

Jacek ŁĘSKI

PRZETWARZANIE SYGNAŁU EKG ZA POMOCĄ NOWEJ KLASY REKURSYWNYCH FILTRÓW CYFROWYCH

Streszczenie. W pracy przedstawiono nową klasę rekursywnych filtrów cyfrowych przeznaczoną do szybkiego przetwarzania sygnału EKG w monitorowaniu, próbach wysiłkowych oraz zapisach Holterowskich. Opisano zaprojektowane na podstawie tej klasy przykładowe filtry do eliminacji zakłóceń dodanych do sygnału EKG oraz detekcji zespołu QRS. Przedstawiono możliwość zastosowania tych filtrów do diagnostyki.

1. WSTĘP

W 1985 roku Kölliker i Müller wykazali obecność prądów czynnościowych w bijącym sercu psa. Ale dopiero w 1903 roku W. Einthoven zarejestrował prądy czynnościowe serca i nazwał ich wykres elektrokardiogramem. Od tego czasu dzięki postępowi fizyki i elektroniki elektrokardiografia jest jedną z podstawowych metod rozpoznawania chorób serca i oceny skuteczności ich leczenia [5]. W latach sześćdziesiątych podjęto w USA pierwsze próby komputerowo wspomaganą analizy EKG. Dzięki rozwojowi techniki komputerowej oraz konstrukcji odpowiednich algorytmów komputerowa analiza sygnału EKG stała się powszechna. Dla przykładu w USA około 20% elektrokardiogramów oceniana jest przez automatyczne programy klasyfikujące [3].

Powodami rozwijania się komputerowo wspomaganą analizy EKG są:

- brak wysoko wykwalifikowanych kardiologów,
- obiektywizacja wyników,
- cena badania,
- możliwość badania na odległość przez przesył EKG linią telefoniczną,
- dokładność wyznaczania cech,
- możliwość wykonania pewnych badań tylko za pomocą komputera (badania Holterowskie i wysiłkowe),
- znikoma wykrywalność arytmii w systemach monitorujących.

Podstawową trudnością do pokonania w komputerowej analizie sygnału EKG są zakłócenia, które uniemożliwiają poprawną klasyfikację. Do najczęściej spotykanych zakłóceń należą:

- zakłócenia wolnozmiennie,
- zakłócenia sieciowe,
- zakłócenia mięśniowe.

Eliminacja tych zakłóceń jest pierwszym etapem analizy EKG i ma decydujący wpływ na jej poprawność. Innym istotnym elementem analizy jest detekcja zespołu QRS. Jest ona potrzebna do dalszej analizy sygnału EKG (np. detekcji innych załamków, dokonywania pomiarów amplitud i czasów trwania załamków EKG). Warunkiem koniecznym poprawnej analizy EKG jest dokładna detekcja zespołu QRS. Istotne jest, aby filtry stosowane do eliminacji zakłóceń oraz detekcji zespołu QRS były proste obliczeniowo, szczególnie w systemach monitorujących pracujących w trybie nadążnym [1]. W dalszej części artykułu prezentowana jest nowa klasa filtrów spełniająca te wymagania.

2. Opis filtru

Ze względu na prostotę obliczeniową zastosowano cyfrowy filtr rekursywny. Wadą takiego filtru jest nieliniowa charakterystyka fazowa. Filtry nierekursywne o symetrycznej odpowiedzi impulsowej posiadają, co prawda, zerową charakterystykę fazową, ale wymagają dużego nakładu obliczeniowego i zazwyczaj nie nadają się do systemów pracujących w trybie nadążnym.

Jak wiadomo, wyrażeniom $1+z^{-k}$ i $1-z^{-k}$ w dziedzinie przekształcenia \mathcal{Z} odpowiada charakterystyka amplitudowa w dziedzinie pulsacji unormowanej odpowiednio $\cos(k\Theta/2)$ oraz $\sin(k\Theta/2)$. Można to łatwo udowodnić przez podstawienie $z=e^{j\Theta}$ i obliczenie modułu. Θ jest to pulsacja unormowana definiowana jako $\Theta=2\pi f\Delta$; gdzie: f - częstotliwość, Δ - okres próbkowania. Wyrażeniom tym w dziedzinie czasu odpowiadają filtry:

$$y(n) = x(n) + x(n-k) \quad \text{oraz} \quad y(n) = x(n) - x(n-k)$$

gdzie:

- x - sygnał wejściowy filtru,
- y - sygnał wyjściowy filtru,
- n - dyskretne chwile czasu.

Filtr rekursywny można przedstawić w dziedzinie przekształcenia \mathcal{Z} jako iloraz dwóch wielomianów zmiennej z . Stąd przez dzielenie odpowiadających im w dziedzinie pulsacji Θ sinusów i cosinusów możemy otrzymać filtry o interesującym nas kształcie charakterystyki amplitudowej. Szczególnie ciekawe może być występowanie w mianowniku liniowo przeskalowanej funkcji trygonometrycznej licznika. Powoduje to, że charakterystyka amplitudowa ma kształt tej funkcji trygonometrycznej, ale z bardzo ostrymi zboczami. Zauważmy, że wprowadzenie dla stabilności filtru czynnika α do mianownika $(1+\alpha z^{-k})$ (bieguny filtru w kole jednostkowym płaszczyzny z) otrzymujemy liniowo przeskalowaną funkcję trygonometryczną $1+\alpha^2-2\cos(k\Theta/2)$.

W ten sposób w dziedzinie przekształcenia \mathcal{Z} filtr można opisać równaniem:

$$K(z) = \sqrt{\frac{1 - 2\alpha + \alpha^2}{1 - 2\alpha + \alpha^2}} \frac{(1 + \beta z^{-k}) z^p}{1 + \alpha z^{-1}} \quad (1)$$

gdzie:

α, β, k, l, p - parametry, za pomocą których dobieramy charakterystyki filtru.

Współczynnik β przyjmuje wartości ± 1 (sinusy lub cosinusy). Czynniki z^p występuje dla symetryzacji licznika, a tym samym dla zapewnienia bardziej liniowej charakterystyki fazowej. Natomiast czynnik skalujący $\sqrt{\frac{1-2\alpha+\alpha^2}{1-2\beta+\beta^2}}$ stosowany jest w celu normalizacji charakterystyki amplitudowej filtru (w paśmie przepustowym transmitancja 1).

Charakterystyka amplitudowa takiego filtru ma postać:

$$|K(\theta)|^2 = K(\theta) * K^*(\theta) = \frac{1-2\alpha+\alpha^2}{1-2\beta+\beta^2} \frac{1+2\beta\cos(k\theta)+\beta^2}{1+2\alpha\cos(l\theta)+\alpha^2} \quad (2)$$

gdzie:

K^* - wartość sprzężona.

Rozważamy charakterystyki filtru do częstotliwości Nyquista:

$$\theta \in \langle 0, \pi \rangle$$

Charakterystykę fazową przedstawia zależność:

$$\Phi(\theta) = \arctg \left[\frac{\alpha \sin(l\theta) - \beta \sin(k\theta) + \alpha\beta \sin[(1-k)\theta]}{1 + \alpha \cos(l\theta) + \beta \cos(k\theta) + \alpha\beta \cos[(1-k)\theta]} \right] + p\theta \quad (3)$$

Dzięki wprowadzeniu czynnika z^p w (1) równanie charakterystyki fazowej zawiera składnik liniowy i powoduje mniejsze jej nieliniowości. Dobierając odpowiednio współczynniki α, β, k, l, p możemy otrzymywać różne filtry do przetwarzania EKG.

W dziedzinie czasu filtr można opisać równaniem:

$$y(n) = -\alpha y(n-1) + \xi [x(n+p) + \beta x(n-k+p)] \quad (4)$$

gdzie:

$$\xi = \sqrt{\frac{1-2\alpha+\alpha^2}{1-2\beta+\beta^2}}$$

Najczęściej do inicjalizacji obliczeń zakładamy zerowe warunki początkowe:

$$y(-1) = y(-1+1) = \dots = y(0) = 0.$$

3. Przykładowe filtry

Wszystkie filtry prezentowane poniżej przeznaczone są do przetwarzania sygnału EKG próbkowanego z częstotliwością $f_p = 200$ Hz.

3.1. Filtr do usuwania pływania izolacji i zakłóceń sieciowych

Pływanie izolacji oraz interferencja sieci są jednymi z najczęstszych zakłóceń sygnału EKG uniemożliwiającymi jego późniejszą automatyczną analizę [2, 4]. Przyczynami powstawania zakłóceń wolnozmiennych (pływanie izolacji) są zjawiska kontaktowe na styku elektroda-skóra oraz zmiana położenia serca względem elektrod (oddech pacjenta lub jego ruch). Natomiast interferencja sieci prądu zmiennego jest to zakłócenie głównie generowane przez pole magnetyczne urządzeń zasilanych tym prądem.

Filtr usuwający te rodzaje zakłóceń opisany jest równaniem:

$$y(n) = ay(n-4) + \xi [x(n+2) - x(n-2)] \quad (5)$$

W ten sposób mamy:

$$\alpha = -a; \quad \beta = -1;$$

$$k = l = 4;$$

$$p = 2;$$

$$\xi = \frac{\sqrt{1+2a+a^2}}{2}$$

Częstotliwości graniczne filtra (spadek charakterystyki amplitudowej o 3 dB) zależą od a i wynoszą:

$$f_1 = \Delta f \quad f_2 = 50 - \Delta f \quad (6)$$

$$f_3 = 50 + \Delta f \quad f_4 = 100 - \Delta f$$

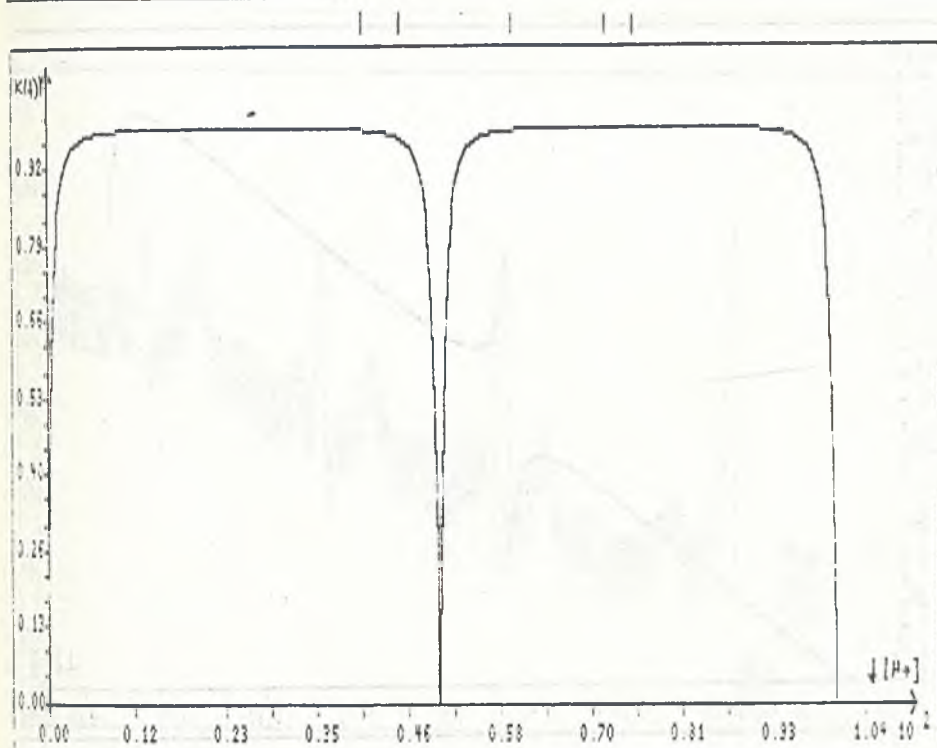
gdzie:

$$\Delta f = \frac{1}{8\pi\Delta} \arccos \left[\frac{2a}{1+a^2} \right] \quad (7)$$

lub:

$$a = \frac{1 - \sqrt{1-d^2}}{d}; \quad d = \cos(8\pi\Delta f\Delta) \quad (8)$$

Charakterystyki amplitudowa i fazowa w zależności od częstotliwości przedstawiają rysunki 1 i 2. Natomiast efekt filtracji przedstawiają rysunki 3 i 4 (przebieg oryginalny zakłócony i po filtracji). Charakterystyka fazowa filtra jest zbliżona do liniowej. Nieliniowości występują jedynie w pobliżu częstotliwości granicznych. Może to wywołać pewne zniekształcenia



Rys. 1. Charakterystyka amplitudowa filtra do usuwania pływania izolacji i zakłóceń sieciowych

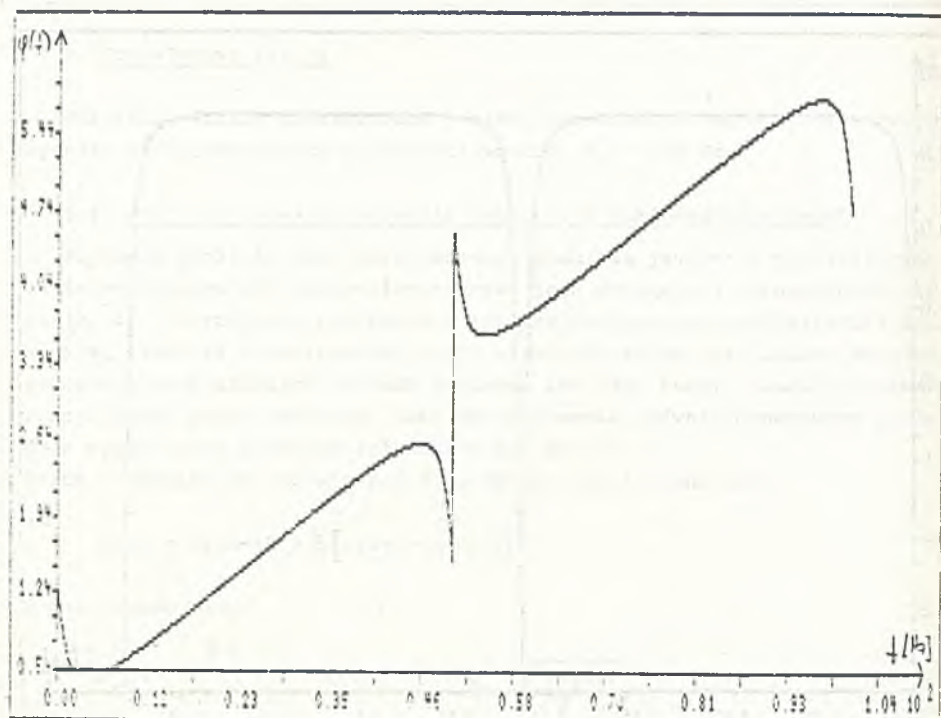
Fig. 1. Gain characteristic of the filter for isolines drift and net disturbances rejection

przebiegu EKG, szczególnie w zakresie niskich częstotliwości (analiza od-cinka ST). Wada ta jest nieistotna przy monitorowaniu, natomiast w diagno-стыce może być łatwo usunięta przez powtórna filtrację z inwersją czasową. Nie jest to kłopotliwe, gdyż analiza taka nie jest przeprowadzana w trybie nadążnym. W tym przypadku dla każdego filtra mamy:

$$a = \frac{-(\sqrt{2}d-1-d) + \sqrt{2(1-d^2)(\sqrt{2}-1)}}{(\sqrt{2}-1-d)}; \quad d = \cos(8\pi\Delta f\Delta) \quad (9)$$

Efektom dwukrotnej filtracji jest zerowa charakterystyka fazowa i brak zniekształceń sygnału.

Inną wadą tego filtra jest zależność częstotliwości granicznych filtra-cji sieci i zakłóceń wolnozmiennych. Jeżeli zgodnie z zaleceniami American Heart Association, dobierzemy częstotliwość graniczną dla filtracji izolacji 0,05 Hz, to filtracja sieci będzie w zakresie 50±0,05 Hz, co dla spotykanej

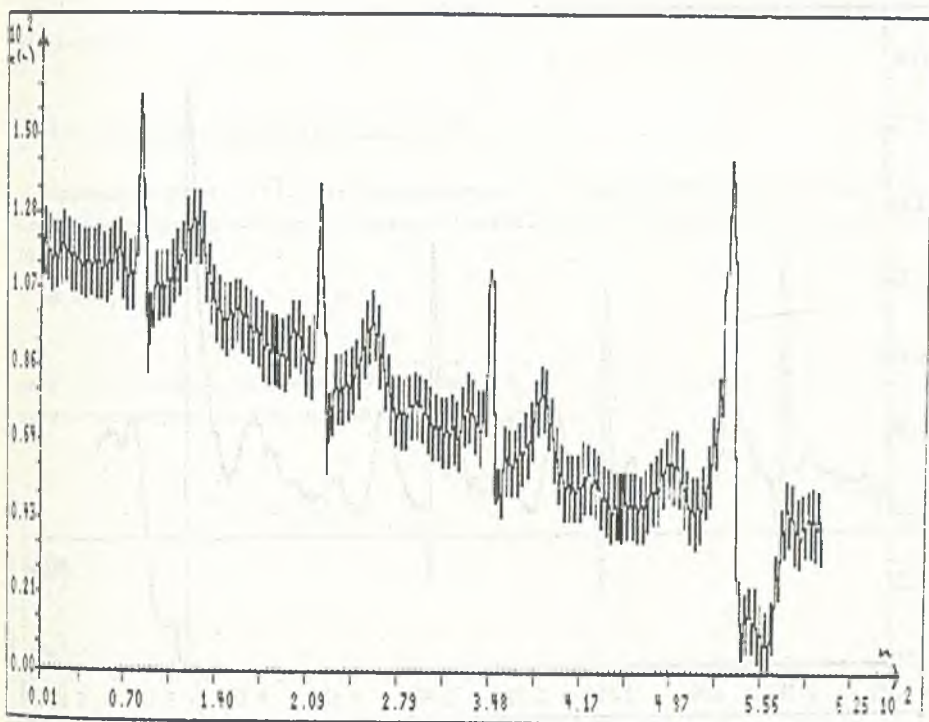


Rys. 2. Charakterystyka fazowa filtru do usuwania pływania izolacji i zakłóceń sieciowych

Fig. 2. Phase characteristic of the filter for isolines drift and net disturbances

dewiacji częstotliwości może być niewystarczające. Jednak zalecenia AHA stworzone były dla filtracji analogowej z nieliniową charakterystyką fazową i częstotliwość graniczna była zaniżona, aby filtr miał w szerszym zakresie stałe przesunięcie fazowe. Dla prezentowanego filtru cyfrowego nie ma tego problemu i zgodnie z pracą [2] możemy dobrać częstotliwość graniczną około 1 Hz. Zapewni to szerokość części wycinającej zakłócenia sieciowe 2 Hz i jest wystarczające dla spotykanych dewiacji częstotliwości.

Jeżeli zależy nam na różnych szerokościach charakterystyki amplitudowej filtru dla częstotliwości niskich i wokół 50 Hz to stosujemy szeregowe połączenie filtrów opisanych poniżej.



Rys. 3. Przykładowy przebieg EKG z dodanymi zakłóceniami wolnozmiennymi (pływanie izol linii) oraz sieciowymi

Fig. 3. Exemplary run of ECG with additive slow varying disturbances and net disturbances

3.2. Filtr do usuwania pływania izol linii

Filtr ten ma analogiczną charakterystykę do poprzedniego, ale bez części usuwającej zakłócenia sieciowe. Równanie filtru ma postać:

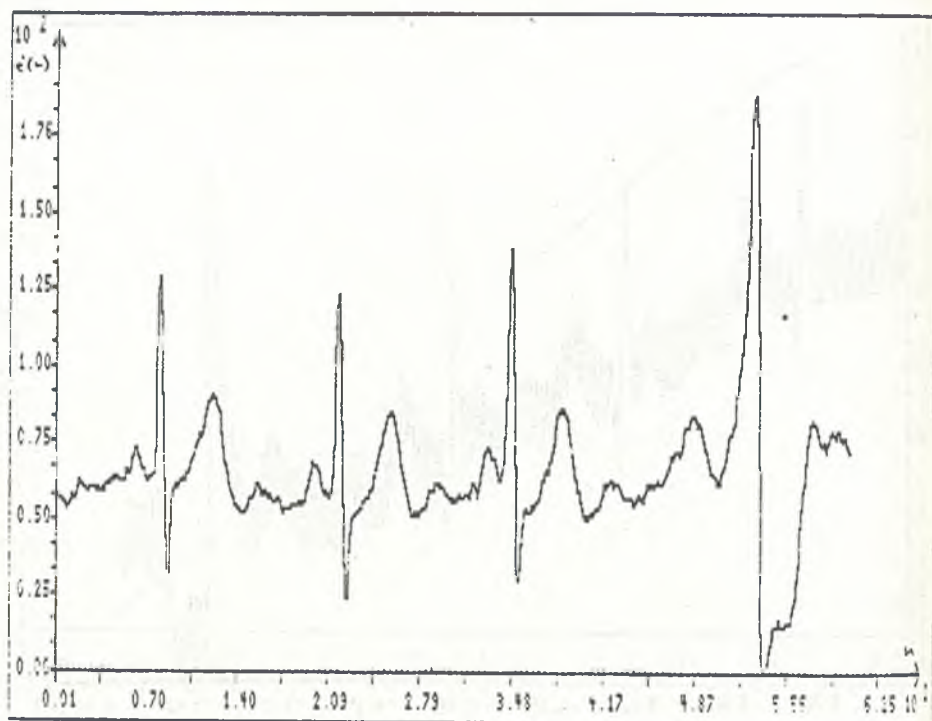
$$y(n) = ay(n-2) + \xi [x(n+1) - x(n-1)] \quad (10)$$

gdzie:

ξ - jak poprzednio,

$$a = \frac{1 - \sqrt{1 - d^2}}{d}; \quad d = \cos(4\pi\Delta f\Delta) \quad (11)$$

Δf - częstotliwość graniczna (-3 dB).



Rys. 4. Przebieg z rysunku 1 po filtracji filtrem do usuwania pływania izolacji i zakłóceń sieciowych

Fig. 4. The run from the fig. 1 after filtration by the filter for isolines drift and net disturbances rejection

Czyli filtr ten powstaje z postaci ogólnej dla parametrów:

$$\alpha = -a \quad \beta = -1$$

$$k = 1 = 2 \quad p = 1$$

3.3. Filtr do usuwania zakłóceń sieciowych

Filtr ten powstaje z postaci ogólnej dla:

$$\alpha = -a \quad \beta = 1$$

$$k = 1 = 2 \quad p = 1$$

Czyli w dziedzinie czasu filtr opisany jest równaniem:

$$y(n) = ay(n-2) + \xi [x(n+1) + x(n-1)] \quad (12)$$

Odpowiada on części usuwającej zakłócenia sieciowe dla filtra pierwszego.

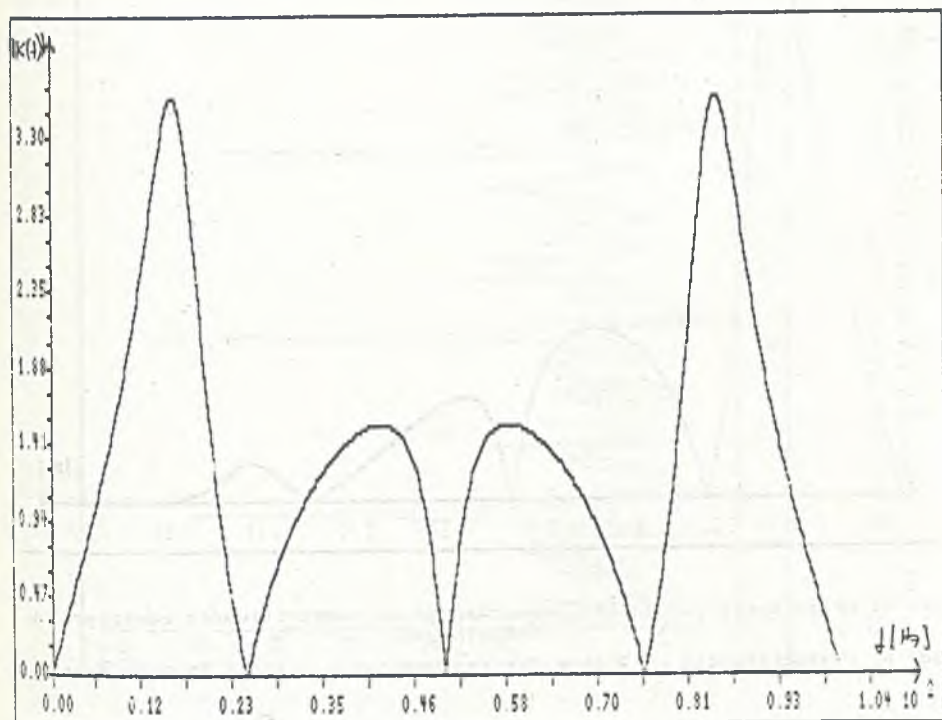
3.4. Filtr do detekcji zespołu QRS

Zgodnie z pracą [6], filtr dopasowany do zespołu QRS powinien być filtrem pasmowoprzepustowym o częstotliwości środkowej około 17 Hz i dobroci 5. Dla:

$$\alpha = 0,5 \qquad \beta = -1$$

$$k = 8 \qquad l = 6 \qquad p = 4$$

mamy filtr o częstotliwości środkowej $f_0 = 16,1$ Hz i dobroci $Q = 4,75$; charakterystykę tę przedstawiono na rysunku 5.



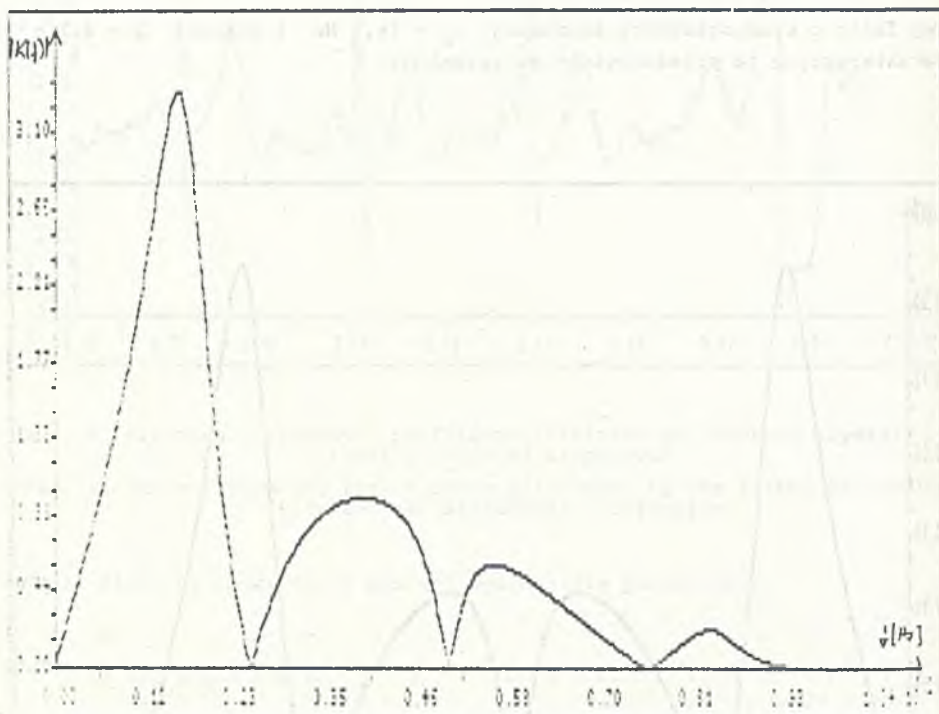
Rys. 5. Charakterystyka amplitudowa filtra selektywnego użytego do konstrukcji detektora zespołu QRS

Fig. 5. Gain characteristic of selective filter used to design a detector of QRS complex

Dla wycięcia pików przy wyższych częstotliwościach stosujemy szeregowe połączenie z filtrem Hanninga $K(z) = z + 2 + z^{-1}$. Otrzymujemy filtr opisany w dziedzinie czasu równaniem:

$$y(n) = -0,5y(n-6) + x(n+5) + 2x(n+4) + x(n+3) - x(n-3) - 2x(n-4) - x(n-5) \quad (13)$$

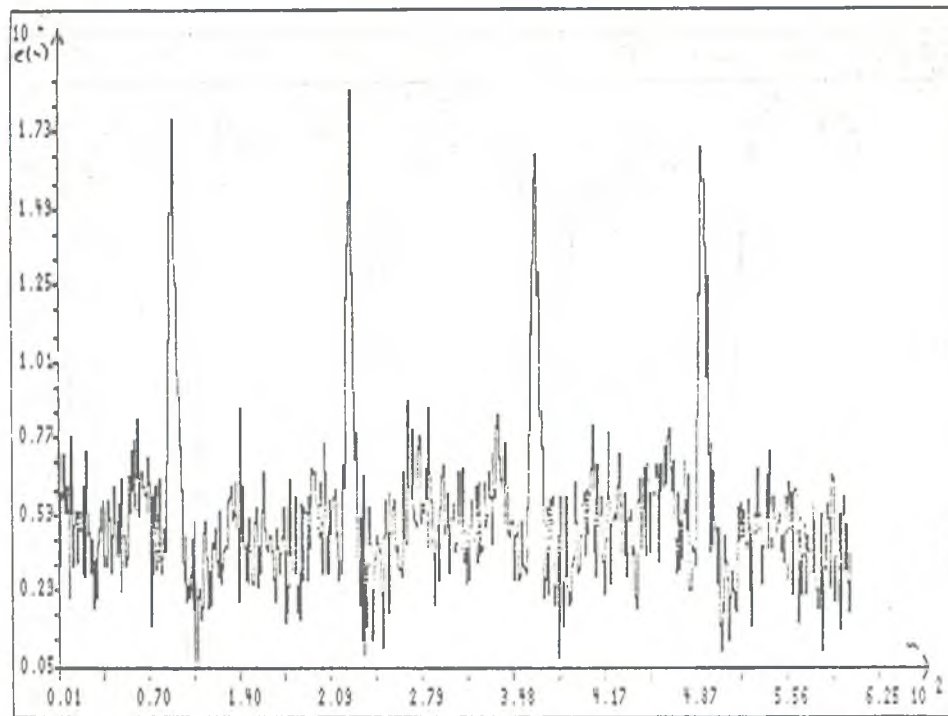
Charakterystykę amplitudową tego filtra przedstawiono na rys. 6. Czynniki skalujący ξ został opuszczony, ponieważ w detekcji QRS skalowanie liniowe nie jest istotne.



Rys. 6. Charakterystyka filtra dopasowanego do częstotliwości zawartych w zespole QRS

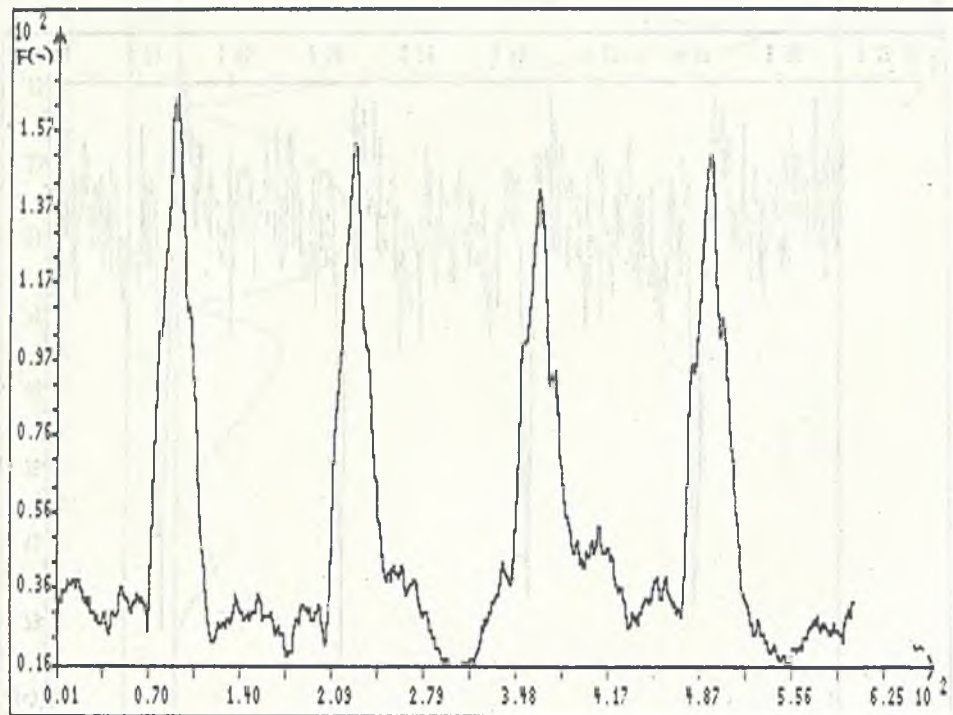
Fig. 6. Characteristic of filter for frequencies contained in QRS system

Prosty detektor zespołu QRS oparty na tym filtrze można zbudować przez podanie wartości bezwzględnej jego wyjścia na filtr średniej ruchomej o częstotliwości granicznej 10 Hz. Przykładowy przebieg EKG i wyjścia detektora przedstawiono na rysunkach 7 i 8. Z przebiegów tych widać, że detektor może służyć do dokładnej lokalizacji zespołów QRS, szczególnie przy monitorowaniu (ze względu na szybkość działania).



Rys. 7. Przykładowy przebieg EKG z dodanymi zakłóceniami mięśniowymi

Fig. 7. Exemplary run of ECG with additive muscles disturbances



Rys. 8. Przebieg wyjściowy detektora zespołu QRS
Fig. 8. Output run of the QRS complex detector

4. Podsumowanie

Prezentowany filtr rekursywny (1) może służyć do konstrukcji wielu pożytecznych filtrów; np. do filtracji zakłóconych przebiegów EKG oraz do detekcji jego charakterystycznych fragmentów. Przedstawione filtry były zaprojektowane na częstotliwość próbkowania $f_p = 200$ Hz, ale możliwe jest łatwe zaprojektowanie filtrów na inne częstotliwości próbkowania zgodnie z zasadą podaną w części drugiej artykułu.

Filtry są bardzo szybkie obliczeniowo, posiadają charakterystykę fazową zbliżoną do liniowej, mogą służyć do przetwarzania sygnału EKG w trybie nadążnym (monitorowanie, analiza Holterowska). Przy dwukrotnej filtracji z inwersją czasu charakterystyki fazowe są zerowe i filtry te mogą służyć do diagnostyki.

LITERATURA

- [1] Ahlstrom M.K., Tompkins W.J.: Digital Filters for Real-Time ECG Signal Processing Using Mikroprocesors, IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-32, September 1985.
- [2] Van Alste J.A., et al.: ECG Baseline Wander Reduction Using Linear Phase Filters, Comp. Biomed. Res. 19 (1986).
- [3] Doue J.C., Vallance A.G.: Computer - Aided ECG Analysis, Hewlett-Packard Journal, September 1985.
- [4] Mayer C.E., Keiser H.N.: Electrocardiogram Baseline Noise Estimation and Removal Using Cubic Splines and State-Space Computation Techniques Comp. Biomed. Res. 10 (1977).
- [5] Stopczyk M. Red.: Elektrodiagnostyka Medyczna, PZWL Warszawa 1984.
- [6] Thakor N.V., et al: Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter, IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-31, (1984).

Recenzent: Prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz

Wpłynęło do Redakcji 29.02.88 r.

ОБРАБОТКА СИГНАЛА ЕКГ НОВЫМ КЛАССОМ РЕКУРСИВНЫХ ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ

Резюме

В работе рассматривается новый класс рекурсивных цифровых фильтров для быстрой обработки сигнала ЕКГ в мониторинге, усилиевых исследованиях и холтеровских записях. Рассматриваются примеры фильтров проектированных на основе этого класса для исключения нарушенной добавляемых сигналу ЕКГ а также детекции комплексов QRS. Рассматривается возможность применения этих фильтров к диагностике.

A NEW CLASS OF RECURSIVE DIGITAL FILTERS FOR THE ECG SIGNAL PROCESSING

S u m m a r y

The paper deals with a new class of recursive digital filters for fast ECG signal processing in monitoring, stress testing and Holter's records. The paper includes project on the ground of this class examples of filters for additive disturbance rejection and QRS complexes detection. A possibility of application for this class for diagnosis is presented.