ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ 1981

Seria: AUTOMATYKA z. 61 Nr kol. 701

Ernest CZOGAŁA
Adam GACEK
Marek POCIASK

ALGORYTM CYFROWEJ FILTRACJI ZAKŁÓCEŃ DLA MIKROPROCESOROWEJ ANALIZY SYGNAŁU EKG

Streszczenie. W pracy przedstawiono algorytm cyfrowej filtracji zakłóceń, przeznaczony dla mikroprocesorowej analizy sygnału EKG. Określono kryterium doboru parametru α, charakteryzującego własności filtrujące opracowanego algorytmu. Podano przykładową realizację algorytmu w oparciu o listę instrukcji mikroprocesora INTEL 8080 A.

1. Wstęp

Intensywny nadzór chorych szczególnie w oddziałach o profilu kardiologicznym wykorzystuje krzywą EKG jako źródło podstawowych informacji o stanie nadzorowanego pacjenta. Sygnał EKG odebrany z ciała pacjenta przetwarzany jest w urządzeniach nadzorujących; przetwarzanie to ma na celu określenie charakterystycznych parametrów przebiegu mającycz znaczenie diagnostyczne w procesie intensywnego nadzoru. Jednym z istotnych elementów obróbki sygnału EKG jest filtracja zakłóceń występujących w rzeczywistym przebiegu.

W pracy przedstawiono analizę dolnoprzepustowego filtru cyfrowego, który ze względu na swoją prostotę i własności jest szczególnie przydatny do zastosowania w urządzeniach przetwarzających w czasie rzeczywistym sygnał EKG - zbudowanych w oparciu o technikę mikroprocesorową.

2. Analiza filtru

Możliwości obliczeniowe typowych elementów mikroprocesorowych (np. INTEL 8080) uzasadniają wybór prostego filtru cyfrowego rekursywnego pierwszego rzędu [1]. W najogólniejszym przypadku filtr taki opisany jest równaniem

$$Y_i = \alpha Y_{i-1} + (1-\alpha)X_i \quad \ldots\ldots \qquad (1)$$

gdzie:

Y_i - wartość sygnału wyjściowego filtru w chwili t_i,

X_i - wartość sygnału wejściowego w chwili t_i,

α - parametr filtru.

Dokonując transformacji Fouriera równania (1) otrzymuje się charakterystykę widmową

$$K(j\omega) = \frac{1-\alpha}{1-\alpha e^{-j\omega\Delta t}} \tag{2}$$

gdzie:

Δt oznacza stały okres próbkowania sygnału.

Równanie (2) można zapisać w postaci:

$$K(j\omega) = (1-\alpha)\frac{1-\alpha\cos\omega\Delta t}{1-2\alpha\cos\omega\Delta t+\alpha^2} - j\frac{\alpha\sin\omega\Delta t}{1-2\alpha\cos\omega\Delta t+\alpha^2} \tag{2a}$$

Analizę stabilności filtru przeprowadzimy stosując do równania (1) transformację Z. Warunkiem koniecznym i wystarczającym stabilności jest, aby wartości bezwzględne wszystkich wartości własnych równania charakterystycznego były mniejsze od jedności tzn.

$$|z_r| < 1$$

Z uwagi na fakt, że

$$z_r = \alpha \quad (r = 1)$$

otrzymujemy

$$|\alpha| < 1 \tag{3}$$

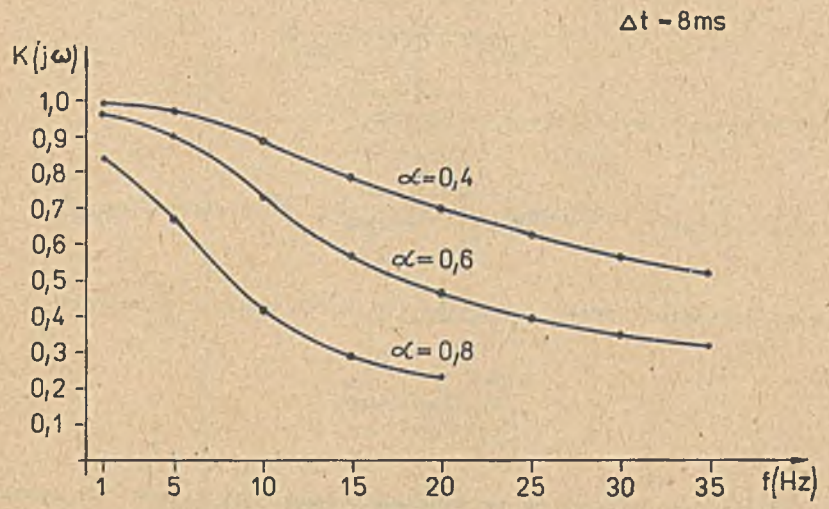
Tak więc filtr jest stabilny również w przedziale

$$0 \leqslant \alpha < 1 \tag{4}$$

Charakterystyka amplitudowa filtru ma postać

$$|K(\omega)| = \sqrt{\frac{(1-\alpha)^2}{1-2\cos\omega\Delta t+\alpha^2}} \tag{5}$$

Wartość tłumienia filtru dla sygnału o częstości ω zależy od parametru α i okresu próbkowania Δt. Zależność tę pokazano na rys. 1.



Rys. 1. Charakterystyka amplitudowa filtru dla różnych wartości parametrów α

3. Dobór parametru α

Z równania (5) wynika, że skuteczność działania filtru przy ustalonej wartości okresu próbkowania zależy od wartości parametru α. Dobór tej wartości należy przeprowadzić uwzględniając charakterystykę widmową sygnału wejściowego X (t) tj. sygnału EKG.

Najistotniejszymi elementami składowymi przebiegu EKG wykorzystywanymi w intensywnym nadzorze są załamki QRS i T. Z analizy widmowej przebiegu EKG [2] wynika, że zasadnicza część energii widma sygnału EKG leży w paśmie do 35 Hz przy czym zespół QRS zawiera się w górnej części tego pasma, a załamek T w paśmie o kilkanaście Hz poniżej zespołu QRS.

Dobór parametru α filtru należy przeprowadzić w oparciu o kryterium, które pozwoli zachować możliwie niezniekształcone relacje pomiędzy załamkami T i QRS, a więc kryterium, według którego tłumienie filtru dla składowych dominujących w fali QRS będzie ograniczone do określonej wartości U w stosunku do tłumienia składowych dominujących w fali T. Kryterium takie można zapisać w postaci

$$\frac{|K(\omega_{QRS})|}{|K(\omega_T)|} \geq U \qquad (6)$$

Innymi słowy tłumienie sygnału sinusoidalnego o częstości ω_{QRS} w stosunku do tłumienia sygnału o częstości ω_T nie może być większe niż określona wartość.

Gęstość widmowa sygnału sinusoidalnego o częstości ω_{QRS} ma postać

$$S_x(\omega) = \delta(\omega - \omega_{QRS})$$

Wariancja sygnału wyjściowego ma postać

$$\sigma_y^2 = \int_0^\infty S_x(\omega) \cdot K^2(\omega)d\omega = \int_0^\infty \delta(\omega-\omega_{QRS}) \cdot K^2(\omega)d\omega = K^2(\omega_{QRS})$$

Tak więc kryterium podane równaniem (6) można zapisać w postaci

$$\frac{\sigma_y^2(\omega_{QRS})}{\sigma_y^2(\omega_T)} \geqslant U^2 \qquad (7)$$

gdzie $\sigma_y(\omega_{QRS})$, $\sigma_y(\omega_T)$ są wariancjami odpowiedzi filtru na sygnały sinusoidalne o częstościach odpowiednio ω_{QRS} i ω_T.

4. Przykład obliczeniowy

Zakładając $U = 0,9$; $\omega_{QRS} = 2\pi f_{QRS} = 2\pi \cdot 35$ Hz; $\omega_T = 2\pi f_T = 2\pi \cdot 20$ Hz oraz $\Delta t = 4$ ms mamy ze wzoru (6):

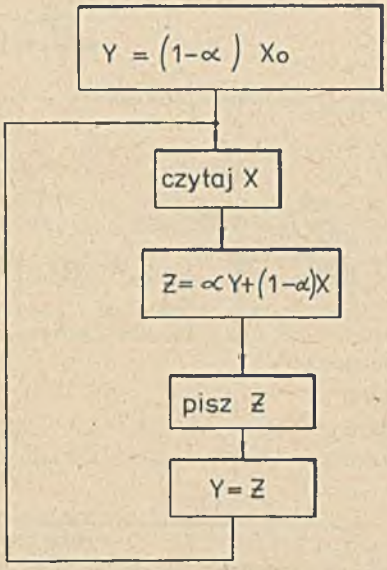
$$0.9 \leqslant \frac{1-2\alpha\cos 2\pi.20.4.10^{-3} + \alpha^2}{1-2\alpha\cos 2\pi.35.4.10^{-3} + \alpha^2} = \frac{1-2\alpha\cos 28.8^\circ + \alpha^2}{1-2\alpha\cos 50.4^\circ + \alpha^2}$$

$$\alpha = 0,29$$

Schemat blokowy programu obliczającego wartości wyjściowe filtru Y_i podano na rys. 2.

Program ten zrealizowany w oparciu o listę rozkazów mikroprocesora INTEL 8080 A zajmuje około 53 komórek pamięci, a przejście jednej pętli trwa około 600 μs. Umożliwia to zastosowanie przedstawionego filtru do przetwarzania sygnału EKG próbkowanego z okresem 2 ms co jest wartością wystarczającą dla potrzeb intensywnego nadzoru.

Przykładową realizację algorytmu filtracji w języku assembler dla mikroprocesora INTEL 8080 A podano poniżej.



Rys. 2. Schemat blokowy programu obliczania wartości Y_i

4.1. Realizacja pętli filtrującej przy użyciu mikroprocesora INTEL 8080 A

$$Z = \alpha Y + (1-\alpha)X$$

$$Z = A + B$$

		Czas realizacji	Ilość komórek zajmowanych przez instrukcję
LOAD Y	LHLD Y		3
MULTIPLY BY α	XCHG		1
	LHLD α		3
	CALL MULTIPLY		3
STORE A	SHLD A		3
LOAD X	LHLD X	ok. 100 μs	3
MULTIPLY BY (1-α)	XCHG		1
	LHLD 1-α		3
	CALL MULTIPLY		3
ADD A	XCHG		1
	LHLD A		3
	DAD D		1
STORE Z	SHLD Z		3

		Czas realizacji	Ilość komórek zajmowanych przez instrukcję
MULTIPLY	MOV A,H		1
	MOV C,L		1
	LXI H,0		3
	CALL LOC1		3
	MOV A,C		1
LOC1	MVI B,8	2x ok. 250 μs	2
LOC2	DAD H		1
	RAL		1
	INC LOC3		3
	DAD D		1
LOC3	DCR B		1
	INZ LOC2		3
	RET		1
	R a z e m	600 μs	53 komórek

5. Podsumowanie

Przedstawiony w pracy algorytm cyfrowej filtracji zakłóceń w przebiegu EKG przeznaczony jest do zastosowania w zestawach mikroprocesorowych przetwarzających na bieżąco sygnał EKG. Wykorzystanie w tym celu jednostek mikroprocesorowych podyktowane jest koniecznością dokonywania wstępnej obróbki sygnału EKG już w samych monitorujących zestawach przyłóżkowych. Zestawy mikroprocesorowe charakteryzują się stosunkowo małą mocą obliczeniową, co jest związane z ich ograniczoną listą instrukcji, małą szybkością działania i ograniczoną pojemnością pamięci programu. Przetwarzanie sygnału EKG środkami techniki mikroprocesorowej, wymaga zastosowania możliwie prostego algorytmu filtrującego zakłócenia w przebiegu EKG, aby w pełni wykorzystać możliwości obliczeniowe zestawu mikroprocesorowego głównie dla celów samej analizy parametrów sygnału EKG. Takim wymaganiom odpowiada opracowany algorytm, czego potwierdzeniem jest przykładowa jego realizacja w języku assembler mikroprocesora INTEL 8080 A.

Znamienną cechą proponowanego algorytmu jest również to, że umożliwia on zmianę własności filtrujących za pomocą tylko jednego parametru α, co w konsekwencji pozwala na eksponowanie i prostą detekcję określonych elementów przebiegu EKG w zależności od zaistniałych potrzeb.

LITERATURA

[1] Otnes R.K., Enochson L.: Analiza numeryczna szeregów czasowych. WNT, Warszawa 1978.

[2] Scher A.M., Young A.C.: Frequency Analysis of the Electrocardiogram. Circ. Res. No 8, 88-92, 1960.

[3] Golden R.M.: Digital Filter Synthesis by Sampled - Data Transformation. IEEE Trans. Audio and Electroacoustics, Sept. 1968.

[4] Macfarlane P.W., Lawrie T.D.V.: An Introduction to Automated Electrocardiogram Interpretation. Butterworth and Co., Ltd., London 1974.

[5] Lovelance D.E., Knoebel S.B.: An adaptive Algorithm for Noice Rejection. Medical Instrumentation Vol. 12, No 6 Nov., 1978.

Złożono w red. 10.04.80 r.
W formie ostatecznej 30.06.80 r.

Recenzent
Doc. dr inż. Jerzy Kopka

АЛГОРИТМ ЦИФРОВОЙ ФИЛЬТРАЦИИ ПОМЕХ
ДЛЯ МИКРОПРОЦЕССОРНОГО АНАЛИЗА СИГНАЛОВ ЭКГ

Р е з ю м е

В работе представлено алгоритм цифровой фильтрации помех, предназначен для микропроцессорного анализа сигнала ЭКГ. Определено критерий подбора параметра α, характеризующего фильтрационные свойства разработанного алгоритма. Показано пример реализации алгоритма используя список команд микропроцессора INTEL 8080 A.

AN ALGORITHM OF A DIGITAL NOISE FILTRATION FOR
MICROPROCESSOR ANALYSIS OF A ECG SIGNAL

S u m m a r y

In the paper an algorithm of a digital noise filtration for microprocessor analysis of a ECG signal is presented. There has been determined a criterion of selection of the parameter characterizing filtration properties of the elaborated algorithm. An exemplary realization of the algorithm basing on the list of instructions of microprocesser INTEL 8080 A is shown in the paper.