ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ 1971

Seria: AUTOMATYKA z. 18 Nr kol. 303

MARCIN BRODZIAK, ANDRZEJ BRODZIAK

Katedra Kompleksowych Systemów Sterowania
III Klinika Chorób Wewnętrznych Śląskiej Akademii Medycznej

PRZYDATNOŚĆ ELEKTRONICZNYCH MASZYN HYBRYDOWYCH DO NADZORU CHORYCH ZE ZŁOŻONYMI ZABURZENIAMI RYTMU SERCA

Streszczenie. Artykuł dotyczy wykorzystania maszyn analogowo-iteracyjnych w kardiologii, a ściślej do nadzorowania chorych na oddziałach intensywnej opieki.

W pracy przedstawiono układ, który na podstawie sygnału EKG umożliwia w oparciu o tę technikę rozróżnienie skutecznych od nieskutecznych pobudzeń serca impulsami z rozrusznika. Opisano zasadę działania układu określającego średnią częstość skurczów serca, którą określa się z dowolnej ilości okresów wstecz. Podano metodę formalnego opisu działania dwóch kaskad pamięci analogowej. Dowolność modelowania układu wyliczającego średnią częstość skurczów serca wykorzystano do automatycznego rozpoznawania pewnych arytmii serca.

1. Wstęp

Obecnie w kraju rozważa się celowość podjęcia produkcji maszyn hybrydowych, analogowo-cyfrowych. W związku z tym postanowiliśmy przedstawić w niniejszej pracy ich przydatność na polu medycyny, a ściślej w nadzorowaniu ciężko chorych. Omówimy tu jedno z licznych możliwych zastosowań maszyn hybrydowych w tym zakresie.

W chwili obecnej aparatura monitorująca w sposób ciągły krzywą elektrokardiograficzną chorych zalicza się do podstawowego wyposażenia oddziałów kardiologicznych i innych oddziałów intensywnej opieki. Aparatura ta składa się z wzmacniacza prądów bioelektrycznych serca, oscyloskopu, na którym uwidacznia się wzmocniony sygnał elektrokardiograficzny oraz z układu mierzącego średnią częstość cyklicznych zmian po-

tencjału elektrycznego serca. Średnia ta jest określana z kilku ostatnich cykli. Prócz tego aparatura ta umożliwia w pewnym zakresie automatyczny nadzór nad chorym. Mianowicie zawiera ona na ogół układ włączający alarm dźwiękowy lub świetlny w przypadku przekroczenia zadanej minimalnej bądź maksymalnej częstości tętna, bądź częstości pobudzeń elektrycznych.

Codzienna praktyka na oddziałach intensywnej opieki wykazuje jednak, że zachodzą sytuacje gdzie taki prosty układ nadzorujący jest niewystarczający dla automatycznego nadzoru rytmu serca. Są również sytuacje, w których układ ten nie jest w stanie nadzorować nawet tak podstawowego parametru jakim jest częstość pobudzeń.

Ta ostatnia sytuacja zachodzi w przypadku monitorowania chorych z blokiem przedsionkowo-komorowym III° (niska częstość akcji serca), którym wszczepiono sztuczny rozrusznik serca. W takim przypadku niejednokrotnie zdarza się, że impulsy generowane przez rozrusznik serca są nieskuteczne, co oznacza brak pobudzeń serca, a zatem brak skurczów serca. Stosowana obecnie aparatura nadzorująca nie odróżnia jednakże nieskutecznych bodźców z rozrusznika od bodźców skutecznych bądź bodźców własnych serca. Do kardiokontroli tego przypadku stanów chorobowych stosuje się pomiary innych parametrów, np. tętno kapilarne (cykliczne przepływy krwi przez naczynia na obwodzie) zapisane przez odbiciowo, fotokomórkę umieszczoną na końcu palca.

Można jednak tę trudność rozwiązać sposobem elektronicznym przez zastosowanie odpowiedniego układu analogowo-cyfrowego, który będzie rozróżniał nieskuteczne pobudzenia z rozrusznika od pobudzeń skutecznych bądź pobudzeń własnych serca.

Innym przykładem, kiedy to odpowiednio dostosowany układ elektroniczny mógłby lepiej nadzorować rytm serca chorego, jest sytuacja, gdy monitorujemy chorego z ekstrasystolią, u którego istnieje niebezpieczeństwo nasilenia się jej (salwy ekstrasystolii). Jeśli układ elektroniczny odróżniałby ekstrasystole od pobudzeń normalnych, mógłby on alarmować lekarza w przypadku zwiększenia się średniej ilości ekstrasystolii.

Jeszcze innym przykładem jest okresowo nasilający się blok przedsionkowo-komorowy. W tej sytuacji przydatny byłby układ alarmujący lekarza nie tylko w wypadku spadku częstości tętna poniżej wartości zadanej, lecz już w chwili przejścia bloku I^{o} w blok II°, bądź w momencie zwiększenia się średniej ilości bodźców nieprzewodzonych.

Nierozsądnym byłoby jednak postulować, aby medyczna aparatura nadzorująca posiadała dużą ilość takich sztywno skonstruowanych układów elektronicznych, które należałoby włączać w zależności od sytuacji. Dalszy postęp w doskonaleniu aparatury monitorującej i nadzorującej ciężko - chorych leży raczej w układach elektronicznych dających się dowolnie zaprogramować w zależności od wymogów chwili. Innymi słowy widzimy go w wykorzystaniu elektronicznych maszyn hybradowych, analogowo-cyfrowych.

W pracy przedstawiamy układ rozpoznający kilka z omówionych wyżej sytuacji, a który ponadto cechuje się tym, że składa się wyłącznie z podstawowych elementów małej maszyny analogowej mogącej pracować w sposób iteracyjny. Ponieważ praca jest poświęcona głównie technicznej stronie zagadnienia, doświadczenia wykonano na zamodelowanym sygnale EKG.

2. Opis układu

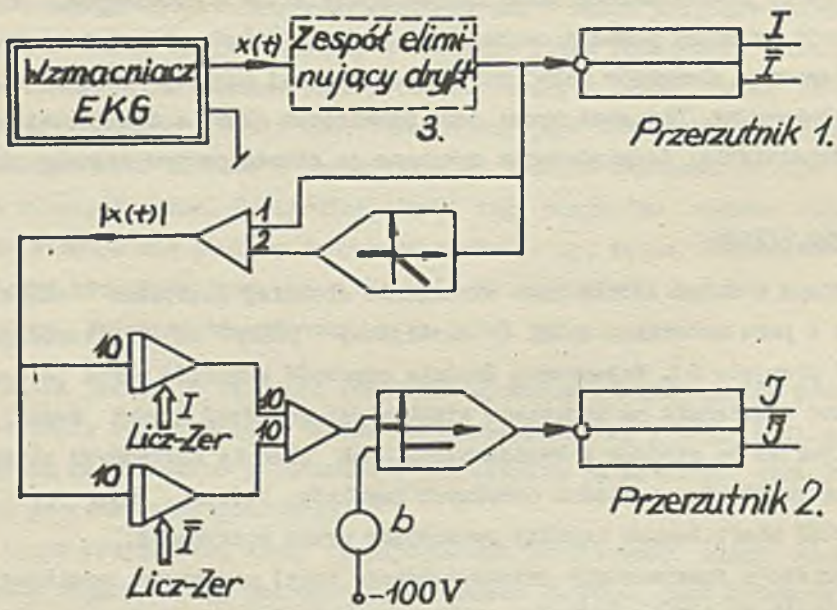
Jednym z zadań układu jest określanie średniej częstości skurczów serca z paru ostatnich cykli (w niniejszej pracy za wystarczającą ilość przyjęto 8). Wskazywana średnia częstość skurczów serca jest wyliczana w układzie na podstawie efektywnych pobudzeń mięśni serca, a nie, jak to ma miejsce w kardiokontrolerach obecnie dostępnych na rynku, na podstawie częstości dowolnych impulsów, którymi mogą być na przykład nieskuteczne impulsy generowane przez rozrusznik.

Ponadto z zastosowania przedstawionego tutaj przyrządu monitorującego wynikają dalsze korzyści, które przedstawimy w końcowej części pracy.

Układ, a dokładniej odpowiednio zaprogramowana maszyna analogowo-iteracyjna składa się z części wypracowującej sygnały sterujące I i J, którą przedstawiliśmy na rys. 1, układu sterowania pracą iteracyjną po-

szczególnych wzmacniaczy operacyjnych oraz właściwej części układu, wyliczającej średnią arytmetyczną z czasów trwania ośmiu ostatnich cykli.

W skład pierwszej części układu wchodzą dwa przerzutniki, z których pierwszy ma nastawiany dodatni próg zadziałania, nieliniowy element wypracowujący moduł sygnału wejściowego oraz dwa integratory pracujące w sposób iteracyjny w stanach liczenie-zerowanie. W szereg z układem włączony jest zespół 3 eliminujący dryft zera sygnału EKG, który przedstawiono w pracy [1]. Ten ostatni również zrealizowany jest na typowych elementach maszyn analogowo-iteracyjnych. Dla zapewnienia dużej dokładności wyzwalania przeskoku przerzutnika 2 w układzie zastosowano komparator o nastawianym progu zadziałania przy pomocy potencjometru "b". Współczynnik wzmocnienia potencjometru "b" ma decydujący wpływ na działanie układu i musi być tak dobrany, aby:



Rys. 1. Część układu wypracowująca sygnały sterujące I oraz J

$$100 \cdot \int_{0}^{0,5s} \frac{|x(t)|}{1000} dt > 100 \cdot b[V] \qquad (1)$$

przy zaistniałym skurczu serca oraz

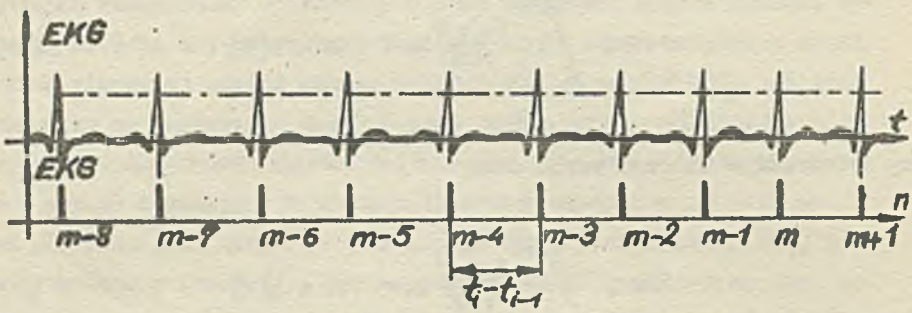
$$100 \cdot \int_{0}^{0,5s} \frac{|x(t)|}{1000} dt < 100 \cdot b[V] \qquad (2)$$

przy braku zespołu QRS, gdzie $x(t)$ jest wzmocnionym sygnałem elektrokardiograficznym wyrażonym w [mV]. Zatem działanie układu opiera się o istniejącą różnicę powierzchni pól pod sygnałem EKG za okres jednego cyklu przy skutecznym pobudzeniu serca (większa powierzchnia impulsu - zespołu załamków QRS) oraz nieskutecznym pobudzeniu (mała powierzchnia impulsu). Uzyskany w ten sposób sygnał J jest sygnałem prostokątnym o takcie zmian odpowiadającym zespołom QRS nadzorowanego chorego, natomiast sygnał I jest sygnałem prostokątnym o częstości zmian równej częstości impulsów generowanych przez rozrusznik.

W uwagach dotyczących układu sterującego pracą iteracyjną poszczególnych wzmacniaczy operacyjnych ograniczymy się do podania jedynie, że element "pamiętający" w stosowanej przez nas maszynie iteracyjnej wysterowywany sygnałem logicznym "1" pracuje w stanie "śledzenia", zaś sygnałem "0" - w stanie "pamiętania", natomiast integrator przy sygnale sterującym J = "1" jest wprowadzany w stan liczenia, zaś przy sygnale sterującym równym "0" - w stan "zerowania".

Część układu wyliczająca średni rytm serca niemal wyłącznie składa się z elementów pracujących w sposób iteracyjny i sterowanych poprzednio uzyskanym sygnałem J. Jedynym wzmacniaczem operacyjnym działającym przy niezmiennym stanie pracy jest końcowy sumator, na wyjściu którego otrzymujemy sygnał:

$$X(t) = \frac{1}{8} \sum_{i=m-7}^{i=m} (t_i - t_{i-1}) \cdot k \cdot a \cdot 100 \, [V], \qquad (3)$$



Rys. 2b. Przykładowy sposób opisania sygnału EKG. Kolejnym momentom t_1, t_2, ..., w których występuje załamek R przyporządkowujemy odpowiednio punkty 1, 2, ... na osi czasu n tak, jak pokazano to na rysunku. Pozwoli to na wprowadzenie "różnicowego" zapisu poszczególnych sygnałów występujących w układzie. Należy jednak pamiętać, że kolejne przyrosty o jednostkę zmiennej n, wprowadzonej zamiast zmiennej t, nie odpowiadają stałemu interwałowi czasu, lecz są równe czasom trwania kolejnych cykli sygnału EKG

gdzie:

t_i - kolejne momenty wystąpienia zespołów QRS (rys. 2b),

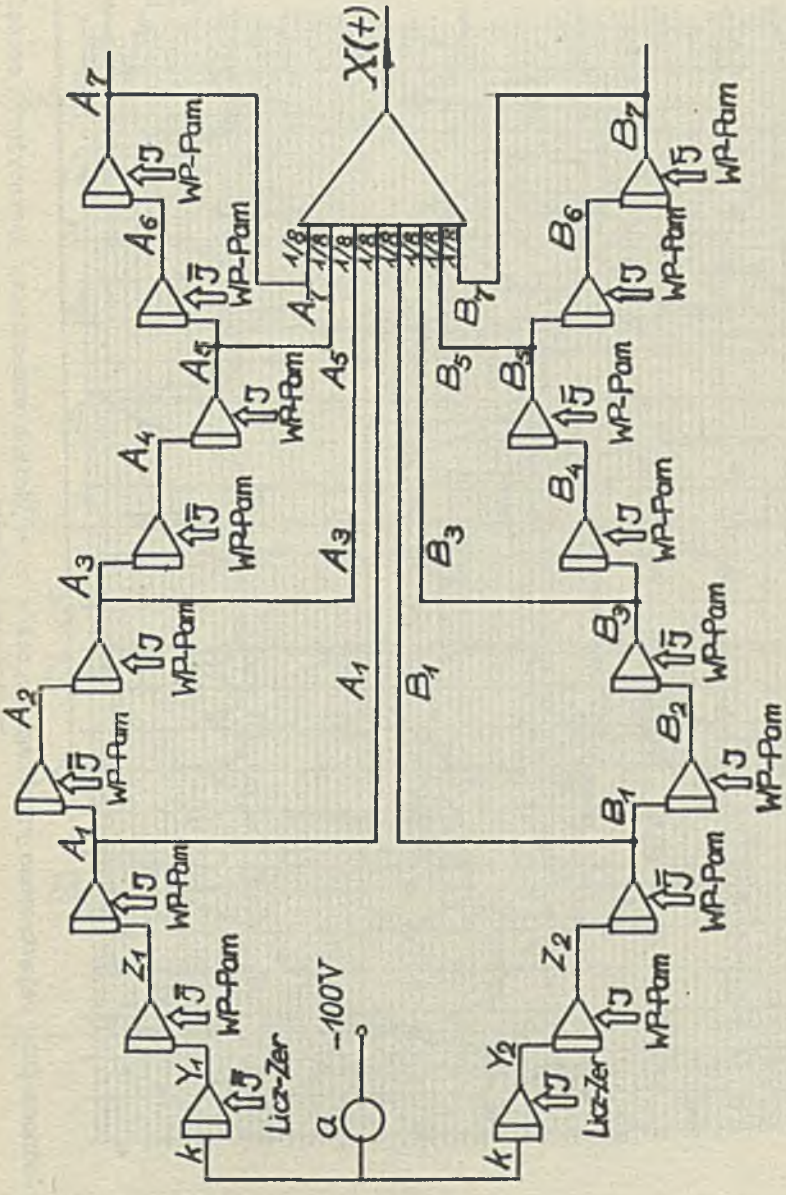
$t_m = t_i$ takiemu, że $t - t_m = \min_i |t - t_i|$ i $t_m \leqslant t$ dla i=1, 2,...

a - współczynnik wzmocnienia potencjometru,

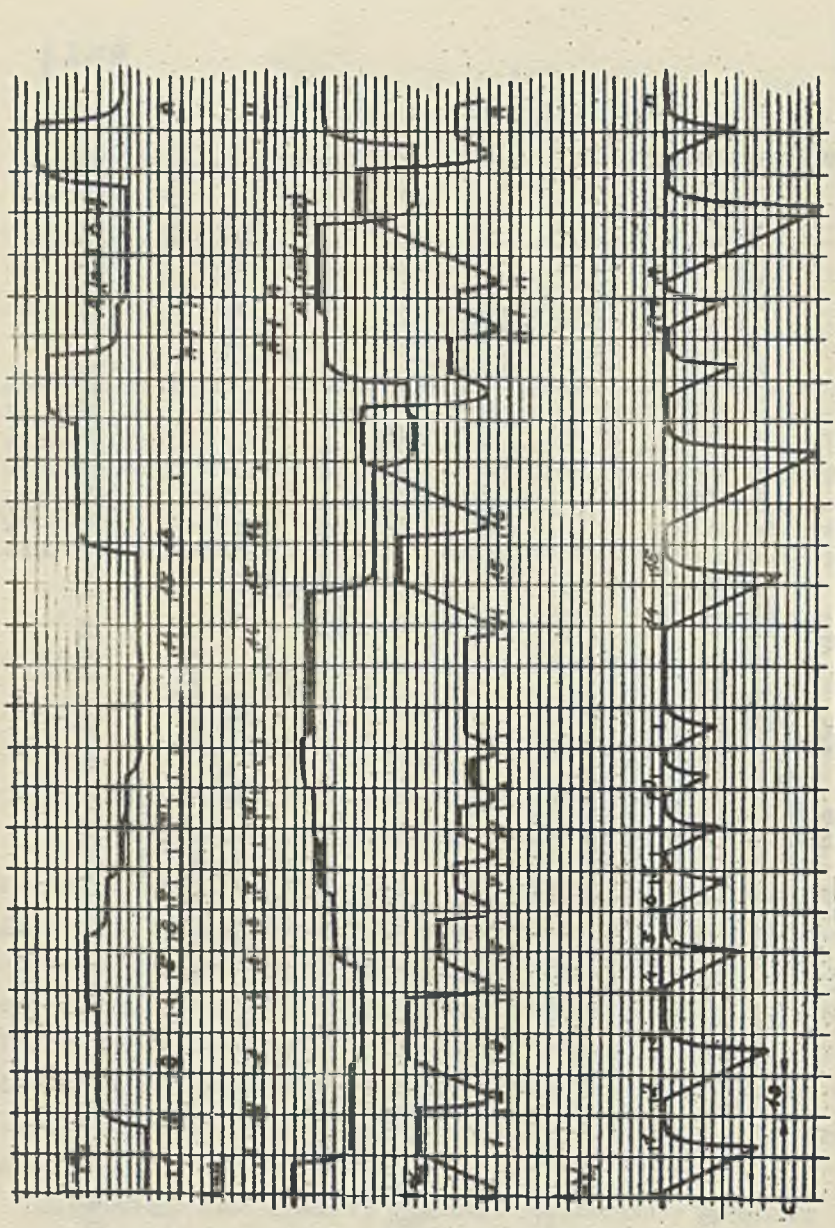
k - wzmocnienie integratora wyrażone w [1/s].

Pozostałe wzmacniacze tej części układu to elementy "śledząco-trzymające" oraz dwa integratory, które pracują na przemian w stanach liczenie-zerowanie i zerowanie-liczenie. Nastawa potencjometru "a" musi być odpowiednio dobrana do zakresu pracy maszyny oraz częstotliwości sygnału J. Przykładowo, jeśli kontrolowane tętno waha się w granicach 40 do 100 [cykli/min], to współczynnik wzmocnienia potencjometru a = 0,833 zapewnia wykorzystanie pełnej jednostki maszynowej 100 [V] przy k = = 1 [1/s].

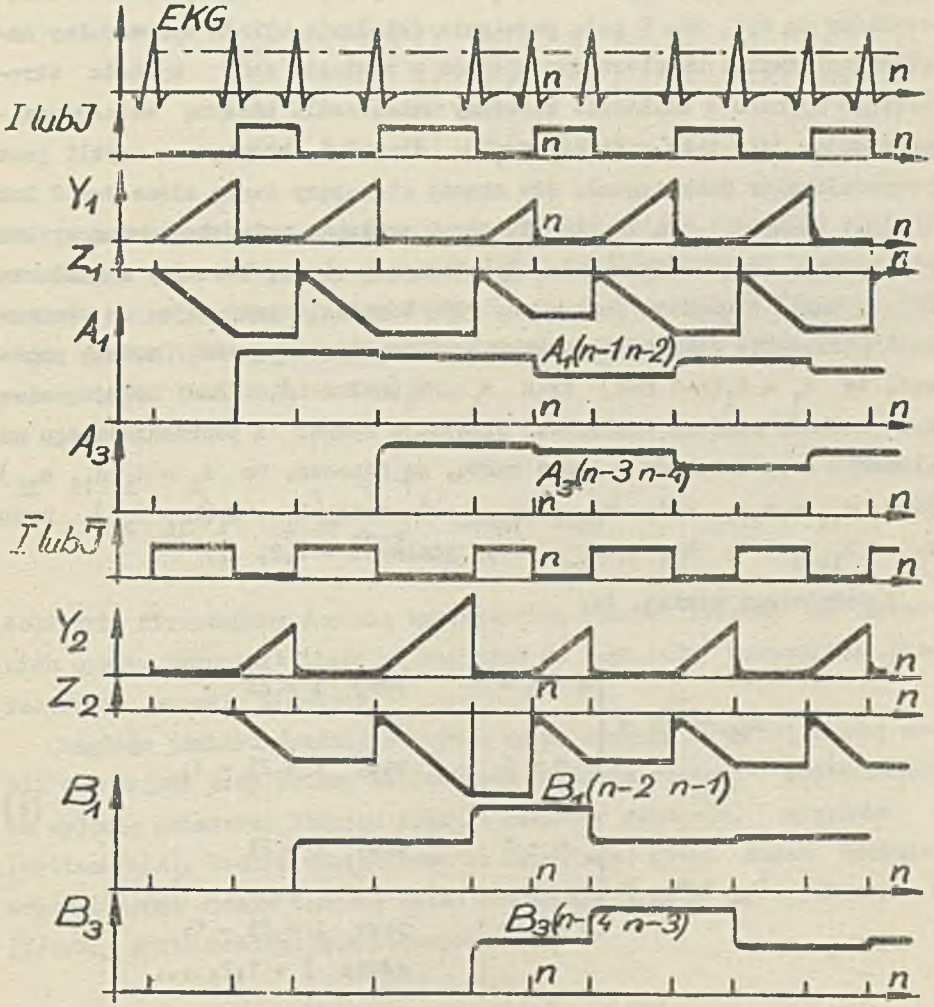
Integratory oraz elementy "śledząco-trzymające" połączone są szeregowo tworząc dwie kaskady pamięci analogowej, których schemat maszynowy przedstawiliśmy na rys. 2a. Działanie kaskad mogą zilustrować przebiegi w poszczególnych punktach układu, które przedstawiliśmy na



Rys. 2a. Część układu wyliczająca średni okres rytmu serca z ośmiu ostatnich cykli



Rys. 2c. Jednocześnie rejestrowane przebiegi sygnałów na wyjściach wzmacniaczy operacyjnych części pamiętającej układu



Rys. 3. Przebiegi poszczególnych sygnałów A_i oraz B_i w części układu wyliczającej średnią częstość tętna

rys. 3 oraz ciąg jednocześnie rejestrowanych przebiegów, które załączyliśmy na rys. 2c. W celu omówienia działania układu wprowadzimy następujący zapis: na pierwszym miejscu w nawiasie obok symbolu określonego sygnału w kaskadzie będziemy umieszczali zmienną wskazującą - przyjmując jako n-ty cykl bieżący-do długości którego z cykli jest proporcjonalny dany sygnał, gdy sygnał sterujący danym elementem J lub $\bar{J}$ jest równy "1". Na drugim miejscu w nawiasie umieścimy zmienną, której wartość będzie wskazywała odpowiadający okres, lecz gdy sygnał sterujący danym elementem jest równy "0". Wówczas, pamiętając o warunkach sterowania poszczególnych wzmacniaczy operacyjnych, możemy napisać, że $A_1 = A_1(n-1\ n-2)$ oraz $B_1 = B_1(n-2\ n-1)$. Każdy kolejny element kaskady pamięci analogowej przejmuje sygnał z poprzedzającego go elementu z opóźnieniem jednego taktu, co oznacza, że $A_i = A_i(a_{1i}\ a_{2i})$ przy $a_{1i} = a_{2i-1} - 1$, $a_{2i} = a_{1i-1} - 1$ oraz $B_i = B_i(b_{1i}\ b_{2i})$ przy $b_{2i} = b_{1i-1} - 1$, $b_{1i} = b_{2i-1} - 1$, gdzie $i = 1,2, \ldots$

Z powyższego wynika, że:

$$b_{2i} = a_{1i} = \begin{cases} n - i - 1 & \text{przy } i = 2l \\ n - i & \text{przy } i = 2l - 1, \end{cases}$$

$$b_{1i} = a_{2i} = \begin{cases} n - i & \text{przy } i = 2l \\ n - i - 1 & \text{przy } i = 2l - 1, \end{cases} \quad \text{gdzie } l = 1,2, \ldots \tag{4}$$

Zatem możemy poszczególne sygnały kaskady pamięci analogowej rozpatrywanego układu opisać w następujący sposób:

$$\begin{array}{ll} A_1(n-1\ \ n-2) & B_1(n-2\ \ n-1) \\ A_2(n-3\ \ n-2) & B_2(n-2\ \ n-3) \\ A_3(n-3\ \ n-4) & B_3(n-4\ \ n-3) \end{array} \tag{5}$$

$$\begin{array}{ll} A_4(n-5 \quad n-4) & B_4(n-4 \quad n-5) \\ A_5(n-5 \quad n-6) & B_5(n-6 \quad n-5) \\ A_6(n-7 \quad n-6) & B_6(n-6 \quad n-7) \\ A_7(n-7 \quad n-8) & B_7(n-8 \quad n-7) \end{array} \tag{5}$$

Powyższy zapis w łatwy sposób pozwala ustalić, które sygnały należy zsumować w celu otrzymania danej średniej, jeśli zauważymy, że bez względu na to czy sygnał sterujący J przyjmuje wartość "1" czy "0" każdy z uwzględnianych cykli musi mieć w poszukiwanej sumie swoją reprezentację. Realizując zatem sumę:

$$\frac{1}{2m} \sum_{i=1}^{m} (A_{2i-1} + B_{2i-1}) \tag{6}$$

dokładnie otrzymujemy średnią arytmetyczną czasów trwania 2m ostatnich cykli. Natomiast ilość potrzebnych do tego celu wzmacniaczy operacyjnych wynosi 2(m-1)+5.

Ciągłego pomiaru średniego okresu rytmu serca z dowolnej ilości cykli dokonujemy przy pomocy woltomierza napięcia stałego podłączonego na wyjście sumatora. Wówczas średnia częstość skurczów, wyrażona w [cyklach/min], będzie uzależniona od określanej przez układ średniej arytmetycznej czasów trwania kilku ostatnich okresów i wyrażonej w [V/cykl] przez następującą relację:

$$C \left[\frac{\text{cykli}}{\text{min}}\right] = \frac{a \cdot k \cdot 100 \cdot 60}{X} \tag{7}$$

Powyższa relacja posłuży nam bezpośrednio do wyskalowania woltomierza, wskazującego średnie tętno chorego, w [cyklach/min].

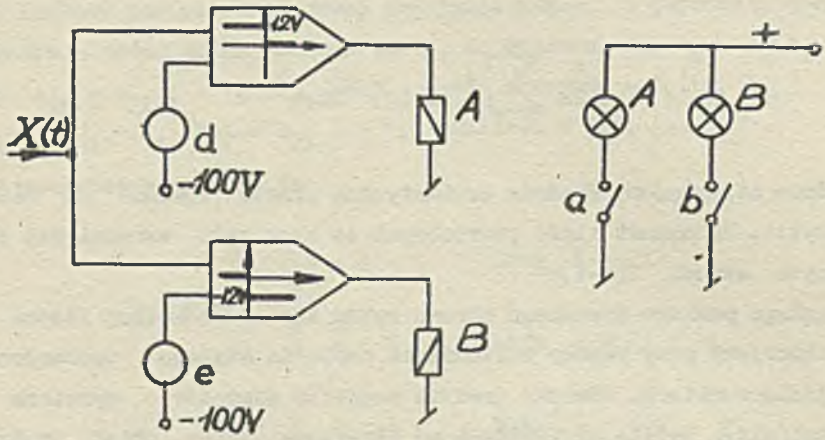
Podkreślmy ponadto, że zmniejszenie ilości wyrazów w poszukiwanej średniej arytmetycznej nie wymaga żadnych poważniejszych zmian dotychczasowej struktury układu. Podobnie, możemy zwiększyć ilość wyrazów branych do średniej arytmetycznej korzystając z dotychczasowego sche-

matu maszynowego układu. Właściwości tej jednak nie posiadają kardiokontrolery obecnie dostępne na rynku, co z góry ogranicza możliwość użycia ich do automatycznej analizy sygnału EKG.

3. Automatyczna analiza sygnału EKG

Obecnie w pierwszej kolejności pokażemy, że zaprogramowana tak jak to przedstawiamy maszyna analogowo-iteracyjna realizuje funkcję kardiokontrolera.

Schemat maszynowy końcowej - trzeciej - części układu, który jest kontynuacją schematów z rysunków 1 i 2 przedstawiliśmy na rys. 4. Syg-



Rys. 4. Część trzecia układu, realizująca funkcję kardiokontrolera

nał X(t) z wyjścia końcowego sumatora części wyliczającej średni okres rytmu serca, który przedstawiliśmy na rys. 2a, podajemy jednocześnie na dwa komparatory 1 i 2 (rys. 4). Nastawy potencjometrów d i e komparatorów 1 i 2 odpowiadają kolejno minimalnemu T_{min} i maksymalnemu T_{max} średniemu okresowi rytmu serca. Wartości tych nastaw określają następujące zależności:

$$d = a \cdot k \cdot T_{min},$$
$$e = a \cdot k \cdot T_{max}, \qquad (8)$$

gdzie

$$T_{min} = \frac{60}{C_{max}} \left[\frac{s}{cykl}\right],$$

$$T_{max} = \frac{60}{C_{min}} \left[\frac{s}{cykl}\right].$$

C_{min} [cykli/min] oznacza minimalną częstość pobudzeń serca chorego, wynikłą z któregoś ze stanów chorobowych (np. bloku przedsionkowo-komorowego III°), który wymaga interwencji lekarza. Podobnie C_{max} [cykli/min] oznacza dopuszczalną maksymalną częstość pobudzeń serca chorego.

Ostatecznie więc możemy stwierdzić, że praca układu będzie następująca: jeśli częstość pobudzeń serca nadzorowanego chorego przekroczy dopuszczalną maksymalną częstość C_{max}, układ będzie sygnalizował ten stan przez włączenie wskaźnika A, jeśli natomiast częstość pobudzeń serca chorego opadnie poniżej C_{min}, układ zasygnalizuje ten stan chorego przez włączenie wskaźnika B.

Dla ustalenia uwagi dodajmy, że przedstawiony układ może pracować w dwojaki sposób:

- gdy sygnałem sterującym częścią II układu jest sygnał J, wówczas układ rozróżnia nieskuteczne pobudzenia serca od skutecznych, na podstawie których informuje lekarza o częstości tętna chorego;
- gdy sygnałem sterującym częścią II układu jest sygnał I i wówczas układ pracuje jako normalny kardiokontroler, dla którego cykl tętna serca określa każdorazowo odstęp pomiędzy dwoma kolejnymi załamkami R.

Rozpatrywany układ może posłużyć również do automatycznego rozpoznawania określonych niemiarowości rytmu serca monitorowanego chorego.

Różnice średnich arytmetycznych dla różnych rodzajów niemiarowości rytmu serca i za różne ilości okresów mogą posłużyć do rozpoznawania poszczególnych arytmii. Dla każdej niemiarowości rytmu serca można na podstawie zarejestrowanych elektrokardiogramów określić minimalne T_{imin} lub maksymalne T_{imax} (i = 1, 2, 4, ...) średnie z "i" kolejnych okre-

sów. Będzie to cecha wystarczająca do rozróżniania pewnych klas arytmii serca.

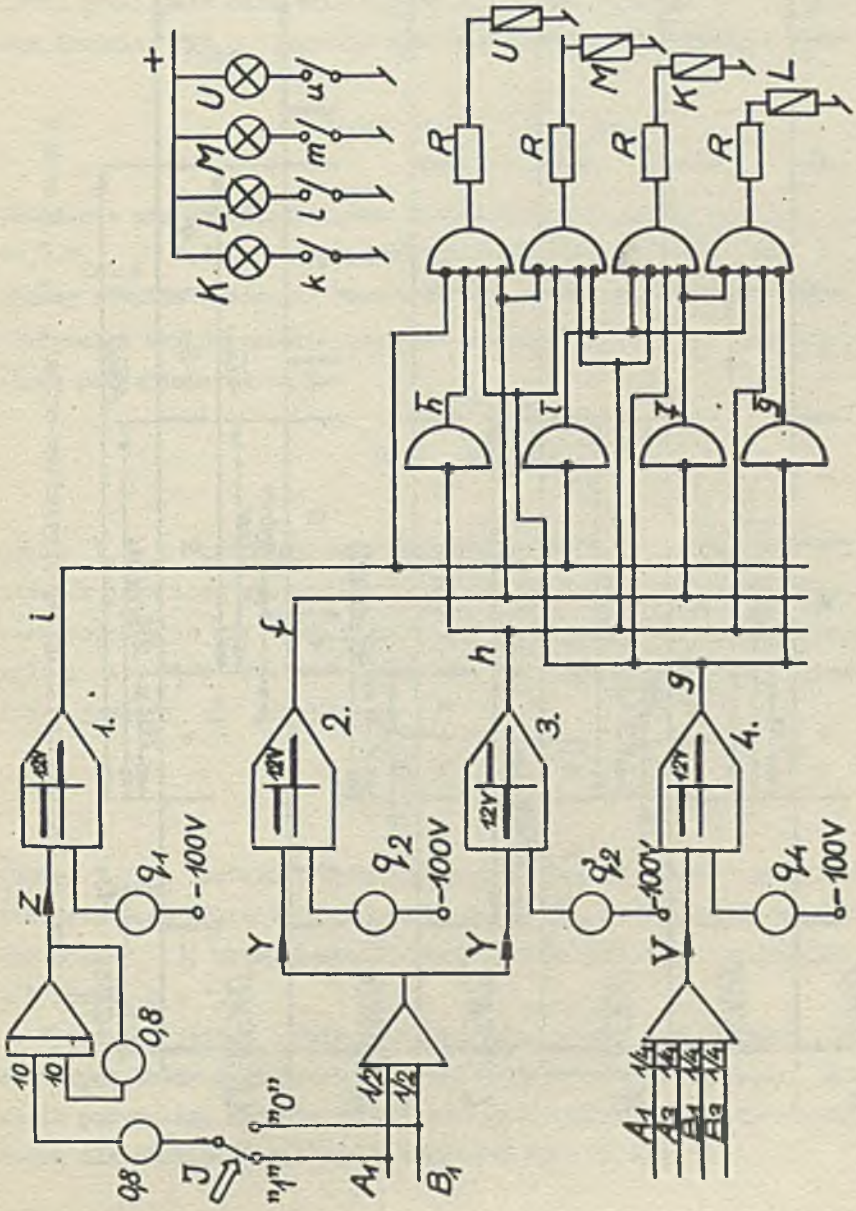
Przykładowo w dalszej części pracy przedstawimy układ, który będzie sygnalizował następujące arytmie tętna chorego:

- pojedyncze ekstrasystole wtrącone lub z przerwą wyrównawczą (ten rodzaj arytmii oznaczymy symbolem K),
- jednorazowy ciąg skurczy dodatkowych - salwa ekstrasystolii (przypadek ten oznaczymy symbolem L),
- cyklicznie występujący skurcz dodatkowy po każdym skurczu prawidłowym, tzw. bigeminia (M),
- wypadanie pojedynczych zespołów QRS, tzw. blok II° (U).

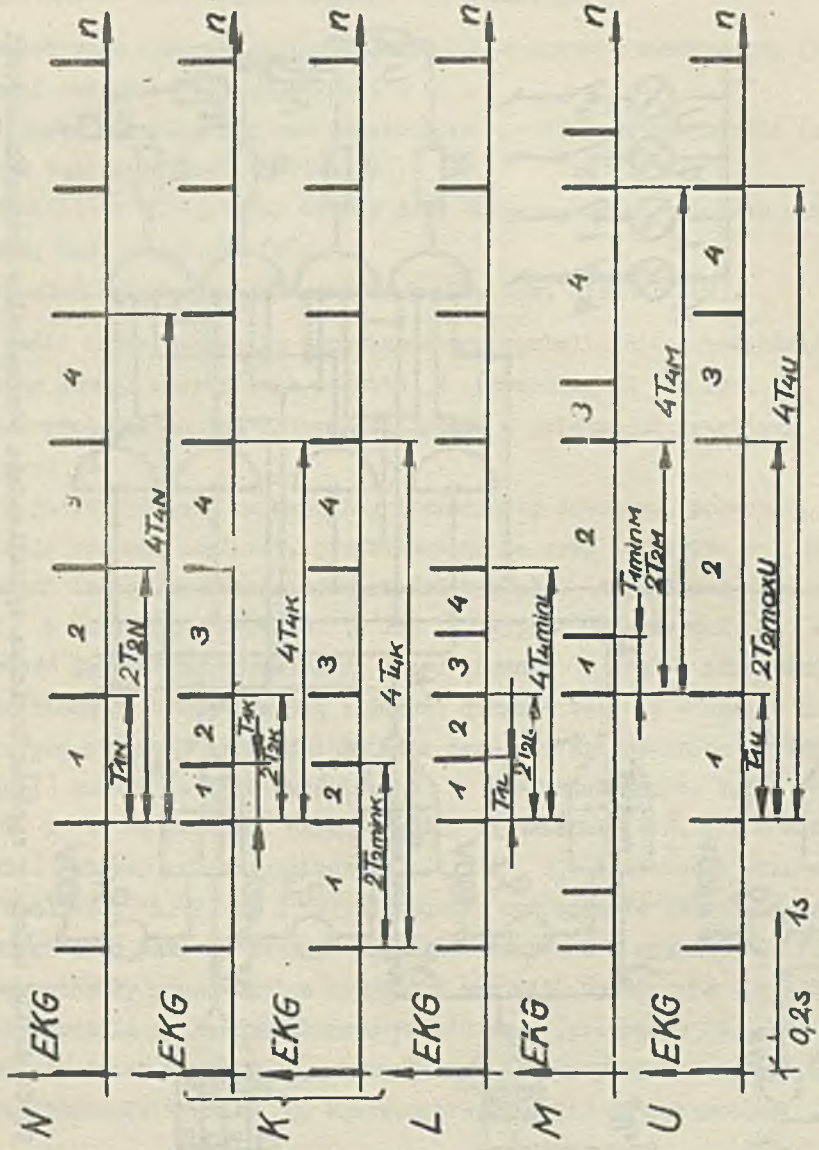
Jeśli tętno człowieka zdrowego można symbolicznie przedstawić zaznaczając chwile wystąpienia załamka R (przebieg N na rys. 6), powyższe arytmie obrazują na tymże diagramie w kolejności przebiegi K, L, M oraz U.

W powyższym celu na maszynie iteracyjnej dokonano połączeń, które opisuje schemat logiczny, przedstawiony na rys. 5. Użyty w układzie element inercyjny, śledzący wartości sygnałów $A_1(n-1\ n-2)$ i $B_1(n-2\ n-1)$ w takt zmian sygnału I lub J, wypracowuje sygnał Z, którego wartość jest proporcjonalna do czasu trwania cyklu poprzedzającego cykl bieżący. Stałą czasową elementu dobrano tak, by w czasie przelotu sprężyny stykowej przekaźnika (czas przelotu nie powinien przekraczać 20[ms]) zmiana sygnału wyjściowego Z nie przekraczała 2,5%. Sygnały Y, V i X są średnimi okresów tętna odpowiednio z 2, 4 i 8 ostatnich cykli. Nastawy potencjometrów q_1, q_2, q_2', q_4 dobrano w ten sposób, by wielkości i, f, h, g sygnalizowały wystąpienie określonej niemiarowości oraz tak, by funkcje logiczne utworzone z sygnałów i, f, h, g rozgraniczały poszczególne przypadki arytmii. Cyklicznie występujące ekstrasystole po każdym skurczu prawidłowym (przypadek M) nie zmieniają średnich T_2 i T_4, można jednak ten przypadek arytmii wykryć przez kontrolę sygnału Z. Nastawa progu czułości komparatora 1 tak, że:

$$q_1 > a \cdot k \cdot T_{1minM} \tag{9}$$



Rys. 5. Część III układu z częścią logiczną sygnalizującą poszczególne przypadki arytmii



Rys. 6. Symboliczne diagramy przypadków arytmii K, L, M oraz U

zapewnia sygnalizowanie tego przypadku arytmii (M) przez i = "1". Ponieważ chcemy wyróżniać pojedyncze ekstrasystole, więc za minimalny dopuszczalny średni okres T_{2min} przyjmiemy najmniejszą średnią z dwóch cykli jaka może zaistnieć w przypadku arytmii K. Ta najmniejsza średnia T_{2minK} określi wprost nastawę potencjometru q_2:

$$q_2 > a \cdot k \cdot T_{2minK}. \tag{10}$$

Obniżenie się określanej przez układ w sposób ciągły średniej T_2 poniżej T_{2minK} będzie więc sygnalizowane przez i = "1" oraz f = "1". Chcemy również wyróżniać bardzo groźną niemiarowość rytmu serca jaką jest salwa ekstrasystolii dodatkowych. Wystarczy w tym celu przyjąć nastawę potencjometru q_4:

$$q_4 > a \cdot k \cdot T_{4minL}, \tag{11}$$

gdzie T_{4minL} ustalimy jako najmniejszą średnią z czterech kolejnych okresów jaka może wystąpić w przypadku ciągu skurczy dodatkowych. Wówczas pojawienie się takiej arytmii u chorego będzie sygnalizowane sygnałami i = "1", f = "1" oraz g = "1". Jeśli natomiast za nastawę potencjometru q_2'' przyjmiemy:

$$q_2'' < a.k.T_{2maxU}, \tag{12}$$

gdzie T_{2maxU} ustalimy jako największą średnią z dwóch kolejnych okresów jaka może wystąpić w przypadku wypadania pojedynczych zespołów QRS (przypadek U), układ zasygnalizuje wystąpienie tego przypadku arytmii przez h = "1".

Wygodniej jednak będzie operować wskaźnikami alarmującymi lekarza, z których każdy sygnalizowałby określony przypadek arytmii. Zrealizowanie powyższego zadania umożliwia część logiczna maszyny iteracyjnej, którą dla naszego przykładu przedstawiliśmy na rys. 5.

Ostatecznie możemy stwierdzić, że analizowany układ, w którego skład będą wchodziły części I i II oraz część logiczna, będzie nadzorował w sposób ciągły rytm serca chorego z możliwością sygnalizowania:

1° bloku przedsionkowo-komorowego III° (niska częstość akcji serca) - wskaźnik alarmujący B,

2° zbyt dużej średniej częstości akcji serca - wskaźnik A,

3° pojedynczych ekstrasystolii - wskaźnik K,

4° nasilenia się ekstrasystolii (salwa ekstrasystolii, krótkie odcinki częstoskurczu komorowego) - wskaźnik L,

5° cyklicznie występującego skurczu dodatkowego po każdym skurczu prawidłowym - wskaźnik M,

6° wystąpienia bloku II° - wskaźnik U.

Powyższa zasada selekcji poszczególnych przypadków arytmii może być jeszcze wzbogacona przez stosowanie komparatorów o różnych progach czułości włączanych na te same sygnały T_i jak i zwiększenie ilości komparatorów oraz kontrolowanie dowolnej ilości sygnałów T_i (i = 1, 2, 4, 10 ...). W rezultacie stwarza to podstawę do ciągłej i automatycznej diagnozy sygnału EKG w sposób bardzo szczegółowy.

Maszyny hybrydowe w ścisłym słowa znaczeniu nie są obecnie dostępne w kraju, staraliśmy się więc wykazać ich przydatność przez zaprojektowanie odpowiednich układów i zamodelowanie tych układów na dostępnych nam laboratoryjnych typach maszyn analogowo-iteracyjnych.

4. Wnioski i uwagi końcowe

1. Układ oparty o elementy iteracyjnej maszyny analogowej wylicza średnią częstość impulsów (w szczególności zespołów QRS sygnału EKG) w sposób dokładny i z dowolnej ilości kolejnych cykli.

2. Dodatkowe elementy takiego układu pozwalają na rozróżnianie w zamodelowanym sygnale EKG cykli o różnych właściwościach, np. o różnej powierzchni.

3. Część logiczna przedstawionego układu umożliwia rozróżnianie i sygnalizowanie pewnych przypadków niemiarowości.

Opisane powyżej doświadczenia wykonano w laboratorium maszyn analogowych na zamodelowanym sygnale EKG. Pozwalają one jednak na wysunięcie tezy, że maszyny hybrydowe dzięki elastyczności programowania ich mogłyby służyć do automatycznego rozpoznawania niemiarowości, a tym samym do automatycznego nadzorowania chorych przebywających na oddziałach intensywnej opieki. Program nadzorujący mógłby być dostosowywany do zaburzeń konkretnego pacjenta. Oczywiście lekarz stosowałby w tym celu z góry przygotowaną biblioteczkę programów. Koszt specjalistycznej maszyny iteracyjnej przewidzianej do zadań tego typu niewiele przekraczałby koszt obecnie dostępnej aparatury monitorującej, natomiast zakres jej zastosowań byłby znacznie większy. Ponieważ obecnie coraz częściej zadanie automatycznej diagnozy elektrokardiogramów próbuje się powierzać maszynom cyfrowym (średniej wielkości) sugerujemy, że bardziej racjonalnym, ze względu na olbrzymią rozpiętość kosztów pomiędzy tymi dwoma typami maszyn, byłoby powierzenie tego zadania maszynom iteracyjnym, bądź małym maszynom hybrydowym. Zauważmy również, że maszyna cyfrowa stosowana w omawianych przypadkach musi posiadać bardzo bogate i szybko działające urządzenia zewnętrzne (inter-face), jak dotąd niedostępne na rynku krajowym.

Autorzy pragną wyrazić głęboką wdzięczność Doc. dr inż. Olgierdowi Palusińskiemu za niejednokrotną namowę do podejmowania powyższej problematyki oraz za okazaną pomoc w czasie pracy.

Pragniemy również wyrazić podziękowanie Prof. dr med. Kornelowi Gibińskiemu za wnikliwą ocenę pracy.

LITERATURA

[1] MITCHELL B.A., CADY L.D.: Hybrid Computing Techniques Applied to EKG Analisis. Annals of the N. York Academy of Science, Vol. 128, Art. 3, str. 850.

[2] Praca zbiorowa pod Redakcją O. Palusińskiego. Laboratorium Maszyn Analogowych i Modelowania. Skrypt Uczelniany nr 294. Gliwice 1971.

[3] KORN G.A., KORN T.M.: Electronic Analog and Hybrid Computers. Mc Graw-Hill Book Company. N. York 1964.

[4] LAWRIE T.D.V., MACFARLANE P.W.: Towards Automated Electrocardiogram Interpretation. Computers in the Service of Medicine. London 1967. Art. 7, str. 102.

[5] AKAZOME T., OHBAYASHI K.: ECG Wave Measurement by a Hybrid Computer for Automatic Diagnosis of Arrhythmias. 7th International Conference on Medical and Biological Engineering. Stockholm 1967.

Rękopis złożono w Redakcji w dniu 29.XII.70 r.

ПРИГОДНОСТЬ ЭЛЕКТРОННЫХ ГИБРИДНЫХ МАШИН ДЛЯ НАДЗОРА БОЛНЫХ СО СЛОЖНЫМИ РАССТРОЙСТВАМИ РИТМА СЕРДЦА

С о д е р ж а н и е

Статья касается использования аналого-итерационных машин в кардиологии, а точнее для надзора болбных с неравномерными ритмами сердца. В работе представлена система, которая на основании сигнала ЭКГ, позволяет отличать эффективные возбуждения сердца при помощи импульсов от возбудителя от неэффективных. Описан принцип действия системы, определяющей среднюю частоту биения сердца, которую находят на основе любово количества последних циклов. Приведён метод формального описания действия двух каскадов аналоговой памети. Произвольность моделирования системы, которая расчитывает среднюю частоту биения сердца, использовано для автоматического диагноза определённых неритмичностей пульса больного.

A HYBRID COMPUTER FOR MONITORING OF PATTENTS
WITH VARIOUS CARDIAC ARRHYTHMIAS

S u m m a r y

The paper presents an attempt of possible application of iterative-analog computer in cardiology for intensive care units. A system is described which is able to differentiate ineffective and effective impulses from electronic pacemaker. A heart rate meter is proposed which calculate a mean rate from any number of last cycles. Two series of track-hold elements are described formally. A possibility of such an automatic diagnosis of various arrhythmias by use of our system is evidenced.