

Redukcija artefakata EKG signala snimanog beskontaktnim elektrodama tokom vožnje

Tamara Škorić i Dragana Bajić

Univerzitet u Novom Sadu, Departman za energetiku, elektroniku i telekomunikacije

Fakultet tehničkih nauka

Novi Sad, Srbija

tamara.ceranic@gmail.com, dragana.bajic@gmail.com

Sažetak— U radu je predložena nova metoda za eliminaciju specifičnih artefakata koji se javljaju na elektrokardiogramima (EKG) snimanim tokom vožnje kapacitivnim elektrodama postavljenim u autosedišta automobila. Metoda je zasnovana na proceni fluktuacije delova signala nakon eliminacije trenda. Korišćena je detrendizovana analiza fluktuacije (*Detrended Fluctuation Analysis-DFA*), originalno namenjene za utvrđivanje statističke samo-sličnosti signala. Predložena metoda je verifikovana na EKG signalima na kojima su dva medicinska eksperta 'ručno' označila korisni deo signala.

Ključne riječi-artefakti; detrendizovana analiza fluktuacije; EKG; (key words)

I. UVOD

Monitoring EKG-a i njegovih ekstrahovanih parametara je sve zastupljeniji u svakodnevnim aktivnostima kao što su šetnja, sportske aktivnosti, stresni sastanci i sl. U prilog ovome svedoči i pojava sve većeg broja uređaja koji mere svakodnevno kardiovaskularne parametre, a među najsavremenijim je i *Apple*-ov sat za merenje EKG-a [1].

Na ovaj trend nije ostala imuna ni automobilska industrija. U toku vožnje automobilom sniman je EKG signal pomoću elektroda postavljenih u autosedišta automobila. Način na koji je realizovano ove merenje je detaljnije prikazan u radu [2], a autori su čak omogućili otvoren pristup bazi podataka koja je detaljno opisana u [3]. Kako bismo osigurali dalju pouzdanu analizu EKG signala i njegovih ekstrahovanih parametara značajnih za dijagnostiku, neophodno je eliminisati artefakte (šum, neželjene delove signala) nastale kao posledica nesavršenosti merenja u specifičnim uslovima kao što je vožnja. U vožnji se merenje odvija bez direktnog kontakta elektroda sa kožom a pri tome subjekt nije uvek u stanju mirovanja. U sklopu otvorene baze podataka dostupne na [4], razvijen je i detektor *R* pikova EKG signala (značajnih za procenu srčanog varijabiliteta). Na osnovu tih procena su delovi signala grubo kategorisani kao artefakti i kao korisni delovi signala [3]. Kriterijum za kategorizaciju je bio broj otkucaja srca u minuti, delovi signala ispod 30 otkucaja/minuti i preko 120 otkucaja/minuti proglašeni su za artefakte. Autori su i sami naveli da ovaj jako jednostavan pristup nije dovoljno dobar za realnu procenu parametara signala [3]. Dodatno, na ovaj način moguće je eliminisati parametre koji mogu

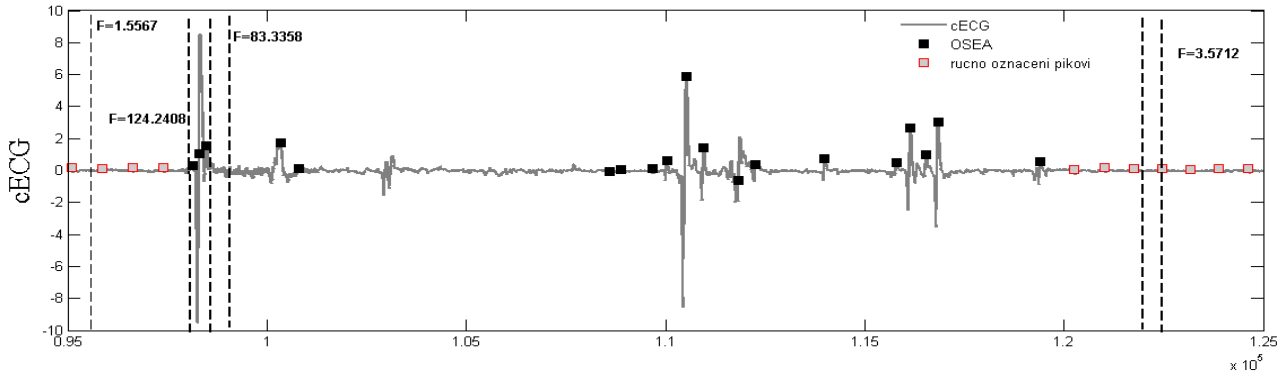
ukazivati na razvoj patologije što je i osnovna svrha snimanja signala u toku vožnje.

U radu je predložena primena metode za detrendizovanu analizu fluktuacija (*Detrended Fluctuation Analysis-DFA*) u svrhu automatske eliminacije artefakata, tj. nekorisnog dela signala. Osnovna ideja ovog predloga je eliminacija delova signala u kojim je prisutna izuzetno visoka fluktuacija signala ili izrazito niska fluktuacija. Tačnost predloženog postupka za eliminacije artefakata je verifikovana na osnovu mišljenja medicinskih eksperata koji su detaljno označili korisne delove signala i artefakte, a koji su dostupni u sklopu otvorene baze podataka [4].

Po najboljim autorovim saznanjima, DFA metoda za eliminaciju artefakata se koristila za uklanjanje artefakata isključivo nakon primene empirijske dekompozicije na modove (*Empirical mode decomposition - EMD*) koja razlaže signal na unutrašnje modove (*intrinsic mode functions-IMFs*) [5]. Pomoću procena parametara DFA metode IMF-ovi su okarakterisani kao nosioci šuma ili informativnog dela signala [5]. Nažalost, predloženom metodom DFA-EMD nismo uspeli ublažiti prisustvo artefakata u EKG signalu snimanom u toku vožnje, zbog prisustva izuzetno grubih prekida najčešće izraženim na početku i na kraju snimanja.

II. EKSPERIMENTALNI PODACI

U svrhu istraživanja korišćena je baza podataka (dostupna na [4]), u okviru koje se nalazi 145 signala sa ukupnom dužinom snimanja od 16.2 sata. Predloženi algoritam testirali smo na kapacitivnom EKG (*cEKG*) snimljenom u toku vožnje i referentnom EKG signalu, koji je imao za cilj proveru kvaliteta snimljenog *cEKG* [2]. Za testiranje predložene metode koristili smo rezultate dobijene tokom 31 merenja, po 3 signala *cEKG* i 1 referentni signal (ukupno 124 signala) sa dužinom snimanja od 13.4 sata. Frekvencija odmeravanja za 29 merenja je bila 1000 Hz, dok je za prva dva merenja bila 200 Hz. Detalji snimanja EKG kapacitivnim elektrodama postavljenim u autosedišta (bez direktnog kontakta sa kožom, snimanje preko odeće) u toku vožnje dati su u [2]. Kapacitivno merenje *cEKG* se biralo na osnovu merenja 6 elektroda postavljenih u autosedištu od kojih su ručno odabrane 3 elektrode sa najpouzdanijim merenjem na osnovu čije razlike su procenjena tri signala *cEKG*-a [3]. Referentni signal u toku



Slika 1. Signal *cEKG* snimljen u toku vožnje (sivi kvadrati označavaju pikove *EKG* signala koji su označili medicinski stručnjaci, crni kvadrati označavaju pikove detektovane pomoću OSEA softvera). Isprekidane linije označavaju segmente za koje je istaknuta vrednost procenjene fluktuacije F . Zapaniti da su amplitude delova signala na kojima su lekari uočili R pikove veoma male u poređenju sa izraženim artefaktima, ali poredljive sa delovima signala u kojima *EKG* nije detektovan i koji takođe predstavljaju artefakt.

vožnje meren je opremom g. Bsamp, g.tec (Guger tehnologija), Austrija [2]. Svi analizirani *EKG* signali imaju ručnu anotaciju pikova koju su označili medicinski eksperti i pikove koji su automatski detektovani otvorenim softverom OSEA, predstavljenim u [6]. Signali su snimani na 6 volontera (muškarci, starosti od 39.8 ± 26.2 godine) u različitim okolnostima vožnji u gradu (oko 2 časa), na autoputu (oko 8.8 časova) i poligonu u Belgiji (oko 2.5 časa), u kojima se nalaze putevi velikih brzina, krivudavi putevi i loše površine [3].

III. METODA

A. DFA (*Detrended Fluctuation Analysis*)

Detrendovana analiza fluktuacije (*Detrended Fluctuation Analysis*-DFA) je metoda koja je originalno razvijena za utvrđivanje prisustva dugoročne statističke samo-sličnosti u signalima koji mogu biti nestacionarni [7]. Bazirana je na ideji uklanjanja trenda iz signala kao nosioca neinformativnog sadržaja i analize prisustva korelacija u fluktuacijama unutar samog signala. Metoda se realizuje u nekoliko koraka.

EKG signal (*cEKG* ili referentni *EKG*) dužine N označićemo sa x . U prvom koraku se oduzima srednja vrednost signala $\langle x \rangle$ i formira se kumulativna suma Y [7]:

$$Y(i) \equiv \sum_{k=1}^i [x_k - \langle x \rangle] \quad i=1, \dots, N. \quad (1)$$

Oduzimanje srednje vrednosti nije obavezan korak zbog procene prisustva trenda u narednim koracima.

U drugom koraku izračunata kumulativna suma se deli na nepreklapajuće segmente unapred definisane dužine s [7]. Broj segmenata ne mora da bude celobrojna vrednost, pa je uobičajeno da se postupak podele signala radi i sa drugog kraja kako bi se analizirali svi delovi signala [7]. U posmatranom skupu podataka imali smo na raspolaganju signale neubičajene dužine od $1.067.772 \pm 508.940$ odmeraka, pa je procena da ako odstranimo necebrojni ostatak iz signala nećemo dovesti u pitanje pouzdanost

procenjene metode. Posmatrali smo dužinu segmenta od 300 odmeraka.

U trećem koraku procenjuje se prisustvo trenda za svaki segment signala po principu najmanje kvadratne razlike, gde Y_s predstavlja segment dužine s a p_v odgovarajući polinom v -og segmenta [7]:

$$Y_s(i) = Y(i) - p_v(i) \quad (2)$$

Uobičajeno je da se koristi linerarni polinom, a ukoliko se koristi kvadratni ili kubni polinom metoda se označava DFA2 ili DFA3, respektivno.

U četvrtom koraku, prosečna fluktuacija signala $F(s)$ oko procenjene vrednosti trenda računa se kao suma kvadratne vrednosti procenjenog trenda i originalne vrednosti [8]:

$$F^2(s, v) \equiv \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s \{Y_s^2[(v-1)s + i]\} \quad (3)$$

$$F^2(s) \equiv \frac{1}{N_s} \sum_{v=1}^{N_s} F^2(s, v) \quad (4)$$

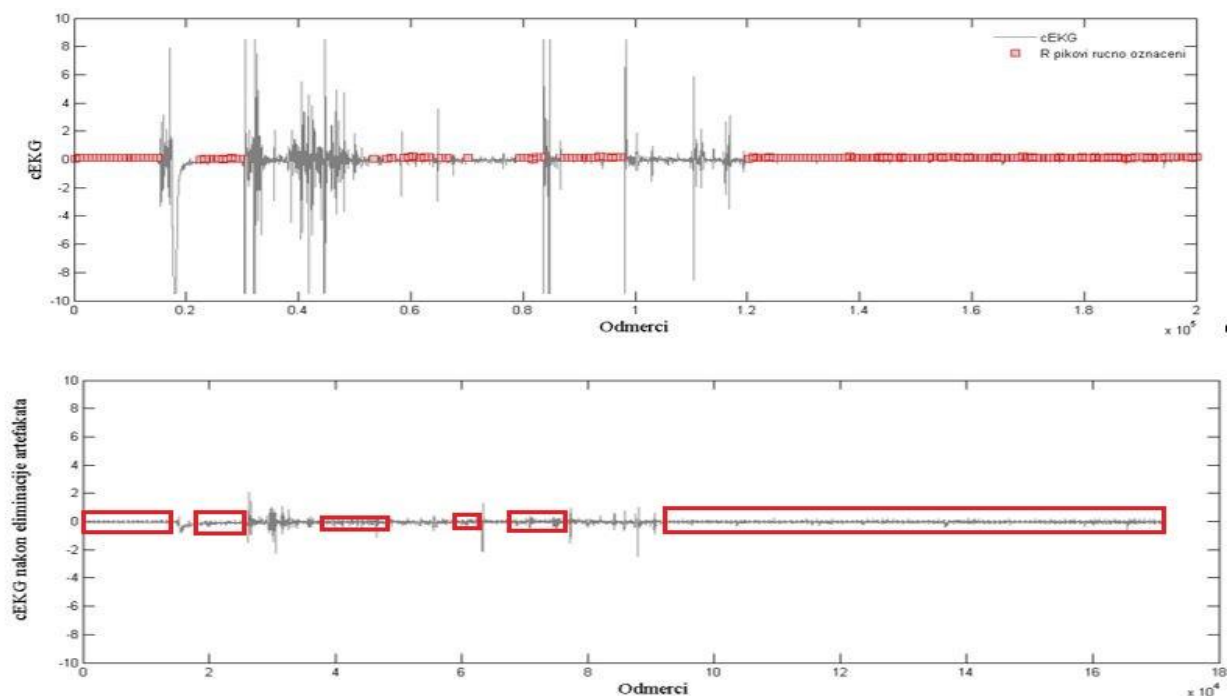
U petom koraku procenju se parametar α koji opisuje vezu između dužine segmenta s i fluktuacije signala oko trenda $F(s)$ [9]:

$$F(s) \sim s^\alpha, \quad (5)$$

ako je $\alpha > 0.5$ procenjuje se prisustvo dugoročne korelacije u signalu, $\alpha < 0.5$ –antikorelisan signal, $\alpha = 0.5$ – nekorelisan signal, $\alpha > 0.5$ –korelisan signal, $\alpha = 1$ “roze” šum ($1/f$), a $\alpha > 1.5$ Braunov šum.

B. Eliminacija artefakata pomoću DFA metode

Osnovna ideja predloženog algoritma jeste eliminacija artefakata na osnovu procenjene vrednosti fluktuacije F za posmatranu dužinu segmenta. Prisustvo izuzetno grubih



Slika 2. Deo izvornog signal *cEKG* (gornji panel) i signal *EKG* nakon eliminacije artefakata predloženom metodom (donji panel) snimljen u toku vožnje (sivi kvadrati odgovaraju pikovima *EKG* signala koji su označili medicinski stručnjaci). Crveni pravougaonikom u donjem panelu odgovaraju bloku korisnog dela signala koji je je označene kao koristan u originalnog signala po mišljenu medicinskih eksperata (prikazan na gornjem panelu).

artefakata doprinosi značajnim promenama u fluktuaciji između susednih segmenata. Na Sl. 1 prikazan je deo *cEKG* snimljenog u toku vožnje, sivi kvadrati označavaju ručno odabrane pikove saglasno sa mišljenjem dva medicinska eksperta dok crni kvadrati označavaju pikove koji su automatski odabrani OSEA detektorom pikova. Navedene su vrednosti procenjene fluktuacije za pojedine segmente (Sl. 1), za koje se jasno uočava odstupanje između korisnog dela signala (npr. $F=3.517$) i delova u kojim su izraženi artefakti (npr. $F=124.2408$) u skladu sa mišljenjem medicinskih eksperata. Vrednosti izmerenih amplituda *cEKG* i referentnog *EKG* se značajno razlikuju, pa je vrednost praga na osnovu koga se segment smatrao nosiocem korisnih informacija i nekorisnih (artefakti) razlikuje.

Empirijski smo odredili prag za fluktuaciju segmenta F za koji se smatra da imaju dominantno prisutne artefakte:

$$\begin{aligned} \text{prag1}_{cEKG} &= \{F > 25\} \\ \text{prag1}_{REF.EKG} &= \{F < 2 \text{ i } F > 90\} \end{aligned} \quad (6)$$

Donju granicu za prag F nismo uvodili kod *cEKG* zbog izuzetno niskih vrednosti amplituda snimljenog signala. Analizirali smo fluktuacije F nepreklapajućih segmenata, pa je bilo je neophodno uvesti dodatnu zaštitu, kao proveru da li su u susednom segmentu delimično prisutni artefakti

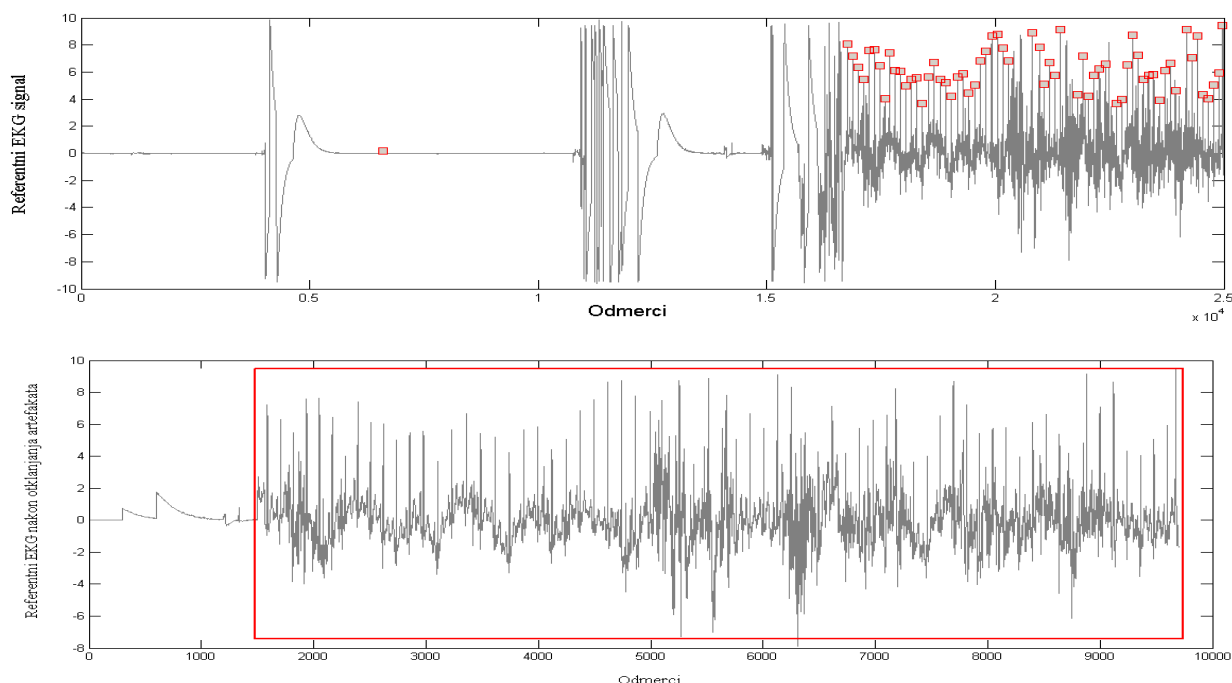
$$\begin{aligned} \text{prag2}_{cEKG} &= \{F_{susedni \text{ seg.}} > 15\} \\ \text{prag2}_{REF.EKG} &= \{F_{susedni \text{ seg.}} > 30\} \end{aligned} \quad (7)$$

IV. REZULTATI I DISKUSIJA

Na Sl. 2 prikazan je deo izvornog signal *cEKG* na gornjem panelu (početak snimanja), crvenim kvadratima označen je korisni deo signala po mišljenju medicinskih stručnjaka (R pikovi *EKG* signala) dok preostali deo prikazanog signala predstavljaju artefakti. Donji panel predstavlja *cEKG* signal nakon eliminacije artefakata na kome se može takođe uočiti prisustvo artefakata ali u znatno manjoj meri u odnosu na originalni *cEKG*. Crveni pravougaonik odgovara korisnim delovima signala označenim na gornjem panelu Sl. 2.

Na Sl. 3 prikazani je referentni *EKG* (gornji panel) i referentni *EKG* nakon otklanjanja artefakata (donji panel) predloženom metodom. Crveni pravougaonik, prikazan na donjem panelu, odgovara korisnom delu signala označenim crvenim kvadratićima na izvornom referentnom *EKG*-u (gornji panel).

U Tabeli I prikazane su srednja vrednost i standardna devijacija procenta svih R pikova koju su medicinski eksperti označili kao korisne, a predložena automatska metoda označila kao nekorisne. Iz tabele se vidi da je pogrešna eliminacija zanemarivo mala, za sve raspoložive signale merene tokom vožnje (ukupno 31 signal). U drugoj koloni Tabele I prikazana je srednja vrednost procenta eliminisanog broja odmeraka predloženom metodom u odnosu na ukupnu dužinu merenih signala.



Slika 3. Deo izvornog signal referentnog EKG (gornji panel; sivi kvadrati odgovaraju pikovima EKG signala koji su označili medicinski stručnjaci) i EKG signal nakon eliminacije artefakata predloženom metodom (donji panel) snimljen u toku vožnje. Crveni pravougačnik u donjem panelu označava blok signala koji je je označene kao koristan u originalnog signalu po mišljenu medicinskih eksperata (označen na gornjem panelu sivim kvadratima).

U budućim istraživanjima je planirano utvrđivanje veze između empirijski utvrđenih pragova F za segment dužine 300, dužine segmenta i vrednosti amplituda EKG signala koje su u stanju da se izmere EKG kapacitivnim elektrodama u toku vožnje.

TABELA I. STATISTIKA SIGNALA NAKON ELIMINACIJE ARTEFAKATA

Signali	Greška eliminacije: procenat korisnih R pikova u signalu koje je metoda eliminisala, [%] \pm std.	Ukupan procenat eliminisanih odmerača [%] \pm std.
Referentni EKG	3,23 \pm 3,85	(6,92 \pm 8,73)
cEKG1	0,34 \pm 0,54	(7,18 \pm 7,34)
cEKG2	1,49 \pm 2,04	(6,46 \pm 9,34)
cEKG3	3,79 \pm 4,59	(14,38 \pm 11,89)

ZAHVALNICA

Zahvaljujemo se g. *Marianu Walteru*, zameniku šefa katedre za Medicinsku informacionu tehnologiju, Helmholtz institut za Biomedicinski inženjering za ukazivanje na bazu podataka i dostavljanje neophodne literature za razumevanje postupka merenja EKG signala u toku vožnje.

LITERATURA

- [1] <https://support.apple.com/en-us/HT208955>
- [2] S. Leonhardt, L. Leicht, and D. Teichmann, "Unobtrusive Vital Sign Monitoring in Automotive Environments—A Review," *Sensors*, vol. 18, pp. 1–38, 2018.

- [3] T. Wartzek, M. Czaplak, C. H. Antink, B. Eilebrecht, R. Walocha and S. Leonhardt, "UnoVis: the MedIT public unobtrusive vital signs database," *Health Information science and systems*, vol. 3, pp. 1-9, 2015.
- [4] <https://www.medit.hia.rwth-aachen.de/publikationen/unovis/>
- [5] A. Mert, A. Akan, "Detrended fluctuation analysis for empirical mode decomposition based denoising," *22nd European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, vol. 3, pp. 1-5, 2014.
- [6] P. Hamilton, "Open source EKG analysis," *Computers in Cardiology, (CINC)*, vol. 29, pp. 101-104, 2002.
- [7] J. W. Kantelhardt, E. Koscielny-Bunde, H. H. A. Rego, S. Havlin, and A. Bunde, "Detecting long-range correlations with detrended fluctuation analysis," *Physica A*, vol. 295, pp. 441-454, 2001.
- [8] T. Skoric and D. Bajic, *Praktikum iz obrade biomedicinskih signala*, Fakultet tehničkih nauka, Univerzitet u Novom Sadu, 2019, pp. 1-85.
- [9] A. K. Golińska, "Detrended Fluctuation Analysis (DFA) in biomedical signal processing: selected examples", *Studies in logic, grammar and rhetoric*, vol. 29, pp. 107-115, 2012.

ABSTRACT

The paper proposes a new method for eliminating specific artifacts that occur in electrocardiogram (ECG) signals while driving. The signals are recorded capacitive electrodes placed in the car seat. The method is based on the estimation of the fluctuation of the signal segments after the elimination of the trend. The Detrended Fluctuation Analysis (DFA), originally designed to determine the statistical self-affinity, was used. The proposed method was verified using ECG signals with correct parts manually annotated by two medical experts.

THE REDUCTION OF ARTIFACTS IN THE EKG SIGNAL RECORDED WHILE DRIVING THE CAR

Tamara Skoric and Dragana Bajic

