



Patent tymczasowy dodatkowy
do patentu nr _____

Zgłoszono: 24.04.1971 (P. 147749)

Pierwszeństwo: _____

Zgłoszenie ogłoszono: 25.04.1973

Opis patentowy opublikowano: 10.10.1974

Kl. 30a,4/03

MKP A61b 5/02

Twórcy wynalazku: Marcin Brodziak, Andrzej Brodziak

Uprawniony z patentu tymczasowego: Politechnika Śląska im. W. Pstrowskiego, Gliwice (Polska)

**Urządzenie nadzorujące zaburzenia rytmu serca
oraz nieprawidłową pracę wszczepionych sztucznych
rozzuszników serca**

1

Przedmiotem wynalazku jest urządzenie sygnalizujące wystąpienie arytmii serca chorych przebywających na oddziałach intensywnej opieki, których stan wymaga ciągłego monitorowania ich sygnału elektrokardiograficznego zwanym dalej sygnałem EKG i bieżącej jego kontroli.

Znane są urządzenia określające średnią częstotliwość impulsów, załamków R, z kilku ostatnich cykli. Urządzenia te zawierają połączone szeregowo przerzutnik jednostabilny, normalizujący amplitudę i czas trwania impulsów, układ pompy diodowej, na wyjściu której napięcie jest proporcjonalne do średniej częstotliwości impulsów wejściowych oraz miernika poszukiwanej częstotliwości. Urządzenia te sygnalizują przekroczenie zadanej z góry, maksymalnej bądź minimalnej, częstotliwości impulsów.

Znane są również urządzenia, które sygnalizują przekroczenie z góry określonego, maksymalnego bądź minimalnego, czasu trwania jednego cyklu sygnału EKG. Składają się one z równolegle włączonych pomiędzy układ standaryzacji impulsów a generator akustyczny układu różniczkującego, układu opóźnienia włączającego generator akustyczny po upływie zadanego czasu od pojawienia się ostatniego impulsu oraz układu opóźniającego sterującego bramką iloczynu logicznego, której drugie wejście jest połączone z wyjściem układu standaryzacji impulsów.

2

W przypadku nadzorowania chorych z wszczepionymi rozzusznikami serca obecnie stosowana aparatura nie rozróżnia nieskutecznych impulsów od impulsów skutecznych z rozzusznika, po których następuje pobudzenie serca, wystąpienie zespołu QRS. Sygnały alarmujące włączane są przez urządzenie jedynie w przypadku, gdy chwilowa bądź średnia częstotliwość impulsów z rozzusznika serca przekroczy zadane wartości. Praktycznie więc w takich przypadkach wskazana powyżej aparatura nie daje żadnej informacji o czynnościach serca.

Ponadto stosowana obecnie aparatura nie pozwala na informowanie lekarza o ściśle określonym rodzaju arytmii, zwłaszcza takiej która nie zmienia znacznie średniej częstości rytmu. Konieczność taka zachodzi w przypadku nadzorowania chorych o złożonych zaburzeniach rytmu serca, np. takich, gdy występują dwa rodzaje niemierności, przy czym jedna z nich występuje często i jest niegroźna a druga, którą chcielibyśmy wykryć występuje rzadziej. Określenie częstotliwości chwilowej impulsów oraz częstotliwości z większej ilości ostatnich cykli sygnału EKG nie wystarcza do osiągnięcia tego celu. Do stwierdzenia czy nastąpiło jakieś zaburzenie rytmu serca często nie wystarcza również bezwzględne porównanie częstości chwilowej z zadaną wartością tej częstotliwości. Bardziej istotne jest porównanie w sposób względny częstotliwości chwilowej z dotychczasową częstotliwością średnią impulsów.

Celem wynalazku jest umożliwienie nadzorowania chorych z wszczepionymi rozrusznikami serca w sposób automatyczny, wykrywanie złożonych, ściśle określonych zaburzeń rytmu serca, gromadzenie informacji, tzn. obliczanie średniej częstości i gromadzenie elektrokardiogramów selektywnie wybranych zaburzeń rytmu serca, określonych według oceny lekarza biorącego pod uwagę aktualny stan serca danego chorego. Zadaniem wynalazku jest opracowanie urządzenia elektronicznego do osiągnięcia tego celu.

Cel ten został osiągnięty przez zastosowanie w urządzeniu dwóch równoległych kaskad pamięci analogowej sterowanych sygnałami prostokątnymi bądź z przerzutnika Schmitta wysterowywanego załamkami R sygnału z wzmacniacza elektrokardiograficznego, bądź z przerzutnika Schmitta wysterowywanego z wyjścia układu liczącego i porównującego w każdym cyklu pole powierzchni zespołów QRS, sumatora analogowego sześciu sygnałów z wyjść elementów śledząco-pamiętających kaskad pamięci analogowej, komparatorów analogowych porównujących sygnał z wyjścia sumatora analogowego z zadanymi wartościami, komparatora analogowego, na którego wejścia sumujące wprowadza się cztery sygnały z elementów kaskad pamięci analogowej, komparatora analogowego, na którego dwa wejścia sumujące wprowadzone są sygnał z wyjścia sumatora analogowego oraz sygnał z wyjścia sumatora inercyjnego, komparatora analogowego o trzech wejściach sumujących, na które wprowadzone są sygnały z wyjść integratorów obu kaskad oraz z wyjścia sumatora analogowego, komparatora analogowego z wejściami sumującymi, na które podane są cztery sygnały z wyjść elementów śledząco-pamiętających obu kaskad oraz z wyjścia drugiego sumatora inercyjnego, elementu iloczynu logicznego sygnałów z wyjść komparatora o dwóch wejściach sumujących i układu liczącego i porównującego pole powierzchni, układu wybierającego, ustalającego które z wyjść komparatorów, elementów negacji czy elementu iloczynu logicznego włączyć na jedno z końcowych urządzeń, układ alarmujący akustyczno-optyczny, cyfrowy licznik ilości zaburzeń lub rejestrator na taśmie papierowej włączany sygnałem z układu wybierającego i zapisujący opóźniony sygnał EKG z rejestratora na określonej taśmie magnetycznej z ciągłym zapisem, odczytem i kasowaniem.

Układ liczący w każdym cyklu pole powierzchni zespołów QRS zawiera element dający moduł wprowadzonego na jego wejście sygnału EKG, dwa integratory pracujące w sposób iteracyjny, na przemian względem siebie, w stanach liczenia i zerowania, włączone równolegle na wyjście elementu dającego moduł sygnału EKG. Iteracyjną pracą integratorów sterują sygnały prostokątne z wyjść przerzutnika Schmitta wysterowywanego załamkami R sygnału EKG. Wartości napięć na wyjściach obydwu integratorów są porównywane w każdym cyklu z zadaną wartością pola powierzchni zespołu QRS, co dokonuje się w komparatorze analogowym o wejściach sumujących należącym do układu liczącego i porównującego pole. Każda z dwóch równoległych kaskad pamięci analogowej, składająca się z szeregowo połączonych elementów śledząco-pamiętają-

cych, włączona jest na integrator pracujący w stanach liczenia i zerowania.

Integratory obydwu kaskad wysterowywane są sygnałami prostokątnymi na przemian względem siebie w stan liczenia i zerowania. Elementy śledząco-pamiętające szeregowo połączone z integratorami wysterowywane są w stan śledzenia, gdy poprzedzający je integrator znajduje się w stanie liczenia lub wysterowywane są w stan pamiętania, gdy poprzedzający je integrator znajduje się w stanie zerowania. Każdy dalszy element śledząco-pamiętający w dowolnej kaskadzie wysterowywany jest w stan różny od stanu elementu poprzedzającego dany element w kaskadzie.

15 Dzięki urządzeniu według wynalazku uzyskuje się ciągłą kontrolę rytmu serca chorego. Kontrola ta jest realizowana przez pomiar częstotliwości pobudeń serca, sygnalizowanie przekroczenia zadanej częstotliwości rytmu serca oraz przez wykrywanie i sygnalizowanie wystąpienia określonego rodzaju niemiaryowości. Tej ostatniej właściwości nie posiadały dotychczas znane urządzenia. Samoczynne wykrywanie określonego rodzaju niemiaryowości pozwala na włączanie alarmu dźwiękowego lub świetlnego bądź włączanie rejestratora sygnału EKG na taśmę papierowej, rejestrującego opóźniony sygnał w stosunku do przebiegu bieżącego. Uzyskuje się w ten sposób automatycznie, bez ingerencji lekarza całodobowe lub całonocne wyciągi elektrokardiogramów zawierających zapis wszystkich zaburzeń, interesujących lekarza, jakie w tym okresie wystąpiły u chorego.

Każdy odcinek elektrokardiogramu zawiera przebieg sprzed i po chwili wystąpienia niemiaryowości. Tworzenie takich zbiorów przebiegów niemiaryowości pozwala na wykrywanie zaburzeń rytmu, których nie można uchwycić jednorazowym badaniem elektrokardiograficznym. Automatyczne wykrywanie niemiaryowości pozwala także na zliczanie pojedynczych zaburzeń rytmu w określonym okresie czasu. Pozwala to na automatyczną ocenę narastania częstości występowania danej niemiaryowości i informowanie o tym lekarza. Jest to niezwykle cenna właściwość urządzenia, gdyż pozwala ona na automatyczne wykrywanie zwiększania się pewnych niemiaryowości, które grożą pojawieniem się innych zaburzeń już bezpośrednio zagrażających życiu chorego.

Wykrywanie tylko określonego rodzaju zaburzenia staje się cenną zaletą w przypadku występowania złożonych zaburzeń rytmu, np. w sytuacji gdy u chorego występują dwa rodzaje niemiaryowości, z których jedna występuje często i jest stosunkowo niegroźna, druga pojawia się rzadziej i jest bardzo niebezpieczna. Urządzenie wykrywa następujące rodzaje zaburzenia rytmu serca: ekstrasystole nadkomorowe, ekstrasystole komorowe, salwy ekstrasystolii, ekstrasystole powierzchniowe, okresowe powtarzanie się ekstrasystolii, to znaczy tzw. bigeminię oraz blok przedsionkowo-komorowy II i III stopnia.

Urządzenie pozwala poza tym, co także jest nowością, na nadzór chorych z wszczepionymi rozrusznikami serca, mianowicie urządzenie rozróżnia skuteczne pobudzenia z rozrusznika od bodźców nieskutecznych. Urządzenie wylicza częstotliwość je-

dynie skutecznych pobudzeń i włącza alarm w przypadku przekroczenia zadanych częstotliwości pobudzeń. Powyższej właściwości nie posiadają również obecne urządzenia nadzorujące rytm serca chorych.

Przedmiot wynalazku jest przedstawiony w przykładzie wykonania na rysunku, na którym fig. 1 przedstawia ogólny schemat blokowy urządzenia, fig. 2 — schemat strukturalny układu liczącego i porównującego w każdym cyklu pole powierzchni zespołów QRS zadaną minimalną wielkością tej powierzchni, fig. 3 — schemat strukturalny dwóch równoległych kaskad pamięci analogowej.

Prądy czynnościowe serca zbierane są z powierzchni ciała ludzkiego przy pomocy elektrod 1 i wprowadzane na wzmacniacz sygnału elektrokardiograficznego 2. Wzmocniony około 2500 razy sygnał EKG wystawia przerzutnik Schmitta 3, który posiada nastawiany poziom napięcia sterującego wyzwalający przeskok przerzutnika w stan przeciwny. Poziom ten nastawiany jest tak, by każdy załamek R sygnału EKG wyzwał zmianę stanu przerzutnika 3. Z wyjść przerzutnika 3 otrzymujemy sygnały prostokątne I oraz I, zanegowane względem siebie i zmieniające się w takt nadchodzących załameków R.

W przypadku monitorowania chorego z wszczepionym rozrusznikiem serca sygnał ze wzmacniacza 2 wprowadza się na układ liczący i porównujący 4 w każdym cyklu pole powierzchni zespołów QRS zadaną minimalną wielkością tej powierzchni. Układ ten składa się z elementu 4a dającego na wyjściu moduł sygnału wejściowego, dwóch równoległe włączonych na element 4a integratorów 4b pracujących w sposób iteracyjny oraz komparatora 4c z wejściami sumującymi. Integratory 4b pracują na przemian, względem siebie, w stanach liczenia i zerowania.

Stanami pracy jednego z dwóch integratorów steruje sygnał I, natomiast drugiego sygnał I. W każdym cyklu napięcie na wyjściu jednego z integratorów jest proporcjonalne do pola powierzchni zespołu QRS. Brak pobudzenia serca odznacza się nieznacznym polem powierzchni pod krzywą sygnału EKG w danym cyklu. Jeśli natomiast pole to w jednym cyklu przerasta nastawioną na potencjometrze 4d wartość pola, na wyjściu Y komparatora 4c pojawia się skok napięcia. Następny impuls z rozrusznika rozpoczyna nowy cykl, ewentualny powrót napięcia Y do zera, liczenie pola powierzchni od zera. Sygnał Y jest zatem ciągiem impulsów prostokątnych, z których każdy odpowiada skutecznemu pobudzeniu serca impulsem z rozrusznika.

Przednie zbocza impulsów prostokątnych Y wyzwalają zmiany stanów przerzutnika Schmitta 5, na wyjściu którego sygnały prostokątne J i J zmieniają się w takt skutecznych pobudzeń z rozrusznika serca. Sygnały I, I bądź J, J sterują stanami pracy elementów iteracyjnych dwóch równoległych kaskad pamięci analogowej 6. Kaskady 6 posiadają wspólny potencjometr 6a, którego nastawa zależy od zakresu liniowej pracy stosowanych wzmacniaczy operacyjnych, integratory A1 i B1 pracujące w stanach liczenia i zerowania oraz połączone szeregowo elementy śledząco-pamiętające od A2 do A7 oraz od B2 do B7 pracujące w stanach śledzenia i pamiętania.

Integratory A1 i B1 wystawiane sygnałem logicznym I wprowadzane są w stan liczenia, natomiast pozostałe elementy kaskad wystawiane sygnałem logicznym I wprowadzane są w stan śledzenia. Sygnałami S, S sterującymi iteracyjną pracą elementów obu kaskad są sygnały I, I bądź J, J, w zależności od tego czy monitorowany jest chory bez, bądź z wszczepionym sztucznym rozrusznikiem serca. Każde dwa integratory A1 i B1 oraz elementy śledząco-pamiętające A2 i B2, ..., A7 i B7 są sterowane sygnałami będącymi względem siebie negacjami logicznymi.

Integrator A1 i element śledząco-pamiętający A2 oraz podobnie B1 i B2 są sterowane w danej kaskadzie tym samym sygnałem S lub S. Każdy inny element śledząco-pamiętający jest sterowany sygnałem, który jest negacją logiczną sygnału sterującego elementem poprzedzającym w kaskadzie ten element. Przez zsumowanie sygnałów V3 i Z3 uzyskuje się sygnał proporcjonalny do średniej czasów trwania dwóch cykli poprzedzających cykl bieżący. Sygnał będący sumą sygnałów V3, Z3, V5, Z5 jest proporcjonalny do średniej czasów trwania czterech ostatnich cykli. Sumator 7 realizuje sumę algebraiczną sygnałów V3, Z3, V5, Z5, V7, Z7 otrzymując napięcie X1 proporcjonalne do średniej czasów trwania sześciu cykli poprzedzających cykl bieżący. Sygnał X1 jest porównywany w komparatorze 8a z zadaną maksymalną częstotliwością, oraz w komparatorze 8b z zadaną minimalną częstotliwością pobudzeń.

Przekroczenie zadawanej maksymalnej lub minimalnej średniej częstotliwości wywołuje zmianę napięcia na wyjściu komparatora, co sygnałem H1 lub poprzez element negacji logicznej 21 i sygnałem H2 jest przekazywane układowi alarmującemu, optyczno-akustycznemu 9. Na wejścia sumujące komparatora 10 wprowadzone są z wagami 0,25 sygnały V3, V5, Z3, Z5 z wyjść odpowiednio elementów A3, A5, B3, B5. Na dodatkowe wejście sumujące komparatora 10 wprowadzone jest przez potencjometr 10a ujemne napięcie stałe. Trzy lub cztery krótkotrwałe cykle, znamionujące salwę extrasystolii, wywołują przekroczenie zadanej wartości progowej, nastawianej na potencjometrze 10a, co sygnalizuje skok napięcia na wyjściu SE komparatora 10.

W urządzeniu użyto kluczy 11a przełączających na wejście sumatora inercyjnego 11 sygnał V2 z wyjścia elementu A2, gdy sygnał S równy jest 1 oraz sygnał Z2 z wyjścia elementu B2, gdy sygnał S równy jest zeru. Uzyskane na wyjściu sumatora 11 napięcie jest proporcjonalne do czasu trwania cyklu poprzedzającego cykl bieżący. Sygnał z wyjścia integratora 11 porównywany jest na komparatorze 12 z zadawaną na potencjometrze 12a procentową wartością napięcia X1, tzn. średnią czasów trwania kilku ostatnich cykli. Skrócenie się długości cyklu o określoną procentową wartość dotychczasowej średniej, co znamionuje wystąpienie extrasystolii przedwczesnej, sygnalizuje komparator 12.

Komparator 13 porównuje sumę napięć V1 i Z1 z wyjść odpowiednio integratorów A1 i B1, tzn. czas trwania cyklu bieżącego z średnią czasów trwania kilku ostatnich cykli. Przekroczenie zadawanej na

potencjometrze 13a maksymalnej wartości dotychczasowej średniej, np. 160% średniej, sygnalizowane jest skokiem napięcia na wyjściu komparatora 13. Sygnał B na wyjściu elementu negacji logicznej 23, włączonego na wyjście komparatora 13 sygnalizuje wystąpienie bloku komorowego wartością logiczną 1.

Wartość logiczna 1 sygnału B utrzymująca się przez dłuższy czas oznacza brak dalszych systolii. Sumator inercyjny 14 realizuje sumę sygnałów V3 i V5 z wyjść elementów A3 i A5, gdy wartość sygnału S równa się 1 oraz sumę sygnałów Z3 i Z5 z wyjść elementów B3 i B5, gdy wartość logiczna sygnału S równa się zeru. Na wyjściu sumatora 14 uzyskuje się napięcie proporcjonalne do sumy czasów trwania ostatniego cyklu oraz cyklu opóźnionego o trzy okresy w stosunku do cyklu bieżącego. Na sumujące wejścia komparatora 15 wprowadzone są z określoną wagą sygnały V3, V5, Z3 i Z5, gdzie ich suma porównywana jest z sygnałem z wyjścia sumatora inercyjnego 14.

Dwukrotne okresowe skrócenie się długości cyklu w ciągu czterech cykli, co znamionuje bigeminie, o zadaną wartość średniej czasów trwania ostatnich cykli sygnalizowane jest na wyjściu BI elementu negacji 24, włączonego na wyjście komparatora 15. Napięcie Y sygnalizuje przekroczenie zadawanej na potencjometrze 4d wartości pola powierzchni zespołów QRS. Sygnał Y, który w tym przypadku będziemy utożsamiali z sygnałem EP będzie określał wystąpienie ekstrasystolii powierzchniowej. Sygnał EK na wyjściu elementu iloczynu logicznego 22 sygnałów Y oraz E z wyjścia komparatora 12 sygnalizuje jednocześnie skrócenie czasu trwania cyklu i powiększenie pola powierzchni zespołu QRS, co znamionuje niemiarowość rytmu zwaną ekstrasystolią komorową.

Układ wybierający 16 umożliwia włączenie sumy logicznej dowolnych z sygnałów E, EK, EP, SE, B i BI lub jednego z nich na jedno z trzech równoległych urządzeń sygnalizująco-rejestrujących, układ alarmujący akustyczno-optyczny 17, cyfrowy licznik 18 ilości zaburzeń w określonym okresie czasu, np. 10 lub 20 minutach oraz rejestrator 19 na taśmie papierowej rejestrujący opóźniony sygnał EKG, sprzed i po chwili wystąpienia zaburzenia rytmu, z opóźniającego rejestratora 20. W przypadku sporządzania wyciągów elektrokardiogramów rejestrator 20 na określonej taśmie magnetycznej pracuje w sposób ciągły.

Zastrzeżenia patentowe

1. Urządzenie nadzorujące zaburzenia rytmu serca oraz nieprawidłową pracę wszczepionych sztucznych rozruszników serca posiadające elektrody, wzmacniacz sygnału elektrokardiograficznego, układ sygnalizujący akustyczno-optyczny, **znamiennie tym**, że zawiera dwie równoległe kaskady pamięci analogowej (6) sterowane sygnałami prostokątnymi bądź z przerzutnika Schmitta (3), bądź z przerzutnika Schmitta (5), przy czym przerzutnik Schmitta (3) jestysterowany załamkami R sygnału z wzmacniacza EKG (2) a przerzutnik Schmitta (5) jestysterowany impulsami z wyjścia układu (4) liczącego

go i porównującego pole powierzchni zespołów QRS, sumator analogowy (7) sygnałów V3, Z3, V5, Z5, V7, Z7 z wyjść elementów śledząco-pamiętających kaskad (6) odpowiednio elementów (A3, B3, A5, B5, A7, B7), komparatory analogowe (8a) i (8b) porównujące sygnał z wyjścia sumatora analogowego (7) z zadanymi wartościami, komparator analogowy (10), na wejścia sumujące którego wprowadza się sygnały V3, V5, Z3, Z5 z elementów kaskady (6), komparator analogowy (12), na którego dwa wejścia sumujące wprowadzone są sygnał z wyjścia sumatora (7) oraz sygnał z wyjścia sumatora inercyjnego (11), komparator analogowy (13) o trzech wejściach sumujących, na które wprowadzone są sygnały V1 z wyjścia integratora (A1), Z1 z wyjścia integratora (B1) oraz z wyjścia sumatora (7), komparator analogowy (15) z wejściami sumującymi, na które podane są sygnały V3, V5, Z3, Z5 z wyjść elementów kaskad (6) oraz z wyjścia sumatora inercyjnego (14), element iloczynu logicznego (22) sygnałów z wyjść komparatora (12) i układu (4) liczącego i porównującego pole, układ wybierający (16) ustalający które z wyjść komparatorów (10), (12) i (4e), elementów negacji (23) i (24) oraz elementu iloczynu (22) włączyć na jedno z końcowych urządzeń, układ alarmujący akustyczno-optyczny (17), cyfrowy licznik (18) ilości zaburzeń, rejestrator (19) na taśmie papierowej włączany sygnałem z układu wybierającego (16) i zapisujący opóźniony sygnał EKG z rejestratora (20) na określonej taśmie magnetycznej z ciągłym zapisem, odczytem i kasowaniem.

2. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że układ liczący i porównujący (4) w każdym cyklu pole powierzchni zespołów QRS składa się z elementu (4a) dającego moduł wprowadzonego na jego wejście sygnału EKG, dwóch integratorów (4b) pracujących w sposób iteracyjny, na przemian względem siebie, w stanach liczenia i zerowania, włączonych równoległe na wyjście elementu (4a), przy czym stanami integratorów steruje sygnał prostokątny z przerzutnika Schmitta (3) komparatora (4c) z wejściami sumującymi porównującego w każdym cyklu wartość napięcia na wyjściach integratorów (4b) z zadaną wartością.

3. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że dwie równoległe kaskady pamięci analogowej (6) składają się z dwóch integratorów (A1) i (B1) równoległe włączonych na zacisk suwaka potencjometru (6a), pracujących na przemian względem siebie, w stanach liczenia i zerowania oraz z dowolnej ilości szeregowo połączonych w każdej z dwóch kaskad elementów śledząco-pamiętających (A2, A3, A4, A5, A6) i (B2, B3, B4, B5, B6), których pierwsze elementy śledząco-pamiętające (A2) i (B2) są włączone na wyjścia odpowiednio integratora (A1) i (B1).

4. Urządzenie według zastrz. 1 i 3, **znamiennie tym**, że iteracyjną pracą elementów kaskad pamięci analogowej (6) sterują sygnały prostokątne tak, że integrator (A1) lub (B1) stojący na początku kaskady i pierwszy element śledząco-pamiętający (A2) lub (B2) tej samej kaskadyysterowane są pierwszy w stan liczenia, drugi w stan śledzenia lub pierwszy w stan zerowania a drugi w stan pamiętania oraz że dwa sąsiadujące ze sobą elementy śle-

dząco-pamiętające (A2) i (A3), (A3) i (A4), (A4) i (A5), (A5) i (A6) lub (B2) i (B3), (B3) i (B4), (B4) i (B5), (B5) i (B6)ysterowywane są pierwszy w

stan śledzenia, drugi w stan pamiętania lub odwrotnie, pierwszy w stan pamiętania a drugi w stan śledzenia.

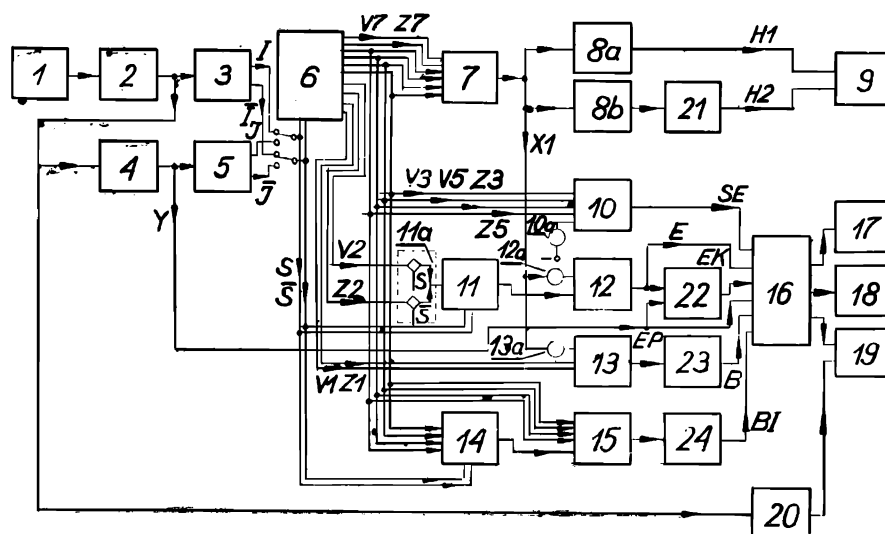


Fig. 1

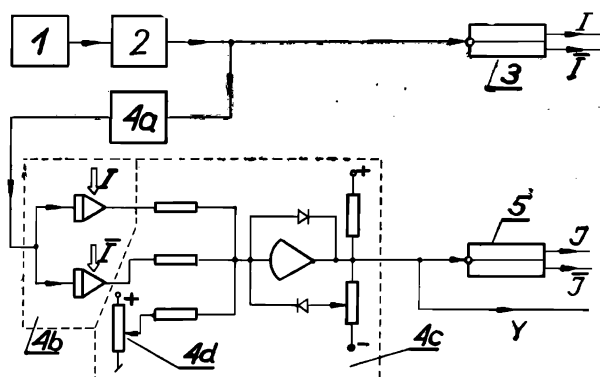


Fig. 2.

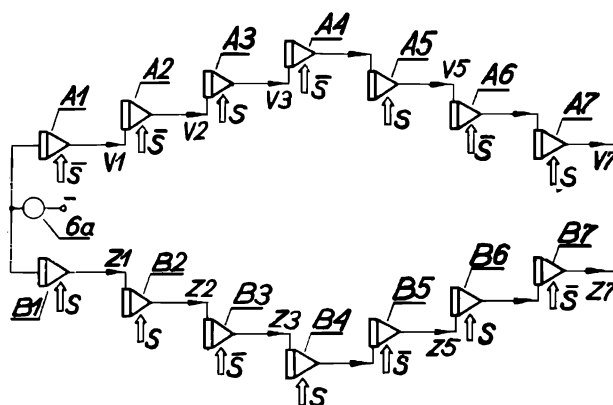


Fig. 3.