ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ 1978

Seria: AUTOMATYKA z. 42 Nr kol. 568

Ernest CZOGAŁA, Aniela CZOGAŁA,
Wiktor KNIAZIEW, Marek POCIASK

O PEWNEJ KONCEPCJI KOMPUTEROWEGO WYKRYWANIA ZESPOŁU QRS I OBLICZANIA NIEKTÓRYCH PARAMETRÓW PRZEBIEGU EKG

Streszczenie. W pracy omówiono algorytmy umożliwiające lokalizację zespołu QRS w przebiegu EKG, wraz z obliczeniem pewnych jego parametrów. Algorytmy wykorzystują wielokrotne różniczkowanie cyfrowe sygnału EKG. Rozważania zilustrowano przykładami numerycznymi.

1. Wstęp

Obserwowany w ostatnich kilkunastu latach szybki postęp w naukach medycznych oraz rozwój zastosowań techniki w diagnostyce medycznej i leczeniu szeregu schorzeń powodują między innymi gwałtowny wzrost ilości danych diagnostycznych. Obróbka i interpretacja tych danych przekraczają niejednokrotnie bezpośrednie możliwości personelu medycznego. Stąd współczesne tendencje rozwojowe w dziedzinie techniki medycznej w coraz szerszym stopniu uwzględniają zagadnienia mechanicznej obróbki i interpretacji danych uzyskiwanych z bezpośrednich pomiarów parametrów biologicznych pacjenta.

W zakresie diagnozowania schorzeń układu krążenia podstawowe znaczenie ma w dalszym ciągu interpretacja sygnału EKG, będącego odzwierciedleniem zjawisk elektrycznych zachodzących w sercu. Dotyczy to zarówno stanów patologicznych jak i badań profilaktycznych. W stanach chorobowych ciągły nadzór parametrów sygnału EKG pozwala w wielu przypadkach dostatecznie wcześnie przewidywać groźne dla życia pacjenta pogorszenie stanu chorobowego, natomiast wprowadzenie badania elektrokardiograficznego do rutynowych badań profilaktycznych niewątpliwie przyczyni się do znacznego ograniczenia skutków chorób układu krążenia. Prawidłowa interpretacja przebiegu EKG wymaga od personelu medycznego wysokich kwalifikacji i sporego doświadczenia, a dodatkowo w warunkach intensywnego nadzoru kilku- lub kilkunastogodzinnej nieprzerwanej obserwacji przebiegu w celu wykrycia istotnych zmian. Te i szereg innych nie mniej istotnych elementów powodują coraz szersze wprowadzenie techniki komputerowej w celu automatyzacji diagnozowania sygnału EKG.

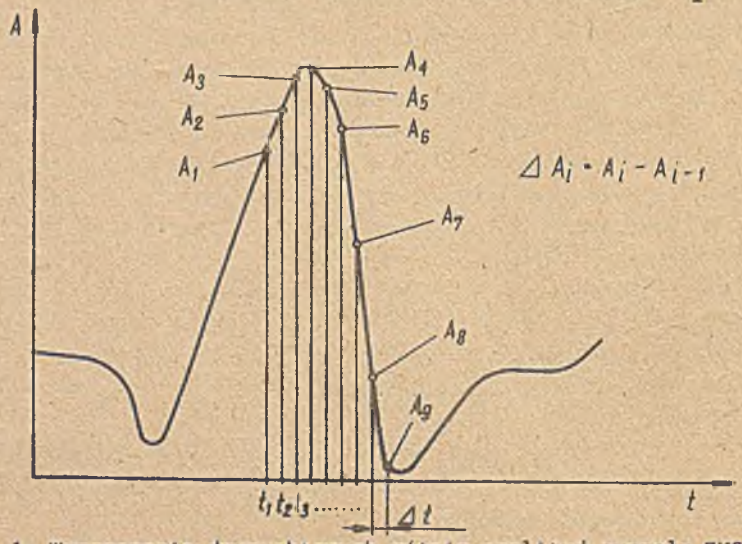
Proces interpretacji sygnału EKG przebiegający w warunkach silnych zakłóceń i artefaktów może być synchronizowany zespołem QRS z reguły najwyraźniejszym fragmentem sygnału EKG.

Niniejsza praca dotyczy niektórych problemów automatycznego wykrywania zespołu QRS w przebiegu EKG oraz obliczenia podstawowych parametrów przebiegu EKG. Zagadnienie to ma istotne znaczenie dla automatycznej, on line interpretacji przebiegu EKG zarówno w warunkach intensywnego nadzoru jak i w systemach badań masowych.

2. Sformułowanie problemu

Dotychczasowe badania sygnału EKG wykazały [3], że zasadnicza część energii widma sygnału leży w paśmie do 35 Hz z zespołem QRS zawierającym się w górnej części tego pasma. Stwierdzono ponadto [4], że pochodna przebiegu przyjmuje największą bezwzględną wartość na opadającym zboczu zespołu QRS. Ta własność przebiegu jest wykorzystywana w szeregu urządzeń dla lokalizacji zespołu QRS w przebiegu EKG. Chodzi mianowicie o wykrycie w przebiegu EKG fragmentu o największym nachyleniu. Najbardziej efektywną do tego celu wydaje się być metoda wielokrotnego różniczkowania [1]. W celu wykrycia opadającego zbocza zespołu QRS w warunkach automatycznej analizy sygnału EKG w czasie rzeczywistym należy okresowo porównywać pochodną przebiegu EKG z pewną ujemną wartością progową k wyznaczoną doświadczalnie a różną dla każdego indywidualnego przebiegu EKG. Przedział czasu, w którym wartość pochodnej jest mniejsza (bardziej ujemna) od przyjętej wartości progowej, może zawierać zespół QRS, a ściślej opadające zbocze tego zespołu.

Zastosowanie techniki cyfrowej pozwala bardziej precyzyjnie określić chwilę wystąpienia zespołu QRS w sygnale EKG, ograniczając jednocześnie wpływ zakłóceń na wynik analizy. Poczynając od pewnej chwili t_1 (rys. 1)



Rys. 1. Wyznaczenie dwupunktowych różnic amplitud sygnału EKG

sygnał EKG jest próbkowany ze stałą częstotliwością (na podstawie [1, 2] można przyjąć częstość próbkowania np. 250 $\left[\frac{1}{s}\right]$ lub 500 $\left[\frac{1}{s}\right]$).Otrzymuje się w ten sposób ciąg wartości amplitud sygnału A_i ($i = 2,3,\ldots,n$). Ponieważ okres próbkowania $t = 2$ ms jest stały, różnice kolejnych wartości amplitud są proporcjonalne do pochodnych sygnału względem czasu.Każda z różnic

$$\Delta A_i = A_i - A_{i-1} \quad (\text{dla } i \geq 2) \tag{1}$$

jest porównywana z wartością progową k, w celu sprawdzenia nierówności

$$\Delta A_k < k \tag{2}$$

Spełnienie tej nierówności pozwala przypuszczać, że może wystąpić zespół QRS. Różnicę spełniającą nierówność będziemy nazywać dalej kandydatem do wystąpienia zespołu QRS [1]. Wykrycie pojedynczego kandydata nie pozwala jeszcze sądzić o wystąpieniu zespołu QRS m.in. dlatego, że zakłócenia występujące w sygnale mogą mieć szybszy przebieg niż sam QRS i tym samym mogą zawierać również pewną liczbę kandydatów. Jedynie określona ilość występujących po sobie kandydatów pozwala zakwalifikować QRS, gdyż szybkie zakłócenie nie trwa dostatecznie długo, aby spełnić ten warunek.

W tak sformułowanym problemie występują dwa zagadnienia:

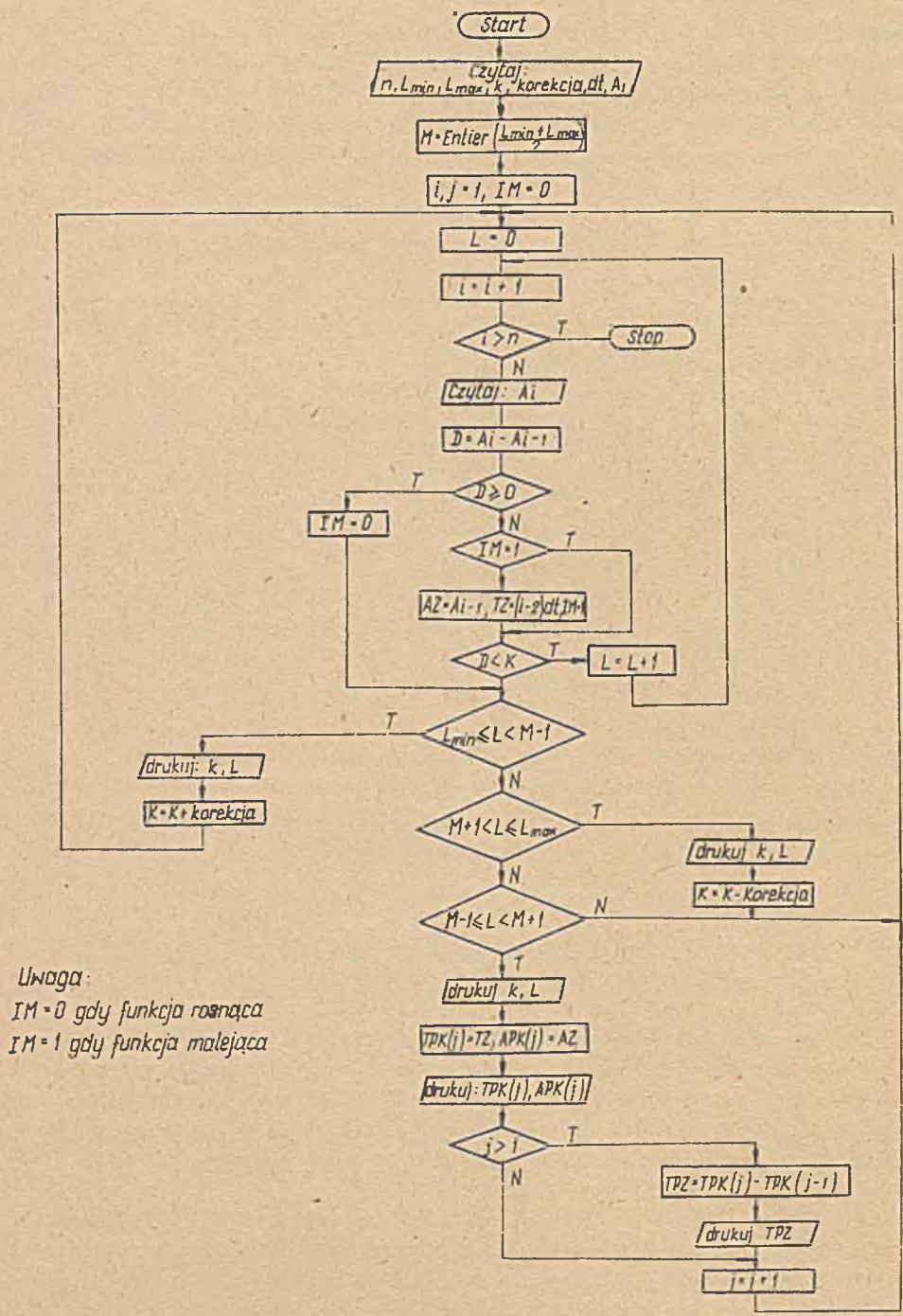
a) określenie wartości progowej k dla nierówności (2),
b) określenie liczby kandydatów wymaganych dla zakwalifikowania zespołu QRS.

Obydwa problemy, a szczególnie pierwszy, powinny być zrealizowane w warunkach pracy on-line w czasie rzeczywistym.

3. Algorytmy umożliwiające wykrycie zespołu QRS i obliczenie niektórych parametrów sygnału EKG

Optymalna ilość kandydatów upoważniająca do zakwalifikowania zespołu QRS musi być kompromisem pomiędzy wartością minimalną pozwalającą na tłumienie artefaktów a maksymalną dopuszczającą wykrycie wąskich załamków QRS. Jak wspomniano, zasadnicza część energii widma sygnału EKG leży w paśmie poniżej 35 Hz, przy czym zespół QRS znajduje się w górnym zakresie tego pasma [1].

Analizując sygnał sinusoidalny o częstotliwości 35 Hz, można zauważyć, że przybliżony czas trwania ujemnego zbocza sygnału wynosi 12 ms, co przy okresie próbkowania 2 ms pozwala wykryć 6 kandydatów występujących jeden po drugim. Przy takim założeniu żaden szybszy przebieg nie zostanie zakwalifikowany jako QRS, gdyż po prostu nie będzie trwał dostatecznie długo.

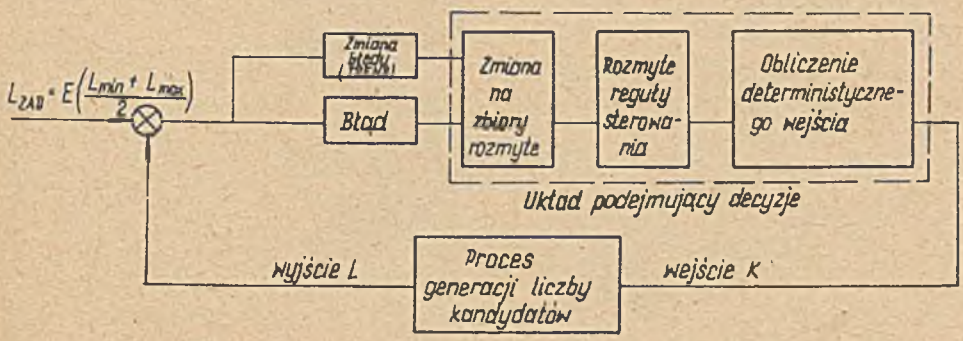


Rys. 2. Schemat blokowy algorytmu według zasady "krok w przód krok w tył"

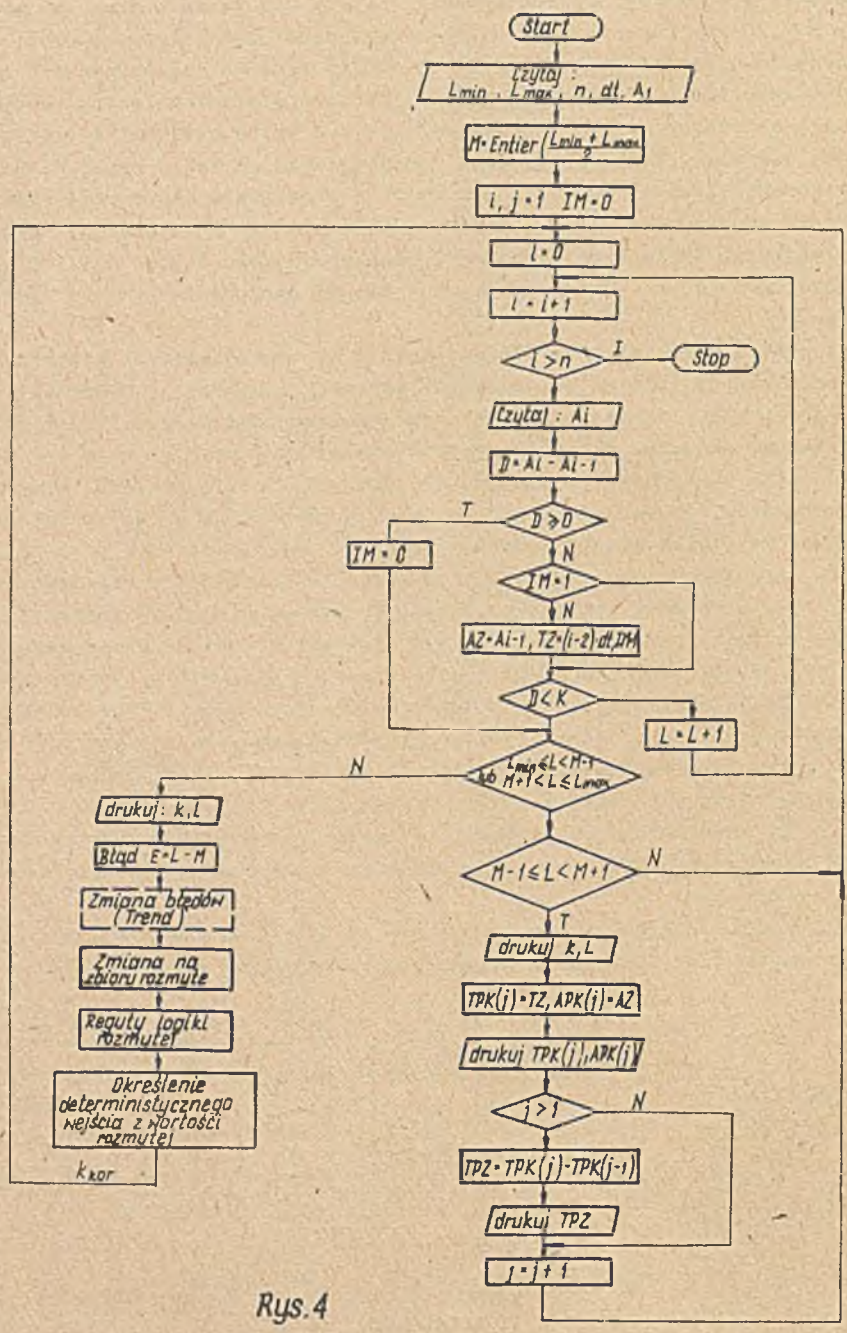
W praktyce większość czasów trwania zespołu QRS zawiera się w przedziale 60-120 ms. Chcąc wykryć najwęższe zespoły QRS należy założyć, że czas trwania ujemnego zbocza wynosi ok. 30 ms (połowa czasu trwania najwęższych zespołów QRS). Pozwala to określić górną granicę liczby kandydatów. Przy założeniu okresu próbkowania $\Delta t = 2$ ms, ta maksymalna liczba wynosi 15. Tak więc liczbę kandydatów występujących po sobie, wymaganą dla zakwalifikowania zespołu QRS, należy przyjąć z przedziału 6÷15, przy założeniu okresu próbkowania $\Delta t = 2$ ms. Optymalne spełnienie kryterium uzyska się, przyjmując wartość zbliżoną do środka przedziału a więc 9÷11. Dla okresu próbkowania $\Delta t = 4$ ms odpowiednie liczby kandydatów będą o połowę mniejsze.

Jest rzeczą oczywistą, że ilość różnic ΔA_i spełniających kryterium (1) jest bezpośrednio zależna od wielkości wartości progowej k. Wybór tej wartości, będący indywidualną cechą każdego przebiegu EKG, ma więc istotny wpływ na poprawność analizy. Określenie odpowiedniej wartości k może być dokonane w drodze autoadaptacji systemu w oparciu o ilość aktualnie wykrywanych kandydatów, np. według algorytmu "krok w przód krok w tył". I tak jeśli wykrywa się tylko 6÷8 kandydatów, należy zwiększyć wartość k o jeden, dla 9÷11 kandydatów pozostawić k bez zmian, a dla 12÷15 zmniejszyć k o jeden. Schemat blokowy takiego algorytmu podano na rys. 2. W schemacie tym korekcja wartości progowej k może być dokonywana ręcznie przez operatora lub automatycznie w programie adaptacyjnym. W ostatnim przypadku procedura ta zajmuje sporą część czasu maszynowego procesora. Chcąc uniknąć strat czasowych i ingerencji operatora, wprowadzimy korekcję wartości k w oparciu o tzw. sterowanie rozmyte [6]. Sterowanie to oparte jest na teorii zbiorów rozmytych zajmujących się opisem pojęć nieprecyzyjnie zdefiniowanych [5]. Wielkością nieprecyzyjnie zdefiniowaną jest w tym przypadku wartość progowa k. Zbiór tych wartości można traktować jako zbiór rozmyty.

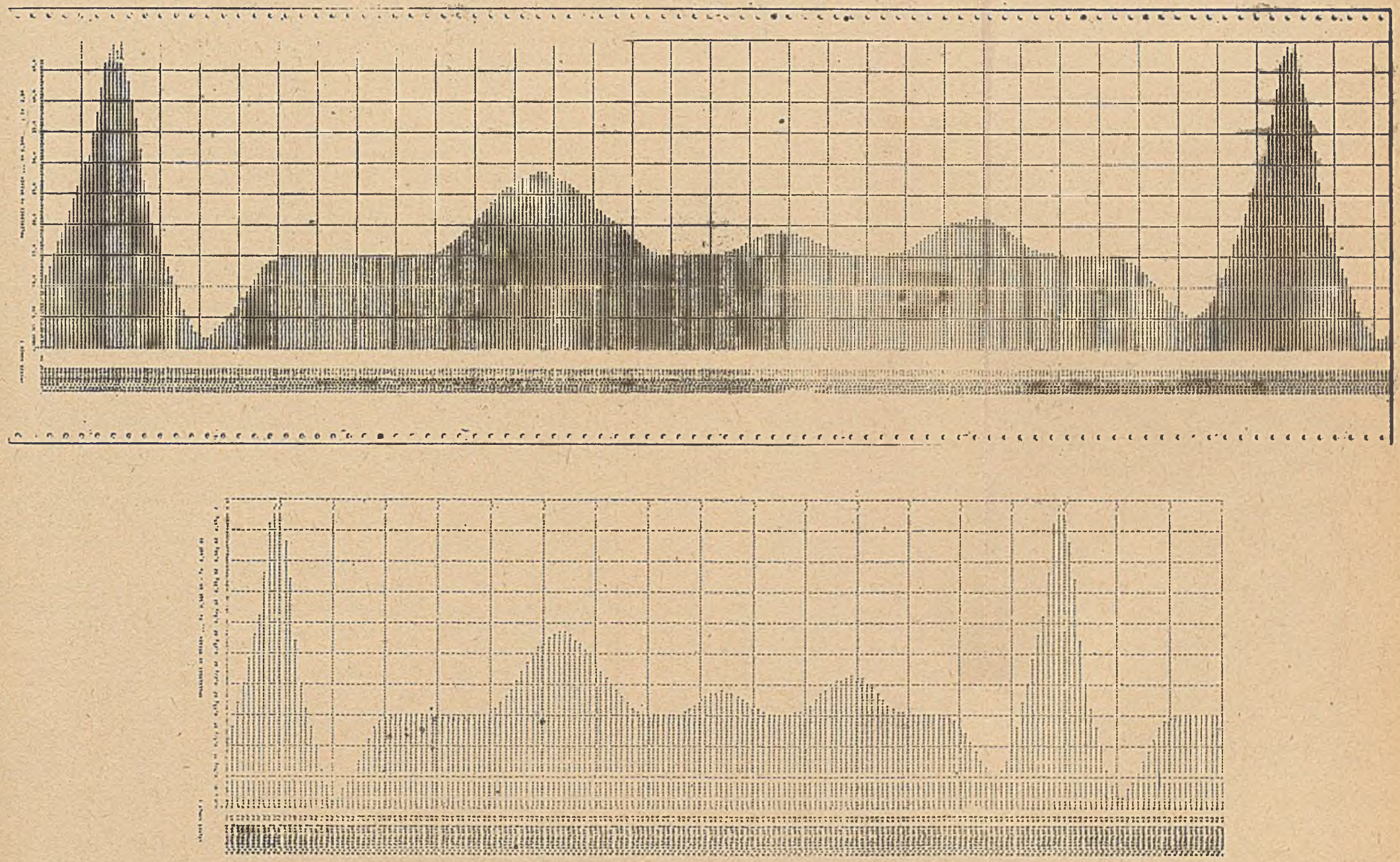
W sterowaniu rozmytym wykorzystuje się strategię stosowaną przez operatora do sterowania złożonym procesem, dla którego zbudowanie modelu nie wy-



Rys. 3. Schemat blokowy układu sterowania rozmytego procesu generacji liczby kandydatów



Rys. 4. Schemat blokowy algorytmu opartego o sterowanie rozmyte



Fot. 1. Komputerowe wykresy sygnału EKG

daje się celowe. W rozpatrywanym przypadku procesem takim jest proces generacji kandydatów (rys. 3). W celu wyznaczenia wielkości k na wejściu do procesu generacji liczby kandydatów wykorzystuje się jedną z podstawowych reguł logiki rozmytej, tj. złożeniową regułę wnioskowania [5]. Można tu wyróżnić cztery etapy działania algorytmu (rys. 3):

1) Obliczenie aktualnego błędu oraz ewentualnej zmiany jego wartości.
2) Zmiana wartości błędu na formy (zbiory) rozmyte.
3) Określenie reguł decyzyjnych przy użyciu złożeniowej reguły wnioskowania.
4) Obliczenie deterministycznej zmiany wielkości sterującej k.

Schemat blokowy algorytmu realizującego te cztery etapy pokazano na rysunku 4. Algorytmy przedstawione na rys. 2 i 4 pozwalają zlokalizować w czasie opadające zbocze zespołu QRS, co daje możliwość synchronizacji analizowanego przebiegu EKG tym zespołem. Proste uzupełnienie tych algorytmów pozwala obliczyć podstawowe parametry przebiegu EKG, takie jak amplitudy poszczególnych załamków, szerokość zespołu QRS itp.

4. Wyniki obliczeń numerycznych

W celu ilustracji powyższych rozważań podano przykład numerycznej analizy odcinka czasowego sygnału EKG zawierającego kilka zespołów QRS, którego fragment przedstawiono na fot. 1. Analizy dokonano dla dwóch okresów próbkowania, tj. $\Delta t = 2$ ms oraz $\Delta t = 4$ ms wyznaczając: czas pojawienia się pierwszego maximum zespołu QRS (czas ten oznaczono TPK) licząc od momentu rozpoczęcia analizy, interwał czasowy R-R (oznaczony TPZ) oraz bezwzględne amplitudy szczytu załamka R (oznaczone APK).

W pierwszym przypadku, tzn. dla okresu próbkowania $\Delta t = 2$ ms, wyznaczenia wyżej wymienionych parametrów sygnału EKG dokonano dla trzech par wielkości, tj. liczby k oraz korekcji:

I

LMIN = 6	LMAX = 15	K = -2.50	KOREKCJA = 1.0
K = -2.5	L = 6		
K = -1.5	L = 10		
TPK = 636.00			APK = 49.000
K = -1.5	L = 10		
TPK = 1236.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			
K = -1.5	L = 10		
TPK = 1836.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			
K = -1.5	L = 10		
TPK = 2436.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			

II

LMIN = 6	LMAX = 15	K = -2.00	KOREKCJA = 0.50
K = -2.0	L = 6		
K = -1.5	L = 10		
TPK = 636.00			APK = 49.000
K = -1.5	L = 10		
TPK = 1236.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			
K = -1.5	L = 10		
TPK = 1836.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			
K = -1.5	L = 10		
TPK = 2436.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			

III

LMIN = 6	LMAX = 15	K = -1,5	KOREKCJA = 1.00
K = -1.5	L = 10		
TPK = 36.00			APK = 49.000
K = -1.5	L = 10		
TPK = 636.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			
K = -1.5	L = 10		
TPK = 1236.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			
K = -1.5	L = 10		
TPK = 1836.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			
K = -1.5	L = 10		
TPK = 2436.00			APK = 49.000
TPZ = 600.00			

W drugim przypadku, tj. dla $\Delta t = 5$ ms, dokonano analizy parametrów przebiegu EKG dla czterech par wielkości k oraz korekcji.

I

LMIN = 2	LMAX = 8	K = -5.00	KOREKCJA = 1.00
K = -5.0	L = 2		
K = -4.0	L = 2		
K = -3.0	L = 4		
TPK = 1236.00		APK = 49.000	
K = -3.0	L = 4		
TPK = 1836.00		APK = 49.000	
TPZ = 600.00			
K = -3.0	L = 4		
TPK = 2436.00		APK = 49.000	
TPZ = 600.00			

II

```
LMIN = 2          LMAX = 8          K = -2.50    KOREKCJA = 1.00

K = -2.5          L = 8
K = -3.5          L = 4
TPK = 636.00                        APK = 49.000
K = -3.5          L = 4
TPK = 1236.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
K = -3.5          L = 5
TPK = 1836.00                       APK = 49.000
ZPZ = 600.00
K = -3.5          L = 4
TPK = 2436.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
```

III

```
LMIN = 2          LMAX = 8          K = -4.00    KOREKCJA = 0.50

K = -4.0          L = 2
K = -3.5          L = 4
TPK = 636.00                        APK = 49.000
K = -3.5          L = 4
TPK = 1236.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
K = -3.5          L = 4
TPK = 1836.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
K = -3.5          L = 4
TPK = 2436.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
```

IV

```
LMIN = 2          LMAX = 8          K = -3.00    KOREKCJA = 0.50

K = -3.5          L = 4
TPK = 36.000                        APK = 49.000
K = -3.0          L = 4
TPK = 636.00                        APK = 49.000
TPZ = 600.00
K = -3.0          L = 4
TPK = 1236.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
K = -3.0          L = 4
TPK = 1836.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
K = -3.0          L = 4
TPK = 2436.00                       APK = 49.000
TPZ = 600.00
```

Wyniki podane powyżej przedstawiono w oryginalnej wersji, jaką otrzymano z maszyny cyfrowej.

Ze względu na fakt, że analizie poddano ten sam sygnał EKG, we wszystkich zestawach wyników wartości określanych parametrów są identyczne, zgodne z wartościami obserwowanymi na fotografii tego przebiegu. Pewne różnice występują w liczbie kroków potrzebnych do osiągnięcia zadowalającej liczby kandydatów. We wszystkich przedstawionych zestawach liczba tych

kroków jest stosunkowo mała i wynosi od 1 do 3. Mała liczba może stanowić o przydatności przedstawionych algorytmów zarówno w intensywnym nadzorze jak i badaniach masowych.

5. Uwagi końcowe

Jednym z zasadniczych problemów automatycznej analizy przebiegu EKG jest poprawne zlokalizowanie w czasie poszczególnych fragmentów przebiegu i eliminacja wszystkich artefaktów. Problem ten może pochłonąć część pracy komputera dokonującego analizy. Tak więc opracowanie efektywnego algorytmu synchronizującego przebieg EKG w czasie ma zasadnicze znaczenie dla jakości analizy. Zaproponowany w pracy algorytm wykrywający najbardziej stromy fragment przebiegu EKG ma możliwość samoadaptacji parametrów sterowania do indywidualnych cech przebiegu. Dzięki zastosowaniu reguł sterowania rozmytego jest możliwe znaczne uproszczenie algorytmu.

LITERATURA

[1] Holsinger W.P., Kempner K.M., Miller M.H.: A QRS Preprocessor Based on Digital Differentiation, IEEE Trans. on Bio-medical Engineering, Vol. BME - 18. nr 3, 1971.

[2] Czogała E., Kaniut P., Pociask M.: Oszacowanie częstotliwości próbkowania sygnału EKG. Zeszyty Naukowe Pol.Śl. seria Automatyka (w druku).

[3] Scher A.M., Young A.C.: Frequency Analysis of the Electrocardiogram. Circ. Res. vol. 8, 1960.

[4] Steinberg C.A., Abraham S., Cacers C.A.: Pattern Recognition in the Clinical Electrocardiogram, IRE Trans. Bio-Med., Electron vol. BME - 9 1962.

[5] Kickert W.J.M., Mamdani E.H.: Analysis of a Fuzzy Logic Controller, Fuzzy Sets and Systems 1, 1978.

О НЕКОТОРОЙ КОНЦЕПЦИИ ЦИФРОВОГО ОБНАРУЖИВАНИЯ ГРУППЫ QRS И РАСЧЁТА НЕКОТОРЫХ ПАРАМЕТРОВ ЗАПИСИ EKG

Р е з ю м е

В работе рассматриваются алгоритмы локализирующие группу QRS по записи EKG совместно с расчётом некоторых её параметров. Алгоритмы базируются на многократном цифровом дефференцировании сигнала EKG. Результаты проиллюстрировано цифровыми примерами.

A CONCEPTION OF COMPUTER DETECTION OF THE QRS COMPLEX
AND CALCULATION OF SOME PARAMETERS OF ECG WAVE

S u m m a r y

The paper treats of the algorithms giving a possibility of location of QRS complex in electrocardiograms and the calculation of some of its parameters. The algorithms utilize the multiple digital differentiation of the ECG signal. The considerations are illustrated with the numerical examples.