zvanje izvanrednog profesora.

Sudjelovao je na jednom europskom FP6 projektu i jednom domaćem projektu Ministarstva znanosti, obrazovanja i sporta Republike Hrvatske. Vodio je uspostavni istraživački projekt Hrvatske zaklade za znanost od 2015. do 2018. godine. Bio je voditelj na dva domaća projekta s industrijom i suradnikom na četiri domaća projekta s industrijom, od čega su dva projekta (IRI-I i IRI-II financiranje) u tijeku. Autor je 19 znanstvenih radova u međunarodnim znanstvenim časopisima razine A (10 u CC časopisima), 2 poglavlja u znanstvenim knjigama, 2 znanstvena rada u ostalim časopisima te 38 radova na konferencijama s međunarodnom recenzijom. Trenutačno je citiran 410 puta (h-indeks 9) prema bazi WoS Core Collection i 1391 put (h-indeks 17) prema bazi Google Scholar. Recenzirao je preko 120 radova u međunarodnim časopisima i na međunarodnim konferencijama. Dobitnik je nagrada: Nagrada mladom znanstveniku "Vera Johanides" Akademije tehničkih znanosti Hrvatske (HATZ) za 2016. godinu, Srebrna plaketa Josip Lončar FER-a za naročito uspješnu doktorsku disertaciju i znanstvenoistraživački rad za ak. god. 2011./2012. i nagrade IFMBE-a za drugo mjesto u kategoriji mladih istraživača na konferenciji MEDICON 2010.

Pomoćni je urednik časopisa "CIT. Journal of Computing and Information Technology" od 2014. do danas i upravljajući urednik istog časopisa od 2018. Bio je član međunarodnog programskog odbora na više od 10 međunarodnih konferencija. Suizumitelj je 1 hrvatskog patenta: "Kontrola kvalitete automatizirane obročne proizvodnje upotrebom proširene teselacijske entropije procesnih signala." Član je udruga IEEE i EMBS.

Profesionalna područja od interesa mu uključuju: otkrivanje znanja u skupovima podataka (dubinsku analizu podataka), primjenu računarstva u medicini i predstavljanje znanja u računalnim sustavima. Služi se engleskim (~C1), njemačkim (~B1) i francuskim (~B1) jezikom.

About the Supervisors

Mario Cifrek was born in Varaždin in 1964. He received Dipl. Eng., M.Sc. and Ph.D. degrees in electrical engineering from the University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing (FER), Zagreb, Croatia, in 1987, 1992, and 1997, respectively.

Since December 1987 he has been working at the Department of Electronic Systems and Information Processing, FER. In December 2012 he was promoted to Tenured Full Professor. He participated in seven scientific projects financed by the Ministry of Science, Education and Sports of the Republic of Croatia and in two projects of the Croatian Science Foundation. He is researcher on the project DATACROSS of the Centre of Research Excellence for Data Science and Advanced Cooperative Systems and the project “Application of Croatian Qualification Framework in the area of biomedical engineering”. He led three bilateral Croatian-Chinese scientific and technological projects, two Proof-of-Concept (PoC) projects of the BICRO agency, one Horizon 2020 EIT Health RIS Innovation project, and one project under the call Strengthening capacities for research, development and innovation (STRIP). He is a co-author of two books, 14 chapters in scientific books, more than 30 journal papers, 26 of them CC with more than 600 citations in WoS, and more than 170 conference papers in the field of biomedical engineering, sensors and electronic instrumentation. He participated in scientific or program committees at international conferences and also serves as a reviewer for various international journals. He received awards in national and international innovation exhibitions, and he is also active in science popularization.

Prof. Cifrek is a member of professional associations IEEE (senior member), IFMBE, ESEM, CROBEMPS, KoREMA. He is a member of the Croatian Academy of Engineering (HATZ), where he is a secretary of the Department of Systems and Cybernetics and member of Scientific Council for Technological Development of the Croatian Academy of Science and Arts (HAZU).

He was awarded the bronze "Josip Lončar" medal (1988) for the graduate student score, silver “Josip Lončar” medals for outstanding master of science thesis (1992) and the doctoral dissertation (1997), gold “Josip Lončar” medal (2019) for a significant contribution to the Faculty in of the Faculty with its scientific research and professional work, Annual Award “Rikard Podhorsky” of the Croatian Academy of Engineering in 2014, and the Annual award of the City of Zagreb in 2014.

Alan Jović was born in 1982 in Zagreb, Croatia. He received Dipl. Eng. and Ph.D. degrees in computer science from the University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing (FER), Zagreb, Croatia, in 2006 and 2012, respectively.

From September 2006 till March 2007 he worked at the Ruđer Bošković Institute as expert associate. Since April 2007, he has been working at the Department of Electronics, Microelectronics, Computer and Intelligent Systems, FER. In April 2020 he was promoted to Associate Professor. He participated in a European FP6 project and in a Croatian Ministry of Science, Education and Sport project. He was the principal investigator of Croatian Foundation for Science early career project from 2015 till 2018. He was principle investigator on two national industrial projects and collaborator on four national industry projects, two of which are in progress (IRI-I and IRI-II financing). He is the author of 19 papers in A-grade international science journals (10 in CC journals), 2 papers in science books, 2 papers in other journals and 38 papers in proceedings of international science conferences. He currently has: 410 citations (h-index 9) in WoS Core Collection database, and 1391 citations in Google Scholar (h-index 17) database. He reviewed more than 120 papers for international journals and conferences. He received awards: "Vera Johanides" award for young scientist, awarded by Croatian Academy of Engineering for year 2016, "Josip Lončar" silver plaque for particularly successful doctoral dissertation and scientific work in ac. year 2011/2012, awarded by FER; and award for 2nd place in the young investigator category at MEDICON 2010 conference, awarded by IFMBE.

He is associate editor for the scientific journal "CIT. Journal of Computing and Information Technology" from 2014 and managing editor for the same journal from 2018. He was a program committee member for more than 10 international conferences. He is a co-inventor of 1 Croatian patent: "Kontrola kvalitete automatizirane obročne proizvodnje upotrebom proširene teselacijske entropije procesnih signala." (in English: "Quality control in automatic batch production using expanded tessellation entropy of process signals"). He is a member of IEEE and EMBS.

His professional areas of interest include: knowledge discovery in datasets (data mining), application of computing in medicine and knowledge representation in computer systems. He speaks Croatian (maternal), English (~C1), German (~B1) and French (~B1).

Zahvala

Pisanje doktorata zapravo se nikad ne završava, već se samo u jednom trenutku prekida. Doktorat nikad ne bi trebao biti usmjeren isključivo na disertaciju, već na cijeli doktorski studij. I zato, za sve koji su na ovaj ili onaj način obogatili taj vremenski period, ponekad sizifovski težak, ponekad ipak uz uspjehe, slijedi zahvala.

Hvala prof. dr. sc. Mariu Cifreku na mentorstvu kroz sve ove godine. Hvala na svim prilikama koje mi je omogućio, i svim zadaćama za koje sam mislio da možda nisam spreman. Uloga mentora nije samo dati temelj za izradu kvalitetnog dokorskog rada, nego i pripremiti i osnažiti za ono što slijedi nakon doktorata. Hvala što ste, kroz svoju ljubav i entuzijazam u poslu, učinili rad na fakultetu najlakšim poslom na svijetu.

Hvala izv. prof. dr. sc. Alanu Joviću na mentorstvu kroz doktorski studij, na pomoći u savladavanju različitih prepreka akademske i znanstvene zajednice i usmjeravanju kad je to najviše trebalo.

Hvala svim studenticama i studentima s kojima sam surađivao kroz godine i koji su, znajući to ili ne, pomogli u izradi ove disertacije i učinili doktorski studij boljim.

Hvala kolegicama i kolegama. Kroz sumnje, brige i krize, hvala na razgovorima, pivama, kavama i pauzama. Uz vas ni vikendi na faksu nisu bili usamljeni.

Hvala prijateljima i Suncu na svim druženjima i treninzima. I na tih nekoliko sati tjedno bez razmišljanja o doktoratu.

Hvala majci i sestri Martini, što su, bez obzira na pitanja što radim silnim vikendima na faksu do kasno u noć, ipak shvaćale koliko mi to znači i bile bezuvjetna podrška na svakom koraku.

Za mene istraživanje zapravo nikad neće završiti. Samo sam u jednom trenutku uspio prekinuti pisanje doktorata. Uz uspomene na oca, majčinu dobrotu i sestrinu snagu, te podršku mentora i razumijevanje prijatelja nikad nisam pomislio da se to ne može. Hvala vam.

Sažetak

Fibrilacija atriya je supraventrikularna srčana aritmija karakterizirana brzim i iregularnom aktivnošću atriya. Fibrilaciju atriya karakteriziraju dvije osnovne značajke: iregularni srčani ritam i promjene u morfologiji srčanog ciklusa nastale pojavom fibrilatornih valova i nedostatkom P vala u elektrokardiogramu (EKG). Postojeće metode računalnog otkrivanja fibrilacije atriya uglavnom koriste informacije iz jednog kanala signala EKG-a kako bi izlučili značajke kojima bi razlikovali fibrilaciju atriya od drugih srčanih oboljenja ili normalnog srčanog ritma. Cilj ovog doktorskog rada je razvoj metode za uspješno računalno otkrivanje fibrilacije atriya iz višekanalnoga elektrokardiograma.

U radu je istražena mogućnost poboljšanja postojećih metoda otkrivanja QRS kompleksa kao prvog koraka u izlučivanju morfoloških značajki i značajki srčanog ritma. Kombinacijom koraka faza obrade različitih algoritama postignuto je poboljšanje u otkrivanju QRS kompleksa iz jednog kanala signala EKG-a. Također, primjenom težinske fuzije više kanala signala EKG-a postiglo se poboljšanje otkrivanja QRS kompleksa u odnosu na jednokanalnu analizu.

Kod klasifikacije fibrilacije atriya i normalnog sinusnog ritma korištene su morfološke značajke opisane jednim srčanim ciklusom. Model za klasifikaciju temeljen na dubokim neuronskim mrežama naučen je na vremenskoj seriji jednog srčanog ciklusa dobivenog obradom signala između dva susjedna QRS kompleksa. Jednokanalnim pristupom postignuta je visoka točnost klasifikacije, a poboljšanje rezultata ostvareno je višekanalnim pristupom korištenjem metode većinskog glasanja. Model za klasifikaciju vrednovan je na javno dostupnoj kliničkoj bazi 12-kanalnoga EKG-a, javno dostupnoj bazi sintetički generiranih zapisa signala EKG-a i bazi holterskih zapisa prikupljenih u sklopu istraživanja u suradnji s Poliklinikom za prevenciju kardiovaskularnih bolesti i rehabilitaciju Srčana. Pokazana su moguća ograničenja sintetički generirane baze podataka i utjecaj odabira podataka na točnost klasifikacije.

Ključne riječi: fibrilacija atriya, srčane aritmije, otkrivanje QRS kompleksa, klasifikacija srčanih aritmija, duboke neuronske mreže

Summary

Computer Based Detection of Atrial Fibrillation in Multi-Channel Electrocardiogram

Atrial fibrillation is defined as a subtype of supraventricular tachycardia with uncoordinated electrical activity in the atrium. The direct consequences of atrial fibrillation on heart function are inefficient atrial contraction and rapid and irregular heart rhythm. During fibrillation, the atrium ceases to be the primary pump thus reducing cardiac pumping efficiency by 20%. However, it does not cause death as in ventricular fibrillation and a person can live for years with symptoms.

The estimated number of patients diagnosed with atrial fibrillation worldwide in 2010 was 20.9 million men and 12.9 million women, and an annual exponential growth of five million new cases per year is projected. Age is a high risk of atrial fibrillation. People over the age of 40 have a 25% higher risk of developing atrial fibrillation, and it is more common in men than in women. As the quality-of-life standards increased, the life expectancy of the population also increased. With a higher proportion of the elderly population, the risk of atrial fibrillation increases, and thus the number of patients themselves. In addition to affecting quality of life due to irregular and rapid heart rhythms, atrial fibrillation poses a risk for other heart diseases, such as ischemic heart attack, stroke, thromboembolism, or cardiac arrest. It is present in 3 to 6% of patients hospitalized with an acute condition. Although a large number of patients have pre-existing concomitant heart disease, the clinical picture of atrial fibrillation can range from emergency hospitalization to patients who feel completely healthy or unaware of cardiac abnormalities.

The consequence of atrial fibrillation is a declining mechanical function of left atrial contraction during which blood clots form which can lead to serious complications such as stroke or death. It is estimated that 20% of strokes are caused as a result of atrial fibrillation.

The characteristics of atrial fibrillation in the ECG signal are absence of P-waves, occurrence of irregular fibrillation waves (f-waves), irregular electrical activity of the ventricles, and unaltered ventricular (QRS) complexes.

In more recent literature, the authors used larger databases to classify atrial fibrillation and other heart diseases but noted as a drawback the limitation to single-channel ECG signals. The aim

of this doctoral dissertation is to investigate the possibility of improving the detection of atrial fibrillation using a multichannel electrocardiogram. Improving the methods for detecting the QRS complex, i.e. the R wave, would allow more accurate extraction of atrial fibrillation features. The morphology of the ECG signal can be defined as a set of samples between two consecutive R spikes. Thus, it is possible to learn a model based on artificial neural networks precisely on the morphological features of a single cardiac cycle.

The first chapter (*Introduction*) describes the beginnings of computer-aided electrocardiogram analysis. The use of computers in detecting atrial fibrillation is described and an overview of the limitations of known bases and approaches is given. The aim of the research of this paper and the original scientific contribution of the dissertation are presented.

The second chapter (*Electrophysiology of the heart and electrocardiography*) describes the basic anatomy and the electrophysiological processes of the heart. Multi-channel electrocardiogram leads and ECG signal characteristics under healthy conditions are described.

The third chapter (*Atrial fibrillation*) describes the epidemiology, classification, pathogenesis and approaches to the treatment of atrial fibrillation. Also, an overview of atrial fibrillation features obtained from ECG signals based on heart rate and signal morphology are given.

The fourth chapter (*ECG signal databases*) describes the ECG databases that serve as input data for ECG processing and analysis, describing the databases for detecting QRS complexes: MIT-BIH database and QT database with annotations of QRS complex, and databases for training and testing of atrial fibrillation classification models: PhysioNet/CinC 2020 database publicly available from PhysioNet website, synthetic atrial fibrillation database, and Srčana database collected in cooperation with the Polyclinic for the prevention of cardiovascular diseases and rehabilitation.

The fifth chapter (*Methods for Detecting QRS Complexes*) provides a detailed description of the methods used to detect QRS complexes in the ECG signal. The selected algorithms are described through several steps of ECG processing: removing noise and artifacts from ECG signals, ECG signal transformation to highlight QRS complexes, selecting candidates for QRS complexes, and setting criteria and deciding on candidates for QRS complex. The importance of combining processing steps from various QRS complex detection algorithms was highlighted. Finally, the method of weighted fusion of multiple ECG channels is presented and the procedure of evaluating the methods for detecting QRS complexes is described.

The sixth chapter (*Atrial Fibrillation Detection Model*) describes a deep neural network model for atrial fibrillation classification. The procedure for selecting and preprocessing the available data and the majority voting procedure used in the analysis of the multi-channel ECG signal are described.

The seventh chapter (*Results and Discussion*) presents the results of evaluating the accuracy of QRS complex detection and the results of the atrial fibrillation classification model. An overview of previous research and a comparison of the results of this research with the results from the literature is given. Common detection errors of QRS complexes in standard databases when using a weighted multi-channel fusion approach and the advantages and disadvantages of using multi-channel analysis are listed. The testing of the atrial fibrillation detection model was compared with other databases with the detection at the patient level. A discussion of the results was conducted.

The eighth chapter (*Conclusion*) briefly positions this doctoral research in current state of scientific knowledge and emphasizes the scientific contribution together with the most important results of the conducted analysis.

The original scientific contribution of this dissertation is the method for detecting QRS complexes using multichannel electrocardiogram for the purpose of extracting morphological features of atrial fibrillation, a model based on deep neural networks for classification of atrial fibrillation and normal sinus rhythm based on multichannel cardiac cycle input data, and validation on holter ECG signal database.

Algorithms for detecting QRS complexes have been achieving high accuracy on standard test databases for many years. Nevertheless, new algorithms are published in recent literature with different approaches to the problem. As the literature sometimes lacks a description of the key stages of the algorithm without which the results cannot be reproduced, in this dissertation the algorithms are broken down into four phases. It was investigated how combinations of different phases of algorithms affect the overall accuracy. It has been shown that by combining the IMF filtering method and the Elgendi detection algorithm, the results improved. Improvement was also achieved by using weighted fusion of multiple ECG signal channels. Although the approach gives better results, a step of learning the algorithm is required, which makes its real-life application difficult.

Furthermore, a model was realized for classification of atrial fibrillation and normal sinus rhythm. The classification model based on deep neural networks was trained with

morphological features described by a single cardiac cycle. The single-channel approach achieved high classification accuracy. The results were improved by the multi-channel approach using the majority voting method. The classification model was evaluated on a publicly available clinical database of 12-channel ECG, a publicly available database of synthetically generated ECG signal records and a database of holter records collected as part of a study in collaboration with the Polyclinic for The Prevention of Cardiovascular Diseases and Rehabilitation Srčana in Zagreb, Croatia.

In this research, it has been shown that the binary classification of atrial fibrillation and normal sinus rhythm achieved good results, but that the accuracy decreased with the presence of other diagnoses along with the normal sinus rhythm class. Papers in which high accuracy of classification of several heart diseases has been achieved are mainly studied on large databases and have more complex models with a larger number of parameters compared to the research conducted in this dissertation.

One of the main objections to the use of machine learning methods in clinical practice is the "black box" nature of the methods. Current research does not provide insight into the mechanism of heart disease and the process of making a final decision and diagnosis, despite the high accuracy of classification. The computer based model implies an optimally recorded signal, without technical or other errors, which, although easily noticeable by the medical staff, can lead the computer model to the wrong track. Without an adequate explanation of a given diagnosis, it is difficult to detect model bias that is often conditioned by a set of data (e.g., racial model bias). This research shows the importance of database selection and recording methods in the final evaluation and assessment of model accuracy, and thus the importance of standardization of computer interpretation of electrocardiograms. Testing models when examples from the same database are not found in both the training set and the test set achieved lower overall accuracy of the classification. By testing on separate database from training set, the accuracy was 4.27% lower at the heart cycle classification level and 4.79% lower at the subject level. The model trained on a clinical database gave good results when tested on a synthetic database. However, a model learned from a synthetic atrial fibrillation database did not yield good results when tested in a clinical database indicating possible limitations of the synthetic database in generalizing morphological changes in ECG signals during atrial fibrillation episodes. It is also important to note the possibility of malicious changes or attacks when using such systems. Computer analysis of ECG signals is susceptible to such attacks and appropriate safety mechanisms need to be implemented.

The number of heart diseases is on the rise, and atrial fibrillation is just one of them. Further research can focus on a larger number of diseases, and the improvement of a model that would more successfully differentiate both diseases from each other and healthy control groups from a group of patients.

Keywords: atrial fibrillation, cardiac arrhythmias, detection of QRS complex, classification of cardiac arrhythmias, deep neural networks

Sadržaj

1.	Uvod.....	1
1.1.	Pregled disertacije.....	4
2.	Elektrofiziologija srca i elektrokardiografija	6
2.1.	Osnovna građa srca.....	6
2.2.	Odvođi snimanja EKG-a	11
2.3.	Elektrokardiogram kod zdrave osobe	16
3.	Fibrilacija atriya	20
3.1.	Klasifikacija fibrilacije atriya	24
3.2.	Mehanizam nastanka AF	26
3.3.	Liječenje fibrilacije atriya.....	29
3.4.	Značajke fibrilacije atriya.....	29
3.4.1.	Značajke fibrilacije atriya temeljene na srčanom ritmu	30
3.4.2.	Značajke fibrilacije atriya temeljene na morfologiji.....	39
4.	Baze podataka signala EKG-a.....	42
4.1.	Baze podataka za testiranje otkrivanja QRS kompleksa	43
4.1.1.	Baza aritmija MIT-BIH.....	43
4.1.2.	Baza podataka QT	46
4.2.	Baze podataka za učenje i testiranje otkrivanja fibrilacije atriya	47
4.2.1.	Baza podataka PhysioNet/CinC Challenge 2020	47
4.2.2.	Baza podataka Srčana.....	51
4.2.3.	Sintetička baza podataka fibrilacije atriya	51
5.	Metode za otkrivanje QRS kompleksa.....	53
5.1.	Uklanjanje šuma i artefakata iz signala EKG-a.....	54
5.2.	Transformacija signala EKG-a	61
5.3.	Odabir kandidata.....	65

5.4.	Postavljanje kriterija i odluka	68
5.5.	Kombinacija koraka obradbe u otkrivanju QRS kompleksa	70
5.6.	Otkrivanje QRS kompleksa iz više kanala	72
5.7.	Mjera uspješnosti otkrivanja QRS kompleksa.....	75
6.	Model za otkrivanje fibrilacije atriya.....	77
6.1.	Odabir i predobradba podataka.....	77
6.2.	Model klasifikacija fibrilacije atriya iz jednokanalnoga signala EKG-a.....	80
6.3.	Klasifikacija AF iz višekanalnoga signala EKG-a	85
7.	Rezultati i rasprava.....	88
7.1.	Otkrivanje QRS kompleksa	88
7.2.	Otkrivanje fibrilacije atriya	96
7.2.1.	Rezultati na zapisima s AF i NSR iz baze podataka CinC 2020.....	96
7.2.2.	Rezultati na zapisima s AF i NSR s dodatnim dijagnozama iz baze podataka CinC 2020.....	100
7.2.3.	Rezultati na sintetičkoj bazi podataka fibrilacije atriya i zapisima s NSR iz baze podataka CinC 2020	104
7.2.4.	Rezultati na bazi podataka holterskih zapisa Srčana.....	108
7.2.5.	Usporedba rezultata.....	110
8.	Zaključak.....	113
9.	Popis literature.....	114
Prilog A	124
Životopis.....		151
Curriculum vitae.....		156

1. Uvod

Poznata je važnost elektrokardiografskih snimaka (elektrokardiogram, EKG) u kardiološkoj kliničkoj praksi. Elektrokardiogram je najvažniji dijagnostički alat u području srčanih aritmija [1]. Računalno potpomognuta analiza elektrokardiograma započela je krajem 50-ih godina 20. stoljeća [2], kada se u radovima [3] i [4] opisuju pilot projekti automatske analize elektrokardiograma zapisanog na magnetskim trakama. Već 1966. u radu [5] znanstvenici Bruce i Yarnall ističu mogućnosti računalno potpomognute dijagnoze kod srčanih oboljenja, postavljajući pitanje koje vrijedi i danas: koja je uloga računala u donošenju ispravne dijagnoze? Američko udruženje American Heart Association (AHA) 1978. donosi preporuke za rad računala u dijagnostici elektrokardiografijom [6], a 1980. belgijski znanstvenik Jos L. Willems piše o molbi za standardizaciju računalno potpomognute dijagnostike i analize signala EKG-a [7]. U 90-im godinama 20. stoljeća prvi sustavi za potporu odlučivanju u kliničkim ustanovama koristili su se upravo u interpretaciji elektrokardiograma [8]. AHA je 2007. godine donijelo nove smjernice za standardizaciju i interpretaciju elektrokardiograma, s fokusom prema optimalnom korištenju elektrokardiograma [9].

Digitalnom revolucijom u 21. stoljeću omogućeno je relativno jeftino i jednostavno prikupljanje i spremanje podataka [10]. Razvojem računalne snage i novih algoritama strojnog učenja omogućeno je učenje iz kliničkih podataka. Jedna od najpoznatijih javno dostupnih baza fizioloških signala, PhysioNet Resource, stvorena je 1999. godine u sklopu multidisciplinarnog projekta inženjera računalne znanosti, fizičara, matematičara, biomedicinskih istraživača, liječnika i edukatora iz Bostona, SAD. Također, u tim godinama sve je više primjena metoda strojnog učenja u analizi elektrokardiograma: 1993. godine britanski znanstvenici konstruirali su umjetnu neuronsku mrežu za interpretaciju elektrokardiograma [11], a 1997. godine slovenski znanstvenici [12] objavljuju rad o primjeni strojnog učenja u dijagnozi ishemije srca. Prema citatnoj bazi Web of Science (WoS) više od 90% članaka s temom elektrokardiograma i strojnog učenja nastalo je nakon 2012. godine, te je do danas broj novih radova u porastu. Pri pretraživanju tema dubokog učenja s primjenom u analizi elektrokardiograma, zamjetan je skok od 2018. godine. U tom periodu je objavljeno više od 90% članaka na temu analize signala EKG-a metodama dubokog učenja. Uz opasku da je trend rasta broja objava prisutan u gotovo svim znanstvenim područjima [13], što zbog zahtjeva akademskih zajednica, što zbog većeg broja mogućnosti i časopisa, ovakav uzlet u broju objavljenih radova sigurno možemo pripisati naporu istraživačke zajednice kojim se doprinijelo povećanom broju javno dostupnih baza

biomedicinskih signala s velikom količinom podataka (engl. *Big Data*) i prilagodljivosti programskih alata za implementaciju različitih algoritama i metoda strojnog učenja.

Jedno od područja intenzivne primjene metoda dubokog učenja u kardiologiji je otkrivanje srčanih aritmija [14]. Kod tradicionalnih metoda strojnog učenja podatci su opisani značajkama koje se kasnijom obradbom klasificiraju. Značajke često proizlaze iz domenskog znanja eksperta i zavisne su o aritmiji koju klasificiramo. Velika varijabilnost u morfologiji i prisutnost šuma otežavaju ispravnu klasifikaciju [15]. Zbog različitih oboljenja i patoloških stanja, morfologija signala EKG-a se mijenja, npr. QRS kompleks postaje širi i/ili invertiran, a to može otežati detekciju karakterističnih točaka. Neispravno detektirane karakteristične točke uzrokuju povećanje pogreške kod računalnog otkrivanja srčanih aritmija. Duboke umjetne neuronske mreže kao ulaz najčešće koriste sirove (engl. *raw*) podatke [15], čime su pogreške u predobradbi signala eliminirane.

Iako je točnost algoritama klasifikacije korištenjem dubokih umjetnih neuronskih mreža visoka, nužna je dodatna interpretacija stručnjaka kako bi se izbjegle potencijalno fatalne pogreške [16]. Prepoznata su brojna ograničenja u korištenju dubokog učenja u kardiologiji [14], kao npr.: „*black-box*“ priroda metoda, problem prenaučivosti modela, pristranost podataka, (ne)mogućnost reprodukcije rezultata i pozitivna pristranost u objavljivanju rezultata. Metode strojnog i dubokog učenja omogućuju pregled, usporedbu i klasifikaciju podataka koji liječnicima u kliničkoj praksi nisu dostupni ili zahtijevaju previše vremena za obradu. Prema [17], malo je vjerojatno da će u skorije vrijeme liječnike potpuno zamijeniti računalne metode za dijagnostiku, ali moguće je da će liječnici s razumijevanjem tih metoda zamijeniti one bez.

U ovom radu je fokus istraživanja stavljen na fibrilaciju atriya. Fibrilacija atriya je supraventrikularna tahikardija karakterizirana brзом i iregularnom aktivnošću atriya. Nekontrolirana aktivnost atriya dovodi do slabljenja ili potpunog gubitka kontrakcije atriya. Broj novooboljelih od fibrilacije atriya utrostručio se u zadnjih 50 godina, a porastom očekivane životne dobi taj broj raste, čime fibrilacija atriya poprima razmjere epidemije srčane bolesti 21. stoljeća [18].

Za fibrilaciju atriya karakteristične su dvije značajke: nekoordinirana električna aktivnost atriya te iregularni i obično ubrzani srčani ritam kao posljedica nekoordinirane električne aktivnosti u atriyu. U signalu EKG-a te se dvije značajke mogu opisati uz pomoć značajki RR intervala i nedostatka P vala [19]. Računalno otkrivanje fibrilacije atriya tako možemo podijeliti u dvije kategorije: temeljeno na značajkama varijabilnosti srčanog ritma (iregularnost srčanog ritma) i

temeljeno na morfološkim značajkama (nedostatak P vala). Pristup temeljen na morfološkim značajkama pokazao je lošije rezultate otkrivanja zbog šuma i artefakata prisutnim u signalu EKG-a. Pristup temeljen na značajkama varijabilnosti srčanog ritma robustan je na šum i artefakte u signalu EKG-a jer predobradba uključuje samo detekciju QRS kompleksa. Međutim, zahtijeva zapise signala EKG-a duljeg trajanja [19], [20].

PhysioNet Resource u suradnji s konferencijom Computers in Cardiology (CinC) 2017. godine objavljuje bazu podataka kratkotrajnih snimaka jednokanalnoga signala EKG-a s označenim klasama fibrilacije atrijske, normalnog sinusnog ritma, ostalih aritmija i zašumljenog zapisa [21]. Najbolji timovi na natjecanju ostvarili su dobre rezultate u klasifikaciji fibrilacije atrijske s F1 mjerom 0,83. Organizatori navode da su se podjednako dobri rezultati ostvarili jednostavnim modelima uz dobro odabrane značajke i kompleksnim modelima. Prema [21], broj dostupnih zapisa, njih 8528, nije dostatan da bi kompleksnim modelima dao prednost u klasifikaciji uz poznati problem s prenaučenošću modela.

U recentnijoj literaturi autori [20], [22] koriste veće baze podataka za klasifikaciju fibrilacije atrijske i drugih srčanih oboljenja, no kao nedostatak napominju ograničenost na jednokanalne signale EKG-a. Cilj ovog rada je upravo istražiti mogućnost poboljšanja otkrivanja fibrilacije atrijske korištenjem višekanalnoga elektrokardiograma. Poboljšanje metoda za otkrivanje QRS kompleksa, odnosno R zupca, omogućilo bi točnije izlučivanje značajki fibrilacije atrijske. Prema [20], morfologiju signala EKG-a možemo definirati kao skup točaka između dva uzastopna R zupca. Tako je moguće učiti model temeljen na umjetnim neuronskim mrežama upravo na morfološkim značajkama jednog srčanog ciklusa.

Izvorni znanstveni doprinos ove disertacije sadržan je u metodi za otkrivanje QRS kompleksa korištenjem višekanalnoga elektrokardiograma u svrhu izlučivanja morfoloških značajki fibrilacije atrijske, modelu temeljenom na dubokim neuronskim mrežama za klasifikaciju fibrilacije atrijske i normalnog sinusnog ritma temeljenog na ulaznim podacima srčanog ciklusa višekanalnoga elektrokardiograma te vrednovanje modela na prikupljenoj bazi holterskih zapisa signala EKG-a.

Izraz „neuronska mreža“, iako široko zastupljen u računarskoj znanosti, zbog povezanosti s biomedicinskim područjem, u daljnjem tekstu odnosit će se isključivo na umjetne neuronske mreže, odnosno računalne modele. Neuronske mreže kao dio živčanog sustava kojim se opisuju povezanost neuronskih sinapsi nisu predmet ovog rada, i u tom kontekstu neuronske mreže neće biti ni raspravljane.

1.1. Pregled disertacije

U prvom poglavlju (*Uvod*) opisani su početci računalno potpomognute analize elektrokardiograma. Opisana je upotreba računala u otkrivanju fibrilacije atriya i dan pregled ograničenja poznatih baza i pristupa. Iznesen je cilj istraživanja ovog rada i izvorni znanstveni doprinos disertacije.

U drugom poglavlju (*Elektrofiziologija srca i elektrokardiografija*) opisana je osnovna građa i elektrofiziologija srca. Opisani su odvođi višekanalnoga elektrokardiograma i značajke signala EKG-a zdravog srca.

U trećem poglavlju (*Fibrilacija atriya*) opisana je epidemiologija, klasifikacija, patogeneza te pristupi liječenju fibrilacije atriya. Također, dan je pregled značajki fibrilacije atriya dobivenih iz signala EKG-a na temelju srčanog ritma i na temelju morfologije signala.

U četvrtom poglavlju (*Baze podataka signala EKG-a*) opisane su baze podataka EKG-a koje u radu služe kao ulazni podatci za obradbu i analizu signala EKG-a, pri čemu se opisuju baze podataka za otkrivanje QRS kompleksa: baza aritmija MIT-BIH i baza podataka QT s označenim trenucima pojave QRS kompleksa te baze podataka za učenje i testiranje modela otkrivanja fibrilacije atriya: baza podataka PhysioNet/CinC 2020 javno dostupna s internetskog sjedišta PhysioNet, javno dostupna sintetička baza podataka fibrilacije atriya i baza podataka Srčana prikupljena u suradnji s Poliklinikom za prevenciju kardiovaskularnih bolesti i rehabilitaciju Srčana.

U petom poglavlju (*Metode za otkrivanje QRS kompleksa*) dan je detaljan opis metoda koje služe za otkrivanje QRS kompleksa u signalu EKG-a. Odabrani algoritmi opisani su kroz više faza obradbe signala EKG-a: faze uklanjanje šuma i artefakata iz signala EKG-a, faze transformacije signala EKG-a radi isticanja QRS kompleksa, faze odabira kandidata za QRS komplekse i faze postavljanja kriterija i donošenja odluke o kandidatima za QRS komplekse. Istaknut je značaj postupka kombiniranja koraka obradbe iz više algoritama u otkrivanju QRS kompleksa. Konačno, predložena je metoda težinske fuzije više kanala EKG-a i opisan postupak vrednovanja uspješnosti metoda za otkrivanje QRS kompleksa.

U šestom poglavlju (*Model za otkrivanje fibrilacije atriya*) dan je opis modela dubokih neuronskih mreža za otkrivanje fibrilacije atriya. Opisan je postupak odabira i predobradbe dostupnih podataka i postupak većinskog glasanja korišten u analizi višekanalnoga signala EKG-a.

U sedmom poglavlju (*Rezultati i rasprava*) prikazani su rezultati vrednovanja točnosti otkrivanja QRS kompleksa i rezultati modela otkrivanja fibrilacije atrijske. Dan je pregled dosadašnjih istraživanja i usporedba rezultata ovog istraživanja s rezultatima iz literature. Navedene su uobičajene pogreške otkrivanja QRS kompleksa u standardnim bazama kada se koristi pristup težinske fuzije više kanala te prednosti i mane korištenja višekanalne analize. Uspoređeno je testiranje modela za otkrivanje fibrilacije atrijske s različitim bazama podataka i uspješnost otkrivanja na razini pacijenta te je provedena rasprava o ostvarenim rezultatima.

U osmom poglavlju (*Zaključak*) ukratko se pozicionira ovo doktorsko istraživanje u trenutne znanstvene spoznaje, te naglašava znanstveni doprinos zajedno s najvažnijim rezultatima provedene analize.

2. Elektrofiziologija srca i elektrokardiografija

Elektrokardiograf je uređaj koji bilježi električnu aktivnost srca. Ispis elektrokardiografa naziva se elektrokardiogram – EKG (engl. *electrocardiogram*, ECG). Električna aktivnost srca zdravog srca upravljana je stanicama sa svojstvom samopodraživanja čiji je izvor u sinusatrijskom (SA) čvoru. Električna aktivnost širi se atrijem do ventrikula putem srčanog mišića i specijaliziranih vlakana uzrokujući depolarizaciju srčanog tkiva i, posljedično, kontrakciju. Osnovni karakteristični valovi signala EKG-a imaju oznake: P, Q, R, S, i T. Imena valova odabrana su 1895. godine u počecima snimanja električne aktivnosti srca. Willem Einthoven, nizozemski liječnik i znanstvenik, zamijenio je dotadašnje oznake A, B, C i D s novima (P, Q, R, S i T) kako bi naglasio da se radi o ispravku krivulje električne aktivnosti pomoću matematičke formule za kompenzaciju pogrešaka Lippmanovog živinog elektrometra [23]. Iako oznake valova nisu povezane s njihovom elektrofiziološkom pozadinom, definirane oznake danas se koriste za opis defleksija u signalu EKG-a i njihovo značenje je poznato, pri čemu:

- P val označava depolarizaciju atrija,
- QRS kompleks označava depolarizaciju ventrikula,
- T val označava repolarizaciju ventrikula.

Repolarizacija atrija vremenski se podudara s depolarizacijom ventrikula i njezin utjecaj nije vidljiv kao posebna defleksija u signalu EKG-a. Depolarizacija ventrikula (QRS kompleks) električki je najistaknutija defleksija. QRS kompleks sadrži tri defleksije pri čemu je Q val depolarizacija koja započinje u lijevoj strani interventrikularnog septuma, nastavlja se preko endokarda oba ventrikula (R zubac) i završava depolarizacijom unutrašnjosti lijevog ventrikula (S val).

Kako bi bolje razumjeli izvor signala koji su predmet obradbe u ovom radu, u ovom poglavlju dan je osnovni pregled građe i električne aktivnosti srca kod zdrave osobe.

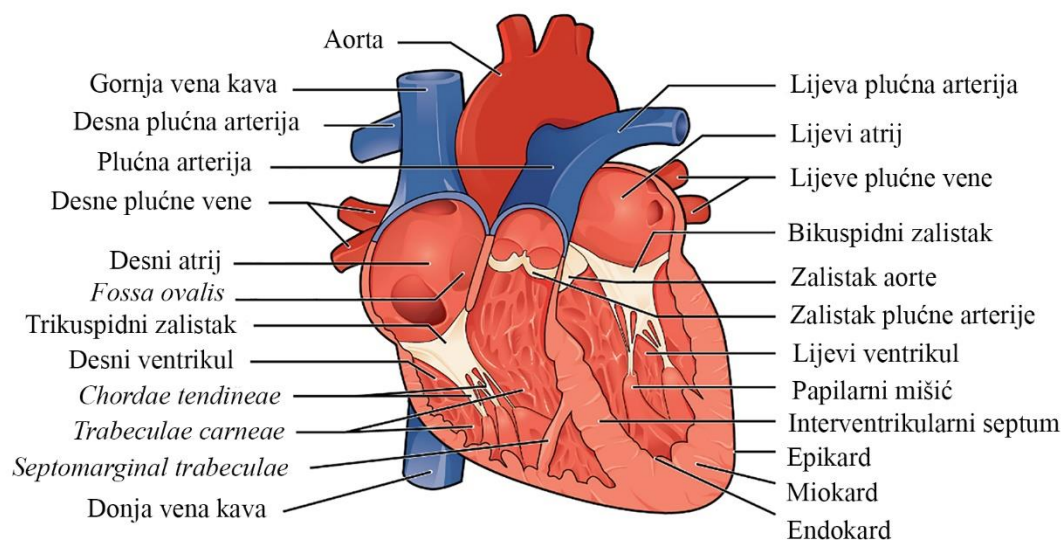
2.1. Osnovna građa srca

Ljudsko srce je šuplji mišićni organ veličine šake prosječne težine $367,3 \pm 65,8$ grama [24], smješten između plućnih krila posteriorno prsnoj kosti i kranijalno gornjoj površini dijafragme. Okružuje ga perikard, serozna membrana koja služi kao dvoslojna srčana ovojnica. Sloj ovojnice u dodiru sa srcem naziva se epikard. Srčane stijenke građene su od srčanog mišića –

miokarda. Unutrašnjost miokarda obavijena je endokardom. Endokardom su također obavijeni srčani zalisci, a nastavlja se na endotel srčanih vena i arterija.

Glavna funkcija srca je dvostruka: pumpanje venske, kisikom osiromašene krvi do plućnih krila zbog izmjene tvari (kisik i ugljični dioksid) te pumpanje arterijske, kisikom obogaćene krvi do ostatka tkiva i organa u tijelu. Ljudsko srce sastoji se od četiri komore koje tvore dvije pumpe, tzv. lijevo i desno srce [25]. Svaka pumpa sastoji se od dvije komore: atrija (pretkljetka) i ventrikula (kljetka). Desna kljetka i lijeva pretkljetka čine tzv. mali krvotok: krv obogaćena ugljikovim dioksidom iz desne kljetke preko plućne arterije ulazi u pluća, obogaćuje se kisikom i preko plućne vene ulazi u lijevu pretkljetku. Veliki krvotok čine lijeva kljetka i desna pretkljetka: krv obogaćena kisikom iz lijeve kljetke kroz aortni zalistak preko aorte i arterija dopire do stanica, nakon čega se preko vena vraća u desnu pretkljetku (odakle opet ulazi u mali krvotok kroz mitralni srčani zalistak). Desnu i lijevu kljetku odvaja interventrikularni septum. Na slici 2.1. prikazana je osnovna građa srca.

Srčani ciklus može se podijeliti na dvije glavne faze: dijastolu i sistolu. Za vrijeme dijastole srčani mišić je opušten i srce se puni krvlju. Tijekom sistole ventrikul kontrahira i izbacuje krv iz srca. Punjenje ventrikula primarno je pasivno: nakon ventrikularne kontrakcije, krv iz atrija zbog promjene u tlaku otvara trikuspidalni i mitralni zalistak između atrija i ventrikula i krv nesmetano teče u ventrikule. Kada tlak u ventrikulima postane veći od tlaka u atriju, zalistak se zatvara.



Slika 2.1. Osnovna građa srca (preuzeto i prilagođeno iz [26])

U zadnjoj trećini dijastole, atrij kontrahira i dodano puni ventrikul krvlju. Mehanizam kontrakcije atrija povećava efikasnost punjenja srca za 20% [25].

Srce je građeno od tri vrste mišićnih vlakana: atrijskih i ventrikularnih mišićnih vlakana te mišićnih vlakana provodnog sustava. Mišićna vlakna provodnog sustava imaju slabu kontrakciju, dok atrijski i ventrikularni mišići kontrahiraju slično kao i skeletni mišići s produženim vremenom kontrakcije [25].

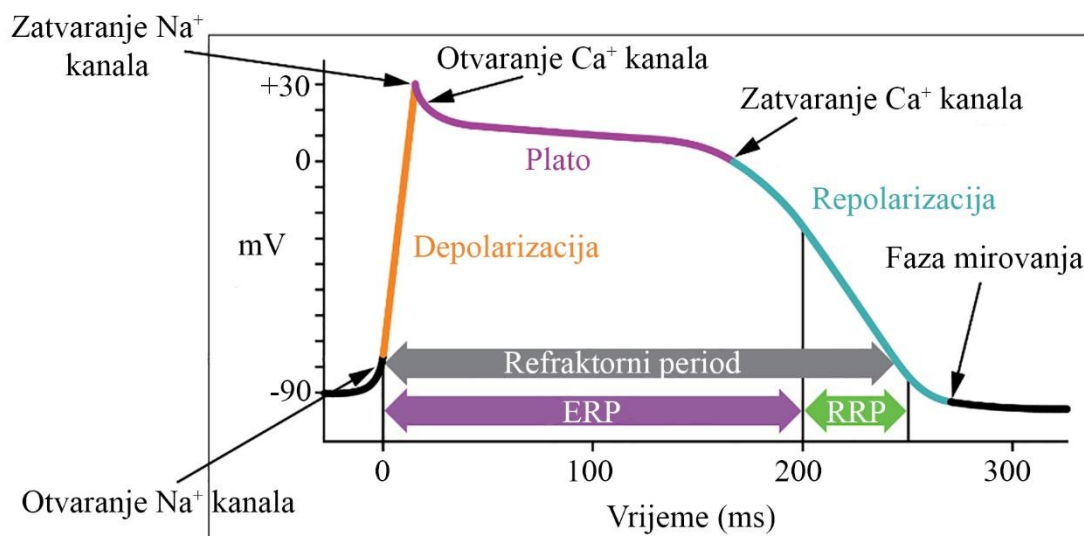
Za razliku od skeletnih mišića, stanice membrane srčanog mišića odvojene su, odnosno povezane, preko prijelaznih ploča (engl. *intercalated discs*). Stanice na zajedničkom spoju straničnih membrani preko prijelaznih ploča tvore komunikacijski spoj koji omogućuje brzi protok (difuziju) iona. Kao posljedica toga, akcijski potencijal se ubrzano širi preko međusobno povezanih stanica. U srčanom mišiću razlikujemo dvije mreže povezanih stanica, tzv. sincicija: atrijski sincicij i ventrikularni sincicij. Funkcionalnim sincicijem omogućena je simultana kontrakcija svih mišićnih stanica uključenih u sincicij. Atrijski i ventrikularni sincicij odvojeni su vlaknastim tkivom koje onemogućuje provodljivost akcijskih potencijala srčanih mišića atrija u srčane mišiće ventrikula.

Stanice srčanog tkiva dijele se u dvije skupine: bez mogućnosti samopodraživanja (engl. *nonpacemaker*) i samopodražljive (engl. *pacemaker*). Stanice bez mogućnosti samopodraživanja se aktiviraju depolarizacijom susjednih stanica, dok samopodražljive stanice imaju sposobnost spontanog generiranja akcijskog potencijala.

Razlika potencijala unutrašnjosti stanice srčanog mišića u mirovanju i ekstracelularne tekućine iznosi oko -85 mV, dok u fazi depolarizacije iznosi oko +20 mV [25]. Potencijal na vanjskom dijelu stanične membrane je pozitivan, dok je u unutrašnjost stanice negativno nabijena. Staničnu polupropusnu membranu čine tanak sloj lipida između dva sloja bjelančevina, debljine svega 10 nm [27]. Razlike u koncentracijama iona unutar i izvan stanice tvore i razliku u potencijalu, a najvažniji su natrijevi (Na^+) i kalijeve (K^+) kationi te klorovi anioni (Cl^-). Kod stanica srčanog tkiva veliku važnost imaju i kationi kalcija (Ca^{2+}). Kanali kroz membranu promjera oko 8 nm [27] omogućuju propustljivost membrane za kalijeve i klorove ione. Kod pojave akcijskog potencijala (podražaja stanice) raste vodljivost membrane za natrijeve katione, čime je omogućen prodor pozitivno nabijenih iona iz izvanstanične tekućine u stanicu [27]. Mehanizam Na-K pumpe omogućuje održavanje ravnoteže iona u stanici i izvanstaničnoj tekućini.

Proces nastanka akcijskog potencijala stanice srčanog tkiva dijeli se u pet faza, prikazanih na slici 2.2. [25]:

- **Faza 0 (depolarizacija).** Povećava se propusnost kanala za Na^+ iz izvanstanične tekućine u stanicu. Napon stanice raste na +20 mV prije nego se kanali zatvore.
- **Faza 1 (inicijalna repolarizacija).** Zatvaraju se kanali za Na^+ i povećava se propusnost kanala za K^+ iz stanice u izvanstaničnu tekućinu.
- **Faza 2 (plato).** Nastaje „plato“ stabilnog napona zbog povećane propusnosti na Ca^+ i smanjenja propusnosti za K^+ . Kombinacijom smanjene difuzije K^+ iz stanice i povećanim ulaskom Ca^+ u stanicu održava se napon akcijskog potencijala u ravnoteži.
- **Faza 3 (rapidna repolarizacija).** Zatvaraju se kanali Ca^+ i otvaraju se spori kanali za Na^+ van stanice. Potencijal stanične membrane vraća se u stanje mirovanja.
- **Faza 4 (stanje mirovanja).** Stanica je ponovno u stanju mirovanja i potencijal iznosi –85 mV.



Slika 2.2. Faze nastanka akcijskog potencijala stanice srčanog mišića ventrikula (preuzeto i prilagođeno iz [26])

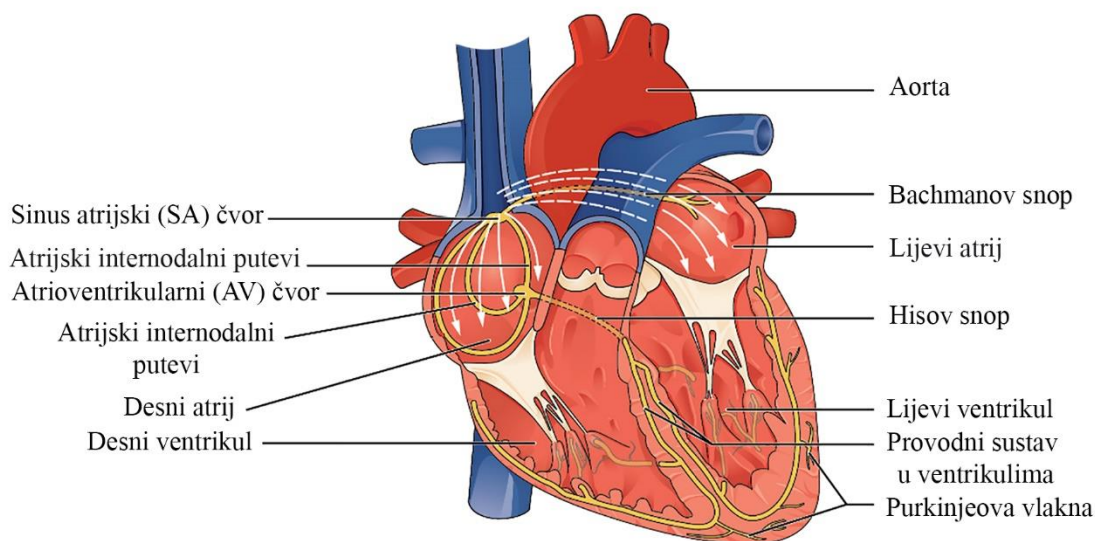
Specifičnost akcijskog potencijala u srčanim mišićima je postojanje platoa visokog napona nakon inicijalnog izboja (faza 2). Trajanje platoa iznosi otprilike 200-300 ms. Plato omogućuje produženu kontrakciju srčanog mišića nakon inicijalnog izboja. Vrijeme faza 0, 1, 2 i dijela faze 3 zovemo efektivno refraktorno vrijeme (engl. *Effective Refractory Period*, ERP) stanice. Stanicu tada nije moguće opet podražiti i izazvati ponovnu depolarizaciju. ERP služi kao zaštitni mehanizam srcu i omogućuje dovoljno vremena da srce obavi punjenje i ispumpavanje

krvi. ERP-u slijedi relativni refraktorni period (engl. *Relative refractory period*, RRP) tijekom kojeg je potreban podražaj veće amplitude da bi se inicirao akcijski potencijal.

Srčani akcijski potencijal je impuls koji nastaje u stanicama sa svojstvom samopodraživanja. SA čvor primarni je izvor impulsa srčanog akcijskog potencijala. Vlakna SA čvora direktno su spojena s mišićnim srčanim vlaknima u atriju, čime je omogućen trenutni prijenos akcijskog potencijala.

Glavni dijelovi električnog provodnog sustava srca (slika 2.3.) čine:

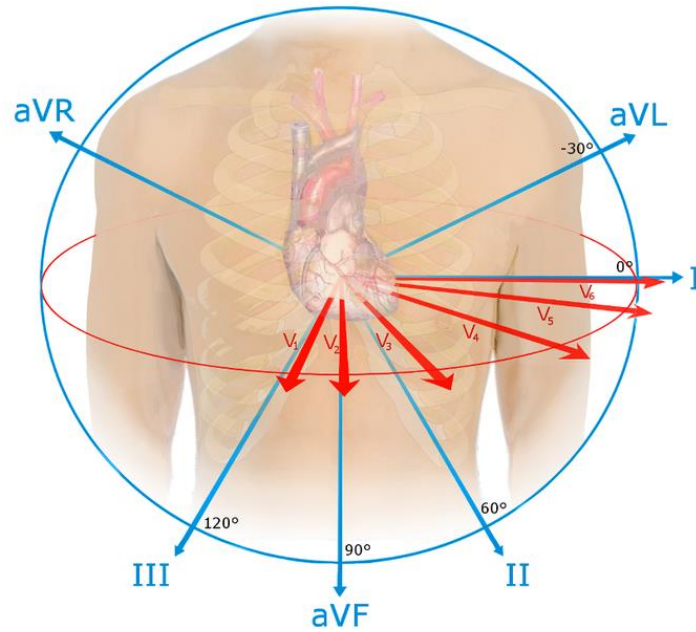
1. SA čvor: nakupina specijaliziranog srčanog mišića sa svojstvom samopodraživanja. Dugačak je oko 15 mm, širok 3 mm s debljinom 1 mm [25]. Smješten je u desnom atriju neposredno ispod i lateralno od otvora gornje šuplje vene. SA čvor gotovo da nema kontraktilna mišićna vlakna. Vlakna SA čvora su dimenzijama manja (3 do 5 mikrometara) u odnosu na 10 do 15 mikrometara kod atrijskih mišićnih vlakana.
2. Atrioventrikularni (AV) čvor: nalazi se neposredno ispod trikuspidalnog zaliska. Uloga AV čvora je usporavanje impulsa koji dolazi provodnim putovima iz SA čvor kroz atrij kako bi se omogućila efikasna kontrakcija atrija prije kontrakcije ventrikula. Usporavanje AV čvora iznosi otprilike 0,13 sekundi. Vrijeme potrebno impulsima da stignu iz SA do AV čvora iznosi 0,3 sekunde [25]. AV čvor ima svojstvo jednostrane provodnosti, što onemogućuje ponovni ulazak impulsa u tkivo i provodni sustav atrija, te posljedično njegovu novu kontrakciju.
3. Hisov snop: snop provodnih srčanih vlakana koji prenose električni impuls od AV čvora kroz interventrikularni septum do Purkinjeovih vlakana.
4. Purkinjeova vlakna izlaze iz AV čvora i šire se miokardom ventrikula. Brzina prostiranja akcijskih potencijala u Purkinjeovim vlaknima veća je od one u ostatku provodnog sustava srca, a može iznositi od 1,5 do 4,0 m/s. Ovom brzinom prijenos impulsa od izvorišta (u ovom slučaju AV čvora) kroz ostatak ventrikula djeluje gotovo trenutno.



Slika 2.3. Električni provodni sustav srca (preuzeto i prilagođeno iz [26])

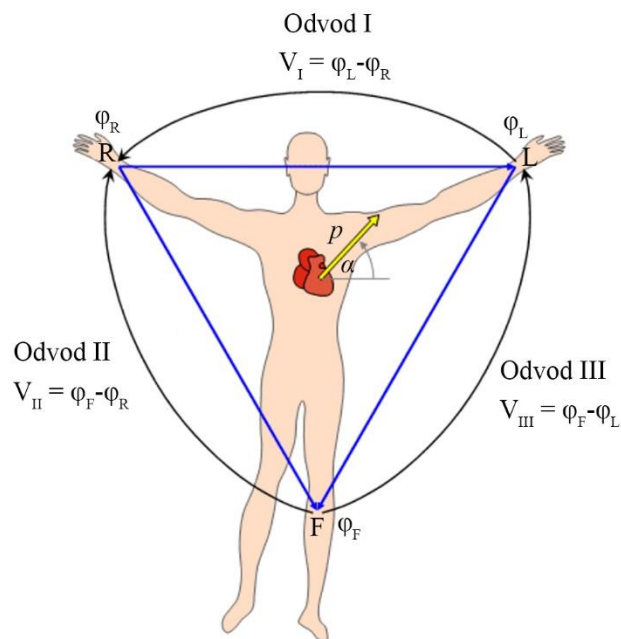
2.2. Odvodi snimanja EKG-a

Standardni postupak snimanja signala EKG-a podrazumijeva upotrebu 12 kanala: tri standardna odvoda (I, II i III), tri pojačana odvoda (aVL, aVR i aVF) i šest prekordijalnih odvoda (V₁, V₂, ..., V₆). Za snimanje standardnih i pojačanih odvoda koriste se elektrode postavljene na obje ruke i lijevu nogu, dok je uzemljenje postavljeno na desnoj nozi. Prekordijalni odvodi koriste elektrode postavljene na lijevoj strani prsnog koša. Na slici 2.4. prikazane su ravnine projekcije različitih odvoda u odnosu na srce.



Slika 2.4. Ravnine projekcije odvoda snimanja signala EKG-a (preuzeto s [28])

Standardni odvodi (I, II i III) dolaze iz Einthovenovog sustava odvoda koristeći tri elektrode za mjerenje napona i jednu elektrodu za uzemljenje. Einthovenov sustav odvoda tvori tzv. Einthovenov trokut – aproksimaciju ravnina projekcija (vektora). Einthovenov trokut prikazan je na slici 2.5.



Slika 2.5. Einthovenov trokut (preuzeto i prilagođeno iz [29])

Naponi izmjerene na pojedinim odvodima (V_I , V_{II} , V_{III}) definirani su izrazima (2.1):

$$\text{Odvod 1: } V_I = \varphi_L - \varphi_R$$

$$\text{Odvod 2: } V_{II} = \varphi_F - \varphi_R \quad (2.1)$$

$$\text{Odvod 3: } V_{III} = \varphi_F - \varphi_L$$

gdje su φ_F , φ_L i φ_R potencijali na lijevoj nozi (engl. *Foot*, F), lijevoj ruci (engl. *Left*, L) i desnoj ruci (engl. *Right*, R). Za napone vrijedi Kirchhoffov zakon dan izrazom (2.2):

$$V_I + V_{III} = V_{II} \quad (2.2)$$

Einthovenov trokut podrazumijeva model električne srčane aktivnosti opisane dipolom smještenim u centar homogene sfere koja predstavlja torzo [30], odnosno smještenim u centru jednakostraničnog trokuta. S takvom pretpostavkom, te ako p predstavlja vektor srčane aktivnosti, moguće je uz poznati kut α izraziti vrijednosti projekcija na stranicama Einthovenovog trokuta [31]:

$$V_I = p * \cos(\alpha)$$

$$V_{II} = p * \cos(\alpha - 60^\circ) \quad (2.3)$$

$$V_{III} = p * \cos(120^\circ - \alpha)$$

Standardni odvodi su bipolarni. Kako bismo odvode snimili unipolarno, potrebno je odrediti referentnu točku, idealno što udaljeniju od točaka u kojima mjerimo. Prema [32] dovoljno je elektrode s udova spojiti preko otpornika (u radu se navodi 5 k Ω) u zajedničku točku nazvanu centralni terminal (engl. *Central Terminal*, CT) - slika 2.6.

Kako je zbroj struja koje izlaze (ili ulaze) iz točke centralnog terminala prema slici 2.6. jednak nula, vrijedi [29]:

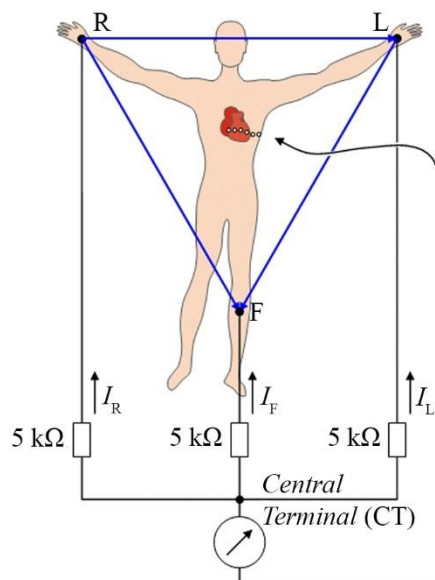
$$I_R + I_L + I_F = (\varphi_{CT} - \varphi_R)/5000 + (\varphi_{CT} - \varphi_L)/5000 + \dots + (\varphi_{CT} - \varphi_F)/5000 \quad (2.4)$$

$$\varphi_{CT} = (\varphi_R + \varphi_L + \varphi_F)/3 \quad (2.5)$$

Prema izrazu (2.5), potencijal centralnog terminala srednja je vrijednost potencijala na trima elektrodama udova.

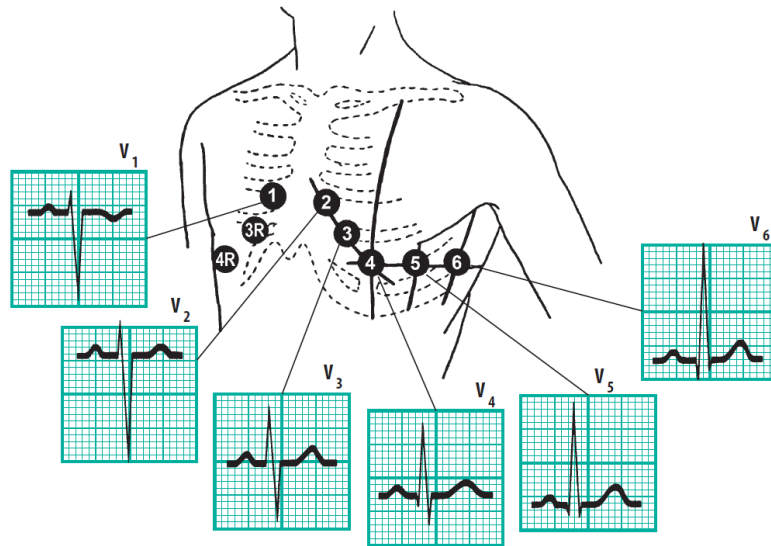
Goldberger u svom radu [33] uvodi pojačane unipolarne odvođe. Uklanjanjem jednog od otpornika u Wilsonovom centralnom terminalu postignuto je pojačanje potencijala snimljenog na jednom od udova za 1,5 puta. Odvođe se koriste u standardnom kliničkom snimanju signala EKG-a i imaju oznake aVF, aVR i aVL (engl. *amplified*, a).

Prekordijalni odvođi standardizirani su početkom 40-tih godina prošlog stoljeća [34], [35]. Prekordijalni odvođi, s oznakama V₁ do V₆, smješteni su na lijevoj strani prsnog koša kako je prikazano na slici 2.7. Prekordijalni odvođi su unipolarni, a napon se mjeri prema zajedničkom nultom potencijalu centralnog terminala CT.

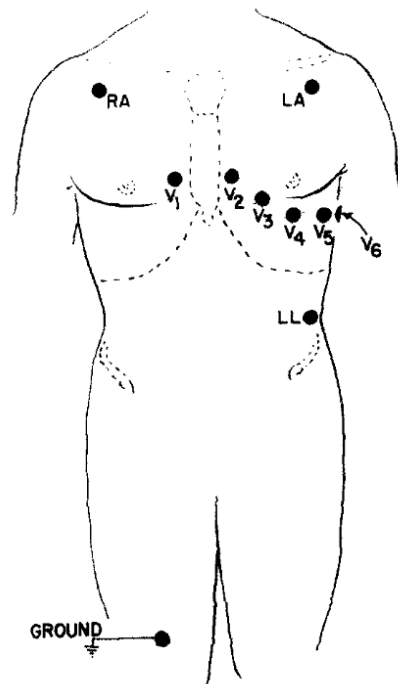


Slika 2.6. Wilsonov centralni terminal (preuzeto i prilagođeno iz [29])

Tijekom izvođenja vježbi i snimanja signala EKG-a nije prikladno nositi elektrode na udovima. Mason i Likar u svom radu [36] predstavljaju novi sustav modificiranog rasporeda elektroda na torzu (slika 2.8.). Holterske višesatne snimke signala EKG-a također koriste modificirane odvode kako bi se pacijenti mogli slobodno kretati.



Slika 2.7. Prekordijalni odvodi (preuzeto iz [37])

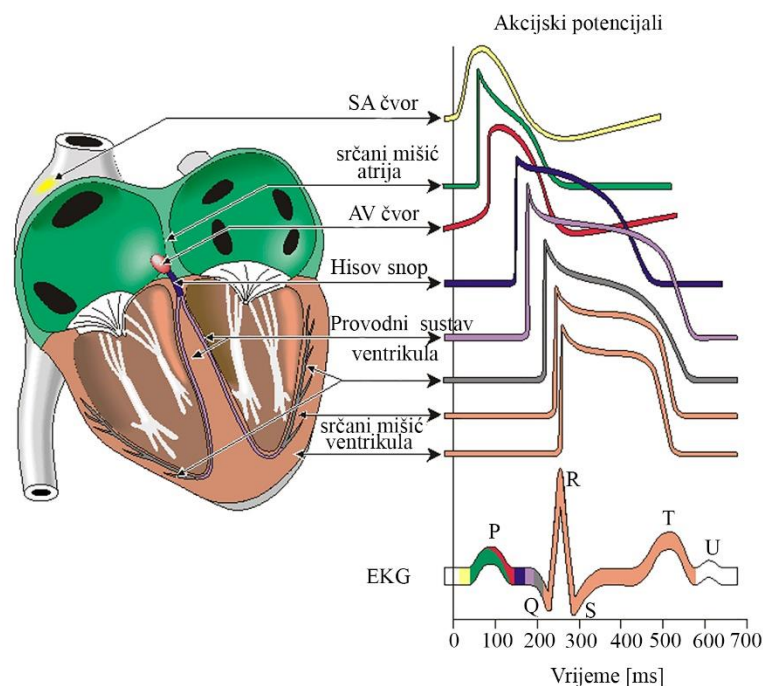


Slika 2.8. Modificirani odvodi (preuzeto iz [36])

Važno je napomenuti kako 90% električne aktivnosti srca možemo objasniti kroz model dipola uz pomoć tri nezavisne komponente [29]. Pojedinačni odvod u frontalnoj ravnini (standardni odvodi I, II i III ili pojačani odvodi aVL, aVR i aVF) može se dobiti računski iz dva druga odvoda u frontalnoj ravnini, te su shodno tome i zavisni. Dakle, kombinacijom dva odvoda u frontalnoj ravnini i jednim prekordijalnim odvozom možemo rekonstruirati vektor srčane električne aktivnosti, dok su ostali odvodi redundantni. Međutim, prekordijalni odvodi mogu detektirati i komponente koje nisu dipolne, a mogu imati dijagnostičku vrijednost. Uzimajući u obzir distribuiranost srčane električne aktivnosti i efekte torakalne površine i nehomogenosti ljudskog tkiva, šest do osam odvoda je nezavisno dok je četiri do šest odvoda redundantno [29].

2.3. Elektrokardiogram kod zdrave osobe

U trenutku depolarizacije i repolarizacije srčane stanice, nastale električne struje se šire tijelom kroz vodljivo tkivo u okolini srca. Suma akcijskih potencijala kroz vrijeme dat će sliku normalnog elektrokardiograma (slika 2.9.). Karakteristični valovu u signalu EKG-a predstavljaju cikluse depolarizacije i repolarizacije u atriju, odnosno ventrikulu.



Slika 2.9. Tvorba signala EKG-a iz sumacije akcijskih potencijala (preuzeto i prilagođeno iz [29])

P val predstavlja repolarizaciju atrijske koja se širi od SA čvora kroz atrij. Jednom kad se akcijski potencijal generira u SA čvoru, širi se u različitim smjerovima definiranim kompleksnom anatomijom mišićne muskulature atrijske. Propagacija kreće anteriorno u desnom atriju i kreće se anteriorno i posteriorno po površini desnog atrijske do lijevog atrijske. U isto vrijeme, akcijski potencijal se širi prema interventrikularnom septumu. Iako je desni atrij prvi depolariziran, kontrakcija oba atrijske se događa sinkronizirano. Trajanje P vala kod zdrave osobe je između 80 ms i 100 ms, s pozitivnim valom u odvodima I, II, aVL i aVF, i negativnim valom u odvodu aVR [38].

Depolarizacija atrijske praćena je kratkim izoelektričkim periodom – PR segmentom. U tom periodu atriji su depolarizirani, a akcijski potencijal putuje AV čvorom, u kojem je brzina provođenja smanjena [38].

QRS kompleks označava depolarizaciju ventrikula. Kod zdrave osobe širina QRS kompleksa iznosi 90 do 100 ms [1]. Nakon QRS kompleksa slijedi izoelektrički period bez promjene potencijala – ST segment. U tom periodu ventrikuli su u potpunosti depolarizirani. Trajanje ST segmenta odgovara platou akcijskog potencijala srčanog mišića [38].

T val predstavlja depolarizaciju ventrikula. Kod zdrave osobe je pozitivan u odvodima s izraženim R zupcem. Osim T vala, nekad je vidljiv i U val, koji odgovara kasnoj repolarizaciji dijelova ventrikula [38]. Na slici 2.10. prikazan je jedan srčani ciklus s označenim karakterističnim veličinama.

Normalan elektrokardiogram podrazumijeva odsutnost patogenih stanja, odnosno promjena u morfologiji karakterističnih veličina uzrokovanih njima. Međutim, treba uzeti u obzir da do neuobičajenih pojava u signalu EKG-a može doći i zbog vanjskih smetnji, u ovom kontekstu svih utjecaja na signal kojima podrijetlo nije električna aktivnost na srcu, kao na primjer mišićna aktivnost, disanje, smetnje uslijed napona gradske mreže te promjena svojstava kontakata elektroda.

Morfologija jednog srčanog ciklusa opisana je amplitudama i vremenskim indeksima karakterističnih valova, kao i njihovim međusobnim odnosima. Neke od značajki morfologije signala EKG-a su: širina P vala, duljina PQ intervala, širina QRS kompleksa, duljina QT_c intervala, amplituda P vala, amplituda QRS kompleksa, elevacija ST intervala, amplituda T vala i sl. U tablicom 2.1. prikazane su vrijednosti pojedinih značajki kod zdravog srca muškarca s prosječnom brzinom srčanog ritma 60 bpm (engl. *beats per minute*) [39].

Srčani ciklus započinje depolarizacijom atrijskih stanica. No, kako je otkrivanje R zubaca najpouzdanija detekcija karakterističnih točaka u signalu EKG-a, kao čvrstu točku u definiranju početka i kraja srčanog ciklusa uzima se R zubac. U [20] opisana su dva pristupa za izdvajanje segmenta jednog srčanog ciklusa signala EKG-a (engl. *Single Cycle ECG*, SC-ECG):

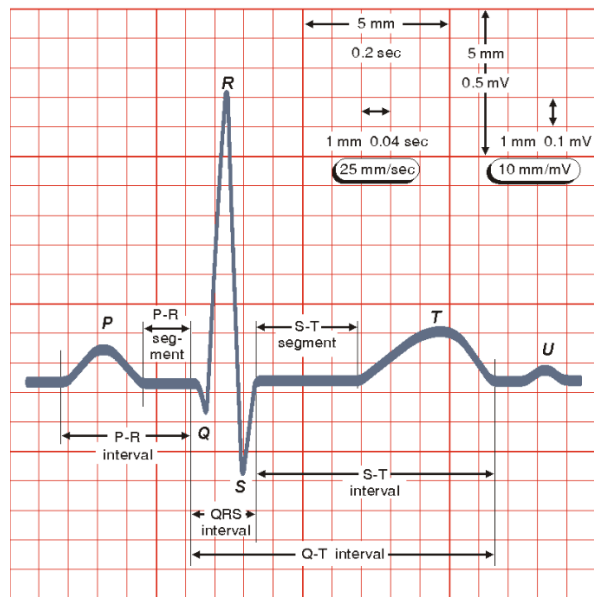
- R zubac je centralna točka ciklusa, a proizvoljno odabiremo broj točaka prije i poslije QRS kompleksa
- ciklus se definira kao skup točaka između dva susjedna R zupca.

Ovakvo definiranje srčanog ciklusa pogodno je za učenje modela na temelju značajki morfologije signala EKG-a. Pristup SC-ECG je korišten u ovom radu i bit će detaljnije razmatran u kasnijim poglavljima.

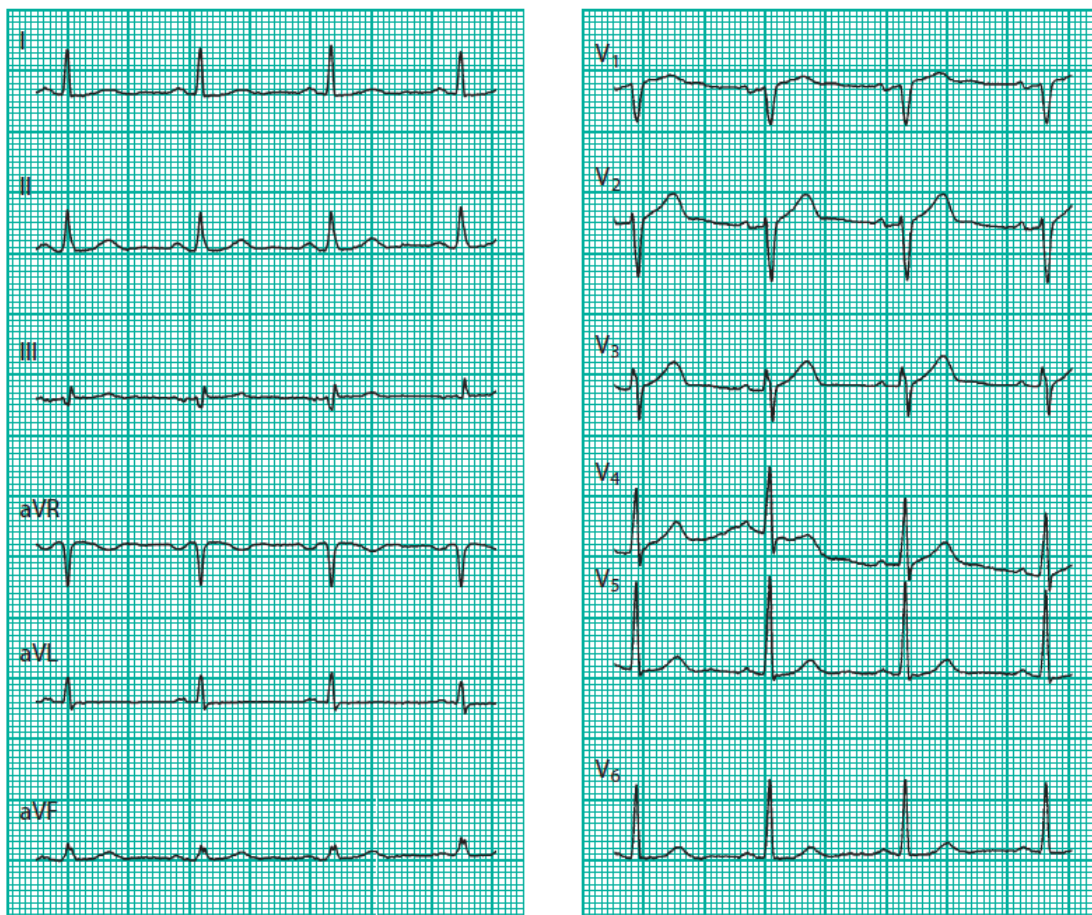
Kako je ranije opisano, odvodi višekanalnoga elektrokardiograma preslikavaju različite ravnine projekcije u odnosu na električnu os srca. Tako su karakteristični valovi u odvodima različitih amplituda, a mogu biti pozitivni, negativni ili bifazični. Na slici 2.11. prikazan je primjer 12-kanalnoga elektrokardiograma.

Tablica 2.1. Vrijednosti značajki signala EKG-a kod zdravog srca muškarca i brzine srčanog ritma 60 bpm (preuzeto iz [36])

Značajka	Iznos kod zdravog srca	Granice za zdravo srce
širina P vala	110 ms	± 20 ms
duljina PQ intervala	160 ms	± 40 ms
širina QRS kompleksa	100 ms	± 20 ms
duljina QT _c intervala	400 ms	± 40 ms
amplituda P vala	0,15 mV	$\pm 0,05$ mV
amplituda QRS kompleksa	1,5 mV	$\pm 0,5$ mV
elevacija ST intervala	0 mV	$\pm 0,1$ mV
amplituda T vala	0,3 mV	$\pm 0,2$ mV



Slika 2.10. Srčani ciklus signala EKG-a s označenim karakterističnim veličinama (preuzeto iz [39])



Slika 2.11. Primjer 12-kanalnoga elektrokardiograma (preuzeto iz [37])

3. Fibrilacija atriya

Fibrilacija atriya (engl. *atrial fibrillation*, AF) poremećaj je električnog provodnog sustava srca. AF se definira kao podvrsta supraventrikularne tahikardije s nekoordiniranom električnom aktivnošću u atriju [40]. Direktna posljedica AF na rad srca su neefikasna kontrakcija atriya te brzi i iregularni srčani ritam. Tijekom fibrilacije, atrij prestaje biti primarna pumpa čime se smanjuje efikasnost pumpanja srca za 20% [25]. Ipak, ne uzrokuje smrt kao kod ventrikularne fibrilacije i osoba može živjeti godinama sa simptomima.

Procijenjeni broj pacijenata u svijetu s dijagnosticiranom fibrilacijom atriya u 2010. godini bio je 20,9 milijuna muškaraca i 12,9 milijuna žena, a predviđen je godišnji eksponencijalni rast oboljelih od pet milijuna novih slučajeva godišnje [41]. Životna dob predstavlja visok rizik oboljenja od AF. Prema [41], osobe starije od 40 godina imaju 25% veći rizik za razvitak AF, a učestalija je kod muškaraca nego kod žena. Povećanjem standarda kvalitete života, povećala se i očekivana životna dob stanovništva. S većim udjelom stanovništva starije životne dobi, povećava se rizik oboljenja od AF, a time i sam broj pacijenata oboljelih od AF. Osim što utječe na kvalitetu života zbog iregularnog i brzog srčanog ritma, AF predstavlja rizik za druga srčana oboljenja, poput ishemičnog srčanog udara, moždanog udara, tromboembolizma ili zastoja srca. Prisutna je u 3 do 6% pacijenata hospitaliziranih s akutnim stanjem. AF je često asimptomatična [41], tzv. idiopatska fibrilacija atriya (engl. *lone atrial fibrillation*). Iako je velik broj pacijenata oboljelih od AF s postojećim popratnim srčanim oboljenjima, klinička slika AF može varirati od hitne hospitalizacije do pacijenata koji se osjećaju u potpunosti zdravo, odnosno nesvjesni su nepravilnosti rada srca [40]. Povećanje kontrola zbog simptoma i stanja povezanih s AF doprinijelo je i povećanom broju zabilježenih pacijenata s dijagnosticiranom AF.

Posljedica AF je opadajuća mehanička funkcija kontrakcije lijevog atriya pri čemu se stvaraju krvni ugrušci (trombi) koji dovode do ozbiljnih komplikacija poput moždanog udara ili smrti. Dostupni epidemiološki podatci sugeriraju da AF uzrokuje dvostruko veću smrtnost. Procijenjeno je da je 20% moždanih udara izazvano kao posljedica AF.

Karakteristike fibrilacije atriya u signalu EKG-a su [1]:

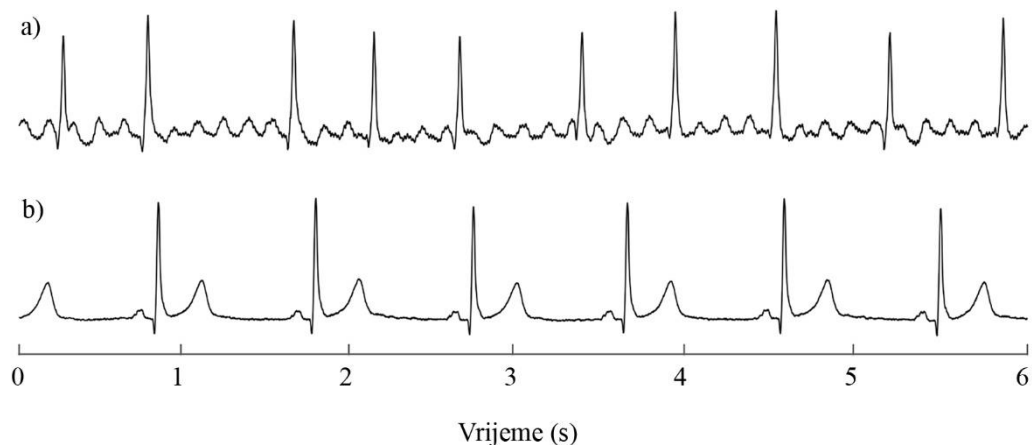
- izostanak P-vala i pojava nepravilnih valova fibrilacije (f-valovi),
- iregularna električna aktivnost ventrikula (kod neliječene fibrilacije atriya obično i brza, tzv. tahikardna forma fibrilacije atriya),
- nepromijenjeni ventrikularni (QRS) kompleksi.

F-valovi niske su amplitude te varijabilne morfologije i frekvencije. Frekvencije f-valova kreću se između 300-600 bpm, odnosno 5 – 10 Hz. Ponekad f-valovi mogu biti pravilni i nalikovati na undulaciju atrijske (u odvodu V_1), dok su u drugim slučajevima, češće kod starije životne dobi, niske amplitude i teško ih je detektirati i u odvodima II i V_1 , gdje je aktivnost atrijske obično najuočljivija [1].

Iregularna električna aktivnost ventrikula kod AF u literaturi se klasificira i kao iregularno iregularna, što označava nemogućnost pronalaska bilo kakve organizirane strukture u obrascima RR intervala [40]. Oznaka je uvedena kako bi se električna aktivnost ventrikula kod AF razlikovala od „obične“ iregularne aktivnosti, kada se iregularnost pojavljuje kao posljedica drugih poremećaja u električnom provodnom sustavu srca, npr. preuranjenih ventrikularnih kontrakcija, varijabilne brzine provođenja u AV čvoru ili različitih blokova koji mogu uzrokovati promjene u ritmu [40]. U ovom radu obrađivat će se iregularnost ritma isključivo u kontekstu fibrilacije atrijske, te se pojmovi iregularno iregularni i iregularni ritam, u danom kontekstu, smatraju istoznačnim.

Kod normalnog rada srca, električna aktivnost počinje u SA čvoru, propagira kroz desni i lijevi atrij uzrokujući kontrakciju, te dolazi do AV čvora, gdje usporava i nastavlja propagirati kroz Hisov snop i Purkinjeova vlakna uzrokujući kontrakciju ventrikula. Međutim, tijekom epizode fibrilacije atrijske, javljaju se nezavisni putevi kojima električna aktivnost „luta“ po atriju. Zbog ponavljajuće električne aktivnosti, atrij se neprestano kontrahira, te nastaju fibrilacije. Većina električnih impulsa ni ne dođe do AV čvora kako bi potakli aktivaciju ventrikula. Atrijska električna aktivnost koja pak uspije izazvati ventrikularnu kontrakciju smatra se vrlo varijabilnom, što se očituje i u iregularnim srčanim otkucajima. Stoga se nekoordinirana električna aktivnost između atrijske i ventrikula prisutna tijekom AF može promatrati kao aktivnost dva statistički nezavisna izvora, odnosno signala.

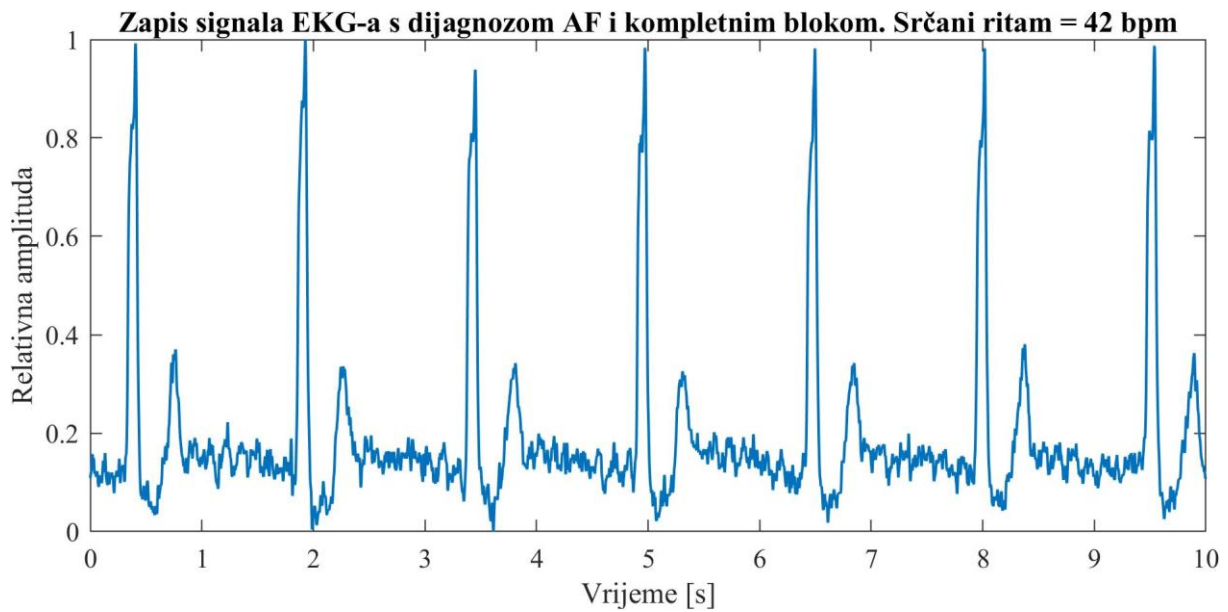
Na slici 3.1. prikazani su signali EKG-a s prisutnom AF i normalnim sinusnim srčanim ritmom. Vidljivi su iregularni otkucaji srca za vrijeme prisutnosti AF.



Slika 3.1. EKG snimljen tijekom a) fibrilacije atrijske; b) normalnog sinusnog ritma (preuzeto iz [40]).

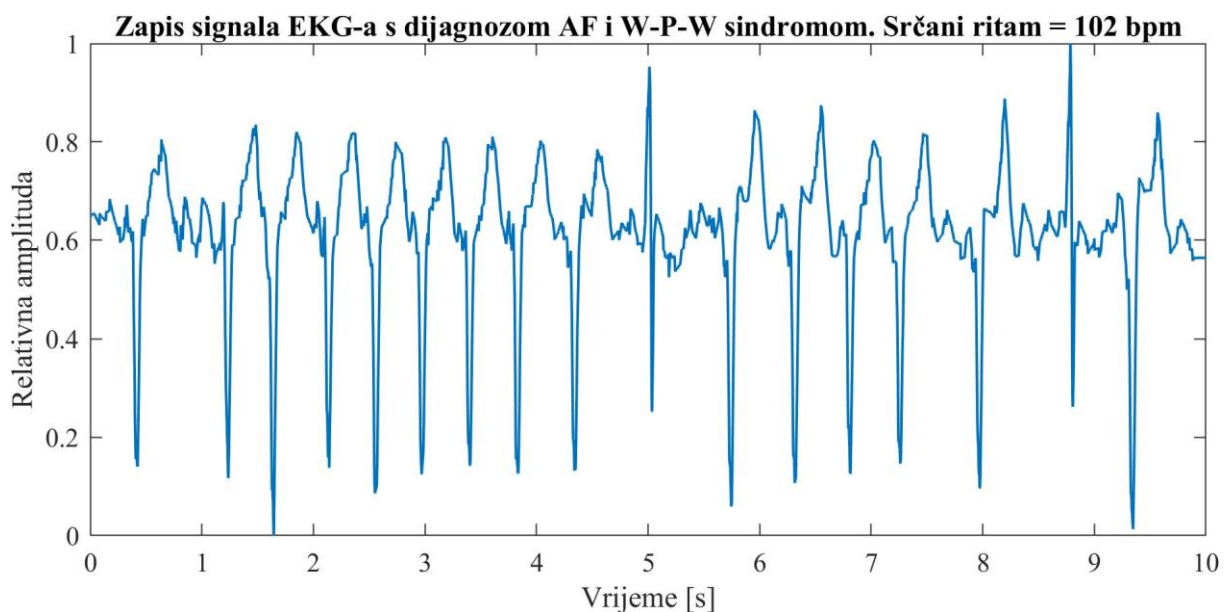
Iregularno iregularna aktivnost ventrikula bit će prisutna samo kod pacijenata s očuvanom atrioventrikularnom provodljivošću. Iako je to slučaj kod većine pacijenata oboljelih od AF [40], postoje slučajevi kada su RR intervali jednaki ili gotovi jednaki, što može zamaskirati dijagnozu. Regularnost RR intervala može se dogoditi u sljedećim uvjetima [1]:

- kod pacijenata s potpunim AV blokom. Aktivnost ventrikula tada je spora i ritmična (slika 3.2.);
- pod utjecajem terapije (npr. digitalis, verapamil) koja može dovesti do aktivnog nodalnog automatizma, odnosno pravilnog ritma;
- pri brznoj aktivnosti ventrikula (od približno 200 bpm) kada RR intervali mogu izgledati jednaki, jer čim AV čvor izađe iz refraktornosti, prvi sljedeći valić fibrilacije odmah podraži ventrikule.



Slika 3.2. Zapis signala EKG-a (odvod II) s dijagnozom AF i kompletnim blokom. Trajanje zapisa iznosi 10 sekundi, a srčani ritam 42 bpm (baza podataka CinC 2020)

Frekvencija aktivnosti ventrikula tijekom AF iznosi uglavnom 100 – 160 bpm. Poseban slučaj predstavljaju pacijenti s Wolff-Parkinson-White (W-P-W) sindromom. U tom slučaju, frekvencija otkucaja može biti i do 250 bpm, a time i životno opasna. Prema [1], QRS kompleksi uglavnom su morfološki nepromijenjeni kod pacijenata s AF. U slučaju W-P-W sindroma, QRS kompleks postaje deformiran (slika 3.3.), i dijagnoza se lako može zamijeniti s ventrikularnom tahikardijom.



Slika 3.3. Zapis signala EKG-a s dijagnozom AF i W-P-W sindromom (baza podataka CinC 2020)

Odsustvo P vala je lako uočljivo kada su f-valovi malih amplituda (relativno blizu izoelektrične linije). F-valovi relativno velikih amplituda (naročito u prekordijalnim odvodima V_1 i V_2) mogu predstavljati izazov u otkrivanju, odnosno definiranju odsustva P vala [40]. Ako se atrijski valovi pojavljuju u više odvoda istovremeno i imaju distinktnu i ponavljajuću morfologiju, može se zaključiti da nije riječ o AF. Morfološke karakteristike kada je atrijska aktivnost varijabilna s kratkim intervalima između dva susjedna atrijska vala i bez izoelektrične linije između njih upućuju na AF.

3.1. Klasifikacija fibrilacije atrijske

Fibrilacija atrijske kod većine pacijenata progresivno napreduje od kratkih, nefrekventnih epizoda do dužih i frekventnih epizoda. Prema preporukama [42] Europskog društva za kardiologiju (engl. *European Society of Cardiology*, ESC) AF se prema svojim obrascima u prezentaciji, trajanju i spontanoj terminaciji klasificira u pet glavnih skupina:

1. **prva dijagnosticirana AF** – AF koja nije dijagnosticirana prije, neovisno o duljini trajanja ili prisutnosti i težini popratnih simptoma;
2. **paroksizmalna AF** – samoterminirajuća AF koja u većini slučajeva iščezava unutar 48 sati. Neke paroksizmalne AF mogu trajati i do 7 dana. Epizode AF koje su terminirane kardioverzijom unutar 7 dana klasificiraju se kao paroksizmalne;
3. **perzistentna AF** – AF koja traje dulje od 7 dana, uključujući epizode koje su terminirane kardioverzijom nakon 7 ili više dana;
4. **dugotrajna perzistentna AF** – kontinuirana epizoda AF koja traje dulje od godinu dana uz strategiju liječenja koje uključuje kontrolu ritma;
5. **permanentna AF** – AF prihvaćena od strane pacijenta i liječnika bez provođenja strategije kontrole ritma.

Dijagnoza AF nije statične prirode: pacijent s paroksizmalnom AF može razviti perzistentne epizode AF koje se ne prekidaju spontano. Također, dijagnoza paroksizmalne ili perzistentne epizode AF ovisna je o subjektivnoj procjeni medicinskog osoblja pri administraciji kardioverzije [40]. Ako je normalni sinusni ritam vraćen kardioverzijom, konačno trajanje AF je nepoznato.

Iako obrazac AF može biti isti kod različitih pacijenata, mehanizmi nastanka i održavanja aritmije mogu biti drugačiji. Kako bi razlikovali AF prema patofiziologiji i popratnim

komorbiditetima, u [42] uvode podjelu fibrilacije atrijske prema kliničkim tipovima, opisane tablicom 3.1.

Tablica 3.1. Klinički tipovi fibrilacije atrijske (preuzeto iz [42])

Tip AF	Klinička prezentacija	Moguća patofiziologija
AF kod pacijenata sa strukturnom bolesti srca	Pacijenti sa sistoličkim i dijastoličkim srčanim popuštanjem, dugotrajnom hipertenzijom i drugim strukturnim bolestima srca.	Povišeni tlakovi punjenja u atrijsku, strukturno remodeliranje atrijske i patološka aktivacija neurohumoralnih sustava
Fokalna AF	Pacijenti s čestim i kratkim epizodama AF. Često mlađi pacijenti s repetitivnim supraventrikularnim ektopijama ili atrijskom tahikardijom koja degenerira u AF.	Lokalizirani fokalni okidači, najčešće u plućnim venama.
Poligenska AF	Pacijenti s određenim genskim varijantama koje su povezane s razvojem AF.	Trenutno su uzroci ovog tipa AF u istraživanju i nisu dobro definirani.
Monogenska AF	Pacijenti s naslijeđenim kardiomiopatijama.	Patofiziološki mehanizmi odgovorni za naglu srčanu smrt vjerojatno pridonose i razvoju AF.
Postoperativna AF	Novonastala AF nakon većih operativnih zahvata	Upala, oksidativni stres, visok simpatički tonus, elektrolitski i volumni disbalans
Valvularna AF	Pacijenti s mitralnom stenozom ili drugim bolestima srčanih zalistaka	Povećano volumno i tlačno opterećenje koje dovodi do dilatacije i negativnog strukturnog remodeliranja atrijske.
AF kod sportaša	Pacijenti s obično paroksizmalnom AF, povezanom s trajanjem i intenzitetom treninga.	Povećani vagalni tonus i volumen atrijske.

3.2. Mehanizam nastanka AF

Razlozi nastanka AF mogu biti kardiovaskularni ili nekardiovaskularni. Česti kardiovaskularni rizični faktor za AF je hipertenzija, zastoj srca ili ishemična bolest srca. Srčana reumatska bolest uzrokovana reumatskom groznicom induciranom streptokoknom infekcijom može uzrokovati nepopravljivu štetu na srčanim zaliscima i također doprinijeti razvoju AF.

AF je često prezentirana uz nekardiovaskularne simptome i stanja, uključujući sepsu, plućnu infekciju i opstruktivnu apneju spavanja. Iako su precizni patobiološki mehanizmi nastanka AF još uvijek predmet istraživanja, smatra se da su glavni uzroci srčana fibroza i remodeliranje koji mijenjaju način na koji električni impulsi propagiraju kroz srčano tkivo. Izmijenjena propagacija impulsa dovodi do dezorganizirane stimulacije miokarda i, posljedično, aritmičnih kontrakcija.

Kako bi bolje razumjeli utjecaj AF na elektrokardiogram i značajke varijabilnosti srčanog ritma, potrebno je opisati patogenezu aritmije. Mehanizmi nastanka AF su složeni: zahtijevaju kombinaciju okidača (engl. *trigger*) i povoljnog patofiziološkog supstrata atrijski koji će održavati fibrilaciju. Prema [41], postoje tri tipa mehanizma koji mogu započeti AF:

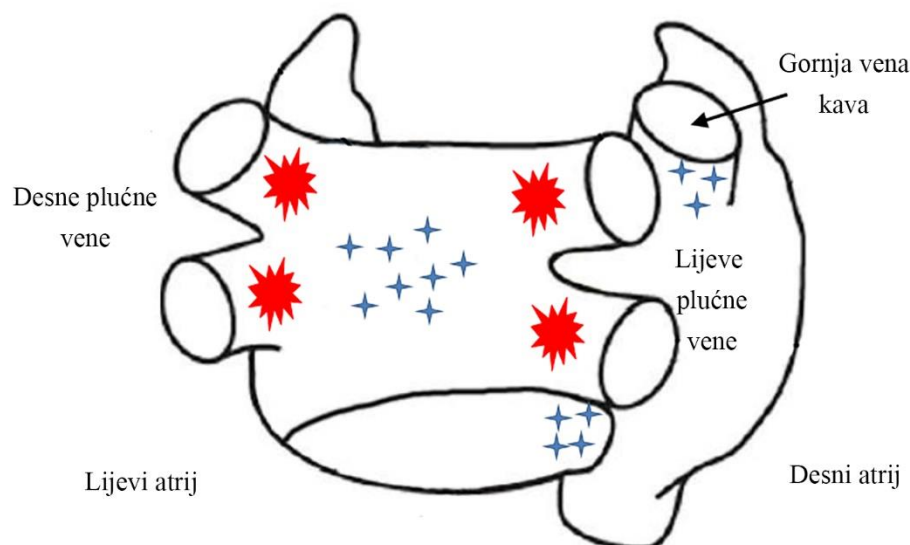
- postojanje jedne ili više supraventrikularnih ekstrasistola (SVES) koje djeluju kao fokalni okidači i uzrokuju AF ako postoji više iregularnih provodnih puteva prema ostatku atrijski;
- postojanje kružne podražljivosti (tzv. „reentri“ krugova), koja može uzrokovati lokalnu rapidnu aktivaciju u atrijski te time i AF, te
- mehanizam većeg broja funkcionalnih reentri krugova s iregularnim obrascem i bez konzistentnog aktivacijskog obrasca.

Nastanak ekstrasistoli može se objasniti kasnom naknadnom depolarizacijom (engl. *Delayed Afterdepolarization*, DAD). DAD su abnormalne spontane dijastoličke depolarizacije koje se pojavljuju za vrijeme faze 4 nastanka akcijskog potencijala, nakon kraja normalne repolarizacije. Nastaju kao rezultat povećanog otpuštanja Ca^{2+} iona iz sarkoplazmatskog retikuluma (SR). Naime, ako su koncentracije Ca^{2+} iona u SR povećane, ili su kanali za otpuštanje Ca^{2+} hiperfosforilirani, višak kalcija se uklanja pomoću $\text{Na}^+/\text{Ca}^{2+}$ transportera (NCX) koji ga izbacuje iz stanice. NCX za svaka tri iona natrija istiskuje jedan ion Ca, i tako dovodi pozitivan naboj u stanicu. Kretanje nabijenih iona u stanicu naziva se tranzijentna unutarnja struja (engl. *transient inward current*) i odgovorno je za depolarizaciju koja uzrokuje

DAD. Ako je DAD dovoljno dugog trajanja, stanica će se depolarizirati, odnosno uzrokovat će preuranjenu kontrakciju. Ako govorimo o preuranjenoj kontrakciji u atriju, riječ je o SVES-i. Serija od nekoliko naknadnih depolarizacija može uzrokovati atrijsku tahikardiju.

Alternativni mehanizam nastanka ekstrasistole naziva se rana naknadna depolarizacija (engl. *Early Afterdepolarization*, EAD). EAD je uzrokovana utjecajima simpatičkog i parasimpatičkog dijela autonomnog živčanog sustava na električnu aktivnost srca, a pojavljuje se za vrijeme faze 3 nastanka akcijskog potencijala. Parasimpatička stimulacija skraćuje trajanje akcijskog potencijala, odnosno skraćuje atrijski refraktorni period, dok simpatička stimulacija povećava koncentraciju iona Ca^{2+} u stanici tijekom trajanja akcijskog potencijala. Zajedničko djelovanje simpatičkog i parasimpatičkog sustava povećava vjerojatnost depolarizacije tijekom faze 3 i nastanka spontanog akcijskog potencijala koji dovodi do ekstrasistole.

Najčešći izvor fokalnih okidača koji uzrokuju AF je u plućnim venama [43]. Na slici 3.4. prikazane su najčešće lokacije izvora fokalnih okidača.



Slika 3.4. Najčešći izvori fokalnih okidača. Crveno: plućne vene; Plavo: ostali česti izvori fokalnih okidača (preuzeto iz [38])

Postojanje okidača samo je jedan preduvjet za razvitak AF. Za održavanje AF odgovorni su reentri krugovi, kratki provodni putevi unutar atrija koji se zatvaraju sami u sebe, i iznova se aktiviraju. Prema [41] dva su glavna koncepta modela reentri kruga.

Prva teorija „vodećeg kruga“ modelira reentri krug u najkraćoj zoni koja može poduprijeti reentri. U ovom modelu, centar zone se kontinuirano depolarizira impulsima koji propagiraju centripetalno. Pritom je važan ukupan broj mogućih reentri krugova koji se mogu pojaviti u atriju. Dimenzija kruga dana je izrazom:

$$WL = RP * CV \quad (3.1)$$

gdje su WL valna duljina (engl. *wavelength*), RP trajanje refraktornog perioda a CV brzina provođenja impulsa (engl. *conduction velocity*). Prema modelu vodećeg kruga, kada je valna duljina reentri kruga kratka, npr. zbog smanjenog refraktornog perioda ili brzine provođenja električnih impulsa u atriju, ili kada je atrij uvećan, broj mogućih reentri krugova u atriju raste, a time i veća vjerojatnost da se održi fibrilacija.

Drugi model reentri kruga opisuje ga kao „spiralni val“. Vodeći rub održava reentri krug dokle god je energija određena snagom depolarizacijske struje na rubu dovoljna za očuvanje aktivnosti. Dakle, očuvanje reentri kruga izravno je povezano s podražljivošću tkiva koja je ovisna o stupnju refrakcije. Propagirajući kroz podražljivo tkivo, spiralni val može održavati fibrilatornu aktivnost.

Za oba modela potreban je inicijalni okidač, obično dan ektopičnim izbojem uzrokovanim opisanim kasnim i ranim naknadnim depolarizacijama (DAD i EAD). Jedan od razloga zašto se vodi debata oko primjenjivosti modela vodećeg ili spiralnog kruga je u predviđenom odgovoru na lijekove koji blokiraju kanale iona Na^+ [41]. Blokada kanala Na^+ dovodi do usporavanja provodljivosti, smanjujući brzinu provođenja CV. Time se smanjuje i valna duljina reentri kruga što doprinosi održivosti AF prema modelu vodećeg kruga. S druge strane, blokirajući kanale iona Na^+ smanjuje se energija potrebna za aktivaciju u modelu spiralnog vala. Prema [41], kliničke studije podupiru model spiralnog kruga, međutim, ostaje pitanje stabilnosti spiralnih valova u vremenu i prostoru, te ispitivanje pojavljivanja u konstantnim regijama kod individualnih pacijenata. Prema [41], radovi na modeliranju AF upućuju na lokalizaciju spiralnih valova u okolini plućnih vena (PV) kao rezultat svojstava ionske struje srčanih stanica u rukavcima koji okružuju PV. PV su česta regija fokalne i reentri aktivnosti, te imaju važnu ulogu u formiranju AF.

U oba modela smanjenje refraktornog perioda djeluje pozitivno na održavanje reentri kruga. Kod modela vodećeg kruga, prema izrazu (3.1) smanjenje refraktornog perioda RP smanjuje

valnu duljinu, dok se kod modela spiralnog vala efektivno povećava pobudljivost tkiva atrijsa smanjenjem RP-a.

3.3. Liječenje fibrilacije atrijsa

Osnovni ciljevi liječenja pacijenta s AF-om su [44]:

- prevencija tromboembolizma,
- olakšavanje simptoma,
- liječenje pridruženih kardiovaskularnih bolesti,
- kontrola srčane frekvencije,
- kontrola srčanog ritma (održavanje sinusnog ritma).

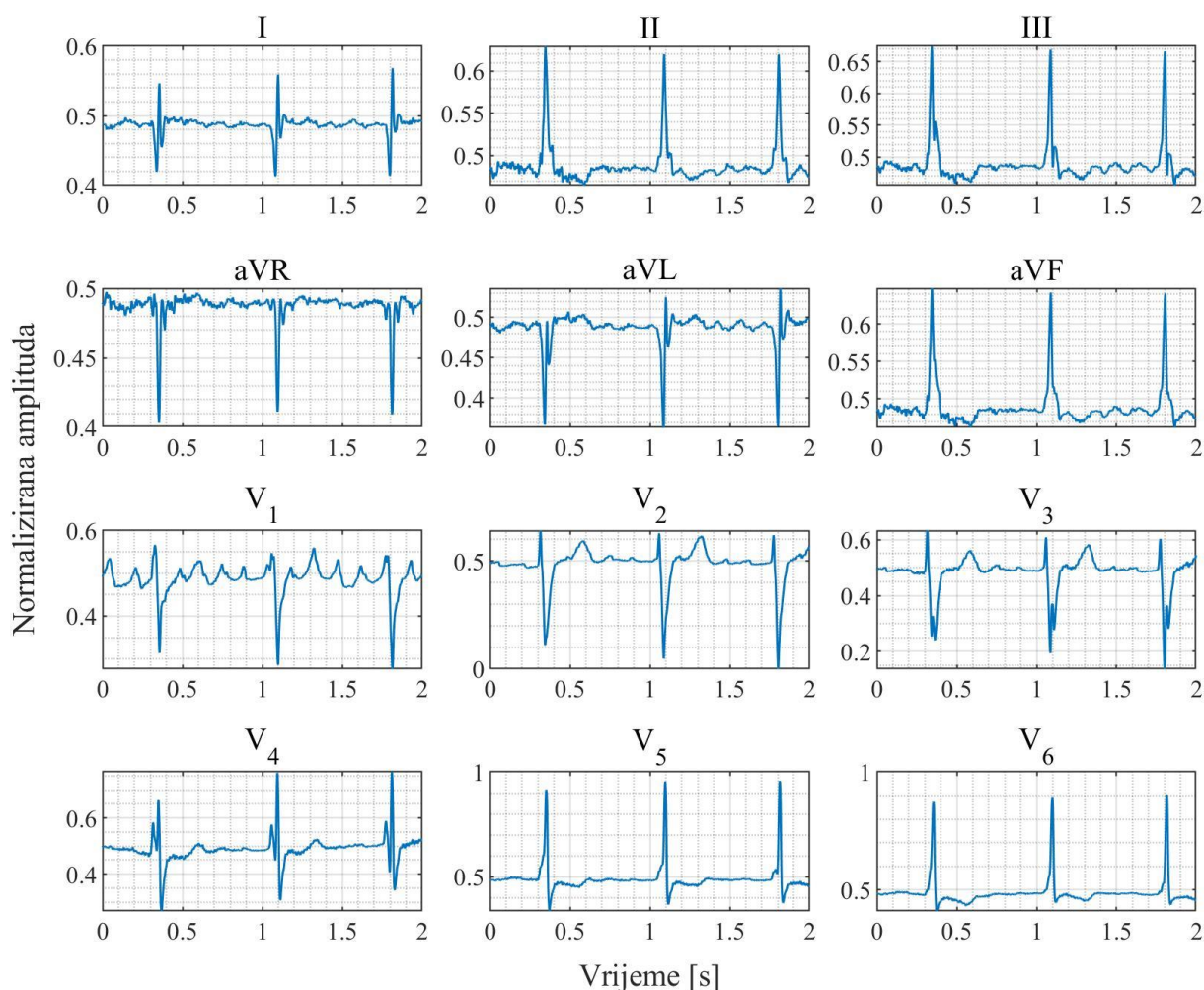
Postizanje ciljeva liječenja nije međusobno isključivo. Za svakog pacijenta potrebno je odrediti najbolju strategiju liječenja prema dobi, tipu i duljini trajanja AF, težini simptoma i popratnim kardiovaskularnim bolestima [38]. Glavni pristupi liječenju mogu biti farmakološki ili nefarmakološki, odnosno operativni.

Najčešći lijekovi za kontrolu srčane frekvencije su beta-blokatori [44]. Ako farmakološka terapija ostane bez učinka, uključujući i kombinaciju nekoliko antiaritmika, kontrola srčane frekvencije može se postići ablacijskim metodama liječenja.

Jedna od metoda nefarmakološkog liječenja AF je korištenje radiofrekvencijske ablacije tkiva. Posebnom kateterskom elektrodom dovodi se radiofrekvencijska energija čime se uzrokuju trajna mikrooštećenja na srčanom tkivu. Oštećeno tkivo više ne provodi električne impulse, čime se odstranjuje uzrok aritmije. Pokazalo se da 78% pacijenata s paroksizmalnom AF i 67% sa neparoksizmalnom AF održavaju normalni sinusni ritam nakon jedne ablacije [45].

3.4. Značajke fibrilacije atrijsa

Kako je ranije opisano, značajke AF možemo podijeliti u dvije skupine: značajke iregularnosti srčanog ritma i morfološke značajke kojima opisujemo izostanak P vala i pojavu f-valova. Na slici 3.5. dan je prikaz 12-kanalnoga signala EKG-a s prisutnom AF. U pravilu se f-valovi najbolje vide u II odvodu i prekordijalnom odvodu V_1 koji leži nad desnim atrijsom [1].



Slika 3.5. Primjer 12-kanalnog EKG-a s dijagnozom fibrilacije atrijske (baza podataka CinC 2020)

U slučaju kada je odnos signala i šuma (engl. *Signal to Noise Ratio*, SNR) nizak, većina algoritama za otkrivanje AF koristi značajke srčanog ritma zbog robusnosti detektora R zubaca [40].

3.4.1. Značajke fibrilacije atrijske temeljene na srčanom ritmu

Za izlučivanje značajki srčanog ritma najčešće se koristi RR interval. RR interval je definiran kao vremenska razlika između dva susjedna otkucaja srca:

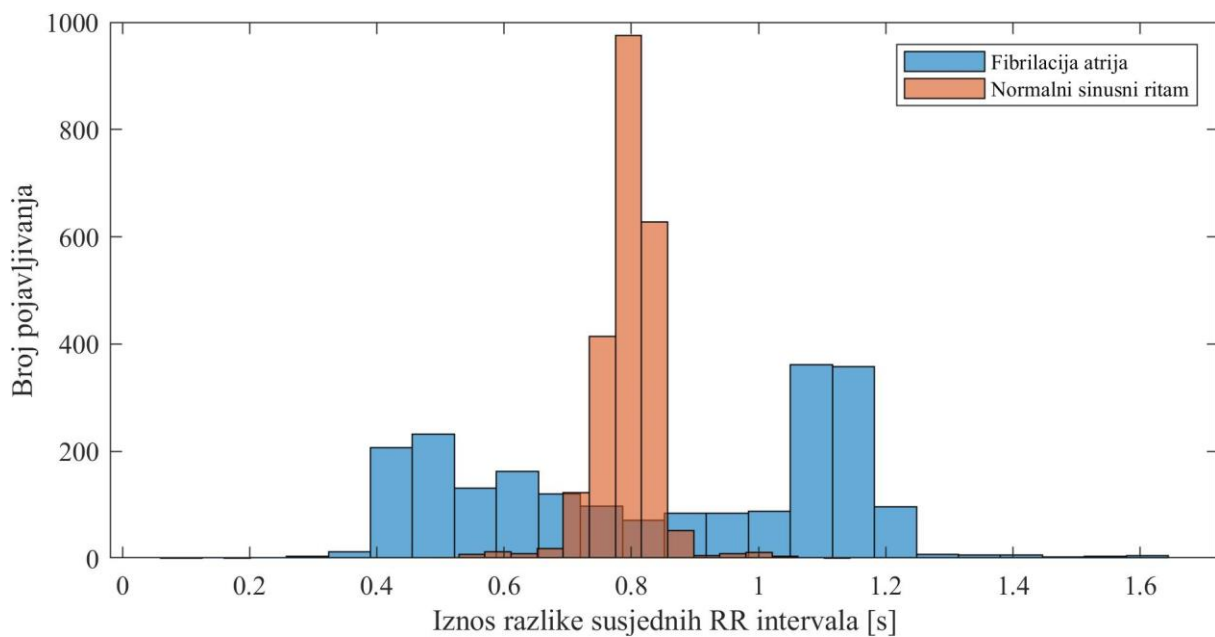
$$RR(n) = QRS_{\text{index}}(n) - QRS_{\text{index}}(n - 1) \quad (3.2)$$

Niz vrijednosti prema izrazu (3.2) opisuje varijabilnost srčanog ritma (engl. *Heart Rate Variability*, HRV).

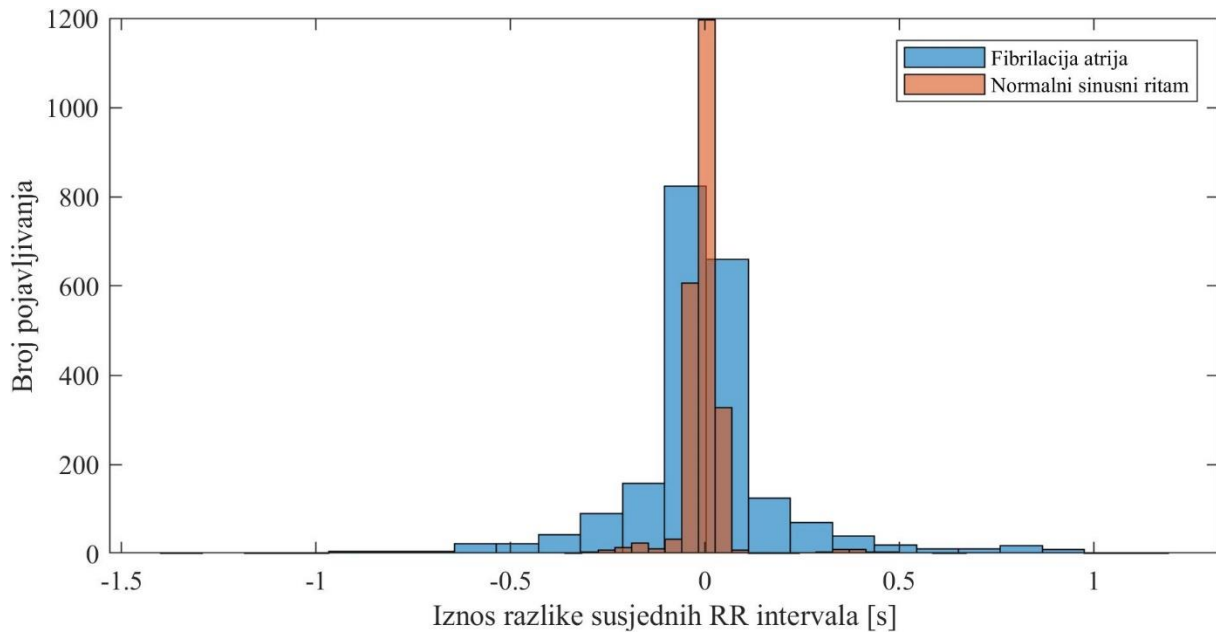
U literaturi se često koristi i prvi diferencijal RR intervala [40]:

$$\Delta RR(n) = RR(n) - RR(n - 1) \quad (3.3)$$

Na slici 3.6. prikazani su histogrami vrijednosti RR intervala kod signala EKG-a s normalnim sinusnim ritmom i kod signala EKG-a s prisutnom AF. Na slici 3.7. prikazani su histogrami vrijednosti prvog diferencijala RR intervala za navedena dva signala EKG-a. Zbog iregularnosti srčanog ritma, histogram vrijednosti RR intervala signala EKG-a s prisutnom AF sadrži vrijednosti u širokom rasponu (0,4 – 1,2 sekunde) s podjednakom raspodjelom, dok signal EKG-a s normalnim sinusnim ritmom sadrži vrijednosti u užem rasponu (0,7 – 0,9 sekundi). Također, razlike dva susjedna RR intervala kod signala EKG-a s normalnim sinusnim ritmom približno su jednake nuli, dok kod signala EKG-a s AF poprimaju širi raspon vrijednosti.



Slika 3.6. Histogram RR intervala signala EKG-a s normalnim sinus ritmom (crveno) i signala EKG-a s AF (plavo).



Slika 3.7. Histogram razlike RR intervala kod signala EKG-a s normalnim sinus ritmom (crveno) i signala EKG-a s prisutnom AF (plavo).

Kako bismo kvantificirali iregularnost RR intervala kod AF, potrebno je definirati značajke koje opisuju stupanj slučajnosti, varijabilnost i kompleksnost srčanog ritma [40].

U nastavku su opisane najčešće značajke korištene u literaturi za otkrivanje AF temeljene na srčanom ritmu, a uključuju statističke značajke, značajke entropije, značajke varijabilnosti srčanog ritma i značajke temeljene na Poincaréovom dijagramu [46]–[50].

Iregularnost RR intervala u signalima s prisutnom AF uzrokovat će promjenu u disperziji vrijednosti $RR(n)$. Tri često korištene značajke za procjenu disperzije su [40]:

- koeficijent varijacije uzorka (engl. *sample Coefficient of Variation, CV*):

$$P_{CV} = \frac{\sigma_{RR}}{m_{RR}} \quad (3.4)$$

- korijen srednje pogreške kvadrata prvog diferencijala (engl. *Root Mean Square of Successive Differences, RMSSD*):

$$P_{RMSSD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} \Delta RR^2(n)} \quad (3.5)$$

- parametar normalizirane srednje vrijednosti apsolutnog prvog diferencijala (engl. *Normalized Mean of Absolute Successive Differences*, NMA SD):

$$P_{\text{NMA SD}} = \frac{1}{N-1} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} |\Delta \text{RR}(n)|}{m_{\text{RR}}} \quad (3.6)$$

U navedenim izrazima m_{RR} je srednja vrijednost signala $\text{RR}(n)$, σ_{RR} standardna devijacija uzorka i N ukupan broj RR intervala. Značajka P_{CV} pogodnija je za procjenu disperzije od standardne devijacije jer ne ovisi o srednjoj vrijednosti, odnosno u našem slučaju o prosječnom srčanom ritmu. Prema [40], korištenje $\Delta \text{RR}(n)$ dat će podjednake rezultate u otkrivanju AF kod značajke P_{CV} . Općenito, srednja vrijednost $\Delta \text{RR}(n)$ teži u nulu, i stoga se ne preporučuje koristiti zbog nestabilnosti dijeljenja.

Kako je pokazano, oblik histograma kod AF i normalnog sinusnog ritma se razlikuje. Histogramom procjenjujemo funkciju gustoće razdiobe (engl. *Probability Density Function*, PDF), a statističke značajke kojima dodatno možemo opisati razliku signala EKG-a s AF i normalnim sinusnim ritmom su [46]:

- srednja vrijednost (engl. *mean*):

$$m_{\text{RR}} = \frac{\sum_{i=1}^N \text{RR}_i}{N} \quad (3.7)$$

- asimetrija (engl. *skewness*):

$$\text{skewness} = \frac{\frac{\sum_{i=1}^N (\text{RR}_i - m_{\text{RR}})^3}{N}}{\sigma_{\text{RR}}^3} \quad (3.8)$$

- spljoštenost (engl. *kurtosis*):

$$\text{kurtosis} = \frac{\frac{\sum_{i=1}^N (\text{RR}_i - m_{\text{RR}})^4}{N}}{\sigma_{\text{RR}}^4} \quad (3.9)$$

gdje je RR_i vrijednost i -tog RR intervala, a N ukupan broj RR intervala u signalu. Analogne značajke vrijede i za $\Delta RR(n)$.

Značajkama asimetrije i spljoštenosti mjerimo normalnost razdiobe. Asimetrija normalne razdiobe iznosi nula, a pozitivne vrijednosti ukazuju da većina primjera leži lijevo od srednje vrijednosti. Analogno, negativne vrijednosti ukazuju da većina primjera leži desno od srednje vrijednosti [51]. Kod AF očekujemo visoku vrijednost asimetrije (slika 3.6.).

Spljoštenost ukazuje na broj vrhova u razdiobi, odnosno histogramu [51]. Kod AF očekujemo spljošteniju razdiobu RR intervala, odnosno negativne vrijednosti spljoštenosti. U slučaju dugotrajnih snimki, prosječni broj otkucaja u minuti varirat će tijekom dana. U tom slučaju će kod ispitanika s normalnim sinusnim ritmom biti više izraženih vrhova u histogramu.

Dodatna značajka varijabilnosti srčanog ritma korištena u literaturi za otkrivanje AF je $pNNx$ mjera definirana kao postotak RR intervala u kojima je razlika dva susjedna RR intervala veća od x u odnosu na ukupan broj RR intervala. Za parametar x uzima se raspon vrijednosti od 20 do 500 ms [46].

Značajke entropije, u statističkom smislu, opisuju uniformnost razdiobe: ako razdioba postaje uniformnija, entropija će rasti, dok će u suprotnom slučaju padati. U otkrivanju AF često se koriste Shannonova entropija (engl. *Shannon Entropy*, ShEn) i entropija uzorka (engl. *Sample Entropy*, SampEn) [40]. ShEn je definirana izrazom [52]:

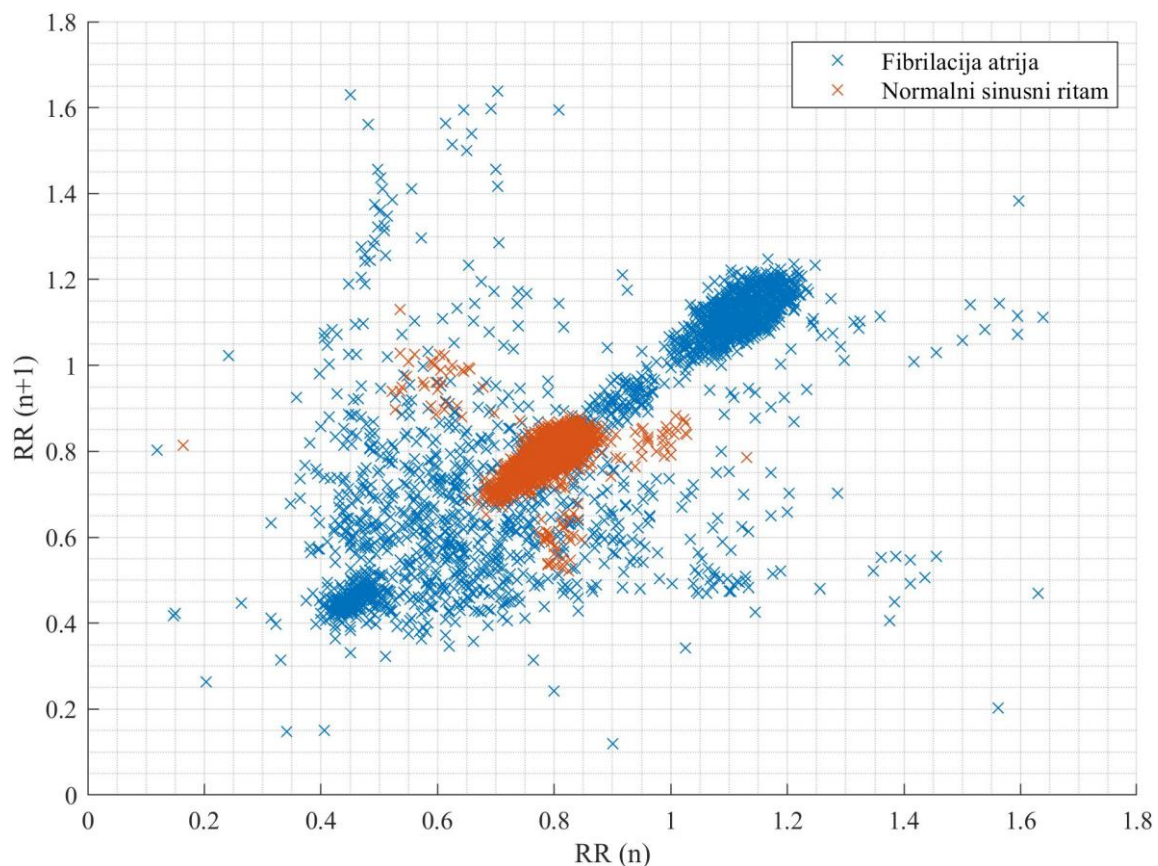
$$\text{ShEn} = - \sum_{i=1}^B p(x_i) * \log_2(p(x_i)) \quad (3.10)$$

pri čemu je $p(x_i)$ vjerojatnost diskretne vrijednosti x_i u skupu B različitih vrijednosti (x_1, \dots, x_B). Vjerojatnosti x_i procjenjujemo iz histograma. Kod RR intervala s AF vrijednost ShEn je puno veća nego kod RR intervala s normalnim sinus ritmom [53].

SampEn definirana je kao negativni logaritam omjera vjerojatnosti ponavljanja signala u m uzoraka s tolerancijom r (oznaka $B^m(r)$) i vjerojatnosti ponavljanja signala u $m+1$ uzoraka uz toleranciju r (oznaka $A^m(r)$). SampEn definirana je izrazom [54]:

$$\text{SampEn} = -\ln \left[\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right] \quad (3.11)$$

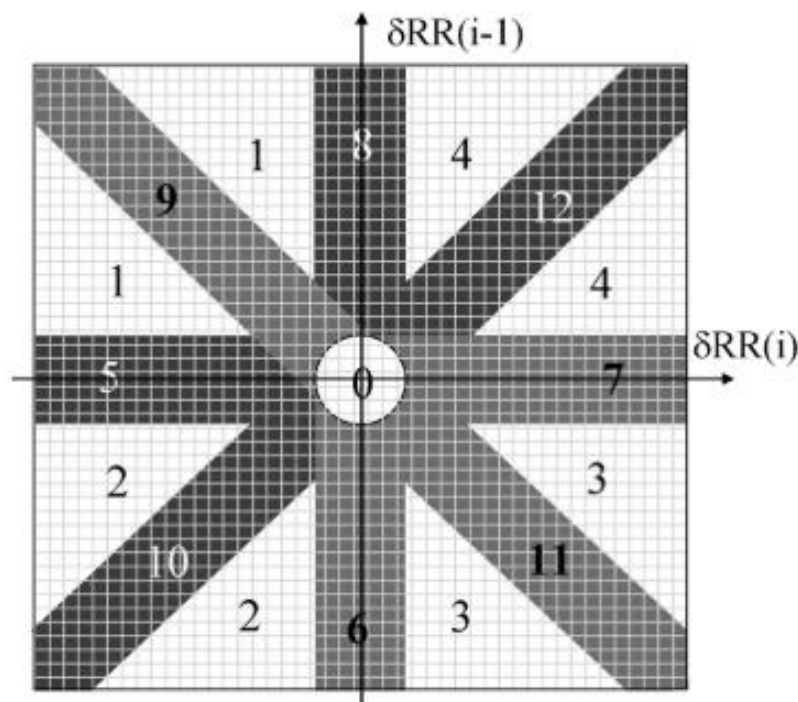
U procjeni kompleksnosti srčanog ritma kod otkrivanja AF koristi se i Poincaréov dijagram. Poincaréovim dijagramom (engl. *Poincaré diagram*) prikazujemo parove susjednih RR intervala ($RR(n)$, $RR(n+1)$) u 2D ravnini [55]. Značajkama dobivenim iz ovakvog prikaza moguće je okarakterizirati različite srčane ritmove [40]. Na slici 3.8. prikazan je Poincaréov dijagram susjednih RR intervala zapisa signala EKG-a sa normalnim sinusnim ritmom i zapisa s AF. Na x-osi nalaze se vrijednost $RR(n)$ dok se na y-osi nalaze vrijednost sljedećeg RR intervala, $RR(n+1)$. U literaturi se za otkrivanje AF također koriste i Poincaréovi dijagrami s definiranim parovima prvog diferencijala RR intervala: $[\Delta RR(n), \Delta RR(n+1)]$ [56]. Naime, Poincaréov dijagram definiran s $[RR(n), RR(n+1)]$ koristi samo prvi kvadrant za analizu jer RR intervali ne mogu biti negativni. Ako je u signalu prisutna AF, dijagram će biti raspršeniji zbog opisane iregularne iregularnosti RR intervala. Točke na dijagramu bit će grupirane oko srednje vrijednosti brzine otkucaja srca kada je u signalu prisutan normalni sinus ritam (slika 3.8.).



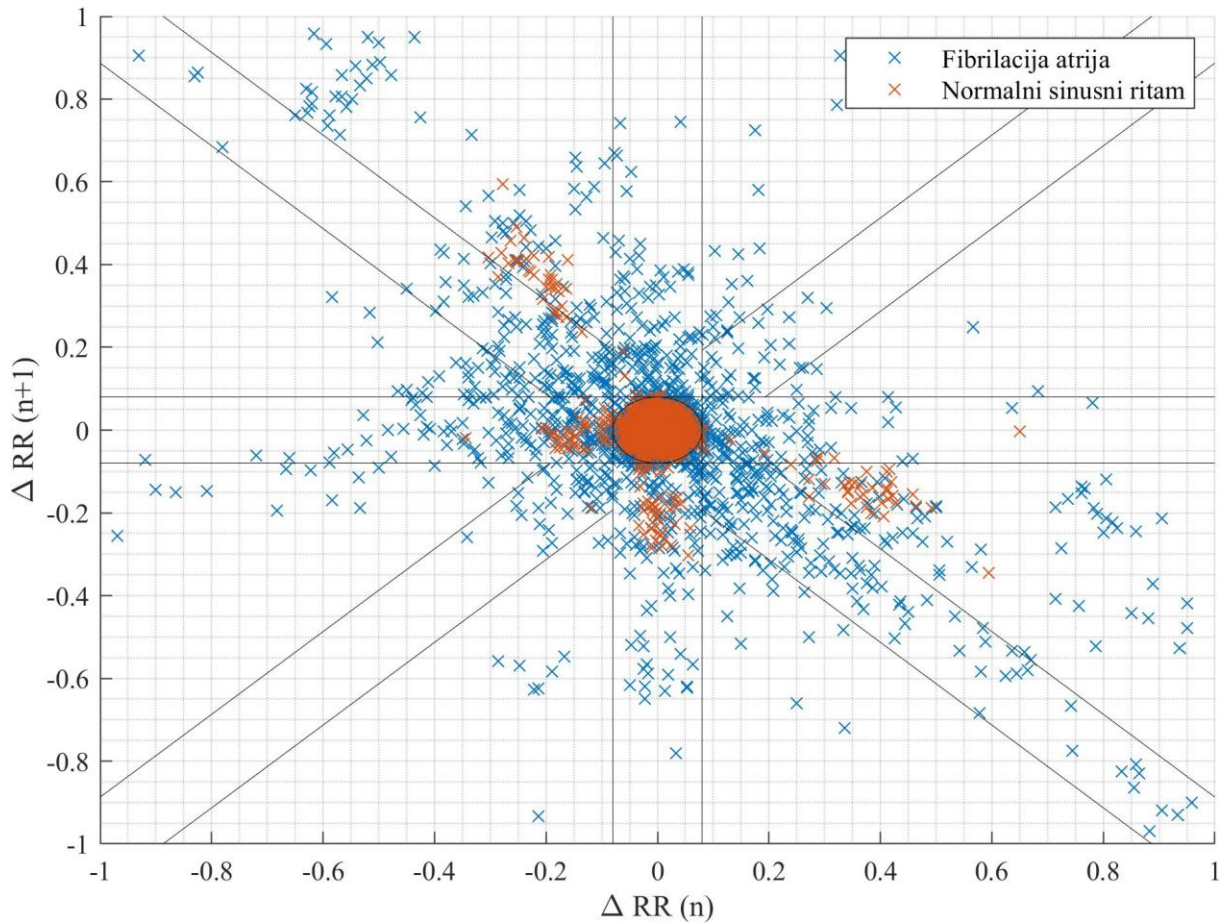
Slika 3.8. Prikaz RR intervala na Poincaréovom dijagramu, kada je u signalu prisutan normalni sinus ritam (crveno) i kada je prisutna AF (plavo).

Kod Poincaréovog dijagrama definiranog prvim diferencijalima RR intervala ($[\Delta RR(n), \Delta RR(n+1)]$) koriste se sva četiri kvadranta za analizu. Dijagram je u tom slučaju moguće podijeliti na 13 regija (slika 3.9.). Regije su odabrane prema svim različitim sekvencama tri uzastopna RR intervala koji mogu biti kratkog (engl. *short*, S), srednjeg (engl. *medium*, M) i dugačkog (engl. *long*, L) trajanja. Tako regija 0 odgovara sekvencama SSS/LLL, regija 1 sekvenci S-L-S, regija 2 sekvenci L-M-S, regija 3 sekvenci L-S-L, itd.

Prema [56] radijus kružnice regije 0 iznosi 80 ms, kao i širina regija 5 – 12. Kod AF točke su raspršene i nalaze se u svim područjima. Vjerojatnost da kod AF neka regija nije popunjena je manja nego kod signala s normalnim sinus ritmom. Za normalni sinus ritam je karakteristično da se točke nalaze unutar kružnice (regija 0). Također, Poincaréovim dijagramom moguće je odrediti prisutnost i drugih poremećaja u srčanom ritmu. Tako npr. kod prisutnosti atrijske tahikardije popunjavaju se regije 6, 7, 9 i 11, dok se kod preuranjenih kontrakcija atrijske i ventrikula popunjavaju regije 1 – 4 [40]. Na slici 3.10. prikazan je Poincaréov dijagram kod normalnog sinus ritma i kod prisutnosti AF s označenim regijama.



Slika 3.9. Podjela Poincaréovog dijagrama na 13 regija (preuzeto iz [56])



Slika 3.10. Prikaz $[\Delta RR(n), \Delta RR(n+1)]$ Poincaréovog dijagrama s 13 regija, na signalu EKG-a s normalnim sinus ritmom (crveno) i signalu EKG-a s AF (plavo)

Poincaréov dijagram može se promatrati kao 2-D histogram vrijednosti $\Delta RR(n)$, odnosno $\Delta RR(n+1)$, s definiranim granicama odjeljaka (engl. *bins*) od 40 ms. Prema tako definiramo Poincaréovom dijagramu i regijama, predložene su značajke *AFEvidence*, *ATEvidence* i *OrgIndex* [56]:

$$\begin{aligned}
 AFEvidence &= IrregularityEvidence - OriginCount - 2 \\
 &* PACEvidence
 \end{aligned}
 \tag{3.12}$$

$$\begin{aligned}
 ATEvidence &= IrregularityEvidence + AnisotropyEvidence \\
 &+ DensityEvidence + RegularityEvidence - 4 \\
 &* PACEvidence
 \end{aligned}
 \tag{3.13}$$

$$\begin{aligned} \text{OrgIndex} = & \text{OriginCount} + \text{AnisotropyEvidence} + \text{DensityEvidence} \\ & + \text{RegularityEvidence} - 2 * \text{IrregularityEvidence} \end{aligned} \quad (3.14)$$

pri čemu su dodatni parametri *IrregularityEvidence*, *PACEvidence*, *AnisotropyEvidence* i *Density Evidence* definirani izrazima (3.15 – 3.18) uz pomoć parametara *BinCount_n* i *PointCount_n*. *BinCount_n* je broj odjeljaka u regiji *n* koji sadrže barem jednu vrijednost. *PointCount_n* je broj vrijednosti u svim odjeljcima regije *n*. *OriginCount* je broj vrijednosti u središnjem odjeljku, a *RegularityEvidence* je broj kratkotrajnih medijana RR intervala u rasponu 6 i 12 otkucaja koji nisu različiti od medijana posljednjeg perioda od *T* minuta (prema [56], *T* = 2 min).

$$\text{IrregularityEvidence} = \sum_{n=1}^{12} \text{BinCount}_n \quad (3.15)$$

$$\text{DensityEvidence} = \sum_{n=5}^{12} (\text{PointCount}_n - \text{BinCount}_n) \quad (3.16)$$

AnisotropyEvidence

$$\begin{aligned} &= \left| \sum_{n=9,11} \text{PointCount}_n - \sum_{n=10,12} \text{PointCount}_n \right| \\ &+ \left| \sum_{n=6,7} \text{PointCount}_n - \sum_{n=5,8} \text{PointCount}_n \right| \end{aligned} \quad (3.17)$$

$$\begin{aligned}
\text{PACEvidence} = & \sum_{n=1}^4 (\text{PointCount}_n - \text{BinCount}_n) \\
& + \sum_{n=5,6,10} (\text{PointCount}_n - \text{BinCount}_n) \\
& - \sum_{n=7,8,12} (\text{PointCount}_n - \text{BinCount}_n)
\end{aligned} \tag{3.18}$$

Parametar *IrregularityEvidence* opisuje oskudnost (engl. *sparseness*) razdiobe te ima visoku vrijednost za signale s AF i nisku za normalni sinusni ritam. Parametar *DensityEvidence* opisuje gustoću grupiranja, dok parametar *AnisotropyEvidence* opisuje orijentaciju razdiobe. Parametar *PACEvidence* mjeri postojanje kompenzacijske pauze kod preuranjenih atrijskih otkucaja (engl. *Premature Atrial Contractions*, PAC) [56].

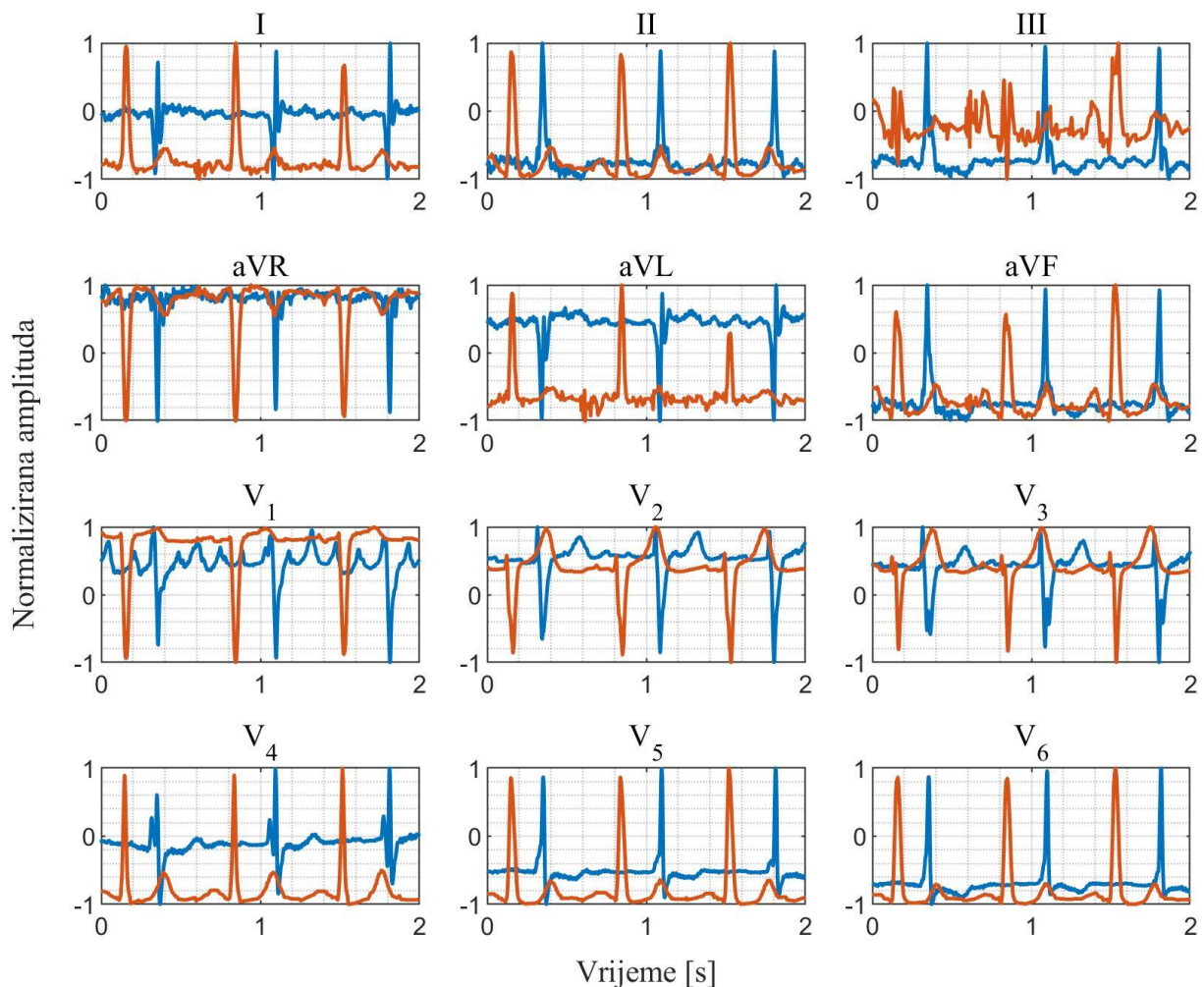
Osim opisanih značajki, kod Poincaréovog dijagrama koriste se i značajke: broj grupacija (engl. *clusters*), disperzija oko dijagonalne linije[46] i srednja vrijednost Euklidskih udaljenosti svih točaka na dijagramu [40].

3.4.2. Značajke fibrilacije atrijske temeljene na morfologiji

Iako je većina algoritama za otkrivanje AF temeljena na značajkama srčanog ritma, njihova točnost se smanjuje ako su u signalu EKG-a prisutni ektopični otkucaji, atrioventrikularni blokovi ili ako pacijenti zbog drugih srčanih oboljenja uzimaju farmakološku terapiju za kontrolu srčanog ritma [40]. U bazi podataka s anotiranim vrstama otkucaja MIT-BIH Arrhythmia [57] (detaljno opisana u poglavlju Baze podataka signala EKG-a) u zapisima s prisutnom AF 88,21% otkucaja čine normalni otkucaji, 7,83% otkucaji preuranjenih ventrikularnih kontrakcija i 1,67% otkucaji preuranjenih atrijskih kontrakcija.

Osim što su ovisni o ektopičnim otkucajima koji unose lažne detekcije, točnost značajki temeljenih na srčanom ritmu ovisi i o pouzdanosti detekcija R zubaca [56]. Također, ako klasificiramo značajke iz kratkotrajnih zapisa signala EKG-a, broj RR intervala je malen, čime smanjujemo značajnost opisanih značajki temeljenih na srčanom ritmu. Prema [40], za estimaciju PDF-a uz pomoć histograma, potrebno je barem 100 otkucaja srca. Ako je to moguće, poželjno je informaciju o atrijskoj aktivnosti ugraditi u algoritam za otkrivanje AF.

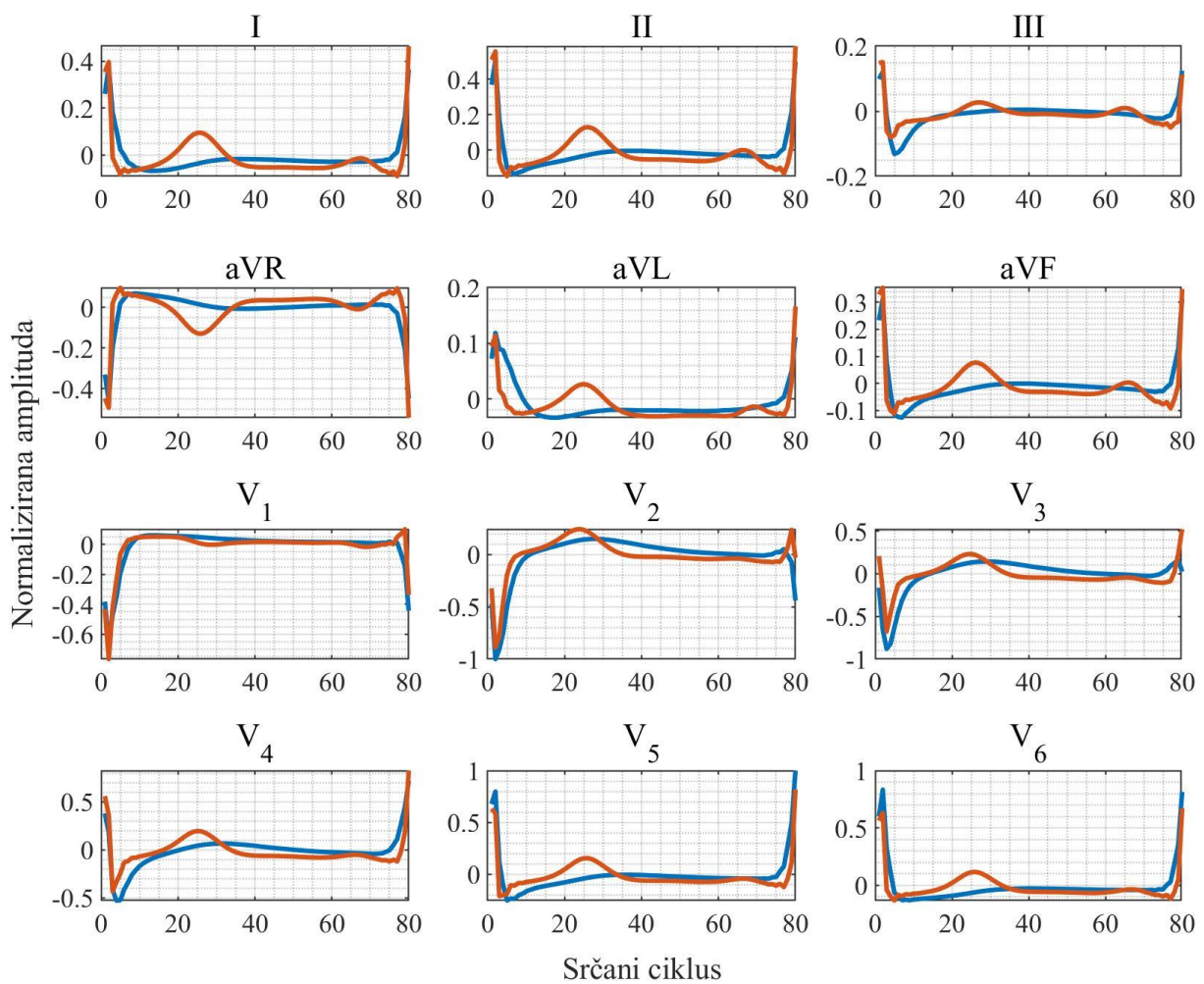
Prema radovima [46], [47], [49] morfologija se opisuje značajkama izvedenim iz karakterističnih veličina signala EKG-a: P i T vala i QRS kompleksa. Neke od značajki su: raspon, varijanca i medijan QT intervala, širina QRS kompleksa, nagib QR intervala, duljina RS i ST intervala, omjer amplituda T i R vala, varijanca amplituda P vala, i sl. Algoritmi za detekciju karakterističnih točaka P i T valova imaju manju točnost od detektora R zubaca [58]. Detekciju P i T vala otežavaju nizak SNR, varijabilnost karakteristika valova između pacijenata [59] ali i manji broj anotiranih baza podataka [60]. Algoritmi za detekciju vrhova P i T valova imaju točnost F1 faktora oko 95% [61], dok je on za detektore R zubaca preko 99%.



Slika 3.11. Usporedba 12-kanalnog elektrokardiograma s AF (plavo) i normalnog sinusnog ritma (crveno)

U ovom radu morfologija signala opisana je uz pomoć signala EKG-a jednog srčanog ciklusa (engl. *Single Cycle ECG*, SC-ECG). Jedan SC-ECG definiran je kao skup točaka između dva uzastopna R zupca. Kako je ranije opisano, RR interval promjenjivih je vrijednosti, čime je i broj točaka između različitih susjednih R zubaca drugačiji. Prema [20], kako bi se osigurao

jednak broj točaka u svakom SC-ECG, broj točaka je poduzorkovan na 80 u svakom ciklusu. Ako pretpostavimo minimalnu brzinu srčanog ritma od 30 bpm [62], maksimalni RR interval iznosi 2 sekunde. Gustoća spektra snage signala EKG-a s dijagnostički važnim informacijama sadržana je unutar raspona 0,05 – 40 Hz, a frekvencijski sadržaj svakog odvoda je sličan neovisno o konfiguraciji odvoda [39]. Frekvencijski sadržaj P i T valova nalazi se u rasponu do 20 Hz [63]. Kako je frekvencija f-valova u rasponu 5 – 10 Hz, poduzorkovanje na 80 točaka u vremenskom prozoru od maksimalno 2 sekunde dat će frekvenciju uzrokovanja od 40 Hz, čime je zadovoljena minimalna frekvencija uzrokovanja po Nyquist-Shannonovom teoremu. Na slici 3.12. prikazani su usrednjeni SC-ECG s AF i oni s normalnim sinusnim ritmom.



Slika 3.12. Prikaz usrednjenih SC-ECG s AF (plavo) i normalnim sinusnim ritmom (crveno)

4. Baze podataka signala EKG-a

Ključna komponenta izrade računalnog sustava za otkrivanje srčanih oboljenja je kvalitetna baza podataka. Zbog prirode biomedicinskih signala, odnosno snimanja na čovjeku u kontroliranim kliničkim ili laboratorijskim uvjetima, takve baze često ne sadrže veliki broj snimaka. Dodatna poteškoća je u anotiranju samih podataka i pridruživanju određenog zapisa klasi (najčešće dijagnozi).

Anotacija karakterističnih vrhova signala EKG-a podrazumijeva oznake vremenskih indeksa vrhova R zupca, P vala i T vala, pregledanih i označenih od strane eksperta, što je zahtjevan posao podložan greškama (anotacije nekad nisu uniformno označene na cijelom signalu). Dodatan zahtjev je prepoznavanje patološki promijenjenih valova, npr. preuranjene ventrikularne kontrakcije (engl. *Premature Ventricular Contraction*, PVC).

Pridruživanje klasi (dijagnozi) podrazumijeva ekspertno znanje osobe koja anotira zapis. Pridruživanje klasi nije nužno jednoznačno, i može se razlikovati od anotatora do anotatora, odnosno eksperta. Klasa može biti pridružena cijelom signalu (npr. dijagnoza permanentne AF) ili određenom dijelu signala (npr. početak i kraj paroksizmalne AF).

Općenito, oznake u bazi podataka signala EKG-a možemo svrstati u:

- anotacije vremenskih indeksa:
 - anotacije P vala (početak, vrh i kraj)
 - anotacije QRS kompleksa (vrh Q vala, vrh R zupca i vrh S vala)
 - anotacije T vala (početak, vrh i kraj)
- anotacije različitih patologija QRS kompleksa (npr. PVC)
- anotacije ritmova i aritmija
 - na cijelom signalu
 - na dijelu signala

Baze podataka u ovom radu podijeljene su na baze za testiranje algoritma za otkrivanje QRS kompleksa te baze za učenje i testiranje otkrivanja fibrilacije atrijske.

4.1. Baze podataka za testiranje otkrivanja QRS kompleksa

Testiranje otkrivanja karakterističnih valova signala EKG-a mora biti usporedivo s drugim istraživanjima. Američko Udruženje za unaprjeđenje medicinske instrumentacije (engl. *Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, AAMI) donijelo je 1987. godine normu za testiranje performansi i objavu rezultata algoritama za otkrivanje ventrikularnih aritmija, poznatiji kao AAMI ECAR, a 2012. godine izdana je revizija iste norme pod nazivom ANSI/AAMI EC57 s novim preporukama za testiranje varijabilnosti srčanog ritma, otkrivanja atrijskih aritmija i mjerenja ST segmenta [64].

U navedenim normama opisan je proces vrednovanja algoritma za detekciju QRS kompleksa. Za testiranje preporuča se korištenje baze aritmija MIT-BIH, a standard preporuča izostavljanje zapisa 102, 104, 107 i 217 zbog velikog broja otkucaja s vođenim ritmom (engl. *paced beats*). Za usporedbu detektiranog otkucaja sa stvarnim otkucajem (engl. *beat-to-beat*) preporučan je dopušteni prozor odstupanja vremenskog indeksa od 150 ms.

4.1.1. Baza aritmija MIT-BIH

Baza aritmija MIT-BIH (engl. *MIT-BIH Arrhythmia Database*) [57] sadrži 48 zapisa dvokanalnog EKG-a snimljena u bolnici Beth's Israel Hospital u Bostonu, SAD krajem 70-ih godina prošlog stoljeća, a postala je dostupna 80-ih godina. Baza sadrži zapise signala EKG-a 25 muškaraca u dobi od 32 do 89 godina i 22 žene u dobi od 23 do 89 godina. Trajanje svakog zapisa iznosi 30 minuta. Izvorni analogni zapis uzorkovan je frekvencijom od 360 Hz u 11-bitnoj rezoluciji u rasponu od ± 5 mV. Nakon uzorkovanja AD pretvornikom signali su filtrirani pojasnopropusnim filtrom graničnih frekvencija 0,1 – 100 Hz. Šum gradske mreže prisutan u snimkama iznosi 60 Hz. Ukupno 18 snimaka uzorkovano je dvostruko višom frekvencijom od stvarne, te na njima šum gradske mreže iznosi 30 Hz (zapisi 112, 115, 116, 117, 118, 119, 121, 122, 123, 124, 205, 220, 223, 230, 231, 232, 233, 234). Četiri zapisa sadrže otkucaje generirane srčanim elektrostimulatorom (engl. *pacemaker*). To su zapisi 102, 104, 107 i 217. U većini zapisa, prvi odvod je modificirani standardni odvod II (engl. *Modified Limb Lead II*, MLII) [36], dok je drugi odvod najčešće modificirani odvod V₁ (ponekad je to V₂ ili V₅, te u jednom zapisu V₄). U zapisu 114 odvodi su zamijenjeni. Zamjena odvoda povremena je pogreška u kliničkoj praksi, a algoritmi za detekciju aritmija trebali bi imati ugrađen mehanizam kojim će prepoznati takvu pogrešku [65].

Za bazu aritmija MIT-BIH dostupne su sljedeće anotacije:

- QRS kompleksi s opisanim abnormalnim otkucajima,
- prisutni ritmovi,
- vrhovi P valova (za 12 zapisa, 100, 101, 103, 106, 117, 119, 122, 207, 214, 222, 223, 231) [59].

QRS kompleksi anotirani su nezavisno od strane dvaju kardiologa. Nesuglasice u anotacijama revidirane su i usuglašene dogovorno.

Osim spomenutih anotacija dostupnih na platformi PhysioNet, Elgendi i suradnici anotirali su P valove svih zapisa baze aritmija MIT-BIH. Međutim, prema [59], pokazano je da anotacije sadrže puno grešaka. Nove anotacije P valova u bazu aritmija MIT-BIH dodane su 2019. godine od grupe autora [59]. Anotacije dvaju eksperata dodane su za 12 zapisa (100, 101, 103, 106, 117, 119, 122, 207, 214, 222, 223, 231).

Abnormalni otkucaji dijele se u 17 klasa, a simboli i značenja su sljedeći:

- **N** – normalni otkucaj,
- **L** – blok lijeve grane,
- **R** – blok desne grane,
- **A** – atrijska preuranjena kontrakcija,
- **a** – aberirani atrijski preuranjeni otkucaj,
- **J** – nodalni preuranjeni otkucaj,
- **S** – supraventrikularni preuranjeni otkucaj,
- **V** – preuranjena ventrikularna kontrakcija,
- **F** – združeni ventrikularni i normalni otkucaj,
- **!** – ventrikularna fibrilacija,
- **e** – atrijski pobjegli otkucaj,
- **j** – nodalni pobjegli otkucaj,
- **E** – ventrikularni pobjegli otkucaj,
- **/** – vođeni otkucaj,
- **f** – združeni atrijski i normalni otkucaj,
- **x** – blokirani atrijski preuranjeni otkucaj,
- **Q** – neprepoznatljivi otkucaj.

Za ovaj rad značajni su signali s prisutnom pojavom fibrilacije atrijske. Baza aritmija MIT-BIH sadrži osam takvih zapisa: 201, 202, 203, 210, 217, 219, 221 i 222. Zapis 217 izostavljen je iz

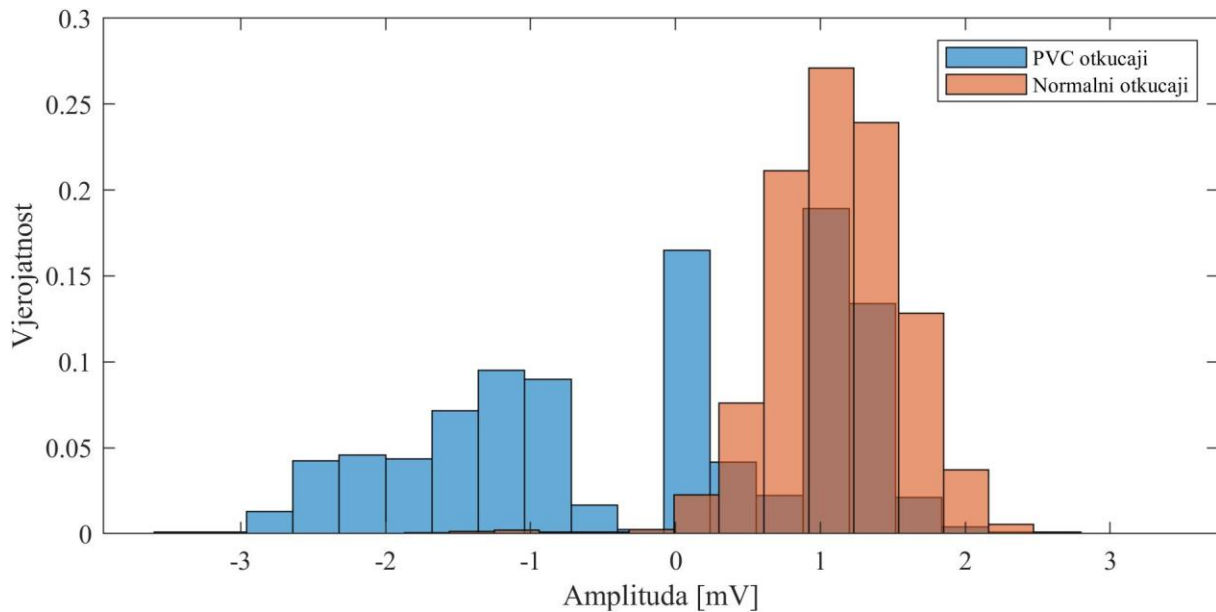
daljnjeg razmatranja zbog prisustva vođenih otkucaja. U tablici 4.1. prikazan je broj pojedine klase otkucaja u svakom zapisu. Većina otkucaja u zapisima s AF spada pod klasu normalnih otkucaja (83,21%) a tek 7,83% njih spada u klasu preuranjenih ventrikularnih kontrakcija. Zastupljenost ostalih klasa otkucaja je manja, te sveukupno iznosi 3,96% (665 otkucaja) svih otkucaja. Prisutne su klase: atrijska preuranjena kontrakcija, aberirani atrijski preuranjeni otkucaj, nodalni preuranjeni otkucaj, združeni ventrikularni i normalni otkucaj, nodalni pobjegli otkucaj, ventrikularni pobjegli otkucaj i neprepoznatljivi otkucaj.

Tablica 4.1. Broj otkucaja različitih klasa u zapisima s prisutnom fibrilacijom atrijska

Klasa	Zapis							Ukupno	Postotak
	201	202	203	210	219	221	222		
N	1625	2061	2529	2423	2082	2031	2062	14813	88,21%
L	-	-	-	-	-	-	-	0	0,00%
R	-	-	-	-	-	-	-	0	0,00%
A	30	36	-	-	7	-	208	281	1,67%
a	97	19	2	22	-	-	-	140	0,83%
J	1	-	-	-	-	-	1	2	0,01%
S	-	-	-	-	-	-	-	0	0,00%
V	198	19	444	194	64	396	-	1315	7,83%
F	2	1	1	10	1	-	-	15	0,09%
!	-	-	-	-	-	-	-	0	0,00%
e	-	-	-	-	-	-	-	0	0,00%
j	10	-	-	-	-	-	212	222	1,32%
E	-	-	-	1	-	-	-	1	0,01%
/	-	-	-	-	-	-	-	0	0,00%
f	-	-	-	-	-	-	-	0	0,00%
Q	-	-	4	-	-	-	-	4	0,02%

Na slici 4.1. prikazan je histogram amplituda normalnih i PVC otkucaja za signale s prisutnom fibrilacijom atrijska. Iz raspodjela amplituda može se vidjeti da otprilike 65% PVC otkucaja ima negativnu amplitudu, dok raspodjela amplituda preostalih 35% odgovara raspodjeli normalnih otkucaja.

Važno je napomenuti da amplitude uzete u vremenskim trenucima anotacija nisu istovjetno označavane kao najviši vrh u danom segmentu. Kako bi izbjegli neslaganja, za svaku anotaciju uzeta je maksimalna apsolutna vrijednost signala unutar prozora od ± 200 ms.



Slika 4.1. Histogram amplituda normalnih i PVC otkucaja kod signala EKG-a s prisutnom AF

Ostali srčani ritmovi prisutni u zapisima s fibrilacijom atrijske su redom, od veće prema manjoj zastupljenosti: ventrikularna trigeminija i bigeminija, ventrikularna tahikardija, atrijska undulacija, supraventrikularna tahiaritmija i atrijska bigeminija.

4.1.2. Baza podataka QT

Osim baze aritmija MIT-BIH, često korištena baza za vrednovanje algoritama za otkrivanje karakterističnih valova EKG-a je baza podataka QT [66]. Baza podataka QT dostupna je na platformi PhysioNet [67], a sadrži 105 zapisa u trajanju od 15 minuta. Zapisi su preuzeti iz drugih dostupnih baza, većinom snimljenih u Boston's Beth Israel Deaconess Medical Center, SAD. Baza podataka QT uključuje:

- bazu aritmija MIT-BIH– 15 zapisa
- bazu podataka European ST-T [68] – 33 zapisa
- bazu dugotrajnih zapisa signala EKG-a MIT-BIH [67] – 4 zapisa
- bazu supraventrikularnih aritmija MIT-BIH [69] – 13 zapisa
- bazu promjena u ST segmentu MIT-BIH [67] – 6 zapisa
- bazu normalnog sinusnog ritma MIT-BIH [67] – 10 zapisa
- bazu holtera s iznenadnom smrću izazvanom srčanim zastojem [70] – 24 zapisa.

Zapisi signala EKG-a iz navedenih baza specifično su odabrani kako bi obuhvatili širok spektar različitih morfologija QRS kompleksa i ST segmenta. Zapisi su snimljeni dvokanalnim EKG

pojačalom. Iz zapisa signala EKG-a odabran je petnaestominutni odsječak koji ne sadrži značajne pomake nulte linije ili artefakte. Zapisi su uzorkovani frekvencijom od 250 Hz. Ako je frekvencija uzorkovanja u originalnoj bazi drugačija, signali EKG-a su preuzorkovani na željenu frekvenciju.

U svakom zapisu 30 do 100 reprezentativnih srčanih ciklusa anotirano je od strane kardiologa, i to: početak, vrh i kraj P vala, početak i kraj QRS kompleksa (Q i S valovi), vrh i kraj T vala i (ako je prisutan) vrh i kraj U vala. Anotacije su prisutne isključivo u zadnjih 5 minuta signala, kako bi se omogućilo učenje algoritma na prvih 10 minuta. Dostupne anotacije R zubaca u *.atr* formatu su anotacije iz originalnih baza podataka. Osim njih, postoje i anotacije dobivene automatskim detektorom ARISTOTEL [71]. U ovom radu korištene su isključivo izvorne anotacije *.atr* dostupne za 80 zapisa.

4.2. Baze podataka za učenje i testiranje otkrivanja fibrilacije atrijske

Baze podataka za učenje i testiranje modela temeljenih na metodama strojnog učenja tipično sadrže velik broj primjera. Prikupljanje anotacija u kontekstu medicinskih dijagnoza zahtjevan je zadatak, ponajprije zbog manjeg broja stručnjaka koji su u mogućnosti dati ispravnu dijagnozu. Javno dostupne baze podataka većinom su dostupne na internetskom sjedištu i platformi PhysioNet. U ovom radu koristit će se baza podataka 12-kanalnog signala EKG-a dostupna od 2020. godine. U suradnji s Poliklinikom za prevenciju kardiovaskularnih bolesti i rehabilitaciju SRČANA prikupljena je nova baza dugotrajnih holterskih snimaka dvokanalnoga signala EKG-a.

4.2.1. Baza podataka PhysioNet/CinC Challenge 2020

Baza podataka PhysioNet/CinC Challenge 2020 (u daljnjem tekstu skraćeno CinC 2020) formirana je u sklopu godišnjeg natjecanja u obradbi biomedicinskih signala organiziranog u suradnji Physioneta i konferencije *Computing in cardiology*. Natjecanje 2020. godine pod nazivom „*Classification of 12-lead ECGs: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2020*“ zadalo je za cilj klasificirati signale EKG-a s danim kliničkim dijagnozama. Baza podataka CinC 2020 formirana je iz više izvora:

1. baze podataka „*China Physiological Signal Challenge 2018 (CPSC)*“, Sveučilište Southeast, Kina. Baza sadrži 10330 zapisa (5542 muškaraca, 4788 žena) u trajanju od 6 do 60 sekundi s frekvencijom uzorkovanja 500 Hz;
2. baze podataka „*St. Petersburg Institute of Cardiological Technich (INCART)*“, Sankt-Peterburg, Rusija. Baza sadrži 75 holterskih zapisa u trajanju od 30 minuta s frekvencijom uzorkovanja 257 Hz;
3. baze podataka „*The Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)*“, Brunswick, Njemačka koja sadrži:
 - a. bazu signala EKG-a PTB Diagnostic s 549 zapisa (377 muškaraca, 139 žena), prosječnog trajanja 115 sekundi i frekvencijom uzorkovanja 1000 Hz, te
 - b. bazu signala EKG-a PTB-XL s 21837 zapisa (11379 muškaraca, 10458 žena) s trajanjem 10 sekundi i frekvencijom uzorkovanja 500 Hz;
4. baze podataka „*Georgia 12-Lead ECG Challenge Database (GEORGIA)*“, Sveučilište Emory, Atlanta, SAD. Baza sadrži 10344 zapisa (5551 muškaraca, 4793 žena) u trajanju 10 sekundi i frekvencijom uzorkovanja 500 Hz.

Ukupno je u bazi podataka CinC 2020 sadržano 43135 zapisa signala EKG-a sa 111 različitih dijagnoza. Za svaki zapis dijagnoze su zadane u formatu koda SNOMED-CT (engl. *Systematised Nomenclature of Medicine Clinical Terms*) [72]. Jedan zapis dostupan u CinC 2020 može imati i više od jedne dijagnoze. Prosječna dob subjekta je $60,31 \pm 16,85$ godina s podjednakom razdiobom spolova (53,11% muškarca i 46,89% žena).

U sklopu ovog rada klasificirane su dijagnoza fibrilacije atrijske (AF) (SNOMED-CT kod: 164889003) i normalnog sinusnog ritma (NSR) (SNOMED-CT kod: 426783006). U cijeloj bazi CinC 2020 sadržano je ukupno 3475 zapisa s dijagnozom AF i 20846 zapisa s NSR. Raspodjela zapisa po navedenim bazama podataka prikazana je u tablici 4.2. Prosječna dob subjekata s dijagnosticiranom AF je $71,18 \pm 12,23$, s nešto većim postotkom muškaraca (57,29% muškaraca i 42,71% žena). Prosječna dob subjekata s NSR je $57,09 \pm 17,26$, s podjednakim postotkom muškaraca i žena (50,36% muškaraca i 49,64% žena).

Tablica 4.2. Broj zapisa s dijagnozama AF i NSR u bazi CinC 2020

Baza podataka	Broj zapisa s AF	Broj zapisa s NSR
CPSC	1374	922
GEORGIA	570	1752
INCART	2	0
PTB Diagnostic	15	80
PTB XL	1514	18092

Od 3475 zapisa, 68,55% (2382) njih uz dijagnosticiranu AF ima i jednu ili više drugih dijagnoza. Kod 55,95% (11664) zapisa s NSR postoji dodatna dijagnoza. Ukupno je 73 različitih popratnih dijagnoza uz AF i 51 uz NSR. Popratne dijagnoze svrstane su u šest grupa prikazanih u tablici 4.3. U tablici 4.4. prikazan su prosječna vremena trajanja za zapise signala EKG-a s AF i NSR.

Tablica 4.3. Popratne dijagnoze uz AF i NSR

Grupa	Dijagnoza	SNOMED-CT	Skraćeno
Blokovi	<i>1st degree AV block</i>	270492004	IAVB
	<i>2nd degree AV block</i>	195042002	IIAVB
	<i>AV block</i>	233917008	AVB
	<i>complete right bundle branch block</i>	713427006	CRBBB
	<i>bundle branch block</i>	6374002	BBB
	<i>incomplete left bundle branch block</i>	251120003	ILBBB
	<i>incomplete right bundle branch block</i>	713426002	IRBBB
	<i>left anterior fascicular block</i>	445118002	LAnFB
	<i>left bundle branch block</i>	164909002	LBBB
	<i>left posterior fascicular block</i>	445211001	LPFB
	<i>right bundle branch block</i>	59118001	RBBB
	<i>complete heart block</i>	27885002	CHB
Promjene u karakterističnim valovima	<i>ST depression</i>	429622005	STD
	<i>ST elevation</i>	164931005	STE
	<i>ST interval abnormal</i>	164930006	STIAb
	<i>low QRS voltages</i>	251146004	LQRSV
	<i>ST changes</i>	55930002	STC
	<i>T wave abnormal</i>	164934002	TAb
	<i>T wave inversion</i>	59931005	TInv
	<i>abnormal QRS</i>	164951009	abQRS
	<i>Q wave abnormal</i>	164917005	QAb
	<i>prolonged QT interval</i>	111975006	LQT
	<i>nonspecific ST-T abnormality</i>	428750005	NSSTTA
	<i>suspect arm ECG leads reversed</i>	251139008	ALR
	<i>ventricular bigeminy</i>	11157007	VBig

Promjene u fiziologiji srca	<i>left atrial abnormality</i>	253352002	LAA
	<i>left atrial enlargement</i>	67741000119109	LAE
	<i>left axis deviation</i>	39732003	LAD
	<i>indeterminate cardiac axis</i>	251200008	ICA
	<i>right axis deviation</i>	47665007	RAD
Promjene u srčanom ritmu	<i>atrial fibrillation and flutter</i>	195080001	AFAFL
	<i>atrial flutter</i>	164890007	AFL
	<i>bradycardia</i>	426627000	Brady
	<i>cardiac dysrhythmia</i>	698247007	CD
	<i>chronic atrial fibrillation</i>	426749004	CAF
	<i>junctional tachycardia</i>	426648003	JTach
	<i>paroxysmal supraventricular tachycardia</i>	67198005	PSVT
	<i>premature atrial contraction</i>	284470004	PAC
	<i>supraventricular premature beats</i>	63593006	SVPB
	<i>supraventricular tachycardia</i>	426761007	SVT
	<i>ventricular tachycardia</i>	164895002	VTach
	<i>wandering atrial pacemaker</i>	195101003	WAP
	<i>atrial pacing pattern</i>	251268003	AP
	<i>atrial tachycardia</i>	713422000	ATach
	<i>atrioventricular junctional rhythm</i>	29320008	AVJR
	<i>early repolarization</i>	428417006	ERe
	<i>junctional escape</i>	426995002	JE
	<i>accelerated junctional rhythm</i>	426664006	AJR
	<i>pacing rhythm</i>	10370003	PR
	<i>premature ventricular contractions</i>	427172004	PVC
	<i>sinus arrhythmia</i>	427393009	SA
	<i>sinus bradycardia</i>	426177001	SB
	<i>sinus tachycardia</i>	427084000	STach
<i>ventricular fibrillation</i>	164896001	VF	
<i>ventricular ectopics</i>	164884008	VEB	
<i>ventricular pacing pattern</i>	251266004	VPP	
<i>ventricular premature beats</i>	17338001	VPB	
Ostale bolesti	<i>anterior ischemia</i>	426434006	AnMIs
	<i>anterior myocardial infarction</i>	54329005	AnMI
	<i>chronic myocardial ischemia</i>	413844008	CMI
	<i>coronary heart disease</i>	53741008	CHD
	<i>heart failure</i>	84114007	HF
	<i>inferior ischaemia</i>	425419005	IIs
	<i>lateral ischaemia</i>	425623009	LIs
	<i>left ventricular hypertrophy</i>	164873001	LVH
	<i>myocardial infarction</i>	164865005	MI
	<i>myocardial ischemia</i>	164861001	MIs
	<i>old myocardial infarction</i>	164867002	OldMI
	<i>right ventricular hypertrophy</i>	89792004	RVH
	<i>wolff parkinson white pattern</i>	74390002	WPW
	<i>nonspecific intraventricular conduction disorder</i>	698252002	NSIVCB
<i>ventricular hypertrophy</i>	266249003	VH	

Tablica 4.4. Vrijeme trajanja zapisa u bazi podataka CinC 2020

Vrijeme trajanja	Broj zapisa s AF	Broj zapisa s NSR
< 10 sekundi	3	17
= 10 sekundi	2724	20172
10 – 30 sekundi	637	515
30 – 120 sekundi	109	142
= 1800 sekundi	2	0

4.2.2. Baza podataka Srčana

U sklopu ovog istraživanja prikupljena je baza kliničkih dvokanalnih holterskih zapisa signala EKG-a. Zapisi su snimljeni na pacijentima u Poliklinici za prevenciju kardiovaskularnih bolesti i rehabilitaciju Srčana u Zagrebu.

Holterski zapisi snimani su tijekom 24-satnog razdoblja uz uobičajene dnevne aktivnosti. Korišten je uređaj CardioMem CM 3000 [73] s frekvencijom uzorkovanja 256 Hz.

Baza sadrži 71 zapis pacijenata s dijagnosticiranom AF i 288 zapisa pacijenata s drugim srčanim oboljenjima. Zapisi s AF anotirani su od strane stručnjaka iz poliklinike. Anotacije su označene za cijeli holterski zapis. Druga srčana oboljenja osim AF nisu anotirana u istim zapisima. Prosječna dob pacijenata s anotiranom AF je $77,52 \pm 8,51$ godina s podjednakom raspodjelom spolova (47,14% muškaraca i 52,86% žena), dok je prosječna dob ostalih pacijenata $67,48 \pm 15,50$ godina s 40,91% muškaraca i 59,09% žena.

Holterski zapisi različitog su trajanja ovisno o terminu i dogovoru s liječnikom ili drugim uvjetima koji mogu naglo prekinuti snimanje. Prosječno trajanje zapisa u bazi podatka Srčana iznosi 23,25 sata za zapise s AF uz minimalno trajanje zapisa od 19,17 sati. Prosječno trajanje zapisa s drugim srčanim oboljenjima je 23,44 sata uz minimalno trajanje zapisa od 19,45 sati.

4.2.3. Sintetička baza podataka fibrilacije atrijske

U radu [74] opisana je sintetička baza podataka fibrilacije atrijske. Baza sadrži 12-kanalne zapise signala EKG-a umjetno generirane iz stvarnih i sintetičkih QRS kompleksa, T valova i f-valova. RR intervali izlučeni su iz baze podataka „*PhysioNet Long-Term Atrial Fibrillation Database*“ [75].

RR intervali korišteni su da bi se generirao srčani ritam između 80 i 150 bpm. Sintetički f-valovi generirani su proširenom verzijom nazubljenog modela [76]. Sintetički QRS kompleksi zajedno s T valom generirani su jednodipolnim modelom opisanim u radu [77]. Stvarni QRS kompleksi s T valom izlučeni su iz baze podataka PTB. Prva skupina QRS kompleksa odabrana je iz zapisa s normalnim sinusnim ritmom s umjerenom promjenom u morfologiji. Drugu skupinu čine stvarni QRS kompleksi i T val s visokom varijabilnošću u morfologiji (engl. *high morphological variability*, HMV). Treću skupinu QRS kompleksa čine otkucaji preuranjene ventrikularne kontrakcije (engl. *Ventricular Premature Beats*, VPB).

Sintetička baza podataka podijeljena je u osam skupina, ovisno o tome koriste li se sintetički ili stvarni f-valovi i kojoj skupini pripadaju odabrani QRS kompleksi i T val. Osam skupina prikazano je tablicom 4.5. Svaka skupina (S1-S8) definirana je različitom kombinacijom navedenih komponenti signala EKG-a. U svakoj skupini generirano je 5 različitih signala EKG-a vremenskog trajanja od pet minuta sa šest različitih srednjih amplituda f-valova: 5, 10, 20, 30, 40 i 50 μ V. Na taj način generirano je ukupno 240 različitih 12-kanalnih signala. Smetnje i sintetički šum nisu pridodani generiranim signalima [74].

Tablica 4.5. Skupine sintetičke baze podatka fibrilacije atrijske (preuzeto iz [74])

Skupina	Stvarni f-valovi	Sintetički f-valovi	Stvarni QRS kompleksi i T val	Sintetički QRS kompleksi i T val	Stvarni QRS kompleksi (HMV)	VPB
S1	x		x			
S2		x	x			
S3	x			x		
S4		x		x		
S5	x				x	
S6		x			x	
S7	x				x	x
S8		x			x	x

5. Metode za otkrivanje QRS kompleksa

Otkrivanje QRS kompleksa iz signala EKG-a u ovom radu podrazumijeva detekciju vremenskog indeksa pojave R zupca. Uspješno otkrivanje R zupca preduvjet je za uspješno izlučivanje značajki AF, kako značajki varijabilnosti srčanog ritma tako i granica kojim opisujemo jedan srčani ciklus SC-ECG.

Većina algoritama danas koristi II odvod (engl. *Lead II*) ili modificirani II odvod (engl. *Modified Limb lead II*, MLII) za otkrivanje QRS kompleksa. Obzirom na položaj II odvoda koji najbolje preslikava električnu os srca, odabir je razumljiv.

Općenito, algoritme za otkrivanje karakterističnih veličina signala EKG-a možemo podijeliti u više faza obradbe:

1. uklanjanje šuma i artefakata (predobradba);
2. transformacija signala radi isticanja željenog svojstva veličine;
3. odabir kandidata;
4. postavljanje kriterija i odluka.

Algoritme za detekciju QRS kompleksa je moguće razlučiti po navedenim fazama.

Za testiranje i vrednovanje algoritama obrađenih u ovom radu korištene su baza aritmija MIT-BIH i baza podataka QT.

5.1. Uklanjanje šuma i artefakata iz signala EKG-a

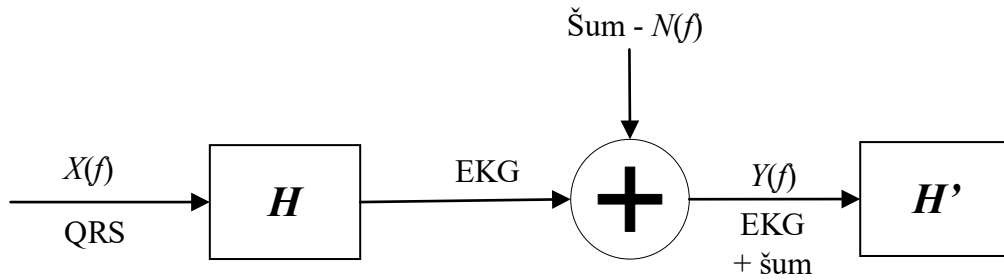
Signal EKG-a, osim korisnog signala (P i T valovi i QRS kompleks), može sadržavati i nekoristan signal, odnosno smetnju. Kako bi napravili razliku od smetnji kontinuirano prisutnih u signalu i smetnji relativno kratkog trajanja koristit ćemo pojmove šum i artefakti. Time šum definiramo kao kontinuirano prisutnu smetnju (npr. smetnja gradske mreže), a artefakte kao kratkotrajne događaje koji utječu na morfologiju i značajke signala (npr. mišićna aktivnost). Prema [39], smetnju možemo podijeliti na:

1. šum gradske mreže (50 Hz ili 60 Hz)
2. promjena u kontaktu kože i elektrode
3. pomak elektrode
4. elektromiografski šum
5. pomak nulte linije (engl. *baseline drift*)
6. artefakt uređaja za snimanje (npr. signal u zasićenju)
7. šum elektrokirurške opreme
8. šum kvantizacije i *aliasinga*
9. šum uslijed obradbe signala (npr. Gibbsov efekt)

Bilo da koristimo već dostupnu bazu podataka ili snimamo vlastiti eksperiment, moguća je prisutnost svih smetnji. Ipak, smetnje pod rednim brojevima 6. – 9. rjeđe su prisutne od ostalih, i pažljivim rukovanjem signalima možemo ih izbjeći ili pak učiniti njihov utjecaj na signal zanemarivim. Tako u ovom radu razmatramo prvih pet navedenih smetnji. Signal prilikom snimanja može doći u zasićenje zbog pomaka nulte linije, najčešće zbog pomaka elektrode, te će se takav artefakt razmatrati u tim okvirima.

Najčešći prvi korak uklanjanja artefakata i šuma je filtriranje signala pojasnopropusnim filtrom. Ovisno o namjeni, pojas propuštanja odgovara frekvencijskom rasponu promatranog karakterističnog vala signala EKG-a. Filtriranje signala u frekvencijskom rasponu karakterističnog vala koji detektiramo dovest će do povećanja odnosa signala i šuma (SNR).

Kako bi procijenili raspon najveće snage frekvencijskog spektra QRS kompleksa, u radu [63] pretpostavljen je spektar QRS kompleksa $X(f)$ dobiven Fourierovom transformacijom. Frekvencijski spektar QRS kompleksa $X(f)$ dovodimo kao ulaz u sustav s prijenosnom funkcijom $H(f)$ koji na svom izlazu daje signal EKG-a. Na izlaz sustava dodajemo aditivnu smetnju $N(f)$ čime dobivamo konačni izlaz sustava $Y(f)$ prikazan na slici 5.1.



Slika 5.1. Model estimacije frekvencijskog spektra QRS kompleksa [63]

Dakle, vrijedi:

$$Y(f) = H(f)X(f) + N(f) \quad (5.1)$$

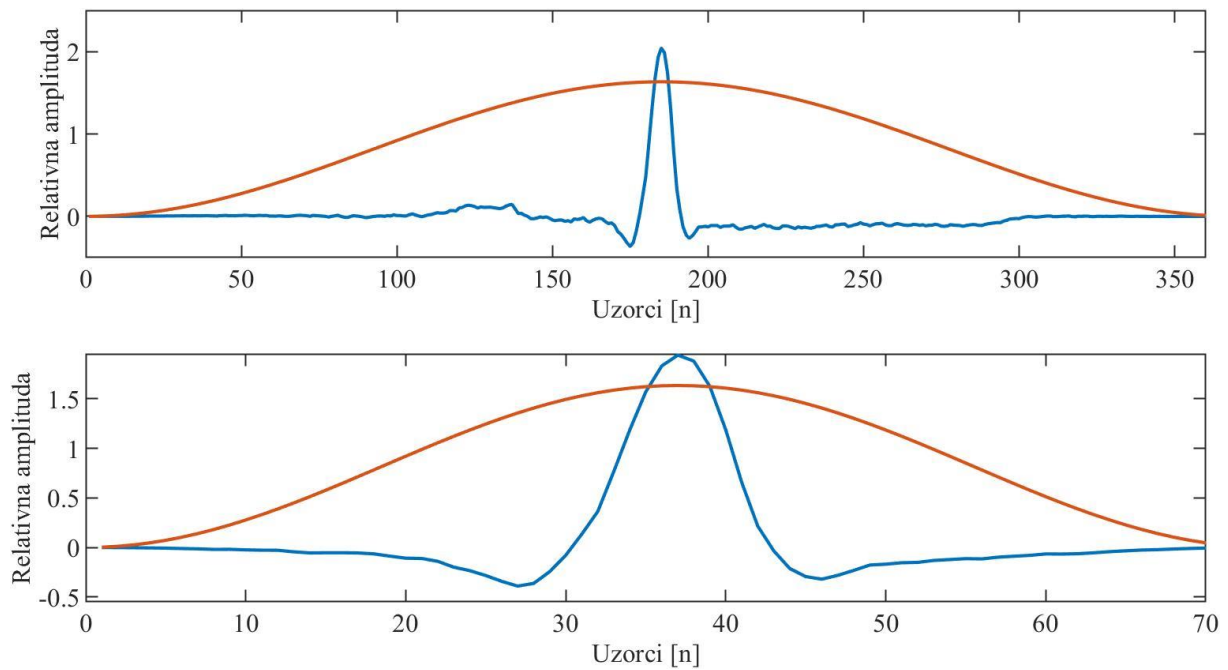
Za potrebe ovog rada, proveden je postupak izračuna snage frekvencijskog spektra normalnog QRS kompleksa. Za izračun spektra korišteni su svi QRS kompleksi anotirani kao normalni otkucaji iz zapisa baze aritmija MIT-BIH. Također, zapisi koji imaju zabilježenu smetnju na prvom kanalu nisu uzeti u obzir. Navedenim uvjetima odgovaraju zapisi: 100, 103, 106, 113, 115, 122, 123, 202, 205, 213, 219, 220, 230, 231, 233. Prema [63], prozor od 200 ms u okolini QRS kompleksa izdvojen je za izračun snage frekvencijskog spektra QRS kompleksa, a prozor od 1024 ms za izračun ukupnog frekvencijskog spektra jednog srčanog ciklusa. Svaki od signala pomnožen je s prozorom w u vremenskoj domeni. Prozor w dan je izrazom [63]:

$$w(i) = \sqrt{(2/3)} * (1 - \cos((2 * \pi * i)/(N + 1))) \quad (5.2)$$

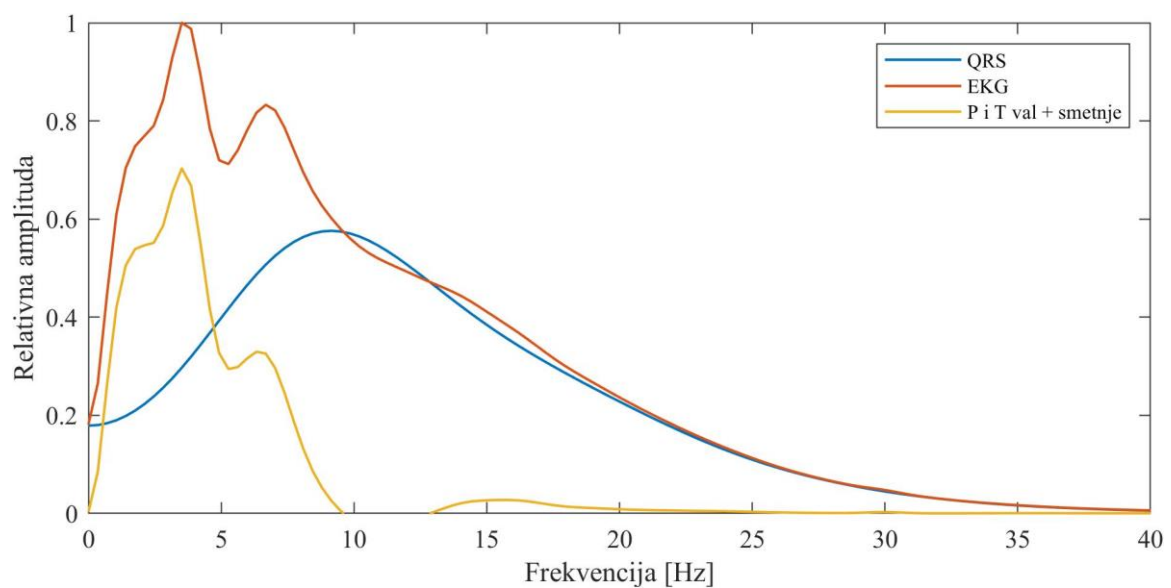
gdje je N ukupan broj točaka ovisan o frekvenciji uzorkovanja signala.

Na slici 5.2. prikazan je jedan srčani ciklus (gore) i okolica QRS kompleksa (dolje) zajedno s prozorom w .

Spektar QRS kompleksa i srčanog ciklusa dobiven je koristeći brzu Fourierovu transformaciju (engl. *Fast Fourier Transform*, FFT). Usrednjavanjem dobivenog spektra za svaki segment u odabranim zapisima dobivena je aproksimacija spektralne gustoće snage QRS kompleksa $X_p(f)$ i spektralne gustoće snage srčanog ciklusa signala EKG-a $Y_p(f)$. Snage frekvencijskog spektra P i T valova (zajedno sa smetnjom) aproksimirani su razlikom ta dva spektra [63]. Na slici 5.3. prikazana je spektralna gustoća snage komponenti u rasponu do 40 Hz s relativnim normaliziranim amplitudama. Prikaz je dobiven usrednjavanjem 29639 otkucaja.

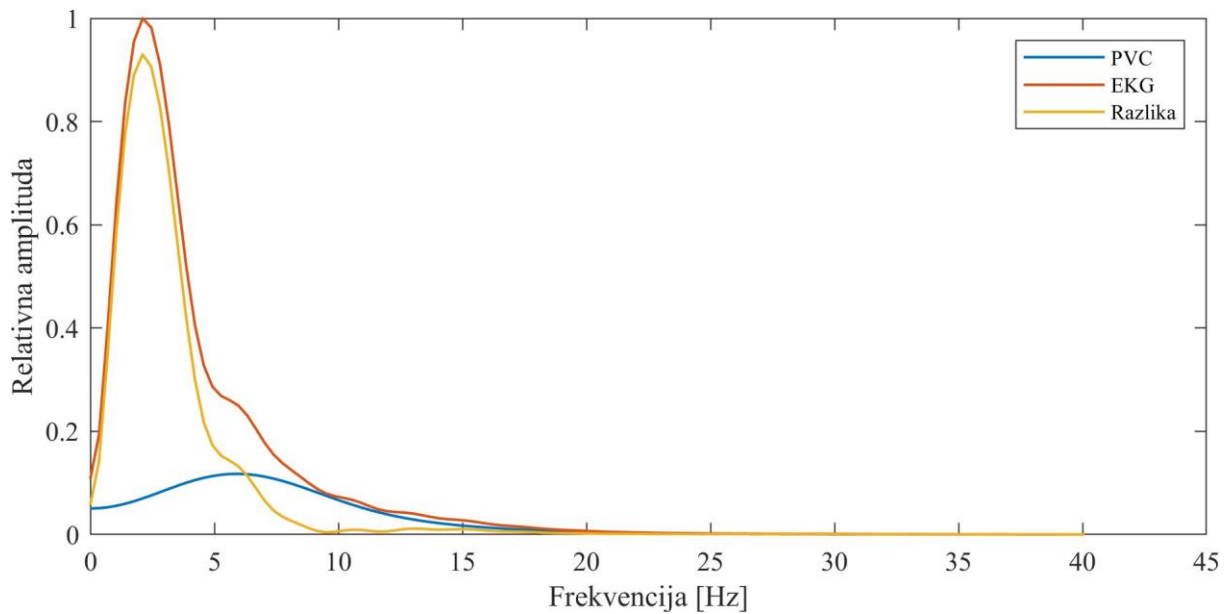


Slika 5.2. Srčani ciklus (gore, plavo) i okolica QRS kompleksa (dolje, plavo) zajedno s vremenskim prozorom w (crveno)



Slika 5.3. Snaga frekvencijskog spektra komponenti signala EKG-a: QRS kompleks $X_p(f)$ (plavo), srčani ciklus $Y_p(f)$ (crveno), P i T val (žuto)

Iz slike 5.3. vidljivo je da je najviše energije komponente QRS kompleksa sadržano u rasponu frekvencija između 5 i 15 Hz, dok P i T valovi (zajedno sa smetnjom) zauzimaju niže frekvencije (do 10 Hz). Analogan postupak procjene spektralne gustoće snage ponovljen je za PVC otkucaje (slika 5.4.). Frekvencijski raspon komponenti PVC otkucaja nešto je niži od onog normalnih PVC otkucaja.



Slika 5.4. Snaga frekvencijskog spektra PVC otkucaja

Filtriranjem izlaznog signala $Y(f)$ filtrom prijenosne funkcije $H'(f)$ (slika 5.1.) cilj je maksimizirati SNR. Kako bi procijenili izraz za SNR QRS kompleksa, potrebno je definirati omjer snage signala EKG-a bez smetnji (izlaz sustava $H(f)*X(f)$) i ukupne totalne snage izlaza $Y(f)$.

Autokorelacijska spektralna gustoća snage za $Y(f)$ dana je izrazom (5.3), dok je kroskorelacija spektralnih gustoća snaga ulaza $X(f)$ i izlaza $Y(f)$ dana izrazom (5.4). Pretpostavljano je da su smetnja $N(f)$ i ulazni signal $X(f)$ (QRS kompleks) nekorelirani. Iz toga slijedi da su kroskorelacijske spektralne gustoće snage G_{nx} i G_{xn} jednake nuli. Izraz za koherenciju ulaza i izlaza sustava dan je izrazom (5.5) [63]:

$$\begin{aligned}
 G_{yy}(f) &= Y(f)Y^*(f) = (H(f)X(f) + N(f))(H(f)X(f) + N(f))^* \\
 &= |H(f)|^2 G_{xx}(f) + G_{nn}(f) + H(f)G_{xn} \\
 &\quad + H(f)^* G_{nx}(f)
 \end{aligned} \tag{5.3}$$

$$G_{yx}(f) = Y(f)X^*(f) = (H(f)X(f) + N(f))X^* = H(f)G_{xx}(f) + G_{nx} \tag{5.4}$$

$$C_{xy}^2(f) = \frac{|G_{yx}(f)|^2}{G_{xx}(f)G_{yy}(f)} = \frac{|H(f)|^2 G_{xx}}{|H(f)|^2 G_{xx}(f) + G_{nn}} \quad (5.5)$$

Koherencija $C_{xy}^2(f)$ izračunata je pomoću procijenjenih vrijednosti spektralnih gustoća spektra QRS kompleksa $X_p(f)$ i srčanog ciklus $Y_p(f)$ prema izrazu (5.6), odnosno vrijedi:

$$C_{xy}^2(f) = \frac{|G_{yx}(f)|^2}{G_{xx}(f)G_{yy}(f)} = \frac{|Y_p(f)X_p^*(f)|^2}{X_p(f)X_p^*(f)Y_p(f)Y_p^*(f)} \quad (5.6)$$

Izraz (5.6) možemo interpretirati kao omjer izlazne snage spektra kao posljedice ulaza i ukupne snage spektra na izlazu sustava [63]. $C_{xy}^2(f)G_{yy}(f)$ je izlazna snaga sustava kao posljedica ulaza, dok je $(1 - C_{xy}^2(f))G_{yy}(f)$ izlazna snaga komponente smetnje [63]. Time je definiran omjer signala QRS kompleksa i šuma kao:

$$\text{SNR}(f) = \frac{C_{xy}^2(f)}{1 - C_{xy}^2(f)} \quad (5.7)$$

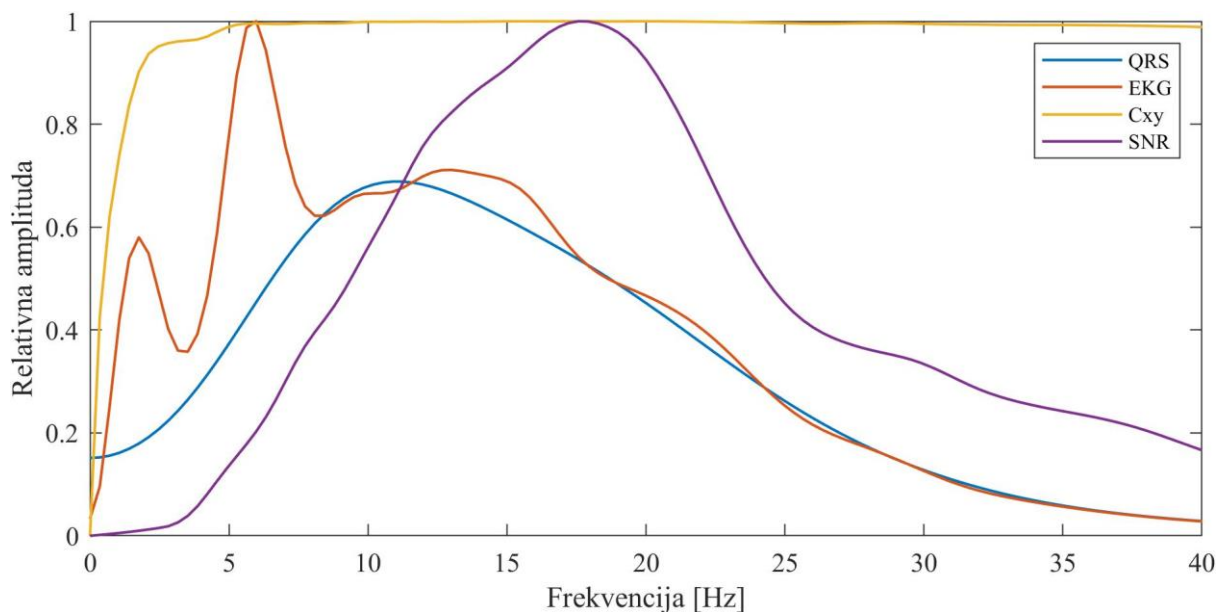
Ako izlaz sustava filtriramo filtrom $H'(f)$, SNR na izlazu filtra definiramo kao:

$$\text{SNR}(f) = \frac{C_{xy}^2(f)|H'(f)|^2 G_{yy}}{(1 - C_{xy}^2(f))|H'(f)|^2 G_{yy}} \quad (5.8)$$

Prema istraživanju [63], provedenom na 3875 zapisa otkucaja srca, Butterworthov pojasnopropusni filter drugog reda koji maksimizira energiju QRS komponente u odnosu na ostale komponente signala (smetnje i P i T valove) ima centralnu frekvenciju 17 Hz i Q faktor 5. Faktor dobrote Q odabran je tako da prijelazne oscilacije utru s vremenskom konstantom $3\tau = 200$ ms [63], što odgovara refraktornom vremenu srčanih akcijskih potencijala. Veza vremenske konstante τ i faktora dobrote Q za Butterworthov filter drugog reda dana je izrazom [63]:

$$\tau = \frac{Q}{\sqrt{2\pi}f_c} \quad (5.9)$$

Za centralnu frekvenciju filtra f_c u rasponu od 5 do 25 Hz i $\tau = 0,2/3$ s, faktor dobrote Q kreće se u granicama od 1 do 8. Na slici 5.5. prikazan je SNR uz fiksni iznos faktora dobrote $Q = 5$. SNR je najveći za centralnu frekvenciju 17,5 Hz, što odgovara rezultatu iz [63].



Slika 5.5. Koherencija, SNR i optimalni pojasnopropusni filter superponiran preko frekvencijskog spektra signala EKG-a i QRS kompleksa dobivenih iz 29639 ciklusa otkucaja

Ipak, različiti autori navode različite pojase propuštanja, odnosno gušenja, kad je riječ o implementaciji algoritama za detekciju QRS kompleksa.

Kako bi smanjili utjecaj smetnji mišićne aktivnosti, šuma gradske mreže i pomaka nulte linije, Pan i Tompkins u svom radu [78] filtriraju signal kaskadom dva digitalna filtra: visokopropusnog i niskopropusnog. Granične frekvencije filtera odabrane su kako bi maksimizirale energiju QRS komponente signala [78]. Pan i Tompkins u svom radu tako definiraju poželjne granične frekvencije pojasnopropusnog filtera 5 Hz za visokopropusni filter i 15 Hz za niskopropusni filter. Zbog implementacijskih ograničenja u svom radu koriste pojasnopropusni filter između 5 i 11 Hz [78].

U radu [79], autor Elgendi koristi Butterworth implementaciju pojasnopropusnog filtera trećeg reda. Granične frekvencije određene su optimizacijskim postupkom kojim se optimalni parametri donje granične frekvencije pretražuju iz intervala od 1 do 10 Hz, a gornje granične

frekvencije iz intervala od 11 do 25 Hz. Rezultatom optimizacijskog postupka odabrane su granične frekvencije pojasnopropusnog filtra 8 i 20 Hz za bazu aritmija MIT-BIH. Isti parametri korišteni su u [80] uz Kaiser-Besselov dizajn filtra.

Filtriranjem signala EKG-a uklanjamo smetnje koje su izvan frekvencijskog raspona QRS kompleksa. Elektromiografski signal najveći dio spektralne gustoće snage sadrži između 20 i 250 Hz [81]. Dakle, filtriranjem signala niskopropusnim filtrom do 20 Hz uklonit ćemo smetnje šuma gradske mreže i elektromiografskog šuma. Pomak elektrode u signalu EKG-a odrazit će se kao nagla promjena izoelektričke linije, a filtriranje filtrom niskog propusta zagladit ćemo naglu promjenu.

Pomak nulte linije i promjene u kontaktu kože i elektrode (npr. sušenje vodljivog gela) odrazit će se u signalu EKG-a kao signal sporijih promjena. U radu [82], autori Martinez i suradnici koriste isključivo filtriranje signala visokopropusnim filtrom kako bi se uklonio pomak nulte linije uz donju graničnu frekvenciju 0,5 Hz.

U radu [83], autora Sun i suradnika, korišten je pristup modificiranim morfološkim filtriranjem (engl. *Modified Morphological Filtering*, MMF) za uklanjanje pomaka nulte linije. Morfološke operacije dilatacije, erozije te otvaranja i zatvaranje korištene u radu definirane su redom:

$$(f \oplus g_s)[n] = \max_i f[n - i] + g_s[i] \quad (5.10)$$

$$(f \ominus g_s)[n] = \min_i f[n - i] - g_s[i] \quad (5.11)$$

$$f \circ B = f \ominus B \oplus B \quad (5.12)$$

$$f \bullet B = f \oplus B \ominus B \quad (5.13)$$

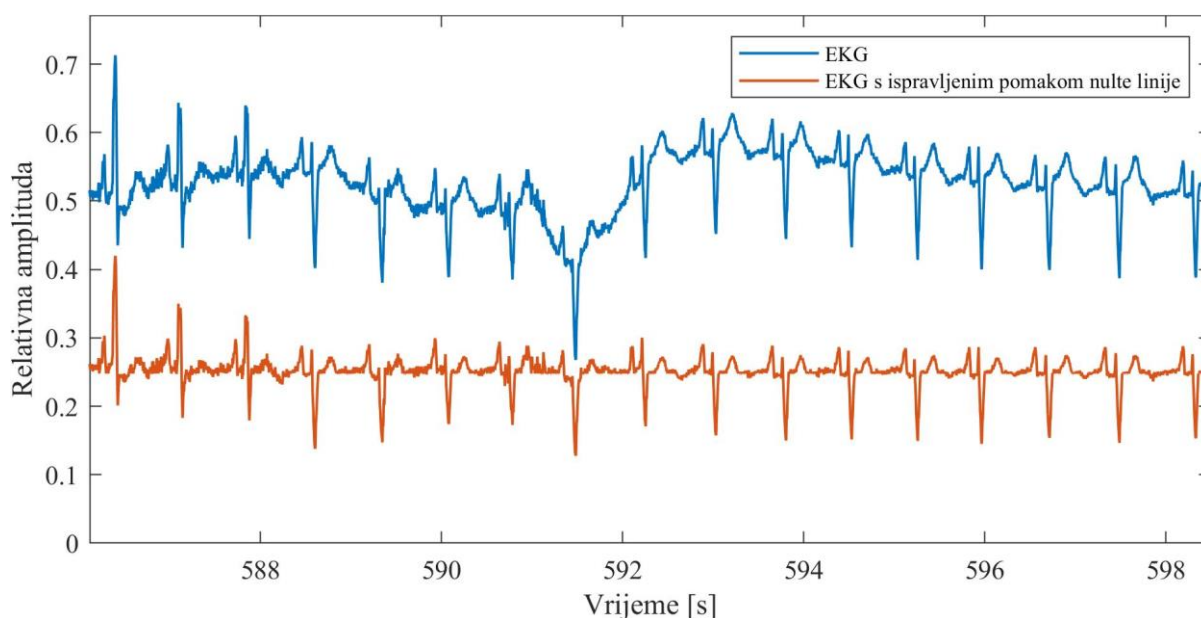
Za uklanjanje pomaka nulte linije i šuma koriste se sljedeći izrazi:

$$f_b = f_o \circ B_o \bullet B_c \quad (5.14)$$

$$f = \frac{1}{2}[(f - f_b) \circ B \bullet B + (f - f_b) \bullet B \circ B] \quad (5.15)$$

gdje je f_b procijenjeni pomak nulte linije signala EKG-a f_o , a f signal EKG-a nakon ispravljanja. B_o i B_c su strukturni elementi otvaranja i zatvaranja, a B je strukturni element otvaranja i zatvaranja korišten u smanjenju šuma [83]. Strukturni elementi B_o i B_c su dvije horizontalne linije amplitude nula različitih duljina. Duljina B_o odabrana je da odgovara najmanjoj duljini QRS kompleksa, odnosno 200 ms. Duljina strukturnog elementa B_c tipično je dulja od onog B_o , i u radu [83] odabrana je da bude 1,5 puta duljine strukturnog elementa B_o .

Na slici 5.6. prikazan je EKG signal prije i nakon uklanjanja nulte linije filtriranjem MMF.



Slika 5.6. Uklanjanje pomaka nulte linije filtriranjem MMF: originalni signal EKG-a (plavo); signal EKG-a s uklonjenim pomakom nulte linije (crveno)

5.2. Transformacija signala EKG-a

Transformacija signala EKG-a podrazumijeva linearnu ili nelinearnu transformaciju kojom naglašavamo komponente signala koje želimo izdvojiti. U slučaju detekcije QRS kompleksa, tipično se želi izdvojiti jedan pozitivan vrh za svaki QRS kompleks i naglasiti ga u odnosu na P val, T val i smetnje [84].

U radu [78] autori Pan i Tompkins za izdvajanje QRS kompleksa koriste diferenciju u pet točaka, kvadriranje i integraciju u vremenskom prozoru od 150 ms. Izrazi za diferenciju, kvadriranje i vremensku integraciju dani su izrazima [78]:

$$y(nT) = 0.125T[-x(nT-2T)-2x(nT-T)+2x(nT+T)+x(nT+2T)] \quad (5.16)$$

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (5.17)$$

$$y(nT) = 1/N [x(nT - (N-1)T) + \dots + x(nT - (N-2)T) + x(nT)] \quad (5.18)$$

gdje je $x(nT)$ ulazni signal frekvencije uzorkovanja $1/T$, a N duljina vremenskog prozora integriranja ($N = 150 \text{ ms}/T$).

Elgendi u svojem radu [79] opisuje numerički efikasan i robustan algoritam zasnovan na usrednjavanju kvadriranog signala EKG-a. Parametri usrednjavanja odabrani su prema *a priori* znanju o signalu EKG-a. U svojem radu Elgendi koristi dva prozora za usrednjavanje, W_1 i W_2 , a njihove širine odabrane su tako da W_1 odgovara trajanju jednog QRS kompleksa, a W_2 odgovara vremenu jednog otkucaja. Izlazni signal filtra za usrednjavanje MA_{QRS} naglašava QRS kompleks, dok se vrijednosti izlaznog signala filtra za usrednjavanje $MA_{OneBeat}$ koriste kao prag za odabir kandidata. Izrazi za MA_{QRS} i $MA_{OneBeat}$ dani su izrazima [79]:

$$MA_{QRS} = \frac{1}{W_1} \left(y \left[n - \frac{W_1 - 1}{2} \right] + \dots + y[n] + \dots + y \left[n + \frac{W_1 - 1}{2} \right] \right) \quad (5.19)$$

$$MA_{OneBeat} = \frac{1}{W_2} \left(y \left[n - \frac{W_2 - 1}{2} \right] + \dots + y[n] + \dots + y \left[n + \frac{W_2 - 1}{2} \right] \right) \quad (5.20)$$

Optimizacijom parametara algoritma na bazi aritmija MIT-BIH, Elgendi određuje optimalne vrijednosti parametara $W_1 = 97 \text{ ms}$ i $W_2 = 611 \text{ ms}$.

Sun i suradnici u svojem radu [85] koriste višeskalnu morfološku derivaciju (engl. *Multiscale Morphological Derivative*, MMD) za detekciju karakterističnih valova. Transformacija MMD pri skali s definirana je kao:

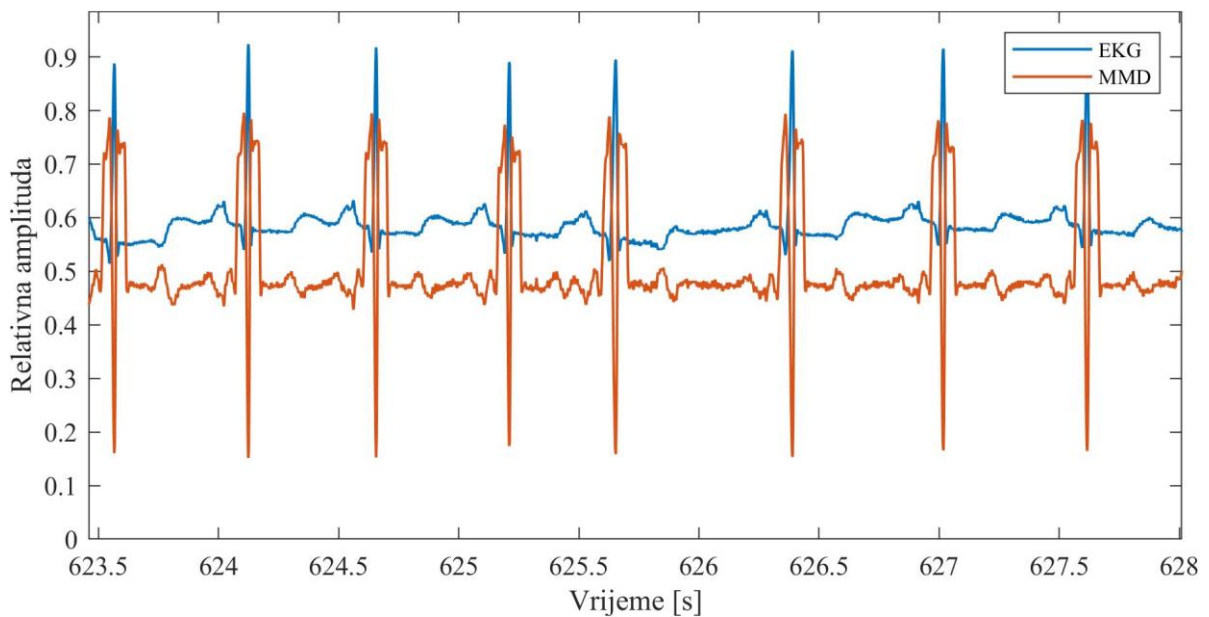
$$M_f^{d_s}(n) = \frac{(f \oplus g_s)(n) + (f \ominus g_s)(n) - 2f(n)}{s} \quad (5.21)$$

gdje je f signal EKG-a, g_s strukturni element, a s parametar skale. Za strukturni element $g_s(n) = 0$, izraz (5.21) se pojednostavljuje na:

$$M_f^{d_s}(n) = \frac{\max\{f(t)\}_{t \in [n-s, n+s]} + \max\{f(t)\}_{t \in [n-s, n+s]} - 2f(n)}{s} \quad (5.22)$$

Za izračun transformacije MMD potrebno je odrediti maksimalnu i minimalnu vrijednost unutar prozora duljine $2s + 1$. Skala s definirana je širinom QRS kompleksa, a prema radu [85] iznosi $s = 20$ za bazu aritmija MIT-BIH.

Transformacijom MMD izraženi su karakteristični valovi QRS kompleksa: R zubac kao lokalni minimum te Q i S vrhovi kao lokalni maksimumi u okolini R zupca. Na slici 5.7. prikazani su valni oblici signala EKG-a i transformacije MMD na istom signalu.



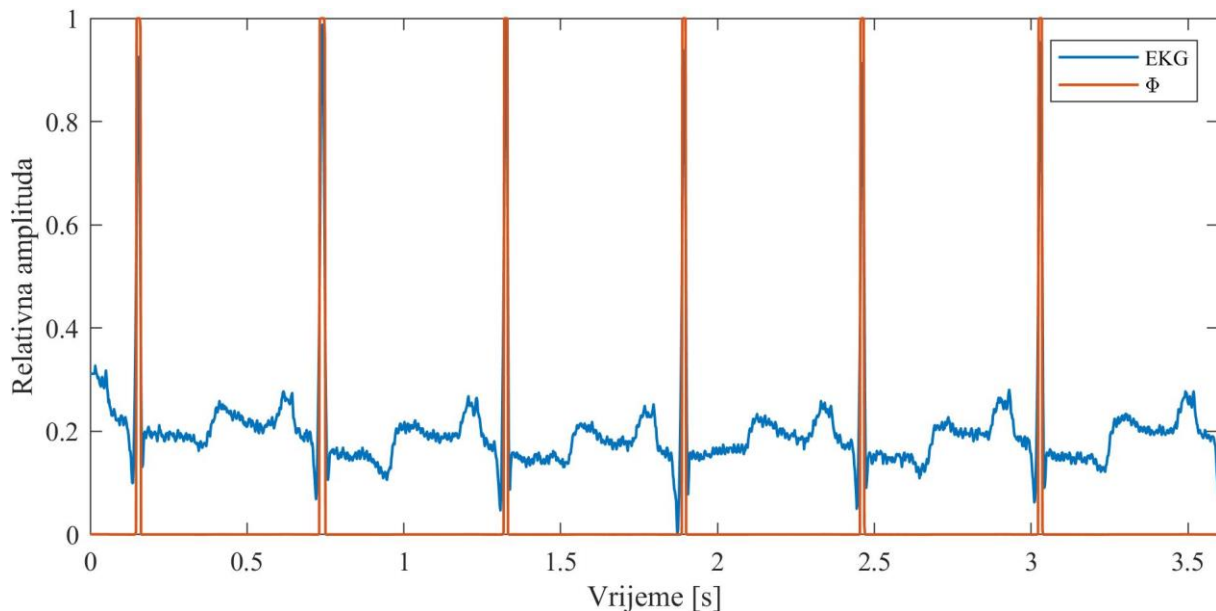
Slika 5.7. Transformacija MMD (crveno) signala EKG-a (plavo)

Autori Martinez i suradnici u radu [82] koriste fazorsku transformaciju za izdvajanje QRS kompleksa. Fazorska transformacija dana je izrazima:

$$M[n] = \sqrt{(R_v^2 + x[n]^2)} \quad (5.23)$$

$$\phi[n] = \tan^{-1}(x[n]/R_v) \quad (5.24)$$

gdje se $M[n]$ amplituda, a $\phi[n]$ faza fazora signala EKG-a $x[n]$. Konstanta R_v određuje stupanj razlike varijacija u fazi. Što je R_v vrijednost niža, veće su razlike u fazi [82]. Na slici 5.8. prikazana je faza signala EKG-a uz $R_v = 0,001$ [82].



Slika 5.8. Fazorska transformacija signala EKG-a: signal EKG (plavo), faza fazora (crveno)

Martinez i suradnici u svom radu [86] koriste valićnu transformaciju za detekciju karakterističnih točaka EKG-a. Za detekciju QRS kompleksa koriste se prve četiri razine diskretne valićne transformacije s prototipnim kvadratnim *spline* valićem (engl. *quadratic spline wavelet*) danim Fourierovom transformacijom [86]:

$$\Psi(\Omega) = j\Omega(\text{sinc}(\Omega/4))^4 \quad (5.25)$$

Korištenjem valićne transformacije implicitno se ostvaruje i filtriranje signala u željenom frekvencijskom pojasu.

5.3. Odabir kandidata

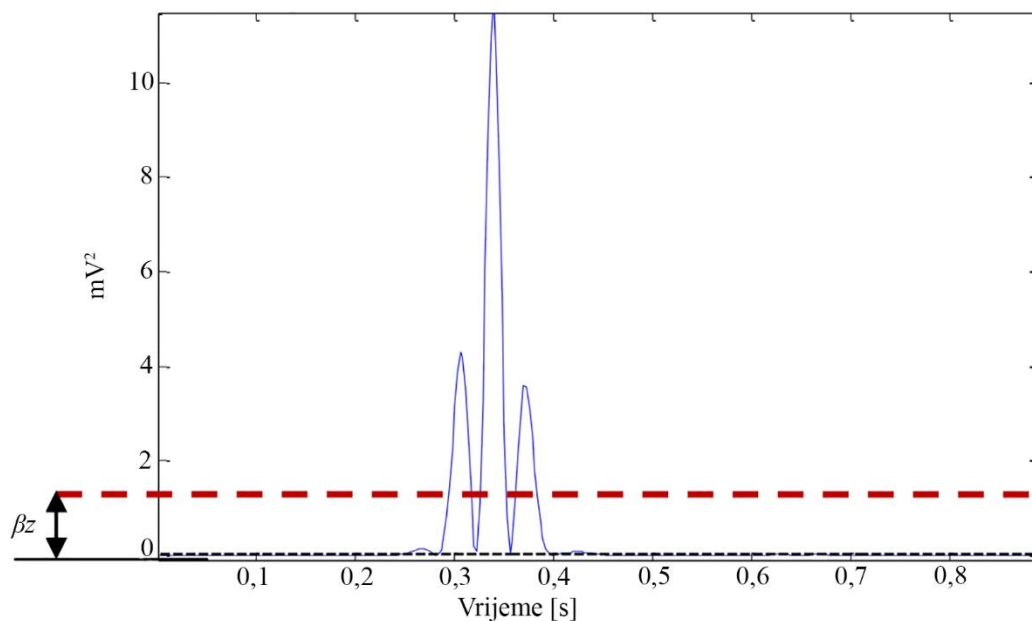
Nakon transformacije signala potrebno je odabrati točke u vremenskom nizu koje zadovoljavaju postavljene kriterije za kandidate QRS kompleksa (engl. *fiducial marks*). Kriteriji za odabir takvih točaka mogu biti npr. vrijednost iznad praga u određenom vremenskom prozoru, nagib krivulje, i sl. Kako je QRS kompleks najviše amplitude u odnosu na ostale valove u signalu EKG-a, najčešći odabir je postavljanje praga. U nastavku su opisani različiti pristupi odabira kandidata QRS kompleksa kod odabranih algoritama.

U radu [78] autori Pan i Tompkins kandidate odabiru na temelju maksimalne pozitivne promjene u signalu na izlazu vremenske integracije po prozoru.

Elgendi [79] u svom radu koristi odnos dva generirana signala usrednjenih vrijednosti kako bi generirao tzv. blokove od interesa. Blokovi interesa izdvojeni su segmenti transformiranog signala EKG-a u kojima se očekuje pojava QRS kompleksa. Blokovi od interesa generiraju se na mjestima gdje je MA_{QRS} veći od postavljenog praga $THR1$. Prag $THR1$ definiran je kao:

$$THR1 = MA_{OneBeat}[n] + \beta z \quad (5.26)$$

gdje je parametar β postotak srednje vrijednosti z kvadriranog signala EKG-a. Primjer praga βz prikazan je na slici 5.9.



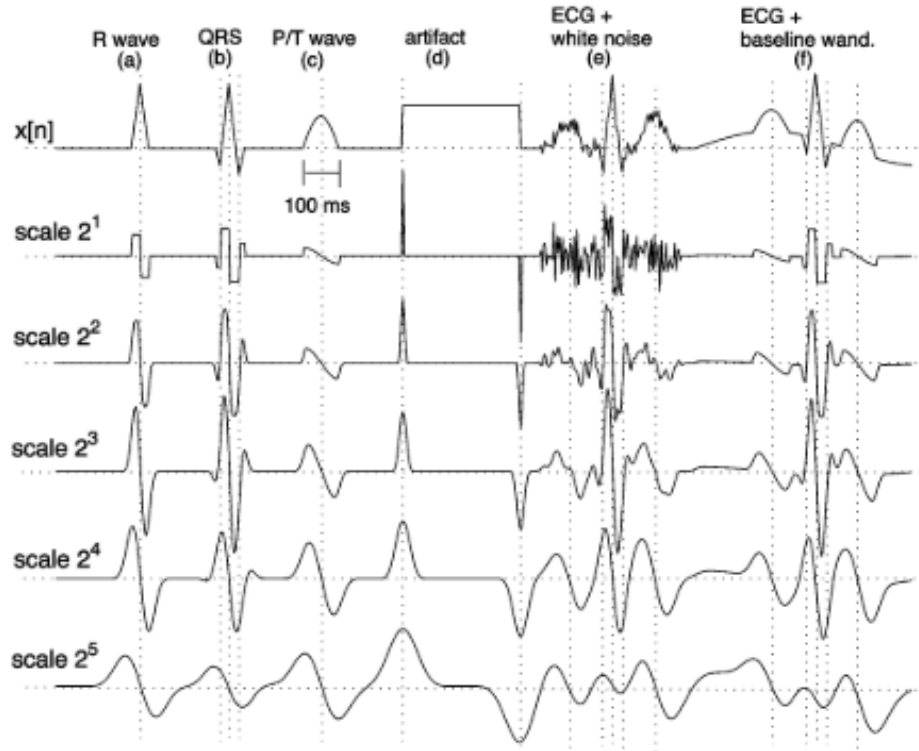
Slika 5.9. Prag za odabir kandidata QRS kompleksa (preuzeto i prilagođeno iz [79])

Nakon generiranja blokova od interesa, svi blokovi kraćeg trajanja od odabranog parametra W_1 se odbacuju kako bi smanjio utjecaj šuma. Za blokove interesa koji zadovoljavaju zadana dva uvjeta smatra se da sadrže QRS kompleks, a najviši vrh u bloku proglašava se R zupcem.

U radu [83] autori Sun i suradnici koriste histogram vrijednosti transformacije MMD za postavljanje pragova Th_f i Th_R . Pragovi su određeni minimalnim vrijednostima histograma između dva vrha. Prag Th_R koristi se za otkrivanje lokalnog minimuma koji predstavlja R zubac, a prag Th_f za otkrivanje lokalnih minimuma koji predstavljaju P i T val.

U radu [82] autori Martinez i suradnici koriste fiksni prag za signal faze dobiven fazorskom transformacijom. Fiksni prag iznosi $Th = \pi/2 - 0,003$ rad. Segmenti koji prelaze prag Th postaju kandidati za QRS kompleks. U radu [59] ovaj pristup unaprijeđen je korištenjem adaptivnog praga.

U radu [86] autori Martinez i suradnici kandidate određuju uz pomoć tzv. linija maksimalnih modula (engl. *maximum modulus lines*). Linije maksimalnih modula definirane su kao točke maksimuma i minimuma koeficijenata valične transformacije uzrokovanih rastućim i padajućim bridom transformiranog signala [87]. Na slici 5.10. prikazani su odnosi prvih 5 skala valične transformacije za umjetno generirane R zupce i jedan srčani ciklus signala EKG-a.



Slika 5.10. Valična transformacija umjetno generiranih signala EKG-a (preuzeto iz [86])

Linije maksimalnih modula koje prelaze definirane pragove odabrane su kao kandidati QRS kompleksa. Pragovi su definirani za svaku skalu valične transformacije i dani su izrazima [86]:

$$\epsilon_{QRS}^1 = RMS(W_{2^1}x[n]) \quad (5.27)$$

$$\epsilon_{QRS}^2 = RMS(W_{2^2}x[n]) \quad (5.28)$$

$$\epsilon_{QRS}^3 = RMS(W_{2^3}x[n]) \quad (5.29)$$

$$\epsilon_{QRS}^4 = 0.5 * RMS(W_{2^4}x[n]) \quad (5.30)$$

gdje je RMS funkcija srednje kvadratne pogreške (engl. *Root Mean Square error*, RMS), W_{2^j} koeficijenti valične transformacije za skalu j signala EKG-a $x[n]$. Pragovi se adaptivno računaju za svakih 2^{16} uzoraka signala, što za bazu aritmija MIT-BIH iznosi oko 182 sekunde.

5.4. Postavljanje kriterija i odluka

Jednom nađeni kandidati QRS kompleksa ne zadovoljavaju nužno sve kriterije da na kraju budu označeni kao otkriveni QRS kompleks.

Pravilo koje se nameće iz prirode akcijskog potencijala srčanih stanica je da vremenski razmak između dva QRS kompleksa mora biti minimalno 200 ms zbog vremena refraktornog perioda srčane stanice. U slučaju da postoje kandidati između kojih je vremenski razmak manji od 200 ms, potrebno je odrediti koji od njih ćemo proglašiti QRS kompleksom, a koji zanemariti. Često se uzima kandidat s većom amplitudom.

U radu [78] autori Pan i Tompkins koriste metodu adaptivnog postavljanja pragova i metodu unazadnog pretraživanja. Metoda adaptivnih pragova postavlja ukupno četiri praga definiranih izrazima [78]:

$$SPKI = 0,125 PEAKI + 0,875 SPKI \quad (5.31)$$

$$NPKI = 0,125 PEAKI + 0,875 NPKI \quad (5.32)$$

$$THRI1 = NPKI + 0,25(SPKI - NPKI) \quad (5.33)$$

$$THRI2 = 0,5 THRI1 \quad (5.34)$$

gdje je *PEAKI* novi kandidat za QRS kompleks, *SPKI* posljednji vrh za kojeg je algoritam odredio da je QRS kompleks i *NPKI* posljednji vrh za kojeg smo sigurni da nije QRS kompleks. Vrijednosti su izračunate na signalu nakon vremenske integracije. *THRI1* je prag koji se primjenjuje pri prvoj provjeri, a *THRI2* prag koji se primjenjuje u slučaju unazadnog pretraživanja.

Ako novi vrh koji je kandidat za QRS kompleks prelazi zadani prag *THRI1*, proglašava se QRS kompleksom i postaje nova vrijednost *SPKI*. Ako je vrh postao novi kandidat prilikom unazadnog pretraživanja, primjenjuje se *THRI2*. U slučaju da vrh prelazi *THRI2*, proglašava se QRS kompleksom, dok *SPKI* tada preuzima vrijednost po izrazu:

$$SPKI = 0,25 PEAKI + 0,75 SPKI \quad (5.35)$$

U slučaju unazadnog pretraživanja pretpostavlja se iznenadna promjena u morfologiji signala EKG-a. Novi parametar za određivanje praga $SPKI$ tada se ažurira sa 75% udjelom prijašnjeg vrha.

Osim pragova na signalu vremenske integracije, pragovi $SPKF$, $NPKF$, $THRF1$, $THRF2$ određeni su na signalu EKG-a nakon filtracije prema izrazima (5.36) – (5.40). Da bi QRS kompleks zadovoljio kriterij adaptivnog postavljanja pragova mora zadovoljiti oba skupa pragova.

Unazadno pretraživanje aktivira se ako se odabirom novog kandidata iznenada promijeni srčani ritam, odnosno novi RR interval nije unutar definiranih granica. U [78] koriste prosječnu vrijednost osam RR intervala kako bi odredili granice po sljedećim izrazima:

$$RRAVERAGE1 = 0.125 (RR_{n-7} + RR_{n-6} + \dots + RR_n) \quad (5.36)$$

$$RRAVERAGE2 = 0.125 (RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + \dots + RR'_n) \quad (5.37)$$

$$RR \text{ Low Limit} = 92\% * RRAVERAGE2 \quad (5.38)$$

$$RR \text{ High Limit} = 116\% * RRAVERAGE \quad (5.39)$$

$$RR \text{ Missed Limit} = 166\% * RRAVERAGE \quad (5.40)$$

gdje je RR_n zadnjih osam RR intervala, a RR'_n zadnjih osam intervala koji su u granicama između $RR \text{ Low Limit}$ i $RR \text{ High Limit}$. Ako je između trenutnog i prethodnog pronađenog QRS kompleksa RR interval veći od onog definiranog s $RR \text{ Missed Limit}$, aktivira se unazadna pretraga s pragovima $THRF1$ i $THRF2$. Kada je $RRAVERAGE2$ jednak $RRAVERAGE1$ smatra se da je ritam regularan [78].

Dodatno, u algoritam opisan u radu [78] autori su ugradili i identifikaciju T vala. Za kandidate QRS kompleksa kojima je RR interval od prethodnog QRS kompleksa manji od 360 ms, val se proglašava QRS kompleksom ako je maksimalni nagib QRS kandidata veći od pola prethodnog QRS kompleksa, inače se smatra T valom.

Elgendi [79] u svom radu koristi jednostavno pravilo o duljini trajanja QRS kompleksa kao kriterij odluke, gdje kaže da ono mora biti dulje od 97 ms. Na taj način eliminiran je utjecaj smetnji, ali ne navodi dodatne kriterije za provjeru izabranih kandidata. Najviša amplituda unutar bloka interesa koji zadovoljava navedene uvjete proglašava se QRS kompleksom.

U radu [85] autori Sun i suradnici ne navode dodatne kriterije za odabrane kandidate. Točke minimuma transformacije MMD unutar prozora duljine s proglašavaju se QRS kompleksima.

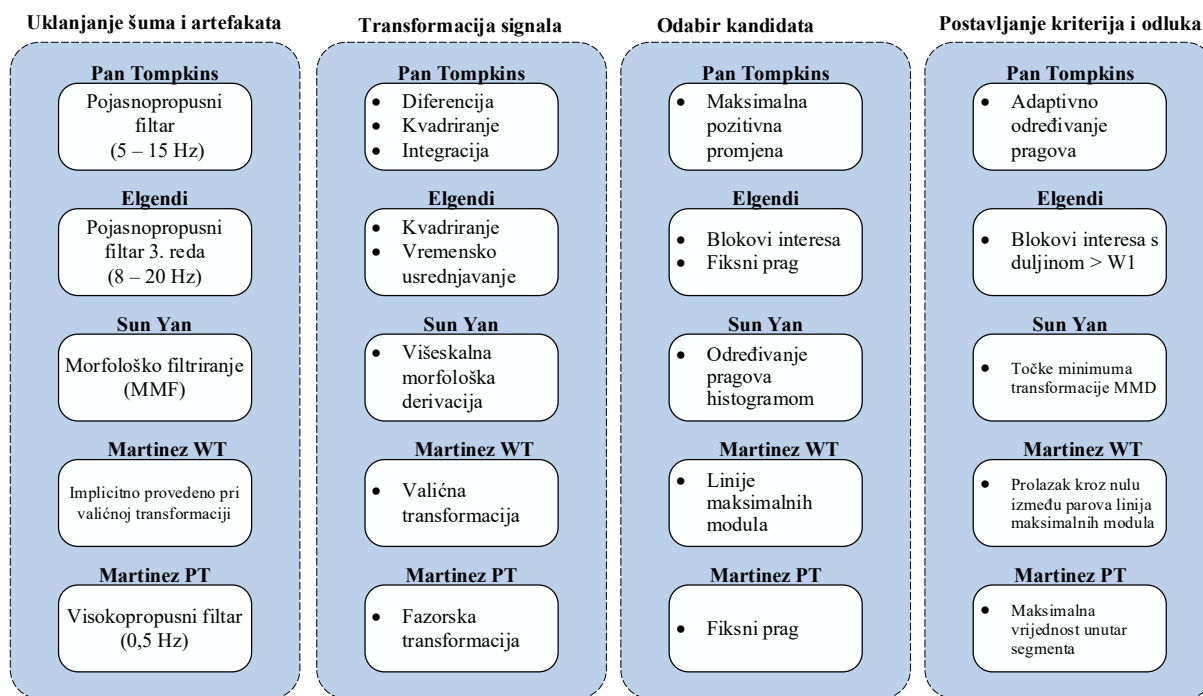
U radu [82] autori Martinez i suradnici navode kriterije odabira na temelju RR intervala. Ako trenutni RR interval iznosi više od 150% prošlog RR intervala, aktivira se unazadno pretraživanje sa sniženim pragovima dok detekcija nije uspješna. Autori ne navode u kojem omjeru snižavaju pragove. Ako pak trenutni RR interval iznosi manje od 40% prošlog RR intervala, odabire se onaj s većom amplitudom $M[n]$ po izrazu (5.23).

U radu [86] autori Martinez i suradnici postavljaju kriterij kojim se odbacuju sve linije maksimalnih modula koje se ne pojavljuju u prve četiri skale valične transformacije. Također, autori napominju da koriste kriterije temeljene na refraktornom periodu i unazadnu pretragu u slučaju kada je razmak između pronađena dva QRS kompleksa prevelik. Međutim, ne navode korištene parametre u tim kriterijima.

5.5. Kombinacija koraka obradbe u otkrivanju QRS kompleksa

Prema prijašnjim poglavljima, svaki od istraženih algoritama na različit način pristupa koracima obradbe signala EKG-a. U ovom poglavlju razmotrit će se utjecaj koraka predobradbe kombinacijom Elgendijevog algoritma za otkrivanje QRS kompleksa [79] i filtriranja MMF [83] s ostalim algoritmima. Također, transformacija MMD kombinirana je s algoritmom temeljenim na valičnoj [86] transformaciji. Adaptivno postavljanje pragova iz Panovog i Tompkinsovog algoritma [78] korišteno je u kombinaciji s Elgendijevim algoritmom kako bi istražili moguća poboljšanja u smanjenju lažnih detekcija [58].

Na slici 5.11. prikazana je podjela ranije opisanih algoritama i njihovih koraka obradbe.

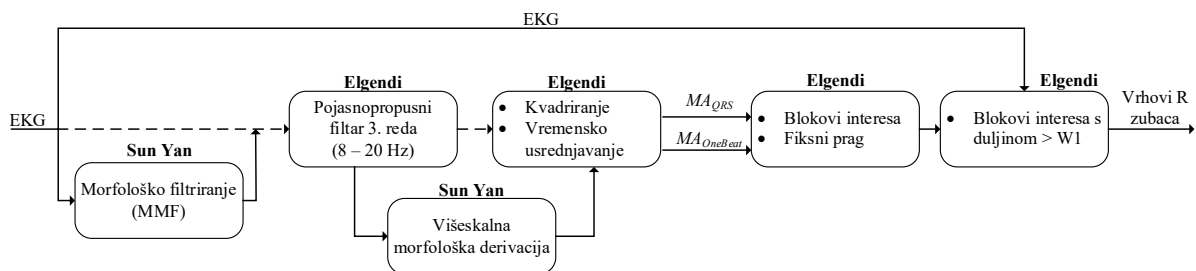


Slika 5.11. Koraci obradbe za detekciju QRS kompleksa (preuzeto i prilagođeno iz [58])

Primjer kombinacija koraka obradbe prikazan je slikom 5.12. U primjeru na slici 5.12. filtriranje MMF i transformacija MMD dodane su uz Elgendijev algoritam kao dodatni koraci obradbe. Iscrtane linije na dijagramu predstavljaju put signala u izvornom algoritmu.

Kako je broj svih mogućih kombinacija velik, u ovom radu obrađene su samo kombinacije koje su postigle značajnije rezultate, prema [58]. Kombinacije algoritama označene su kao metode, kako slijedi:

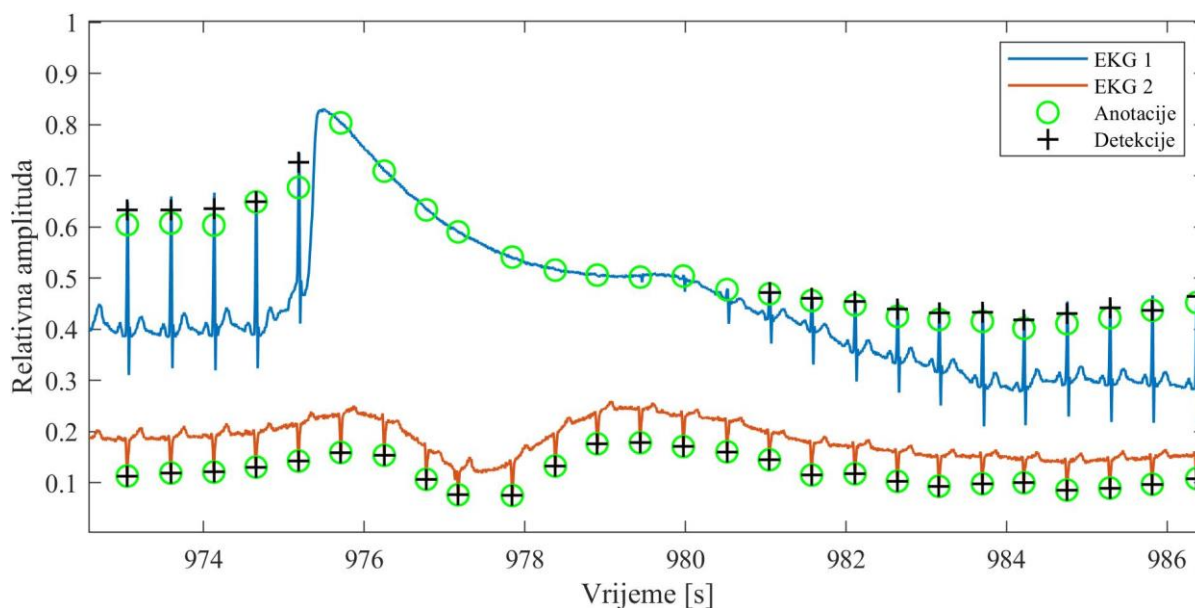
- Metoda 1: Panov i Tompkinsonov algoritam s pojasnopropusnim filtriranjem od 8 do 20 Hz
- Metoda 2: Panov i Tompkinsonov algoritam s filtriranjem MMF
- Metoda 3: Elgendijev algoritam s filtriranjem MMF
- Metoda 4: Elgendijev algoritam s transformacijom MMD
- Metoda 5: Elgendijev algoritam s filtriranjem MMF i transformacijom MMD
- Metoda 6: Elgendijev algoritam s adaptivnim postavljanjem pragova
- Metoda 7: Algoritam zasnovan na valičnoj transformaciji s filtriranjem MMF
- Metoda 8: Algoritam zasnovan na valičnoj transformaciji s transformacijom MMD
- Metoda 9: Algoritam zasnovan na valičnoj transformaciji s filtriranjem MMF i transformacijom MMD



Slika 5.12. Primjer kombiniranja različitih koraka algoritama (preuzeto i prilagođeno iz [58])

5.6. Otkrivanje QRS kompleksa iz više kanala

Iz pogrešaka detekcije različitih algoritama vidljivo je da je određen broj krivo detektiranih zubaca ispravno detektiran u drugom kanalu, npr. zbog smetnje pomaka elektrode ili gubitka signala na elektrodi. Primjer prikazan na slici 5.13. ilustrira gubitak kontakta na prvom kanalu (plavo) i pogrešne detekcije, dok su na drugom kanalu (crveno) R zupci ispravno detektirani.



Slika 5.13. Gubitak signala na prvom odvodu i krivo detektirani R zupci u prvom kanalu (zapis 116, baza aritmija MIT-BIH)

Kako bi poboljšali otkrivanje, istražena je mogućnost korištenja više kanala u odluci proglašavajući se pronađena točka stvarnim R zupcem.

U radu [88] predstavljen je fuzijski algoritam za otkrivanje QRS kompleksa. Cilj algoritma je iskoristiti sve dostupne odvođe signala EKG-a u otkrivanju QRS kompleksa kako bi se stekla robusnost na smetnje u individualnom kanalu.

U ovom radu, iskorištena je najuspješnija metoda opisana u prethodnom poglavlju. Pretpostavimo tako detektirane QRS komplekse na svakom od N dostupnih odvođa kao skup $\mathbf{x}^n = [x_1^n, \dots, x_{Rn}^n]$ gdje je Rn broj ukupnih detekcija u kanalu n . Za svaku detekciju x_r ($r = 1, \dots, Rn$) stvara se vektor $\mathbf{y} = [y_1, \dots, y_N]$ gdje je N broj dostupnih kanala. Ako u vremenskom prozoru $T_D = 150$ ms u okolini detekcije x_r postoji detekcija u kanalu n ($n = 1, \dots, N$) tada vrijedi:

$$y_n = +1 \quad (5.41)$$

a inače:

$$y_n = -1 \quad (5.42)$$

Vremenski prozor T_D odabran je da odgovara intervalu pogreške pri vrednovanju QRS detektora. Na taj način osigurano je da se detekcije na različitim kanalima podudaraju iako u njima postoji vremenska razlika zbog vremenskog pomaka.

Za svaki od kanala n pridodan je težinski koeficijenti α_n . Težinski koeficijent α_n računa se u periodu učenja algoritma, a ovisi o vjerojatnosti lažne detekcije P_F i vjerojatnosti netočne detekcije P_M . P_{Fn} i P_{Mn} na pojedinom kanalu n definirane su kako slijedi:

$$P_{Fn} = 1 - PPV_n \quad (5.43)$$

$$P_{Mn} = 1 - Se_n \quad (5.44)$$

Koeficijent α_n tako iznosi [88]:

$$\alpha_n = \begin{cases} \log \frac{1 - P_{Mn}}{P_{Fn}}, & \text{ako je } y_n = +1 \\ \log \frac{1 - P_{Fn}}{P_{Mn}}, & \text{ako je } y_n = -1 \end{cases} \quad (5.45)$$

Konačno, odluka f o prihvaćanju detekcije x_r kao QRS kompleksa donosi se usporedbom s pragom β :

$$f = \begin{cases} +1 & z > \beta \\ -1 & z < \beta \end{cases} \quad (5.46)$$

pri čemu je z :

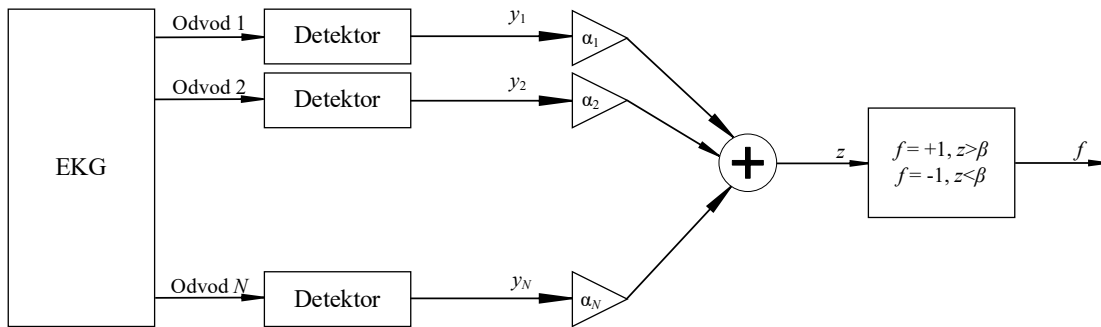
$$z = \alpha_1 y_1 + \alpha_2 y_2 + \dots + \alpha_N y_N \quad (5.47)$$

Koeficijent α i prag β računaju se u fazi učenja na prvih pet minuta signala [88].

Prag β određen je iz unaprijed definiranog skupa β_m ($m = 1, \dots, M$). Iz prvih pet minuta signala za učenje računa se točnost za svaki od M pragova. Odabire se β_M s najmanjom Euklidskom udaljenošću do točke (0,1) na ROC krivulji (faktor DPD). Izraz za faktor DPD dan je kao:

$$DPD(\beta_m) = \sqrt{\left((1 - Se(\beta_m))^2 + (1 - PPV(\beta_m))^2 \right)} \quad (5.48)$$

Shematski prikaz algoritma težinske fuzije prikazan je na slici 5.14.



Slika 5.14. Shematski prikaz algoritma za višekanalnu detekciju QRS kompleksa [88]

U ovom radu istraženi su ranije opisani algoritmi i metode kao detektori unutar fuzijskog algoritma. Rezultati uspješnosti otkrivanja QRS kompleksa metodom težinske fuzije prikazani su u poglavlju Rezultati i rasprava.

5.7. Mjera uspješnosti otkrivanja QRS kompleksa

U okviru ovog rada implementirano je pet opisanih algoritma za otkrivanje QRS kompleksa te njihove kombinacije.

Za testiranje uspješnosti otkrivanja korištene su baza aritmija MIT-BIH i baza podataka QT. Zapisi 102, 104, 107 i 217 iz baze aritmija MIT-BIH nisu korišteni u evaluaciji zbog prisutnosti velikog broja vođenih otkucaja (engl. *paced beats*), dok zapis 207 nije korišten zbog prisutnosti ventrikularne fibrilacije.

Točnost otkrivanja algoritma izražava se pomoću osjetljivosti (engl. *Sensitivity*, Se) i pozitivne prediktivne vrijednosti (engl. *Positive Predictive Value*, PPV). Ako algoritam klasificira patogene morfološke pojave, poput preuranjene ventrikularne kontrakcije (engl. *Premature Ventricular Contractions*, PVC) uspješnost se dodatno izražava i preko omjera lažno pozitivnih primjera (engl. *False Positive Rate*, FPR). Također, u literaturi se često koriste F1 mjera (engl. *F1 score*) i omjer pogrešne detekcije (engl. *Detection Error Rate*, DER). Se, PPV, F1 mjera i DER definirani su izrazima:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (5.49)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \quad (5.50)$$

$$F1 = \frac{2TP}{2TP + FP + FN} \quad (5.51)$$

$$DER = \frac{FP + FN}{TP + FN} \quad (5.52)$$

gdje su TP pozitivno detektirani otkucaji (engl. *True Positive*), FN neuspješno detektirani otkucaji (engl. *False Negative*) i FP pogrešno detektirani otkucaji (engl. *False Positive*).

U poglavlju Rezultati i rasprava prikazana je uspješnost detekcije za 12 odabranih algoritma i definiranih kombinacija (metoda) za bazu aritmija MIT-BIH te za bazu podataka QT. Algoritmi

su testirani na oba dostupna odvoda uz dopušteno odstupanje od stvarne lokacije R vrha od ± 75 ms. Dostupne biblioteke za testiranje algoritama s PhysioNet platforme [67] dopuštaju odstupanje od ± 150 ms pa se rezultati u ovom radu mogu razlikovati od onih navedenih u literaturi. Kako je navedeno u prijašnjim poglavljima, QRS kompleks u slučaju AF ostaje nepromijenjen. Širina normalnog QRS kompleksa je 120 ms, a budući da algoritmi pronalaze R zupce na sredini QRS kompleksa, izborom dopuštenog odstupanja od 75 ms je dovoljan da anotacije označene na rubu QRS kompleksa budu unutar dopuštenog intervala.

6. Model za otkrivanje fibrilacije atrijske

U ovom radu za učenje modela otkrivanja AF su korištene metode temeljene na dubokim neuronskim mrežama (engl. *Deep Neural Networks*, DNN). DNN su modeli neuronskih mreža tipično sastavljeni od više slojeva, kao npr. konvolucijskog sloja, linearnog sloja i nelinearnih funkcija [89].

U ovom radu razvijen je model koji klasificira AF i NSR. Model je naučen na 12-kanalnom signalu EKG-a, i to za svaki odvod posebno, da bi se na kraju ispitalo poboljšanje modela metodom većinskog glasanja. Također, provedeni su dodatni eksperimenti na sintetičkoj bazi podataka 12-kanalnih zapisa signala EKG-a s fibrilacijom atrijske i bazi podataka holterskih dvokanalnih zapisa.

6.1. Odabir i predobradba podataka

Dostupni podatci u bazi podataka CinC 2020 razlikuju se po vremenu trajanja, izvornoj bazi podataka i broju različitih klasa u koji je jedan primjer svrstan. Najbolji algoritam za otkrivanje QRS kompleksa testiran na bazi aritmija MIT-BIH i bazi podataka QT korišten je u obradbi za izlučivanje pojedinih srčanih ciklusa zapisa signala EKG-a.

Za ovo istraživanje odabrani su podatci jednakog trajanja. Radi ograničavanja skupa, izdvojeni su zapisi u trajanju od 10 sekundi. Većina zapisa ima vrijeme trajanja ograničeno na točno 10 sekundi i to 78,38% zapisa u skupu podataka s dijagnozom AF i 96,77% zapisa u skupu podataka s NSR.

Kako je prije navedeno u radu, popratne dijagnoze AF mogu dodatno utjecati na iregularnost ritma. Kako bi isključili promjene u signalu EKG-a nastale zbog drugih dijagnoza, isključeni su zapisi u klasi AF sa sljedećim popratnim dijagnozama:

- **neprihvatljivi ritmovi za AF:** "*pacings rhythm*", "*atrial fibrillation and flutter*", "*sinus arrhythmia*", "*sinus bradycardia*", "*sinus rhythm*", "*sinus tachycardia*", "*ventricular fibrillation*", "*ventricular pacing pattern*", "*atrial flutter*", "*ventricular tachycardia*", "*wandering atrial pacemaker*" i "*atrial pacing pattern*".

U klasu NSR odabrani su samo zapisi koji nemaju drugih dijagnoza. Ukupan broj takvih zapisa je 8511. Broj subjekata s NSR višestruko je veći od onih s dijagnozom AF. Kako bi skup za učenje bio balansiran, izabran je podjednak broj subjekata u klasi NSR kao i u klasi AF.

Konačno, kako subjekti s dijagnozom AF imaju prosječni srčani ritam veći od onih s NSR, očekivano je broj konačnih primjera SC-ECG nešto veći u klasi AF. Konačan skup podataka sadrži 2603 zapisa klase AF i 3000 zapisa klase NSR (*Eksperiment 1*).

Dodatno, iz baze podataka CinC 2020 odabrano je 3963 zapisa koji sadrži barem još dvije dodatne dijagnoze uz NSR. Zapisi su pridijeljeni klasi NSR+ (*Eksperiment 2*).

Sintetička baza podataka zapisa signala EKG-a s fibrilacijom atriya sadrži 240 zapisa trajanja 5 minuta. Ti zapisi pridijeljeni su klasi AFsin. Kako bi broj srčanih ciklusa za učenje i testiranje bio jednak, modelu učenom na sintetičkoj bazi podataka dodijeljeno je 8511 zapisa s NSR iz baze podataka CinC 2020 trajanja 10 sekundi (*Eksperiment 3*).

Baza podataka holterskih zapisa Srčana sadrži 71 dugotrajni zapis s dijagnozom AF i 284 dugotrajnih zapisa s ostalim srčanim oboljenjima (*Eksperiment 4*). Za učenje modela odabrano je prvih 10 minuta svakog zapisa, a zapisi su pridijeljeni klasama AF, odnosno OD („ostale dijagnoze“).

Podatci u svakom eksperimentu su podijeljeni na skup za učenje (engl. *Training set*), skup za validaciju (engl. *Validation set*) i skup za testiranje (engl. *Test set*). Kako bi osigurali da neviđeni podatci u skupu za testiranje sadrže srčane cikluse (SC-ECG) subjekta koji nisu sadržani ni u skupu za učenje ni u skupu za validaciju, podatci su podijeljeni prema zapisima, odnosno subjektima. Skup za učenje sadrži 60% podataka, skup za validaciju 20%, a skup za testiranje 20% podataka. U tablici 6.1. prikazan je ukupan broj zapisa i izlučenih srčanih ciklusa po svakom eksperimentu i klasi u svakom od skupova.

Svaki od signala EKG-a filtriran je Butterworthovim filtrom drugog reda graničnih frekvencija 0,1 do 30 Hz.

Kako bi klasificirali zapise na temelju morfologije signala korišten je pristup zasebne klasifikacije svakog SC-ECG u danom signalu EKG-a [20].

Pretpostavimo skup svih primjera jednokanalnog signala EKG-a $X = [x_1, x_2, \dots, x_n, \dots, x_N]$ gdje je N ukupan broj primjera u promatranom skupu, a x_n su vektori vremenske serije signala EKG-a. Unutar vektora x_n sadržano je k_n QRS kompleksa. Broj k_n općenito je različit unutar svakog primjera signala EKG-a, bilo iste ili različite klase. SC-ECG definiramo kao skup uzoraka između dva QRS kompleksa. Iz jednog primjera signala EKG-a x_n moguće je izlučiti k_n-1 primjera SC-ECG.

Tablica 6.1. Broj zapisa i srčanih ciklusa (SC-ECG) u različitim eksperimentima

Eksperiment 1		Broj zapisa	Broj SC-ECG
Skup za učenje	AF	1562	22689
	NSR	1800	19551
Skup za validaciju	AF	522	7561
	NSR	601	6519
Skup za testiranje	AF	519	6502
	NSR	600	7422
Eksperiment 2		Broj zapisa	Broj SC-ECG
Skup za učenje	AF	1562	22631
	NSR+	2377	26847
Skup za validaciju	AF	522	7618
	NSR+	793	8952
Skup za testiranje	AF	519	7423
	NSR+	793	8877
Eksperiment 3		Broj zapisa	Broj SC-ECG
Skup za učenje	AFsin	144	78909
	NSR	5107	55481
Skup za validaciju	AFsin	49	26557
	NSR	1703	18464
Skup za testiranje	AFsin	47	18430
	NSR	1702	26391
Eksperiment 4		Broj zapisa	Broj SC-ECG
Skup za učenje	AF	43	42337
	OD	48	42510
Skup za validaciju	AF	15	14665
	OD	17	14032
Skup za testiranje	AF	13	13138
	OD	16	13934

Za signale EKG-a kraćeg trajanja (< 1 minute) pretpostavljamo da dana dijagnoza (klasa) vrijedi na cijelom signalu. Prema tome, svakom od k_n-1 SC-ECG primjera dodijeljena je klasa ukupnog signala EKG-a prilikom učenja modela. Ukupan broj novih primjera N_{SC-ECG} dan je izrazom 6.1.

$$N_{SC-ECG} = \sum_{n=1}^N (k_n - 1) \quad (6.1)$$

SC-ECG segmenti općenito su različitog trajanja. Kako bi se ostvarila jednaka dimenzija ulaznog signala u neuronsku mrežu, svi SC-ECG preuzorkovani su na ukupno 80 točaka. Za preuzorkovanje korištena je ugrađena MATLAB funkcija *resample()* koja skalira frekvenciju uzorkovanja signala za dani faktor p/q . Funkcija *resample()* prvo nadopunjuje signal nulama do višekratnika faktor p , zatim primjenjuje *antialiasing* filter granične frekvencije $f_c = \pi/\max(p,q)$, te na kraju poduzorkuje signal faktorom q . Svaki SC-ECG je normiran na vrijednosti $[-1,1]$. Preuzorkovani i normirani SC-ECG koristi se kao ulaz u duboku neuronsku mrežu.

6.2. Model klasifikacija fibrilacije atrijskog iz jednokanalnoga signala EKG-a

Broj radova o primjeni modela temeljenih na dubokom učenju na klasifikaciju signala EKG-a višestruko je narastao posljednjih godina [90]. U preglednim radovima navodi se upotreba različitih modela, poput višeslojnog perceptrona (engl. *Multilayer Perceptron*, MLP), konvolucijskih neuronskih mreža (engl. *Convolutional Neural Network*, CNN), povratnih neuronskih mreža (engl. *Recurrent Neural Network*, RNN), ćelija s dugom kratkoročnom memorijom (engl. *Long Short-Term Memory*, LSTM) ili njihovih kombinacija [15], [91], [92].

Poznati teorem u računarskoj znanosti o besplatnom ručku (engl. *No Free Lunch theorem*, NFL) [93] implicira da svi algoritmi za učenje rade podjednako dobro kada generaliziramo nad svim mogućim skupovima podataka [94]. U ovom istraživanju je implementirana arhitektura dubokog MLP predložena kao najbolji model u [20].

Duboki MLP ili duboka unaprijedna mreža (engl. *Deep Feedforward Network*) aproksimira funkciju $y = f^*(x)$ parametarskim modelom $\hat{y} = f(x, \theta)$ pri čemu su x ulazi u model, a θ parametri modela. MLP sastoji se od više potpuno povezanih slojeva, dok duboki MLP ima tri ili više skrivena sloja. Osnovni oblik parametarske funkcije modela dan je izrazima [95]:

$$h_1 = f_1(x, \theta_1) \quad (6.2)$$

$$f_k(h_{k-1}) = \sigma(W_k h_{k-1} + b_k) \quad (6.3)$$

pri čemu je f_k aproksimirana funkcija k -tog sloja, h_{k-1} izlaz $k-1$ sloja i ulaz k -tog sloja, σ aktivacijska funkcija sloja i W_k i b_k parametri modela uz $\theta_k = (\mathbf{w}_k, b_k)$.

Model MLP-a korišten u ovom radu sastoji se od sedam skrivenih slojeva te se stoga može smatrati dubokim MLP-om. Prva tri skrivena sloja imaju aktivacijsku funkciju zglobnice (engl. *Rectified Linear Unit*, ReLu), a zadnja četiri linearnu aktivacijsku funkciju. Ulazni sloj ima dimenziju 80, dok su dimenzije skrivenih slojeva potencije broja 2, redom: 1024, 512, 256, 128, 64, 32 i 16. Izlazni sloj koristi sigmoidalnu aktivacijsku funkciju za predikciju konačne klase. Parametri arhitekture modela odabrana su prema [20]. Na slici 6.1. prikazana je arhitektura odabranog modela.

Radi smanjenja prenaučivosti modela, svaki skriveni sloj sadrži i regulacijski sloj za izbacivanje (engl. *Dropout Layer*). Sloj za izbacivanje implementiran je u programskom paketu MATLAB i koristi masku definiranu funkcijom $\text{rand}(\text{size}(X)) < \text{Probability}$, gdje je X ulazni ulaz sloja za izbacivanje. Elementi koji nisu postavljeni u nulu definiranom maskom skaliraju se faktorom $1/(1-\text{Probability})$. Za sedam skrivenih slojeva definirane su sljedeće vjerojatnosti izbacivanja: $P_1 = 50\%$, $P_2 = 40\%$, $P_3 = 30\%$, $P_4 = 20\%$, $P_5 = 10\%$, $P_6 = 10\%$ i $P_7 = 10\%$.



Slika 6.1. Arhitektura dubokog modela predloženog u [20]

Odabirom funkcije gubitka definiramo pogrešku našeg modela na pojedinom primjeru. Minimizacijom funkcije gubitka na primjerima iz dostupnog skupa podataka učimo parametre θ modela. Kao funkcija gubitka L u ovom radu koristi se pogreška unakrsne entropije:

$$L(y, Y) = Y \ln y + (1 - Y) \ln(1 - y) \quad (6.4)$$

pri čemu je y predikcija modela a Y stvarna vrijednost.

U većini današnjih implementacija DNN-a za optimizaciju parametara koristi se neka od varijacija stohastičkog gradijentnog spusta (engl. *Stochastic Gradient Descent*, SGD) [89]. Osnovni izraz za promjenu parametara metodom SGD dan je izrazom:

$$\theta_t = \theta_{t-1} - \alpha_t \nabla_{\theta} L(y, Y) \quad (6.5)$$

gdje je $L(y, Y)$ funkcija gubitka izračunata na paru y (previđena vrijednost) i Y (stvarna vrijednost), a α_t je koeficijent učenja u trenutku t . U ovom radu za optimizaciju parametara uspoređeni su algoritam adaptivne procjene momenta (engl. *Adaptive Moment estimation*, ADAM) [96] i algoritam stohastičkog gradijentnog spusta s parametrom momenta (engl. *Stochastic Gradient Descent with Momentum*, SGDM) kojim se smanjuje oscilacija putanje gradijenta [97]. Parametri težina modela inicijalizirani su Xavier Glorotovim algoritmom [98] kojim se parametri nezavisno inicijaliziraju vrijednostima iz uniformne razdiobe sa srednjom vrijednosti jednakom nula i varijancom jednakom $2/(InputSize + OutputSize)$ gdje su $InputSize$ veličina ulaza a $OutputSize$ veličina izlaza sloja. Parametri pomaka modela (engl. *bias*) inicijalizirani su na nulu.

Moment v proširuje osnovni izraz SGD algoritma akumulirajući eksponencijalno umanjujući prosjek prethodnih gradijenata. Izračun momenta v dan je izrazom (6.6). Parametri θ ažuriraju se po izrazu (6.7) [89]:

$$v_t = \rho v_{t-1} + \alpha_t \nabla_{\theta} L(y, Y) \quad (6.6)$$

$$\theta_t = \theta_{t-1} - v_t \quad (6.7)$$

Parametar ρ određuje količinu momenta koji se koriste, a tipično se postavlja u rasponu $[0,9 - 0,99]$. Algoritam ADAM u ažuriranju parametara modela koristi momenta prvog i drugog reda, prema izrazima [96]:

$$m_t = \beta_1 m_{t-1} + (1 - \beta_1) g_t \quad (6.8)$$

$$v_t = \beta_2 v_{t-1} + (1 - \beta_2) g_t^2 \quad (6.9)$$

pri čemu su parametri β_1 i β_2 postotak eksponencijalnog prigušenja prethodnih gradijenata, a g_t je gradijent izračunat u vremenskom trenutku t . Izraz g_t^2 označava množenje po komponentama vektora. Momenti prvog i drugog reda inicijaliziraju se na nulu. Kako bi se izbjegla pristranost prvih koraka algoritma prema inicijalnoj vrijednosti, momenti se svakom iteracijom normiraju izrazima:

$$\widehat{m}_t = \frac{m_t}{1 - \beta_1^t} \quad (6.10)$$

$$\widehat{v}_t = \frac{v_t}{1 - \beta_2^t} \quad (6.11)$$

Konačan izraz za ažuriranje parametara algoritmom ADAM dan je izrazom:

$$\theta_t = \theta_{t-1} - \frac{\alpha \widehat{m}_t}{\sqrt{\widehat{v}_t + \epsilon}} \quad (6.12)$$

pri čemu je ϵ korektivni parametar za numeričku stabilnost i tipično iznosi 10^{-8} [96]. Vrijednosti parametara β_1 i β_2 tipično iznose 0,9 i 0,999 [96]. Eksperimentom je utvrđeno da algoritam SGDM daje značajno lošije rezultate i u nastavku rada korišten je isključivo algoritam ADAM.

Hiperparametri učenja modela α faktor učenja, λ faktor L2 regularizacije i veličina grupe u procesu optimizacije parametara modela (engl. *minibatch*) optimirani su korištenjem pretrage po rešetci (engl. *grid search*). Inicijalni broj epoha odabran je 100. Konačan broj epoha odabran je prema gubitku skupa za validaciju. Ako je gubitak skupa za validaciju veći ili jednak od

prethodne najmanje vrijednosti pet puta za redom, učenje se zaustavlja. U tablici 6.2. prikazani su optimirani hiperparametri, iznosi pretrage i izabrani najbolji hiperparametari prema optimizaciji pretragom po rešetci. Iznosi pretrage podešeni su ručno. Hiperparametri su optimirani na odvodu II 12-kanalnoga signala EKG-a.

Tablica 6.2. Iznosi optimizacije hiperparametara pretragom po rešetci

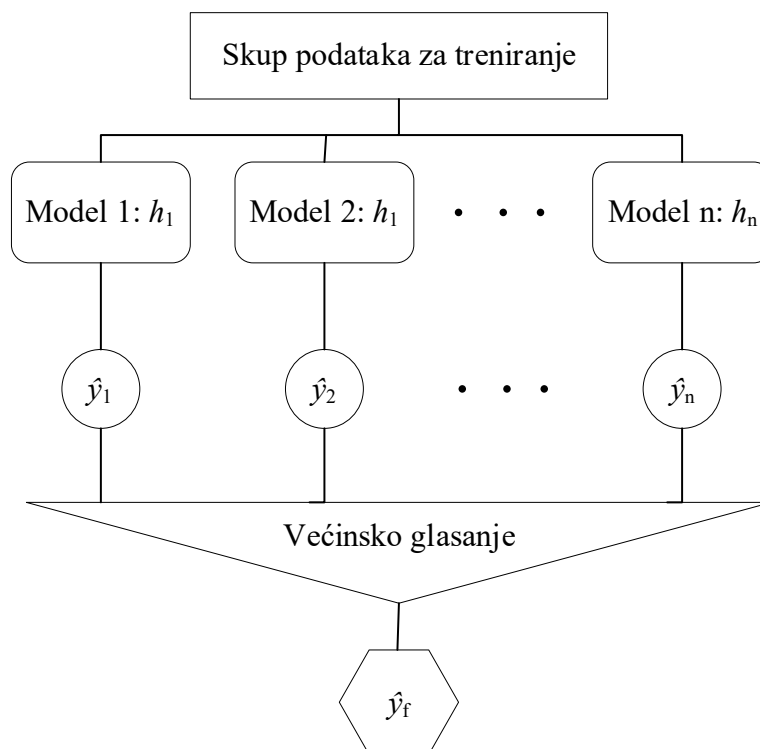
Parametar	Iznosi pretrage	Izabrani hiperparametar
α faktor učenja	[0,01; 0,001; 0,0001; 0,00001]	$\alpha = 0,0001$
λ faktor L2 regularizacije	[0,01; 0,001; 0,0001]	$\lambda = 0,001$
<i>Minibatch</i>	2^a pri čemu je $a = \{5, \dots, 9\}$	$a = 7$

U poglavlju Rezultati i rasprava prikazana je točnost i iznos funkcije pogreške na skupu za učenje i skupu za validaciju nakon učenja za svaki odvod signala EKG-a te su prikazani rezultati na skupu za testiranje.

6.3. Klasifikacija AF iz višekanalnoga signala EKG-a

U ovom radu istražena je mogućnost korištenja više kanala signala EKG-a za dobivanje poboljšanja u otkrivanju AF. Općenito, modele koji koriste predikcije više različitih modela nazivamo ansambli [99]. Jedna od metoda korištena u izradi ansambla modela je većinsko glasanje.

Većinsko glasanje koristi izlaze više modela učenih na istom skupu podataka za konačnu predikciju o klasi. Shema većinskog glasanja prikazana je na slici 6.2.



Slika 6.2. Shema većinskog glasanja

Općenito, izlazi modela h_1, h_2, \dots, h_n , gdje je n broj modela, daju predikcije $\hat{y}_1, \hat{y}_2, \dots, \hat{y}_n$ za novi ulazni podatak. Shemom većinskog glasanja određena je konačna predikcija \hat{y}_f . Osnovna shema većinskog glasanja odabire predikciju \hat{y}_f koja je većinski zastupljena u nezavisnim predikcijama $\hat{y}_1, \hat{y}_2, \dots, \hat{y}_n$. Formalno to možemo zapisati kao:

$$\hat{y}_f = \operatorname{argmax}_y \sum_{j=1}^n w_j \mathbf{1}\{\hat{y}_j = y\} \quad (6.13)$$

pri čemu je y skup svih mogućih predikcija u danom modelu, a w_j težine pojedinog modela h_n . Vrijedi $w_j = 1/n$ za modele s jednakim težinama.

Pretpostavimo pogrešku svakog modela ϵ_n . Očekujemo da će pogreška modela biti manja od slučajnog pogađanja. Kod binarne klasifikacije očekujemo pogrešku pojedinačnog modela manju od 50%:

$$\epsilon_i < 50\%, i \in \{1, 2, \dots, n\} \quad (6.14)$$

Vjerojatnost pogreške ansambla modela ako je k pojedinačnih modela predvidjelo istu klasu dana je izrazom:

$$P(k) = \binom{n}{k} \epsilon^k (1 - \epsilon)^{n-k} \quad (6.15)$$

pri čemu mora vrijediti $k > n/2$, odnosno ansambl mora odabirati pogrešnu većinsku klasu.

Pretpostavimo 12 različitih modela s jednakom pogreškom. Neka pogreška bude jednaka prosječnoj pogrešci svakog kanala na skupu podataka za validaciju, $\epsilon = 0,074$. Uz tako definirane vrijednosti, ukupna pogreška ansambla većinskim glasanjem poprima vrijednost:

$$\epsilon_{ansambl} = \sum_{k=7}^{12} \binom{12}{k} \epsilon^k (1 - \epsilon)^{n-k} = 0,103 * 10^{-3} \quad (6.16)$$

Ove pretpostavke vrijede u slučaju ako su modeli međusobno nezavisni.

Rezultati klasifikacije nakon postupka većinskim glasanjem prikazani su u poglavlju Rezultati i rasprava.

7. Rezultati i rasprava

Cilj ovog istraživanja je primjena višekanalnoga elektrokardiograma u metodama za otkrivanje QRS kompleksa i modelu za otkrivanje AF. Rezultati su tako prikazani u dva dijela.

U prvom dijelu (*Otkrivanje QRS kompleksa*) prikazani su rezultati metoda za otkrivanje QRS kompleksa. Navedeni su rezultati za kombinacije koraka obradbe različitih algoritama i rezultati težinske fuzije više kanala. Rezultati su prikazani za bazu aritmija MIT-BIH i bazu podataka QT. Provedena je rasprava o dobivenim rezultatima.

U drugom dijelu (*Otkrivanje fibrilacije atrija*) prikazani su rezultati točnosti klasifikacije modela za otkrivanje AF na odabranim skupovima za učenje, validaciju i testiranje.

7.1. Otkrivanje QRS kompleksa

Metode za otkrivanje QRS kompleksa obrađene u ovom radu obuhvaćaju metode temeljene na kombinacijama koraka obradbe različitih algoritama (*Poglavlje 5.5.*) i metodu težinske fuzije iz više kanala signala EKG-a (*Poglavlje 5.6.*).

Rezultati metoda otkrivanja QRS kompleksa temeljenih na kombinacijama koraka obradbe prikazani su u tablicama 7.1. – 7.4. Rezultati za metodu 1, metode 4 – 9 i Martinezov algoritam zasnovan na valičnoj transformaciji preuzeti su iz [58]. Za svaku metodu i algoritam prikazan je ukupan broj anotiranih QRS kompleksa i broj uspješno otkrivenih, odnosno neuspješno ili pogrešno otkrivenih QRS kompleksa uz pripadne mjere uspješnosti. U tablicama 7.1. i 7.2. prikazani su rezultati za prvi i drugi kanal baze aritmija MIT-BIH, a u tablicama 7.3. i 7.4. prikazani su rezultati za prvi i drugi kanal baze podataka QT. Prvi kanal očekivano daje uspješnije ukupne rezultate na obje baze.

Najbolji rezultati prema mjerama F1 i DER na bazi aritmija MIT-BIH postignuti su metodom 3 na kanalu 1 i Elgendijevim algoritmom na kanalu 2. Metodom 6 ostvaren je najmanji broj lažno pozitivnih detekcija u kanalu 1 i kanalu 2, no uz velik broj lažno negativnih detekcija. Uz navedene metode i algoritam, Panovim i Tompkinsonovim algoritmom i metodom 2 ostvareni su dobri rezultati uz $DER < 1\%$.

Tablica 7.1. Točnost otkrivanja odabranih algoritama i metoda na bazi aritmija MIT-BIH – kanal 1

Algoritam	Ukupno	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
Pan Tompkins	98873	98468	478	405	99,59%	99,52%	99,55%	0,89%
Metoda 1	98873	98280	583	593	99,40%	99,41%	99,41%	1,19%
Metoda 2	98873	98463	468	410	99,53%	99,59%	99,56%	0,89%
Elgendi	98873	98601	290	272	99,71%	99,72%	99,72%	0,57%
Metoda 3	98873	98624	285	249	99,71%	99,75%	99,73%	0,54%
Metoda 4	98873	97823	1005	1050	98,94%	98,98%	98,96%	2,08%
Metoda 5	98873	98041	750	832	99,16%	99,24%	99,20%	1,60%
Metoda 6	98873	96981	218	1892	98,09%	99,78%	98,92%	2,13%
Martinez WT	98873	97899	6117	974	99,01%	94,12%	96,50%	7,17%
Metoda 7	98873	97284	7392	1589	98,39%	92,94%	95,59%	9,08%
Metoda 8	98873	95625	6525	3248	96,71%	93,61%	95,14%	9,88%
Metoda 9	98873	96203	5502	2670	97,30%	94,59%	95,93%	8,27%

Tablica 7.2. Točnost otkrivanja odabranih algoritama i metoda na bazi aritmija MIT-BIH – kanal 2

Algoritam	Ukupno	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
Pan Tompkins	98873	88270	7958	10603	89,28%	91,73%	90,49%	18,77%
Metoda 1	98873	93314	4918	5559	94,38%	94,99%	94,68%	10,60%
Metoda 2	98873	87598	8370	11275	91,28%	88,60%	89,92%	20,47%
Elgendi	98873	94847	3852	4026	96,10%	95,93%	96,01%	7,98%
Metoda 3	98873	93390	5127	5483	94,80%	94,45%	94,62%	10,77%
Metoda 4	98873	93866	4526	5007	94,94%	95,40%	95,17%	9,64%
Metoda 5	98873	94018	4332	4855	95,09%	95,60%	95,34%	9,29%
Metoda 6	98873	90868	3123	8005	91,90%	96,68%	94,23%	11,25%
Martinez WT	98873	80182	12375	18691	81,10%	86,63%	83,77%	31,42%
Metoda 7	98873	71229	14508	27644	72,04%	83,08%	77,17%	42,63%
Metoda 8	98873	88175	15183	10698	89,18%	85,31%	87,20%	26,18%
Metoda 9	98873	90639	12416	8234	91,67%	87,95%	89,77%	20,89%

Tablica 7.3. Točnost otkrivanja odabranih algoritama i metoda na bazi podataka QT – kanal 1

Algoritam	Ukupno	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
Pan Tompkins	84798	83671	1581	1127	98,67%	98,15%	98,41%	3,19%
Metoda 1	86357	84781	2198	1576	98,18%	97,47%	97,82%	4,37%
Metoda 2	84798	83751	2252	1047	98,77%	97,38%	98,07%	3,89%
Elgendi	84798	83450	1461	1348	98,41%	98,28%	98,34%	3,31%
Metoda 3	84798	83424	1628	1374	98,38%	98,09%	98,23%	3,54%
Metoda 4	86357	74056	14270	12301	85,76%	83,84%	84,79%	30,77%
Metoda 5	86357	79777	7401	6580	92,38%	91,51%	91,94%	16,19%
Metoda 6	86357	84445	3073	1912	97,79%	96,49%	97,13%	5,77%
Martinez WT	86357	84648	6802	1709	98,02%	92,56%	95,21%	9,86%
Metoda 7	86357	83946	11991	2411	97,21%	87,50%	92,10%	16,68%
Metoda 8	86357	83774	8462	2583	97,01%	90,83%	93,82%	12,79%
Metoda 9	86357	83882	8515	2475	97,13%	90,78%	93,85%	12,73%

Tablica 7.4. Točnost otkrivanja odabranih algoritama i metoda na bazi podatak QT – kanal 2

Algoritam	Broj otkućaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
Pan Tompkins	84798	77748	6953	7050	91,69%	91,79%	91,74%	16,51%
Metoda 1	86357	84061	3357	2296	97,34%	96,16%	96,75%	6,55%
Metoda 2	84798	81466	3460	3332	96,07%	95,93%	96,00%	8,01%
Elgendi	84798	81279	4170	3519	95,85%	95,12%	95,48%	9,07%
Metoda 3	84798	83533	2066	1265	98,51%	97,59%	98,05%	3,93%
Metoda 4	86357	80426	8292	5931	93,13%	90,65%	91,88%	16,47%
Metoda 5	86357	82841	5029	3516	95,93%	94,28%	95,10%	9,89%
Metoda 6	86357	84025	3987	2332	97,30%	95,47%	96,38%	7,32%
Martinez WT	86357	77152	8140	9205	89,34%	90,46%	89,90%	20,09%
Metoda 7	86357	69715	10035	16642	80,73%	87,42%	83,94%	30,89%
Metoda 8	86357	82470	9682	3887	95,50%	89,49%	92,40%	15,71%
Metoda 9	86357	84178	7902	2179	97,48%	91,42%	94,35%	11,67%

Na bazi podataka QT najbolji rezultati prema mjerama F1 i DER ostvareni su Panovim i Tompkisonovim algoritmom na kanalu 1. Najmanji broj lažno negativnih detekcija dobiven je metodom 2. Na kanalu 2 najbolji rezultati ostvareni su primjenom metode 3.

Za navedene metode i algoritme (Elgendijev algoritam, Panov i Tompkisonov algoritam, metoda 2 i metoda 3) prikazani su rezultati po pojedinom zapisu u Prilogu A (tablice A.1. – A.8. za bazu aritmija MIT-BIH i tablice A.10. – A.17. za bazu podataka QT).

Za pojedine zapise, odvod može biti krivo postavljen ili može doći do povećanja smetnji, odnosno slabljenja SNR-a na pojedinom kanalu, te bi primjena algoritama na drugom kanalu dala bolje ukupne rezultate. U tablici 7.5. prikazano je poboljšanje pojedinih mjera uspješnosti četiri navedena algoritma kada se u obzir uzme odvod koji ima bolju navedenu mjeru u pojedinom zapisu. Sa zvjezdicom je označena ukupna mjera dobivena iz takvog optimalnog izbora kanala za cijeli zapis. Dolazi do poboljšanja točnosti otkrivanja ako se u obzir uzmu svi kanali signala EKG-a. Značajnije poboljšanje ostvareno je na bazi podataka QT.

Tablica 7.5. Mjere uspješnosti algoritma pri uzimanju najboljeg odvoda

		Pan Tompkins	Elgendi	Metoda 2	Metoda 3
Baza aritmija MIT-BIH	Se	99,59%	99,72%	99,53%	99,71%
	Se*	99,67%	99,77%	99,61%	99,78%
	PPV	99,52%	99,72%	99,59%	99,75%
	PPV*	99,54%	99,70%	99,51%	99,76%
	F1	99,55%	99,72%	99,56%	99,73%
	F1*	99,59%	99,77%	99,59%	99,78%
	DER	0,89%	0,57%	0,89%	0,54%
	DER*	0,82%	0,45%	0,82%	0,44%
QT baza podataka	Se	98,67%	98,41%	98,77%	98,38%
	Se*	99,90%	99,92%	99,94%	99,93%
	PPV	98,15%	98,28%	97,38%	98,09%
	PPV*	99,93%	99,90%	99,98%	99,93%
	F1	98,41%	98,34%	98,07%	98,23%
	F1*	99,91%	99,90%	99,96%	99,93%
	DER	3,19%	3,31%	3,89%	3,54%
	DER*	0,17%	0,20%	0,08%	0,15%

Metodom težinske fuzije upravo se iskorištava informacija iz više kanala signala EKG-a. Rezultati težinske fuzije na više kanala signala EKG-a prikazani su tablicama 7.6. i 7.7. Navedeni su rezultati za četiri algoritma koji su pokazali najbolju točnost na jednokanalnim zapisima: Panov i Tompkinsonov algoritam, Elgendijev algoritam i metode 2 i 3.

U odnosu na jednokanalni pristup, postignuto je poboljšanje u slučaju korištenja Elgendijevog algoritma s visokom osjetljivošću i pozitivnom prediktivnom vrijednošću od 99,82% i 99,80% na bazi aritmija MIT-BIH uz $F1 = 99,81\%$ i $DER = 0,37\%$. Prema radu [88], na bazi aritmija MIT-BIH postignuta je najveća osjetljivost od 99,76% i pozitivna prediktivna vrijednost od 99,72% uz korištenje dopuštenog odstupanja od 150 ms.

Na bazi podataka QT postignuto je poboljšanje u odnosu na jednokanalni pristup koristeći metodu 2, Elgendijev algoritam i metodu 3. Poboljšanje je postignuto prvenstveno smanjenjem broja lažno negativnih (FN) detekcija. Metoda 3 i Elgendijev algoritam pokazali su se kao najbolji izbor s obzirom na mjere DER i F1, uz razliku u osjetljivosti i preciznosti.

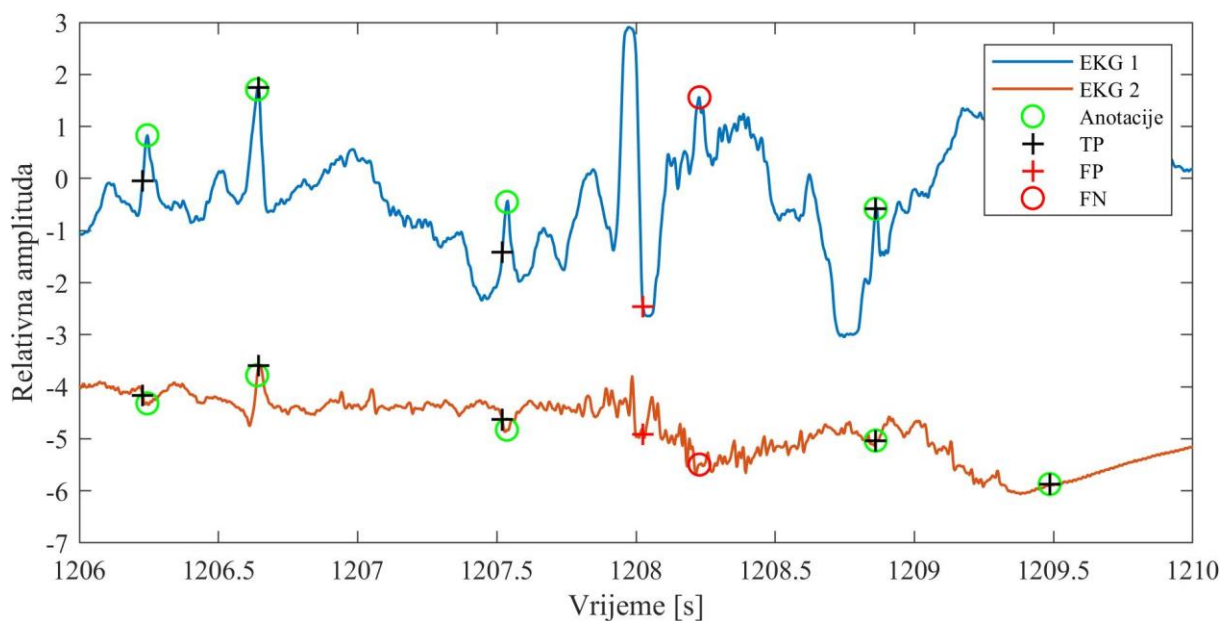
Tablica 7.6. Točnost otkrivanja primjenom težinske fuzije kanala - baza aritmija MIT-BIH

	Težinska fuzija kanala							
Algoritam	Ukupno	TP	FN	FP	Se	PPV	DER	F1
Pan Tompkins	98873	98411	462	535	99,53%	99,45%	1,00%	99,49%
Metoda 2	98873	98053	820	876	99,17%	99,11%	1,71%	99,43%
Elgendi	98873	98696	177	191	99,82%	99,80%	0,37%	99,81%
Metoda 3	98873	98574	299	328	99,69%	99,66%	0,63%	99,68%
[88]	91285	91067	218	253	99,76%	99,72%	0,52%	99,74%

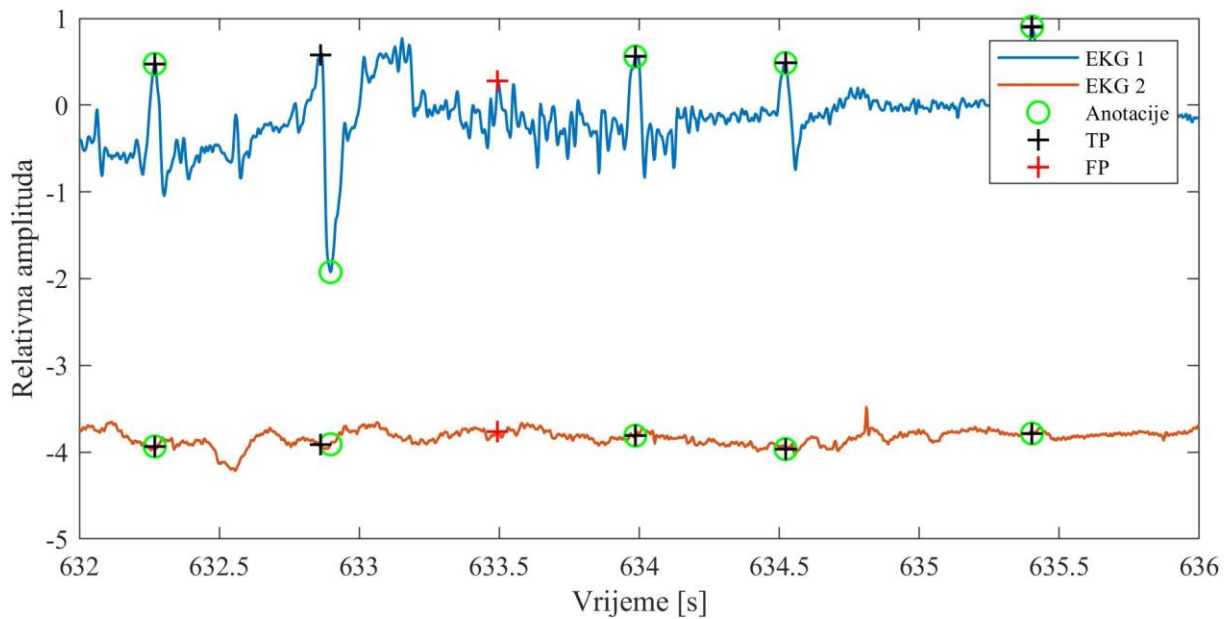
Tablica 7.7. Točnost otkrivanja primjenom težinske fuzije kanala - baza podataka QT

	Težinska fuzija kanala							
Algoritam	Ukupno	TP	FN	FP	Se	PPV	DER	F1
Pan Tompkins	84798	82751	2047	2897	97,58%	96,61%	5,83%	97,09%
Metoda 2	84798	84218	580	2593	99,31%	97,01%	3,74%	98,15%
Elgendi	84798	84113	685	1479	99,19%	98,27%	2,55%	98,73%
Metoda 3	84798	84271	527	1617	99,37%	98,11%	2,52%	98,74%

U bazi aritmija MIT-BIH težinskom fuzijom s Elgendijevim algoritmom neispravno je otkriven 191 otkucaj ($PPV = 99,80\%$), a 177 otkucaja ($Se = 99,82\%$) nije otkriveno. Na slikama 7.1. – 7.3. prikazano je nekoliko tipično pogrešno detektiranih otkucaja. Pogreške uglavnom nastaju kad je u signalu EKG-a prisutan artefakt ili šum. Artefakti su često prisutni u svim kanalima istovremeno (npr. nagli pomak). U prilogu A dan je pregled mjera točnosti po svakom zapisu za težinsku fuziju Elgendijevim algoritmom (tablice A.9. i A.18.). Poneki zapisi u QT bazi imaju jednak broj lažno negativnih i lažno pozitivnih detekcija. Vrlo je vjerojatno da otkriveni lažno pozitivni R zupci odgovaraju lažno negativnima, ali uz neadekvatne anotacije razlika među njima veća je od dozvoljene.



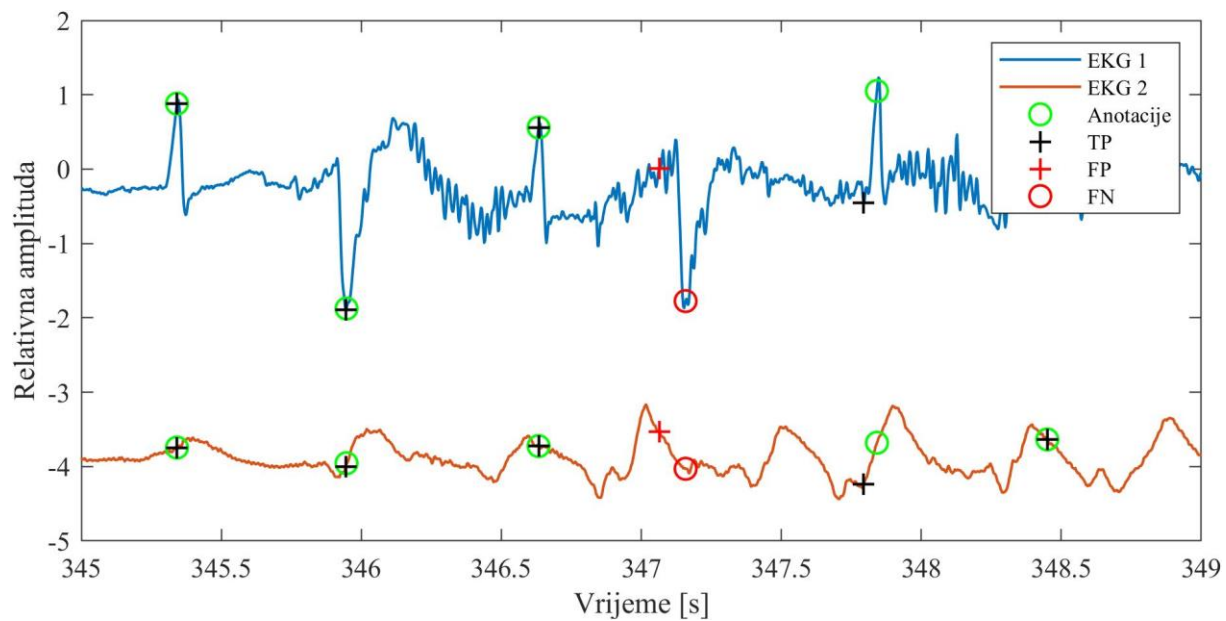
Slika 7.1. Primjer krivo detektiranog otkucaja u zapisu 105 baze aritmija MIT-BIH



Slika 7.2. Primjer krivo detektiranog otkucaja u zapisu 200 baze aritmija MIT-BIH

Prema [55], vrijeme izvođenja Elgendijevog algoritma unutar je 1 sekunde za signale trajanja 30 minuta. Filtriranje MMF ima vrijeme izvođenja blizu 8 sekundi za zapise iste duljine. Algoritam težinske fuzije podrazumijeva obradbu više zapisa, čime se linearno povećava i ukupno vrijeme izvođenja. Prosječno vrijeme izvođenja usporedbe već izračunatih detekcija y s pragom β i donošenja konačne odluke je 22 ms. Iako je pokazala bolje rezultate, a naročito na bazi podatka QT, težinska fuzija zahtjeva proces učenja težina svakog od kanala. Proces je potrebno ponoviti za svako mjerenje, što je u praksi teško izvesti. Težinska fuzija tako je pogodna za naknadnu obradbu, kad su nam potrebni što točniji rezultati. Metoda 3 dala je dobre rezultate na obje baze bez procesa učenja.

Tablicom 7.8. dan je pregled rezultata četiri istaknute metode za bazu aritmija MIT-BIH i bazu podataka QT.



Slika 7.3. Primjer lažno negativne detekcije otkucaja u zapisu 200 baze aritmije MIT-BIH

Tablica 7.8. Pregled istaknutih metoda u otkrivanju QRS kompleksa

Baza podataka	Metoda	FP	FN	F1	DER
MIT-BIH	Metoda 3	268	214	99,76%	0,49%
	Metoda 2	559	760	99,33%	1,33%
	Elgendi + fuzija	191	177	99,81%	0,37%
	Metoda 3 + fuzija	328	299	99,68%	0,63%
QT	Metoda 3	2545	1739	97,53%	4,96%
	Metoda 2	2161	1508	97,88%	4,25%
	Elgendi + fuzija	1479	685	98,73%	2,55%
	Metoda 3 + fuzija	1616	527	98,74%	2,52%

7.2. Otkrivanje fibrilacije atrijske

U ovom potpoglavlju prikazani su rezultati modela za otkrivanje AF temeljenog na višekanalnom elektrokardiogramu. Prikazani su rezultati na pojedinačnom odvodu 12-kanalnog signala EKG-a i rezultati primjene modela većinskog glasanja.

Rezultati prikazani u ovom poglavlju sadrže:

- rezultate na zapisima s AF i NSR iz baze podataka CinC 2020,
- rezultate na zapisima s AF i NSR s dodatnim dijagnozama iz baze podataka CinC 2020,
- rezultate na sintetičkoj bazi podataka fibrilacije atrijske i zapisima s NSR iz baze podataka CinC 2020 i
- rezultate na bazi podataka holterskih zapisa Srčana.

Rezultati klasifikacije su prikazani na razini srčanih ciklusa i na razini subjekta. Rezultati su prikazani za svaki dostupan kanal signala EKG-a i za metodu većinskog glasanja. Za klasifikaciju na skupovima za učenje i validaciju prikazana je ukupna točnost i iznos funkcije gubitka unakrsne entropije. Na skupu za testiranje prikazana je matrica konfuzije, ukupna mjera točnosti i F1-mjera. Rezultati klasifikacije na razini subjekta prikazani su na skupu za testiranje.

7.2.1. Rezultati na zapisima s AF i NSR iz baze podataka CinC 2020

U tablici 7.9. prikazana je točnost i iznos funkcije gubitka na skupu za učenje i skupu za validaciju za svaki odvod signala EKG-a. Najveća točnost na skupu za validaciju postigla se na odvodu aVR (95,89%), a najmanja na odvodima aVL (88,64%) i V₂ (90,58%). Ostali odvodi imaju točnost veću od 90%.

Točnost na skupu za testiranje prikazana je u tablici 7.10. Prikazana je matrica konfuzije za svaki odvod uz navedenu točnost i F1 mjeru klase AF. U matricama konfuzije prikazanim u tablici 7.10. redcima su navedene stvarne klase (AF_s, NSR_s), dok su u stupcima navedene klase predviđene modelom (AF_p, NSR_p). Najveća točnost u skupu za testiranje postiže se na odvodu aVR (95,65%) te odvodu II (95,30%). Osim odvoda aVL (88,47%) i odvoda III (89,77%), pokazano je da i ostali kanalni imaju visoku točnost (preko 90%).

Matrica konfuzije klasifikacije AF i NSR nakon postupka većinskim glasanjem na skupu za testiranje prikazana je u tablici 7.12. Postignuta je točnost od 96,89% na skupu za testiranje te je pokazano poboljšanje u odnosu na jednokanalni pristup.

U tablici 7.11. dani su rezultati klasifikacije AF i NSR na razini subjekta. Subjektu je određena klasa AF ili NSR prema većinskoj klasi pojedinačnih srčanih ciklusa SC-ECG. U slučaju jednakog broja, predviđa se klasa NSR. Najbolji rezultati postignuti su za kanale u kojima je i najbolja klasifikacija pojedinačnih zapisa. Postignuta je točnost od 97,59% na odvodu aVR, dok je većinskim glasanjem postignuta točnost od 97,77% (tablica 7.13.).

Osim testiranja na skupu za učenje dobivenim slučajnim odabirom na razini subjekta, istražena je uspješnost modela kada se u skupu za učenje nalaze subjekti isključivo iz baze podataka Georgia, dok su podatci u skupu za testiranje iz ostalih izvornih baza podataka CinC 2020. Rezultati su prikazani za metodu većinskog glasanja u tablici 7.12 (na razini srčanih ciklusa) i tablici 7.13. (na razini subjekta).

Tablica 7.9. Točnost i iznos funkcije gubitka klasifikacije klasa AF i NSR na skupu za učenje i skupu za validaciju po svakom odvodu

Odvod	Točnost na skupu za učenje	Točnost na skupu za validaciju	Iznos funkcije gubitka (skup za učenje)	Iznos funkcije gubitka (skup za validaciju)
I	97,13%	95,22%	0,0710	0,1542
II	98,28%	95,54%	0,0671	0,1498
III	96,14%	90,96%	0,1536	0,2587
aVR	98,25%	95,89%	0,0729	0,1332
aVL	95,13%	88,64%	0,2182	0,2942
aVF	97,96%	94,15%	0,0755	0,1894
V ₁	96,02%	92,79%	0,1698	0,2044
V ₂	94,58%	90,58%	0,2972	0,2467
V ₃	96,99%	92,79%	0,0975	0,2279
V ₄	97,55%	94,26%	0,1437	0,1940
V ₅	97,27%	94,95%	0,1032	0,1736
V ₆	96,53%	94,80%	0,1602	0,1608

Tablica 7.10. Točnost klasifikacije klasa AF i NSR na razini srčanog ciklusa (skup podataka za testiranje)

Odvod	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _P	AF _P		
I		NSR _P	AF _P	94,76%	95,14%
	NSR _S	6048	454		
	AF _S	276	7146		
II		NSR_P	AF_P	95,30%	95,62%
	NSR_S	6113	389		
	AF_S	266	7156		
III		NSR _P	AF _P	89,77%	90,40%
	NSR _S	5793	709		
	AF _S	716	6707		
aVR		NSR_P	AF_P	95,65%	95,95%
	NSR_S	6154	348		
	AF_S	257	7165		
aVL		NSR _P	AF _P	88,47%	89,17%
	NSR _S	5710	792		
	AF _S	813	6609		
aVF		NSR _P	AF _P	93,31%	93,79%
	NSR _S	5960	542		
	AF _S	389	7033		
V ₁		NSR _P	AF _P	92,32%	92,92%
	NSR _S	5828	674		
	AF _S	396	7026		
V ₂		NSR _P	AF _P	90,26%	90,81%
	NSR _S	5871	631		
	AF _S	725	6697		
V ₃		NSR _P	AF _P	92,29%	92,93%
	NSR _S	5792	710		
	AF _S	364	7058		
V ₄		NSR _P	AF _P	93,99%	94,42%
	NSR _S	6001	501		
	AF _S	336	7086		
V ₅		NSR _P	AF _P	94,63%	94,98%
	NSR _S	6099	403		
	AF _S	345	7077		
V ₆		NSR _P	AF _P	93,42%	93,97%
	NSR _S	5871	631		
	AF _S	285	7137		

Tablica 7.11. Točnost klasifikacije klasa AF i NSR na razini subjekta (skup podataka za testiranje)

Odvod	Matrica konfuzije		Točnost	F1 mjera	
		NSR _P			AF _P
I		NSR _P	AF _P	97,50%	97,31%
	NSR _S	585	15		
	AF _S	13	506		
II		NSR _P	AF _P	95,89%	95,68%
	NSR _S	563	37		
	AF _S	9	510		
III		NSR _P	AF _P	94,55%	94,21%
	NSR _S	562	38		
	AF _S	23	496		
aVR		NSR _P	AF _P	97,59%	97,42%
	NSR _S	582	18		
	AF _S	9	510		
aVL		NSR _P	AF _P	93,39%	92,91%
	NSR _S	560	40		
	AF _S	34	485		
aVF		NSR _P	AF _P	95,71%	95,45%
	NSR _S	567	33		
	AF _S	15	504		
V ₁		NSR _P	AF _P	95,26%	94,88%
	NSR _S	575	25		
	AF _S	28	491		
V ₂		NSR _P	AF _P	93,21%	92,82%
	NSR _S	552	48		
	AF _S	28	491		
V ₃		NSR _P	AF _P	95,00%	94,72%
	NSR _S	561	39		
	AF _S	17	502		
V ₄		NSR _P	AF _P	95,62%	95,33%
	NSR _S	570	30		
	AF _S	19	500		
V ₅		NSR _P	AF _P	96,16%	95,89%
	NSR _S	574	26		
	AF _S	17	502		
V ₆		NSR _P	AF _P	94,91%	94,63%
	NSR _S	560	40		
	AF _S	17	502		

Tablica 7.12. Matrica konfuzije i točnost klasifikacije AF i NSR na razini srčanih ciklusa metodom većinskog glasanja na izdvojenim skupovima za testiranje

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _P	AF _P		
Većinsko glasanje (Eksperiment 1)	NSR _S	6234	268	96,89%	97,10%
	AF _S	165	7257		
		NSR _P	AF _P		
Većinsko glasanje (baza podatka Georgia)	NSR _S	6187	589	92,62%	92,70%
	AF _S	410	6342		
		NSR _P	AF _P		

Tablica 7.13. Matrica konfuzije i točnosti klasifikacije AF i NSR na razini subjekta metodom većinskog glasanja na izdvojenim skupovima za testiranje

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _P	AF _P		
Većinsko glasanje (Eksperiment 1)	NSR _S	585	15	97,77%	97,60%
	AF _S	10	509		
		NSR _P	AF _P		
Većinsko glasanje (baza podatka Georgia)	NSR _S	547	43	92,98%	92,47%
	AF _S	34	473		
		NSR _P	AF _P		

7.2.2. Rezultati na zapisima s AF i NSR s dodatnim dijagnozama iz baze podataka CinC 2020

Prethodno prikazani rezultati sadržavali su zapise signala EKG-a s NSR bez dodatnih dijagnosticiranih srčanih oboljenja. Postavlja se pitanje otkriva li model AF kada su u drugoj klasi i ostala oboljenja. Proveden je dodani eksperiment u kojem su uključeni zapisi u kojima su, uz NSR, dijagnosticirane još barem dvije popratne dijagnoze. Klasa je označena kao NSR+. U tablici 7.14. prikazani su točnost i iznos funkcije gubitka na pojedinom kanalu na skupovima za učenje i validaciju. Točnost na skupu za učenje najveća je za odvod II (95,59%). Točnost na skupu za validaciju najveća je za odvod II (88,00%) i odvod aVR (88,41%).

Rezultati klasifikacije dobiveni na skupu za testiranje prikazani su u tablici 7.15. Najveća točnost postignuta je na odvodima II (89,01%) i aVR (89,33%). Općenito, točnost po pojedinim odvodima bitno je lošija u odnosu na klasifikaciju AF i NSR bez dodatnih dijagnoza. U tablici 7.17. prikazani su rezultati većinskog glasanja za klasifikaciju po srčanom ciklusu.

Točnost klasifikacije modelom većinskog glasanja iznosi 92,48% te je postignuto značajnije poboljšanje u odnosu na jednokanalni pristup.

U tablici 7.16. prikazani su rezultati klasifikacije na razini subjekta. Najveća točnost postignuta je na odvodima II (93,06%) i aVR (92,99%). U tablici 7.18. prikazani su rezultati većinskog glasanja za klasifikaciju na razini subjekta. Postignuto je poboljšanje uz točnost od 95,20%.

Tablica 7.14. Točnost i iznos funkcije gubitka klasifikacije klasa AF i NSR+ na skupu za učenje i skupu za validaciju po svakom odvodu

Odvod	Točnost na skupu za učenje	Točnost na skupu za validaciju	Iznos funkcije gubitka (skup za učenje)	Iznos funkcije gubitka (skup za validaciju)
I	92,14%	85,65%	0,1745	0,3745
II	95,59%	88,00%	0,1573	0,3328
III	92,07%	81,68%	0,2166	0,4543
aVR	94,85%	88,41%	0,1463	0,3221
aVL	88,99%	80,22%	0,3328	0,4613
aVF	94,87%	86,08%	0,2146	0,3522
V ₁	91,23%	84,53%	0,3395	0,3759
V ₂	88,56%	76,99%	0,3421	0,5152
V ₃	90,99%	79,12%	0,2440	0,4822
V ₄	92,82%	82,37%	0,2385	0,4351
V ₅	91,68%	83,15%	0,3363	0,4017
V ₆	90,69%	83,49%	0,2058	0,3993

Tablica 7.15. Točnost klasifikacije klasa AF i NSR+ na razini srčanog ciklusa (skup podataka za testiranje)

Odvod	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR+p	AFp		
I				85,96%	84,86%
	NSR+s	7597	1280		
	AFs	1009	6414		
II		NSR+p	AFp	89,01%	88,26%
	NSR+s	7774	1103		
	AFs	688	6735		
III		NSR+p	AFp	82,12%	81,77%
	NSR+s	6846	2031		
	AFs	884	6539		
aVR		NSR+p	AFp	89,33%	88,59%
	NSR+s	7802	1075		
	AFs	665	6758		
aVL		NSR+p	AFp	78,59%	77,40%
	NSR+s	6833	2044		
	AFs	1446	5977		
aVF		NSR+p	AFp	86,82%	86,23%
	NSR+s	7427	1450		
	AFs	698	6725		
V ₁		NSR+p	AFp	86,26%	84,81%
	NSR+s	7806	1071		
	AFs	1169	6254		
V ₂		NSR+p	AFp	78,82%	76,09%
	NSR+s	7355	1522		
	AFs	1930	5493		
V ₃		NSR+p	AFp	80,74%	79,76%
	NSR+s	6975	1902		
	AFs	1237	6186		
V ₄		NSR+p	AFp	82,72%	81,24%
	NSR+s	7382	1495		
	AFs	1322	6101		
V ₅		NSR+p	AFp	84,12%	82,65%
	NSR+s	7543	1334		
	AFs	1255	6168		
V ₆		NSR+p	AFp	84,09%	83,25%
	NSR+s	7260	1617		
	AFs	977	6446		

Tablica 7.16. Točnost klasifikacije klasa AF i NSR+ na razini subjekta (skup podataka za testiranje)

Odvod	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
I		NSR+p	AF _p	91,39%	89,49%
	NSR+s	718	75		
	AF _s	38	481		
II		NSR+p	AF_p	93,06%	91,57%
	NSR+s	727	66		
	AF_s	25	494		
III		NSR+p	AF _p	86,97%	84,88%
	NSR+s	661	132		
	AF _s	39	480		
aVR		NSR+p	AF_p	92,99%	91,45%
	NSR+s	728	65		
	AF_s	27	492		
aVL		NSR+p	AF _p	83,00%	79,71%
	NSR+s	651	142		
	AF _s	81	438		
aVF		NSR+p	AF _p	91,23%	89,59%
	NSR+s	702	91		
	AF _s	24	495		
V ₁		NSR+p	AF _p	91,46%	89,06%
	NSR+s	744	49		
	AF _s	63	456		
V ₂		NSR+p	AF _p	83,23%	78,30%
	NSR+s	695	98		
	AF _s	122	397		
V ₃		NSR+p	AF _p	86,13%	83,57%
	NSR+s	667	126		
	AF _s	56	463		
V ₄		NSR+p	AF _p	88,49%	85,79%
	NSR+s	705	88		
	AF _s	63	456		
V ₅		NSR+p	AF _p	90,02%	87,58%
	NSR+s	719	74		
	AF _s	57	462		
V ₆		NSR+p	AF _p	89,33%	87,20%
	NSR+s	695	98		
	AF _s	42	477		

Tablica 7.17. Matrica konfuzije i točnost klasifikacije AF i NSR+ na razini srčanih ciklusa metodom većinskog glasanja na skupu za testiranje

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _{+p}	AF _p		
Većinsko glasanje	NSR _{+s}	8016	861	92,48%	92,01%
	AF _s	365	7058		

Tablica 7.18. Matrica konfuzije i točnost klasifikacije AF i NSR+ na razini subjekta metodom većinskog glasanja na skupu za testiranje

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _{+p}	AF _p		
Većinsko glasanje	NSR _{+s}	749	44	95,20%	94,07%
	AF _s	19	500		

7.2.3. Rezultati na sintetičkoj bazi podataka fibrilacije atrijske i zapisima s NSR iz baze podataka CinC 2020

Dodatni eksperiment proveden je na sintetičkoj bazi fibrilacije atrijske. Klasi AF pridijeljeni su sintetički generirani podatci 12-kanalnog signala EKG-a (klasa AF_{sin}), dok su klasi NSR pridijeljeni zapisi signala EKG-a iz baze CinC 2020 bez dodatnih dijagnoza. U tablici 7.19. prikazani su točnost i iznos funkcije gubitka klasifikacije AF_{sin} i NSR pojedinog kanala na skupovima za učenje i validaciju. Točnost na skupu za učenje podjednaka je na svim odvodima i veća je od 99%. Točnost na skupu za validaciju najveća je za I. odvod (99,25%) i odvod aVR (99,33%).

Rezultati dobiveni na skupu za testiranje prikazani su u tablici 7.20. Najveće točnosti postignute su na odvodima I (99,08%), II (99,00%) i aVR (99,32%). U tablici 7.22. prikazani su rezultati većinskog glasanja za klasifikaciju po srčanom ciklusu. Postignuto je poboljšanje točnosti i ona iznosi 99,85%.

U tablici 7.21. prikazani su rezultati klasifikacije na razini subjekta. Najveća točnost postignuta je na odvodu aVF (99,77%), no u gotovo svim kanalima (osim V₂) prisutna je visoka točnost iznad 99%. U tablici 7.23. prikazani su rezultati većinskog glasanja za klasifikaciju na razini subjekta. Postignuto je poboljšanje uz točnost od 99,94%.

Tablica 7.19. Točnost i iznos funkcije gubitka klasifikacije klasa AFsin i NSR na skupu za učenje i skupu za validaciju po svakom odvodu

Odvod	Točnost na skupu za učenje	Točnost na skupu za validaciju	Iznos funkcije gubitka (skup za učenje)	Iznos funkcije gubitka (skup za validaciju)
I	99,59%	99,25%	0,0019	0,0231
II	99,58%	98,94%	0,0231	0,0352
III	99,50%	96,81%	0,1124	0,1037
aVR	99,67%	99,33%	0,0041	0,0204
aVL	99,38%	95,29%	0,0623	0,1339
aVF	99,60%	98,16%	0,0538	0,0542
V ₁	99,22%	98,44%	0,0897	0,0497
V ₂	99,16%	98,27%	0,1025	0,0587
V ₃	99,68%	98,39%	0,0312	0,0517
V ₄	99,75%	99,22%	0,0119	0,0256
V ₅	99,72%	96,98%	0,0040	0,1046
V ₆	99,76%	98,49%	0,0570	0,0423

Tablica 7.20. Točnost klasifikacije klasa AFsin i NSR na razini srčanog ciklusa (skup podataka za testiranje)

Odvod	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _P	AFsin _P		
I		NSR _S	AFsin _S	99,08%	99,22%
	NSR _S	18164	266		
	AFsin _S	146	26245		
II		NSR _P	AFsin _P	99,00%	99,15%
	NSR _S	18163	267		
	AFsin _S	183	26208		
III		NSR _P	AFsin _P	97,20%	97,60%
	NSR _S	18077	353		
	AFsin _S	901	25490		
aVR		NSR _P	AFsin _P	99,32%	99,43%
	NSR _S	18226	204		
	AFsin _S	99	26292		
aVL		NSR _P	AFsin _P	93,90%	94,61%
	NSR _S	18085	345		
	AFsin _S	2390	24001		
aVF		NSR _P	AFsin _P	98,30%	98,55%
	NSR _S	18240	190		
	AFsin _S	571	25820		
V ₁		NSR _P	AFsin _P	98,31%	98,57%
	NSR _S	17953	477		
	AFsin _S	279	26112		
V ₂		NSR _P	AFsin _P	97,72%	98,07%
	NSR _S	17794	636		
	AFsin _S	386	26005		
V ₃		NSR _P	AFsin _P	96,39%	96,86%
	NSR _S	18207	223		
	AFsin _S	1395	24996		
V ₄		NSR _P	AFsin _P	97,16%	97,55%
	NSR _S	18221	209		
	AFsin _S	1064	25327		
V ₅		NSR _P	AFsin _P	98,99%	99,13%
	NSR _S	18284	146		
	AFsin _S	306	25829		
V ₆		NSR _P	AFsin _P	98,92%	99,08%
	NSR _S	18252	178		
	AFsin _S	306	26085		

Tablica 7.21 Točnost klasifikacije klasa AFsin i NSR na razini subjekta (skup podataka za testiranje)

Odvod	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR+p	AFsinp		
I		NSR+p	AFsinp	99,60%	93,07%
	NSR+s	1695	7		
	AFsins	0	47		
II		NSR+p	AFsinp	99,49%	91,26%
	NSR+s	1693	9		
	AFsins	0	47		
III		NSR+p	AFsinp	99,71%	94,95%
	NSR+s	1697	5		
	AFsins	0	47		
aVR		NSR+p	AFsinp	99,71%	94,95%
	NSR+s	1697	5		
	AFsins	0	47		
aVL		NSR+p	AFsinp	99,20%	86,54%
	NSR+s	1690	12		
	AFsins	2	45		
aVF		NSR+p	AFsinp	99,77%	95,92%
	NSR+s	1698	4		
	AFsins	0	47		
V ₁		NSR+p	AFsinp	99,26%	87,85%
	NSR+s	1689	13		
	AFsins	0	47		
V ₂		NSR+p	AFsinp	97,94%	72,31%
	NSR+s	1666	36		
	AFsins	0	47		
V ₃		NSR+p	AFsinp	99,37%	89,11%
	NSR+s	1693	9		
	AFsins	2	45		
V ₄		NSR+p	AFsinp	99,31%	88,46%
	NSR+s	1691	11		
	AFsins	1	46		
V ₅		NSR+p	AFsinp	99,71%	94,95%
	NSR+s	1697	5		
	AFsins	0	47		
V ₆		NSR+p	AFsinp	99,66%	94,00%
	NSR+s	1696	6		
	AFsins	0	47		

Tablica 7.22. Matrica konfuzije i točnost klasifikacije AFsin i NSR na razini srčanih ciklusa metodom većinskog glasanja na skupu za testiranje

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _{+p}	AFsin _p		
Većinsko glasanje				99,85%	99,87%
	NSR _{+s}	18386	44		
	AFsin _s	23	26368		

Tablica 7.23. Matrica konfuzije i točnost klasifikacije AFsin i NSR na razini subjekta metodom većinskog glasanja na skupu za testiranje

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _{+p}	AFsin _p		
Većinsko glasanje				99,94%	98,95%
	NSR _{+s}	1701	1		
	AFsin _s	0	47		

Dodatno, podatci iz skupa testiranje baze podataka CinC 2020 testirani su na modelu dobivenom iz baze podataka sintetički generiranih zapisa i obratno, podatci iz skupa za testiranje i sintetički generirane baze podataka fibrilacije atriya testiran je na modelu dobivenom iz učenja na bazi podataka CinC 2020. Rezultati su prikazani u tablici 7.24.

Tablica 7.24. Testiranje modela većinskog glasanja na skupovima iz baza podataka različitih izvora

Skup za testiranje/Model	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
		NSR _p	AF _p		
CinC 2020/Sintetička baza podataka				74,94%	69,31%
	NSR _s	6495	7		
	AF _s	3482	3940		
Sintetička baza podataka/CinC 2020		NSR _p	AF _p	98,16%	98,44%
	NSR _s	18039	391		
	AF _s	432	25959		

7.2.4. Rezultati na bazi podataka holterskih zapisa Srčana

U sklopu ovog istraživanja dodatni eksperiment je napravljen na prikupljenoj bazi dvokanalnih holterskih zapisa Srčana. Za potrebe izlučivanja morfoloških značajki srčanog ciklusa (SC-ECG) izdvojeno je prvih 10 minuta signala. Razmatrane su dvije klase: AF i ostale dijagnoze (OD) pacijenata kod kojih nije zabilježena pojava AF. Kako bi skup bio balansiran korišten je podjednak broj pacijenata u obje klase. Rezultati točnosti i funkcije gubitka klasifikacije na razini srčanih ciklusa na skupovima za učenje i validaciju prikazani su u tablici 7.25.

Točnosti klasifikacije na razini srčanih ciklusa na skupu za učenje dobivene modelima na oba kanala i metodom većinskog glasanja prikazane su u tablici 7.26.

Model je postigao dobre rezultate na skupu za učenje, no loše na skupovima za validaciju i testiranje. Povećanjem broja primjera u skupu nije se postiglo poboljšanje točnosti na skupovima za validaciju i testiranje. U tablici 7.27. prikazani su rezultati klasifikacije na razini pacijenta.

Tablica 7.25. Točnost i iznos funkcije gubitka klasifikacije klasa AF i OD na skupu za učenje i skupu za validaciju po svakom odvodu

Kanal	Točnost na skupu za učenje	Točnost na skupu za validaciju	Iznos funkcije gubitka (skup za učenje)	Iznos funkcije gubitka (skup za validaciju)
ECG1	88,16%	67,84%	0,3577	0,7014
ECG2	84,62%	52,48%	0,5368	0,9521

Tablica 7.26. Točnost klasifikacije klasa AF i NSR na razini srčanog ciklusa (skup podataka za testiranje)

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
ECG1		OD _P	AF _P	70,88%	71,54%
	OD _S	8280	3744		
	AF _S	3294	8846		
ECG2		OD _P	AF _P	58,48%	54,74%
	OD _S	8061	3963		
	AF _S	6070	6069		
Većinsko glasanje		OD _P	AF _P	70,83%	69,83%
	OD _S	8953	3071		
	AF _S	3978	8161		

Tablica 7.27. Točnost klasifikacije klasa AF i OD na razini pacijenta (skup podataka za testiranje)

Metoda	Matrica konfuzije			Točnost	F1 mjera
ECG1		OD _P	AF _P	86,21%	85,71%
	OD _S	13	3		
	AF _S	1	12		
ECG2		OD _P	AF _P	58,62%	50,00%
	OD _S	11	5		
	AF _S	7	6		
Većinsko glasanje		OD _P	AF _P	93,10%	92,31%
	OD _S	15	1		
	AF _S	1	12		

7.2.5. Usporedba rezultata

Recentni radovi uglavnom su se fokusirali na otkrivanje srčanih oboljenja iz jednokanaloga signala EKG-a. Kombinacija CNN i RNN mreže u radu [100] klasificirala je AF iz RR intervala dugotrajnih zapisa signala EKG-a sa preciznošću 96,95% i osjetljivošću 98,98%, dok je na neviđenim podacima ostvarena preciznost 98,96% i osjetljivost 86,04%. U radu [101] korišten je model za otkrivanje AF temeljen na dubokim CNN mrežama s točnošću od 98,29% na značajkama dobivenim Fourierovom transformacijom na vremenskom otvoru (engl. *Short-Time Fourier Transform*, STFT) jednokanalnoga signala EKG-a. U istraživanju [22] kompleksnim dubokim modelom iz velikog broja podataka jednokanalnoga signala EKG-a dobivena je preciznost od 94,1% za klasifikaciju AF između ukupno 12 klasa srčanih oboljenja. Kao jedan od ograničenja rada naveden je nedostatak 12-kanalnog signala EKG-a. U istom radu postignuta je F1 mjera od 83% za klasifikaciju na četiri klase iz baze podataka Physionet/CinC Challenge 2017 [21]. U radu [102] korišten je pristup dubokim učenjem s 12-kanalnim signalima EKG-a u otkrivanju pacijenata s AF kojima je u trenutku snimanja zabilježen NSR. Dobivene točnosti iznosile su 79,4% za otkrivanje pacijenata sa zabilježenom povijesti AF, odnosno 83,3% za pacijente sa zabilježenom AF unutar posljednjih mjesec dana. Uz relativno visoke točnosti, zabilježene su niske F1 mjere (39,2% i 45,4%). Istraživanje je provedeno na bazi podataka od 180922 pacijenta.

Metodom većinskog glasanja u ovom istraživanju postiglo se poboljšanje ukupne klasifikacije na razini srčanih ciklusa SC-ECG i na razini subjekta u odnosu na jednokanalni pristup. Rezultati su podjednaki onima objavljenim u [20]. Međutim, zbog različitih skupova podataka korištenih za učenje i testiranje modela usporedba radova nije jednoznačna. Također, u radu [20] nije navedeno testira li se model na razini subjekta ili na razini srčanog ciklusa. Slučajnim odabirom SC-ECG u skupove za učenje, validaciju i testiranje vjerojatno je da će srčani ciklus istog pacijenta biti u skupu za učenje i u skupovima za validaciju i testiranje. Time odabrani primjeri u skupu za testiranje više koreliraju s onima u skupu za učenje i točnost modela se umjetno povećava podacima koji nisu neviđeni na razini subjekta.

Iako je točnost modela klasifikacije srčanih ciklusa kod holterskih zapisa manja, otkrivanje zapisa pacijenta s AF pokazalo je visoku točnost, a najveću korištenjem većinskog glasanja. Razlog tome moguć je zbog primjene metode otkrivanja po srčanom ciklusu. Naime, u holterskim zapisima dugog trajanja broj srčanih ciklusa koje analiziramo po jednom pacijentu je velik. Načinom odabira klase pacijenta prema većinskom prisustvu klase srčanih ciklusa još

jednom je ugrađen mehanizam većinskog glasanja u konačnu odluku. U tom slučaju svaki srčani ciklus SC-ECG možemo promatrati kao zaseban model koji doprinosi odluci većinskog glasanja. Točnost metodom većinskog glasanja u tom slučaju može biti velika čak i ako model ima lošiju točnost.

Prema [103], većina istraživanja u otkrivanju AF metodama strojnog učenja klasificira binarno: prisutnost AF ili ne. U ovom istraživanju pokazali smo da je binarna klasifikacije na AF i NSR postigla dobre rezultate, ali da se točnost smanjila prisustvom ostalih dijagnoza zajedno s klasom NSR. Radovi u kojima je postignuta visoka točnost klasifikacije više srčanih oboljenja uglavnom su učeni na velikim bazama podataka [22], [104] i imaju kompleksnije modele [105] s većim brojem parametara u odnosu na istraživanje provedeno u ovom radu.

Jedna od glavnih zamjerki uporabe metoda strojnog učenja u kliničkoj praksi je „*black box*“ priroda metoda. Trenutna istraživanja ne omogućavaju uvid u mehanizam srčanih oboljenja i proces donošenja konačne odluke, odnosno dijagnoze, unatoč visokoj točnosti klasifikacije. Računalni model podrazumijeva optimalno snimljen signal, bez tehničkih ili drugih pogrešaka [106], koje, iako lako uočljive od strane medicinskog osoblja, mogu računalni model navesti na krivi trag. Bez adekvatnog objašnjenja dane dijagnoze, teško je otkriti pristranost modela koja je često uvjetovana skupom podataka (npr. rasna pristranost modela [107], [108]). U ovom radu pokazana je važnost odabira baze podataka i načina snimanja u konačnom vrednovanju i procjeni točnosti modela te time i važnost standardizacije računalne interpretacije elektrokardiograma [2]. Testiranjem modela kada se primjeri iz iste baze podataka ne nalaze i u skupu za učenje i u skupu za testiranje smanjenja je ukupna točnost klasifikacije. Testiranjem na bazi podataka Georgia točnost modela smanjenja je za 4,27% na razini klasifikacije srčanih ciklusa i 4,79% na razini subjekta. Model naučen na kliničkoj bazi podataka dao je dobre rezultate kad je testiran na sintetičkoj bazi podataka. Ipak, model naučen na sintetičkoj bazi podataka fibrilacije atrijske nije dao dobre rezultate pri testiranju na kliničkoj bazi podataka čime su pokazana moguća ograničenja sintetičke baze podataka u generalizaciji morfoloških promjena signala EKG-a tijekom epizoda AF. Također, važno je napomenuti mogućnosti zlonamjernih promjena ili napada kod uporabe takvih sustava. Računalna analiza signala EKG-a podložna je takvim napadima i potrebno je implementirati odgovarajuće mehanizme sigurnosti [109].

Općenito, modeli računalno potpomognute dijagnoze srčanih aritmija pokazuju dobre rezultate usporedive s grupom kardiologa [22]. Problemi koji se nameću su vezani za navedenu interpretaciju modela (*black box*) i pravne aspekte, odnosno razrješenje pravnog pitanja

korištenja umjetne inteligencije u računalno potpomognutoj dijagnozi [110]. Novija istraživanja priklanjaju se metodama za jasnije tumačenje modela strojnog učenja, poput vizualizacije [20] i objašnjivih modela (engl. *Explainable Artificial Intelligence*, XAI) [111]. Područje objašnjivih modela u kontekstu srčanih oboljenja još uvijek je nedovoljno istraženo [112].

8. Zaključak

Algoritmi za otkrivanje QRS kompleksa već dugi niz godina postižu visoku točnost na standardnim bazama podataka za testiranje. Unatoč tome, novi algoritmi objavljuju se u recentnoj literaturi s različitim pristupima problemu. Kako u literaturi ponekad nedostaje opis ključnih faza obradbe algoritma bez kojih se ne mogu reproducirati rezultati, u ovom radu razložilo se algoritme na četiri faze. Istraženo je kako kombinacije različitih faza algoritama utječu na ukupnu točnost. Pokazalo se da kombinacijom metode filtriranja MMF i Elgendijevog algoritma za detekciju postizemo poboljšanje rezultata. U literaturi su, po znanju autora, jako malo zastupljene metode koje iskorištavaju informacije iz više kanala signala EKG-a. U okviru ove disertacije postiglo se poboljšanje korištenjem težinske fuzije više kanala signala EKG-a. Iako pristup daje bolje rezultate, potreban je korak učenja algoritma, što mu otežava primjenu.

U recentnim radovima sve više je prisutna primjena metoda strojnog učenja u računalno potpomognutoj dijagnostici srčanih oboljenja. U ovom radu ostvaren je model za otkrivanje fibrilacije atrijske i normalnog sinusnog ritma iz višekanalnoga signala EKG-a s visokom točnošću na skupu za testiranje iz iste baze podataka. U radu je pokazano da model postiže lošije rezultate ako se uči i testira na holterskim zapisima i uspoređuje s drugim srčanim oboljenjima. Manjak dosadašnjih istraživanja je u prikazu rezultata vrednovanja modela samo na skupu za testiranje koji je uzet iz iste baze podataka kao i skup za učenje. Radi provjere generalizacije modela u ovom radu prikazani su rezultati pri testiranju na skupu iz drugih baza podataka.

Broj srčanih oboljenja je u porastu, a fibrilacija atrijske samo je jedno od njih. Daljnja istraživanja moguće je fokusirati na veći broj oboljenja, i poboljšanje modela koji bi uspješnije razlikovao kako oboljenja međusobno, tako i zdrave kontrolne skupine od skupine pacijenata.

9. Popis literature

- [1] Barić, L., "Libelli Medici: Elektrokardiografija u praksi", Pliva d.d., Zagreb, 1993.
- [2] Schläpfer, J., Wellens, H. J., "Computer-Interpreted Electrocardiograms: Benefits and Limitations", *Journal of the American College of Cardiology*, sv. 70, izd. 9, 2017, str. 1183–1192.
- [3] Taback, L., Marden, E., Mason, H. L., Pipberger, H. V., "Digital Recording of Electrocardiographic Data for Analysis by a Digital Computer", *IRE Transactions on Medical Electronics*, sv. ME-6, izd. 3, 1959, str. 167–171.
- [4] Pipberger, H. V., Freis, E. D., Taback, L., Mason, H. L., "Preparation of Electrocardiographic Data for Analysis by Digital Electronic Computer", *Circulation*, sv. 21, 1960, str. 413–418.
- [5] Bruce, R. A., Yarnall, S. R., "Computer-aided Diagnosis of Cardiovascular Disorders", *Journal of Chronic Diseases*, sv. 19, izd. 4, 1966, str. 473–484.
- [6] Rautaharju, P. M., *i ostali*, "Task force III: Computers in Diagnostic Electrocardiography", *The American Journal of Cardiology*, sv. 41, izd. 1, 1978, str. 158–170.
- [7] Willems, J. L., "A Plea for Common Standards in Computer Aided ECG Analysis", *Computers and Biomedical Research*, sv. 13, izd. 2, 1980, str. 120–131.
- [8] Middleton, B., Sittig, D. F., Wright, A., "Clinical Decision Support: a 25 Year Retrospective and a 25 Year Vision", *IMIA Yearbook of medical informatics*, sv. 25, izd. 1, 2016, str. 103–116.
- [9] Kligfield, P., *i ostali*, "Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram", *Journal of the American College of Cardiology*, sv. 49, izd. 10, 2007, str. 1109–1127.
- [10] Kononenko, I., "Machine Learning for Medical Diagnosis: History, State of the Art and Perspective", *Artificial Intelligence in Medicine*, sv. 23, izd. 1, 2001, str. 89–109.
- [11] Jones, N. B., Wang, J. T., Sehmi, A. S., DeBono, D. P., "Knowledge-Based Systems and Neural Networks for Clinical Decision Making", *IFAC Proceedings Volumes*, sv. 26, izd. 2, 1993, str. 171–174.

- [12] Kukar, M., Grošelj, C., Kononenko, I., Fettich, J., "An Application of Machine Learning in the Diagnosis of Ischaemic Heart Disease", u *Proceedings of Computer Based Medical Systems*, 1997, str. 70–75.
- [13] Bornmann, L., Mutz, R., "Growth Rates of Modern Science: A Bibliometric Analysis Based on the Number of Publications and Cited References", *Journal of the Association for Information Science and Technology*, sv. 66, izd. 11, 2015, str. 2215–2222.
- [14] Krittanawong, C., *i ostali*, "Deep Learning for Cardiovascular Medicine: A Practical Primer", *European Heart Journal*, sv. 40, izd. 25, 2019, str. 2058–2073.
- [15] Parvaneh, S., Rubin, J., Babaeizadeh, S., Xu-Wilson, M., "Cardiac Arrhythmia Detection Using Deep Learning: A Review", *Journal of Electrocardiology*, sv. 57, 2019, str. S70–S74.
- [16] Piccialli, F., Somma, V. Di, Giampaolo, F., Cuomo, S., Fortino, G., "A Survey on Deep Learning in Medicine: Why, How and When?", *Information Fusion*, sv. 66, 2021, str. 111–137.
- [17] Ahuja, A. S., "The Impact of Artificial Intelligence in Medicine on the Future Role of the Physician", *PeerJ*, sv. 7, izd. e7702, 2019.
- [18] Kornej, J., Börschel, C. S., Benjamin, E. J., Schnabel, R. B., "Epidemiology of Atrial Fibrillation in the 21st Century: Novel Methods and New Insights", *Circulation Research*, sv. 127, izd. 1, 2020, str. 4–20.
- [19] Larburu, N., Lopetegi, T., Romero, I., "Comparative Study of Algorithms for Atrial Fibrillation Detection", *Computing in Cardiology*, sv. 38, 2011, str. 265–268.
- [20] Baalman, S. W. E., *i ostali*, "A Morphology Based Deep Learning Model for Atrial Fibrillation Detection Using Single Cycle Electrocardiographic Samples", *International Journal of Cardiology*, sv. 316, 2020, str. 130–136.
- [21] Clifford, G., *i ostali*, "AF Classification from a Short Single Lead ECG Recording: the PhysioNet Computing in Cardiology Challenge 2017", *2017 Computing in Cardiology (CinC)*, 2017, str. 1–4.
- [22] Hannun, A. Y., *i ostali*, "Cardiologist-level Arrhythmia Detection and Classification in Ambulatory Electrocardiograms Using a Deep Neural Network", *Nature Medicine*, sv. 25, 2019, str. 65–69.

- [23] Hurst, J. W., "Naming of the Waves in the ECG With a Brief Account of Their Genesis", *Circulation*, sv. 98, 1998, str. 1937–1942.
- [24] Iaizzo, P. A., "Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology and Devices", Springer, Švicarska, 2015.
- [25] Hall, J. E., Guyton, A. C., "Textbook of Medical Physiology", Elsevier, SAD, 2016.
- [26] Betts, J. G., *i ostali*, "Anatomy and physiology", OpenStax, SAD, 2017.
- [27] Šantić, A., "Biomedicinska elektronika", Školska knjiga, Zagreb, 1995.
- [28] Patchett, N., "EKG Leads". https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EKG_leads.png (pristupljeno ožu. 15, 2021).
- [29] Malmivuo, J., Plonsey, R., "Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields", New York, SAD, 1995.
- [30] Geselowitz, D. B., "Dipole theory in electrocardiography", *The American Journal of Cardiology*, sv. 14, izd. 3, 1964, str. 301–306.
- [31] Einthoven, W., Fahr, G., de Waart, A., "On the Direction and Manifest Size of the Variations of Potential in the Human Heart and on the Influence of the Position of the Heart on the Form of the Electrocardiogram", *American Heart Journal*, sv. 40, izd. 2, 1950, str. 163–211.
- [32] Wilson, F. N., Johnston, F. D., Garrard Macleod, A., Barker, P. S., "Electrocardiograms That Represent the Potential Variations of a Single Electrode", *American Heart Journal*, sv. 9, izd. 4, 1934, str. 447–458.
- [33] Goldberger, E., "A simple, indifferent, electrocardiographic electrode of zero potential and a technique of obtaining augmented, unipolar, extremity leads", *American Heart Journal*, sv. 23, izd. 4, 1942, str. 483–492.
- [34] Wilson, F. N., *i ostali*, "The Precordial Electrocardiogram", *American Heart Journal*, sv. 27, izd. 1, 1944, str. 19–85.
- [35] Barnes, A. R., Pardee, H. E. B., White, P. D., Wilson, F. N., Wolferth, C. C., Leads, C. of the A. H. A. for the S. of P., "Standardization of precordial leads: Supplementary report", *American Heart Journal*, sv. 15, izd. 2, 1938, str. 235–239.
- [36] Mason, R. E., Likar, I., "A new system of multiple-lead exercise electrocardiography", *American Heart Journal*, sv. 71, izd. 2, 1966, str. 196–205.

- [37] Bergovec, M., "Praktična elektrokardiografija", Školska knjiga, Zagreb, 1997.
- [38] Buttu, A., "Novel ECG and Intracardiac Electrograms Signal Processing Schemes for Predicting the Outcome of Atrial Fibrillation Catheter Ablation", doktorski rad, École polytechnique fédérale de Lausanne, Lausanne, Švicarska, 2014.
- [39] Clifford, G. D., Azuaje, F., McSharry, P. E., "Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis", Artech House, SAD, 2006.
- [40] Sörnmo, L., "Atrial Fibrillation From an Engineering Perspective", Springer, Švicarska, 2018.
- [41] Lip, G. Y. H., *i ostali*, "Atrial fibrillation", Nature Reviews Disease Primers, sv. 2, izd. 16016, 2016.
- [42] Kirchhof, P., *i ostali*, "2016 ESC Guidelines for the management of atrial fibrillation developed in collaboration with EACTS", European Heart Journal, sv. 37, izd. 38, 2016, str. 2893–2962.
- [43] Calkins, H., *i ostali*, "2012 HRS/EHRA/ECAS expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation: Recommendations for patient selection, procedural techniques, patient management and follow-up, definitions, endpoints, and research trial design", EP Europace, sv. 14, izd. 4, 2012, str. 528–606.
- [44] Benčić, M. L., "Atrial fibrillation – the most common sustained arrhythmia", Medicus, sv. 25, izd. 2, 2016, str. 167–176.
- [45] Tops, L. F., Schalić, M. J., Bax, J. J., "Imaging and atrial fibrillation: The role of multimodality imaging in patient evaluation and management of atrial fibrillation", European Heart Journal, sv. 31, izd. 5, 2010, str. 542–551.
- [46] Datta, S., *i ostali*, "Identifying normal, AF and other abnormal ECG rhythms using a cascaded binary classifier", 2017 Computing in Cardiology (CinC), 2017, str. 1–4.
- [47] Teijeiro, T., García, C. A., Castro, D., Félix, P., "Arrhythmia Classification from the Abductive Interpretation of Short Single-Lead ECG Records", 2017 Computing in Cardiology (CinC), 2017, str. 1–4.
- [48] Hong, S., *i ostali*, "ENCASE: an ENsemble CLASSifiEr for ECG Classification Using Expert Features and Deep Neural Networks", 2017 Computing in Cardiology (CinC), 2017, str. 1–4.

- [49] Zabihi, M., Bahrami Rad, A., Katsaggelos, A. K., Kiranyaz, S., Narkilahti, S., Gabbouj, M., "Detection of Atrial Fibrillation in ECG Hand-held Devices Using a Random Forest Classifier", 2017 Computing in Cardiology (CinC), 2017, str. 1–4.
- [50] Mahajan, R., Kamaleswaran, R., Howe, J. A., Akbilgic, O., "Cardiac rhythm classification from a short single lead ECG recording via random forest", 2017 Computing in Cardiology (CinC), 2017, str. 1–4.
- [51] Kim, H.-Y., "Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using skewness and kurtosis", Restorative Dentistry & Endodontics, sv. 38, izd. 1, 2013, str. 52–54.
- [52] Dharmaprani, D., Dykes, L., McGavigan, A. D., Kuklik, P., Pope, K., Ganesan, A. N., "Information theory and Atrial Fibrillation (AF): A review", Frontiers in Physiology, sv. 9, izd. 957, 2018, str. 1–19.
- [53] Dash, S., Chon, K. H., Lu, S., Raeder, E. A., "Automatic real time detection of atrial fibrillation", Annals of Biomedical Engineering, sv. 37, izd. 9, 2009, str. 1701–1709.
- [54] Alcaraz, R., Rieta, J. J., "A review on sample entropy applications for the non-invasive analysis of atrial fibrillation electrocardiograms", Biomedical Signal Processing and Control, sv. 5, izd. 1, 2010, str. 1–14.
- [55] Park, J., Lee, S., Jeon, M., "Atrial fibrillation detection by heart rate variability in Poincare plot", BioMedical Engineering Online, sv. 8, izd. 38, 2009, str. 1–12.
- [56] Sarkar, S., Ritscher, D., Mehra, R., "A Detector for a Chronic Implantable Atrial Tachyarrhythmia Monitor", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, sv. 55, izd. 3, 2008, str. 1219–1224.
- [57] Moody, G. B., Mark, R. G., "The impact of the MIT-BIH arrhythmia database", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, sv. 20, izd. 3, 2001, str. 45–50.
- [58] Friganovic, K., Kukulja, D., Jovic, A., Cifrek, M., Krstacic, G., "Optimizing the Detection of Characteristic Waves in ECG Based on Processing Methods Combinations", IEEE Access, sv. 6, 2018, str. 50609–50626.
- [59] Maršánová, L., Němcová, A., Smíšek, R., Vitek, M., Smital, L., "Advanced P Wave Detection in Ecg Signals During Pathology: Evaluation in Different Arrhythmia Contexts", Scientific Reports, sv. 9, izd. 19053, 2019, str. 1–11.

- [60] Leutheuser, H., *i ostali*, "Instantaneous P-and T-wave detection: Assessment of three ECG fiducial points detection algorithms", 2016 IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 2016, str. 329–334.
- [61] Rueda, C., Larriba, Y., Lamela, A., "The hidden waves in the ECG uncovered: a sound automated interpretation method", Scientific Reports, sv. 11, izd. 3724, 2021, str. 1–12.
- [62] Perski, A., Olsson, G., Landou, C., de Faire, U., Theorell, T., Hamsten, A., "Minimum heart rate and coronary atherosclerosis: Independent relations to global severity and rate of progression of angiographic lesions in men with myocardial infarction at a young age", American Heart Journal, sv. 123, izd. 3, 1992, str. 609–616.
- [63] Thakor, N. V., Webster, J. G., Tompkins, W. J., "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, sv. BME-31, izd. 11, 1984, str. 702–706.
- [64] Wang, J., "Proposed new requirements for testing and reporting performance results of arrhythmia detection algorithms", Computing in Cardiology, sv. 40, 2013, str. 967–970.
- [65] Moody, G. B., "MIT-BIH Arrhythmia Database Directory". <https://archive.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm> (pristupljeno ožu. 10, 2021).
- [66] Laguna, P., Mark, R. G., Goldberg, A., Moody, G. B., "A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG", Computers in Cardiology 1997, sv. 24, 1997, str. 673–676.
- [67] Goldberger, A. L., *i ostali*, "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals", Circulation, sv. 101, izd. 23, 2000, str. 215–220.
- [68] A. Taddei, *i ostali*, "The European ST-T database: development, distribution and use", [1990] Proceedings Computers in Cardiology, 1990, str. 177–180.
- [69] Greenwald, S. D., "Improved Detection and Classification of Arrhythmias in Noise-corrupted Electrocardiograms Using Contextual Information", doktorski rad, Massachusetts Institute of Technology, SAD, 1990.
- [70] Greenwald, S. D., "The Development and Analysis of a Ventricular Fibrillation Detector", magistarski rad, Massachusetts Institute of Technology, SAD, 1986.

- [71] Moody, G. B., Mark, R. G., "Development and Evaluation of a 2-Lead Ecg Analysis Program", *Computers in Cardiology*, 1983, str. 39–44.
- [72] Lee, D., Cornet, R., Lau, F., de Keizer, N., "A survey of SNOMED CT implementations", *Journal of Biomedical Informatics*, sv. 46, izd. 1, 2013, str. 87–96.
- [73] GE Healthcare, "CardioMem CM 3000". <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/ge-healthcare/cardiomem-cm-3000/70717-159225.html> (pristupljeno ožu. 11, 2021).
- [74] Alcaraz, R., Sörnmo, L., Rieta, J. J., "Reference database and performance evaluation of methods for extraction of atrial fibrillatory waves in the ECG", *Physiological Measurement*, sv. 40, izd. 075011, 2019, str. 1–11.
- [75] Petrenas, A., *i ostali*, "Electrocardiogram modeling during paroxysmal atrial fibrillation: application to the detection of brief episodes", *Physiological Measurement*, sv. 38, izd. 11, 2017, str. 2058–2080.
- [76] Stridh, M., Sörnmo, L., "Spatiotemporal QRST cancellation techniques for analysis of atrial fibrillation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, sv. 48, izd. 1, 2001, str. 105–111.
- [77] Sameni, R., Clifford, G. D., Jutten, C., Shamsollahi, M. B., "Multichannel ECG and noise modeling: Application to maternal and fetal ECG signals", *Eurasip Journal on Advances in Signal Processing*, izd. 043407, 2007, str. 1–14.
- [78] Pan, J., Tompkins, W. J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, sv. BME-32, izd. 3, 1985, str. 230–236.
- [79] Elgendi, M., "Fast QRS Detection with an Optimized Knowledge-Based Method: Evaluation on 11 Standard ECG Databases", *PLoS ONE*, sv. 8, izd. 9, 2013, str. e73557.
- [80] Benitez, D. S., Gaydecki, P. A., Zaidi, A., Fitzpatrick, A. P., "A new QRS detection algorithm based on the Hilbert transform", *Computers in Cardiology 2000*, sv. 27, 2000, str. 379–382.
- [81] Medved, V., Cifrek, M., "Kinesiological Electromyography", u *Biomechanics in Applications*, Vaclav K. (ur.), InTech, Rijeka, 2011, str. 349–366.
- [82] Martínez, A., Alcaraz, R., Rieta, J. J., "Application of the phasor transform for automatic delineation of single-lead ECG fiducial points", *Physiological Measurement*, sv. 31, izd. 11, 2010, str. 1467–1485.

- [83] Sun, Y., Chan, K. L., Krishnan, S. M., "ECG signal conditioning by morphological filtering", *Computers in Biology and Medicine*, sv. 32, izd. 6, 2002, str. 465–479.
- [84] Pahlm, O., Sörnmo, L., "Software QRS detection in ambulatory monitoring - a review", *Medical & Biological Engineering*, sv. 22, 1984, str. 289–297.
- [85] Sun, Y., Chan, K. L., Krishnan, S. M., "Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform", *BMC Cardiovascular Disorders*, sv. 5, izd. 28, 2005.
- [86] Martínez, J. P., Almeida, R., Olmos, S., Rocha, A. P., Laguna, P., "A Wavelet-Based ECG Delineator Evaluation on Standard Databases", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, sv. 51, izd. 4, 2004, str. 570–581.
- [87] Li, C., Zheng, C., Tai, C., "Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, sv. 42, izd. 1, 1995, str. 21–28.
- [88] Ledezma, C. A., Altuve, M., "Optimal data fusion for the improvement of QRS complex detection in multi-channel ECG recordings", *Medical and Biological Engineering and Computing*, sv. 57, 2019, str. 1673–1681.
- [89] Hannun, A., "Transcribing Real-Valued Sequences With Deep Neural Networks", doktorski rad, Stanford University, SAD, 2018.
- [90] Hong, S., Zhou, Y., Shang, J., Xiao, C., Sun, J., "Opportunities and Challenges of Deep Learning Methods for Electrocardiogram Data : A Systematic Review", *Computers in Biology and Medicine*, sv. 122, izd. 103801, 2020.
- [91] Ebrahimi, Z., Loni, M., Daneshtalab, M., Gharehbaghi, A., "A review on deep learning methods for ECG arrhythmia classification", *Expert Systems with Applications: X*, sv. 7, izd. 100033, 2020.
- [92] Somani, S., *i ostali*, "Deep learning and the electrocardiogram : review of the current state-of-the-art", *EP Europace*, sv. 23, izd. 8, 2021, str. 1179–1191.
- [93] Wolpert, D. H., "The Existence Of A Priori Distinctions Between Learning Algorithms", *Neural Computation*, sv. 8, izd. 7, 1996, str. 1391–1420.
- [94] David, G., Rojas, A., "An Empirical Overview of the No Free Lunch Theorem and Its Effect on Real-World Machine Learning Classification", *Neural Computation*, sv. 28, 2016, str. 216–228.

- [95] Krapac, J., Šegvić, S., "Duboke unaprijedne mreže", predavanja iz predmeta Duboko učenje, Zagreb, 2020.
- [96] Kingma, D. P., Ba, J. L., "ADAM: A Method for Stochastic Optimization", ICLR 2015, SAD, 2015, str. 1–15.
- [97] Murphy, K. P., "Machine Learning: A Probabilistic Perspective", MIT Press, London, 2012.
- [98] Glorot, X., Bengio, Y., "Understanding the Difficulty of Training Deep Feedforward Neural Networks", Proceedings of the 13th International Conference on Artificial Intelligence and Statistics (AISTATS) 2010, Italija, 2010, str. 249–256.
- [99] Witten, I. H., Frank, E., "Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques", Elsevier, SAD, 2011.
- [100] Andersen, R. S., Peimankar, A., Puthusserypady, S., "A deep learning approach for real-time detection of atrial fibrillation", Expert Systems with Applications, sv. 115, 2019, str. 465–473.
- [101] Xia, Y., Wulan, N., Wang, K., Zhang, H., "Detecting atrial fibrillation by deep convolutional neural networks", Computers in Biology and Medicine, sv. 93, 2018, str. 84–92.
- [102] Attia, Z. I., *i ostali*, "An artificial intelligence-enabled ECG algorithm for the identification of patients with atrial fibrillation during sinus rhythm: a retrospective analysis of outcome prediction", The Lancet, sv. 394, izd. 10201, 2019, str. 861–867.
- [103] Matias, I., *i ostali*, "Prediction of Atrial Fibrillation using artificial intelligence on Electrocardiograms: A systematic review", Computer Science Review, sv. 39, izd. 100334, 2021.
- [104] Ribeiro, A. H., *i ostali*, "Automatic diagnosis of the 12-lead ECG using a deep neural network", Nature Communications, sv. 11, izd. 1760, 2020, str. 1–9.
- [105] Yildirim, O., Talo, M., Ciaccio, E. J., San, R., "Accurate deep neural network model to detect cardiac arrhythmia on more than 10,000 individual subject ECG records", Computer Methods and Programs in Biomedicine, sv. 197, izd. 105740, 2020, str. 1–12.
- [106] Zhang, K., Aleexenko, V., Jeevaratnam, K., "Computational approaches for detection of cardiac rhythm abnormalities: Are we there yet?", Journal of Electrocardiology, sv. 59,

2020, str. 28–34.

- [107] Wolff, R. F., *i ostali*, "Addressing Bias in Artificial Intelligence in Health Care", JAMA, sv. 322, izd. 24, 2019, str. 2377–2378.
- [108] Obermeyer, Z., Powers, B., Vogeli, C., Mullainathan, S., "Dissecting racial bias in an algorithm used to manage the health of populations", Science, sv. 366, izd. 6464, 2019, str. 447–453.
- [109] Han, X., Hu, Y., Foschini, L., Chinitz, L., Jankelson, L., Ranganath, R., "Deep learning models for electrocardiograms are susceptible to adversarial attack", Nature Medicine, sv. 26, 2020, str. 360–363.
- [110] Sullivan, H. R., Schweikart, S. J., "Are Current Tort Liability Doctrines Adequate for Addressing Injury Caused by AI?", AMA Journal of Ethics, sv. 21, izd. 2, 2019, str. 160–166.
- [111] Montavon, G., Samek, W., Müller, K. R., "Methods for interpreting and understanding deep neural networks", Digital Signal Processing: A Review Journal, sv. 73, 2018, str. 1–15.
- [112] Jo, Y. Y., *i ostali*, "Explainable artificial intelligence to detect atrial fibrillation using electrocardiogram", International Journal of Cardiology, sv. 328, 2021, str. 104–110.

Prilog A

Tablica A.1. Panov i Tompkinsonov algoritam, baza aritmija MIT-BIH – kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2273	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
101	1865	1863	5	2	99,89%	99,73%	99,81%	0,38%
103	2084	2083	0	1	99,95%	100,00%	99,98%	0,05%
105	2572	2557	46	15	99,42%	98,23%	98,82%	2,37%
106	2027	2024	1	3	99,85%	99,95%	99,90%	0,20%
108	1763	1759	342	4	99,77%	83,72%	91,05%	19,63%
109	2532	2527	0	5	99,80%	100,00%	99,90%	0,20%
111	2124	2110	3	14	99,34%	99,86%	99,60%	0,80%
112	2539	2539	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1878	0	1	99,95%	100,00%	99,97%	0,05%
115	1953	1953	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
116	2412	2388	4	24	99,00%	99,83%	99,42%	1,16%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	1	0	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
119	1987	1987	1	0	100,00%	99,95%	99,97%	0,05%
121	1863	1861	0	2	99,89%	100,00%	99,95%	0,11%
122	2476	2476	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
123	1518	1515	0	3	99,80%	100,00%	99,90%	0,20%
124	1619	1608	0	11	99,32%	100,00%	99,66%	0,68%
200	2601	2597	4	4	99,85%	99,85%	99,85%	0,31%
201	1963	1897	0	66	96,64%	100,00%	98,29%	3,36%
202	2136	2126	0	10	99,53%	100,00%	99,77%	0,47%
203	2980	2893	23	87	97,08%	99,21%	98,13%	3,69%
205	2656	2649	0	7	99,74%	100,00%	99,87%	0,26%
208	2955	2915	5	40	98,65%	99,83%	99,23%	1,52%
209	3005	3005	1	0	100,00%	99,97%	99,98%	0,03%
210	2650	2608	5	42	98,42%	99,81%	99,11%	1,77%
212	2748	2748	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
213	3251	3249	0	2	99,94%	100,00%	99,97%	0,06%
214	2262	2258	1	4	99,82%	99,96%	99,89%	0,22%
215	3363	3360	0	3	99,91%	100,00%	99,96%	0,09%
219	2154	2154	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2423	0	4	99,84%	100,00%	99,92%	0,16%
222	2483	2457	26	26	98,95%	98,95%	98,95%	2,09%
223	2605	2593	0	12	99,54%	100,00%	99,77%	0,46%
228	2053	2046	9	7	99,66%	99,56%	99,61%	0,78%
230	2256	2256	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
231	1571	1571	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
232	1780	1780	1	0	100,00%	99,94%	99,97%	0,06%
233	3079	3076	0	3	99,90%	100,00%	99,95%	0,10%
234	2753	2750	0	3	99,89%	100,00%	99,95%	0,11%

Tablica A.2. Panov i Tompkinsonov algoritam, baza aritmija MIT-BIH – kanal 2

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2270	0	3	99,87%	100,00%	99,93%	0,13%
101	1865	1127	2473	738	60,43%	31,31%	41,24%	172,17%
103	2084	1974	216	110	94,72%	90,14%	92,37%	15,64%
105	2572	2473	368	99	96,15%	87,05%	91,37%	18,16%
106	2027	1195	503	832	58,95%	70,38%	64,16%	65,86%
108	1763	938	934	825	53,20%	50,11%	51,61%	99,77%
109	2532	2499	17	33	98,70%	99,32%	99,01%	1,97%
111	2124	203	1926	1921	9,56%	9,53%	9,55%	181,12%
112	2539	2535	33	4	99,84%	98,71%	99,28%	1,46%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1380	53	499	73,44%	96,30%	83,33%	29,38%
115	1953	1562	14	391	79,98%	99,11%	88,52%	20,74%
116	2412	2410	3	2	99,92%	99,88%	99,90%	0,21%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
119	1987	1986	2	1	99,95%	99,90%	99,92%	0,15%
121	1863	1860	0	3	99,84%	100,00%	99,92%	0,16%
122	2476	2473	1	3	99,88%	99,96%	99,92%	0,16%
123	1518	1516	0	2	99,87%	100,00%	99,93%	0,13%
124	1619	1602	13	17	98,95%	99,20%	99,07%	1,85%
200	2601	348	148	2253	13,38%	70,16%	22,47%	92,31%
201	1963	1905	5	58	97,05%	99,74%	98,37%	3,21%
202	2136	2133	5	3	99,86%	99,77%	99,81%	0,37%
203	2980	2866	290	114	96,17%	90,81%	93,42%	13,56%
205	2656	2638	21	18	99,32%	99,21%	99,27%	1,47%
208	2955	1801	193	1154	60,95%	90,32%	72,78%	45,58%
209	3005	2763	255	242	91,95%	91,55%	91,75%	16,54%
210	2650	2621	53	29	98,91%	98,02%	98,46%	3,09%
212	2748	1979	32	769	72,02%	98,41%	83,17%	29,15%
213	3251	3103	147	148	95,45%	95,48%	95,46%	9,07%
214	2262	2250	8	12	99,47%	99,65%	99,56%	0,88%
215	3363	3360	2	3	99,91%	99,94%	99,93%	0,15%
219	2154	2150	1	4	99,81%	99,95%	99,88%	0,23%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2389	56	38	98,43%	97,71%	98,07%	3,87%
222	2483	2479	3	4	99,84%	99,88%	99,86%	0,28%
223	2605	2554	21	51	98,04%	99,18%	98,61%	2,76%
228	2053	2008	45	45	97,81%	97,81%	97,81%	4,38%
230	2256	2256	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
231	1571	1519	0	52	96,69%	100,00%	98,32%	3,31%
232	1780	1779	27	1	99,94%	98,50%	99,22%	1,57%
233	3079	2957	89	122	96,04%	97,08%	96,56%	6,85%
234	2753	2753	1	0	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%

Tablica A.3. Elgendijev algoritam, baza aritmija MIT-BIH – kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2273	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
101	1865	1863	5	2	99,73%	99,89%	99,81%	0,37%
103	2084	2084	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
105	2572	2563	37	9	98,58%	99,65%	99,11%	1,77%
106	2027	2024	2	3	99,90%	99,85%	99,88%	0,25%
108	1763	1759	21	4	98,82%	99,77%	99,29%	1,40%
109	2532	2531	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
111	2124	2123	0	1	100,00%	99,95%	99,98%	0,05%
112	2539	2539	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1879	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
115	1953	1953	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
116	2412	2391	3	21	99,87%	99,13%	99,50%	1,00%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
119	1987	1941	46	46	97,68%	97,68%	97,68%	4,63%
121	1863	1863	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
122	2476	2476	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
123	1518	1518	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
124	1619	1616	3	3	99,81%	99,81%	99,81%	0,37%
200	2601	2600	5	1	99,81%	99,96%	99,88%	0,23%
201	1963	1957	1	6	99,95%	99,69%	99,82%	0,36%
202	2136	2133	0	3	100,00%	99,86%	99,93%	0,14%
203	2980	2942	20	38	99,32%	98,72%	99,02%	1,96%
205	2656	2654	0	2	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
208	2955	2921	22	34	99,25%	98,85%	99,05%	1,90%
209	3005	3005	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
210	2650	2635	4	15	99,85%	99,43%	99,64%	0,72%
212	2748	2748	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
213	3251	3186	70	65	97,85%	98,00%	97,93%	4,15%
214	2262	2259	1	3	99,96%	99,87%	99,91%	0,18%
215	3363	3363	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
219	2154	2154	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2419	7	8	99,71%	99,67%	99,69%	0,62%
222	2483	2483	8	0	99,68%	100,00%	99,84%	0,32%
223	2605	2604	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
228	2053	2051	27	2	98,70%	99,90%	99,30%	1,40%
230	2256	2256	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
231	1571	1571	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
232	1780	1780	7	0	99,61%	100,00%	99,80%	0,39%
233	3079	3076	1	3	99,97%	99,90%	99,94%	0,13%
234	2753	2752	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%

Tablica A.4. Elgendijev algoritam, baza aritmija MIT-BIH – kanal 2

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2272	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
101	1865	1570	801	295	66,22%	84,18%	74,13%	46,23%
103	2084	1999	182	85	91,66%	95,92%	93,74%	12,24%
105	2572	2498	183	74	93,17%	97,12%	95,11%	9,59%
106	2027	1987	221	40	89,99%	98,03%	93,84%	11,82%
108	1763	1089	867	674	55,67%	61,77%	58,56%	78,78%
109	2532	2497	26	35	98,97%	98,62%	98,79%	2,42%
111	2124	1854	286	270	86,64%	87,29%	86,96%	25,98%
112	2539	2538	4	1	99,84%	99,96%	99,90%	0,20%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1874	12	5	99,36%	99,73%	99,55%	0,90%
115	1953	1946	12	7	99,39%	99,64%	99,51%	0,97%
116	2412	2410	4	2	99,83%	99,92%	99,88%	0,25%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	1	0	99,96%	100,00%	99,98%	0,04%
119	1987	1987	1	0	99,95%	100,00%	99,97%	0,05%
121	1863	1862	7	1	99,63%	99,95%	99,79%	0,43%
122	2476	2473	1	3	99,96%	99,88%	99,92%	0,16%
123	1518	1518	3	0	99,80%	100,00%	99,90%	0,20%
124	1619	1605	13	14	99,20%	99,14%	99,17%	1,67%
200	2601	1345	176	1256	88,43%	51,71%	65,26%	94,15%
201	1963	1921	38	42	98,06%	97,86%	97,96%	4,08%
202	2136	2134	11	2	99,49%	99,91%	99,70%	0,61%
203	2980	2924	107	56	96,47%	98,12%	97,29%	5,38%
205	2656	2651	5	5	99,81%	99,81%	99,81%	0,38%
208	2955	2402	203	553	92,21%	81,29%	86,40%	29,02%
209	3005	2947	117	58	96,18%	98,07%	97,12%	5,71%
210	2650	2632	28	18	98,95%	99,32%	99,13%	1,73%
212	2748	2656	31	92	98,85%	96,65%	97,74%	4,58%
213	3251	3133	117	118	96,40%	96,37%	96,39%	7,23%
214	2262	2227	40	35	98,24%	98,45%	98,34%	3,31%
215	3363	3359	3	4	99,91%	99,88%	99,90%	0,21%
219	2154	2153	1	1	99,95%	99,95%	99,95%	0,09%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2426	46	1	98,14%	99,96%	99,04%	1,90%
222	2483	2482	2	1	99,92%	99,96%	99,94%	0,12%
223	2605	2588	6	17	99,77%	99,35%	99,56%	0,89%
228	2053	1996	58	57	97,18%	97,22%	97,20%	5,60%
230	2256	2256	1	0	99,96%	100,00%	99,98%	0,04%
231	1571	1571	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
232	1780	1776	48	4	97,37%	99,78%	98,56%	2,85%
233	3079	2880	189	199	93,84%	93,54%	93,69%	12,64%
234	2753	2753	1	0	99,96%	100,00%	99,98%	0,04%

Tablica A.5. Metoda 2, baza aritmija MIT-BIH – kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2273	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
101	1865	1863	2	2	99,89%	99,89%	99,89%	0,21%
103	2084	2082	0	2	100,00%	99,90%	99,95%	0,10%
105	2572	2557	46	15	98,23%	99,42%	98,82%	2,34%
106	2027	2023	1	4	99,95%	99,80%	99,88%	0,25%
108	1763	1755	344	8	83,61%	99,55%	90,89%	16,77%
109	2532	2527	0	5	100,00%	99,80%	99,90%	0,20%
111	2124	2112	2	12	99,91%	99,44%	99,67%	0,66%
112	2539	2539	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1877	0	2	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
115	1953	1953	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
116	2412	2388	2	24	99,92%	99,00%	99,46%	1,09%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
119	1987	1987	1	0	99,95%	100,00%	99,97%	0,05%
121	1863	1861	0	2	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
122	2476	2476	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
123	1518	1515	0	3	100,00%	99,80%	99,90%	0,20%
124	1619	1609	2	10	99,88%	99,38%	99,63%	0,74%
200	2601	2596	3	5	99,88%	99,81%	99,85%	0,31%
201	1963	1897	0	66	100,00%	96,64%	98,29%	3,48%
202	2136	2126	0	10	100,00%	99,53%	99,77%	0,47%
203	2980	2893	19	87	99,35%	97,08%	98,20%	3,64%
205	2656	2648	0	8	100,00%	99,70%	99,85%	0,30%
208	2955	2913	8	42	99,73%	98,58%	99,15%	1,71%
209	3005	3005	1	0	99,97%	100,00%	99,98%	0,03%
210	2650	2614	3	36	99,89%	98,64%	99,26%	1,49%
212	2748	2748	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
213	3251	3248	0	3	100,00%	99,91%	99,95%	0,09%
214	2262	2259	0	3	100,00%	99,87%	99,93%	0,13%
215	3363	3360	0	3	100,00%	99,91%	99,96%	0,09%
219	2154	2154	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2423	0	4	100,00%	99,84%	99,92%	0,17%
222	2483	2458	23	25	99,07%	98,99%	99,03%	1,93%
223	2605	2594	0	11	100,00%	99,58%	99,79%	0,42%
228	2053	2042	9	11	99,56%	99,46%	99,51%	0,98%
230	2256	2256	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
231	1571	1571	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
232	1780	1779	2	1	99,89%	99,94%	99,92%	0,17%
233	3079	3076	0	3	100,00%	99,90%	99,95%	0,10%
234	2753	2750	0	3	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%

Tablica A.6. Metoda 2, baza aritmija MIT-BIH – kanal 2

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2270	0	3	100,00%	99,87%	99,93%	0,13%
101	1865	1307	2987	558	30,44%	70,08%	42,44%	82,56%
103	2084	1981	163	103	92,40%	95,06%	93,71%	12,41%
105	2572	2431	355	141	87,26%	94,52%	90,74%	17,80%
106	2027	921	335	1106	73,33%	45,44%	56,11%	114,73%
108	1763	912	910	851	50,05%	51,73%	50,88%	96,65%
109	2532	2498	15	34	99,40%	98,66%	99,03%	1,95%
111	2124	36	2088	2088	1,69%	1,69%	1,69%	196,61%
112	2539	2535	27	4	98,95%	99,84%	99,39%	1,21%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1348	70	531	95,06%	71,74%	81,77%	42,38%
115	1953	1561	14	392	99,11%	79,93%	88,49%	25,78%
116	2412	2410	3	2	99,88%	99,92%	99,90%	0,21%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2277	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
119	1987	1985	3	2	99,85%	99,90%	99,87%	0,25%
121	1863	1857	3	6	99,84%	99,68%	99,76%	0,48%
122	2476	2472	2	4	99,92%	99,84%	99,88%	0,24%
123	1518	1516	0	2	100,00%	99,87%	99,93%	0,13%
124	1619	1575	40	44	97,52%	97,28%	97,40%	5,20%
200	2601	349	140	2252	71,37%	13,42%	22,59%	489,16%
201	1963	1898	5	65	99,74%	96,69%	98,19%	3,68%
202	2136	2132	4	4	99,81%	99,81%	99,81%	0,37%
203	2980	2881	239	99	92,34%	96,68%	94,46%	10,83%
205	2656	2632	27	24	98,98%	99,10%	99,04%	1,92%
208	2955	1704	200	1251	89,50%	57,66%	70,14%	76,21%
209	3005	2743	221	262	92,54%	91,28%	91,91%	16,30%
210	2650	2612	61	38	97,72%	98,57%	98,14%	3,70%
212	2748	1958	21	790	98,94%	71,25%	82,84%	40,98%
213	3251	3064	186	187	94,28%	94,25%	94,26%	11,48%
214	2262	2244	10	18	99,56%	99,20%	99,38%	1,24%
215	3363	3355	3	8	99,91%	99,76%	99,84%	0,33%
219	2154	2150	1	4	99,95%	99,81%	99,88%	0,23%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2341	42	86	98,24%	96,46%	97,34%	5,37%
222	2483	2479	3	4	99,88%	99,84%	99,86%	0,28%
223	2605	2541	32	64	98,76%	97,54%	98,15%	3,73%
228	2053	1956	96	97	95,32%	95,28%	95,30%	9,41%
230	2256	2256	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
231	1571	1493	0	78	100,00%	95,04%	97,45%	5,22%
232	1780	1780	25	0	98,61%	100,00%	99,30%	1,39%
233	3079	3009	37	70	98,79%	97,73%	98,25%	3,51%
234	2753	2751	2	2	99,93%	99,93%	99,93%	0,15%

Tablica A.7, Metoda 3, baza aritmija MIT-BIH – kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2273	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
101	1865	1863	3	2	99,84%	99,89%	99,87%	0,27%
103	2084	2084	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
105	2572	2563	41	9	98,43%	99,65%	99,03%	1,92%
106	2027	2024	1	3	99,95%	99,85%	99,90%	0,20%
108	1763	1752	34	11	98,10%	99,38%	98,73%	2,52%
109	2532	2531	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
111	2124	2123	0	1	100,00%	99,95%	99,98%	0,05%
112	2539	2539	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
113	1795	1795	14	0	99,23%	100,00%	99,61%	0,77%
114	1879	1879	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
115	1953	1953	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
116	2412	2391	2	21	99,92%	99,13%	99,52%	0,96%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
119	1987	1957	31	30	98,44%	98,49%	98,47%	3,07%
121	1863	1863	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
122	2476	2476	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
123	1518	1518	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
124	1619	1615	4	4	99,75%	99,75%	99,75%	0,49%
200	2601	2600	4	1	99,85%	99,96%	99,90%	0,19%
201	1963	1957	0	6	100,00%	99,69%	99,85%	0,31%
202	2136	2133	0	3	100,00%	99,86%	99,93%	0,14%
203	2980	2942	17	38	99,43%	98,72%	99,07%	1,86%
205	2656	2650	0	6	100,00%	99,77%	99,89%	0,23%
208	2955	2919	34	36	98,85%	98,78%	98,82%	2,37%
209	3005	3005	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
210	2650	2636	2	14	99,92%	99,47%	99,70%	0,61%
212	2748	2748	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
213	3251	3197	58	54	98,22%	98,34%	98,28%	3,44%
214	2262	2259	0	3	100,00%	99,87%	99,93%	0,13%
215	3363	3362	0	1	100,00%	99,97%	99,99%	0,03%
219	2154	2154	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2426	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
222	2483	2482	12	1	99,52%	99,96%	99,74%	0,52%
223	2605	2604	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
228	2053	2052	23	1	98,89%	99,95%	99,42%	1,16%
230	2256	2256	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
231	1571	1571	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
232	1780	1780	5	0	99,72%	100,00%	99,86%	0,28%
233	3079	3078	0	1	100,00%	99,97%	99,98%	0,03%
234	2753	2753	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

Tablica A.8. Metoda 3, baza aritmija MIT-BIH – kanal 2

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2272	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
101	1865	1532	991	333	60,72%	82,14%	69,83%	52,48%
103	2084	2001	154	83	92,85%	96,02%	94,41%	11,00%
105	2572	2466	193	106	92,74%	95,88%	94,28%	11,24%
106	2027	1978	212	49	90,32%	97,58%	93,81%	11,92%
108	1763	956	949	807	50,18%	54,23%	52,13%	92,18%
109	2532	2499	17	33	99,32%	98,70%	99,01%	1,99%
111	2124	688	1446	1436	32,24%	32,39%	32,32%	135,05%
112	2539	2538	7	1	99,72%	99,96%	99,84%	0,31%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1879	9	0	99,52%	100,00%	99,76%	0,48%
115	1953	1946	12	7	99,39%	99,64%	99,51%	0,97%
116	2412	2410	3	2	99,88%	99,92%	99,90%	0,21%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	1	0	99,96%	100,00%	99,98%	0,04%
119	1987	1986	2	1	99,90%	99,95%	99,92%	0,15%
121	1863	1862	5	1	99,73%	99,95%	99,84%	0,32%
122	2476	2473	1	3	99,96%	99,88%	99,92%	0,16%
123	1518	1518	2	0	99,87%	100,00%	99,93%	0,13%
124	1619	1608	10	11	99,38%	99,32%	99,35%	1,30%
200	2601	1358	189	1243	87,78%	52,21%	65,48%	92,57%
201	1963	1924	38	39	98,06%	98,01%	98,04%	3,92%
202	2136	2134	9	2	99,58%	99,91%	99,74%	0,51%
203	2980	2924	96	56	96,82%	98,12%	97,47%	5,03%
205	2656	2647	9	9	99,66%	99,66%	99,66%	0,68%
208	2955	2314	201	641	92,01%	78,31%	84,61%	33,48%
209	3005	2946	116	59	96,21%	98,04%	97,12%	5,72%
210	2650	2624	31	26	98,83%	99,02%	98,93%	2,15%
212	2748	2542	28	206	98,91%	92,50%	95,60%	9,11%
213	3251	3100	151	151	95,36%	95,36%	95,36%	9,29%
214	2262	2243	23	19	98,98%	99,16%	99,07%	1,85%
215	3363	3358	3	5	99,91%	99,85%	99,88%	0,24%
219	2154	2153	1	1	99,95%	99,95%	99,95%	0,09%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2425	44	2	98,22%	99,92%	99,06%	1,86%
222	2483	2482	1	1	99,96%	99,96%	99,96%	0,08%
223	2605	2578	12	27	99,54%	98,96%	99,25%	1,51%
228	2053	1999	54	54	97,37%	97,37%	97,37%	5,26%
230	2256	2256	1	0	99,96%	100,00%	99,98%	0,04%
231	1571	1571	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
232	1780	1772	55	8	96,99%	99,55%	98,25%	3,45%
233	3079	3019	50	60	98,37%	98,05%	98,21%	3,58%
234	2753	2753	1	0	99,96%	100,00%	99,98%	0,04%

Tablica A.9. Težinska fuzija Elgendijevim algoritmom, baza aritmija MIT-BIH

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
100	2273	2273	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
101	1865	1863	5	2	99,73%	99,89%	99,81%	0,37%
103	2084	2084	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
105	2572	2563	37	9	98,58%	99,65%	99,11%	1,77%
106	2027	2024	2	3	99,90%	99,85%	99,88%	0,25%
108	1763	1756	24	7	98,65%	99,60%	99,13%	1,74%
109	2532	2530	1	2	99,96%	99,92%	99,94%	0,12%
111	2124	2122	1	2	99,95%	99,91%	99,93%	0,14%
112	2539	2539	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
113	1795	1795	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
114	1879	1879	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
115	1953	1953	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
116	2412	2392	2	20	99,92%	99,17%	99,54%	0,92%
117	1535	1535	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
118	2278	2278	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
119	1987	1984	3	3	99,85%	99,85%	99,85%	0,30%
121	1863	1863	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
122	2476	2476	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
123	1518	1518	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
124	1619	1616	3	3	99,81%	99,81%	99,81%	0,37%
200	2601	2598	7	3	99,73%	99,88%	99,81%	0,38%
201	1963	1956	2	7	99,90%	99,64%	99,77%	0,46%
202	2136	2133	0	3	100,00%	99,86%	99,93%	0,14%
203	2980	2945	17	35	99,43%	98,83%	99,12%	1,76%
205	2656	2654	0	2	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
208	2955	2923	18	32	99,39%	98,92%	99,15%	1,70%
209	3005	3005	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
210	2650	2635	4	15	99,85%	99,43%	99,64%	0,72%
212	2748	2748	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
213	3251	3232	24	19	99,26%	99,42%	99,34%	1,32%
214	2262	2259	1	3	99,96%	99,87%	99,91%	0,18%
215	3363	3363	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
219	2154	2154	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
220	2048	2048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
221	2427	2426	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
222	2483	2483	6	0	99,76%	100,00%	99,88%	0,24%
223	2605	2604	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%
228	2053	2051	27	2	98,70%	99,90%	99,30%	1,40%
230	2256	2256	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
231	1571	1571	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
232	1780	1780	7	0	99,61%	100,00%	99,80%	0,39%
233	3079	3077	0	2	100,00%	99,94%	99,97%	0,06%
234	2753	2752	0	1	100,00%	99,96%	99,98%	0,04%

Tablica A.10. Panov i Tompkinsonov algoritam, baza podatka QT– kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	862	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel116	1185	1185	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	755	0	1	99,87%	100,00%	99,93%	0,13%
sel14046	1260	1260	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel14157	1081	1079	2	2	99,81%	99,81%	99,81%	0,37%
sel14172	663	663	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel15814	1036	1013	15	23	97,78%	98,54%	98,16%	3,67%
sel16265	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	925	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1641	0	1	99,94%	100,00%	99,97%	0,06%
sel221	1247	1245	0	2	99,84%	100,00%	99,92%	0,16%
sel223	1309	1306	0	3	99,77%	100,00%	99,89%	0,23%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	732	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel232	865	865	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel233	1533	1531	0	2	99,87%	100,00%	99,93%	0,13%
sel301	1351	1349	3	2	99,85%	99,78%	99,82%	0,37%
sel302	1500	1497	3	3	99,80%	99,80%	99,80%	0,40%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel308	1294	1294	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel310	2012	2012	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel803	1026	1026	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel808	903	903	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel821	1557	1555	3	2	99,87%	99,81%	99,84%	0,32%
sel840	1180	1180	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel847	801	801	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel853	1113	1113	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel871	917	915	1	2	99,78%	99,89%	99,84%	0,33%
sel872	990	990	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	892	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sel891	1267	1267	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0104	804	803	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,25%
sele0106	896	2	894	894	0,22%	0,22%	0,22%	199,55%
sele0107	812	811	0	1	99,88%	100,00%	99,94%	0,12%
sele0110	872	848	24	24	97,25%	97,25%	97,25%	5,50%
sele0111	907	905	20	2	99,78%	97,84%	98,80%	2,43%
sele0112	684	684	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0114	699	698	0	1	99,86%	100,00%	99,93%	0,14%
sele0116	558	558	1	0	100,00%	99,82%	99,91%	0,18%
sele0121	1436	1432	4	4	99,72%	99,72%	99,72%	0,56%
sele0122	1415	1414	0	1	99,93%	100,00%	99,96%	0,07%
sele0124	1121	1121	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0126	945	945	1	0	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
sele0129	671	561	563	110	83,61%	49,91%	62,51%	100,30%
sele0133	840	839	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,24%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	813	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1044	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,19%
sele0405	1216	1216	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1165	37	37	96,92%	96,92%	96,92%	6,16%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	869	0	1	99,89%	100,00%	99,94%	0,11%
sele0604	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1126	0	1	99,91%	100,00%	99,96%	0,09%
sele0612	751	751	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0704	1094	1091	0	3	99,73%	100,00%	99,86%	0,27%

Tablica A.11. Panov i Tompkinsonov algoritam, baza podatka QT– kanal 2

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	488	7	374	56,61%	98,59%	71,92%	44,20%
sel116	1185	1183	3	2	99,83%	99,75%	99,79%	0,42%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	756	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14046	1260	1255	1	5	99,60%	99,92%	99,76%	0,48%
sel14157	1081	1078	0	3	99,72%	100,00%	99,86%	0,28%
sel14172	663	663	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel15814	1036	1015	2	21	97,97%	99,80%	98,88%	2,22%
sel16265	1031	1014	9	17	98,35%	99,12%	98,73%	2,52%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	968	95	95	91,06%	91,06%	91,06%	17,87%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	925	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1562	80	80	95,13%	95,13%	95,13%	9,74%
sel221	1247	1218	37	29	97,67%	97,05%	97,36%	5,29%
sel223	1309	1298	9	11	99,16%	99,31%	99,24%	1,53%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	705	0	27	96,31%	100,00%	98,12%	3,69%
sel232	865	864	3	1	99,88%	99,65%	99,77%	0,46%
sel233	1533	1441	81	92	94,00%	94,68%	94,34%	11,29%
sel301	1351	1350	5	1	99,93%	99,63%	99,78%	0,44%
sel302	1500	1499	2	1	99,93%	99,87%	99,90%	0,20%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel308	1294	1280	0	14	98,92%	100,00%	99,46%	1,08%
sel310	2012	2008	3	4	99,80%	99,85%	99,83%	0,35%
sel803	1026	859	167	167	83,72%	83,72%	83,72%	32,55%
sel808	903	903	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel821	1557	1557	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel840	1180	1178	2	2	99,83%	99,83%	99,83%	0,34%
sel847	801	798	3	3	99,63%	99,63%	99,63%	0,75%
sel853	1113	1111	2	2	99,82%	99,82%	99,82%	0,36%
sel871	917	917	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel872	990	541	449	449	54,65%	54,65%	54,65%	90,71%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	886	7	6	99,33%	99,22%	99,27%	1,46%
sel891	1267	1236	12	31	97,55%	99,04%	98,29%	3,39%
sele0104	804	804	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0106	896	896	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0107	812	812	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0110	872	869	2	3	99,66%	99,77%	99,71%	0,57%
sele0111	907	907	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0112	684	684	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0114	699	699	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0116	558	61	866	497	10,93%	6,58%	8,22%	244,27%
sele0121	1436	451	982	985	31,41%	31,47%	31,44%	136,98%
sele0122	1415	707	707	708	49,96%	50,00%	49,98%	100,00%
sele0124	1121	1024	97	97	91,35%	91,35%	91,35%	17,31%
sele0126	945	945	1	0	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
sele0129	671	671	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0133	840	840	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	266	547	547	32,72%	32,72%	32,72%	134,56%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	340	907	906	27,29%	27,27%	27,28%	145,51%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1045	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0405	1216	485	731	731	39,88%	39,88%	39,88%	120,23%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1165	37	37	96,92%	96,92%	96,92%	6,16%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	869	0	1	99,89%	100,00%	99,94%	0,11%
sele0604	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1183	1	1	99,92%	99,92%	99,92%	0,17%
sele0609	1127	1121	1	6	99,47%	99,91%	99,69%	0,62%
sele0612	751	751	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0704	1094	2	1092	1092	0,18%	0,18%	0,18%	199,63%

Tablica A.12. Elgendijev algoritam, baza podatka QT– kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	862	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel116	1185	1185	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	756	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14046	1260	1259	1	1	99,92%	99,92%	99,92%	0,16%
sel14157	1081	1081	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14172	663	663	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel15814	1036	1028	7	8	99,23%	99,32%	99,28%	1,45%
sel16265	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	925	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1607	34	35	97,87%	97,93%	97,90%	4,20%
sel221	1247	1241	6	6	99,52%	99,52%	99,52%	0,96%
sel223	1309	1308	0	1	99,92%	100,00%	99,96%	0,08%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	732	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel232	865	865	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel233	1533	1532	0	1	99,93%	100,00%	99,97%	0,07%
sel301	1351	1350	2	1	99,93%	99,85%	99,89%	0,22%
sel302	1500	1498	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,27%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel308	1294	1294	5	0	100,00%	99,62%	99,81%	0,39%
sel310	2012	2012	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel803	1026	1021	5	5	99,51%	99,51%	99,51%	0,97%
sel808	903	903	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel821	1557	1557	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel840	1180	1180	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel847	801	801	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel853	1113	1113	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel871	917	917	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel872	990	989	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,20%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	892	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sel891	1267	1267	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0104	804	803	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,25%
sele0106	896	0	897	896	0,00%	0,00%	0,00%	200,11%
sele0107	812	811	8	1	99,88%	99,02%	99,45%	1,11%
sele0110	872	872	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0111	907	907	44	0	100,00%	95,37%	97,63%	4,85%
sele0112	684	684	1	0	100,00%	99,85%	99,93%	0,15%
sele0114	699	698	0	1	99,86%	100,00%	99,93%	0,14%
sele0116	558	547	13	11	98,03%	97,68%	97,85%	4,30%
sele0121	1436	1432	2	4	99,72%	99,86%	99,79%	0,42%
sele0122	1415	1414	0	1	99,93%	100,00%	99,96%	0,07%
sele0124	1121	1121	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0126	945	945	1	0	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
sele0129	671	514	209	157	76,60%	71,09%	73,74%	54,55%
sele0133	840	634	206	206	75,48%	75,48%	75,48%	49,05%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	813	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1044	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,19%
sele0405	1216	1216	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1197	6	5	99,58%	99,50%	99,54%	0,92%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	869	0	1	99,89%	100,00%	99,94%	0,11%
sele0604	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1127	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0612	751	751	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0704	1094	1094	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

Tablica A.13. Elgendijev algoritam, baza podatka QT– kanal 2

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	856	10	6	99,30%	98,85%	99,07%	1,86%
sel116	1185	1183	4	2	99,83%	99,66%	99,75%	0,51%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	756	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14046	1260	1260	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14157	1081	1081	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14172	663	663	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel15814	1036	1024	12	12	98,84%	98,84%	98,84%	2,32%
sel16265	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	925	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1580	62	62	96,22%	96,22%	96,22%	7,55%
sel221	1247	1246	35	1	99,92%	97,27%	98,58%	2,89%
sel223	1309	1309	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	732	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel232	865	862	13	3	99,65%	98,51%	99,08%	1,85%
sel233	1533	1383	144	150	90,22%	90,57%	90,39%	19,18%
sel301	1351	1350	7	1	99,93%	99,48%	99,70%	0,59%
sel302	1500	1499	3	1	99,93%	99,80%	99,87%	0,27%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel308	1294	1283	0	11	99,15%	100,00%	99,57%	0,85%
sel310	2012	2007	3	5	99,75%	99,85%	99,80%	0,40%
sel803	1026	973	53	53	94,83%	94,83%	94,83%	10,33%
sel808	903	903	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	2	0	100,00%	99,83%	99,91%	0,17%
sel821	1557	1557	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel840	1180	1180	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel847	801	794	7	7	99,13%	99,13%	99,13%	1,75%
sel853	1113	1111	2	2	99,82%	99,82%	99,82%	0,36%
sel871	917	917	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel872	990	864	126	126	87,27%	87,27%	87,27%	25,45%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	889	4	3	99,66%	99,55%	99,61%	0,78%
sel891	1267	1267	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0104	804	804	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0106	896	896	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0107	812	812	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0110	872	871	1	1	99,89%	99,89%	99,89%	0,23%
sele0111	907	907	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0112	684	684	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0114	699	699	1	0	100,00%	99,86%	99,93%	0,14%
sele0116	558	519	629	39	93,01%	45,21%	60,84%	119,71%
sele0121	1436	698	738	738	48,61%	48,61%	48,61%	102,79%
sele0122	1415	916	498	499	64,73%	64,78%	64,76%	70,46%
sele0124	1121	1105	16	16	98,57%	98,57%	98,57%	2,85%
sele0126	945	945	2	0	100,00%	99,79%	99,89%	0,21%
sele0129	671	671	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0133	840	840	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	131	686	682	16,11%	16,03%	16,07%	168,27%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1044	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,19%
sele0405	1216	1216	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1202	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	870	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0604	1031	1031	3	0	100,00%	99,71%	99,85%	0,29%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1122	4	5	99,56%	99,64%	99,60%	0,80%
sele0612	751	751	7	0	100,00%	99,08%	99,54%	0,93%
sele0704	1094	3	1091	1091	0,27%	0,27%	0,27%	199,45%

Tablica A.14. Metoda 2, baza podataka QT– kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	862	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel116	1185	1185	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	755	0	1	99,87%	100,00%	99,93%	0,13%
sel14046	1260	1260	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel14157	1081	1081	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14172	663	662	1	1	99,85%	99,85%	99,85%	0,30%
sel15814	1036	1011	17	25	97,59%	98,35%	97,97%	4,05%
sel16265	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	925	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1641	0	1	99,94%	100,00%	99,97%	0,06%
sel221	1247	1245	0	2	99,84%	100,00%	99,92%	0,16%
sel223	1309	1306	0	3	99,77%	100,00%	99,89%	0,23%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	732	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel232	865	865	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel233	1533	1531	0	2	99,87%	100,00%	99,93%	0,13%
sel301	1351	1349	3	2	99,85%	99,78%	99,82%	0,37%
sel302	1500	1499	2	1	99,93%	99,87%	99,90%	0,20%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel308	1294	1274	21	20	98,45%	98,38%	98,42%	3,17%
sel310	2012	2012	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel803	1026	1026	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel808	903	903	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel821	1557	1556	2	1	99,94%	99,87%	99,90%	0,19%
sel840	1180	1180	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel847	801	801	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel853	1113	1113	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel871	917	916	1	1	99,89%	99,89%	99,89%	0,22%
sel872	990	990	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	892	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel891	1267	1267	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0104	804	803	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,25%
sele0106	896	2	894	894	0,22%	0,22%	0,22%	199,55%
sele0107	812	811	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,25%
sele0110	872	872	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0111	907	886	777	21	97,68%	53,28%	68,95%	87,98%
sele0112	684	684	1	0	100,00%	99,85%	99,93%	0,15%
sele0114	699	698	0	1	99,86%	100,00%	99,93%	0,14%
sele0116	558	558	1	0	100,00%	99,82%	99,91%	0,18%
sele0121	1436	1432	3	4	99,72%	99,79%	99,76%	0,49%
sele0122	1415	1414	0	1	99,93%	100,00%	99,96%	0,07%
sele0124	1121	1121	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0126	945	945	1	0	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
sele0129	671	618	519	53	92,10%	54,35%	68,36%	85,25%
sele0133	840	839	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,24%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	813	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1044	0	1	99,90%	100,00%	99,95%	0,10%
sele0405	1216	1216	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1201	2	1	99,92%	99,83%	99,88%	0,25%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	869	0	1	99,89%	100,00%	99,94%	0,11%
sele0604	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1126	0	1	99,91%	100,00%	99,96%	0,09%
sele0612	751	751	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0704	1094	1090	0	4	99,63%	100,00%	99,82%	0,37%

Tablica A.15. Metoda 2, baza podataka QT– kanal 2

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	464	9	398	53,83%	98,10%	69,51%	47,22%
sel116	1185	1183	3	2	99,83%	99,75%	99,79%	0,42%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	756	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14046	1260	1256	0	4	99,68%	100,00%	99,84%	0,32%
sel14157	1081	1078	0	3	99,72%	100,00%	99,86%	0,28%
sel14172	663	663	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel15814	1036	1018	0	18	98,26%	100,00%	99,12%	1,74%
sel16265	1031	1028	0	3	99,71%	100,00%	99,85%	0,29%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	924	1	1	99,89%	99,89%	99,89%	0,22%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1513	129	129	92,14%	92,14%	92,14%	15,71%
sel221	1247	1126	31	121	90,30%	97,32%	93,68%	12,19%
sel223	1309	1302	5	7	99,47%	99,62%	99,54%	0,92%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	675	0	57	92,21%	100,00%	95,95%	7,79%
sel232	865	865	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel233	1533	1500	24	33	97,85%	98,43%	98,14%	3,72%
sel301	1351	1350	4	1	99,93%	99,70%	99,82%	0,37%
sel302	1500	1499	3	1	99,93%	99,80%	99,87%	0,27%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel308	1294	1280	0	14	98,92%	100,00%	99,46%	1,08%
sel310	2012	2008	3	4	99,80%	99,85%	99,83%	0,35%
sel803	1026	1025	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,19%
sel808	903	903	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel821	1557	1557	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel840	1180	1178	2	2	99,83%	99,83%	99,83%	0,34%
sel847	801	800	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,25%
sel853	1113	1109	3	4	99,64%	99,73%	99,69%	0,63%
sel871	917	917	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel872	990	907	83	83	91,62%	91,62%	91,62%	16,77%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	892	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel891	1267	1203	28	64	94,95%	97,73%	96,32%	7,26%
sele0104	804	804	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0106	896	896	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0107	812	812	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0110	872	871	0	1	99,89%	100,00%	99,94%	0,11%
sele0111	907	907	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0112	684	684	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0114	699	699	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0116	558	150	1166	408	26,88%	11,40%	16,01%	282,08%
sele0121	1436	1321	113	115	91,99%	92,12%	92,06%	15,88%
sele0122	1415	1414	0	1	99,93%	100,00%	99,96%	0,07%
sele0124	1121	1118	3	3	99,73%	99,73%	99,73%	0,54%
sele0126	945	945	1	0	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
sele0129	671	671	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0133	840	840	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	806	7	7	99,14%	99,14%	99,14%	1,72%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1045	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0405	1216	471	745	745	38,73%	38,73%	38,73%	122,53%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1202	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	869	0	1	99,89%	100,00%	99,94%	0,11%
sele0604	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1121	0	6	99,47%	100,00%	99,73%	0,53%
sele0612	751	751	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0704	1094	2	1092	1092	0,18%	0,18%	0,18%	199,63%

Tablica A.16. Metoda 3, baza podataka QT– kanal 1

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	862	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel116	1185	1185	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	756	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14046	1260	1259	1	1	99,92%	99,92%	99,92%	0,16%
sel14157	1081	1081	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14172	663	662	1	1	99,85%	99,85%	99,85%	0,30%
sel15814	1036	1029	7	7	99,32%	99,32%	99,32%	1,35%
sel16265	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	925	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1616	25	26	98,42%	98,48%	98,45%	3,11%
sel221	1247	1247	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel223	1309	1308	0	1	99,92%	100,00%	99,96%	0,08%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	732	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel232	865	865	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel233	1533	1532	0	1	99,93%	100,00%	99,97%	0,07%
sel301	1351	1349	2	2	99,85%	99,85%	99,85%	0,30%
sel302	1500	1500	1	0	100,00%	99,93%	99,97%	0,07%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel308	1294	1285	13	9	99,30%	99,00%	99,15%	1,70%
sel310	2012	2012	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel803	1026	1018	8	8	99,22%	99,22%	99,22%	1,56%
sel808	903	903	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel821	1557	1557	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel840	1180	1180	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel847	801	801	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel853	1113	1113	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel871	917	916	1	1	99,89%	99,89%	99,89%	0,22%
sel872	990	990	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	892	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sel891	1267	1267	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0104	804	803	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,25%
sele0106	896	1	898	895	0,11%	0,11%	0,11%	200,11%
sele0107	812	812	11	0	100,00%	98,66%	99,33%	1,35%
sele0110	872	872	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sele0111	907	906	199	1	99,89%	81,99%	90,06%	22,05%
sele0112	684	684	7	0	100,00%	98,99%	99,49%	1,02%
sele0114	699	698	1	1	99,86%	99,86%	99,86%	0,29%
sele0116	558	558	3	0	100,00%	99,47%	99,73%	0,54%
sele0121	1436	1432	2	4	99,72%	99,86%	99,79%	0,42%
sele0122	1415	1414	0	1	99,93%	100,00%	99,96%	0,07%
sele0124	1121	1121	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0126	945	945	1	0	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
sele0129	671	549	146	122	81,82%	78,99%	80,38%	39,94%
sele0133	840	551	289	289	65,60%	65,60%	65,60%	68,81%
sele0136	809	809	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sele0166	813	813	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1045	1	0	100,00%	99,90%	99,95%	0,10%
sele0405	1216	1216	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1202	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	869	0	1	99,89%	100,00%	99,94%	0,11%
sele0604	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1127	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0612	751	751	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0704	1094	1094	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

Tablica A.17. Metoda 3, baza podataka QT– kanal 2

ID	Broj otkućaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	862	6	0	100,00%	99,31%	99,65%	0,70%
sel116	1185	1183	4	2	99,83%	99,66%	99,75%	0,51%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	756	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14046	1260	1260	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14157	1081	1081	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14172	663	663	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel15814	1036	1025	11	11	98,94%	98,94%	98,94%	2,12%
sel16265	1031	1031	1	0	100,00%	99,90%	99,95%	0,10%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	924	1	1	99,89%	99,89%	99,89%	0,22%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1555	87	87	94,70%	94,70%	94,70%	10,60%
sel221	1247	1242	27	5	99,60%	97,87%	98,73%	2,57%
sel223	1309	1308	2	1	99,92%	99,85%	99,89%	0,23%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	732	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel232	865	863	12	2	99,77%	98,63%	99,20%	1,62%
sel233	1533	1503	24	30	98,04%	98,43%	98,24%	3,52%
sel301	1351	1350	8	1	99,93%	99,41%	99,67%	0,67%
sel302	1500	1498	4	2	99,87%	99,73%	99,80%	0,40%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	852	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,23%
sel308	1294	1282	0	12	99,07%	100,00%	99,53%	0,93%
sel310	2012	2007	3	5	99,75%	99,85%	99,80%	0,40%
sel803	1026	987	39	39	96,20%	96,20%	96,20%	7,60%
sel808	903	903	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	1	0	100,00%	99,91%	99,96%	0,09%
sel821	1557	1557	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel840	1180	1180	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel847	801	800	1	1	99,88%	99,88%	99,88%	0,25%
sel853	1113	1111	2	2	99,82%	99,82%	99,82%	0,36%
sel871	917	917	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel872	990	989	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,20%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	892	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sel891	1267	1267	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0104	804	804	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0106	896	896	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0107	812	812	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0110	872	872	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0111	907	907	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0112	684	684	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0114	699	699	1	0	100,00%	99,86%	99,93%	0,14%
sele0116	558	444	861	114	79,57%	34,02%	47,67%	174,73%
sele0121	1436	1431	5	5	99,65%	99,65%	99,65%	0,70%
sele0122	1415	1414	0	1	99,93%	100,00%	99,96%	0,07%
sele0124	1121	1121	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0126	945	945	1	0	100,00%	99,89%	99,95%	0,11%
sele0129	671	671	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0133	840	840	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	793	33	20	97,54%	96,00%	96,77%	6,52%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1044	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,19%
sele0405	1216	1216	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1202	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	870	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0604	1031	1031	1	0	100,00%	99,90%	99,95%	0,10%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1123	3	4	99,65%	99,73%	99,69%	0,62%
sele0612	751	751	5	0	100,00%	99,34%	99,67%	0,67%
sele0704	1094	179	915	915	16,36%	16,36%	16,36%	167,28%

Tablica A.18. Težinska fuzija Elgendijevim algoritmom, baza podatka QT

ID	Broj otkucaja	TP	FP	FN	Se	PPV	F1	DER
sel100	1134	1134	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel103	1048	1048	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel114	862	862	4	0	100,00%	99,54%	99,77%	0,46%
sel116	1185	1185	2	0	100,00%	99,83%	99,92%	0,17%
sel117	766	766	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel123	756	756	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14046	1260	1260	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14157	1081	1081	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel14172	663	663	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel15814	1036	1030	13	6	99,42%	98,75%	99,09%	1,83%
sel16265	1031	1031	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16272	851	851	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16273	1112	1112	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16420	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16483	1087	1087	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16539	922	922	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16773	1008	1008	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16786	925	925	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel16795	761	761	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17152	1628	1628	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel17453	1047	1047	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel213	1642	1632	10	10	99,39%	99,39%	99,39%	1,22%
sel221	1247	1247	33	0	100,00%	97,42%	98,69%	2,65%
sel223	1309	1309	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel230	1077	1077	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel231	732	732	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel232	865	864	11	1	99,88%	98,74%	99,31%	1,39%
sel233	1533	1533	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel301	1351	1350	8	1	99,93%	99,41%	99,67%	0,67%
sel302	1500	1499	3	1	99,93%	99,80%	99,87%	0,27%
sel306	1040	1040	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel307	853	853	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel308	1294	1294	5	0	100,00%	99,62%	99,81%	0,39%
sel310	2012	2012	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel803	1026	1010	16	16	98,44%	98,44%	98,44%	3,12%
sel808	903	903	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sel811	704	704	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel820	1159	1159	2	0	100,00%	99,83%	99,91%	0,17%
sel821	1557	1557	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel840	1180	1180	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sel847	801	801	1	0	100,00%	99,88%	99,94%	0,12%
sel853	1113	1113	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel871	917	917	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel872	990	990	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sel873	859	859	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%

sel883	892	892	1	0	100,00%	99,89%	99,94%	0,11%
sel891	1267	1267	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0104	804	804	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0106	896	888	9	8	99,11%	99,00%	99,05%	1,90%
sele0107	812	812	7	0	100,00%	99,15%	99,57%	0,86%
sele0110	872	872	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0111	907	907	44	0	100,00%	95,37%	97,63%	4,85%
sele0112	684	684	1	0	100,00%	99,85%	99,93%	0,15%
sele0114	699	699	1	0	100,00%	99,86%	99,93%	0,14%
sele0116	558	513	637	45	91,94%	44,61%	60,07%	122,22%
sele0121	1436	1432	4	4	99,72%	99,72%	99,72%	0,56%
sele0122	1415	1414	0	1	99,93%	100,00%	99,96%	0,07%
sele0124	1121	1121	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0126	945	945	2	0	100,00%	99,79%	99,89%	0,21%
sele0129	671	525	198	146	78,24%	72,61%	75,32%	51,27%
sele0133	840	639	201	201	76,07%	76,07%	76,07%	47,86%
sele0136	809	809	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0166	813	813	4	0	100,00%	99,51%	99,75%	0,49%
sele0170	897	897	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0203	1246	1246	1	0	100,00%	99,92%	99,96%	0,08%
sele0210	1063	1063	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0211	1575	1573	2	2	99,87%	99,87%	99,87%	0,25%
sele0303	1045	1044	1	1	99,90%	99,90%	99,90%	0,19%
sele0405	1216	1216	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0406	959	959	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0409	1737	1737	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0411	1202	1201	2	1	99,92%	99,83%	99,88%	0,25%
sele0509	1028	1028	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0603	870	870	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0604	1031	1031	3	0	100,00%	99,71%	99,85%	0,29%
sele0606	1442	1442	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0607	1184	1184	0	0	100,00%	100,00%	100,00%	0,00%
sele0609	1127	1127	1	0	100,00%	99,91%	99,96%	0,09%
sele0612	751	751	7	0	100,00%	99,08%	99,54%	0,93%
sele0704	1094	853	241	241	77,97%	77,97%	77,97%	44,06%

Životopis

Krešimir Friganović rođen je 1.12.1991. u Šibeniku. Osnovno i srednjoškolsko obrazovanje završava u Zadru, a 2010. upisuje studij elektrotehnike, smjer elektroničko i računalno inženjerstvo, na Fakultetu elektrotehnike i računarstva (FER) Sveučilišta u Zagrebu. Poslijediplomski doktorski studij elektrotehnike na istom fakultetu upisuje u ožujku 2016. godine. Od kraja listopada 2016. godine zaposlen je na Fakultetu elektrotehnike i računarstva na mjesto asistenta financiranog od strane Hrvatske zaklade za znanost.

Kao asistent zaposlen na Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija aktivno sudjeluje u radu na projektu Hrvatske zaklade za znanost „Programski sustav za paralelnu analizu više heterogenih nizova vremenskih podataka s primjenom u biomedicini“ pod vodstvom izv. prof. dr. sc. Alana Jovića od 2016. do 2018. godine. U nastavi sudjeluje kao asistent na predmetima Biomedicinski signali i sustavi, Biomedicinska informatika i Ekspertni sustavi te kao neposredni voditelj studenata pri izradi Završnih i Diplomskih radova. Također, aktivno sudjeluje u popularizaciji znanosti. Od 2018. godine sudjeluje kao vanjski suradnik na industrijskom IRI projektu "Istraživanje i razvoj sustava za prepoznavanje umora i distrakcije vozača - DFDM" tvrtke Xylon d.o.o. i FER-a. Kao suradnik od 2019. godine sudjeluje na industrijskom projektu "Inteligentna analiza podataka osiguranika osnovnog maloprodajnog portfelja" tvrtke Croatia osiguranje d.d. i FER-a.

Područje njegovog znanstvenog interesa obuhvaća obradbu i analizu biomedicinskih signala te primjenu strojnog učenja u biomedicinskom inženjerstvu. Član je Hrvatskog društva za medicinsku i biološku tehniku (HDBIMF) i hrvatske sekcije IEEE-a.

Popis radova:

Poglavlja u knjigama

- [1] Jović, Alan; Jozić, Krešimir; Kukolja, Davor; Friganović, Krešimir; Cifrek, Mario, Challenges in Designing Software Architectures for Web Based Biomedical Signal Analysis. // Medical Big Data and Internet of Medical Things: Advances, Challenges and Applications / Hassanien, Aboul Ella ; Dey, Nilanjan ; Borra, Surekha (ur.). Boca Raton: CRC Press Taylor & Francis Group, 2018. str. 81-112

Radovi u CC časopisima

- [1] Friganović, Krešimir; Kukolja, Davor; Jović, Alan; Cifrek, Mario; Krstačić, Goran
Optimizing the detection of characteristic waves in ECG based on processing methods
combinations. // IEEE access, 6 (2018), 50609-50626
doi:10.1109/ACCESS.2018.2869943 (međunarodna recenzija, članak, znanstveni)

Radovi u zbornicima skupova

- [1] Stančin, Igor; Friganović, Krešimir; Zelenika Zeba, Mirta; Jović, Alan; Cifrek, Mario,
Gender Differences in EEG Features While Driving. // Proceedings of the 2nd
International Conference on Advances in Signal Processing and Artificial Intelligence /
Yurish, Sergey Y. (ur.). Barcelona, Spain: International Frequency Sensor Association
(IFSA) Publishing, S. L., 2020. str. 125-130 (predavanje, međunarodna recenzija,
cjeloviti rad (in extenso), ostalo)
- [2] Jović, Alan; Stančin, Igor; Friganović, Krešimir; Cifrek, Mario, Clinical Decision
Support Systems in Practice:Current Status and Challenges. // Proceedings 43rd
International Convention MIPRO 2020 / Skala, K. (ur.). Rijeka: Croatian Society for
Information, Communication and Electronic Technology – MIPRO, 2020. str. 373-378.
(<https://www.bib.irb.hr/1083692>) (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in
extenso), znanstveni)
- [3] Kinder, Ivana; Friganović, Krešimir; Vukojević, Jakša; Mulc, Damir; Slukan, Tomislav;
Vidović, Domagoj; Brečić, Petrana; Cifrek, Mario, Comparison of Machine Learning
Methods in Classification of Affective Disorders. // Proceedings 43rd International
Convention MIPRO 2020 / Skala, Karolj (ur.). Rijeka: Croatian Society for Information,
Communication and Electronic Technology – MIPRO, 2020. str. 193-197 (predavanje,
međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
- [4] Čuljak, Ivana; Mihaldinec; Hrvoje; Lučev Vasić, Željka; Friganović, Krešimir; Džapo,
Hrvoje; Cifrek; Mario, A Contactless Human Respiration Rate Measurement Using
UWB Transversal Propagation Method. // 2019 International Symposium on Antennas
and Propagation (ISAP2019), Xi'an, Kina, 2019. str. 1-3 (predavanje, međunarodna
recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)

- [5] Zelenika Zeba, Mirta; Friganović, Krešimir; Palmović, Marijan; Išgum, Velimir; Cifrek, Mario, Assessment of Mental Fatigue During Examination Period with P300 Oddball Paradigm. // Proceedings of MIPRO 2019, 42nd International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics / Koričić, Marko ; Butković, Zeljko ; Skala, Karolj ; Car, Željka ; Čičin-Šain, Marina ; Babić, Snježana ; Sruck, Vlado ; Škvorc, Dejan ; Ribarić, Slobodan ; Groš, Stjepan ; Vrdoljak, Boris ; Mauher, Mladen ; Tijan, Edvard ; Pale, Predrag ; Huljenić, Darko ; Grbac Galinac, Tihana ; Janjić, Matej (ur.). Opatija, Hrvatska: IEEE, 2019. str. 1479-1484 doi:10.23919/MIPRO.2019.8756850 (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
- [6] Jović, Alan; Kukolja, Davor; Friganović, Krešimir; Jozić, Krešimir; Cifrek, Mario, MULTISAB: A Web Platform for Analysis of Multivariate Heterogeneous Biomedical Time-Series. // Proceedings of IUPESM 2018, IFMBE Proceedings Volume 68/1 / Lhotska, Lenka ; Sukupova, Lucie ; Lacković, Igor ; Ibbott, Geoffrey S. (ur.). Prag: Springer Nature Singapore, 2018. str. 411-415 doi:10.1007/978-981-10-9035-6_76 (poster, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
- [7] Jović, Alan; Jozić, Krešimir; Kukolja, Davor; Friganović, Krešimir; Cifrek, Mario, Parallelization in biomedical time series analysis web platform: the MULTISAB project experience. // Proceedings of MIPRO 2018 / Skala, Karolj (ur.). Rijeka: Croatian Society for Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics - MIPRO, 2018. str. 337-342 doi:10.23919/MIPRO.2018.8400060 (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
- [8] Friganović, Krešimir; Jović, Alan; Kukolja, Davor; Cifrek, Mario; Krstačić, Goran, Optimizing the detection of characteristic waves in ECG based on exploration of processing steps combinations. // IFMBE Proceedings, volume 65 / Eskola, Hannu ; Väisänen, Outi ; Viik, Jari ; Hyttinen, Jari (ur.). Tampere: Springer Nature Singapore, 2017. str. 928-931. (<https://www.bib.irb.hr/886598>) (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)

- [9] Jović, Alan; Kukolja, Davor; Friganović, Krešimir; Jozić, Krešimir; Car, Siniša, Biomedical Time Series Preprocessing and Expert-System Based Feature Extraction in MULTISAB Platform. // Proceedings of MIPRO 2017 / Biljanović, Petar (ur.). Rijeka: Croatian Society for Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics - MIPRO, 2017. str. 349-354. (<https://www.bib.irb.hr/878134>) (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
- [10] Friganović, Krešimir; Jović, Alan; Jozić, Krešimir; Kukolja, Davor; Cifrek, Mario MULTISAB project: a web platform based on specialized frameworks for heterogeneous biomedical time series analysis - an architectural overview. // Proceedings of the International Conference on Medical and Biological Engineering 2017 / Badnjević, Almir (ur.). Sarajevo, Bosna i Hercegovina: Springer Nature Singapore, 2017. str. 9-15. (<https://www.bib.irb.hr/866760>) (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
- [11] Friganović, Krešimir; Medved, Marko; Cifrek, Mario, Brain-computer interface based on steady-state visual evoked potentials. // Proceedings of MIPRO 2016 / Biljanović, Petar (ur.). Rijeka: Croatian Society for Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics - MIPRO, 2016., 2016. str. 391-395. (<https://www.bib.irb.hr/896507>) (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
- [12] Paprika, Marina; Friganović, Krešimir; Cifrek, Mario Evaluation and Extraction of Mismatch Negativity through Independent Component Analysis and Wavelet Decomposition. // 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering / Lacković, Igor ; Vasić, Darko (ur.). Dubrovnik: Springer, 2014. str. 94-97 (poster, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)

Sažeci u zbornicima i časopisima

- [1] Mulc, Damir; Vukojević, Jakša; Kinder, Ivana; Friganović, Krešimir; Vidović, Domagoj; Brečić, Petrana; Cifrek, Mario, EEG characteristics in patients with affective disorder. // European Neuropsychopharmacology, Volume 40, Supplement 1 Beč, Austrija: Elsevier BV, 2020. str. S226-S226 doi:10.1016/j.euroneuro.2020.09.294 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni)
- [2] Moštak, Ivan; Friganović, Krešimir; Zelenika Zeba, Mirta; Cifrek, Mario, System for Automatic Feature Extraction and Pattern Recognition in EEG Signal Analysis. // 7th Croatian Neuroscience Congress - Book of Abstracts , Zadar, Hrvatska, 2019. str. 78-78 (poster, domaća recenzija, sažetak, znanstveni)

Curriculum vitae

Krešimir Friganović was born on December 1st, 1991 in Šibenik, Croatia. He completed his primary and secondary education in Zadar, and in 2010 he enrolled in the study of electrical engineering, majoring in electronic and computer engineering, at the Faculty of Electrical Engineering and Computing (FER), University of Zagreb. He enrolled in the postgraduate doctoral study of electrical engineering at the same faculty in March 2016. Since the end of October 2016, he has been employed at the Faculty of Electrical Engineering and Computing as an assistant funded by the Croatian Science Foundation.

As an assistant employed at the Department of Electronic Systems and Information Processing, he actively participates in the work of the Croatian Science Foundation project "A software system for parallel analysis of multiple heterogeneous time series with application in biomedicine" led by Assoc. Prof. Alan Jovic, PhD, from 2016 to 2018. He is enrolled as a teaching assistant on the courses Biomedical Signals and Systems, Biomedical Informatics and Expert Systems, and as a principal investigator of students in the preparation of Bachelor and Master thesis. He also actively participates in the popularization of science. Since 2018, he has been participating as an external collaborator in the industrial IRI project "Research and Development of Driver Fatigue and Distraction Monitoring Systems - DFDM" of the Xylon d.o.o. company and FER. Since 2019, he has been participating as an associate in the industrial project "Intelligent data analysis of the insured of the basic retail portfolio" of the insurance company Croatia osiguranje, d.d and FER.

His research interests include the processing and analysis of biomedical signals and the application of machine learning in biomedical engineering. He is a member of the Croatian Biomedical Engineering and Medical Physics Society (CROBEMPS) and the Croatian section of the IEEE organization.