

Performanse DPCM sistema sa Lloyd-Max kvantizerom i prediktorom prvog reda primenjenog na EKG signal

Aleksandar Jocić

Department of Measurements
University of Niš, Faculty of Electronic
Engineering
Niš, Serbia

aleksandar.jocic@elfak.ni.ac.rs,
orcid.org/0009-0009-7869-8473

Milan Dinčić

Department of Measurements
University of Niš, Faculty of Electronic
Engineering
Niš, Serbia

milan.dincic@elfak.ni.ac.rs,
orcid.org/0000-0001-7508-0277

Zoran Perić

Department of Telecommunications
University of Niš, Faculty of Electronic
Engineering
Niš, Serbia

zoran.peric@elfak.ni.ac.rs,
orcid.org/0000-0002-8267-9541

Dragan Denić

Department of Measurements
University of Niš, Faculty of Electronic
Engineering
Niš, Serbia

dragan.denic@elfak.ni.ac.rs,
orcid.org/0000-0001-5582-0944

Goran Miljković

Department of Measurements
University of Niš, Faculty of Electronic
Engineering
Niš, Serbia

goran.miljkovic@elfak.ni.ac.rs,
orcid.org/0009-0004-1973-2911

Milica Stojanović

Department of Measurements
University of Niš, Faculty of Electronic
Engineering
Niš, Serbia

milica.stojanovic@elfak.ni.ac.rs,
orcid.org/0009-0000-5528-3675

Abstract—U radu su predstavljene neke performanse DPCM (Differential Pulse Code Modulation) sistema sa fiksnim Lloyd Max kvantizerom i prediktorom prvog reda. Sistem je primenjen za obradu snimljenog EKG (ElectroCardioGram) signala. Sagledane su mogućnosti korigovanja parametara sistema kao što su opseg kvantizera i vrednosti koeficijenta prediktora sa ciljem poboljšanja performansi sistema. Uočen je efekat propagacije greške nastale usled kvantizacije i predikcije.

Ključne reči—DPCM sistem, Lloyd Max kvantizer, EKG signal, prediktor

I. UVOD

Vrlo često je potrebno merne signale sačuvati, ili preneti zbog dalje obrade, do neke udaljene lokacije. Količina podataka nastala u mernim procesima nekada može biti izuzetno velika. Kod telemedicinskih sistema potrebno je u dugom vremenskom periodu meriti i prenositi elektrofiziološke signale, nastale u čovečjem organizmu, na daljinu, u realnom vremenu, bežičnim putem. Pored skladišnog prostora, potrebno je obezbediti komunikacione kanale dovoljnog kapaciteta, kao i dovoljno energije neophodne za slanje ovih podataka. Slanje podataka bežičnim kanalom u dugom vremenskom periodu može zahtevati mnogo energije koju je teško obezbediti ako se uređaji napajaju baterijskim putem. Radi uštede svih ovih resursa, razvijene su različite metode za kompresiju signala, tj. smanjenje količine podataka koji su potrebni da bi se prenela pouzdana informacija do odredišta [1], [2].

Najvažnije karakteristike metoda za kompresiju signala su mera kompresije, greška rekonstruisanog signala u odnosu na originalni i kompleksnost same metode. Osnovni cilj kome se teži pri kompresiji signala je ostvarivanje porasta mere kompresije uz očuvanje kvaliteta (smanjenje greške) rekonstruisanog signala. Ova dva zahteva su oprečna i uvek se postiže kompromis između njih. Cena koja se pri tom najčešće plaća je povećanje kompleksnosti sistema za kompresiju

signala [3]-[5].

Jedna od jednostavnijih tehnika za kompresiju signala jeste DPCM tehnika. Ova tehnika je vrlo pogodna za primenu kod signala sa velikim stepenom korelacije između susednih odmeraka. Pored kvantizera, u DPCM sistemu vrlo značajan blok je prediktor, a najjednostavniji je linearni prediktor prvog reda sa fiksnim koeficijentima. Ova jednostavnost podrazumeva minimalno korišćenje računarskih (procesorskih) resursa, minimalno korišćenje memorijskog prostora, što podrazumeva i minimalno trošenje energije. Kako EKG signal spada u visoko korelisane signale, DPCM sistem je vrlo pogodan za primenu kod telemedicinskih uređaja za merenje i prenos ovog signala na daljinu u realnom vremenu [3],[6]-[8].

Esencijalni blok u DPCM sistemu je kvantizer. Od izbora tj. projektovanja kvantizera zavisi mera kompresije, kao i kvalitet rekonstruisanog signala. Pored toga, od složenosti ovog bloka zavisi opterećenje procesorskih resursa. To opterećenje podrazumeva upotrebu efikasnijih, složenijih i skupljih procesora, a samim tim i povećanje potrošnje energije [1].

Greška (šum) kvantizacije i greška predikcije, koja nastaje u prediktoru u grani povratne sprege, mogu ostvariti međusobni uticaj i drastično povećati ukupnu grešku sistema. Može doći do pojave propagacije i uvećanja greške nastale kod prethodnog/prethodnih odmeraka i njene pojave kod trenutnog odmerka. Ovakva pojava može drastično uticati na rad sistema i kvalitet rekonstruisanog signala, tj. može uticati na stabilnost sistema koja je bila predmet ranijih istraživanja [9], [10]. U ovom radu je razmatran jednostavniji – fiksni kvantizer čime je postignuta jednostavnost sistema. Sagledane su mogućnosti korigovanja određenih parametara kvantizera (kao što je opseg kvantizera) sa ciljem povećanja kvaliteta obrađenog signala, a uz zadržavanje iste složenosti. Sistem je testiran primenom računarske simulacije na snimljeni EKG signal.



II. DPCM SISTEM

DPCM je tehnika konvertovanja analognog u digitalni signal na način da se koduje razlika d_n trenutne vrednosti ulaznog odmerka signala x_n i njene procenjene vrednosti $\hat{x}_n$ (Sl.1), (1).

$$d_n = x_n - \hat{x}_n \quad (1)$$

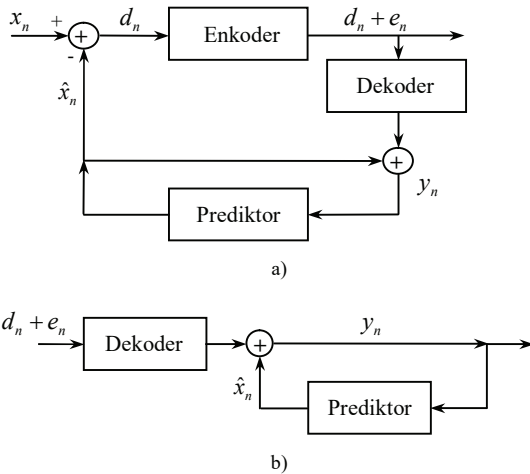
Procena ili predikcija tekuće vrednosti ulaznog signala $\hat{x}_n$ ostvaruje se linearnim prediktorom u kolu povratne sprege na osnovu poznavanja vrednosti prethodnih rekonstruisanih odmeraka signala y_{n-i} , $i=1, \dots, P$ i koeficijenata prediktora a_i , $i=1, \dots, P$, gde je P red prediktora.

$$\hat{x}_n = \sum_{i=1}^P a_i y_{n-i} \quad (2)$$

Rekonstruisani odmerak y_n se dobija kao zbir kvantovane vrednosti signala razlike $d_n + e_n$, gde e_n predstavlja unešenu grešku u postupku kvantizacije, i procenjene vrednosti ulaznog odmerka $\hat{x}_n$.

$$y_n = d_n + e_n + \hat{x}_n = x_n + e_n \quad (3)$$

Iz poslednje relacije vidimo da je rekonstruisani odmerak jednak ulaznom odmerku sa inkorporiranom greškom nastalom usled kvantizacije.



Sl. 1 DPCM sistem, a) predajnik, b) prijemnik

Kod DPCM sistema koeficijenti prediktora su unapred određene konstantne vrednosti, a u slučajevima kada menjaju vrednosti u toku obrade signala tj. adaptiraju se na određene parametre i karakteristike signala, imamo adaptivne koeficijente tj. ADPCM. U ovom radu korišćen je fiksni linearni prediktor prvog reda.

U ovom sistemu, u okviru enkodera, korišćen je fiksni Lloyd-Max kvantizer [3], [8]. Fiksni kvantizer podrazumeva da su granice i reprezentanti unapred određeni i ne menjaju se u toku obrade signala. Ovi parametri (granice, reprezentanti, opseg Lloyd-Max kvantizera) projektovani su za obradu signala sa Laplasovom raspodelom, jediničnom varijansom i nultom

srednjom vrednošću. To znači da kada signal razlike d_n ima ove karakteristike, imaćemo maksimalno iskorišćenje kvantizera, tj. maksimalni kvalitet kvantovanog signala, dok će se u ostalim slučajevima delimično povećavati greška kvantizacije, tj. kvalitet izlaznog signala će opadati. Treba istaći da je kvantizer nelinearan tj. da se rastojanja između susednih reprezentata razlikuju. Najmanja razlika je između reprezentata koji su najbliži nuli, a najveća razlika je između dva reprezentata najbliža opsegu kvantizera.

Mera kompresije se iskazuje parametrom CR (Compression Ratio) koji predstavlja odnos bitske brzine ulaznog signala R_0 [bit/sample] i bitske brzine izlaznog signala R [bit/sample], $CR = R_0/R$, a kvalitet se iskazuje parametrom $SQNR_{DPCM}$ [dB] (Signal to Quantization Noise Ratio), gde L predstavlja broj odmeraka analiziranog signala:

$$SQNR_{DPCM} [dB] = 10 \log \frac{\sum_{n=1}^L x_n^2}{\sum_{n=1}^L (x_n - y_n)^2} \quad (4)$$

Pri projektovanju ovakvih sistema teži se povećanju stepena kompresije (povećanje CR) uz očuvanje kvaliteta rekonstruisanog signala (povećanje $SQNR_{DPCM}$).

III. EKSPERIMENTALNI REZULTATI I DISKUSIJA

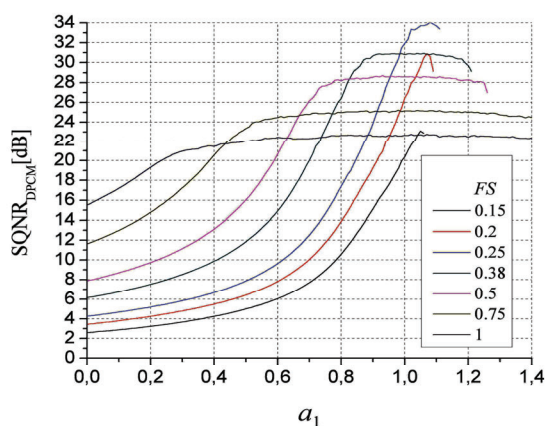
Testiranje opisanog sistema izvedeno je primenom računarske simulacije na već snimljeni signal. Kao test signal korišćen je realni EKG signal iz referentne MIT-BIH baze [11]. Korišćeni signal je trajanja 10 s, digitalizovan sa frekvencijom odmeravanja $f = 360$ sample/s i bitskom brzinom $R = 11$ bit/sample na opsegu $B = 10$ mV.

U konkretnom simulacionom eksperimentu primenjen je fiksni Lloyd-Max kvantizer sa 16 reprezentacionih nivoa tj. sa bitskom brzinom $R = 4$ bit/sample, koja spada u red srednjih bitskih brzina. Ovim je određen stepen kompresije kao odnos bitske brzine ulaznog signala i bitske brzine izlaznog signala $CR = 11/4 = 2.75$. Takođe, određen je i kvalitet izlaznog signala, meren parametrom $SQNR_{DPCM}$, koji dodatno zavisi od dobijta predikcije G_p i statističkih karakteristika ulaznog signala. Očekivana (teorijska) vrednost parametra $SQNR_{LM}$ Lloyd-Max kvantizera (van DPCM sistema) je $SQNR_{LM} = 18.5$ dB [3]. Da bi odredili doprinos dobijta predikcije G_p [dB] kvalitetu obrade celog DPCM sistema, snimili smo vrednosti parametra $SQNR_{DPCM}$ (4) u zavisnosti od vrednosti koeficijenta prediktora a_1 . Podsetimo da važi $SQNR_{DPCM} = SQNR_{LM} + G_p$ [3].

Dodatno, kako bi ispitali uticaj parametara kvantizera na kvalitet obrade primenjenog signala, skalirali smo njegov opseg za određeni faktor FS i ponavljali eksperiment. Na taj način dobijeni su novi fiksni kvantizeri sa novim vrednostima granica i reprezentacionih nivoa za različite faktore skaliranja $FS \in \{1.0, 0.75, 0.5, 0.38, 0.25, 0.2 \text{ i } 0.15\}$. Snimljena familija zavisnosti $SQNR_{DPCM}$ od a_1 , za različite vrednosti FS prikazana je na Sl. 2.

Može se uočiti da je za preporučeni kvantizer, za $FS = 1$ vrednost $SQNR_{DPCM}$ najmanja, ali je približno konstantna u

širokom opsegu vrednosti a_1 . Za manje vrednosti FS (0.75, 0.38,...) opseg vrednosti koje možemo izabrati za a_1 se smanjuje, ali se kvalitet obrade signala povećava. Za $FS = 0.38$ imamo povećanje kvaliteta signala za $\Delta \approx 8\text{dB}$, dok za $FS = 0.25$ imamo povećanje kvaliteta signala za $\Delta \approx 11\text{dB}$. Ovolika poboljšanja su svojstvena adaptivnim procesima, tj. ADPCM sistemima. Postoje dva razloga za ovakvo ponašanje sistema koja su međusobno povezana. Prvi je da se smanjenjem FS ostvaruje bolje opterećenje kvantizera, tj. smanjuje greška kvantizacije e_n , i time direktno utiče na povećanje $\text{SQNR}_{\text{DPCM}}$. Drugi razlog je da se smanjenjem e_n smanjuje greška rekonstruisanog odmerka y_n (3), a time ostvaruje i bolja predikcija tj. procena odmerka $\hat{x}_n$ (2). Dalje, bolja procena odmerka $\hat{x}_n$ dovodi do daljeg smanjenja odmerka signala razlike d_n (1) tj. do mogućnosti da se on još „finije“ (tačnije) kvantuje i tako dovode do daljeg smanjenja greške kvantizacije. Ovakav sled događaja je omogućen postojanjem povratne sprege u sistemu.



Sl. 2 Zavisnost $\text{SQNR}_{\text{DPCM}}$ od koeficijenta prediktora za različite vrednosti faktora skaliranja opsega kvantizera

Trend porasta kvaliteta obrade signala sa smanjenjem FS se ipak prekida. Vidimo da su za $FS = 0.2$ i $FS = 0.15$ maksimalne vrednosti $\text{SQNR}_{\text{DPCM}}$ počele da opadaju. Razlog za ovu pojavu je taj što se sa smanjenjem opsega kvantizera neki odmerci d_n nađu van opsega kvantizera (u tzv. overload oblasti). Na taj način se može naćiniti mnogo veća greška kvantizacije e_n nego kada je odmerak unutar opsega kvantizera (u tzv. granularnoj oblasti). Povećanje e_n dalje dovodi do povećanja greške rekonstruisanog odmerka y_n (3), lošije procene odmerka $\hat{x}_n$ (2), povećanja odmerka signala razlike d_n (1) i još veće greške kvantizacije e_n jer je odmerak d_n još „dublje“ u overload oblasti.

Pored promena (povećanja pa smanjenja) maksimalnih vrednosti $\text{SQNR}_{\text{DPCM}}$ sa smanjenjem FS , na Sl. 2 možemo uočiti da nedostaju neke vrednosti za najveće vrednosti koeficijenta prediktora a_1 . U toku procesa simulacije obrade signala program je za neke vrednosti a_1 prestajao sa radom i prijavljivao prevelike vrednosti za y_n . Prethodno opisan proces povećanja greške kvantizacije e_n je doveo do vrlo loše procene rekonstruisanog odmerka y_n koja se sve više povećavala od odmerka do odmerka, i na kraju postala prevelika da bi računar uopšte mogao da je zapiše u predviđenom formatu. Dakle,

greška se zbog povratne sprege prenosila i povećavala sa svakim sledećim obraćenim odmerkom i na kraju postala prevelika da bi sistem mogao da nastavi sa radom. U Tabeli 1 su uporedo prikazane vrednosti ulaznog odmerka x_n , rekonstruisanog odmerka y_n i kvantovane vrednosti odmerka razlike $d_n + e_n$ u momentu nastanka i propagiranja greške.

TABELA I. VREDNOSTI ODMERAKA U NEKIM TAČKAMA SISTEMA PRILIKOM NASTANKA PREVELIKE GREŠKE

Redni broj odmerka	x_n	y_n	$d_n + e_n$
2552	4.47	4.71	-0.245
2553	6.47	6.21	0.245
2554	8.20	8.18	1.344
2555	10.87	11.15	2.152
2556	14.13	14.41	2.152
2557	18.53	18.01	2.152
2558	21.47	21.15	1.344
2559	22.60	22.51	-0.756
2560	22.47	22.61	-2.152
2561	21.40	22.72	-2.152
2562	20.00	22.84	-2.152
2563	19.07	22.97	-2.152
2564	18.67	23.11	-2.152
2565	18.60	23.27	-2.152
2566	18.73	23.45	-2.152
2567	18.53	23.64	-2.152
2568	18.40	23.85	-2.152
2569	17.87	24.09	-2.152
2570	16.93	24.34	-2.152
2571	15.13	24.63	-2.152
2572	13.07	24.94	-2.152
2573	11.27	25.28	-2.152
2574	10.21	25.66	-2.152
2575	8.93	26.07	-2.152
2576	8.40	26.52	-2.152
2577	7.62	27.02	-2.152
2578	6.80	27.58	-2.152
2579	6.33	28.18	-2.152
2580	5.73	28.85	-2.152
2581	4.75	29.58	-2.152
2582	4.20	30.39	-2.152
2583	3.53	31.27	-2.152
2584	3.40	32.25	-2.152
2585	3.27	33.32	-2.152
2586	3.07	34.50	-2.152
2587	2.87	35.80	-2.152
2588	2.40	37.23	-2.152
2589	2.33	38.40	-2.152
2590	2.13	40.52	-2.152
2591	2.01	42.42	-2.152
2592	1.87	44.51	-2.152
2593	2.13	46.81	-2.152
2594	2.13	49.34	-2.152
2595	2.53	52.13	-2.152
2596	1.87	55.19	-2.152
2597	1.80	58.55	-2.152
2598	1.53	62.26	-2.152
2599	1.13	66.33	-2.152
2600	1.53	70.81	-2.152
2601	1.67	75.74	-2.152

Kod 2561. odmerka je primećena prva razlika između x_n i y_n koja je veća od prethodnih. Tada se na izlazu kvantizera pojavila maksimalna moguća negativna vrednost $d_n + e_n = -2.152$. Sa svakim sledećim odmerkom, razlika između x_n i y_n je postajala sve veća i sve brže je rasla, a $d_n + e_n$ je ušao u negativno zasićenje. Greška rekonstruisanog odmerka je vrlo brzo postala višestruko veća od samog odmerka i došlo je do kolapsa tj. urušavanja sistema.

Sa grafika na Sl. 2 se može uočiti da je za vrednosti a_1 najpoželjnije uzeti vrednosti jednake ili približne 1 zato što se u tim slučajevima dobija maksimalna vrednost $SQNR_{DPCM}$. Vrednost $a_1 = 1$ je približno na sredini opsega za koji nemamo pad parametra $SQNR_{DPCM}$, tj. najmanji je rizik od njegovog smanjenja, kao i od mogućnosti otkaza rada celog sistema.

Sa smanjenjem parametra FS (počevši od $FS = 1$) imamo porast maksimalnih vrednosti $SQNR_{DPCM}$, ali i suženje opsega u kojima je on maksimalan, kako je već opisano na početku poglavlja. Dakle, sa povećanjem kvaliteta obrađivanja signala povećava se verovatnoća nestabilnosti sistema. Iz prikazanih eksperimentalnih rezultata možemo uočiti da se sa smanjenjem parametra FS ispod vrednosti od 0.38 sistem približava oblasti nestabilnosti, dok za smanjenje ovog parametra ispod 0.25 sistem postaje izrazito nestabilan. Ovde ne možemo govoriti o jasnim granicama kada je sistem stabilan/nestabilan, već samo o verovatnoći stabilnosti kao što je to rađeno u [9] i [10]. Konkretniji teorijski rezultati verovatnoće stabilnosti se mogu očekivati u narednim istraživanjima.

IV. ZAKLJUČAK

Pravilnim izborom parametara kvantizera i prediktora DPCM sistema moguće je postići maksimalne performanse u pogledu stepena kompresije i smanjenja greške kvantizacije za određeni tip signala koji se obrađuje. Izbor vrednosti tih parametara koji doprinose povećanju performansi sistema, međutim, može smanjiti verovatnoću stabilnosti rada celog sistema i dovesti do pojave propagacije greške kvantizacije kao i otkaza, tj. blokiranja rada.

REFERENCE/LITERATURA

- [1] T. -H. Tsai and W. -T. Kuo, "An Efficient ECG Lossless Compression System for Embedded Platforms With Telemedicine Applications," in *IEEE Access*, vol. 6, pp. 42207-42215, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2858857.
- [2] C. Fira and L. Goras, "An ECG signals compression method and its validation using NNs," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 55, 1319-1326, 2008.
- [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] 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.
- [5] A. Jocić, Z. Perić, D. Denić, G. Miljković, "Quality Determination of a Digitized ECG Signal Based on Useful Intervals", XIV International SAUM Conference, Niš, Serbia, November 14-16, 2018.
- [6] Z. Perić, D. Denić, J. Nikolić, A. Jocić, and A. Jovanović "DPCM Quantizer Adaptation Method for Efficient ECG Signal Compression", *Journal of Communications Technology and Electronics*, Vol. 58, No. 12, pp. 1241-1250. © Pleiades Publishing, Inc., 2013.
- [7] A. Jocić, Z. Perić, M. Dinčić, D. Denić, D. Radenković, 2014, Compression of the highly correlated measurement signals using DPCM technique, *Elektronika ir Elektrotehnika*, 20(4), pp. 76-79.
- [8] Z. Perić, A. Jocić, J. Nikolić, L. Velimirović, D. Denić, "Analysis of differential pulse code modulation with forward adaptive Lloyd-Max's quantizer for low bit-rate speech coding," *Revue roumaine des sciences techniques*, vol. 58, no. 4, pp. 424-434, 2013,
- [9] N. B. Danković, D. S. Antić, S. S. Nikolić, S. Lj. Perić, Z. H. Perić, and A. V. Jocić, "The probability of stability estimation of an arbitrary order DPCM prediction filter: Comparison between the classical approach and the Monte Carlo method", *Information Technology and Control*, vol. 46, no. 2, pp. 194-204, 2017.
- [10] N. Danković, Z. Perić, D. Antić, A. Jocić, S. S. Nikolić, and I. Kocić, "Stability analysis of the second-order DPCM prediction filter and correlation with signal-to-quantization noise ratio", *Facta Universitatis, Series: Mechanical Engineering*, 2025.
- [11] <https://physionet.org/content/mitdb/1.0.0/>

ABSTRACT

The paper presents some performances of the DPCM (Differential Pulse Code Modulation) system with a fixed Lloyd Max quantizer and a first-order predictor. The system was applied to process the recorded ECG (ElectroCardioGram) signal. Possibilities of correcting system parameters such as quantizer range and predictor coefficient values with the aim of improving system performance were considered. The effect of propagation of the error caused by quantization and prediction was observed.

PERFORMANCE OF A DPCM SYSTEM WITH A LLOYD-MAX QUANTIZER AND A FIRST-ORDER PREDICTOR APPLIED TO AN ECG SIGNAL

Aleksandar Jocić, Milan Dinčić, Zoran Perić, Dragan Denić
Goran Miljković, Milica Stojanović