

Detekcija QRS kompleksa u EKG signalu korištenjem algoritma baziranog na kvadratnom filteru

Samira Muminović

Odsjek za automatiku i elektroniku
Elektrotehnički fakultet Sarajevo
Sarajevo, Bosnia and Herzegovina
smuminovic3@etf.unsa.ba

Ajla Neković

Odsjek za automatiku i elektroniku
Elektrotehnički fakultet Sarajevo
Sarajevo, Bosnia and Herzegovina
anekovic1@etf.unsa.ba

Sažetak – QRS kompleks koji predstavlja depolarizaciju ventrikula se često, ali ne i uvijek, sastoji od tri zasebna talasa: Q-talasa, R-talasa i S-talasa. Najvažniji korak za otkrivanje QRS kompleksa, segmentacije otkucaja i intervala između dva otkucaja je upravo QRS detekcija unutar EKG (engl. electrocardiogram, elektrokardiogram) signala. Problemi koji otežavaju pomenutu detekciju su različiti tipovi šuma te različite vrste abnormalnih morfologija. Algoritam koji poboljšava omjer QRS signala i šuma, a koji je opisan u ovom seminarskom radu bazira se na kvadratnom filteru, razvijenom od strane Pornchai Phukpattaranont-a. Poboljšanja u omjeru QRS signala i šuma omogućuju nam korištenje jednog fiksnog praga bez ikakvih dodatnih tehnika naknadne obrade u koraku otkrivanja otkucaja. Navedeni algoritam implementiran je unutar MATLAB-a (engl. Matrix laboratory). Za provjeru rada samog algoritma korišten je set podataka dostupan na stranici PhysioBank ATM, unutar baze podataka MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb).

Abstract – The QRS complex representing ventricular depolarization often, but not always, consists of three separate waves: the Q-wave, the R-wave, and the S-wave. The most important step for detecting the QRS complex, the segmentation of the heartbeat and the interval between two beats is precisely the QRS detection within the ECG (electrocardiogram) signal. The problems that complicate the mentioned detection are different types of noise and different types of abnormal morphologies. The algorithm that improves the ratio of QRS signals and noise, which is described in this seminar paper, is based on a square filter, developed by Pornchai Phukpattaranont. Improvements in the QRS signal-to-noise ratio allow us to use a single fixed threshold without any additional post-processing techniques in the beat detection step. This algorithm is implemented within MATLAB (Matrix laboratory). A set of data available on the PhysioBank ATM page, within the MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb), was used to check the operation of the algorithm itself.

I. UVOD

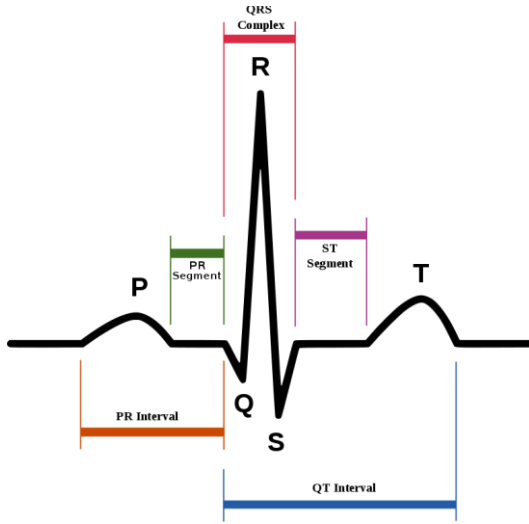
Elektrokardiografija je medicinsko-tehnički postupak koji se vrši kako bi se prikupili podaci o elektrofiziologiji srca. Ovim postupkom se pomoću elektrokardiografa registruju električni potencijali srca, zatim pojačavaju i prenose na papir u vidu elektrokardiograma. EKG predstavlja

brzu, bezbolnu i jednostavnu metodu za grafički prikaz električne aktivnosti srčanih otkucaja na papirnoj traci. Prikaz kao takav omogućuje doktoru uvid u svaki otkucaj srca te frekvenciju srčanog ritma. Snimanje traje nekoliko minuta i rezultat je dostupan odmah.

Normalni EKG sastoji se od (slika 1):

- ✓ P talasa – uzrokovan električnim potencijalima koji nastaju kad se atriji depolariziraju prije početka njihove kontrakcije, amplituda ovog talasa je relativno mala jer su zidovi atrija tanki, a muskulatura manje razvijena u odnosu na ventrikule,
- ✓ QRS kompleksa – izazvan potencijalima nastalim tokom depolarizacije ventrikula prije njihove kontrakcije; nakon prolaska kroz atrioventrikularni čvor impuls dolazi do miokarda srčane pregrade i uzrokuje njenu depolarizaciju, od lijevog do desnog ventrikula (Q talas), dalje impuls uzrokuje depolarizaciju miokarda u području srčane tačke (vrh R), depolarizacija se nastavlja od endokarda do epikarda kroz muskulaturu ventrikula (S talas);
- ✓ T talasa – uzrokovan potencijalima koji nastaju tokom oporavka ventrikula od stanja depolarizacije; poznat kao repolarizacijski talas.

Softverska analiza elektrokardiograma predstavlja vrlo bitan alat s obzirom da se analizom ritma i oblika karakterističnog uzorka PQRSST-a mogu otkriti promijenjena stanja srčanog sistema. Prvi i najvažniji korak analize EKG softvera je otkrivanje otkucaja srca, posebno sistola ventrikula, koja je predstavljena kombinacijom Q, R i S karakterističnih talasa (QRS kompleksa). U cjevovodu za EKG analizu preciznost detekcije otkucaja srca određuje kvalitetu rezultata u sljedećim fazama te je potrebno da ovaj korak bude što precizniji. Glavni ograničavajući faktori u preciznosti otkrivanja QRS-a su neželjena buka, istaknuti T talasi te abnormalni (nesinusni) otkucaji.



Slika 1. Karakteristični dijelovi EKG signala¹

Algoritmi odgovorni za otkrivanje QRS kompleksa još se razvijaju i poboljšavaju, a dijelimo ih na: metode koje se baziraju na transformacijama (npr. Hilbertova), one koje se baziraju na derivacijama signala (Pan-Tompkins, Balda, Menard, itd.), metode bazirane na digitalnom filtriranju (Okada), generičke algoritme, stroj s potpornim vektorima, skrivene Markovljeve modele, itd.

U ovom radu korišten je algoritam baziran na kvadratnom filteru, kojeg je razvio Pornchai Phukpattaranont. EKG signal se prvobitno filtrira pomoću kvadratnog filtera te se na taj način omogućuje povećanje omjera signal-šum. Zahvaljujući tome postižu se odgovarajuće performanse detekcije bez potrebe za korištenjem adaptivnog praga i naknadne obrade. Opisano rješenje stoga se sastoji od dijela odgovornog za projektovanje filtera i dijela za određivanje QRS kompleksa. Implementacija algoritma bit će izvršena unutar MATLAB-a i u nastavku će biti detaljno objašnjena. Za realizaciju problemskog zadatka koristit će se set podataka na stranici PhysioBank ATM, tj. baza podataka MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb) unutar koje postoji 48 zapisa EKG podataka. Svaki od signala je frekvencije 360 [Hz] te se sastoji od 650000 uzoraka (oko 30 min), iz dva kanala. Ova baza podataka je pažljivo ispitana, temeljno označena i korištena u mnogim poznatim publikacijama.

II. OPIS KORIŠTENOG ALGORITMA

Rješenje gore opisanog problema sastoji se iz dva dijela: projektovanje filtera i određivanje QRS kompleksa. Detaljan opis dat je u nastavku.

A. Filtriranje

Jedna od prednosti kvadratnih filtera QF (*engl. Quadratic filter*), u odnosu na linearne filtere, je to što kvadratni filteri imaju različite stepene slobode za optimizaciju procesa uklanjanja šuma iz EKG signala. Kvadratni filter sa linearnom fazom dizajniran je kao zbir dva Gaussova dvodimenzionalna filtera. Općenito govoreći, frekvencijski

odziv kvadratnog filtera, zasnovan je na diskretnoj Fourierovoj transformaciji i može se izraziti kao:

$$H(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}}) = \sum_{n_1=0}^{N_1-1} \sum_{n_2=0}^{N_2-1} h(n_1, n_2) e^{-jn_1\omega_{1k}} e^{-jn_2\omega_{2l}} \quad (1)$$

gdje je H dvodimenzionalni frekvencijski odziv QF filtera, h - koeficijenti filtera, N_1 i N_2 dužina filtera za n_1 i n_2 , respektivno. Cilj projektovanja filtera je određivanje koeficijenata GF , $h(n_1, n_2)$. Frekvencijski odziv je dat sljedećom formulom:

$$H(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}}) = G(\omega_{1k}, \omega_{2l}) e^{j\phi(\omega_{1k}, \omega_{2l})} \quad (2)$$

gdje $G(\omega_{1k}, \omega_{2l})$ predstavlja traženi modul, a $e^{j\phi(\omega_{1k}, \omega_{2l})}$ fazu. Fazni spektar dat je formulom:

$$\phi(\omega_{1k}, \omega_{2l}) = -\frac{N_1-1}{2} \omega_{1k} - \frac{N_2-1}{2} \omega_{2l} \quad (3)$$

gdje je $\omega_{1k} = \left(\frac{2\pi k}{M_1}\right) - \pi, k = 0, 1, \dots, M_1 - 1$, a $\omega_{2l} = \left(\frac{2\pi l}{M_2}\right) - \pi, l = 0, 1, \dots, M_2 - 1$. Korišten je filter veličine $N_1 = N_2 = N = 37$. Kao rezultat toga, fazno kašnjenje izlaznog signala je $\frac{N-1}{2}$. Kako je QF filter zasnovan na zbiru dva dvodimenzionalna Gaussova filtera, pa se ovaj odnos se može predstaviti na sljedeći način:

$$G(\omega_{1k}, \omega_{2l}) = \frac{G_1(\omega_{1k}, \omega_{2l}) + G_2(\omega_{1k}, \omega_{2l})}{\max\{G_1 + G_2\}} \quad (4)$$

gdje je:

$$G_i(\omega_{1k}, \omega_{2l}) = \exp\{-A[(\omega_{1k} - \omega_{ai})^2 + B(\omega_{1k} - \omega_{ai})(\omega_{2l} - \omega_{bi}) + C(\omega_{2l} - \omega_{bi})^2]\} \quad (5)$$

Za $i = 1, 2$, parametri A, B i C su:

$$A = \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_y}\right)^2 \quad (6)$$

$$B = -\frac{\sin 2\theta}{\sigma_x^2} + \frac{\sin 2\theta}{\sigma_y^2} \quad (7)$$

$$C = \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_y}\right)^2 \quad (8)$$

Koeficijenti $(\omega_{ai}, \omega_{bi})$ predstavljaju centre Gaussovih filtera, σ_x i σ_y su konstante koje definiraju širinu pojasa, a θ predstavlja ugao rotacije. Usvojene su sljedeće vrijednosti: tačke centara $(\omega_{ai}, \omega_{bi})$ će biti u tačkama $(-0.7, 0.7)$ i $(0.7, -0.7)$, $\sigma_x = 0.3$, $\sigma_y = 0.2$, i $\theta = -\frac{\pi}{4}$.

Nakon dobivanja frekvencijskog odziva pomoću relacije (2), koeficijenti filtera $h(n_1, n_2)$ mogu se dobiti primjenom inverzne diskretne Fourierove transformacije pomoću relacije (9).

$$h(n_1, n_2) = \frac{1}{M_1 M_2} \sum_{k=0}^{M_1-1} \sum_{l=0}^{M_2-1} H(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}}) e^{jn_1\omega_{1k}} e^{jn_2\omega_{2l}} \quad (9)$$

gdje M_1 i M_2 označavaju broj tačaka korištenih u inverznoj transformaciji duž ω_{1k} i ω_{2l} , respektivno.

¹ Izvor slike: web stranica https://en.wikipedia.org/wiki/QRS_complex, pristupljeno 15.09.2021.

EKG signal nakon uklanjanja šuma, i nakon filtriranja, dat je relacijom:

$$y[n] = \sum_{k_1=0}^{P-1} \sum_{k_2=0}^{P-1} h[k_1, k_2] x[n - k_1] x[n - k_2] \quad (10)$$

B. Detekcija QRS kompleksa

Prvi korak je da se dizajniranjem pogodnog QF filtera smanji šum u ulaznom signalu $x[n]$. Nakon ove operacije, omotač signala - $z[n]$, određuje se iz filtriranog signala $y[n]$. Zatim se definira prag koji određuje vremenski interval $[t_1, t_2]$ u kojem se nalazi QRS kompleks. Na kraju, mjesto na kojem se javlja R peak pronalazi se detektovanjem vremena t_R u kojem je amplituda signala najveća.

Ovaj algoritam se može opisati sljedećim koracima:

1. Određivanje signala $y[n]$ iz ulaznog EKG signala $x[n]$ njegovom obradom pomoću QF filtera.
2. Određivanje omotača $z[n]$ iz signala $y[n]$ pomoću filtera za pronalaženje maksimuma, datog relacijom:

$$z[n] = \max_{k \in [n-L+1, n]} y[k] \quad (11)$$

3. Detekcija R lokacije u QRS kompleksu sljedećim koracima:

- ✓ Izračun granične vrijednosti thv iz odnosa $thv = \lambda y_m[n]$, gdje je $y_m[n]$ najveća vrijednost signala $y[n]$, a λ je konstantna vrijednost u rasponu od 0.10 do 0.17.
- ✓ Pronalaženje vremenskih intervala u kojima je signal $z[n]$ veći od praga thv i određivanje početnog vremena t_1 , poluvremena t_h i krajnjeg vremena t_2 .
- ✓ Određivanje amplitude signala $y[n]$ za t_h . Ako je amplituda veća od nule, što znači da se ne radi o preuranjenoj ventrikularnoj kontrakciji, ide se na sljedeći korak, a u suprotnom ide se na posljednji korak.
- ✓ Određivanje lokacije R talasa iz vremenskog intervala $[t_1, t_2]$, na mjestu gdje signal dostiže svoj maksimum.
- ✓ Određivanje lokacije R talasa iz vremenskog intervala $[t_1, t_h]$, na mjestu gdje signal dostiže svoj maksimum.

III. SIMULACIJSKI REZULTATI

Algoritam za QRS detekciju pomoću kvadratnog filtera implementiran je u razvojnom okruženju MATLAB. Program sadrži sljedeće dijelove:

- ✓ Projektovanje dvodimenzionalnog kvadratnog filtera - određivanje koeficijenata.
- ✓ Filtriranje signala pomoću dizajniranog filtera.
- ✓ Određivanje praga na osnovu maksimuma filtriranog signala.
- ✓ Izračunavanje omotača filtriranog signala.
- ✓ Određivanje početka, kraja i polovine intervala.
- ✓ Određivanje maksimuma signala u datim vremenskim intervalima.

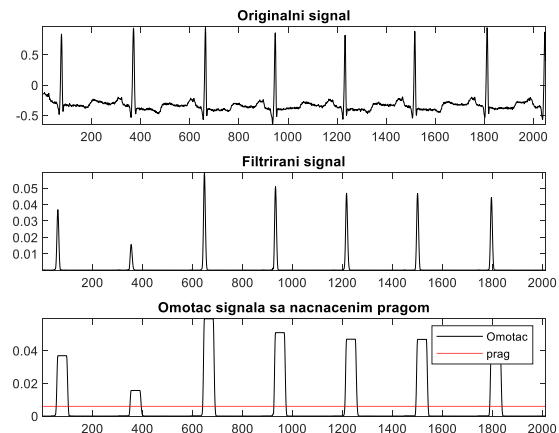
Prvi korak bio je određivanje koeficijenata kvadratnog filtera. Kako je već prethodno rečeno, usvojene su vrijednosti, veličina filtera $N = M = 37$, centri $(\omega_{ai}, \omega_{bi})$ u tačkama $(-0.7, 0.7)$ i $(0.7, -0.7)$, $\sigma_x = 0.3$, $\sigma_y = 0.2$, $\theta = -\frac{\pi}{4}$. Na temelju formula (6), (7) i (8) izračunati su konstantni parametri A , B i C . Zatim su, pomoću ugniježđenih petlji, izračunati modul i faza za dva Gaussova filtera $G1$ i $G2$. Kombinirani filtri su sumirani i normalizirani, a zatim je određen frekvencijski odziv H . Na osnovu relacije (9), određujući inverznu Fourierovu transformaciju, dobivene su vrijednosti koeficijenata željenog filtera $h(n_1, n_2)$.

Sljedeća faza je filtriranje signala korištenjem dobijenih koeficijenata, što je postignuto korištenjem tri ugniježdene petlje, što je rezultiralo filtriranim signalom $y[n]$. Zatim je prag određen kao proizvod maksimalne vrijednosti u signalu $y[n]$ i parametra λ . Uzeta vrijednost ovog parametra je 0.1.

Sljedeći korak u programu bio je utvrđivanje omotača signala. To je urađeno na osnovu relacije (11), pomoću funkcije koja pronalazi maksimum u datom prozoru. Kao što je gore navedeno, u sljedećem koraku vrijeme početka i završetka određuju se kao tačke u kojima se signal omotača mijenja ispod praga prema gore i obrnuto. Na osnovu toga izračunato je pola vremena dobijenih vremenskih intervala.

Posljednji korak bio je utvrđivanje maksimuma u odgovarajućim odabranim vremenskim intervalima. Mjesta na kojima su vrhovi označeni su mjesta na kojima je detektovan R peak.

Rad opisanog algoritma prikazan je na slici 2, gdje je za originalni signal uzet signal iz MIT-BIH Arrhythmia baze podataka, signal pod brojem 100.^[4]

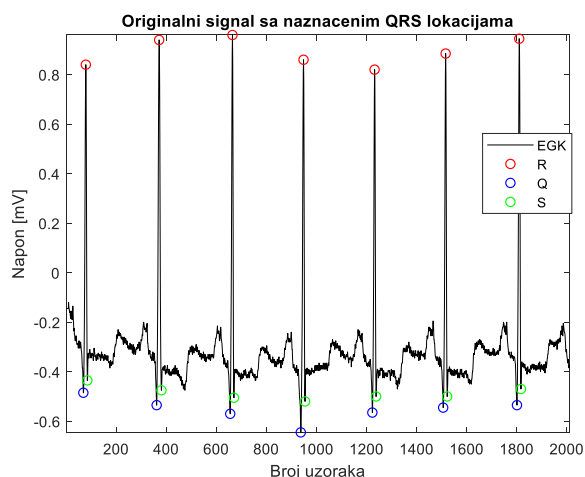


Slika 2. Rezultat rada pojedinih faza algoritma

Prvi signal na slici prikazuje originalni signali, drugi dio slike prikazuje isti taj signal nakon filtriranja, a treći dio slike - omotač signala sa naznačenim pragom.

Nakon određivanja lokacija R talasa signala, napisan je dio koda koji omogućava pronalaženje i preostala dva talasa, Q i S. Lokacije Q dobivene su kao minimum između vremena t_1 i t_h , a lokacije S kao minimum između vremena t_h i t_2 .

Rezultat algoritma je detekcija QRS talasa, što je prikazano na slici 3, predstavljeni su izvorni signal i označene lokacije na kojima su detektovani QRS talasi.



Slika 3. Originalni signal sa otkrivenim QRS lokacijama

IV. ZAKLJUČAK

Poznato je kako se sve veći broj pametnih računarskih sistema koristi u svim životnim područjima, a samim tim i u području medicine. Uloga pomenutih softvera je da što više doprinesu poboljšanju kvalitete liječenja. Neophodno je uspješno otkriti QRS komplekse da bi se mogao odrediti srčani ritam koji predstavlja važan faktor u proučavanju srčanih poremećaja. U skupinu pametnih računarskih sistema spada i algoritam detekcije QRS-a obrađen u okviru ovog seminarskog rada. Korišteni algoritam radi na principu kvadratnog filtera za poboljšanje omjera QRS signala i šuma EKG signala u koraku predprocesiranja. Nakon toga, QRS kompleks dobivamo jednostavnom metodom za otkrivanje otkucaja zasnovanom na signalu omotača i jednom fiksnom pragu bez dodatnih tehnika naknadne obrade. Program je implementiran pomoću programskog paketa MATLAB. Kroz testiranje je vidljivo kako su rezultati same detekcije zadovoljavajući, ali isto tako može se primijetiti kako je program moguće doraditi te na taj način povećati uspješnost same detekcije.

LITERATURA

- [1] QRS detection algorithm based on the quadratic filter, Pornchai Phukpattaranont, 2015.
- [2] ECG QRS Detection, Biomedical Digital Signal Processing, Valtino X. Alfonso
- [3] Digital filters for real-time ECG Signal Processing using microprocessors, M. L. Ahlstrom, W. J. Tompkins, 1985.
- [4] MIT-BIH Arrhythmia Database, PhysioBank ATM, link za pristup: <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>