

Detekcija atrialnih flatera u EKG signalu

Stevan D. Jokić

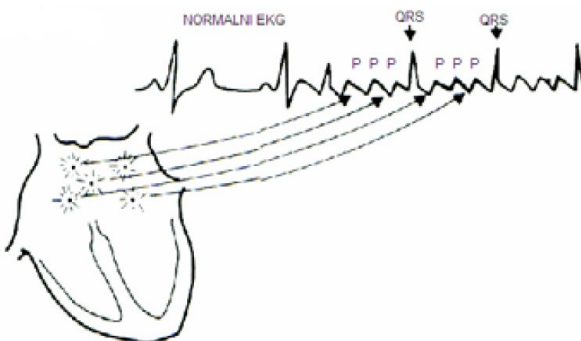
Sadržaj — U ovom radu opisan je algoritam detekcije atrialnih flatera u EKG signalu. Algoritam je zasnovan na analizi oblika talasnosti signala u vremenskom domenu. Talasi se detektuju promenom znaka prvog izvoda signala, njihov oblik se analizira modelovanjem talasa polinomskom funkcijom drugog reda. Algoritam se može izvršavati na uređajima skromnih računskih i memorijskih resursa. Detekcija je testirana nad signalima PhysioNet baze EKG signala.

Ključne reči — Atrialni flater, EKG modelovanje, procesiranje EKG signala.

I. UVOD

ANALIZA EKG signala predstavlja jedan od osnovnih postupaka u dijagnostici i lečenju oboljenja srca. U standardnom EKG zapisu mogu se detektovati izmene u morfologiji talasa, promene u srčanom ritmu kao i nepravilnosti u vremenskim intervalima između određenih pojava. Pravilna dijagnostika često iziskuje analizu signala u relativno dugom vremenskom intervalu, stoga automatizacija detekcije može biti od velike pomoći lekarskom osoblju. Automatska detekcija pruža i mogućnost izgradnje sistema za daljinski nadzor zdravstvenog stanja pacijenta, kao i preduzimanje određene akcije na alarmantne situacije.

Atrialni flateri u standardnom EKG zapisu odlikuju se pravilnom pretkomorskom aktivnošću testerasto-zupčastog oblika, koja se označava flaterskim (F) talasima, najjasnijim u odvodima II, III i aVF, bez izoelektrične linije između njih [1]. Na Sl. 1. prikazan je EKG signal sa epizodom atrialnih flatera i šematski ilustrovanom lokacijom njihovog nastanka u srcu.



Sl. 1. EKG signal sa atrialnim flaterima.

Pretkomorski flater može preći u pretkomorsku fibrilaciju, a pretkomorska fibrilacija može započeti pretkomorski flater, ili se pretkomorski flater i fibrilacija mogu smenjivati odražavajući promenljivu pretkomorsku električnu aktivnost [1]. Iako postoje velike razlike u mehanizmu atrijalne fibrilacije i atrijalnog flatera često se njihova detekcija objedinjuje.

II. PREGLED ALGORITAMA

Algoritmi za detekciju atrialnih flatera mogu se podeliti na algoritme koji klasifikaciju vrše u vremenskom ili transformacionom domenu, najčešće spektralnom domenu i kombinovane postupke. U transformacionom domenu klasifikacija se najčešće vrši na osnovu spektalnih obeležja signala. U [2] je pokazano da se detekcija atrialnih fibrilacija može ostvariti poređenjem energije signala u opsegu 4-10 Hz prema ukupnoj energiji signala. Ova metoda iziskuje potiskivanje QRS kompleksa iz EKG signala. Opisan je postupak filtriranja QRS kompleksa primenom adaptivnog rekurentnog filtra (ARF) [2]. ARF zahteva referentnu morfologiju QRS kompleksa, što otežava primenu nezavisnu od pacijenta. Jednostavniji, ali manje efikasan postupak potiskivanja komorskih aktivnosti iz EKG signala jeste filtriranje nepropusnikom opsega, ali spektri komorskih i pretkomorskih aktivnosti nisu disjunktne tako da kompromisno rešenje graničnih opsega filtra ne može u potpunosti potisnuti komorske aktivnosti iz signala. Ova detekcija u spektralnom domenu ne razlikuje aritmije izazvane atrialnim flaterima od atrialnih fibrilacija.

Analizom varijabilnosti srčanog ritma mogu se detektovati aritmije, ali ni ovim postupkom ne može se detektovati uzrok aritmije. U radu [4] opisan je postupak detekcije aritmija zasnovan na analizi vremenskih intervala između dva R pika (RR interval). RR intervali su klasifikovani kao kraći, normalni i produženi. Klase RR intervala su dobijene poređenjem sa usrednjenom vrednošću RR intervala. Iz RR intervala se treniranom veštačkom neuronskom mrežom vrši detekcija aritmija. U [5] detekcija aritmije vrši se poređenjem varijanse normalizovanih RR intervala i praga. Varijansa se računa nad intervalom od 10 s. Normalizacija RR intervala se vrši prema formuli:

$$RR_{norm} = \frac{RR}{\overline{RR}} * 100.$$

RR je trenutna vrednost RR intervala, \overline{RR} je usrednjena vrednost RR intervala nad 10 s.

Detekcija atrialnih flatera u vremenskom domenu zasniva se na primeni detekcije višestrukih P talasa koji prethode QRS kompleksu. Atrialni flateri se u literaturi označavaju i sa F talasi, čime se skreće pažnja da njihova morfologija ne mora biti ekvivalentna P talasu. Atrialni

flateri su oštrijih pikova, oblikom su slični testerastom signalu, dok su P talasi zaobljeniji. Usled ovih razlika moguće je da sekvence atrialnih flatera ne budu detektovane algoritmom detekcije P talasa. U [6] klasifikacija atrialnih flatera i fibrilacija vrši se analizom koeficijenta variranja, definisanim kao odnos standardne devijacije i srednje vrednosti. Analiza koeficijenta variranja se vrši za amplitudu i trajanje talasa.

U [10] je opisan postupak detekcije atrialnih tahikardija vremensko-spektralnom analizom. Spektar signala u pokretnom prozoru dužine 64 odbirka se deli u 8 intervala. U analizi učestvuje pet uzastopnih prozoriranih segmenata EKG signala. Klasifikacija se vrši treniranom veštačkom neuronskom mrežom, pri čemu skup ulaznih parametara čine energije signala ograničene prozorom i delom spektra, ukupno 40 obeležja. Opisanom spektralnom analizom postiže se visoka tačnost detekcije atrialnih fibrilacija, ali tačnost detekcija atrialnih flatera je na nivou 20 procenata.

III. OPIS ALGORITMA

Detekcija atrialnih flatera u našem algoritmu može se podeliti na pretprocesiranje EKG signala, detekciju QRS kompleksa i T talasa, detekciju i modelovanje talasa koji su posledica prekomorske aktivnosti u srcu i klasifikaciju.

EKG signal može sadržati značajne smetnje koje je pretprocesiranjem potrebno odstraniti pre analize signala. Smetnje se mogu javiti u vidu šuma elektronskih kola, indukovano mrežnog bruma, pomeranja elektroda, kao i EMG smetnji usled kretanja tokom snimanja. U pretprocesiranju izvršeno je uklanjanje mrežnog bruma i pomeranja osnovne linije. Brum i visokofrekventni šum uklonjeni su primenom filtra propusnika niskih učestanosti [11]. Koeficijenti filtra su celobrojni. Apsolutne vrednosti koeficijenata su 1 i 2 tako da su množenja izvršena šiftovanjem celobrojnih vrednosti levo za jedan bit, čime se postiže visoka efikasnost postupka. Diferencna jednačina filtra je:

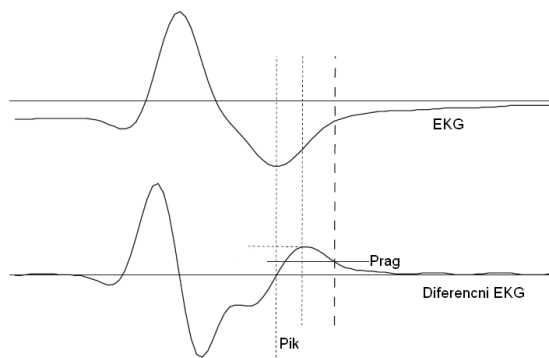
$$y[n] = 2y[n-1] - y[n-2] + x[n] - 2y[n-6] + x[n-12].$$

Ovde y predstavlja izlazni odbirak filtra, dok je x ulazni odbirak EKG signala. Filtar je projektovan za učestanost odmeravanja 200 Hz, pri čemu je granična učestanost filtra oko 20 Hz.

Česta smetnja u EKG snimcima je pomeranje osnovne linije signala. Pomeranje osnovne linije izazivaju niskofrekventne smetnje učestanosti do oko 0.5 Hz. U [12] opisano je uklanjanje pomeranja osnovne linije primenom filtra propusnika visokih učestanosti. U [11] opisan je filter koji zadovoljava potrebne specifikacije i ima celobrojne koeficijente. Iako računski izuzetno efikasan, ovaj postupak uklanjanja pomeranja osnovne linije u velikoj meri degradira EKG signal u oblasti P talasa, produbljuje Q i S talase, menja oblik ST segmenta. Znatno manje neželjenih izmena ostvaruje se oduzimanjem signala osnovne linije od EKG. U našem algoritmu signal osnovne linije estimira se interpolacijom kroz izoelektrične tačke EKG signala. Čvorovi interpolacije, izoelektrične tačke EKG signala, uzimaju se iz intervala između P talasa i

QRS kompleksa. Interpolacija je izvršena kubnim splajn postupkom [14]. Kubni splajn svake dve susedne tačke spaja polinomskom funkcijom trećeg stepena. Nedostatak ovog postupka se uočava pri nižim vrednostima srčanog ritma i u velikoj osetljivosti na detekciju PR intervala.

Nakon pretprocesiranja EKG signala potrebno je locirati QRS komplekse i T talase. Detekcije QRS kompleksa i T talasa izvršene su primenom [12]. Tompkinsov algoritam za detekciju QRS kompleksa detektuje početak i kraj QRS kompleksa. Detekcija talasa između T talasa i QRS kompleksa narednog otkucaja, izvršena je analizom diferencnog pretprocesiranog EKG signala. Diferencni signal je formiran oduzimanjem prethodne vrednosti EKG signala od tekuće. Na Sl. 2. prikazan je deo signala i njegov diferencni signal. Diferencni signal se često naziva i prvi izvod diskretnog signala.

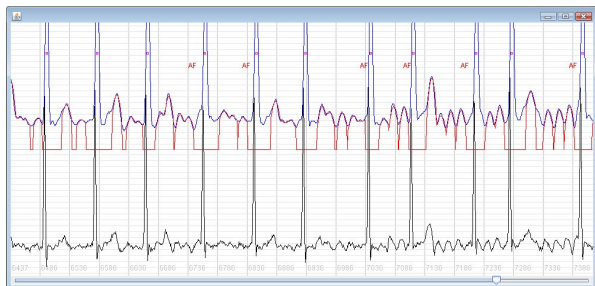


Sl. 2. Lociranje parametara talasa pomoću izvoda signala.

Uočava se da diferencni signal ima osobine slične prvom izvodu signala: prolazi kroz nulu u oblasti lokalnih ekstrema u signalu, pozitivan je u oblasti gde se signal može predstaviti strogo rastućom funkcijom i obrnuto, proporcionalan je nagibu signala. Većina algoritama za detekciju EKG talasa [12,7] analiziraju diferencni signal. U [12] diferencni signal se kvadrira i usrednjuje. Ovim postupkom se dodatno ističu oblasti signala gde su tranzicije značajnije, ali se gubi osobina diferencnog signala da prolazi kroz nulu i menja znak u oblasti lokalnog ekstrema signala. Rad [7] opisuje direktnu analizu diferencnog signala.

Deo signala između T talasa i početka QRS kompleksa narednog otkucaja analizira se radi detekcije epizode P talasa. U prvom koraku P talasima se proglašava svaka tačka u diferencnom signalu u kojoj dolazi do promene znaka i apsolutna vrednost diferencnog signala je veća od 3% maksimalne diferencne vrednosti u oblasti najbližeg QRS kompleksa [7]. Granicama P talasa smatraju se tačke u kojima dolazi do nove promene znaka u diferencnom signalu ili su vrednosti diferencnog signala manje od 3% vrednosti u oblasti QRS kompleksa. Prvi uslov za granicu P talasa je posledica novog talasa u signalu. Drugi uslov zadovoljava deo signala u kome nema talasa. Nakon detekcije talasa delovi EKG signala u kojima su detektovani P talasi modeluju se se kvadratnom funkcijom. Koeficijenti kvadratne funkcije se estimiraju minimizacijom srednje kvadratne greške. Sličnost talasa se testira

poređenjem koeficijenta uz kvadratni član i površine ispod krive koja aproksimira talas. Talasi se smatraju sličnim ukoliko se pomenuti parametri ne razlikuju za više od 10 %. Ova vrednost dobijena je eksperimentalnim putem nad signalima MIT BIH baze EKG signala. Radi jednostavnijeg računanja površine ispod funkcije, EKG signalu se dodaje pozitivna konstanta, Sl. 3. Sekvencom atrialnih flatera proglašava se interval signala između T talasa i QRS kompleksa u kome je detektovano dva ili više sličnih P talasa. Na Sl. 3 prikazan je originalni, filtriran EKG signal, modelovani talasi između QRS kompleksa i detektovane sekvence atrialnih flatera.



Sl. 3. EKG Signal sa detektovanim atrialnim flaterima.

Testiranje algoritma vršeno je nad 78 online dostupnih signala PhisoNet baze *AF Termination Challenge Database* [16]. Signali su trajanja 10 sekundi. Analiziran je drugi kanal standardnog EKG snimka. Ocenjivana je osetljivost izračunata prema formuli:

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

TP predstavlja broj ispravno detektovanih sekvenci atrialnih flatera, dok je FN broj greškom algoritma nedetektovanih sekvenci atrialnih flatera. Dobijena je osetljivost algoritma od 81 %.

IV. ZAKLJUČAK I PRAVCI DALJIH ISTRAŽIVANJA

Opisani algoritam je implementiran u programskom jeziku JAVA. Na Sl. 3 je prikazan vizuelni izlaz programa za detekciju atrialnih flatera. Testiran je na PhisoNet bazi i postigao je osetljivost od 81%. Detekcijom atrialnih flatera u vremenskom domenu postiže se veća osetljivost od analize signala u spektralnom domenu gde se dobija osetljivost oko 30 %. Opisani postupak detekcije je računski manje zahtevan od analize u spektralnom domenu. Unapređenje algoritma može se postići uvođenjem dodatne analize varijabilnosti srčanog ritma čime bi se detektovale oblasti gde je prisutna aritmija i atrialni flateri bi se tražili samo u tim oblastima. Čest korak u algoritmima za obradu EKG signala jeste formiranje šablonskog otkucaja. Šablonski otkucaj se dobija usrednjavanjem više desetina otkucaja [15]. P talas šablonskog otkucaja predstavlja dominantni P talas. Detekcija atrialnih flatera tada se vrši poređenjem sličnosti talasa sa dominantnim P talasom. Kvalitetniji algoritam detekcije QRS kompleksa bi omogućio tačnije detektovanje aritmija. Modelovanje talasa funkcijama koje više liče na F talase bi povećalo tačnost detekcija, ali i računsku

zahtevnost algoritma.

LITERATURA

- [1] V. Fuster, L.E. Ryde'n, R.W. Asinger, H.J. Crijns, J.L. Halperin, W.W. Klein, S. Le'vy, R.L. McNamara, E.N. Prystowsky, L.S. Wann, G. Wyse, "ACC/AHA/ESC guidelines for the management of patients with atrial fibrillation", *European Heart Journal* 2001; 22: pp. 1852-1923
- [2] M. Cesarelli, P. Bifulco and M. Bracale, "An Algorithm for the Detection of the Atrial Fibrillation from the Surface ECG for an of Home-care Evaluation of the Implanted Atrial Defibrillators", *Medicon '98*, June 14-17, 1998 Lemesos, Cyprus
- [3] A. Bollmanna, K. Sonnea, H.D. Esperera, I. Toepffera, J.J. Langberg, H.U. Klein, "Non-invasive assessment of fibrillatory activity in patients with paroxysmal and persistent atrial fibrillation using the Holter ECG", *Cardiovascular Research* 44 (1999), pp. 60-66
- [4] S.G. Artis, R.G. Mark, G.B. Moody, "Detection of Atrial Fibrillation Using Artificial Neural Network", *Computers in Cardiology* Sep. 1991, pp. 173-176
- [5] R.B. Shouldice, C. de Heneghan, P. Chazal, "Automated Detection of Paroxysmal Atrial Fibrillation from Inter-Heartbeat Intervals", *Engineering in Medicine and Biology Society* 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 686-689
- [6] B.F. Giraldo, P. Laguna, R. Jane, P. Caminal, "Automatic detection of atrial fibrillation and flutter using the differentiated ECG signal", *Computers in Cardiology* 1995, pp. 369-372
- [7] P. Laguna, R. Jané, P. Caminal, "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: validation with the CSE database", *Comp. and biomed. research* 1994. Feb. 27 pp. 45-60
- [8] B.T. Logan, J. Healey, "Robust Detection of Atrial Fibrillation for a Long Term Telemonitoring System" *IEEE Computers in Cardiology*, 25-28 Sept. 2005, Lyon, France
- [9] S.G. Artis, R.G. Mark, G.B. Moody "Detection of Atrial Fibrillation Using Artificial Neural Network", *Computers in Cardiology* 1991, pp. 173-176
- [10] M. G. Tsipouras, V.P. Oikonomou, D.I. Fotiadis, L.K. Michalis, D. Sideris, "Classification of atrial tachyarrhythmias in electrocardiograms using time frequency analysis" *Computers in Cardiology*, 2004, pp. 245-248
- [11] P.A. Lyn, "Online digital filters for biological signals: Some fast design for small computer", *Med. Biol. Eng. Comp.* vol. 15, pp. 534-540, 1977.
- [12] J. Pan, W.J. Tompkins, "A real time QRS detection algorithm", *IEEE Trans. Biomed Eng.*, 1985, no. 3, pp. 230-236
- [13] N.V. Thakor, Y.S. Zhu, "Application of Adaptive Filtering to ECG Analysis Noise Cancellation and Arrhythmia Detection", *IEEE Trans. On Biomedical Engineering* Vol. 38, No. 8, pp. 785-794, August 1991.
- [14] C.R. Meyer, H.N. Keiser, "ECG baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques", *Computers and Biomedical Research*, vol. 10 pp 459-470. 1997.
- [15] P.E. McSharry, G.D. Clifford, L. Tarassenko, L. Smith, "A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 50(3), March 2003, pp. 289-294.
- [16] PhisoNet online access to ECG databases <http://diana.mit.edu/cgi-bin/ATM>

ABSTRACT

An atrial flutter detection algorithm is described in this work. Algorithm is based on waves shape analysis in signal domain. Waves are detected using differentiated signal. Their shape is analyzed by modeling them with a second order polynomial function. Algorithm could be executed on systems with low computing and memory resources. Detection is tested on PhisoNet ECG signals base.

ATRIAL FLATTER DETECTION IN ECG SIGNAL

Stevan D. Jokić