



Patent dodatkowy
do patentu nr _____

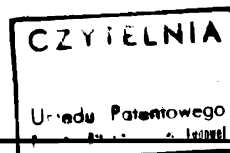
Zgłoszono: 31.05.78 (P. 207229)

Pierwszeństwo _____

Zgłoszenie ogłoszono: 28.01.80

Opis patentowy opublikowano: 30.10.1982

Int. Cl.³
A61B 5/04



Twórca wynalazku: Włodzimierz Malanowski

Uprawniony z patentu: Politechnika Warszawska, Warszawa (Polska)

Sposób oraz urządzenie do wyróżniania wybranego załamka sygnału elektrokardiograficznego

1

Przedmiotem wynalazku jest sposób oraz urządzenie do wyróżniania wybranego załamka sygnału elektrokardiograficznego, zwłaszcza załamka R.

Znane sposoby polegają na analogowym lub cyfrowym wyróżnianiu określonych przebiegów sygnału elektrokardiograficznego. I tak wyróżnianie na drodze analogowej następuje przez filtrację a następnie porównanie odfiltrowanego przebiegu z napięciem wzorcowym co znajduje zastosowanie w kardiomonitorach w komparatorze napięcia.

Znany jest także sposób wyróżniania przez analogowe różniczkowanie sygnału elektrokardiograficznego a następnie porównanie chwilowej wartości napięcia wyróżnionego z napięciem wzorcowym co również jest stosowane w kardiomonitorach i w analizatorach.

Wyróżnianie żądanych przebiegów z sygnału elektrokardiograficznego na drodze cyfrowej polega na analogowo-cyfrowej konwersji tego sygnału a następnie przetworzeniu w elektronicznej maszynie cyfrowej według specjalnego programu.

Przebiegi wyróżnione według opisanych sposobów służą do wyzwalania automatycznej analizy elektrokardiogramu w elektronicznej maszynie cyfrowej lub do sterowania urządzeniami alarmowymi kardiomonitorów w intensywnym nadzorze kardiologicznym.

Niedogodnością wyróżniania na drodze analogowej jest mała dokładność a w przypadku wyróżniania na drodze cyfrowej duży koszt i zasto-

2

sowanie jedynie do komputerowej analizy sygnałów elektrokardiograficznych. Mała dokładność spowodowana jest niedostateczną rozróżnialnością przebiegów o różnym nachyleniu zbocza oraz wahaniem linii izoelektrycznej elektrokardiogramu mającymi wpływ na poziom wyzwalania komparatora. W następstwie tych niedogodności wyzwalanie automatycznej analizy może następować w przypadkowych momentach a elektryczne zakłócenia w sygnale elektrokardiograficznym mogą być interpretowane jako patologiczna zmiana rytmu pracy serca powodując mylne włączenie urządzeń alarmowych.

Istota sposobu według wynalazku polega na tym, że sygnał elektrokardiograficzny po wzmocnieniu przetwarza się na ciąg impulsów, których ilość odpowiada liczbie jednostkowych względnych przyrostów napięcia tego sygnału korzystnie tylko w jednym kierunku oraz na ciąg impulsów oznaczających zmianę znaku tych przyrostów. Następnie z ciągu impulsów określających liczbę jednostkowych względnych przyrostów napięcia wybiera się impulsy o częstotliwości powtarzania zawartej w ściśle zadanych granicach, które z kolei podlegają zliczaniu, przy czym zmiana znaku przyrostu sygnału na przeciwny powoduje, że następny pomiar liczby impulsów rozpoczyna się od zera. Zliczenie odpowiedniej liczby tak wyróżnionych impulsów jest równoznaczne z wyróż-

nieniem załamka o określonym nachyleniu zbocza i określonej amplitudzie.

Urządzenie według wynalazku zawiera dołączone poprzez kondensator do wyjścia wzmacniacza dwa komparatory napięcia porównujące napięcie na kondensatorze z doprowadzonymi do ich drugich wejść napięciami odniesienia o przeciwnych znakach. Wyjścia komparatorów połączone są z dwoma wejściami przerzutnika dwustabilnego sterującego bazę tranzystora dołączonego za pośrednictwem diody do obu wejść komparatorów stanowiąc jeden układ rozładowania kondensatora. Równoległe wyjście jednego z komparatorów połączone jest z wejściem multiwibratora monostabilnego oraz z wejściem dyskryminatora częstotliwości, którego wyjście jest połączone z licznikiem zerowanym przez jedno z wyjść przerzutnika dwustabilnego. Multiwibrator monostabilny steruje bazę tranzystora włączonego między masę a wejścia obu komparatorów stanowiąc drugi układ rozładowania kondensatora.

Rozwiązanie według wynalazku zapewnia wyróżnienie zbocza sygnału elektrokardiograficznego o żądanym nachyleniu i żądanej amplitudzie niezależnie od bezwzględnej wartości napięcia tego sygnału. Jest to możliwe wskutek zależności liczby impulsów uzyskanych w wyniku przetworzenia sygnału od względnych przyrostów jego napięcia a nie od jego bezwzględnej wartości co po wybraniu impulsów o określonej częstotliwości powtarzania pozwala wyróżnić sygnał o żądanym nachyleniu zbocza, zaś zliczenie tych impulsów umożliwia dokładny pomiar przyrostu napięcia sygnału względem napięcia, przy którym nastąpiła zmiana znaku przyrostu. Zakłócenia o częstotliwości sieci zasilającej są po przetworzeniu na ciąg impulsów ignorowane ze względu na to, że częstotliwość powtarzania tych impulsów jest większa od dopuszczalnej. To samo dotyczy zakłóceń spowodowanych złym kontaktowaniem elektrod. Niepożądane składowe występujące w sygnale elektrokardiograficznym są pomijalne ze względu na inną od żądanej liczbę i częstotliwość wytworzonych impulsów. Wahanía linii izoelektrycznej sygnału elektrokardiograficznego również nie wpływają na dokładność analizy, gdyż mierzone są przyrosty napięcia sygnału względem napięcia, przy którym nastąpiła zmiana znaku tego przyrostu, zamiast pomiaru tych przyrostów względem stałego poziomu odniesienia, na przykład zera.

Zaletą rozwiązania według wynalazku jest uzyskanie dokładnego cyfrowego wyróżnienia żadanego załamka sygnału elektrokardiograficznego bez konieczności stosowania elektronicznej maszyny cyfrowej i specjalnego oprogramowania.

Przedmiot wynalazku uwidoczniiony jest w przykładzie wykonania na rysunku, którego fig. 1 ilustruje istotę sposobu i tak fig. 1a przedstawia sygnał elektrokardiograficzny gdzie ΔU jest miarą przyrostu napięcia, któremu odpowiada wytworzenie jednego impulsu, fig. 1b ciąg impulsów odpowiadający przyrostom napięcia tego sygnału dla dodatniego kierunku, fig. 1c wyróżnione impulsy o częstotliwości powtarzania zawartej w ściśle zadanych granicach podlegające zliczaniu, fig. 1d

impulsy zerujące licznik pojawiające się przy zmianie znaku przyrostu sygnału elektrokardiograficznego, fig. 1e sygnał na wyjściu układu zliczającego informujący o wyróżnieniu żadanego załamka a fig. 2 schemat ideowy urządzenia.

Sygnał elektrokardiograficzny uzyskany z elektrod umieszczonych na ciele pacjenta podlega wzmocnieniu we wzmacniaczu i ładuje kondensator C połączony z konwerterem 1 składającym się z dwóch komparatorów napięcia 2, 3, przerzutnika dwustabilnego 4, multiwibratora monostabilnego 5 i tranzystorów T_1 , T_2 służących rozładowaniu kondensatora C. Komparatory 2, 3 porównują napięcie na kondensatorze C, z napięciami odniesienia U_N o przeciwnych znakach doprowadzonymi do ich drugich wejść. Wyjścia komparatorów 2, 3 połączone są z dwoma wejściami przerzutnika dwustabilnego 4 sterującego układ rozładowania 6 kondensatora C złożony z tranzystora T_1 o emiterze połączonym z masą i dołączonej do jego kolektora diody D włączonej pomiędzy kondensator C a oba wejścia komparatorów 2, 3. Wyjście jednego z komparatorów 3 połączone jest z wejściem multiwibratora monostabilnego 5 sterującego tranzystor T_2 o emiterze połączonym z masą a kolektorze włączonym pomiędzy kondensator C i wejścia obu komparatorów 2, 3. W konwerterze 1 następuje przekształcenie przyrostów napięcia sygnału elektrokardiograficznego na jeden ciąg impulsów, zaś zmianę znaku tych przyrostów na drugi ciąg impulsów. Ciąg impulsów z konwertera 1 odpowiadających przyrostom napięcia sygnału elektrokardiograficznego doprowadzony jest do wejścia dyskryminatora częstotliwości 7. Dyskryminator 7 wyróżnia impulsy o określonej częstotliwości powtarzania, które następnie są zliczane w liczniku 8, przy czym drugi ciąg impulsów z konwertera 1 odpowiadających zmianom znaku przyrostu napięcia sygnału elektrokardiograficznego doprowadzony jest do wejścia zerującego licznika 8. Wskutek tego przekroczenie liczby impulsów odpowiadające pojawieniu się sygnału elektrokardiograficznego o określonym nachyleniu zbocza i określonej amplitudzie jest sygnalizowane na wyjściu licznika 8.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób wyróżniania wybranego załamka sygnału elektrokardiograficznego uzyskanego z elektrod umieszczonych na ciele pacjenta, **znamienny tym**, że sygnał ten po wzmocnieniu przetwarza się na ciąg impulsów, których ilość odpowiada liczbie jednostkowych względnych przyrostów napięcia tego sygnału korzystnie tylko w jednym kierunku oraz na ciąg impulsów oznaczających zmianę znaku tych przyrostów a następnie z ciągu impulsów określających liczbę jednostkowych względnych przyrostów napięcia wybiera się impulsy o częstotliwości powtarzania zawartej w ściśle zadanych granicach, które z kolei podlegają zliczaniu, przy czym zmiana znaku przyrostu sygnału na przeciwny powoduje, że następny pomiar liczby impulsów rozpoczyna się od zera i zliczenie odpowiedniej liczby tak wyróżnionych impulsów jest równo-

znaczne z wyróżnieniem załamka o określonym nachyleniu zbocza i określonej amplitudzie.

2. Urządzenie do wyróżniania wybranego załamka sygnału elektrokardiograficznego uzyskane-
go z elektrod umieszczonych na ciele pacjenta i wzmacnionego we wzmacniaczu, **znamiennie tym**, że jest wyposażone w dołączone poprzez kondensator (C) do wyjścia wzmacniacza dwa kompara-
tory napięcia (2, 3) porównujące napięcie na kon-
densatorze (C) z doprowadzonymi do ich drugich
wejść napięciami odniesienia (U_N) o przeciwnych
znakach, których wyjścia połączone są z dwoma
wejściami przerzutnika dwustabilnego (4) sterują-

cego bazę tranzystora (T_1) dołączonego za pośred-
nictwem diody (D) do obu wejść komparatorów
(2, 3) stanowiącego jeden układ rozładowania (6)
kondensatora (C) przy czym wyjście jednego
z komparatorów (3) połączone jest także z wejś-
ciem multiwibratora monostabilnego (5) sterują-
cego bazę tranzystora (T_2) włączonego między
masę a wejścia obu komparatorów (2, 3) będącego
drugim układem rozładowania kondensatora (C)
oraz wyjście tego komparatora (3) połączone jest
również z wejściem dyskryminatora częstotliwości
(7), którego wyjście jest połączone z licznikiem (8)
zerowanym przez jedno z wyjść przerzutnika dwu-
stabilnego (4).

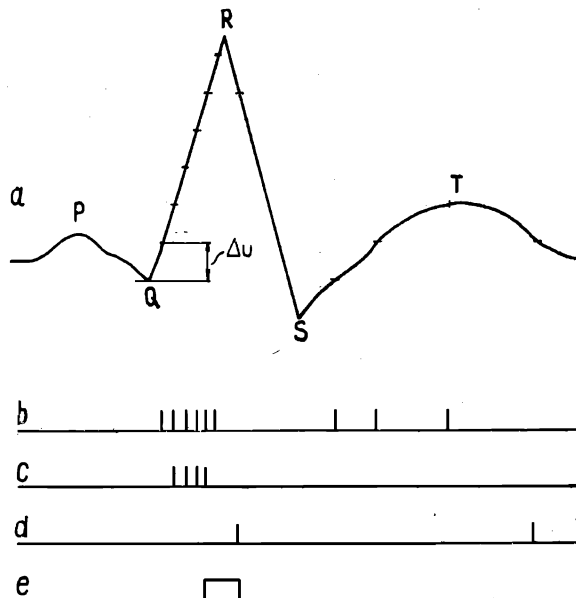


Fig.1

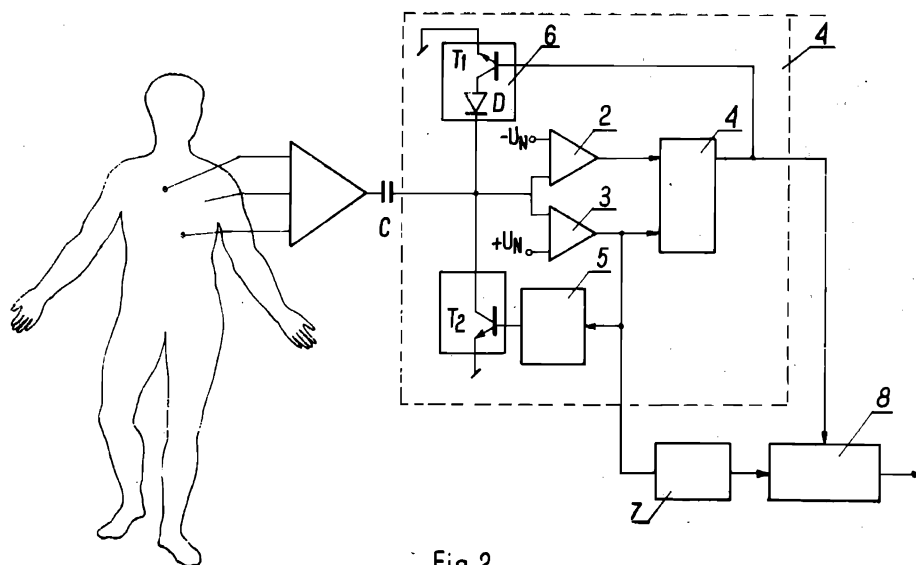


Fig.2