

Analiza uticaja korisnog i nekorisnog dela ECG signala na kvalitet ukupnog merenog signala

Aleksandar Jocić, Zoran Perić, Milan Dinčić, Dragan Denić, Goran Miljković i Ivan Jovanović

Apstrakt— U ovom radu je predstavljen novi pristup razmatranja i izračunavanja kvaliteta kvantovanog ECG signala. Ovaj pristup se zasniva na podeli celog signala na intervale koji nose suštinski bitnu informaciju o zdravlju srca tj. pacijenta, i na intervale signala koji ne nose bitne informacije. Intervalima koji nose bitne informacije se daje veći značaj kako pri obradi, tako i pri izračunavanju parametara kvaliteta obrađenog signala. Izvršena je simulacija procesa podele na intervale i kvantizacije ECG signala i analizirani su rezultati.

Gljučne reči—ECG signal; podela na intervale; kvantizacija; kompresija.

I. UVOD

ECG (ElectroCardioGram) signal je jedan od najbitnijih elektrofizioloških signala u organizmu čijim merenjem i analizom se može pratiti zdravlje srca pacijenta, kao i preduprediti potencijalne bolesti [1].

Moderni telemedicinski sistemi podrazumevaju snimanje (digitalizaciju) i prenos na daljinu ECG signala [2]. U tim procesima neminovno dolazi do unošenja distorzije tj. šuma kvantizacije u signal [3] što dovodi do promena talasnog oblika signala. Najbitniji zahtev koji se postavlja pred telemedicinskim sistemima jeste tačnost, tj. vernost dijagnostičkih informacija koje su sadržane u pojedinim intervalima i parametrima signala.

Vrlo često se javlja potreba za kontinuiranim praćenjem ovih signala tokom dugog vremenskog perioda. Iz tog razloga se postavlja zahtev za smanjenjem količine podataka potrebnih za prenos informacija, kako bi se postiglo smanjenje memorijskog prostora za njihovo čuvanje, kao i smanjenje energije i neophodnih kapaciteta komunikacionih kanala potrebnih za njihov prenos [2,3,4].

Razvijen je veliki broj adaptivnih algoritama za efikasnu kompresiju ECG signala koji koriste objektivne mere za stepen kompresije i ostvaren kvalitet reprodukovanog signala [3,4,5]. Adaptivni algoritmi za projektovanje kvantizera su

Aleksandar Jocić – Elektronski fakultet, Univerzitet u Nišu, Aleksandra Medvedeva 14, 18000 Niš, Srbija (e-mail: aleksandar.jocic@elfak.ni.ac.rs).

Zoran Perić – Elektronski fakultet, Univerzitet u Nišu, Aleksandra Medvedeva 14, 18000 Niš, Srbija (e-mail: zoran.peric@elfak.ni.ac.rs).

Milan Dinčić – Elektronski fakultet, Univerzitet u Nišu, Aleksandra Medvedeva 14, 18000 Niš, Srbija (e-mail: milan.dincic@elfak.ni.ac.rs).

Dragan Denić – Elektronski fakultet, Univerzitet u Nišu, Aleksandra Medvedeva 14, 18000 Niš, Srbija (e-mail: dragan.denic@elfak.ni.ac.rs).

Goran Miljković – Elektronski fakultet, Univerzitet u Nišu, Aleksandra Medvedeva 14, 18000 Niš, Srbija (e-mail: goran.miljkovic@elfak.ni.ac.rs).

Ivan Jovanović – Medicinski fakultet, Univerzitet u Nišu, Bulevar dr Zorana Đinđića 81, 18000 Niš, Srbija (e-mail: ivanjov@sbb.rs)

osmišljeni tako da efikasno prilagode kvantizer obliku tj. statistici signala i na taj način postignu najmanju moguću grešku kvantizacije tj. najbolji kvalitet digitalizovanog signala. Pritom se tehnikama kodovanja teži predstavljanju kvantovanog odmerka što je moguće manjim brojem bita po odmerku [4,5,6].

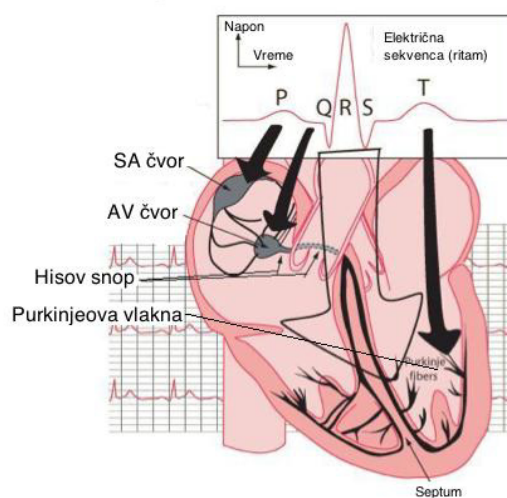
Razmatranjem mehanizma nastanka ECG signala, tj. komponenti (tzv. talasa) koje ga čine, može se uočiti da nisu svi intervali u jednoj periodu signala podjednako bitni za praćenje zdravlja srca. Ideja podele signala na intervale, predstavljena u radu, razmatra dodeljivanje različitih težina pojedinim intervalima i na taj način daje veću relevantnost objektivnim merama pri ocenjivanju kvaliteta obrađenog ECG signala.

II. OSNOVNO O MEHANIZMU NASTANKA, STRUKTURI I OSOBNAMA ECG SIGNALA

ECG signal nastaje i prostire se kao posledica elektrofizioloških reakcija u tzv. pobudno sprovodnom aparatu srca, slika 1. Pobudno sprovodni aparat srca čine tri specijalizovane strukture mišićnih vlakana:

- sinoatrijalni čvor - SA čvor (sino-atrial node - SA node),
- atrioventrikularni čvor - AV čvor (atrial-ventricular node - AV node) i
- Hisov snop i Purkinjeova vlakna.

Radom ovog aparata upravlja centralni nervni sistem i ne može se "voljom" uticati na njegov rad, a njegova uloga je generisanje električnih impulsa i sprovođenje istih u sve delove mišićnog tkiva srca.



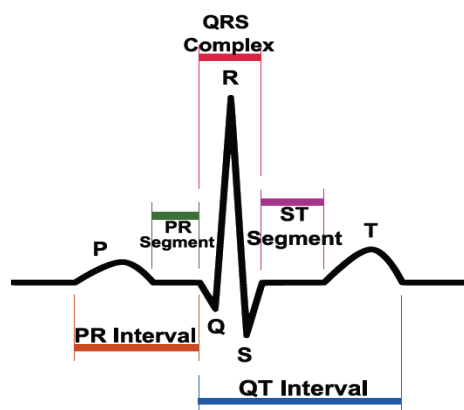
Slika 1. Pobudno sprovodni aparat srca.

Stanje ćelija srca se inicijalno smatra polarizovanim, gde je unutrašnjost ćelija negativno polarizovana u odnosu na spoljašnjost. Ovaj električni polaritet održavaju ćelijske membrane koje obezbeđuju adekvatnu raspodelu jona (prvenstveno kalijuma i natrijuma) unutar i van ćelija. Srčane ćelije gube svoj negativni unutrašnji potencijal u procesu koji se naziva depolarizacija. Depolarizacija je osnovni električni proces u srcu i iniciran je iz SA čvora koji se nalazi blizu ulaza glavne vene u desnu pretkomoru srca. Električni proces se manifestuje pojavom tzv. P talasa u ECG signalu, slika 2. Depolarizacija se širi preko desne pretkomore do AV čvora, pobuđuje se AV čvor, ali se vrši i usporavanje procesa depolarizacije čime se ostvaruje koordinacije rada pretkomora i komora (pojava PR segmenta). Zatim se preko Hisovog snopa i Purkinjeovih vlakana proces depolarizacije brzo širi do svih ćelija komora. Ovaj proces se kod ECG signala manifestuje kao pojava QRS kompleksa. Dakle, depolarizacija se širi sa ćelije na ćeliju stvarajući tzv. depolarizacioni talas koji se prenosi kroz celo srce. Ovaj depolarizacioni talas predstavlja protok elektriciteta tj. električnu struju koju mogu da registruju elektrode postavljene na površini tela.

Nakon što se depolarizacija završi i nakon izvesnog intervala mirovanja - ST segment, srčane ćelije ponovo uspostavljaju svoj potencijal mirovanja u procesu koji se naziva repolarizacija. Unutrašnjost ćelija ponovo postaje negativna u odnosu na spoljašnjost. Ovaj električni proces se manifestuje kao pojava T talasa u ECG signalu. Elektrode na površini tela registruju i taj proces.

U sledećem intervalu vremena, do pojave novog impulsa iz SA čvora, tj. pojave novog P talasa, srčane ćelije zadržavaju svoje polarizovano stanje. U ovom intervalu ne postoje električne aktivnosti srčanih ćelija pa ni pojave karakterističnih talasa u ECG signalu.

Uzrokovana električnim potencijalom, mišićna vlakna srca se grče i opuštaju i tako se ostvaruje funkcija rada srca.



Slika 2. Prikaz talasa, segmenata i intervala ECG signala.

Na slici 2. prikazan je jedan ciklus depolarizacije - repolarizacije srčanih ćelija tj. rada srca. Karakteristični talasi ECG signala (P,Q,R,S i T), tj. njihov oblik i veličina, kao i karakteristični intervali i segmenti, omogućavaju

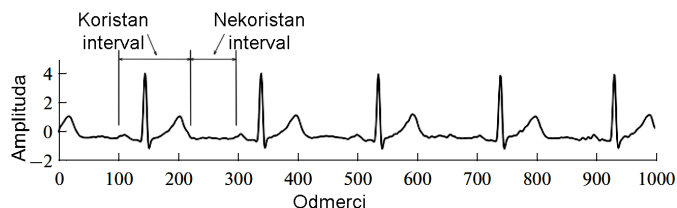
kardiolozima da daju dijagnozu stanja srca pacijenta i odrede eventualni postupak lečenja.

Slika 2 je česta slika u literaturi koja prikazuje ciklus depolarizacije - repolarizacije ćelija srca, ali ne i ostatak periode ECG signala, tj ne prikazuje mirni interval (kraj T talasa - početak P talasa). Može se reći da ovaj mirni interval nije od značaja za analizu rada srca i dijagnostikovanje poremećaja.

III. PODELA ECG SIGNALA NA NEKORISNE I KORISNE INTERVALE

Kako smo videli u prethodnom poglavlju, električna aktivnost srca, koja je od značaja kardiolozima za dijagnostikovanje stanja srca, odvija se u intervalu od početka P talasa do kraja T talasa. Ovaj interval nazvaćemo koristan interval. Dodatno, mirni interval od kraja T talasa do početka novog P talasa, u kojem nema električnih aktivnosti srca, nazvaćemo nekoristan interval. Ovaj interval nije od suštinskog značaja kardiolozima za dijagnostikovanje stanja srca. Bitno je jedino trajanje ovog intervala jer utiče na periodu rada srca, tj. broj otkucaja u minuti.

Na slici 3. prikazan je primer snimljenog ECG signala na kome se mogu uočiti pomenuti intervali kao i njihov relativni odnos. Trajanje nekorisnog intervala, kod osoba bez poremećaja u radu srca, približno iznosi 70% do 80% trajanja korisnog intervala, tj. približno 40% do 45% od ukupne periode rada srca.



Slika 3. Ilustracija korisnog i nekorisnog intervala na realnom snimljenom ECG signalu.

Iz prethodno izloženog se jasno može videti da veliki procenat ECG signala tj. velika količina podataka (40%) nosi vrlo malu informaciju. Ta informacija je trajanje intervala, a ne i oblik signala. Dakle, ako prilikom snimanja (prenosa i memorisanja) ECG signala, nekoristan interval jednako tretiramo kao i koristan, potrebno je zauzeti (angažovati) dosta resursa zbog malo informacija. Ovakav zaključak upućuje na mogućnost različitog tretiranja korisnog i nekorisnog intervala prilikom obrade signala. Jedna od osnovnih obrada signala jeste kompresija [3-6]. Kompresijom signala se postiže smanjenje bitske brzine R - prosečnog broja bita po odmerku, ali se utiče i na kvalitet reprodukovanog signala koji se može izraziti objektivnim merama $SQNR$ (Signal to Quantization Noise Ratio) (1) i PRD (Percentage Root-mean-square Difference) (2):

$$SQNR [dB] = 10 \log \left(\frac{\sum_{i=1}^M x_i^2}{\sum_{i=1}^M (x_i - \hat{y}_i)^2} \right), \quad (1)$$

$$PRD[\%] = 100 \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (x_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^M x_i^2}}, \quad (2)$$

gde je x_i ulazni odmerak, \hat{y}_i izlazni odmerak, M veličina frejma - niza odmeraka koji se obrađuje.

Stepen kompresije ili Odnos kompresije CR (Compression Ratio) se definiše kao odnos prosečnog broja bita po odmerku pre kompresije R_0 i prosečnog broja bita po odmerku posle kompresije R (3).

$$CR = \frac{R_0}{R}. \quad (3)$$

Prilikom obrade korisnih intervala signala, veliki značaj se mora dati kvalitetu reprodukcije. Suštinski bitna informacija o zdravlju srca, tj. pacijenta, je sadržana u ovom intervalu i ona se treba preneti što vernije. Poznato je da su povećanje kvaliteta kompresije i povećanje stepena kompresije suprotstavljeni zahtevi [3]. Na ovom intervalu se može očekivati smanjenje stepena kompresije na račun povećanja kvaliteta reprodukovano signala.

Prilikom obrade nekorisnih intervala mogu se postaviti suprotni kriterijumi. Može se težiti ka što većem stepenu kompresije uz smanjenje kvaliteta reprodukcije oblika signala, jer u obliku signala nije sadržana informacija o zdravlju srca, tj. pacijenta. Krajnja tačka zanemarivanja kvaliteta reprodukovano nekorisnog intervala jeste njegovo isključenje iz razmatranja kvaliteta reprodukovano signala.

Dosadašnja razmatranja kvaliteta obradjenog signala u literaturi podrazumevaju sagledavanje kvaliteta celokupnog signala, bez podele na intervale [2,4,6]. Time se podjednak značaj daje svim delovima signala - svim odmercima. Međutim, razmatranja navedena u ovom tekstu upućuju na davanje različitog značaja, tj. težine, pojedinim intervalima pri sagledavanju ukupnog kvaliteta reprodukcije. Smatramo da značaj, tj težinu, pojedinim intervalima treba dati na osnovu bitnosti informacije o zdravlju koju nosi sam interval. U cilju verodostojnijeg sagledavanja kvaliteta reprodukovano signala izvršili smo podelu eksperimentalnog uzorka snimljenog ECG signala na korisne i nekorisne intervale, a zatim nezavisno izračunali i razmatrali kvalitet reprodukovanih intervala.

IV. SIMULACIJA SISTEMA I DISKUSIJA

Eksperimentalni uzorak ECG signala predstavlja realni snimljeni signal u trajanju od 10s, koji je odmeravan

frekvencijom $f_0=250\text{Hz}$, a odmerci kvantovani 12-bitnim uniformnim kvantizerom. Ovaj uzorak signala je korišćen i pri testiranju algoritma za kompresiju ECG signala objavljenog u [4], što nam omogućava da na istom algoritmu i uzorku signala ispitamo predloženu podelu signala na intervale i uporedimo rezultate. Signal je podeljen na nekorisne i korisne intervale tako što su vizuelno određene granice ovih intervala i upisani redni brojevi graničnih odmeraka. Pri obradi signala, programski se utvrđuje kojem intervalu pripada trenutni odmerak i prema tome odlučuje na koji parametar kvaliteta će uticati. Za nekorisne intervale se izračunava parametar $SQNR_n$, za korisne intervale - parametar $SQNR_k$, a za ukupan signal (ne razmatra se podela na intervale) izračunava se parametar $SQNR$, koristeći (1).

Najpre ćemo dati jedan ilustrativan primer kvantovanja ECG signala, kod kojeg nije cilj postići maksimalni kvalitet kvantovanog signala, već uočiti potrebu razdvajanja intervala. Primenili smo uniformni kvantizer koji smo adaptirali na minimalnu i maksimalnu vrednost eksperimentalnog uzorka signala. Raspoloživi signal smo podelili na frejmove dužine M , pri čemu njihovo trajanje može biti relativno veliko. Trajanje frejma biramo tako da se obuhvate statističke promene u signalu, a da frejm ne bude preveliki kako ne bi opteretio memorijske i procesorske resurse uređaja za snimanje ECG signala. Odabrali smo da trajanje frejma iznosi 5s tj. $M = 1250$ odmeraka. Ispitivanjem svih odmeraka u frejmu pronalazimo njihovu minimalnu i maksimalnu vrednost min i max , respektivno. Na osnovu njih određujemo granice opsega kvantizera X_{min} i X_{max} :

$$X_{min} = \min - k(\max - \min), \quad (4)$$

$$X_{max} = \max + k(\max - \min), \quad (5)$$

gde k predstavlja koeficijent pomoću kojeg se vrši dodatna adaptacija opsega kvantizera, tj. amplitudskog kvanta.

Na osnovu X_{min} i X_{max} određujemo veličinu amplitudskog kvanta Δ :

$$\Delta = \frac{X_{max} - X_{min}}{N}, \quad (6)$$

gde je N broj nivoa kvantizera. Za analizu sprovedenu u ovom radu odabrali smo da je $N=8$, tj. broj bita po odmerku $R = 3\text{bit/sample}$ ($N = 2^R$).

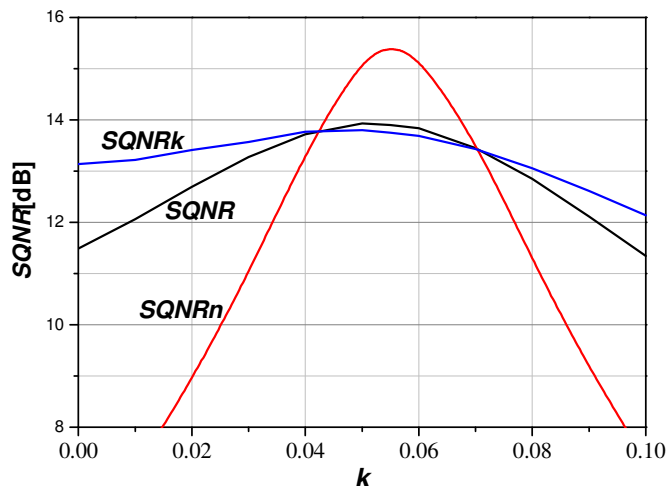
Granice x_i i reprezentne y_i amplitudskih nivoa određujemo na osnovu sledećih relacija:

$$x_i = X_{min} + i\Delta, \quad i = 0, \dots, N, \quad (7)$$

$$y_i = X_{min} + (i - 1/2)\Delta, \quad i = 1, \dots, N. \quad (8)$$

Uticaj parametra k na kvalitet kvantovanog signala smo ispitali eksperimentalno. Za različite vrednosti parametra k na intervalu $[0,0.1]$ snimili smo vrednosti odnosa signal šum kvantizacije (1) nezavisno na nekorisnim ($SQNR_n$) i korisnim

($SQNR_k$) intervalima, kao i na ukupnom signalu bez podela na intervale ($SQNR$). Rezultati su prikazani na sici 4. Snimljene vrednosti kvaliteta kvantovanog signala na razdvojenim intervalima se drastično razlikuju kako međusobno, tako i u odnosu na vrednosti kvaliteta ukupnog signala. Ove razlike potiču od boljeg ili lošijeg prilagođenja kvantizera statističkim osobinama signala pojedinih intervala.



Slika 4. Zavisnost kvaliteta kvantovanih korisnih i nekorisnih intervala, kao i celog signala od parametra kvantizera k .

Ponovićemo i ovde da najrelevantniju ocenu o kvalitetu kvantizacije treba tražiti u parametru $SQNR_k$, a da je dosadašnja praksa da se razmatra $SQNR$. Vidimo da su ova dva parametra jednaka samo u dve tačke ($k_1 \approx 0.042$ i $k_2 \approx 0.07$) tj. približno jednaka u okviru dva kraća intervala oko tih tačaka. Za vrednosti parametra k za koje važi $k < k_1$ i $k > k_2$ kvalitet kvantovanog signala na korisnim intervalima je veći od kvaliteta merenog na celom signalu. To znači da je informacija, koja se prenosi ECG signalom o zdravlju srca tj. pacijenta, tačnija nego što to pokazuje mera kvaliteta dobijena na osnovu celokupnog signala. Međutim, u situaciji kakva je za $k_1 < k < k_2$, kvalitet kvantovanog signala na korisnim intervalima je manji od kvaliteta merenog na celom signalu. Ovakva greška može dovesti do pogrešne procene kardiologa jer je informacija koju prenosi ECG signal netačnija nego što to pokazuje mera kvaliteta dobijena na osnovu celokupnog signala.

Podelu ECG signala na korisne i nekorisne intervale smo razmatrali pri primeni algoritma za efikasnu kompresiju ECG signala prezentovanog u [4]. Izračunati su parametri kvaliteta $SQNR$ (1) i PRD (2) na celokupnom uzorku signala, na nekorisnim intervalima i na korisnim intervalima i prikazani u Tabeli I. Kvalitet signala izračunat na korisnim intervalima $SQNR_k = 21.92\text{dB}$ i $PRD_k = 8.02\%$ je veći od kvaliteta na ukupnom signalu $SQNR = 21.30\text{dB}$ i $PRD = 8.61\%$, tako da se može reći da je algoritam kvalitetniji nego što je prikazano

u [4].

TABELA I
RAZMATRANJE PODELE SIGNALA NA INTERVALE UZ PRIMENU EFIKASNOG ALGORITMA ZA KOMPRESIJU ECG SIGNALA

Signal	SQNR	PRD
Nekorisni intervali	17.88	12.76
Korisni intervali	21.92	8.02
Ukupan signal	21.30	8.61

V. ZAKLJUČAK

Podela ECG signala na korisne i nekorisne intervale omogućava preciznije sagledavanje kvaliteta obrade signala tj. informacije koju signal nosi. Ovakvom podelom se može izbeći netačna procena kvaliteta signala koja može dovesti do pogrešnog zaključka kardiologa.

ZAHVALNICA

Istraživanja u ovom radu su podržana od strane Ministarstva za nauku i tehnološki razvoj u okviru projekta "Inteligentne energetske mreže" - III42009.

LITERATURA

- [1] Malcolm S. Thaler, "The Only EKG Book You'll Ever Need", Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [2] S.K. Mukhopadhyay, S. Mitra, M. Mitra, "A combined application of lossless and lossy compression in ECG processing and transmission via GSM-based SMS", Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 39, no. 2, pp. 105-122, 2015.
- [3] N. Jayant and P. Noll, "Digital Coding of Waveforms, Principles and Applications to Speech and Video", Prentice_Hall, Englewood Cliffs, NJ, pp. 115-251, 1984.
- [4] Z. Peric, D. Denic, J. Nikolic, A. Jocić, and A. Jovanovic "DPCM Quantizer Adaptation Method for Efficient ECG Signal Compression", Journal of Communications Technology and Electronics, Vol. 58, No. 12, pp. 1241-1250, 2013.
- [5] M. Velasco, F. Roldan, J. Llorente, J. Velasco, C. Aparicio, and F. Ferreras, "On the use of PRD and CR parameters for ECG compression," Med. Eng. Phys. 27, 798-802, 2005.
- [6] . Fira and L. Goras, "An ECG signals compression method and its validation using NNs," IEEE Trans. Biomed. Eng. 55, 1319-1326, 2008.

ABSTRACT

This paper presents a novel approach for the consideration and calculation of the quantized ECG signal quality. This approach is based on the partition of the overall ECG signal on sections that contain essentially important information about the health of the patient heart, and sections that do not contain any essential information. The sections that contain essentially important information are given greater importance when they are processed, i.e. when the quality parameters of the processed signal are calculated. The simulation of the process of partition on sections and quantization of ECG signal is performed, and results are analyzed.

Analysis of the impact of useless and useful section of the ECG signal on the quality of the overall measured signal

Aleksandar Jocić, Zoran Perić, Milan Dinčić, Dragan Denić, Goran Miljković i Ivan Jovanović