

# KOMPARATIVNA ANALIZA ALGORITAMA ZA DETEKCIJU QRS SEGMENTA EKG SIGNALA

## COMPARATIVE ANALYSIS OF ALGORITHMS FOR DETECTING QRS SEGMENT OF ECG SIGNALS

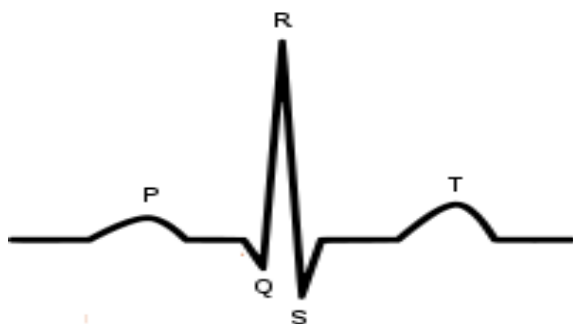
Milorad Kalezić, Radovan Stojanović, Marija Mirković, *Elektrotehnički fakultet Podgorica*

**Sadržaj** – Ovaj rad daje pregled implementacije različitih tipova algoritama za detekciju QRS segmenta EKG signala, sa posebnim osvrtom na realizaciju Pan-Tompkinsovog i wavelet-orijentisanih algoritama u softverskom paketu Matlab, na signalima uzetim iz standardne baze podataka EKG signala – MIT-BIH baze. Takođe, u radu je poseban akcenat stavljen na međusobnu komparaciju algoritama, a za tačke poređenja uzeta je pouzdanost detekcije svakog algoritma, kao i njihova brzina, složenost i imunost na šum.

**Abstract** - This paper proposes method for MATLAB-based implementation of Pan-Tompkins and wavelet-oriented algorithms for detecting QRS segment in ECG signals obtained from MIT-BIH database, giving computational comparison in terms of percentage of successful detections, speed and complexity and noise immunity for each of them.

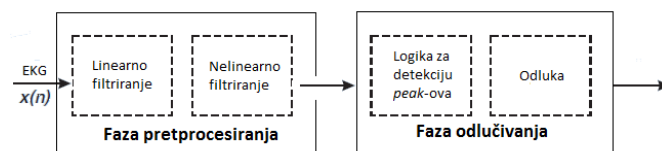
### QRS KOMPLEKS

QRS kompleks čini najznačajniju talasnu strukturu u okviru EKG signala, reprezentujući zapis pojedinačnog otkucaja u trajanju od 70 do 110 ms, koji odgovara depolarizaciji lijeve i desne srčane komore (Slika 1). Trajanje, amplituda i morfologija QRS kompleksa predstavlja značajan izvor informacija u dijagnostikovanju kardio aritmije, kondukcionih nepravilnosti, ventrikularne hipertrofije, infarkta miokarda, raslojavanju elektrolita i nekih drugih oblika bolesti. Kao takva, detekcija QRS kompleksa bila je i jeste predmet istraživanja posljednjih 40 godina, gdje se kroz ovaj period razvio i usavršio veliki broj algoritama koji imaju visok procenat pouzdane detekcije QRS kompleksa u okviru EKG signala.



Slika 1: Šematski prikaz EKG signala

algoritamskom strukturom, koja je prikazana na slici 2. Prva faza, označena kao *pretprocesiranje*, odnosi se na linearno i nelinearno filtriranje ulaznog EKG signala, dok druga faza, definisana kao *faza odlučivanja*, u okviru sebe ima implementiranu logiku detekcije *R peak*-ova i odlučivanja da li je markirani *peak* kandidat i zaista pouzdano detektovan pripadnik QRS kompleksa. Ovdje je često prisutan i ekstra blok kojim se potvrđuje tačna lokacija QRS kandidata.



Slika 2: Uobičajena struktura QRS detektora

Algoritme za detekciju QRS kompleksa dijelimo na *on-line* (odnosno *real-time*) i *off-line* algoritme, odnosno, na algoritme koji rade sa živim pristiglim signalom koji se analizira u realnom vremenu i algoritme koji rade sa prethodno snimljenim signalima smještenim u nekoj od baza podataka EKG signala. Najčešće korišćena baza podataka EKG signala je *MIT-BIH Arrhythmia Database*, koja sadrži 48 polučasovnih notiranih EKG signala, sa frekvencijom odabiranja od 360 Hz i 11-bitnom rezolucijom na 10-mV opsegu. Pored nje, koriste se i druge baze podataka EKG signala, kao što su *AHA* baza, *Ann Arbor Electrogram* biblioteka, *CSE* baza i mnoge druge.

### ALGORITMI ZA DETEKCIJU

U okviru mnoštva grupa algoritama za detekciju QRS kompleksa primijećeno je da većina njih raspolaže sličnom

### UTICAJ ŠUMA NA EKG SIGNAL

Nažalost, EKG signal je često opterećen prisustvom različitih tipova šuma i artifakata koji se mogu naći na

frekvencijama od našeg interesa, a manifestuju se kroz slične morfologije u odnosu na sami EKG signal. EKG smetnje u vidu pristunog šuma se mogu klasifikovati na sljedeći način [2]:

- strujna inteferencija:  $50 \pm 0.2$  Hz (ili 60 Hz u mnogim izvorima) sa amplitudama koje idu i do 50% cjelokalnog skretanja (*full scale deflection - FSD*), od vrha do vrha EKG amplitude;
- šum elektrodskih kontakata: gubitak kontakta između elektrode i kontaktne površine kože manifestuje se kroz nagle promjene sa zasićenjem na FSD nivoima u periodima od oko 1s;
- artefakt izazvan pacijentovim kretanjima: pomjeranja elektroda u odnosu na kontaktnu površinu kože vode ka varijacijama impedanse između elektrode i kože, izazivajući tako promjene potencijala kod EKG signala, što se manifestuje kroz nagle skokove ili potpunim zasićenjem FSD nivoa u trajanju od 0.5s;
- elektromiografski (EMG) šum: električna aktivnost izazvana mišićnim kontrakcijama u trajanju od 50 ms, sa prosječnom amplitudom od oko 10% u odnosu na FSD nivo;
- *baseline drift* artefakt: šum koji obično potiče od disanja, sa unosom od oko 15% FSD na frekvencijama između 0.15 Hz i 0.3 Hz;
- šum izazvan od instrumenta kolektora podataka: artefakti generisani hardverom za obradu signala, kao što su zasićenje signala ili *Gibbs*-ove oscilacije;
- elektrohirurški šum: šum izazvan od strane druge prisutne medicinske opreme, prisutan na frekvencijama između 100kHz i 1MHz u trajanju od 1 do 10 sekundi;
- šum kvantizacije i aliasing.

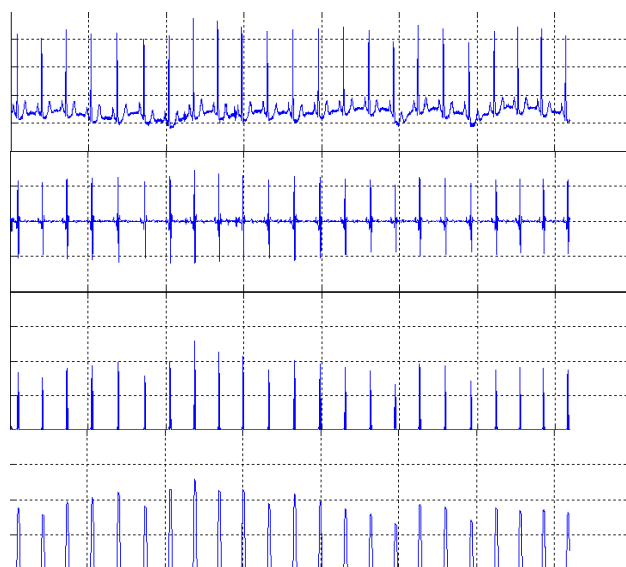
## ALGORITMI ZASNOVANI NA DERIVACIJI SIGNALA

Frekventne komponente QRS kompleksa smještene su u opsegu od 10 Hz do 25 Hz. Iz tog razloga, gotovo svi algoritmi na početku koriste filtriranje, eliminišući na taj način smetnje prisutne u EKG signalu. Ovaj postupak se najčešće realizuje postavljanjem kaskadne veze niskopropusnog i visokopropusnog filtra, formirajući tako propusnik željenog opsega, dok pojedini algoritmi koriste samo visokopropusni filtar. Visokopropusni filtar se često može realizovati i kao diferencijator. Ovakva implementacija posebno ističe strminu QRS kompleksa, što znatno olakšava njegovu detekciju. U cilju pronalaženja lokalnih maksima, najčešće korišćena tehnika je rad sa prvim i drugim izvodom iz EKG signala ili upotreba kombinacije ova dva izvoda. Sama detekcija QRS kompleksa ostvaruje se upoređivanjem izlaza iz derivatora ili njegovih linearnih kombinacija, sa

nekim prethodno definisanim pragom koji može biti fiksni ili varijabilan u skladu sa promjenama signala. Detekcijom se mogu obuhvatiti i neki lažni QRS kompleksi, pa se iz tog razloga vrše i dodatna poređenja u cilju ispravne detekcije. Postoji više algoritama koji se bave ovom tematikom. U jednom od njih predlaže se filtriranje EKG signala kroz dva niskopropusna filtra sa različitim graničnim frekvencijama. Razlika na izlazu ova dva filtra odgovara signalu na izlazu iz filtra propusnika opsega, koji se kasnije dalje procesira, što dovodi do umanjenja malih vrijednosti signala i poboljšanja *peak* detekcije. Nakon ove, dolazi faza odlučivanja, gdje se prag formira na osnovu razlike signala na izlazu filtra.

## PAN-TOMPKINSOV ALGORITAM

Eklatantni predstavnik grupe algoritama za detekciju QRS kompleksa izvedenih na bazi derivacije signala jeste algoritam koji su 1985. godine predstavili *Jiapu Pan* i *Willis J. Tompkins*. Pan-Tompkinsov algoritam je uspješno detektovao 99.3% QRS kompleksa od signala uzetih iz MIT-BIH baze podataka [5]. U fazi pretprocesiranja, EKG signal najprije biva propušan kroz niskopropusni, a potom i kroz visokopropusni filtar, nakon čega slijede faze diferenciranja, kvadriranja i prozorske integracije (Slika 3).



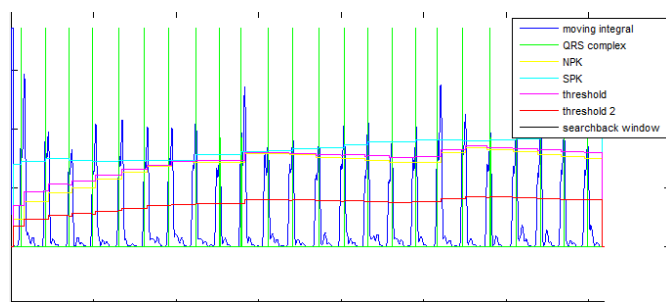
Slika 3: EKG signal u fazi pretprocesiranja u Pan-Tompkinsovom algoritmu: stadijumi nakon izlaska signala iz filtra propusnika opsega, diferenciranja, kvadriranja i prozorske integracije.

U fazi detekcije QRS kompleksa postavljaju se vrijednosti pragova, koje se stalno mijenjaju, prateći promjene EKG signala. Pan-Tompkinsov algoritam koristi dva seta pragova, od kojih svaki set opet ima dva praga. Jedan set pragova se primjenjuje na signalu koji je izašao iz filtra propusnika opsega, dok se drugi set koristi za signal koji je izašao iz integratora. Razlog zbog kojeg je uveden sistem paralelnih pragova se ogleda u tome, što se na ovaj način povećava pouzdanost detekcije QRS kompleksa u

odnosu na rezultate koji bi se dobili kada bi se primijenjivali pragovi na samo jedan od ovih signala.

Koristeći filtar propusnik opsega smanjujemo prisutne smetnje u okviru analiziranog EKG signala, čime se povećava odnos signal-šum, a samim tim i osjetljivost detekcije. Vrijednost prvog definisanog praga iznosi jednu polovinu vrijednosti drugog. Vrijednosti sljedećeg para pragova se izračunavaju na osnovu prethodno dobijene vrijednosti *peak*-a EKG signala na sljedeći način: sljedeći nadolazeći *peak* EKG signala se testira u odnosu na viši prag i ukoliko je njegova vrijednost veća, QRS kompleks je detektovan. Ukoliko prođe 166% vremena od trenutnog *RR* intervala, a da nije došlo do detekcije novog QRS kompleksa, onda se za upoređujuću uzima vrijednost nižeg praga, polazeći od trenutka kada je lociran posljednji QRS kompleks. Na ovaj način, izbjegnuta je obaveza skladištenja informacije vezane za prošlost EKG signala, čime je eliminisana potreba za uvođenjem memorijskih bafera. U prilog algoritmu ide i minimalan broj računskih operacija, korišćenjem *searchback* tehnike.

Nažalost, loša strana ove tehnike se ogleda u pouzadnoj detekciji QRS kompleksa samo za slučaj kada se srčani ritam ne mijenja naglo. Za neka stanja srca, gdje dolazi do nagle promjene srčanog ritma, nije moguće detektovati propuštene QRS komplekse. Ukoliko je ovo slučaj, oba praga se dijele na pola i onda se iznova vrši detekcija QRS kompleksa. Na ovaj način povećava se osjetljivost detekcije i sprečava nemogućnost detekcije propuštenih QRS kompleksa. Od trenutka detekcije QRS kompleksa, mora proći 200 ms dok se sljedeći QRS kompleks može detektovati. Ovo ograničenje potiče od samog srca, jer ono predstavlja najmanji mogući razmak između dva otkucaja. Prikaz detekcije QRS kompleksa korišćenjem sistema paralelnih pragova u Pan-Tompkinsovom algoritmu dat je na slici 4.



Slika 4: Detekcija R peak-ova EKG signala korišćenjem tehnike upoređivanja sa dva praga

## ALGORITMI ZASNOVANI NA DISKRETNJOJ WAVELET TRANSFORMACIJI

Wavelet transformacija (WT) funkcije  $f(t)$  je integralna transformacija definisana kao:

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi_{a,b}^*(t)dt,$$

gdje  $\psi^*(t)$  označava konjugovano kompleksnu wavelet funkciju  $\psi(t)$ . Ova transformacija ima vremensko-skalnu reprezentaciju sličnu vremensko-frekventnoj reprezentaciji STFT transformacije. Međutim, za razliku od STFT, WT koristi skup analizijskih funkcija koje dopuštaju promjenu vremensko-frekventne rezolucije za različite frekventne opsege. Skup ovih analizijskih funkcija izveden je od tzv. majka-wavelet funkcije  $\psi(t)$  kao:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right),$$

gdje se parameter  $a$  odnosi na skalu i naziva dilacionim faktorom, dok se  $b$  imenuje translacionim parametrom.

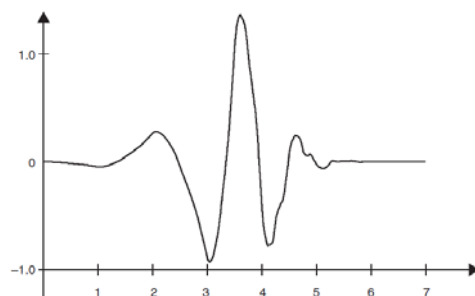
Diskretna Wavelet Transformacija (DWT) nastaje diskretizovanjem skalnog i translacionog parametra:

$$Wf(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi_{2^j,b}^*(t)dt,$$

gdje je

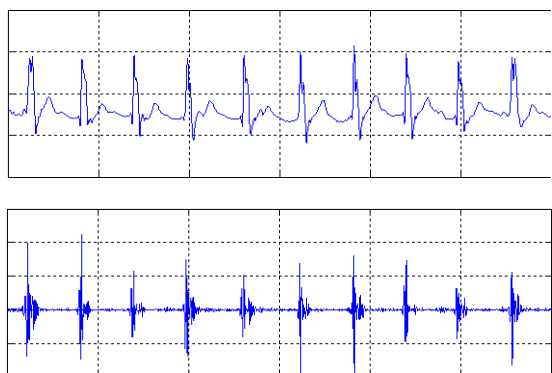
$$\psi_{2^j,b}(t) = \frac{1}{2^{j/2}}\psi\left(\frac{t-b}{2^j}\right).$$

Prikaz četvrtog iz familije Daubechies waveleta prikazan je na slici 5.



Slika 5: Izgled db4 wavelet-a

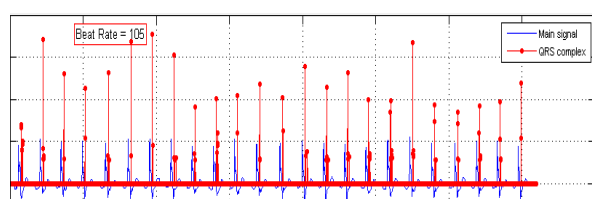
Algoritmi zasnovani na diskretnoj wavelet transformaciji (Slika 6) za detekciju QRS segmenata se uglavnom baziraju na Mallat & Hwang-ovom pristupu detekcije singulariteta i njihovoj klasifikaciji, koristeći lokalne maksimume koeficijenata diskretne wavelet transformacije EKG signala. Pokazuje se da singularitet u EKG signalu odgovara paru modula lokalnih maksimuma. Klasifikacija *peak*-ova, odnosno njihova detekcija se vrši proračunom stepena singulariteta.



Slika 6: Signali aproksimacije i detalja trećeg nivoa dekompozicije EKG signala upotrebom *db4* wavelet-a

Algoritam predložen od strane autora *T.A. Gyaw-a* i *S.R. Ray-a*, zasnovan takođe na *wavelet* transformaciji, bazira se na prepoznavanju uzoraka [4]. Ovaj algoritam se sastoji od dvije faze - faze učenja i faze prepoznavanja. U fazi učenja generiše se set vektora koji odgovaraju *wavelet* transformaciji kada postoji *R peak*. Ovo učenje se vrši na većem broju različitih *R peak*-ova. Kada je postignut dovoljan broj ovakvih vektora, nastupa faza prepoznavanja. EKG signal se tada dijeli na segmente fiksne dužine, a zatim se sprovodi *wavelet* transformacija nad njima. Dobijeni vektori se upoređuju sa vektorima koji su korišćeni u fazi učenja. Ukoliko je procenat poklapanja dovoljno visok, *R peak* je uspješno detektovan.

Autori *V. Di-Virgilio*, *C. Francaiancia*, *S. Lino* i *S. Cerutti*, su predložili *wavelet*-orijentisani algoritam koji dijeli EKG signal u segmente fiksne dužine [3]. *R peak* je detektovan na onoj lokaciji gdje modul lokalnog maksimuma dostigne prag koji se prethodno proračuna za svaki segment. Prikaz implementacije *wavelet*-orijentisanog algoritma za detekciju QRS kompleksa dat je na slici 7.



Slika 7: Detekcija QRS kompleksa upotrebom *db4* wavelet analize

## OSTALI PRISTUPI U DETEKCIJI QRS KOMPLEKSA

Pored navedenih pristupa u detekciji QRS kompleksa EKG signala, postoje i neki drugi, od kojih ćemo ovdje navesti samo neke od njih. U prvom redu, tu su algoritmi zasnovani na primjeni digitalnih filtara i neuronski mreža, a tu su prisutni još i metodi banke filtara, adaptivnih nelinearnih prediktora, vektorske kvantizacije sa učenjem i mnogi drugi.

## Ocjene algoritama

Prema ANSI kriterijumu uspješnosti algoritma, dvije osnovne karakteristike kojima bi trebalo procjenjivati neki algoritam su osjetljivost (*Se*) i preciznost (*P*). One se računaju po formulama:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$P = \frac{TP}{TP + FP}$$

gdje *TP* označava broj stvarnih, *FN* broj lažno negativno detektovanih, a *FP* broj lažno pozitivno detektovanih QRS kompleksa. Detektovani QRS kompleks se tretira kao lažno pozitivan ukoliko je algoritam detektovao nepostojeći *R peak*, dok ga u obratnom slučaju nazivamo lažno negativnim.

Važno je napomenuti da upoređivanje rezultata različitih algoritama za detekciju QRS segmenata ima smisla jedino u slučaju kada su oni izvedeni na nekom od uzoraka iz standardne baze podataka EKG signala. Iz ovog razloga se rezultati klasifikuju u 3 grupe:

- pouzdane rezultate: algoritam je testiran na cjelokupnoj standardnoj bazi EKG signala;
- manje pouzdane rezultate: algoritam je testiran na dijelu standardne baze EKG signala;
- nedovoljno pouzdane rezultate: algoritam je testiran na nestandardnoj bazi EKG podataka.

Prikaz rezultata pouzdanosti detekcije nekih od danas najpoznatijih algoritama za detekciju QRS kompleksa je dat u Tabeli 1 [1]. Treba istaći da, ukoliko je algoritam prepoznat kao manje pouzdan, ga u startu ne treba tumačiti kao lošijeg, već samo kao nedovoljno pouzdanog na cjelokupnom uzorku standardne baze EKG podataka. Dešava se da pojedini algoritmi imaju izuzetno visoke procenatne uspješne detekcije QRS segmenata kod signala koji je praćen određenim izvorom šuma, dok pod okolnostima, kada u tom signalu šum nije prisutan, rezultati detekcije su vidno lošiji.

Pouzdanost	Cjelokupna standardna baza	Dio standardne baze	Nestandardna baza
> 99%	Afonso Bahoura Hamilton & Tompkins Inoue & Miyazaki Kohler Li Poli	Gritzali Hu Kohama Ruha Sahambi Vijaya Xue	Belforte Dobbs Fischer Thakor & Webster Yu
95%-99%	Suppappola & Sun	Coast Kadambe	Sörnmo Udupa &

			Murthy
90%- 95%		Papakonsta- ntinou Trahanias	
<90%			Ligtenberg & Kunt

*Tabela 1: Poređenje rezultata različitih algoritama*

## LITERATURA

[1] Bert-Uwe Köhler, Carsten Hennig, Reinhold Orglmeister, "The Principles of Software QRS Detection", IEEE Engineering in medicine and biology, 2002.

[2] Gari D. Clifford, Francisco Azuaje, Patrick E. McSharry, "Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis", 2006, Norwood.

[3] V. Di-Virgilio, C. Francaiancia, S. Lino, and S. Cerutti, "ECG fiducial points detection through wavelet transform," in *1995 IEEE Eng. Med. Biol. 17th Ann. Conf. 21st Canadian Med. Biol. Eng. Conf.*, Montreal, Quebec, Canada, 1997, pp. 1051-1052

[4] T.A. Gyaw and S.R. Ray, "The wavelet transform as a tool for recognition of biosignals," *Biomed. Sci. Instrum.*, vol. 30, pp. 63-68, 1994

[5] J. Pan and W.J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, pp. 230-236, 1985