Seria: AUTOMATYKA z. 93

Nr kol. 969

Jacek ŁĘSKI

## DETEKTOR ZESPOŁU QRS Z ZAKŁÓCONEGO PRZEBIEGU EKG

Streszczenie. W pracy przedstawiono nową postać cyfrowego detektora zespołu QRS do zastosowania w próbach wysiłkowych. W konstrukcji detektora zwrócono szczególną uwagę na odporność na zakłócenia występujące w tych badaniach. Detektor prezentowany w pracy może służyć do lokalizacji punktów charakterystycznych przebiegu EKG stosowanych do uśredniania statystycznego oraz jest prosty obliczeniowo.

## 1. Wstęp

Pierwsze prace nad komputerowo wspomaganą analizą elektrokardiogramów wywodzą się z wczesnych lat sześćdziesiątych. Zdolności działania pierwszych systemów były ograniczone. Jednak po 25 latach rozwijania tego tematu obecnie, np. w USA, około 20% interpretacji przebiegów EKG jest przeprowadzane przez komputery. Obecnie dzięki komputerowej wspomaganej analizie EKG możliwe jest:

# - obniżenie kosztu badania, a tym samym jego szersze stosowanie,

- automatyczne monitorowanie EKG na salach intensywnego nadzoru,
- nowe badania, np. Holterowskie i wysiłkowe.

Kluczowym problemem analizy EKG jest detekcja zespołu QRS. Jest ona potrzebna do kardiotachometrów, monitorów arytmii, rozbudowanych systemów diagnostycznych i wysiłkowych oraz wszczepianych rozruszników serca [5]. Istnieją dwa podstawowe problemy detekcji zespołu QRS [1]:

- morfologia zespołu zależna jest od pacjenta, odprowadzenia, miejsca pobudzenia serca, zmian impedancji przejścia elektroda-skóra oraz zmian położenia serca względem elektrod,
- często do sygnału EKG dodany jest niestacjonarny szum, na który składają się zakłócenia mięśniowe, sieciowe i wolnozmienne, duże załamki P i T, zakłócenia od urządzeń elektrochirurgicznych i rentgenowskich.

Dobry detektor powinien działać niezależnie od wymienionych trudności. Obecnie stosuje się detektory cyfrowe, które wyparły analogowe z następujących powodów:

 do detekcji można zastosować mikroprocesor dokonujący innych obliczeń w systemie,  detektor taki może być wykorzystany do innych celów, np. znajdowania punktów charakterystycznych na przebiegu EKG.

## 2. Opis detektora

Głównym składnikiem detektora jest filtr dopasowany do częstotliwości zawartych w zespole QRS. Filtrem takim zajmował się N.V. Thakor i in. w [5]. Dobierał on częstotliwość środkową i dobroć filtru pasmowoprzepustowego tak, aby maksymalizować stosunek sygnał (zespół QRS) szum (załamek P i T, sieć, zakłócenia mięśniowe i inne). Po przetestowaniu szerokiej bazy kardiologicznej okazało się, że filtr ten powinien mieć częstotliwość środkową  $f_0 = 17$  Hz i dobroć Q = 5. Zastosowany przez Thakora filtr był analogowy. Natomiast filtr stosowany w pracy jest nierekursywnym filtrem cyfrowym. Zastosowanie takiego filtru uzasadnione jest brakiem zniekształceń fazowych dla filtru o symetrycznej odpowiedzi impulsowej. Potrzebne jest to do wykorzystania detektora do lokalizacji punktów charakterystycznych na przebiegu EKG.

Jak wiadomo, wyrażeniom  $1-z^{-k}$  i  $1+z^{-k}$  w dziedzinie przektzałcenia  $\tilde{z}$ odpowiadają w dziedzinie pulsacji unormowanej (@ = 2%fA, f - częstotliwość,  $\Delta$  - okres próbkowania) charakterystyki amplitudowe odpowiednio sin(k $\Theta/2$ ) oraz  $\cos(k\theta/2)$ . Dowód tego jest prosty przez podstawienie z =  $e^{j\theta}$  i obliczenie modułu tak otrzymanego wyrażenia. Wyrażenie cos (69) posiada maksimum dla pulsacji unormowanej  $\pi/6$ , co daje 16.67 Hz przy częstotliwości próbkowania f\_ = 200 Hz. Ale filtr o takiej charakterystyce amplitudowej "przepuszcza" niskie częstotliwości, dlatego należy go połączyć szeregowo z filtrem o charakterystyce amplitudowej opisanej funkcją sin $(3\theta)$ , która również posiada maksimum dla  $f_0 = 16,67$  Hz. Ostatecznie stosujemy szeregowe połączenie filtrów o charakterystykach amplitudowych sin(30) i cos(60), gdyż sinus ma zbyt dużą szerokość interesującego nas maksimum, a cosinus "przepuszcza" niskie częstotliwości. Charakterystykę amplitudową szeregowego połączenia tych filtrów przedstawiono na rys. 1. Z rysunku tego wynika, że filtr  $(1-z^{-6})(1+z^{-12})$  posiada maksima charakterystyki amplitudowej dla częstotliwości 16.67, 50, 83.33 Hz. Dlatego też jako pierwszy etap filtracji stosujemy filtr dolnoprzepustowy wycinający oba niepożądane maksima. Filtr ten składa się z szeregowego połączenia filtru o charakterystyce amplitudowej  $\cos^2(\theta/2)$  (filtr Hanninga), wycinającego maksimum 83.33 Hz oraz filtru o charakterystyce amplitudowej cos() wycinającego maksimum 50 Hz, co jest bardzo istotne ze względu na zakłócenia sieciowe. Filtr ten posiada górną częstotliwość graniczną f = 21 Hz i jego wyjście może być wykorzystane do innych celów w systemie analizy EKG. W dziedzinie przekształcenia  $\mathfrak{Z}$  rozważany filtr dolnoprzepustowy ma postać  $(1+z^{-1})^2(1+z^{-2})$ . Jego charakterystykę amplitudową przedstawiono na rys. 2, a charakterystykę amplitudową szeregowego połączenia obu filtrów na rys. 3. Filtr ten posia-



Rys. 1. Charakterystyka amplitudowa filtru selektywnego użytego do konstrukcji filtru dopasowanego do zespołu QRS

Fig. 1. Gain characteristic of selective filter used to desing suitable filter for QRS complex

da maksimum dla  $f_0$  = 16.67 Hz oraz dobroć Q = 4, czyli filtr ten ma inne parametry niż wyznaczone przez Thakora. Przedstawiony filtr jest w ten sposób suboptymalnym, ale jest prosty obliczeniowo i nie zniekształca fazy sygnału. Oba etapy filtracji w dziedzinie przektałcenia Z mają postać: filtr I:

$$K_1(z) = (1+z^{-1})^2 (1+z^{-2}) = 1+2z^{-1}+2z^{-2}+2z^{-3}+z^{-4}$$

filtr II:

$$K_{z}(z) = (1-z^{-6})(1+z^{-12}) = 1-z^{-6}+z^{-12}-z^{-18}$$

(2)

(1)

(4)

(5)

(6)



Rys. 2.Rys. 2. Charakterystyka amplitudowa filtru dolnoprzepustowego Fig. 2. Gain characteristic of the low transitive filter

Po symetryzacji odpowiedzi impulsowych otrzymujemy:

$$K_{1}(z) = z^{2} + 2z + 2z^{-1} + z^{-2}$$
(3)

$$X_{2}(z) = z^{9} - z^{3} + z^{-3} - z^{-9}$$

lub w dziedzinie czasu:

$$x(n) = e(n+2)+2[e(n+1)+e(n)+e(n-1)] + e(n-2)$$

$$y(n) = x(n+9) - x(n+3) + x(n-3) - x(n-9)$$

gdzie:

e(n) - próbkowany sygnał EKG,

x(n) - dyskretny sygnał wyjściowy filtru dolnoprzepustowego,

y(n) - dyskretny sygnał wyjściowy drugiego filtru.



Rys. 3. Charakterystyka filtru dopasowanego do zespołu QRS Fig. 3. Gain characteristic of the suitable filter for QRS complex

Filtry te posiadają stałą charakterystykę fazową, ponieważ mają symetryczne odpowiedzi impulsowe.

Dalszym etapem jest zastosowanie filtru średniej ruchomej. Sygnałem wejściowym tego filtru jest wartość bezwzględna wyjścia poprzednich filtrów:

$$w(1) = \frac{1}{2N+1} \sum_{j=-N}^{N} |y(i+j)|$$

gdzie:

w(i) - funkcja opisująca.

Na podstawie funkcji opisującej dokonujemy detekcji zespołów QRS. Filtr średniej ruchomej zastosowany jest do otrzymania jednowierzchołkowej fali dla każdego zespołu QRS [4].

Algorytmy wszystkich prezentowanych filtrów są łatwe do implementacji w języku wewnętrznym mikroprocesora, gdyż występują w nich jedynie dodawania

187

i odejmowania oraz mnożenia przez potęgę liczby dwa, co sprowadza się do przesuwani zawartości rejestrów. Prezentowany opis detektora dotyczy jedynie etapu uzyskiwania funkcji opisującej. Następnym etapem jest lokalizacja zespołów QRS na podstawie funkcji opisującej. Część ta będzie prezentowana. w 4 rozdziale artykułu.

## Badanie funkcji opisującej

Prezentowane w poprzednim rozdziale filtry tworzące funkcję opisującą zawierają tylko jeden zmienny parametr: szerokość średniej ruchomej. Gdy zwiększamy N, to funkcja opisująca wykazuje mniejsze zazębienia wywołane zakłóceniami, ale ma mniejszą ostrość zboczy. Obrazują to rysunki 5 i 6, gdzie prezentowany jest przebieg funkcji opisującej odpowiadający zakłóconemu przebiegowi EKG z rysunku 4 dla parametrów N=6 i N=20. Stosunek sygnał-szum (SNR) dla prezentowanego przebiegu wynosił 7 dB. SNR jest defi-



Rys. 4. Przykładowy przebieg EKG z dodanymi zakłóceniami mięśniowymi Fig. 4. Examplary run of ECG with additive muscles disturbances





Fig. 5. Describing function created from run of the fig. 4 for N=6

niowany jako stosunek wartości skutecznej sygnału EKG obliczonej w obszarze zespołu QRS do wartości skutecznej szumu. Do zakłócania przebiegów EKG stosowany był szum biały (posiadający stałą gęstość widmową), który modelował zakłócenia mięśniowe [2]. Z rysunków 5 i 6 wynika, że dla małego N funkcja opisująca ma dużą ostrość zboczy, ale wykazuje zazębienia spowodowane szumami. Natomiast dla dużego N funkcja opisująca jest jednowierzchołkowa, ale posiada małą ostrość zboczy i płaski wierzchołek. Dobór N został przeprowadzony ze względu na największą dokładność wyznaczania punktu charakterystycznego na przebieg EKG zakłóconym szumem białym, a wyznaczanym jako maksimum funkcji opisującej. Wybór zakłócania EKG szumem białym spowodowany był tym, że prezentowany filtr jest całkowicie odporny na inne rodzaje zakłóceń, np. sieciowe czy wolnozmienne.

Metoda testowania detektora była następująca: dla danego SNR obliczano wartość średnią i odchylenie standardowe odległości na osi czasu punktu charakterystycznego (maksimum funkcji opisującej) od maksimum funkcji opisującej dla niezakłóconego przebiegu EKG. Badania przeprowadzono dla 120





różnych zespołów QRS (w tym zatokowych i komorowych) dla 30 różnych realizacji szumu zakłócającego. Wartości średnie tych parametrów przedstawiono w tabeli 1. Wszystkie wartości w tabeli wyrażone są w liczbie próbek sygnału EKG. Z tabeli tej wynika, że minimalną wartość średnią i odchylenie standardowe dla odchyleń punktu charakterystycznego wykazuje detektor dla N=10. Kształt funkcji opisującej dla sygnału EKG z rys. 4 oraz N=10 przedstawiono na rys. 7. Opisany punkt charakterystyczny może służyć do nakładania zespołów QRS przy uśrednianiu statystycznym.

# 4. Lokalizacja zespołów QRS na podstawie funkcji opisującej

Ostatnim etapem detekcji zespołu QRS jest budowa logiki decyzyjnej, która na podstawie funkcji opisującej będzie lokalizowała zespoły QRS. Z przeprowadzonych badań wynika, że wystarczy zastosować prostą logikę decyzyjną polegającą na lokalizowaniu zespołu QRS, gdy funkcja opisująca przekroczy



Rys. 7. Funkcja opisująca utworzona z przebiegu na rys. 4 dla parametru N=10 Fig. 7. Describing function created from run of the fig. 4 for N=10

#### Tabela 1

SNR N Wartość średnia Odchylenie standardowe 2 1.46 5.34 5 1.42 4.49 10 0.04 0.76 5 dB 15 0.17 0.96 20 0.20 2.30 25 3.10 11.28 2 1.37 3.98 5 0.91 3.43 10 . 0.09 0.30 20 dB 15 0.11 0.50 20 0.34 1.52 25 1.50 8.04

Wyniki testowania odporności wyznaczania punktu charakterystycznego na przebiegu EKG w zależności od parametru N

(8)

pewien stały poziom. Jednak poziom ten powinien zależeć od odprowadzenia EKG, pacjenta oraz poziomu zakłóceń. Czym wyższy próg, tym mniejsza możliwosć lokalizacji zakłócenia jako zespołu QRS, ale większa utraty rzeczywistego zespołu QRS. Dlatego zastosowano następującą logikę decyzyjną [3]: poziom, którego przekroczenie przez funkcję opisującą lokalizowało zespół QRS wyznaczano na podstawie następującego równania rekurencyjnego:

poziom(i) = (1-A) B poziom(i-1) + B A m(i)

gdzie:

A,B - dodatnie współczynniki mniejsze od jedności,

i - liczba wykrytych zespołów QRS,

m(i) - maksymalna wartość funkcji opisującej dla i-tego zespołu QRS.

Aby zabezpieczyć się przed wykryciem dużych załamków T, zastosowano pewien okres niewrażliwości detektora po wykryciu zespołu QRS. Okres niewrażliwości wynosił 200 ms, czyli maksymalną odległość załamka T od zespołu QRS. Z przeprowadzonych badań wynika, że jeżeli współczynniki A i B wybrane są z zakresów:

0.7 < A < 0.8 0.4 < B < 0.6

to zapewniona była detekcja każdego zespołu QRS z posiadanej bazy. Testowanie przeprowadzano na bazie kardiologicznej składającej się z przebiegów zawierających 200 zespołów QRS o różnej morfologii.

Lokalizacja punktu charakterystycznego odbywała się następująco: poszukiwano maksimum funkcji opisującej od punktu przecięcia się jej z progiem przez 120 ms.

#### 5. Podsumowanie

Przedstawiony detektor zespołów QRS lokalizuje je poprawnie nawet przy bardzo niekorzystnym stosunku sygnał-szum (3 dB). Zapewnia to odpowiednio zaprojektowany filtr dopasowany do częstotliwości zawartych w zespole QRS. Filtry stosowane w detektorze są proste obliczeniowo oraz posiadają stałą charakterystykę fazową, co pozwoliło wykorzystać prezentowany detektor do lokalizacji punktów charakterystycznych na przebiegu EKG. Detektor ten przeznaczony jest do prób wysiłkowych, gdzie mamy niekorzystny stosunek sygnał-szum. Przy uśrednianiu statystycznym lokalizowany punkt charakterystyczny może służyć do centrowania zespołów QRS.

192

Detektor zespołu QRS....

6. Literatura

- Borjesson P.O., et al.: Adaptive QRS Detection Based on Maximum A Posteriori Estimation, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-29, May 1982.
- [2] Frankiewicz Z.: Metody analizy sygnału EKG w obecności zakłóceń. Praca doktorska, Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki, Gliwice 1987.
- [3] Hamilton P.S., Tompkins W.J., Quantative Inwestigation of QRS Detection Rules Using MIT/BIH Arryhtmia Database, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-33, Dec. 1986.
- [4] Pahlm O., Sornomo L.: Software QRS Detection in Ambulatory Monitoring, Med. & Biol. Eng. & Comput., 22, 1984.
- 5 Thakor of a QRS Filter, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-31, November 1984.

Recenzent: Prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz

Wpłynęło do Redakcji 29.02.88 r.

## JETEKTOP KOMILLEKCOB ORS HA HAPYMEHHHX CHIHALAX EKT

#### Резюме

В работе представлена новая форма цифрового детектора QRS комплекса для применения в усилиевых исследованиях. К вонструкции детектора обрацено внимание на устойчивость нарушения отих исследований. Детектор может слукит для нахождения характеристических точек на ЕКГ сигнала для статистического осреднения. Вычислительно детектор прост.

QRS DETECTOR FOR DISTURBED ECG SIGNAL

## Summary

The paper deals with a new form of digital QRS detector design for stress tests. Attention is paid to disturbance robustness. The idea of detector application to localization of characteristic points for statistical averaging is presented. Detector is simple in computation.