

ZESZYTY NAUKOWE
POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ

P. 3341/76

AUTOMATYKA

Z. 31

ZESZYT SPECJALNY

Poświęcony pracom mgr inż. Marcina Brodziaka
z dziedziny techniki hybrydowej
i systemów informatycznych w medycynie

GLIWICE 1976

POLITECHNIKA ŚLĄSKA

ZESZYTY NAUKOWE

Nr 448

AUTOMATYKA

ZESZYT TRZYDZIESTY PIERWSZY

ZESZYT SPECJALNY

Poświęcony pracom mgr inż. Marcina Brodziaka
z dziedziny techniki hybrydowej
i systemów informatycznych w medycynie

Materiały zebrali i przygotowali do druku
Marcin Skowronek, Ewa Starzewska, Lech Znamirowski

SPIS TREŚCI

	Str.
PRZEDMOWA	5
Część I	
OGÓLNE KONCEPCJE UKŁADÓW HYBRYDOWYCH ANALIZUJĄCYCH ZABURZENIA RYT- MU SERCA	23
1. Algorytmy wykrywania zaburzeń rytmu serca.....	25
2. Podstawy teoretyczne automatycznego określania osi elektrycz- nej i gradientu komorowego serca	32
3. Projekt analizatora zaburzeń rytmu serca chorych w technice hybrydowej	52
Część II	
DANE WPROWADZAJĄCE DO SZPITALNEGO SYSTEMU INFORMACYJNO-NADZORUJĄ- CEGO KATOWICE-4	71
4. Charakterystyka szpitalnych systemów informacyjno-nadzoruja- cych	73
5. Wprowadzenie do dokumentacji Szpitalnego Systemu Informacyj- no-nadzorującego Katowice-4.....	77
Spis zgłoszeń patentowych układów analizujących krzywą EKG.....	104
Spis publikacji	107

PRZEDMOWA

Tom niniejszy zawiera prace referujące wyniki badań prowadzonych na przestrzeni 4 lat. Wyniki te zmierzały do pewnego celu, który był wizją ich autora mgr inż. Marcina Brodziaka.

Ogólną koncepcję i dotychczasowe wyniki prac uznano drogą konkursu ogłoszonego w roku 1970 przez Wydział VI PAN za wartościowe. Temat ten, określany przez autora słowami: "Konstrukcja i oprogramowanie systemu hybrydowego przetwarzającego sygnał i dane elektrokardiograficzne", wynikiem konkursu subsydiowano i zlecono prowadzić Instytutowi Kompleksowych Systemów Sterowania Wydziału Automatyki i Informatyki Politechniki Śląskiej kierowanemu przez prof. dr inż. Stefana Węgrzyna.

W rok później wyniki prac pozwoliły już ich autorowi otworzyć przewód doktorski, którego przedmiotem były podstawy teoretyczne Systemu. Ponieważ istotny problem teoretyczny ma szersze znaczenie niż analiza EKG, autor określił zakres prac słowami: "System hybrydowy przetwarzający sygnały quasiperiodyczne i jego zastosowanie do analizy elektrokardiogramów".

Każda z zamieszczonych prac podaje rozwiązanie pewnego wycinkowego problemu, który stał na drodze do osiągnięcia wytkniętego celu. Rozwiązanie tych problemów sprawiało, że osiągnięcie zamierzonego celu było już bliskie. Zbliżał się moment, w którym można było przystąpić już do syntezy całości. Co więcej, istniała już koncepcja syntezy. Roboczo powstający system nazywano kryptonimem Anakard-S od słów analiza, elektrokardiogram, system. Tragiczna śmierć autora przerwała ten właśnie etap prac. Po autorze pozostały pewne zakończone teksty oryginalne, olbrzymia masa zapisków odręcznych i części analizatora zaburzeń systemu serca, które były przez niego zaprojektowane. W sytuacjach takich ginie zawsze ogrom rozwiązań, które, jakkolwiek już osiągnięto, lecz których nie zdążono dokładnie opisać i utrwalić. Dotyczy to również ogólnej koncepcji syntezy, która z natury rzeczy ewoluje i jest dopracowywana na końcu.

Celem tej przedmowy jest próba wyjaśnienia czytelnikom niniejszego tomu ogólnej koncepcji systemu, do którego dążył autor, co pozwoli na lepsze zrozumienie znaczenia prac zamieszczonych w niniejszym tomie. Koncepcję tę znam jako współautor niektórych prac mgr inż. Marcina Brodziaka i stały jego konsultant medycznych aspektów opracowywanego zagadnienia. Część podawanych tu danych wyjaśnia również przesłanki, jakie kierowały autorem w wybieraniu takiej, a nie innej, drogi w poszukiwaniach rozwiązań.

Ponieważ treść większej części zamieszczonych prac omawia problemy interdyscyplinarne, ewentualna niekomunikatywność w ich odbiorze może wynikać bądź z nieznanomości pewnych aspektów medycznych bądź pewnych aspektów technicznych zagadnienia. Z tego powodu opis koncepcji systemu Anakard-S poprzedzę krótkim wprowadzeniem w wyliczone niżej zagadnienia medyczne i techniczne.

1. Charakterystyka wnioskowania lekarskiego z zakresu analizy i interpretacji elektrokardiogramów.
2. Użytkowe własności techniki hybrydowej i systemów hybrydowo-cyfrowych.
3. Medyczne uzasadnienie i wymagania wobec automatycznej analizy elektrokardiogramów.

Omówienie tych zagadnień znacznie ułatwi wyjaśnienie powodów kierujących autorem prac w wybieraniu drogi rozwiązań i określaniu ogólnej charakterystyki systemu Anakard-S. Omawiana tutaj istota wnioskowania lekarskiego, które usiłowano poddać algorytmizacji była znana autorowi prezentowanych prac. Mgr inż. Marcin Brodziak, jakkolwiek był z wykształcenia automatykiem, nabył biegłość w interpretowaniu elektrokardiogramów równą biegłości kardiologa. Zdawał on sobie sprawę z wszystkich ograniczeń i wymogów medycznych algorytmizacji analizy EKG.

Charakterystyka wnioskowania lekarskiego z zakresu analizy i interpretacji EKG

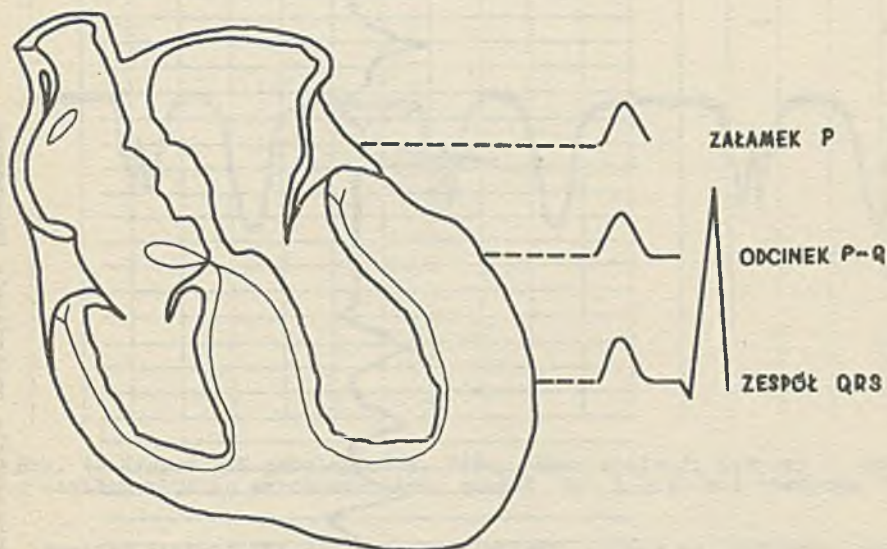
Celem analizy elektrokardiogramów jest orzekanie o stanie i pracy serca ukrytego w głębi klatki piersiowej, niedostępnego bezpośredniemu badaniu. Jakkolwiek zapis elektrokardiograficzny dotyczy tylko zjawisk elektrycznych zachodzących w sercu, pozwala on również pośrednio wnioskować o innych aspektach fizycznych stanu i pracy serca.

Znając budowę serca, a szczególnie jego układu bodźcotwórczo-przewodzącego, możliwe jest wnioskowanie o zmianach w jego strukturze i funkcji poprzez analizę zapisu sygnału elektrycznego, odbieranego w pewnej odległości, po przewodzeniu go przez tkanki otaczające. Analiza elektrokardiograficzna jest więc wnioskowaniem o zmianach struktury i pracy pewnego generatora prądu poprzez analizę sygnałów docierających do "Przyrządu pomiarowego" oddzielonego od identyfikowanego (analizowanego) układu przez szereg niejednorodnych warstw izolacyjnych.

Serce jako generator prądu jest rodzajem samoładującego się kondensatora o skomplikowanej strukturze.

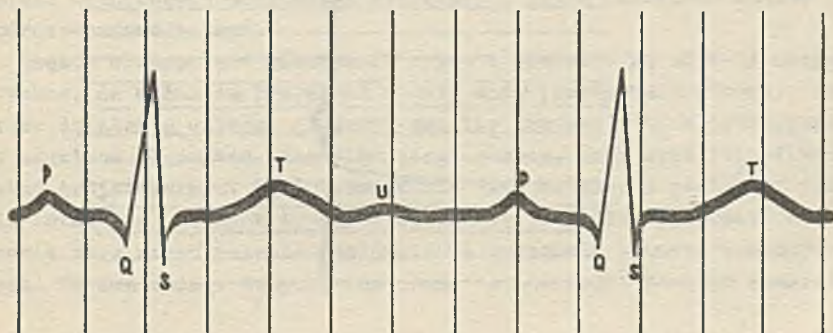
W przybliżeniu struktura ta jest następująca. Całość mięśnia sercowego składa się z sieci włókien mięśniowych utrzymujących w okresie między rozładowaniem różnicę potencjałów między ich wnętrzem a otoczeniem. Przez siatkę tak naładowanych włókien, cyklicznie z częstością 70-120/min. przechodzą fale rozładowania, wywoływane przez bodziec elektryczny generowany

w tzw. węźle zatokowym. Bodziec ten jest słaby i nie daje się rejestrować. Powoduje on rozpoczęcie szerzenia się fali rozładowania, która nazywana jest w medycynie depolaryzacja. Fala ta jest przewodzona szybko poprzez tzw. "układ przewodzący serca", którego lokalizację ilustruje rys. 1. Fala depolaryzacji z włókien układu przewodzącego serca przechodzi na pozostałe części serca (włókna mięśnia sercowego), w których rozchodzi się już wolniej.

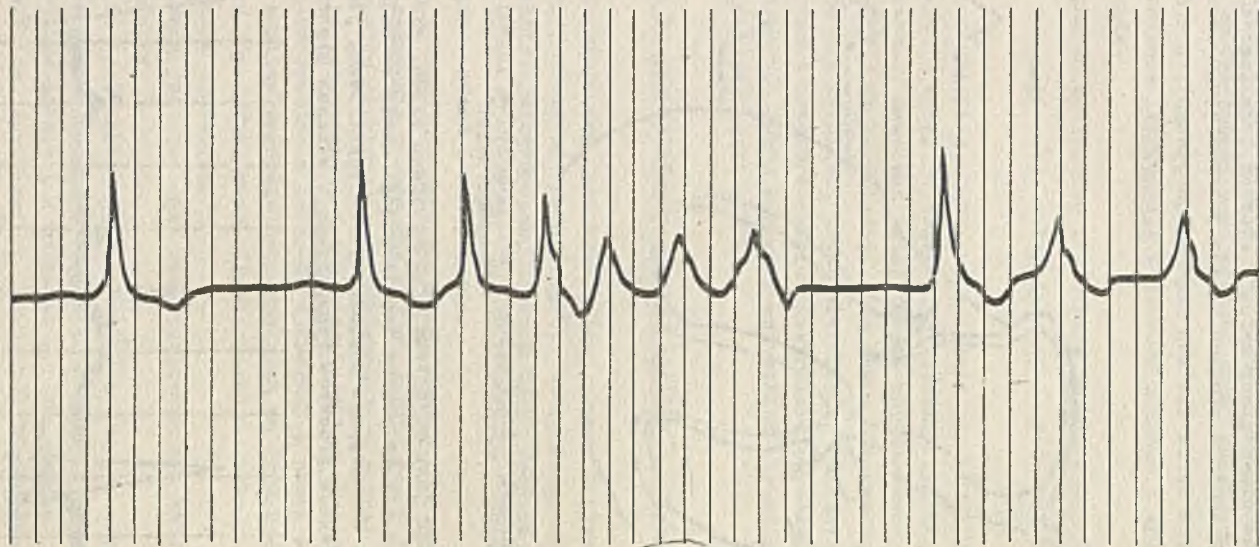


Rys. 1. Schemat budowy serca z uwzględnieniem lokalizacji układu przewodzącego serca

Zapis EKG jest rejestracją sumacyjnego prądu, wywoływanego przez postępujący w czasie proces depolaryzacji coraz to dalszych włókien mięśnia sercowego. W następnym odcinku cyklu rejestrowany jest sygnał będący zsumowanym efektem procesów repolaryzacji włókien mięśnia sercowego.

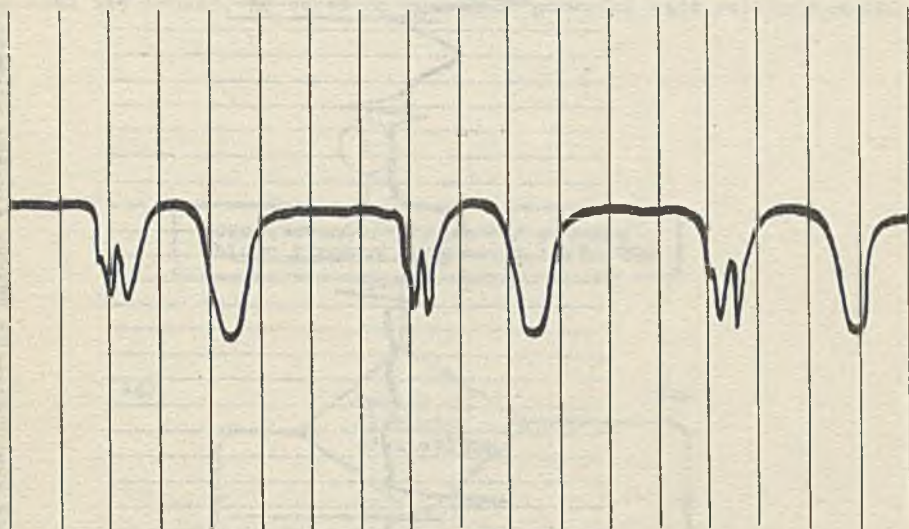


Rys. 2. Prawidłowy przebieg krzywej elektrokardiograficznej (zaznaczono symbole typowych załamków)



Rys. 3. Krzywa EKG patologiczna. Gromadne ekstrasystole pochodzenia komorowego

Przykładowy schemat prawidłowego cyklu zmian potencjałów, rejestrowanych przez przyrząd przyłożony w dwóch punktach ciała, np. na kończynie górnej i dolnej, ilustruje rys. 2. Trzy przykłady patologicznych krzywych EKG ilustrują rys. 3,4,5.

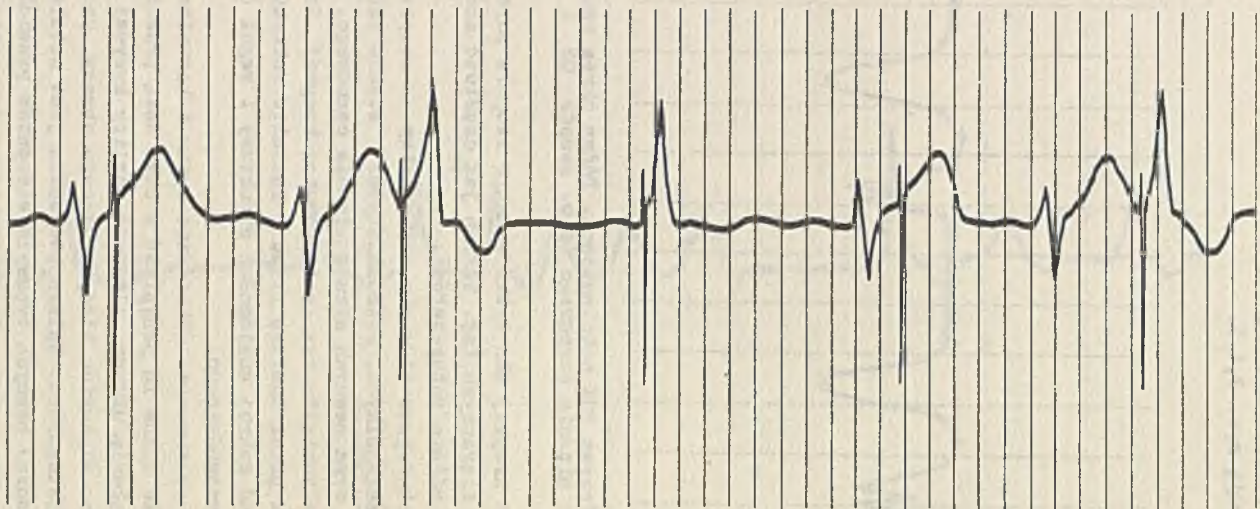


Rys. 4. Krzywa EKG patologiczna. Późny okres ewolucji krzywej u chorego z zawałem mięśnia sercowego (tzw. zespół QS i głębokie wienicowe T)

Analiza krzywej EKG tylko w małym stopniu polega na pomiarze pewnych wielkości fizycznych (np. takich jak częstość akcji serca, amplituda największych różnic potencjałów).

Najistotniejsze elementy tej analizy to rozpoznawanie (klasyfikacja) wśród poszczególnych, rozróżnianych, stanów układu bodźcotwórczego i przewodzącego oraz pewnych stanów mięśnia sercowego, dokonywana poprzez analizę rytmu i kształtu tzw. załamków tej krzywej. Rozpoznawanie pewnych stanów układu przez analizę rytmu i kształtu załamków krzywej jest możliwe dzięki dość dobrej znajomości struktury i reguł działania układu bodźco - twórczo-przewodzącego.

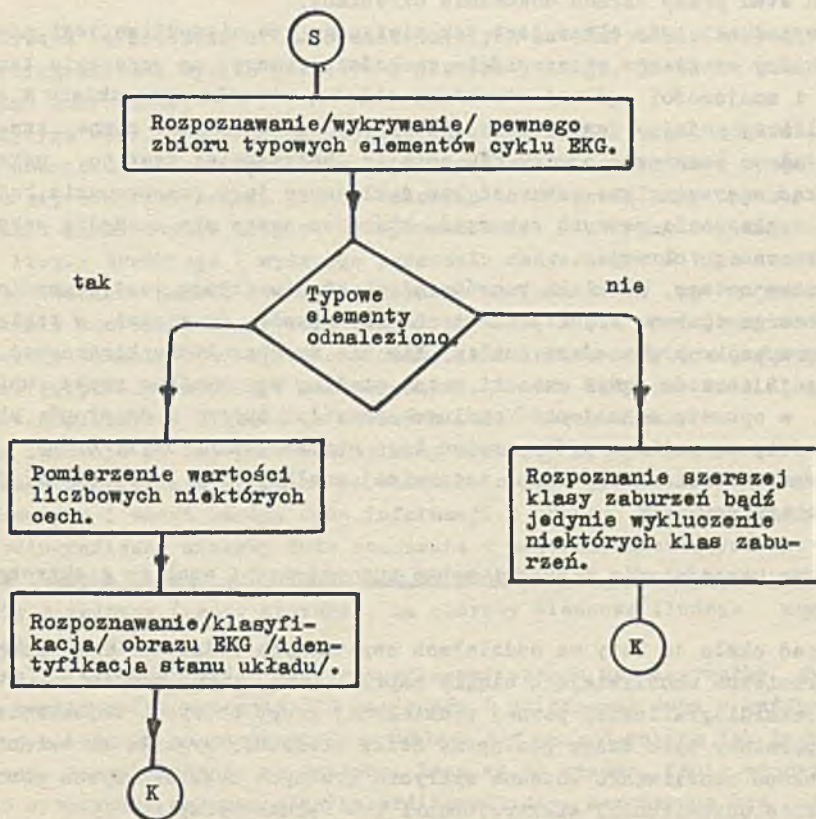
Często obserwowane zaburzenie rytmu i kształtu są na tyle charakterystyczne, że można im przypisać z dużą dozą prawdopodobieństwa określone stany działania układu. Algorytm analizy krzywej w tych sytuacjach ma wtedy znamiona algorytmu klasyfikującego obrazy, przy czym klasyfikacja jest tutaj trójstopniowa. Wpierw konieczne jest ustalenie obecności (rozpoznania istnienia) pewnych typowych elementów prawidłowej krzywej EKG. Zakończenie tego etapu pozwala następnie na dokonanie pewnych pomiarów liczbowych. Te dwa zbiory danych, tzn. dane o obecności pewnych elementów obra-



Rys. 5. Krzywa EKG u chorego z wszczepionym, sztucznym rozrusznikiem serca, którego działanie jest zaburzone

zu elektrokardiograficznego oraz dane o wartościach liczbowych pewnych cech, pozwalają na ogół na dokonanie klasyfikacji ostatecznej, czyli wyróżnienie któregoś ze znanych stanów patologicznych.

W wielu przypadkach analiza krzywej dokonywana przez lekarza przebiega inaczej. Ilustruje to schemat na rys. 6. Otóż zarówno na etapie ustalania obecności elementów typowych jak i na etapie klasyfikacji ostatecznej może się okazać, że obraz ma charakter pośredni bądź zupełnie niezna-



Rys. 6. Ogólny schemat przebiegu wnioskowania lekarza analizującego krzywą EKG

ny (nieokreślony). Jest to wywołane bądź przez: pośredni nietypowy stan układu, bądź przez różnego rodzaju zakłócenia prowadzące do nietypowego kształtu krzywej. Nie chodzi tu zresztą tylko o zakłócenia sensu stricto takie jak artefakty wywołane przez drżenie mięśniowe, ruchy pacjenta, złe przyleganie elektrod itp. Chodzi tu o niezwykle różnorodne przyczyny zmian w przekodowaniu stanu pracy układu w kształt zarejestrowanej krzywej. Ta-

kie nietypowe przekodowanie rzeczywistego stanu układu w kształt krzywej mogą powodować takie np. czynniki jak: otyłość, różnorodne położenia serca wynikające z różnorodnej budowy klatki piersiowej, jamy brzusznej, płu- nu w worku osierdziowym lub w jamie opłucnej itp.

W technicznych układach klasyfikujących, w sytuacjach, gdy obraz ma cha- rakter pośredni, algorytm przewiduje decyzję: "klasa obrazów nieokreślo- na". Lekarz postępuje jednak inaczej.

Aby uświadomić tę różnicę, należy uprzytomnić sobie, że jeśli rozpo- najemy bez trudności pewien typowy obraz EKG, to tym samym wiążemy z nim pewien stan pracy układu dokładnie określony.

W wypadkach, gdy obraz jest tak nietypowy, że niemożliwe jest zdecydo- wać, który ze stanów rzeczywiste zachodzi, lekarz, na podstawie tego o- brazu i znajomości ogólnej struktury układu, określa stan układu w sposób przybliżony podając dane o układzie, które są stosunkowo pewne, tzn., które można na podstawie obrazu EKG ustalić. Najczęściej jest to wskazanie na jakąś szerszą klasę zaburzeń bez dokładnego jego precyzowania, bądź je- dyndie wykluczenie pewnych zaburzeń, które na pewno nie zachodzą wobec za- rejestrowanego obrazu.

Wynika z tego, że klasa rozróżnianych stanów układu jest w umyśle le- karza zorganizowana w jakiś hierarchiczny sposób. Co więcej, w takich trud- nych przypadkach procedura analizy EKG nie ma charakteru klasycznej kla- syfikacji obrazów, gdyż wnioski z tej analizy są ustalane przez wnioskowa- nie w oparciu o znajomość ogólnych prawideł budowy i działania układu. Oczywiście są możliwe próby zapisu tego wnioskowania, czyli próby algo- rytmowania również tego etapu naturalnej analizy EKG. Próby te są jednak bardzo trudne.

Medyczne uzasadnienie i wymogi wobec automatycznej analizy elektrokardio- gramów

Przed około 10 laty na oddziałach szpitalnych pojawiła się aparatura elektroniczna umożliwiająca ciągły zapis (tzw. monitorowanie) krzywej elektrokardiograficznej pewnej wydzielonej grupy chorych. Pojawienie się tej aparatury było dużym postępem. Stałe śledzenie sygnału na ekranie o- scyloskopu umożliwiło wczesne wykrycie groźnych zaburzeń rytmu serca i wdrożenie odpowiedniej elektroterapii lub farmakoterapii.

Wkrótce okazało się jednak, że stałe śledzenie sygnału EKG na ekranie oscyloskopu jest zajęciem tak męczącym, że nawet silna motywacja w posta- ci zagrożenia życia chorego jak i obowiązkowość zawodowa nie są w stanie zabezpieczyć w praktyce pełnego wykrywania i rejestracji zaburzeń. Proste urządzenia alarmujące włączane przez przekroczenie zadanej częstości ze- społów QRS są w stanie zwrócić uwagę jedynie na już bardzo groźne zabu- rzenia rytmu.

Wiadomo, że występowanie tych groźnych zaburzeń rytmu serca jest po- przedzone najczęściej występowaniem zaburzeń mniej niebezpiecznych. Odpo-

wiednie ich leczenie mogłoby często zapobiec wystąpieniu zaburzeń groźnych dla życia.

Możliwość automatycznego wykrywania zaburzeń rytmu jest istotna nie tylko dla nadzoru, lecz czasami również dla ustalenia rozpoznania. Często zdarza się bowiem, że wywiad z chorym wskazuje na występowanie u niego zaburzeń rytmu, których nie można wykazać nawet wielokrotnymi badaniami elektrokardiograficznymi. Dopiero wielogodzinna automatyczna analiza sygnału EKG mogłaby zapewnić wykrycie lub wykluczenie występowania takich zaburzeń.

Potrzeba opracowania układów analizujących automatycznie krzywą elektrokardiograficzną wynika poza tym z jeszcze jednego, zupełnie odmiennego problemu medycznego:

Medycyna współczesna coraz większą wagę przypisuje problemowi zapobiegania chorobom i wczesnego ich wykrywania. Wczesne wykrywanie rozróżniających się schorzeń wymaga jednak masowych badań profilaktycznych. Badania takie są niezwykle drogie. Przeprowadzenie ich wymaga zaangażowania dużej liczby średniego i wyższego personelu medycznego. Z tych właśnie względów badania masowe stały się możliwe na dużą skalę po wprowadzeniu specjalnie dostosowanej do tego celu aparatury, która zmniejsza koszt pojedynczego badania oraz ogranicza czas, jaki lekarz poświęca jednemu wynikowi. Przykładem mogą być małowymiarowe, masowe badania radiologiczne lub autoanalizatory służące do masowych badań biochemicznych.

Nie istnieje do tej pory analogiczny system służący do masowych badań elektrokardiograficznych, mimo że badanie to jest jednym z najbardziej podstawowych i wnosi bardzo dużo informacji o chorym. Masowe badania elektrokardiograficzne miałyby duże znaczenie w nadzorze niektórych grup populacji ogólnej. Jako przykład można tu podać osoby narażone na rozwinięcie się miażdżycy (osoby starsze), na choroby wieńcowe (ludzie narażeni na duże stresy).

Problem masowych badań elektrokardiograficznych rozwiązywałby system, który analizowałby wstępnie EKG pacjentów i umieszczał dane o każdym pojedynczym badaniu na maszynowych nośnikach informacji takich jak taśmy magnetyczne. Pozwalałoby to na wstępne, lecz za to masowe, tanie, odpowiednio często wykonywane badania elektrokardiograficzne, dokonywane bez udziału lekarza. System ten mógłby porównywać, wykonywane kolejno dla danego osobnika, badania EKG, co pozwalałoby na wykrycie ewolucji obrazu EKG w kierunku zmian patologicznych. System wskazywałby osobników, u których krzywa EKG wykazuje odchylenia patologiczne lub osobników, u których zmieniała się ona w stosunku do poprzednich zapisów. EKG takiego osobnika byłoby już dokładnie analizowane przez kardiologa.

Trzecie, już bardziej przyszłościowe zapotrzebowanie na układy automatycznej analizy elektrokardiogramów wynika z współczesnej tendencji do kompleksowej automatyzacji szpitali.

Nowoczesne szpitale coraz częściej wdrażają systemy usprawniające zbieranie danych o chorych, przechowywanie ich i wykorzystywanie. Wdrożenie tych systemów ma na celu nie tylko mechanizację i automatyzację różnych rutynowych pracochłonnych czynności. Są one pierwszym, niezbędnym krokiem do praktycznego wykorzystywania różnych, wspomagających lekarza, algorytmów diagnostycznych, terapeutycznych i bardziej kompleksowych algorytmów nadzoru pobytu chorego w szpitalu. Ważnym podzbiorem danych o chorym są dane elektrokardiograficzne. Predykcja rozwoju szpitalnych systemów informacyjno-nadzorujących wykazuje, że dane elektrokardiograficzne będą pierwszym podzbiorem danych, który będzie wprowadzany do pamięci systemu w sposób automatyczny, z ominięciem lekarskiego opisu słownego.

Użytkowe własności techniki hybrydowej i systemów hybrydowo-cyfrowych

Treść prac zamieszczonych w niniejszym tomie jest kierowana zarówno do techników jak i do badaczy o wykształceniu medycznym, zainteresowanych problemem automatycznego przetwarzania informacji. Dla tej drugiej grupy ewentualnych czytelników pomocne w zrozumieniu poruszanych zagadnień będzie zapewne krótkie wprowadzenie w zagadnienie systemów operujących w czasie rzeczywistym, techniki hybrydowej i systemów hybrydowo-cyfrowych.

Omawiam tu oczywiście jedynie użytkową stronę tych układów jako reprezentant jednej z dziedzin pragnących zaszcześcić te technologie na jej użytek.

Szeroko obecnie znane jest rozróżnienie maszyn matematycznych na maszyny cyfrowe i maszyny analogowe.

Sposób pracy klasycznych maszyn cyfrowych można by w największym skrócie opisać następująco:

Na wejście komputera dostarcza się pewien zbiór danych utrwalonych na takim lub innym, maszynowym nośniku informacji. Dane te zawsze mają postać dyskretną czyli wyrażalną cyframi. W pamięci maszyny znajduje się pewien, zapisany tam wcześniej, ciąg instrukcji zwany programem. Wykonanie takiej instrukcji powoduje wykonanie pewnej operacji arytmetycznej, logicznej lub technicznej (przesył z zewnątrz maszyny lub na zewnątrz maszyny, przesył pomiędzy elementami maszyny, rozpoczęcie biegu programu, koniec biegu programu itp.).

Każdy program jest zapisem pewnej procedury postępowania, której skutki są znane. Innymi słowy jest to zapis pewnej myśli ludzkiej, realizującej pewne obliczenie, pewien akt kontroli, pewną transformację zbioru informacji.

Program, rozpoczynając prace, czerpie dane ze zbioru dostarczonego mu na wejściu i generuje nowe dane, umieszczając je w pewnym zbiorze danych wyjściowych, Tempo pobierania danych wejściowych zależy tutaj od realizowanego programu. Czas pracy programu zależy oczywiście od ilości wykonanych instrukcji.

Zastosowanie komputerów do sterowania różnymi procesami odbywającymi się w czasie rzeczywistym (np. procesy przemysłowe, ruch drogowy, lotniczy, nawigacja statku, sterowanie lotem rakiety itp.) wymagało rozwiązania różnych trudności.

Dane pierwotne są tutaj na ogół ciągłymi sygnałami elektrycznymi, odbieranymi z wielu wejść. Muszą one być konwertowane na postać ciągów cyfr. Tempo napływu tych danych zależy od procesów zewnętrznych. Uruchamianie takich lub innych podprogramów należało więc uzależnić od pojawienia się na wejściach określonych sygnałów. Ograniczona szybkość realizacji tych różnych podprogramów sprawia, że czasami ilość zgłoszeń sygnałów wejściowych "przerasta" możliwości ich obsługi przez komputer. Wymaga to nadania niektórym z nich priorytetów. Całością przetwarzania musi kierować pewien hardware'owy lub software'owy system operacyjny (program zarządzający).

Od niedawna systemy przetwarzające dane w czasie rzeczywistym zaczęto wspomagać nowymi technologiami, które wzięły swój początek z drugiej klasycznej postaci maszyn matematycznych zwanych maszynami analogowymi. W przeciwieństwie do maszyn cyfrowych, w których sygnały elektryczne reprezentują cyfry, w maszynach analogowych dokonuje się operacji na ciągłych sygnałach elektrycznych, które reprezentują funkcje wielkości fizycznych (analogi wielkości fizycznych).

Już klasyczne maszyny analogowe służyły więc do przetwarzania danych mających charakter czasowy. Pewne ich podukłady realizują np. operacje ciągłego dodawania wartości dwóch funkcji, zróżniczkowania wartości funkcji lub całkowania wartości funkcji względem czasu. Charakterystyczną ich cechą jest to, iż wynik pewnych operacji na owych funkcjach otrzymuje się na wyjściu natychmiastowo i to w sposób ciągły, stale na bieżąco w czasie rzeczywistym.

Maszyna analogowa jest więc rodzajem "sieci", która "zbiiera" w sposób ciągły sygnały wejściowe i przetwarza je w pewien wynikowy także ciągły sygnał wyjściowy.

Już ten pobieżny opis może nasuwać myśl, że maszyny te powinny nadawać się do sterowania procesami, które zachodzą w czasie rzeczywistym. Wadą klasycznych maszyn analogowych było jednak to, że niemożliwe było zmienianie ich struktury w trakcie przetwarzania. Innymi słowy owa "sieć" miała na cały okres przetwarzania sztywną strukturę i sposób działania. Sygnały reprezentujące pewne naturalne wielkości fizyczne (parametry procesu) cechują się jednak często nagłymi zmianami, wymagającymi zmiany sposobu ich przetwarzania, co można osiągnąć jedynie przez natychmiastową zmianę struktury układu.

W ostatnich kilku latach pojawiła się taka możliwość. Zbudowano maszyny analogowe, których podstawowe elementy, jakimi są wzmacniacze operacyjne, można "przełączać" i "nastrajać" z olbrzymią szybkością. Jest to tzw. technika wzmacniaczy operacyjnych sterowanych logicznie (cyfrowo). Ponieważ elementami sterującymi ("przełączającymi") są podkłady, jakie stosuje

się w maszynach cyfrowych, technikę tę nazwano techniką hybrydową (hybryda technologii analogowej i cyfrowej).

Początkowo technikę hybrydową stosowano jedynie w uniwersalnych matematycznych maszynach hybrydowych. W ostatnich 3-4 latach zaczęto stosować ją również w różnych specjalizowanych układach sterujących procesami odbywającymi się w czasie rzeczywistym.

Jeszcze większe możliwości kontroli procesów odbywających się w czasie rzeczywistym można otrzymać dzięki systemom hybrydowo-cyfrowym, czyli systemom mającym podwójnie "hybrydowy" charakter. Systemy takie składają się z części zbudowanej w technice wzmacniaczy operacyjnych sterowanych cyfrowo (część hybrydowa) oraz komputera wyposażonego w system operacyjny umożliwiający sterowanie procesami zachodzącymi w czasie rzeczywistym (część cyfrowa).

Część hybrydowa takich systemów umożliwia szybkie (niemal natychmiastowe) ciągłe, przetwarzanie "wstępne" analogowych sygnałów wejściowych. Uzyskuje się dzięki temu pewną ilość sygnałów wynikowych niosących w sobie wyselekcjonowane informacje o dużym znaczeniu dla kontroli procesu. Te wyjściowe sygnały części hybrydowej można już teraz podać konwersji i przetwarzać dalej w obrębie komputera techniką całkowicie cyfrową.

Jedne z pierwszych praktycznych zastosowań specjalizowanych systemów hybrydowo-cyfrowych zrealizowano na pokładach statków serii Apollo lądujących na Księżycu. Komputery pokładowe tych statków są właśnie układami hybrydowo-cyfrowymi.

Autor prezentowanych w niniejszym tomie prac mgr inż. Marcin Brodziak, znając możliwości techniki hybrydowej, które nabył pracując w Instytucie Kompleksowych Systemów Sterowania oraz znając opisane wyżej problemy medyczne, dążył do syntezy pewnego specjalizowanego systemu hybrydowo-cyfrowego operującego w czasie rzeczywistym, którego zadaniem miała być automatyczna analiza sygnałów EKG oddziału intensywnej opieki. Patologiczne zmiany akcji serca są jednym z nielicznych szybkozmiennych procesów zachodzących w czasie rzeczywistym, którego znaczenie i możliwości modyfikacji są wystarczająco dobrze poznane, aby nadzorować go automatycznie w celu natychmiastowych korektur terapeutycznych.

Następny rozdział przedmowy przedstawia przebieg prac autora nad teorią i rozwiązaniami technicznymi tego systemu.

Przebieg prac Marcina Brodziaka nad syntezą systemu analizującego automatycznie krzywą EKG

Pierwsze dwie prace Marcina Brodziaka dotyczące zagadnienia automatycznej interpretacji krzywej EKG, które ukazały się w 1971 r. w niniejszych zeszytach oraz w Polskim Tygodniku Lekarskim [1], [2], były jednymi z pierwszych prac na świecie, wskazującymi na możliwość bardzo dokładnej automatycznej analizy rytmu serca przez tanie urządzenia zbudowane w oparciu o

technikę hybrydową, czyli technikę wzmacniaczy operacyjnych sterowanych logicznie.

Autor tych prac zdawał sobie sprawę, że mówiąc o systemach automatycznej analizie elektrokardiograficznej nie można abstrahować od celu, jakiego ta analiza ma służyć. Gdyby nie stawiać sobie celów użytecznych, lecz celem byłby sam eksperyment, wtedy można by użyć dużej maszyny cyfrowej i próbować utworzyć odpowiedni zbiór programów odtwarzających opisany powyżej sposób analizy.

W zamyśle Marcin Brodziak dążył jednak do praktycznego, użytecznego celu, jakim miał być nadzór nad ciężko chorymi, którzy trafiają do każdego, często niezbyt bogatego szpitala terenowego. System miał poza tym dokonywać ciągłej analizy sygnału EKG jednocześnie dla kilku chorych. Jeśli założycy by stała konwersja na postać cyfrową kilku sygnałów EKG dokonywana w czasie rzeczywistym, bez wstępnej obróbki analogowej, to uzyskiwano by tak dużą ilość danych, że jedynie bardzo duża maszyna cyfrowa mogłaby sobie z nimi poradzić. Koszt takiej maszyny łącznie z odpowiednimi szybkimi konwertorami a/c byłby olbrzymi.

Marcin Brodziak spostrzegł możliwość budowania tanich i efektywnych analizatorów zaburzeń rytmu przez wykorzystanie produkowanych już obecnie w technice obwodów scalonych, elementów maszyn analogowych sterowanych cyfrowo (logicznie).

Opracował on i zamodelował szereg układów opartych o taką technikę, realizujących różne operacje elementarne, prowadzące do wykrywania zaburzeń rytmu serca. Wynikiem tych prac jest 5 opisów patentowych takich układów opracowanych przez Marcina Brodziaka. Matematyczna dokładność, z jaką pracują elementy tych układów pozwoliła ich autorowi ustalić, chyba po raz pierwszy, przejście od 1) kryterium słownego zaburzenia rytmu, poprzez oddające je 2) kryterium matematyczne do realizującego to kryterium 3) układu hybrydowego. Czytelnik może prześledzić to w pracach zawartych w niniejszym tomie. Już po opublikowaniu prac [1], [2], [8], [9] ukazały się na rynku zagranicznym analizatory przyłódkowe oparte bądź o technikę cyfrową (bardzo drogie), bądź o klasyczną technikę elektroniczną. Wszystkie znane do chwili obecnej analizatory tego typu analizują rytm serca poprzez oznaczanie czasów trwania kolejnych odstępów RR oraz oznaczanie czasów trwania kolejnych zespołów QRS i porównywanie wyliczonych wartości z wartościami średnimi, wyliczonymi dla chorego z większej liczby cykli.

Używając określeń z rozdziałów wstępnych niniejszej przedmowy, analizatory te dokonują klasyfikacji ostatecznej zaburzeń rytmu jedynie w oparciu o wykrycie i pomiar dwóch elementów cyklu EKG. Nic więc dziwnego, że są one w stanie wykryć jedynie podstawowe zaburzenia rytmu (głównie ekstrakystole), przy czym efektywność wykrywania tych prostych zaburzeń rytmu serca wynosi jedynie 60-70% zaburzeń rzeczywiście zaistniałych.

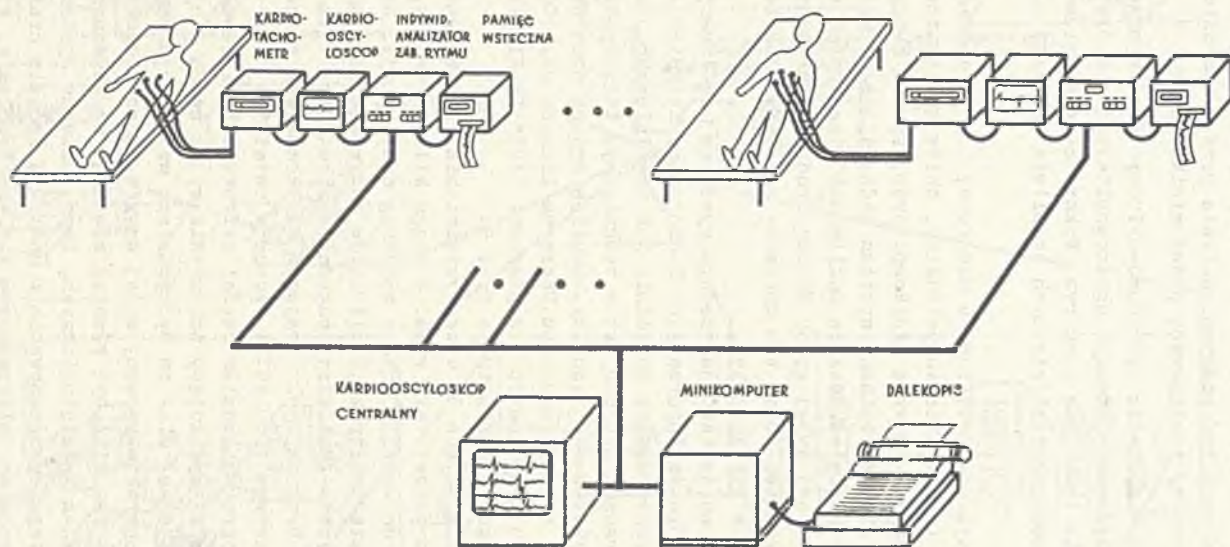
Tak więc zaproponowane przez Marcina Brodziaka układy, w świetle osiągnięć innych ośrodków, nadal cechują się oryginalnością. Mimo ich prostoty

i niskich kosztów w nasowej produkcji, pozwalają one na ustalenie znacznie większej ilości typowych elementów cyklu EKG (np. położenie osi elektrycznej serca, wartość pola pod zespołem QRS, dokładne czasy trwania kilku cykli wstecz). Pozwala to na znacznie pełniejszą klasyfikację ostateczną, umożliwiającą np. dokładne dyskryminowanie ekstrasystoli pojawiających się w tzw. okresie ranliwym, odróżnianie skutecznych i nieskutecznych pobudzeń z rozrusznika serca, wykrywanie występowania okresowych zblokowań przedsionkowo-komorowych, wykrywanie nagłego występowania niemiarowości bezładnej, wykrywanie późnych, niskonapięciowych ekstrasystoli komorowych nie zmieniających znacznie czasu RR. Kryteria działania tych układów wyrażają się ścisłym algorytmem, który jest określony wzorem matematycznym. Stanowi to o ich nowoczesności wobec bliżej niesprecyzowanych, jedynie empirycznych zasad działania układów opartych o klasyczną technikę elektro-niczną.

Zdając sobie sprawę, jak wyszukany intelektualnie jest naturalny proces interpretacji elektrokardiogramów, w następnym etapie badań Marcin Brodziak poszukiwał dalszych możliwości pogłębienia i udoskonalenia algorytmów analizy sygnału EKG. Miał przy tym nadal na uwadze realność finansową proponowanych rozwiązań.

Tak więc znów jako jeden z pierwszych w świecie w swojej pracy wygłoszonej w czerwcu 1972 r. na Międzynarodowej Konferencji: Application of Hybrid Computation w Gliwicach, wskazał on na możliwość, która była rozwinięciem jego pierwotnych koncepcji. Idea prezentowanego rozwiązania zilustrowana na rys. 7 polega na sprzęgnięciu kilku indywidualnych analizatorów zaburzeń rytmu serca wykonanych w technice hybrydowej w jeden system poprzez połączenie ich z odpowiednio oprogramowanym minikomputerem. Dzięki takiemu hybrydowo-cyfrowemu systemowi możliwe jest uzyskanie postępu idącego w 4 następujących kierunkach:

1. Możliwe jest śledzenie trendu zjawisk w czasie, bowiem analogowy analizator indywidualny jest w stanie pamiętać wykryte zaburzenia przez okres kilkunastu sekund. Może on sterować rejestratorem zaburzeń z pamięcią wsteczną i rejestratorem ilości wykrytych zaburzeń, co umożliwia sporządzenie kumulacyjnych zapisów zaburzeń na taśmie papierowej i wykresów zbiorczych ilości zaburzeń. Dopiero jednak dodanie pamięci cyfrowej minikomputera pozwala na wszczynanie alarmów po wykryciu niekorzystnego trendu w ilości zaburzeń oraz giętkie dostosowanie rodzaju nadzoru do istoty schorzenia pacjenta.
2. Pamięć cyfrowa systemu hybrydowo-cyfrowego umożliwia sporządzanie pisemnych raportów z nadzoru automatycznego, mogących wybiórczo określać liczbami i wykresami rozwój zaburzeń w czasie.
3. W bardziej rozbudowanych systemach hybrydowo-cyfrowych przewidujących konwertory a/c i jednostkę pamięci masowej, możliwe jest realizowanie sposobu nadzoru automatycznego, który można by nazwać odcinkowo-cyfrowym.



Rys. 7. Poglądowy rysunek ilustrujący konfigurację sprzętu ANAKARD-S

Sposób ten polega na zapisywaniu w jednostce pamięci masowej odcinków skonwertowanego do postaci cyfrowej sygnału EKG, które zostały "uznane" przez indywidualne analizatory hybrydowe jako "zbyt złożone". Odcinki te mogą być poddane analizie przez bardziej złożony algorytm diagnostyczny realizowany przez minikomputer.

4. Uzyskane w systemie hybrydowo-cyfrowym dane wynikowe mogą być przekazane nadrzędnemu systemowi ogólnoszpitalnemu, który zbiera i przechowuje wszystkie inne dane o chorym. Wykorzystanie zgromadzonych tam danych biochemicznych i klinicznych umożliwi bardziej całościowy intensywny nadzór.

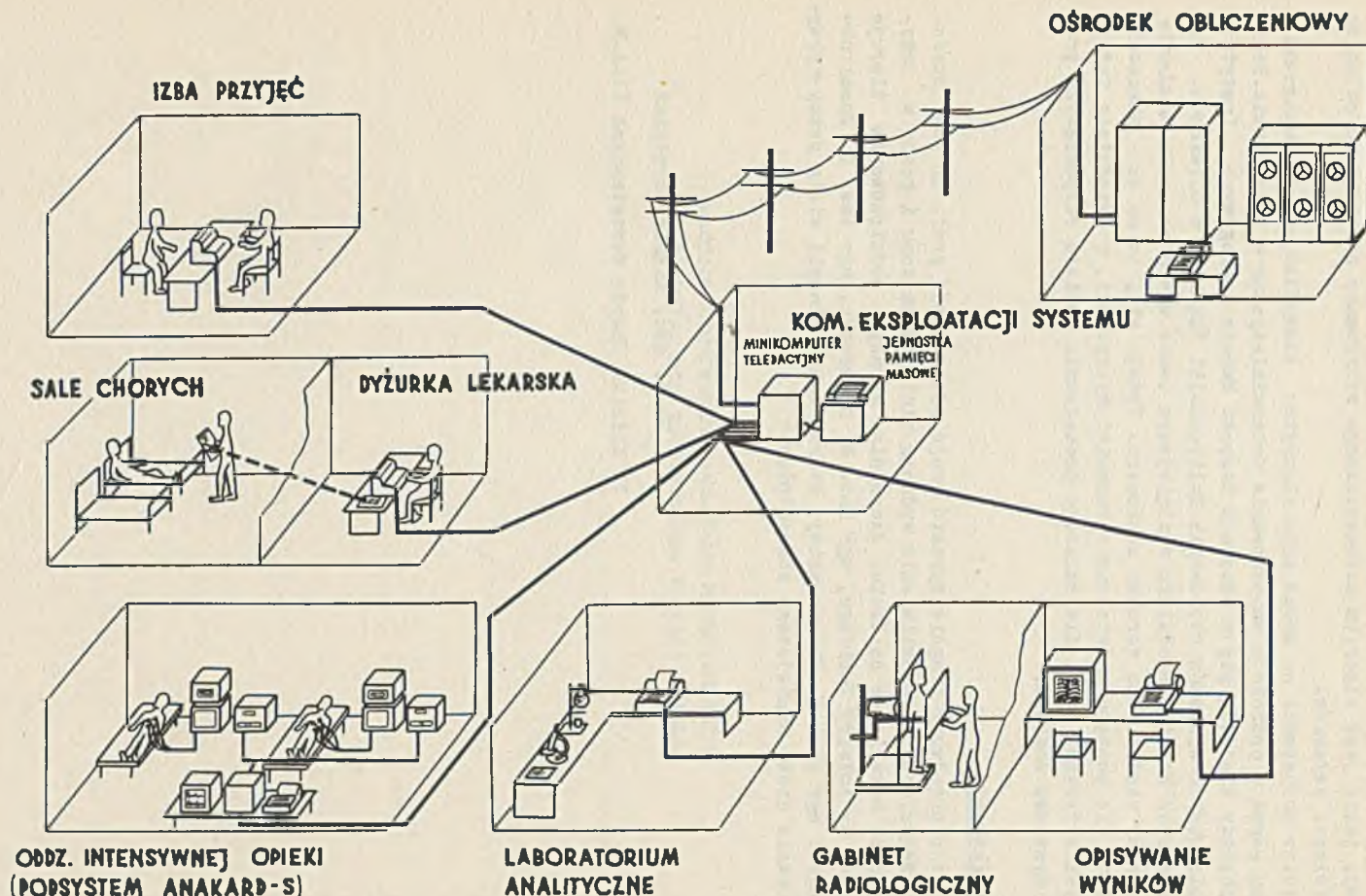
System hybrydowo-cyfrowy o modułowej i jednocześnie hierarchicznej strukturze (analyzer indywidualny, zbiór analizatorów indywidualnych, system hybrydowo-cyfrowy z minikomputerem, system hybrydowo-cyfrowy podłączony do ogólnoszpitalnego systemu nadzorującego) może być rozbudowywany stopniowo w miarę wzrastania możliwości finansowych szpitala.

W wymienionej wyżej pracy Marcin Brodziak zarysował omówioną koncepcję bardzo dokładnie. Podał tam dokładne schematy blokowe programu biegu systemu w czasie rzeczywistym.

Dla systemu Anakard nadrzędny system ogólnoszpitalny miał być Szpitalny System Informacyjno-Nadzorujący Katowice - 4 (System SINKA-4), którego oprogramowanie dokładnie już zdefiniowano. Marcin Brodziak uczestniczył w pracach nad projektem technicznym tego systemu i jest jego współautorem. Istotne dla jego użytkowników ogólne dane wyprowadzające zawarto w części II niniejszego tomu. Obszerna licząca ok. 2000 stron dokumentacja tego Systemu jest dostępna w pracowni "405" II Kliniki Chorób Wewnętrznych Śl. A.M. Jego ideę ilustruje rys. 8.

Prace zmierzające do urzeczywistnienia Systemu Anakard rozpoczęto subydiować od połowy 1972 roku. W ciągu kilku miesięcy, jakie upłynęły od tego czasu do śmierci autora opisanej wyżej wizji, dokonano dużego postępu w zakresie konstrukcji elementów indywidualnego analizatora zaburzeń rytmu. Fizyczna realizacja całości systemu nie była jeszcze możliwa ze względu na brak na rynku krajowym minikomputera z operatywnym oprogramowaniem podstawowym (rok 1972). Autor w ostatnich miesiącach pracował jednak nadal nad oprogramowaniem części cyfrowej. Definiował on bardziej efektywne algorytm klasyfikujący zaburzenia rytmu serca w oparciu o wnioskowanie deterministyczne. Miał on być podstawą wersji systemu Anakard-S wykorzystującej scharakteryzowany wyżej sposób nadzoru odcinkowo-cyfrowy.

Algorytm ten miał być również częścią zarysowanego wyżej systemu do masowych badań kardiologicznych, który nazwano Systemem Maskard. W celu uzyskania tego oprogramowania w możliwie krótkim czasie nawiązano współpracę z Ośrodkiem Obliczeniowym A.M. we Wrocławiu, którym kieruje doc. dr med. hab. Jagielski. W ramach wstępnej umowy ww. ośrodek miał skoncentro-



Rys. 8. Konfiguracja sprzętu i zarys działania systemu SINKA-4

wać się nad problemem drugiej niezbędnej części oprogramowania takiego systemu, jakim jest algorytm automatycznego wykrywania patologicznych zmian morfologii załamków.

Autor pozostawił po sobie opis algorytmu klasyfikującego zaburzenia rytmu serca w oparciu o wnioskowanie deterministyczne w brudnopisie. Tekst i schematy znajdują się w zbiorach Zespołu Maszyn Analogowych Instytutu Kompleksowych Systemów Sterowania Politechniki Śląskiej w Gliwicach. Zebranie prac Marcina Brodziaka w niniejszym tomie miało na celu ocalenie chociażby części jego dorobku naukowego. Wydaje się, że ma to znaczenie zarówno dla postępu w dziedzinie techniki hybrydowej, w dziedzinie informatyki medycznej jak i dla dalszego prowadzenia dopiero rozpoczętych prac nad Systemem Anakard.

Podziękowanie

Autor przedmowy pragnie wyrazić swoją wdzięczność prof. dr inż. Stefanowi Węgrzynowi za umożliwienie wydania niniejszego tomu i pomoc w przygotowaniu materiałów do druku. Szczególne wyrazy podziękowania kieruję również do Kolegów Zmarłego, mgr inż. M. Skowronka, mgr inż. L. Znamirovskiego i mgr inż. E. Starzewskiej, którzy także włożyli wiele pracy w przygotowanie druku niniejszego zbioru prac.

Dr n. med. Andrzej Brodziak
II Klinika Chorób Wewnętrznych Śl.A.M.

C z ę ść I

OGÓLNE KONCEPCJE UKŁADÓW HYBRYDOWYCH
ANALIZUJĄCYCH ZABURZENIA RYTMU SERCA

WYKŁAD

W tym wykładzie omówiono ogólną koncepcję układów hybrydowych, które służą do analizy zaburzeń rytmu serca. Układy te łączą cechy zarówno układów analogowych, jak i cyfrowych, co umożliwia im precyzyjną analizę sygnałów biomedycznych, takich jak EKG.

$$f(t) = \sum_{k=0}^{\infty} a_k \delta(t - kT)$$

Wzrost liczby próbek w czasie prowadzi do zwiększenia rozdzielczości czasowej analizy.

Wzrost liczby próbek w czasie prowadzi do zwiększenia rozdzielczości czasowej analizy.

$$f(t) = \sum_{k=0}^{\infty} a_k \delta(t - kT)$$

$$f(t) = \sum_{k=0}^{\infty} a_k \delta(t - kT)$$

Wzrost liczby próbek w czasie prowadzi do zwiększenia rozdzielczości czasowej analizy.

1. ALGORYTMY WYKRYWANIA ZABURZEŃ RYTMU SERCA

Przy określaniu algorytmów pozwalających identyfikować poszczególne zaburzenia rytmu korzystamy z następujących definicji.

Definicja 1

Momentem wystąpienia załamka R (dokładniej czołem załamka R) nazwiemy moment czasu t_n , przy którym poziom sygnału elektrokardiograficznego $e(t)$ równy jest wybranemu poziomowi E przy $\left. \frac{de(t)}{dt} \right|_{t=t_n} > 0$ (rys. 1.1).

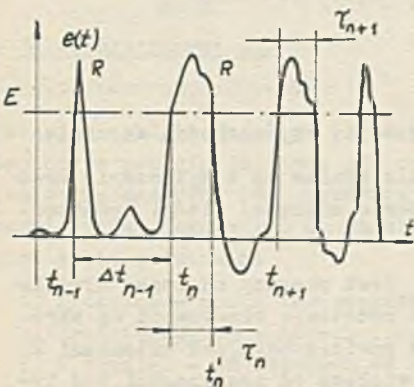
Odstępem między dwoma kolejnymi załawkami R_{n+1} , R_n lub czasem trwania n -tego cyklu nazwiemy czas upływający między momentami ich wystąpienia t_{n+1} i t_n , równy:

$$\Delta t_n = t_{n+1} - t_n$$

Definicja 2

Średnim odstępem m kolejnych załawków R, określonym dla n -tego cyklu nazwiemy wielkość daną wyrażeniem:

$$t'_{\text{srnm}} = \frac{1}{m} \sum_{i=n-m}^{n-1} \Delta t_i \text{ [s]}$$



Rys. 1.1. Przyjęty opis sygnału elektrokardiograficznego

Definicja 3

Szerokością n -tego załamka R nazwiemy odstęp czasu τ_n upływający od momentu t_n (wystąpienia n -tego załamka R) a momentem t'_n , tzn. gdy:

$$1) \left. \frac{de(t)}{dt} \right|_{t=t'_n} < 0$$

$$2) e(t'_n) = E$$

3) dla $t \in (t_n, t'_n)$ sygnał elektrokardiograficzny $e(t)$ jest większy od wybranego poziomu E .

Poniżej przedstawiono algorytmy wykrywania najbardziej interesujących z lekarskiego punktu widzenia zaburzeń rytmu. Algorytmy te przedstawiono w postaci określenia słownego oraz w postaci sformalizowanej. Zamieszczono również uwagi o technicznej realizacji algorytmu.

1. Ekstrasystola nadkomorowa

Kryterium rozpoznawania polega na sprawdzeniu, czy zachodzą dwa następujące warunki:

- pojawienie się zespołu QRS wcześniej niż wynika to z wyliczenia średniej częstości rytmu dokonanego na podstawie większej ilości poprzednich cykli,
- czas trwania analizowanego zespołu QRS oraz powierzchnia pod załamkami zespołu QRS nie są większe odpowiednio od czasu trwania zespołów QRS i od powierzchni pod załamkami Q, R i S uznanymi przez lekarza na podstawie obserwacji na ekranie kardiostopu za prawidłowe

$$(\Delta t_n < a_{ENAD} \cdot t_{srNn}) \wedge (t_n < b_{EKOM}[s]) \wedge \left(\int_{t_n}^{t_n + \Delta t} |e(t)| dt < \Delta S_{EKOM} \right)$$

Patrz uwaga 3,4,5 i 8.

2. Ekstrasystola komorowa

Kryterium rozpoznawania polega na sprawdzeniu, czy zachodzą warunki:

- pojawienie się zespołu QRS wcześniej niż wynika to z wyliczenia średniej częstości rytmu dokonanego na podstawie większej ilości poprzednich cykli,
- czas trwania analizowanego zespołu QRS jest większy od czasu trwania zespołów QRS uznanych przez lekarza na podstawie obserwacji na ekranie kardiostopu jako prawidłowe. Również powierzchnia pod załamkami Q, R, S rozpatrywanego zespołu QRS jest większa od powierzchni pod tymi załamkami, którą lekarz uznał na podstawie obserwacji elektrokardiogramu za prawidłową

$$(\Delta t_n < a_{EKOM} \cdot t_{srNn}) \wedge (t_n > b_{EKOM}[s]) \wedge \left(\int_{t_n}^{t_n + \Delta t} |e(t)| dt > \Delta S_{EKOM} \right)$$

Patrz uwaga 6 i 7.

3. Wykrywanie łączne ekstrasystolii nadkomorowej i komorowej

Jako kryterium rozpoznawania stosuje się jedynie warunek:

pojawienie się zespołu QRS wcześniej niż wynika to z wyliczenia średniej częstości rytmu dokonanego na podstawie większej ilości poprzednich cykli

$$\Delta t_n < \left(\min \left\{ a_{ENAD}, a_{EKOM} \right\} \right) \cdot t_{srNn}$$

4. Bradycardia

Kryterium rozpoznawania:

zmniejszenie się częstotliwości pojawiania się zespołów QRS poniżej zadanego progu, zadawane według uznania personelu lekarskiego

$$t_{\text{srNn}} > a_{\text{BRA}} [\text{s}]$$

Patrz uwaga 9.

5. Tachykardia

Kryterium rozpoznawania:

zwiększenie się częstotliwości pojawiania się zespołów QRS powyżej zadanego progu, zadawanego według uznania personelu lekarskiego

$$t_{\text{srNn}} < a_{\text{TACH}} [\text{s}]$$

Patrz uwaga 10.

6. Salwa ekstrasystolii

Kryterium rozpoznawania:

wystąpienie kilku (od 2 do 6) zespołów QRS, które spełniają warunek wymieniony w punkcie 1a, tzn. gdy następuje kilkakrotne (od 2 do 6) pojawienie się zespołu QRS wcześniej niż to wynika z wyliczenia średniej częstości rytmu, dokonanego na podstawie większej ilości poprzednich cykli. Można mówić o salwach:

- krótkich - dwóch ekstrasystolii,
- średniodługich - trzech i czterech ekstrasystolii,
- i długich - od czterech do sześciu ekstrasystolii.

ad a) krótka

$$t_{\text{sr2n}} < a_{\text{SAL}} [\text{s}]$$

ad b) średniodługa

$$t_{\text{sr4n}} < a_{\text{SAL}} [\text{s}]$$

ad c) długa

$$t_{\text{sr6n}} < a_{\text{SAL}} [\text{s}]$$

Patrz uwaga 11.

7. Okresowe zablokowanie zatokowo-przedsionkowe i przedsionkowo-komorowe

Kryterium rozpoznawania:

pojawienie się zespołu QRS później niż to wynika z wyliczenia średniej częstości rytmu dokonanego na podstawie większej ilości poprzednich cykli. Aby uniknąć rozpoznawania przerw porównawczych po ekstrasystolach jako zablokowań, należy porównywać czas R-R z średnim czasem R-R wyliczanym z większej ilości poprzednich cykli

$$\left[\Delta t_{n-1} < (\min \{ a_{ENAD}, a_{EKOM} \}) \cdot t_{\text{sr}n} \right] \wedge (t_{\text{sr}1n} > a_{\text{BLOK}} \cdot t_{\text{sr}n})$$

Patrz uwaga 12.

8. Ekstrasystole pojawiające się w okresie ranliwym

Kryterium rozpoznawania:

- wystąpienie zespołu QRS wcześniej niż to wynika z wyliczenia średniej częstości rytmu dokonanego na podstawie większej ilości poprzednich cykli,
- przedwczesne wystąpienie zespołu QRS jest tak duże, że występuje on w obrębie opadającego zbocza załamka T poprzedniego cyklu. Wystarcza tu sprawdzenie czy odstęp R-R ma wartość określoną przez relację Heggliina i Holzmana $R-R = 0,39 \sqrt{\text{śred. dotych. } R-R} \pm 0,04$ [s].

$$\left[\Delta t_n < (\min \{ a_{ENAD}, a_{EKOM} \}) \cdot t_{\text{sr}n} \right] \wedge \left[\Delta t_n < 0,39 \sqrt{t_{\text{sr}n}} + 0,04 \right] \wedge \left[\Delta t_n > 0,39 \sqrt{t_{\text{sr}n}} - 0,04 \right]$$

9. Nieskuteczne pobudzenia z sztucznego rozrusznika serca

Kryterium rozpoznawania:

po załamku wywołanym przez impuls z sztucznego rozrusznika serca nie następuje zespół QRS, co można wykrywać przez obliczanie łącznego pola pod krzywą za pewien określony okres czasu od momentu wystąpienia impulsu z rozrusznika

$$\int_{t_n}^{t_n + \delta t} |e(t)| dt > \Delta S_{\text{NIR}}$$

Patrz uwaga 13 i 14.

Uwagi o technicznej realizacji algorytmu wykrywania zaburzeń rytmu serca

Uwaga 1. Oznaczenia i symbole, jakie użyto przy określaniu warunków definiujących wystąpienia poszczególnych zaburzeń rytmu serca, są zgodne z rozdziałem: "podstawowe pojęcia z zakresu algorytmizacji wykrywania zaburzeń rytmu serca".

Uwaga 2. Przytoczone algorytmy wykrywania zaburzeń rytmu są w niektórych przypadkach procedurami przybliżonymi. Zakłada się, że w wyniku prób i adaptacji klinicznej tych algorytmów współczynniki występujące w podanych zależnościach ulegną uściśleniu.

Uwaga 3. Współczynnik a_{ENAD} zostanie ustalony w wyniku prób klinicznych. Układowo pozostawia się możliwość wybierania paru wartości np.: 0,95; 0,90; 0,85; 0,80; 0,75; 0,70.

Uwaga 4. Współczynnik b_{EKOM} ustalono na podstawie danych literaturowych i w wyniku prób klinicznych, jego wartość wynosi 0,025 [s].

Uwaga 5. Czas Δt jest czasem trwania najszerszych zespołów QRS i jego wartość przyjęto za równą 0,09 sekundy.

Uwaga 6. Układowo pozostawia się możliwość ustalenia wartości progowej ΔS_{EKOM} , która będzie obowiązywała dla danego pacjenta. Ustalenie ΔS_{EKOM} przeprowadza się w czasie operacji "TEST", która polega na obserwowaniu kardiogramu i znalezieniu ΔS_{EKOM}^N dla normalnego zespołu QRS.

wówczas:

$$\Delta S_{EKOM} = \Delta S_{EKOM}^N + \Delta S',$$

gdzie:

$\Delta S'$ jest wartością pola, ustaloną w wyniku prób klinicznych, rozróżniającą normalne zespoły QRS od zespołów powiększonych.

Uwaga 7. Współczynnik a_{EKOM} zostanie ustalony w wyniku prób klinicznych. Układowo pozostawi się możliwość wybierania paru wartości: np.: 0,9; 0,8; 0,7; 0,6; 0,5.

Uwaga 8. Liczba N jest liczbą cykli elektrokardiogramu, którą można uznać za wystarczająco dużą, by okres wyznaczony przez N cykli był okresem reprezentowanym ze względu na wyliczanie średniej częstotliwości lub średniego odstępu R-R. Zamierza się również przeprowadzić badania kliniczne w celu określenia wystarczająco dużej liczby N . Obecnie przyjmuje się, na podstawie wstępnych badań oraz danych literaturowych, że N zawarte jest w przedziale od 8 do 16.

Uwaga 9. Wartość progowa a_{BRA} jest każdorazowo ustalana według uznania lekarza, który uwzględni aktualny stan układu krwionośnego pacjenta.

Oczywiście lekarz bezpośrednio ustala wartość progową a'_{BRA} wyrażoną w jednostkach częstotliwości (ilość cykli na minutę) i wprost zależną od a_{BRA} wyrażonego w sekundach i równego:

$$a_{BRA} [s] = \frac{60}{a'_{BRA}} [s]$$

Uwaga 10. Wartość progową a_{TACH} jest każdorazowo ustalana wg uznania lekarza, który uwzględni aktualny stan układu krwionośnego pacjenta. Lekarz ustala bezpośrednio wartość progową a'_{TACH} wyrażaną w jednostkach częstotliwości (ilość cykli na minutę) i zależną wprost od a_{TACH} wyrażonego w sekundach:

$$a_{TACH} [s] = \frac{60}{a'_{TACH}}$$

Uwaga 11. Wartość progową a_{SAL} , wyrażoną w sekundach, przyjęto na podstawie wstępnych badań klinicznych za równą 0,25 [s]. Wartość ta jest zgodna z danymi literaturowymi.

Uwaga 12. Wartość bezwymiarowego współczynnika progowego a_{BLOK} (wartość $a_{BLOK} = 1$, odpowiada 100% i braku zmiany częstotliwości chwilowych) obecnie przyjęto za równą 1,4. Pozostawi się również układowo możliwość wybierania następujących wartości współczynnika progowego $a_{BLOK} = 1,2; 1,3; 1,4; 1,5; 1,6; 1,7$.

Uwaga 13. Okres czasu δT jest wartością stałą oznaczającą czas, w którym powinien pojawić się po impulsie ze sztucznego rozrusznika serca zespół QRS. W urządzeniu jego wartość przyjęto za równą 0,25 [s].

Uwaga 14. Progową wartość pola ΔS_{NIR} po przeprowadzeniu badań klinicznych przyjmie się za stałą dla danego toru wzmacniającego potencjały czynnościowe serca, bądź pozostawi się możliwość ustalania jej ponownie dla każdego pacjenta poprzez operację "TEST".

Uwaga 15. Wystąpienie któregośkolwiek z określonych w powyższym zestawieniu zaburzeń rytmu jest sprawdzane w każdym cyklu ponownie. Wykrycie któregośkolwiek z zaburzeń a_i dla $i = 1, 2, \dots, 9$ jest symbolizowane przez zmienną boolowską a_i przyjmującą w tym cyklu wartość równą 1.

Zliczanie ilości zaburzeń z określonego okresu czasu polega więc na sumowaniu tak zdefiniowanych zaburzeń z wszystkich cykli, które w tym okresie wystąpiły. Powyższa interpretacja zaburzeń rytmu pozwoli następnie na:

- 1) cyfrowe wykreślanie trendu tych zaburzeń,
- 2) zbiorcze wyliczanie ilości zaburzeń rytmu za większe okresy czasu,
- 3) cyfrowe przechowywanie wyników z nadzoru za różne okresy czasu i wprowadzanie ich do szpitalnego systemu informatycznego,

- 4) zbiorczą analizę trendów zaburzeń w celach diagnostycznych, z równoczesnym wykorzystaniem pozostałych danych medycznych zgromadzonych dla danego pacjenta w szpitalnym systemie informatycznym.

Uwaga 16. We wszystkich powyższych przypadkach zaburzeń rytmu spełnienie wymienionych warunków oznacza wystąpienie danego zaburzenia rytmu, co zostało stwierdzone w n-tym cyklu elektrokardiogramu.

2. PODSTAWY TEORETYCZNE AUTOMATYCZNEGO OKREŚLENIA OSI ELEKTRYCZNEJ I GRADIENTU KOMOROWEGO SERCA

Do jednych z najważniejszych parametrów elektrokardiogramów o znaczeniu diagnostycznym należą osie elektryczne $\hat{A}P$, $\hat{A}QRS$, $\hat{A}T$ i gradient komorowy $\hat{A}QRST$ serca.

Na oddziałach kardiologicznych, oddziałach intensywnej opieki czy w laboratoriach elektrokardiograficznych bardzo rzadko jednak istnieją możliwości do automatycznego wyznaczania tych parametrów.

Do wyznaczania któregośkolwiek z przestrzennych parametrów elektrokardiogramów niezbędny jest co najmniej trójkanałowy wzmacniacz EKG oraz trójkanałowy rejestrator z taśmą papierową. Wówczas na podstawie otrzymanych elektrokardiogramów można wyliczać wymienione parametry. Jest to jednak bardzo żmudna i pracochłonna czynność. W praktyce więc wyliczanie osi i gradientu komorowego serca dokonywane jest sporadycznie i niedokładnie.

Do automatycznego określania osi $\hat{A}P$, $\hat{A}QRS$, $\hat{A}T$ i gradientu komorowego $\hat{A}QRST$ serca niezbędny jest aktualnie zestaw cyfrowy zawierający trójkanałowy wzmacniacz EKG, selektor kanałów, kowertor analogowo-cyfrowy, minikomputer wyposażony w odpowiednie oprogramowanie specjalistyczne oraz dalekopis lub wyświetlacz wyników.

Zestaw taki urządzeniowo jest nadmiernie rozbudowany, wymaga szeregowego połączenia czterech urządzeń o wysokich parametrach technicznych. Selektor i konwertor analogowo-cyfrowy muszą być urządzeniami szybkodziałającymi, co jest konieczne dla poprawnego wyliczania powierzchni pól pod ciągłymi przebiegami EKG. Minikomputer zastosowany w takim zestawie musiałby ponadto posiadać oprogramowanie sterujące działaniem selektora, oprogramowanie specjalistyczne związane z wyliczaniem powierzchni pod wprowadzonymi przebiegami ciągłymi i przetwarzaniem wartości tych pól oraz oprogramowanie sterujące dalekopisem, bądź woltomierzem cyfrowym wyprowadzającym wyniki. Minikomputer zawierający tak obszerne oprogramowanie specjalistyczne musiałby być wyposażony w dość dużą pamięć operacyjną rzędu 8K słów/3 elektrokardiogramy. Taki sposób określania nachylenia osi elektrycznych i gradientu komorowego serca nazwiemy cyfrowym.

Niniejsze opracowanie jest pierwszym dokumentem o charakterze projektu wstępnego stwarzającym podstawę do opracowania projektu urządzenia o zwartej i możliwie prostej strukturze. Wstępny projekt urządzenia wyliczającego nachylenia osi $\hat{A}P$, $\hat{A}QRS$, $\hat{A}T$ i gradientu komorowego $\hat{A}QRST$ serca, któ-

ry jest przedmiotem niniejszego opracowania, sporządzono w tzw. technice hybrydowej, tzn, wzmacniaczy operacyjnych sterowanych logicznie. Zatem przyjęto w nim zupełnie inną metodę zaprojektowania urządzenia, nie całkowicie cyfrową, lecz opartą o hybrydową.

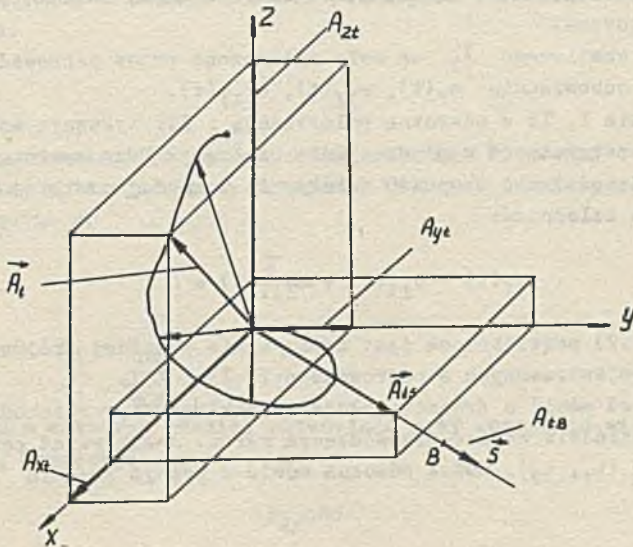
2.1. Wprowadzenie - model dipolowy rozchodzenia się pobudzeń w układach bodźco-przewodzącym serca

Wektokardiografia praktyczna dopuszcza szereg uproszczeń w interpretacji sygnałów elektrokardiograficznych.

Jednym z nich jest założenie, że zmiany potencjałów czynnościowych w układzie bodźco-przewodzącym serca można aproksymować ruchem wektora siły elektromotorycznej o zmiennej wielkości. Wirujący wektor różnicy potencjałów czynnościowych serca, zdejmowany na powierzchni serca i określony dla każdej chwili czasu, będziemy oznaczali symbolem \vec{A}_t .

Zakłada się, że również wirujący wektor \vec{A}_t różnicy potencjałów czynnościowych serca rejestrowany jest w różnych punktach ciała ludzkiego jako osłabiony rzut wektora \vec{A}_t na oś przebiegającą przez punkt rejestracji. Współczynnik osłabienia wielkości wektora \vec{A}_t jest stały dla całej objętości ciała ludzkiego oraz każdej chwili czasu. Uzależnia on liniowo rzut wektora różnicy potencjałów czynnościowych serca \vec{A}_t na oś \vec{S} , \vec{A}_{tS} , przechodzącą przez punkt pomiarowy B (rys. 2.1) od wielkości wektora \vec{A}_{tB} rejestrowanego w punkcie B na osi \vec{S} i odległym od środka serca o odciinek 1, według zależności:

$$\vec{A}_{tB} = \frac{\alpha}{1} \cdot \vec{A}_{tS} \quad (2.1.1)$$



Rys. 2.1. Wirujący wektor różnicy potencjałów czynnościowych serca A_t oraz jego rzuty

W dalszym ciągu niniejszego opracowania w celu uproszczenia symboliki przyjmijmy umowę, że dokonując rejestracji bądź pomiaru dowolnego wektora \vec{A}_{tB} czy jakiegokolwiek jego składowej A_{tx_B} , A_{ty_B} , A_{tz_B} w pewnym punkcie B (x_B , y_B , z_B) ciała, będziemy utożsamiali go z wektorem \vec{A}_t czy odpowiednią składową A_{xt} , A_{yt} , A_{zt} , co jest uzasadnione przy założeniu słuszności zależności (2.1.1) i założeniu stałej odległości 1.

Należy jednak już w tym miejscu podkreślić, że rejestracja składowych, A_{tx_B} , A_{ty_B} , A_{tz_B} chwilowego wektora \vec{A}_{tB} jako osłabionego wektora w postaci rzutu wektora \vec{A}_t na oś S (rys. 2.1) jest poważnie utrudniona ze względu na niesymetryczność i niejednorodność przestrzenną ciała ludzkiego.

Spotykamy w literaturze uwagi, że np.:

"Jako rozszerzenie normalnej wektokardiografii wprowadzono zatem system sieci elektrodowych o różnej ilości elektrod, sięgającej nawet 72. W Polsce Ekiel zastosował 8 elektrod, Kowarzyk 30. System stosowany przez Ekiela dał lepszy obraz wektora serca zarówno zdrowego jak i patologicznego, jak to wykazały liczne prace eksperymentalne". (Str. 121, R. Zimmermann; Biomedyczne przyrządy pomiarowe. WKŁ, 1969 r.).

Wyciągamy stąd wniosek, że metody oceny rozchodzenia się pobudzenia w układzie bodźco-przewodzącym serca, na podstawie przestrzennej sieci elektrodowej nie uzyskały dotąd rangi standardowych metod, stosowanych rutynowo w ośrodkach klinicznych. Tym niemniej niektóre efekty obserwowane doświadczalnie uzyskują jedynie wytłumaczenie na gruncie elektrokardiografii przestrzennej.

Jedną z najbardziej zbadanych i potwierdzonych metod wektokardiograficznych jest analiza przebiegu zmian wektora \vec{A}_t na podstawie przebiegu jego rzutu na płaszczyźnie czołowej, tzn. wyznaczonej osiami I, II, III trójkąta Einthovena.

Rzuty wektora chwilowego \vec{A}_t na osie wyznaczone przez odprowadzenia I, II, III oznaczymy odpowiednio $e_I(t)$, $e_{II}(t)$, $e_{III}(t)$.

Odprowadzenia I, II z odwrotną polaryzacją i III wykazują względem siebie idealną symetryczność w płaszczyźnie czołowej. Przy spełnieniu poprzednich założeń dowodzi się w sposób ścisły, że w każdej chwili t jest prawdziwa poniższa zależność:

$$e_I(t) - e_{II}(t) + e_{III}(t) = 0 \quad (2.1.2)$$

Zależność (2.1.2) potwierdzona jest empirycznie w każdej trójce elektrokardiogramów rejestrowanych z odprowadzeń I, II i III.

Można również mówić o średnim położeniu wektora \vec{A}_t rozchodzenia się pobudzenia w układzie bodźco-przewodzącym serca. Jeśli wziąć pewien okres czasu, np. $t \in (t_1, t_2)$, można wówczas mówić o pewnym średnim wektorze

$\bar{A}_{\text{sr}t_1, t_2}$ w okresie $\langle t_1, t_2 \rangle$. Średni wektor $\bar{A}_{\text{sr}t_1, t_2}$ w okresie czasu $\langle t_1, t_2 \rangle$ określa się tak, że jego składowe

$$(A_{xt_1, t_2}, A_{yt_1, t_2}, A_{zt_1, t_2}) \quad (2.1.3)$$

zdefiniowane są jako:

$$A_{xt_1, t_2} = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} A_{xt} dt \quad (2.1.4)$$

$$A_{yt_1, t_2} = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} A_{yt} dt \quad (2.1.5)$$

$$A_{zt_1, t_2} = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} A_{zt} dt \quad (2.1.6)$$

gdzie

$$T = t_2 - t_1.$$

Jeżeli moment czasu t_1 i t_2 określimy odpowiednio jako momenty czasu wyznaczającego początek i koniec załamka P, bądź początek i koniec zespołu QRS, początek i koniec załamka T, wówczas zostają określone wektory średnie przestrzenne przebiegu różnicy potencjału w układzie bodźco-przewodzącym serca.

Gdy $t_1 = t_{pP}$

$$t_2 = t_{kP}$$

są odpowiednio momentami początku i końca załamka P, mówimy o średnim wektorze różnicy potencjału przy przejściu fali pobudzenia przez przedsiłki, oznaczając go

$$\bar{A}_{\text{sr}P}$$

Odpowiednio, gdy $t_1 = t_{pQ}$

$$t_2 = t_{kS}$$

mówimy o średnim wektorze różnicy potencjału przy rozejściu się pobudzenia na komory, oznaczając go:

$$\bar{A}_{\text{sr}}^{\text{QRS}}$$

oraz gdy $t_1 = t_{pT}$ i

$$t_2 = t_{kT}$$

mówimy o średnim wektorze różnicy potencjału przy powrocie włókien nerwowych komór serca do stanu polaryzacji spoczynkowej, oznaczając go

$$\vec{A}_{srT}$$

Częściej średnie wektory \vec{A}_{srP} , \vec{A}_{srQRS} , \vec{A}_{srT} określa się jako osie elektryczne serca i stosuje na ich oznaczenie odpowiednio symbole

$$\hat{A}_P, \hat{A}_{QRS}, \hat{A}_T \quad (2.1.7)$$

Wektory

$$\vec{A}_{srP}, \vec{A}_{srQRS}, \vec{A}_{srT} \quad (2.1.8)$$

określone są przez ich składowe, odpowiednio

$$(A_{xP}, A_{yP}, A_{zP}) \quad (2.1.9)$$

$$(A_{xQRS}, A_{yQRS}, A_{zQRS}) \quad (2.1.10)$$

$$(A_{xT}, A_{yT}, A_{zT}) \quad (2.1.11)$$

Określa się również wektor sumy geometrycznej wektorów \vec{A}_{srQRS} i \vec{A}_{srT} , określony zatem przez składowe:

$$(A_{xQRS} + A_{xT}, A_{yQRS} + A_{yT}, A_{zQRS} + A_{zT}) \quad (2.1.12)$$

Wektor ten nazywany jest gradientem komorowym serca i oznaczany symbolicznie jako \hat{A}_{QRST} .

Jednak z wymienionych powyżej parametrów tylko niektóre mają znaczenie kliniczne.

2.2. Parametry wektokardiogramów istotne klinicznie

Z długofalowych badań klinicznych, potwierdzanych w wielu oddziałach i szpitalach kardiologicznych wynika, że do parametrów o istotnym znaczeniu różnicującym należą:

- 1) kierunki wektorów chwilowych \vec{A}_t przy ich maksymalnych modułach, oddzielnie dla załamka P, zespołu QRS, załamka T,

- 2) kierunki średnich wektorów $\bar{A}_{\acute{s}rP}$, $\bar{A}_{\acute{s}rQRS}$, $\bar{A}_{\acute{s}rT}$ i $\bar{A}_{\acute{s}rQRST}$,
 3) kąty odchylenia się wektora $\bar{A}_{\acute{s}rT}$ od wektora $\bar{A}_{\acute{s}rQRS}$ oraz wektora gradientu komorowego $\bar{A}_{\acute{s}rQRST}$ od wektora $\bar{A}_{\acute{s}rQRS}$.

2.3. Parametry wektorkardiografii płaszczyznowej wyznaczone z odprowadzeń Einthovena

2.3.1. W p r o w a d z e n i e

W dalszym ciągu niniejszego opracowania zakłada się, że dostępne jedynie są odprowadzenia standardowe, tzn. odprowadzenia trójkąta Einthovena I, II, III, wzmocnione odprowadzenia Goldberga aVF, aVR, aVL oraz ewentualnie odprowadzenia przedsercowe V_1, V_2, \dots, V_6 .

Zagadnieniem do rozwiązania jest opracowanie metody automatycznego określania w możliwie prostej konfiguracji urządzeniowej niektórych parametrów wymienionych w punkcie 2.2.

2.4. Postawienie problemu

Kierunek wektora chилоwego \bar{A}_t określają dla ka dej chwili t cosinusy kierunkowe

$$(\cos\alpha_t, \cos\beta_t, \cos\gamma_t) \quad (2.4.1)$$

podobnie kierunek wektora średniego $\bar{A}_{\acute{s}rt_1, t_2}$ w okresie czasu $\langle t_1, t_2 \rangle$ wyznaczony jest przez cosinusy kierunkowe

$$(\cos\alpha_{t_1, t_2}, \cos\beta_{t_1, t_2}, \cos\gamma_{t_1, t_2}). \quad (2.4.2)$$

Przy przyjętych założeniach, określonych w punkcie 2.2.1, możliwe jest jedynie określenie kierunku rzutu któregokolwiek z wektorów chwilowych lub średnich na płaszczyznę czołową.

Rzut wektora \bar{A}_t lub $\bar{A}_{\acute{s}rt_1, t_2}$ na płaszczyznę czołową dany jest w postaci jego składowych na tej płaszczyźnie odpowiednio $e_I(t)$, $e_{II}(t)$, $e_{III}(t)$,

$$A_{It_1, t_2}, A_{II t_1, t_2}, A_{III t_1, t_2} \quad (2.4.3)$$

gdzie e_I, e_{II}, e_{III} są bezpośrednio sygnałami elektrokardiograficznymi odpowiednio z odprowadzeń I, II, III, natomiast pozostałe wielkości określone są w sposób następujący

$$A_{It_1, t_2} = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} e_I dt \quad (2.4.4)$$

$$A_{IIIt_1, t_2} = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} e_{II} dt \quad (2.4.5)$$

$$A_{IIIIt_1, t_2} = \int_{t_1}^{t_2} e_{III} dt \quad (2.4.6)$$

gdzie:

$$T = t_2 - t_1,$$

Oczywiście w zależności od przyjętych momentów t_1, t_2 będących odpowiednio początkiem i końcem wystąpienia załamka zespołu QRS i T mówimy o średnich położeniach i wielkościach rzutu wektora chwilowego \bar{A}_t na płaszczyznę czołową w okresach występowania załamka P, zespołu QRS i załamka T. Stosujemy też na oznaczenie składowych rzutu średniego położenia wektora \bar{A}_t na płaszczyznę czołową odpowiednio symbole:

$$(A_{IP}, A_{IIP}, A_{IIIP}) \quad (2.4.7)$$

$$(A_{IQRS}, A_{IIQRS}, A_{IIIQRS}) \quad (2.4.8)$$

$$(A_{IT}, A_{IIT}, A_{IIIT}) \quad (2.4.9)$$

Średnie położenie rzutu wektora \bar{A}_{srQRS} gradientu komorowego na płaszczyznę czołową będzie wyznaczone przez składowe

$$(A_{IQRS} + A_{IT}, A_{IIQRS} + A_{IIT}, A_{IIIQRS} + A_{IIIT}) \quad (2.4.10)$$

Wektory w postaci średniego rzutu wektora \bar{A}_t na płaszczyznę czołową, określone przez ich składowe są w literaturze najczęściej nazywane osiami elektrycznymi serca odpowiednio $\hat{A}P$, $\hat{A}QRS$, $\hat{A}T$ i gradientem komorowym serca $\hat{A}QRST$.

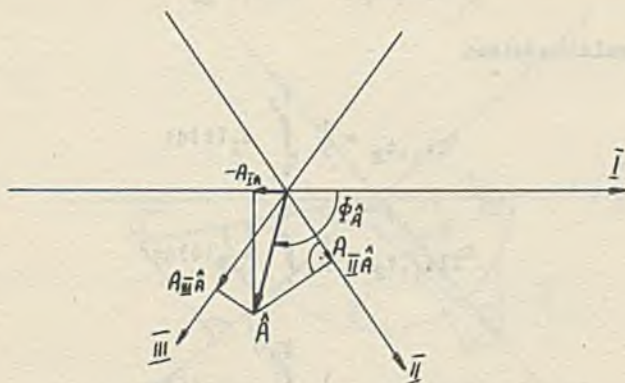
Położenie, tzn. kąt nachylenia któregośkolwiek z wektorów

$$\hat{A}P, \hat{A}QRS, \hat{A}T, \hat{A}QRST \quad (2.4.11)$$

na płaszczyźnie czołowej określony jest przez dowolną parę jego składowych, co przedstawiono na rysunku 2.2.

W dalszym ciągu pracy na oznaczenie któregośkolwiek z wektorów będą używał skróconego symbolu \hat{A} .

Nie będzie interesował nas moduł któregośkolwiek z wektorów $|\hat{A}|$, lecz jego nachylenie w stosunku do osi I, zatem kąt $\Phi_{\hat{A}}$. Również przyjmujemy umowę, że kąt $\Phi_{\hat{A}}$ będzie oznaczał zorientowany kąt pomiędzy którymkolwiek z wektorów i osią I.



Rys. 2.2. Kąty nachylenia wektorów (2.4.11) na płaszczyźnie czołowej

Przyjmijmy więc następującą definicję kąta $\hat{\Phi}_{\hat{A}}$

$$\hat{\Phi}_{\hat{A}} \stackrel{\text{def}}{=} \arccos \frac{\bar{A} \cdot \bar{I}}{|\bar{A}|} \quad (2.4.12)$$

$$\hat{\Phi}_{\hat{A}} \in \langle -\pi, \pi \rangle$$

Zagadnieniem do rozwiązania jest podanie metody umożliwiającej automatyczne określenie kąta $\hat{\Phi}_{\hat{A}}$ na podstawie dowolnej pary jego składowych

$$(A_{IA}, A_{IIIA}), (A_{IA}, A_{IIA}), (A_{IIA}, A_{IIIA}) \quad (2.4.13)$$

2.5. Rozwiązanie postawionego zagadnienia

Sformułujemy pokrótce zagadnienie do rozwiązania.

Dane są: wektor chwilowy \hat{A}_t i wektor średni \hat{A} komplanarne z tzw. płaszczyzną czołową, wyznaczoną przez osie I, II, III trójkąta EINTHOVENA.

Wektor chwilowy \hat{A}_t dla każdej chwili czasu określony jest przez dowolną parę składowych:

$$[e_I(t), e_{III}(t)] \quad \text{lub} \quad [e_I(t), e_{II}(t)] \quad (2.5.1)$$

lub $[e_{II}(t), e_{III}(t)]$

Wektor średni \hat{A} określony jest dla przedziału czasu $\langle t_1, t_2 \rangle$ przez dowolną parę składowych:

$$[A_{It_1, t_2}, A_{IIIt_1, t_2}], \quad \text{lub} \quad [A_{It_1, t_2}, A_{IIIt_1, t_2}]$$

lub

$$\left[A_{II}t_1, t_2, A_{III}t_1, t_2 \right] \quad (2.5.2)$$

które są dane zależnościami

$$A_{I}t_1, t_2 = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} e_I(t) dt \quad (2.5.3)$$

$$A_{II}t_1, t_2 = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} e_{II}(t) dt \quad (2.5.4)$$

$$A_{III}t_1, t_2 = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} e_{III}(t) dt \quad (2.5.5)$$

gdzie:

$$T = t_2 - t_1.$$

Zadaniem do rozwiązania jest podanie metody i konstrukcji układu, który mógłby dla wybranej chwili czasu t lub zadanego odstępu czasu $\langle t_1, t_2 \rangle$ wyznaczać wartości kąta nachylenia wektora \hat{A}_t lub wektora średniego \hat{A} w odniesieniu do osi I. Oś kątów $\hat{\Phi}_{\hat{A}_t}$ czy $\hat{\Phi}_{\hat{A}}$ ma orientację ujemną matematycznie.

Ponadto przyjmujemy umowę, że

$$\hat{\Phi} \in \langle -\pi, \pi \rangle \quad (2.5.6)$$

tak jak przedstawiono to na rys. 2.2.

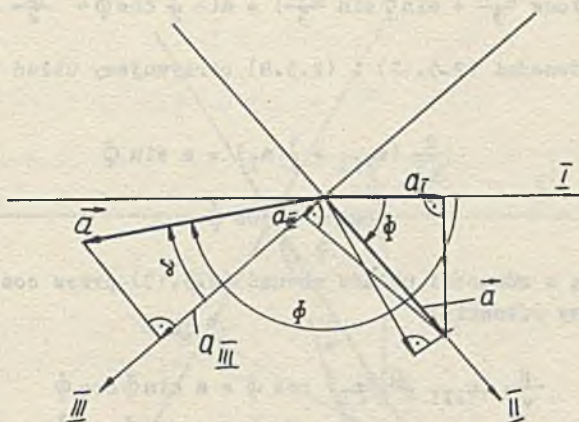
Wprowadźmy obecnie symbol \vec{a} na jednoczesne oznaczenie wektora chwilowego \hat{A}_t i wektora średniego \hat{A} , którego składowe (a_I, a_{II}, a_{III}) są składowymi wektora \hat{A}_t lub składowymi wektora średniego \hat{A} . Kąt $\hat{\Phi}$ tak jak poprzednio oznacza kąt nachylenia wektora \vec{a} w stosunku do osi I, zgodnie z rys. 2.3.

Zatem obecnie postawiony problem sprowadza się do wyznaczenia kąta $\hat{\Phi}$ na podstawie dowolnej pary składowych

$$\left[a_I, a_{III} \right] \quad \text{lub} \quad \left[a_I, a_{II} \right] \quad \text{lub} \quad a_{II}, a_{III} \quad (2.5.7)$$

Zauważmy, że

$$a_I = a \cos \hat{\Phi} \quad (2.5.8)$$



Rys. 2.3. Wyznaczanie kąta $\bar{\phi}$ na podstawie dowolnej pary wektorów (2.5.7)

gdzie:

a - jest modułem wektora \bar{a} , tzn. $a = |\bar{a}|$

$\bar{\phi}$ - jest kątem o orientacji jak na rys. 2.3 i równy wartości 0, gdy $\bar{a} \parallel \bar{I}$.

Kąt $\bar{\phi}$ w zależności (2.5.8) może przyjmować wartości z przedziału $(-\infty, +\infty)$.

Rozpatrujemy jednak tylko $\langle -\pi, \pi \rangle$

Z zależności (2.5.8) wynika, że

$$a_I > 0 \quad (2.5.9)$$

gdy

$$\bar{\phi} \in \langle -\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2} \rangle$$

Oznaczmy kąt zawarty pomiędzy wektorem \bar{a} i osią III symbolem α , nadając mu zwrot i wartość zerową tak, jak przedstawiono to na rysunku 2.3. Wówczas słuszna jest zależność, że:

$$\bar{\phi} = \alpha + \frac{2\pi}{3} \quad (2.5.10)$$

Zauważmy, że:

$$a_{III} = a \cos \alpha \quad (2.5.11)$$

gdzie α może przyjmować wartości z przedziału $(-\infty, +\infty)$.

Z zależności (2.5.11) i (2.5.10) wynika, że

$$a_{III} = a \left(\cos \Phi \cos \frac{2\pi}{3} + \sin \Phi \sin \frac{2\pi}{3} \right) = a \left(-\frac{1}{2} \cos \Phi + \frac{\sqrt{3}}{2} \sin \Phi \right) \quad (2.5.12)$$

na podstawie równości (2.5.12) i (2.5.8) otrzymujemy układ równań:

$$\frac{2}{\sqrt{3}} (a_{III} + \frac{1}{2} a_I) = a \sin \Phi \quad (2.5.13)$$

$$a_I = a \cos \Phi$$

Mnożąc pierwszą z równości układu równań (2.5.13) przez $\cos \Phi$ a drugą przez $\sin \Phi$ otrzymamy równania:

$$\begin{aligned} \frac{2}{\sqrt{3}} (a_{III} + \frac{1}{2} a_I) \cos \Phi &= a \sin \Phi \cos \Phi \\ a_I \sin \Phi &= a \sin \Phi \cos \Phi \end{aligned} \quad (2.5.14)$$

Przyrównując lewe strony równań (2.5.14) otrzymujemy zależność wiążącą kąt Φ z wartościami składowych a_I i a_{III} :

$$\frac{2}{\sqrt{3}} (a_{III} + \frac{1}{2} a_I) \cos \Phi = a_I \sin \Phi \quad (2.5.15)$$

Równość (2.5.15) jest równoznaczna jawnej zależności na kąt Φ :

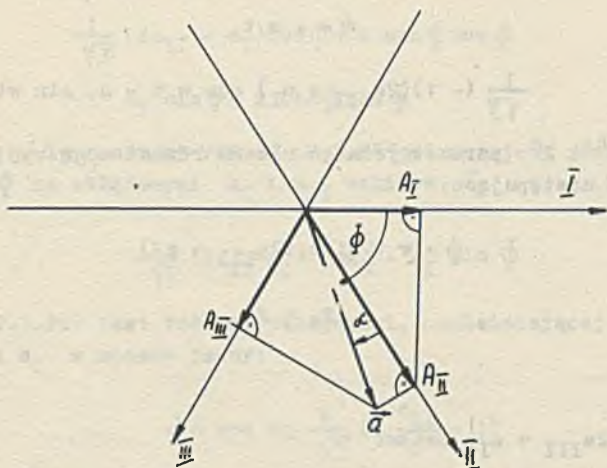
$$\Phi = \arctg \left(\frac{2}{\sqrt{3}} \frac{a_{III}}{a_I} + \frac{1}{\sqrt{3}} \right) \quad (2.5.16)$$

Sposób przekształcenia układu równań (2.5.13) w układ (2.5.14) spowodował niejednoznaczność rozwiązań układu (2.5.14) lub jego równań pochodnych, tzn. (2.5.15) czy (2.5.16) w przedziale dla $\Phi \in \langle -\pi, \pi \rangle$. Niejednoznaczność rozwiązań układu (2.5.14), bądź równania (2.5.15) czy (2.5.16) ilustruje rys. 2.4. Można wykazać, że w przedziale $\langle -\pi, 0 \rangle$ istnieje ze względu na Φ jedno rozwiązanie równania (2.5.15) bądź (2.5.16) oraz w przedziale $\langle 0, \pi \rangle$ istnieje jedno rozwiązanie.

Wynika stąd konieczność narzucenia dodatkowych warunków na rozwiązania otrzymane na podstawie zależności (2.5.15) lub (2.5.16).

W tym celu wystarczy zauważyć na podstawie pierwszej równości układu (2.5.13), że jeśli

$$(a_{III} + \frac{1}{2} a_I) < 0, \quad \text{to } \Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle \quad (2.5.17)$$



Rys. 2.4. Ilustracja niejednoznaczności rozwiązania układu (2.5.14)

Zauważmy, że funkcja $\cos \Phi$ jest funkcją parzystą, zaś funkcja $\sin \Phi$ funkcją nieparzystą. Oznacza to, że

$$\begin{aligned} \cos(-\Phi) &= \cos \Phi \\ \sin(-\Phi) &= -\sin \Phi \end{aligned} \quad (2.5.18)$$

Równanie (2.5.15) przy założeniu, że $\Phi \in \langle -\pi, \pi \rangle$ można przedstawić parametrycznie

$$\Phi = \pm \omega t \quad \text{dla} \quad \omega t \in \langle 0, \pi \rangle \quad (2.5.19)$$

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (2a_{\text{III}} + a_{\text{I}}) \cos(\pm \omega t) = a_{\text{I}} \sin(\pm \omega t)$$

Możliwe są dwa przypadki postaci układu równań (2.5.19):

1) jeśli $2a_{\text{III}} + a_{\text{I}} > 0$, z relacji (2.5.17) bezpośrednio wynika, że

$\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$, wówczas też:

$$\Phi = \omega t$$

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (2a_{\text{III}} + a_{\text{I}}) \cos \omega t = a_{\text{I}} \sin \omega t$$

2) jeśli $2a_{III} + a_I < 0$, wówczas na podstawie relacji (2.5.17) i (2.5.18) układ równań (2.5.19) przekształca się do postaci:

$$\dot{\phi} = -\omega t$$

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (-1)(2a_{III} + a_I) \cos \omega t = a_I \sin \omega t$$

Postacie 1° i 2° parametrycznego układu równań mogą być w konkluzji przedstawione następująco:

$$\dot{\phi} = \omega t \operatorname{sign} (2a_{III} + a_I)$$

$$y_1 = y_2$$

gdzie:

$$y_1 = \frac{1}{\sqrt{3}} |2a_{III} + a_I| \cos \omega t \quad (2.5.20)$$

$$y_2 = a_I \sin \omega t$$

Parametryczny układ (2.5.20) może być bezpośrednio podstawą konstrukcji układu wyznaczającego cyklicznie wartości kąta nachylenia wektora \bar{a} do osi I na podstawie składowych (a_I, a_{III}).

W dalszym ciągu opracowania zajmiemy się wyznaczaniem kąta nachylenia wektora \bar{a} do osi I na podstawie jego składowych (a_I, a_{II}).

W tym celu oznaczymy kąt zawarty pomiędzy wektorem \bar{a} i osią II symbolem β , nadając mu zwrot i wartość zerową, tak, jak przedstawiono to na rysunku 2.5. Zachodzi wtedy zależność:

$$\dot{\phi} = \beta + \frac{\pi}{3} \quad (2.5.21)$$

Zauważmy, że

$$a_{II} = a \cos \beta \quad (2.5.22)$$

gdzie β może przyjmować wartości z przedziału $(-\infty, +\infty)$.

Na podstawie relacji (2.5.21) równość (2.5.22) przekształca się do postaci:

$$a_{II} = a(\cos \dot{\phi} \cos \frac{\pi}{3} + \sin \dot{\phi} \sin \frac{\pi}{3}) = a(\frac{1}{2} \cos \dot{\phi} + \frac{\sqrt{3}}{2} \sin \dot{\phi}) \quad (2.5.23)$$

Równania (2.5.23) i (2.5.8) przekształcają się do postaci:

$$\begin{aligned} \frac{1}{\sqrt{3}}(2a_{II} - a_I) &= a \sin \dot{\phi} \\ a_I &= a \cos \dot{\phi} \end{aligned} \quad (2.5.24)$$

Mnożąc pierwsze z równań (2.5.24) przez $\cos \bar{\phi}$, drugie równanie przez $\sin \bar{\phi}$ otrzymamy układ równań

$$\begin{aligned} \frac{1}{\sqrt{3}} (2a_{\text{III}} - a_{\text{I}}) \cos \bar{\phi} &= a \sin \bar{\phi} \cos \bar{\phi} \\ a_{\text{I}} \sin \bar{\phi} &= a \sin \bar{\phi} \cos \bar{\phi} \end{aligned} \quad (2.5.25)$$

Przyrównując lewe strony równań (2.5.25) otrzymujemy równanie uzależniające kąt $\bar{\phi}$ ze składowymi a_{I} i a_{III} wektora \vec{a} :

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (2a_{\text{III}} - a_{\text{I}}) \cos \bar{\phi} = a_{\text{I}} \sin \bar{\phi} \quad (2.5.26)$$

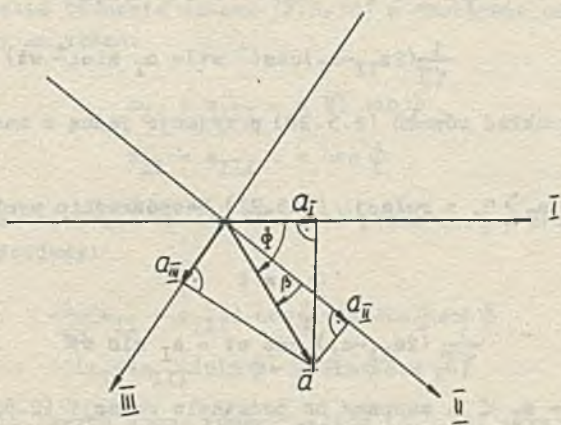
Równość (2.5.26) jest tożsamy zależności, uzależniającej kąt $\bar{\phi}$ od składowych a_{III} i a_{I} w sposób jawny:

$$\bar{\phi} = \arctg \frac{1}{\sqrt{3}} (2 \frac{a_{\text{III}}}{a_{\text{I}}} - 1) \quad (2.5.27)$$

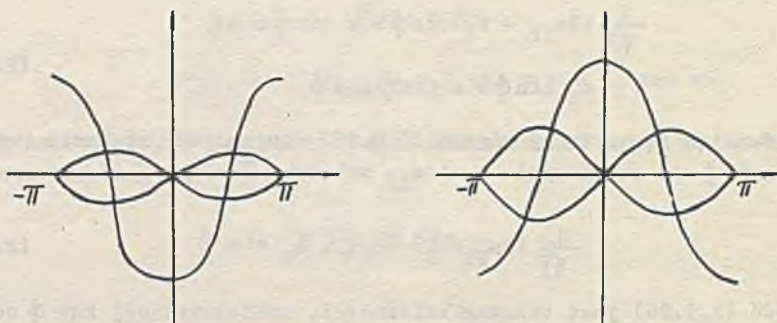
Po wymnożeniu układu równań (2.5.24) przez odpowiednio $\cos \bar{\phi}$ i $\sin \bar{\phi}$ i przyrównaniu lewych stron równań (2.5.25) otrzymaliśmy ze względu na $\bar{\phi}$ zależność niejednoznaczna, dla $\bar{\phi}$ należących do przedziału $\langle -\pi, \pi \rangle$.

Można wykazać, że równanie (2.5.26) lub (2.5.27) posiada w przedziale $\bar{\phi} \in \langle -\pi, \pi \rangle$ dwa rozwiązania, jedno w przedziale $\langle -\pi, 0 \rangle$ oraz drugie w przedziale $\langle 0, \pi \rangle$.

Właściwość równania (2.5.27) lub (2.5.26) ilustruje rysunek 2.4, lub 2.6.



Rys. 2.5. Wyznaczenie kąta nachylenia wektora \vec{a} do osi I na podstawie składowych $(a_{\text{I}}, a_{\text{III}})$



Rys. 2.6. Ilustracja niejednoznaczności rozwiązania (2.5.27) lub (2.5.26)

Wynika stąd konieczność narzucania dodatkowych warunków na rozwiązania uzyskane z równania (2.5.26) lub (2.5.27).

W tym celu rozpatrzmy układ równań (2.5.24). Z równania pierwszego układu wynika, że jeśli

$$2a_{II} - a_I < 0, \quad \text{to } \Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle$$

Równanie (2.5.26) przy założeniu, że $\Phi \in \langle -\pi, \pi \rangle$ można przedstawić parametrycznie:

$$\begin{aligned} \Phi &= \pm w t \quad \text{dla } w t \in \langle 0, \pi \rangle \\ \frac{1}{\sqrt{3}}(2a_{II} - a_I) \cos(\pm w t) &= a_I \sin(\pm w t) \end{aligned} \quad (2.5.28)$$

Parametryczny układ równań (2.5.28) przyjmuje jedną z następujących postaci:

- 1) jeśli $2a_{II} - a_I > 0$, z relacji (2.5.27) bezpośrednio wynika, że $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$, wówczas też

$$\Phi = w t$$

$$\frac{1}{\sqrt{3}}(2a_{II} - a_I) \cos w t = a_I \sin w t$$

- 2) jeśli $2a_{II} - a_I < 0$, wówczas na podstawie relacji (2.5.27) i (2.5.18) układ równań (2.5.28) przekształca się do postaci:

$$\Phi = -w t$$

$$-\frac{1}{\sqrt{3}}(2a_{II} - a_I) \cos w t = a_I \sin w t$$

Postacie 1 i 2 parametrycznego układu równań (2.5.28) mogą być w konkluzji przedstawione w postaci jednego układu równań:

$$\begin{aligned}\Phi &= w t \operatorname{sign}(2a_{II}-a_I) \\ y_1 &= y_2\end{aligned}\quad (2.5.29)$$

gdzie:

$$y_1 = \frac{1}{\sqrt{3}} |2a_{II}-a_I| \cos wt$$

oraz

$$y_2 = a_I \sin wt$$

Parametryczny układ (2.5.29) może być bezpośrednio podstawą konstrukcji układu wyznaczającego cyklicznie wartości kąta Φ nachylenia wektora \bar{a} do osi I, na podstawie składowych (a_I, a_{II}) .

W dalszym ciągu opracowania zajmujemy się wyznaczeniem kąta nachylenia wektora \bar{a} do osi I na podstawie jego składowych (a_{II}, a_{III}) .

Równania (2.5.23) i (2.5.12) tworzą układ równań uzależniający wartość kąta Φ od składowych a_{II} i a_{III} wektora \bar{a} :

$$\begin{aligned}a_{II} &= a\left(\frac{1}{2} \cos \Phi + \frac{3}{2} \sin \Phi\right) \\ a_{III} &= a\left(-\frac{1}{2} \cos \Phi + \frac{3}{2} \sin \Phi\right)\end{aligned}\quad (2.5.30)$$

Dodając do siebie równania układu (2.5.30) a następnie odejmując otrzymujemy równoważny mu układ:

$$\begin{aligned}a_{II} + a_{III} &= a\sqrt{3} \sin \Phi \\ a_{II} - a_{III} &= a \cos \Phi\end{aligned}\quad (2.5.31)$$

Mnożąc pierwsze równanie układu (2.5.31) przez $\cos \Phi$ a drugie równanie przez $\sin \Phi$ otrzymujemy:

$$\begin{aligned}\frac{1}{\sqrt{3}}(a_{II} + a_{III}) \cos \Phi &= a \sin \Phi \cos \Phi \\ (a_{II} - a_{III}) \sin \Phi &= a \sin \Phi \cos \Phi\end{aligned}\quad (2.5.32)$$

Po przyrównaniu lewych stron równań układu (2.5.32) otrzymujemy zależność:

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (a_{II} + a_{III}) \cos \Phi = (a_{II} - a_{III}) \sin \Phi \quad (2.5.33)$$

Równanie (2.5.33) jest tożsamy zależności, uzależniającej kąt $\bar{\phi}$ od składowych a_{II} i a_{III} w sposób jawny:

$$\bar{\phi} = \arctg \frac{1}{\sqrt{3}} \frac{a_{II} + a_{III}}{a_{II} - a_{III}} \quad (2.5.34)$$

Po wymnożeniu układu (2.5.31) przez odpowiednio $\cos \bar{\phi}$ i $\sin \bar{\phi}$ przy równaniu lewych stron równań (2.5.32) otrzymaliśmy ze względu na $\bar{\phi}$ zależność niejednoznaczna, dla $\bar{\phi}$ należących do przedziału $\langle -\pi, \pi \rangle$.

Można wykazać, że równanie (2.5.33) lub (2.5.34) posiada w przedziale $\bar{\phi} \in \langle -\pi, \pi \rangle$ dwa rozwiązania, jedno w przedziale $\langle -\pi, 0 \rangle$ oraz drugie w przedziale $\langle 0, \pi \rangle$.

Tę właściwość równania (2.5.34) lub (2.5.33) ilustruje rysunek 2.4. lub 2.6.

W celu znalezienia jednoznacznego rozwiązania zadania - wyznaczenia na podstawie składowych a_{II} , a_{III} kąta $\bar{\phi}$ nachylenia wektora \bar{a} do osi I - rozpatrzmy układ równań (2.5.31). Z pierwszego równania tego układu wynika, że jeśli

$$a_{II} + a_{III} < 0, \quad \text{to } \bar{\phi} \in \langle 0, \pi \rangle \quad (2.5.35)$$

Równanie (2.5.33) przy założeniu, że $\bar{\phi} \in \langle -\pi, \pi \rangle$ można przedstawić parametrycznie

$$\bar{\phi} = \pm wt \quad \text{dla } w t \in \langle 0, \pi \rangle \quad (2.5.36)$$

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (a_{II} + a_{III}) \cos(\pm wt) = (a_{II} - a_{III}) \sin(\pm wt)$$

Parametryczny układ równań (2.5.36) przyjmuje jedną z następujących postaci:

1) jeśli $(a_{II} + a_{III}) > 0$, z relacji (2.5.35) bezpośrednio wynika, że $\bar{\phi} \in \langle 0, \pi \rangle$, wówczas:

$$\bar{\phi} = wt$$

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (a_{II} + a_{III}) \cos wt = (a_{II} - a_{III}) \sin wt$$

2) jeśli $a_{II} + a_{III} < 0$, wówczas na podstawie relacji (2.5.35) i (2.5.18) układ równań (2.5.36) przekształca się do postaci:

$$\bar{\phi} = -wt$$

$$\frac{1}{\sqrt{3}} (a_{II} + a_{III}) \cos wt = -(a_{II} - a_{III}) \sin wt$$

Postacie 1 i 2 parametrycznego układu równań (2.5.36) mogą być w konkluzji przedstawione w postaci jednego układu równań

$$\dot{\phi} = \omega t \operatorname{sign}(a_{II} + a_{III})$$

$$y_1 = y_2$$

gdzie:

$$y_1 = \frac{1}{\sqrt{3}} |a_{II} + a_{III}| \cos \omega t$$

$$y_2 = (a_{II} - a_{III}) \sin \omega t.$$

Parametryczny układ (2.5.37) może być bezpośrednio podstawą konstrukcji układu wyznaczającego cyklicznie wartości kąta nachylenia wektora \bar{a} do osi I, na podstawie składowych (a_{II}, a_{III}) .

2.6. Zebrańie wniosków

W zależności od użytej pary odprowadzeń (I, II), (I, II), czy (II, III) uzyskuje się inną relację uzależniającą nachylenie wektora \bar{a} od jego składowych (a_I, a_{III}) lub (a_I, a_{II}) lub (a_{II}, a_{III}) .

W tabelicy 2.1 zebrano zależności wiążące parę składowych wektora \bar{a} z jego nachyleniem w stosunku do osi I oraz warunki czyniące z tych zależności funkcje jednoznacznie przyjmujące dowolnej parze składowych nachylenie wektora \bar{a} . W tabelicy tej zależności dano w postaci uwikłanej.

W tabelicy 2.2. zebrano relacje uzależniające nachylenie wektora \bar{a} w stosunku do osi I w zależności od wartości jednej z par jego składowych. Podano też warunki czyniące z tych relacji zależności jednoznaczne. W tabelicy tej zależności dano w postaci jawnej.

W tabelicy 2.3 zebrano równania, dane w postaci parametrycznej, określające w sposób jednoznaczny nachylenie wektora \bar{a} w stosunku do osi I w zależności od wartości dowolnej z par jego składowych. Równania te bezpośrednio są podstawą syntezy układu lub układów określających w sposób cykliczny nachylenia osi elektrycznych $\hat{A}P$, $\hat{A}QRS$, $\hat{A}T$ i gradientu komorowego $\hat{A}QRST$ serca.

Zależność uwikłana

$$f(a_i, a_j, \Phi) = 0$$

dla $i = I, II, III$; $j = I, III, III$ $i \neq j$

Para składowych	Zależność	Warunki dla rozwiązań	
a_I, a_{III}	$(2a_{III} + a_I) \cos \Phi = \sqrt{3} a_I \sin \Phi$	Gdy $2a_{III} + a_I < 0$ to $\Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle$	Gdy $2a_{III} + a_I > 0$ to $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$
a_I, a_{II}	$(2a_{II} - a_I) \cos \Phi = \sqrt{3} a_I \sin \Phi$	Gdy $2a_{II} - a_I < 0$ to $\Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle$	Gdy $2a_{II} - a_I > 0$ to $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$
a_{II}, a_{III}	$(a_{II} + a_{III}) \cos \Phi = \sqrt{3} (a_{II} - a_{III}) \cdot \sin \Phi$	Gdy $a_{II} + a_{III} < 0$ to $\Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle$	Gdy $a_{II} + a_{III} > 0$ to $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$

Zależność jawna

$$\Phi = \varphi(a_i, a_j)$$

dla $i = I, II, III$; $j = I, II, III$, $i \neq j$

Para składowych	Zależność	Warunki dla rozwiązań	
		gdy	gdy
a_I, a_{III}	$\Phi = \arctg \frac{1}{\sqrt{3}} (2 \frac{a_{III}}{a_I} + 1)$	$2a_{III} + a_I < 0$ to $\Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle$	$2a_{III} + a_I > 0$ to $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$
a_I, a_{II}	$\Phi = \arctg \frac{1}{\sqrt{3}} (2 \frac{a_{II}}{a_I} - 1)$	$2a_{II} - a_I < 0$ to $\Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle$	$2a_{II} - a_I > 0$ to $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$
a_{II}, a_{III}	$\Phi = \arctg \frac{1}{\sqrt{3}} \frac{a_{II} + a_{III}}{a_{II} - a_{III}}$	$a_{II} + a_{III} < 0$ to $\Phi \in \langle -\pi, 0 \rangle$	$a_{II} + a_{III} > 0$ to $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$

Tablica 2.3

Zależność parametryczna

$$\begin{aligned} \Phi &= y_3(t) \quad t = t_x \\ y_1 &= y_2(t) \quad t = t_x \end{aligned}$$

Para składowych	$y_1(t)$	$y_2(t)$	$y_3(t)$	k_1, k_2
a_I, a_{III}	$k_1 2a_{III} + a_I \cos wt$	$k_2 a_I \sin wt$	$wt \operatorname{sign}(2a_{III} + a_I)$	$\frac{1}{\sqrt{3}}$
a_I, a_{II}	$k_1 2a_{II} - a_I \cos wt$	$k_2 a_I \sin wt$	$wt \operatorname{sign}(2a_{II} - a_I)$	$\frac{1}{\sqrt{3}}$
a_{II}, a_{III}	$k_1 a_{II} + a_{III} \cos wt$	$k_2 (a_{II} - a_{III}) \sin wt$	$wt \operatorname{sign}(a_{II} + a_{III})$	$\frac{1}{\sqrt{3}}$

3. PROJEKT ANALIZATORA ZABURZEŃ RYTMU SERCA CHORYCH W TECHNICIE HYBRYDOWEJ^{1),2)}

3.1. Potrzeba skonstruowania analizatora zaburzeń rytmu

W chwili obecnej aparatura zapisująca w sposób ciągły krzywą elektrokardiograficzną i monitorującą częstość zespołów komorowych zalicza się do podstawowego wyposażenia oddziałów kardiograficznych i innych oddziałów intensywnej opieki.

Codzienna praktyka na oddziałach tych wskazuje jednak, że zachodzą sytuacje, gdzie taki prosty układ nadzorujący jest niewystarczający dla automatycznego nadzoru rytmu serca.

Układ taki jest w stanie wykryć samoczynnie jedynie groźne zaburzenia rytmu takie jak asystolia, znaczna bradykardia lub częstoskurcz. Zawężenie zadanego zakresu częstości rytmu serca prowadzi jedynie do zwiększenia liczby zbędnych alarmów, które są zmorą personelu tych oddziałów i w rezultacie zmniejszają jego czujność.

Z drugiej strony wiadomo, że wystąpienie groźnych zaburzeń rytmu jest prawie zawsze poprzedzane występowaniem zaburzeń mniej niebezpiecznych tak np. pojedyncze ekstrasystole komorowe bądź nasilenie się ich częstości, pojawienie się ich salw, wystąpienie tzw. ekstrasystolii wielogniskowych lub pojawienie się ekstrasystolii w tzw. okresie ranliwym poprzedzają często wystąpienie częstoskurczu, trzepotania bądź migotania komór. Pojawienie się okresowego bloku II^o poprzedza często wystąpienie bloku III^o i grożącej w takim przypadku asystolii. Włączenie już w tym momencie odpowiedniego leczenia znacznie zmniejsza możliwość wystąpienia fatalnych zaburzeń rytmu. Niestety dotychczasowa aparatura nie jest w stanie wykryć automatycznie tych zaburzeń, które mogą nie zmienić dostatecznie częstotliwości rytmu.

Niedostatek obecnej aparatury monitorującej uprzytomniają sobie również kardiolodzy w innych sytuacjach klinicznych. Mianowicie często zdarza się, że chory podaje skargi przemawiające za występowaniem u niego za-

¹⁾ Praca wygłoszona na konkursowym zebraniu naukowym Polskiego Towarzystwa Elektrotechniki Teoretycznej i Stosowanej (Oddział w Gliwicach) w dniu 16.12.1971 r. Praca uzyskała II nagrodę w Konkursie ogłoszonym przez ww. towarzystwo.

²⁾ Współautor A. Brodziak

burzeń rytmu, lecz badanie elektrokardiograficzne, nawet wielokrotne, zaburzeń takich nie wykazuje. W sytuacji takiej zachodzi potrzeba monitorowania chorego przez długi okres czasu, nawet do kilku dni. Oczywiście wymaga to ciągłego śledzenia krzywej EKG na monitorze. Każdy stały pracownik oddziału intensywnej opieki wie, jak mało realny jest taki postulat w praktyce. Ciągłe śledzenie sygnału EKG jest zajęciem tak męczącym, że przeciętnie odporny człowiek już po kilkunastu minutach wykonuje to już tylko wyrwykowo. Uniemożliwia to pełne wykrywanie i rejestrację zaburzeń. Praktycznie nierealizowalna jest również możliwość wielogodzinnego zapisu na taśmie papierowej z następnym przeglądnieniem jej.

Są również sytuacje, gdy aktualnie dostępna aparatura nie jest w stanie nadzorować nawet podstawowego parametru, jakim jest częstość pobudzeń. Ta ostatnia sytuacja zachodzi w wypadku monitorowania chorych z blokiem przedsionkowokomorowym III^o, którzy byli wprawdzie zabezpieczeni przez wszczepienie sztucznego rozrusznika serca, lecz którego baterie uległy wyładowaniu. W tej sytuacji rozrusznik serca nadal generuje bodźce, które są jednak nieskuteczne, to znaczy nie wywołują pobudzenia elektrycznego serca, a zatem nie powodują skurczów serca. Nadany przez rozrusznik sygnał jest jednak rejestrowany. Stosowana obecnie nadzorująca aparatura elektroniczna nie odróżnia nieskutecznych bodźców z rozrusznika od bodźców sztucznych bądź bodźców własnych serca. Dla monitorowania takich chorych stosuje się pomiar innych parametrów, np. rejestrację tętna obwodowego.

Pomiary te jednak, jak wykazuje codzienna praktyka, są znacznie mniej pewne od monitorowania sygnału EKG.

Wszystkie przedstawione wyżej trudności w nadzorze chorych z zaburzeniami rytmu serca można byłoby pokonać posiadając urządzenie samoczynnie wykrywające różne zaburzenia rytmu.

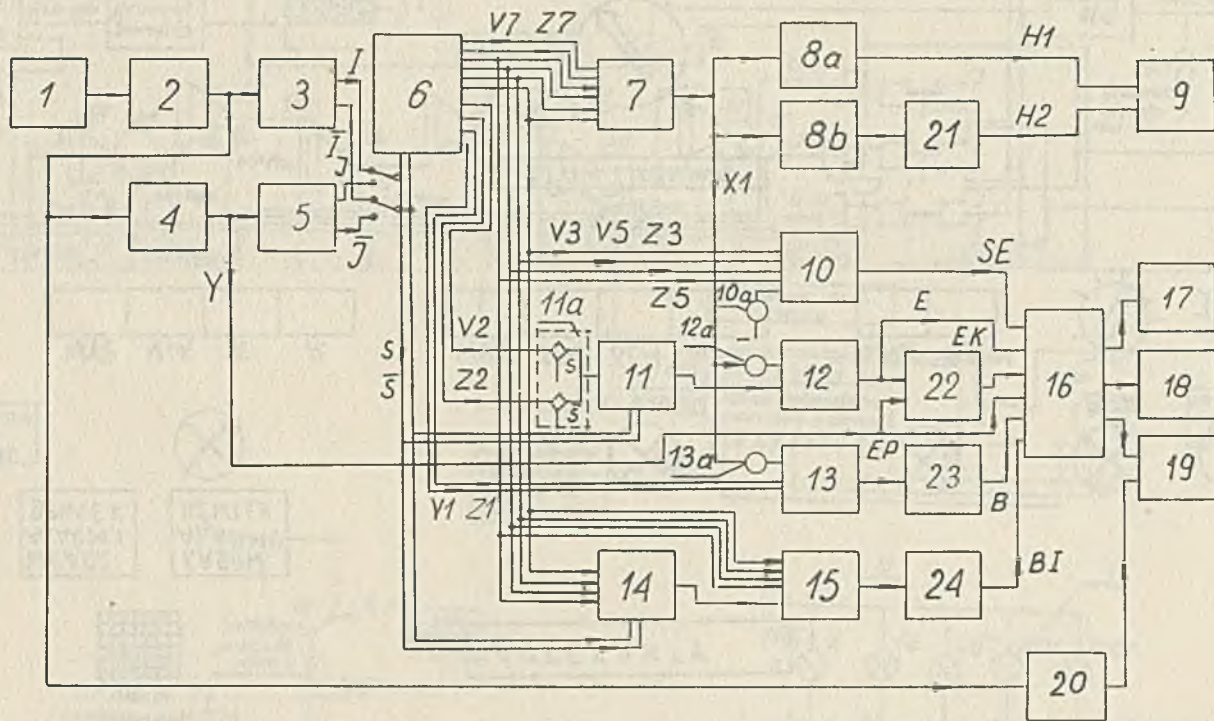
3.2. Wprowadzenie

W związku z istniejącą potrzebą, wskazaną wyżej, autorzy pracy starali się zaprojektować układ, który realizowałby wykrycia wszystkich powyższych anomalii rytmu serca przy uwzględnieniu faktu, że urządzenie takie musiałoby być tanie, mieć małe rozmiary, mogło współpracować z obecnie istniejącą aparaturą, będąc jedynie jej uzupełnieniem i mogło być wyposażone w dalsze urządzenia zewnętrzne. Autorom wydaje się, że tak postawiony cel został w pełni osiągnięty przez oparcie się o technikę hybrydową - analogowo-cyfrową.

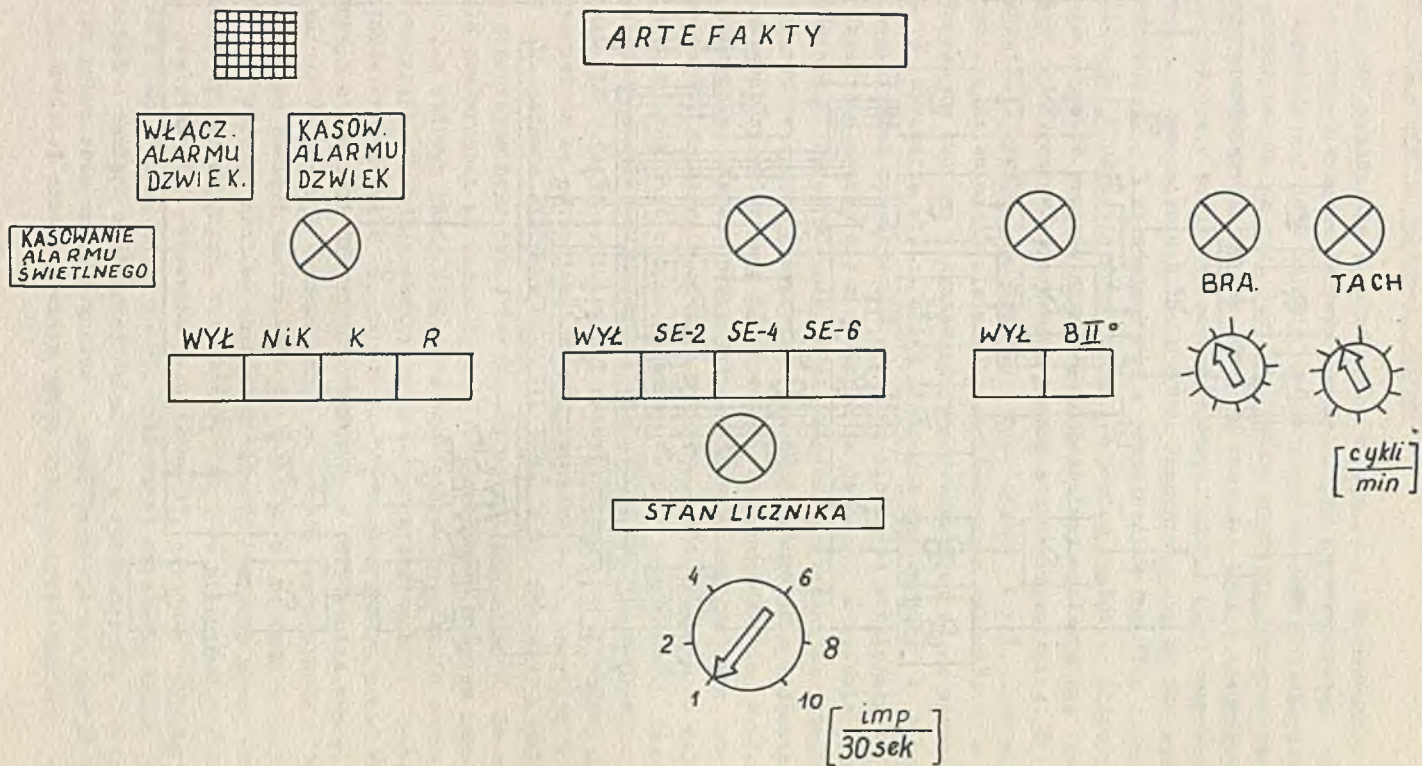
Ze względu na szczupłość miejsca w niniejszej pracy, autorzy przedstawiają jedynie najciekawsze rozwiązania, oparte o badania własne, prowadzące do osiągnięcia nakreślonego celu.

3.3. Ogólny opis budowy i działania układu

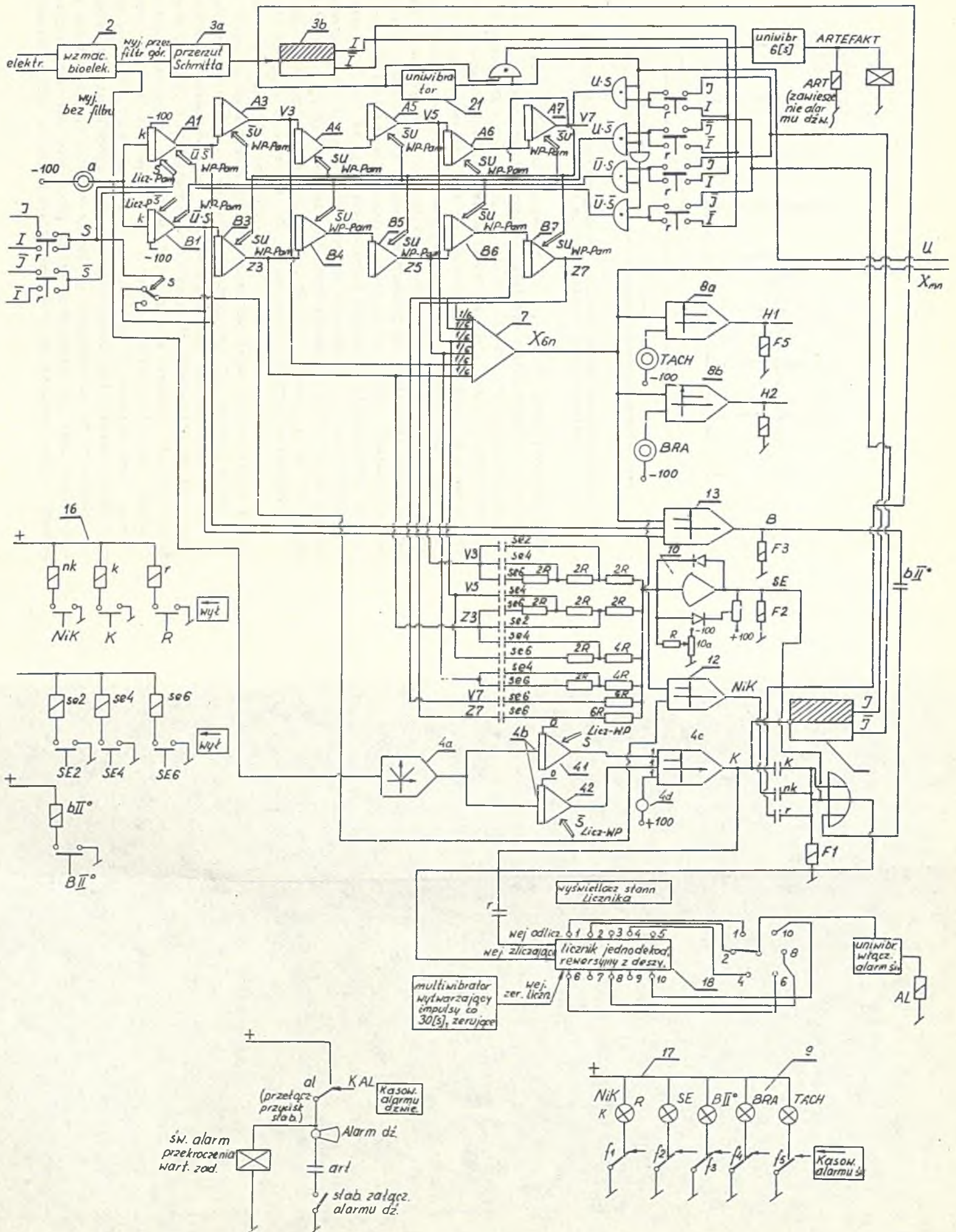
Ogólny schemat urządzenia przedstawiono na rys. 3.1. Na schemacie tym uwidoczniiono również urządzenia peryferyjne, które powyższy układ mógłby sterować. Odpowiadający jemu bardziej szczegółowy schemat funkcjonalny urządzenia przedstawiono na rys. 3.2. Klawiaturę sterującą programowaną pracą urządzenia przedstawiono na rys. 3.3. Na rys. 3.1 blok 1 reprezentuje elektrody rejestrujące prądy czynnościowe serca. Blok 2 jest wzmacniaczem bioelektrycznym o wzmacnieniu bliskim 2500. Wzmocniony sygnał EKG wysterowuje układ formujący 3 składający się z przerzutnika Schmitta i przerzutnika bistabilnego. W układzie formującym 3 poziom napięcia sterującego wyzwalającego przeskok przerzutnika w stan przeciwny nastawia się tak, by każdy załamek R sygnału EKG wyzwaliał zmianę stanu przerzutnika. Z wyjścia przerzutnika 3 otrzymujemy sygnały prostokątne I i \bar{I} , zanegowane względem siebie i zmieniające się w takt nadchodzących załamek 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 z zadaną minimalną wielkością tej powierzchni. Układ ten składa się z elementu 4a dającego na wyjściu moduł sygnału wejściowego, dwóch równolegle 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 \bar{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 (rys. 3.4). 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 5, na wyjściu którego sygnały prostokątne J i \bar{J} zmieniają się w takt skutecznych pobudzeń z rozrusznika serca. Sygnały I, \bar{I} bądź J, \bar{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", "pamiętania" i "warunków początkowych", elementy "śledząco-pamiętające" od A3 do A7 oraz od B3 do B7. Dokładniej działanie dwóch równoległych kaskad 6 pamięci analogowej opisujemy w rozdziale 3.4. Obecnie przyjmiemy, że przez zsumowanie sygnałów V3 i Z3 uzyskuje się sygnał proporcjonalny do średniej czasów trwania dwóch cykli poprzedzających cykl



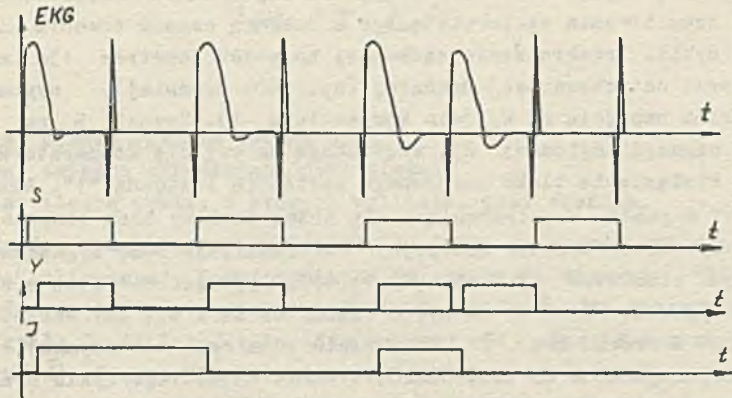
Rys. 3.1. Ogólny schemat analizatora zaburzeń rytmu



Rys. 3.3. Płyta czołowa analizatora



Rys. 3.2. Schemat funkcjonalny urządzenia



Rys. 3.4. Przebiegi w poszczególnych punktach układu wykrywającego skuteczne pobudzenie serca impulsami z rozrusznika

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 na potencjometrze "tachykardia" maksymalną częstotliwością oraz w komparatorze 8b z zadaną na potencjometrze "bradykardia" minimalną częstotliwością pobudzeń. Przekroczenie zadanej maksymalnej lub minimalnej wartości średniej częstotliwości wywołuje zmianę napięcia na wyjściu komparatora, co sygnałem H1 lub H2 jest przekazywane urządzeniu alarmującemu, optyczno-akustycznemu 9. Na wejścia sumujące komparatora 10 wprowadzane są bądź sygnały V3, Z3 z wagami 0,5 bądź sygnały V3, Z3, V5, Z5 z wagami 0,25 bądź sygnały V3, Z3, V5, Z5, V7, Z7 z wagami $\frac{1}{6}$. Na dodatkowe wejście sumujące komparatora 10 wprowadzane jest przez potencjometr 10a ujemne stałe napięcie o wartości $a \cdot k \cdot 0,5 \cdot 100$ [V].

Dwa, trzy, ... krótkotrwałe cykle znamionujące salwę akstrasystolii wywołują przekroczenie zadanej wartości progowej, 0,5 [s] średniej okresu, nastawianej na potencjometrze 10a, co sygnalizuje skok napięcia na wyjściu komparatora 10, W urządzeniu użyto kluczy 11a przełączających na wejście sumatora inercyjnego 11 sygnał V2 z wyjścia elementu A1, gdy sygnał S równy jest "1" oraz sygnał Z2 z wyjścia elementu B1, gdy sygnał S równy jest "0". 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 zadaną na potencjometrze 12a procentową wartością napięcia X1, tzn. średnią czasów trwania kilku ostatnich cykli. Skrócenie się długości cyklu o określo-

ną procentową wartość dotychczasowej średniej, co znamionuje wystąpienie ekstrasystolii przedwczesnej, sygnalizuje komparator 12. Komparator 13 porównuje sumę napięć V_1 i Z_1 z wyjścia odpowiednio integratorów A_1 i B_1 , tzn. czas trwania cyklu bieżącego z średnią czasów trwania kilka 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 V_3 i V_5 z wyjść elementów A_3 i A_5 , gdy wartość sygnału S równa się "1" oraz sumę sygnałów Z_3 i Z_5 z wyjść elementów B_3 i B_5 , gdy wartość logiczna sygnału S równa się "0". 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 wprowadzane są z określoną wagą sygnały V_3 , V_5 , Z_3 , Z_5 gdzie ich suma porównywana jest z sygnałem z wyjścia sumatora inercyjnego 14. Dwukrotne okresowe skrócenie się długości cyklu w ciągu czterech cykli, co znamionuje bigeminię, 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 niemierność rytmu zwaną ekstrasystolią komorową. Układ wybierający 16 umożliwia włączenie sumy logicznej dowolnych sygnałów E, EK, SE, B, BI lub jednego z nich na jedno z trzech równoległych urządzeń sygnalizacyjno-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 okrężnej taśmie magnetycznej pracuje w sposób ciągły.

3.4. Układ wyliczający średnie czasy trwania z jednego, dwóch, czterech, sześciu, ... ostatnich cykli

Blok 6 analizatora jest układem dwóch równoległych kaskad pamięci analogowej. Zadaniem kaskad jest wypracowywanie sygnałów proporcjonalnych

do średnich czasów trwania dowolnej ilości cykli, tzn. do wielkości

$$t_{\text{śrln}} = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^{I-1} \Delta t_{n-i} \quad (3.1)$$

gdzie:

Δt_i - jest czasem trwania i -tego cyklu

n - jest zmienną określającą cykl bieżący

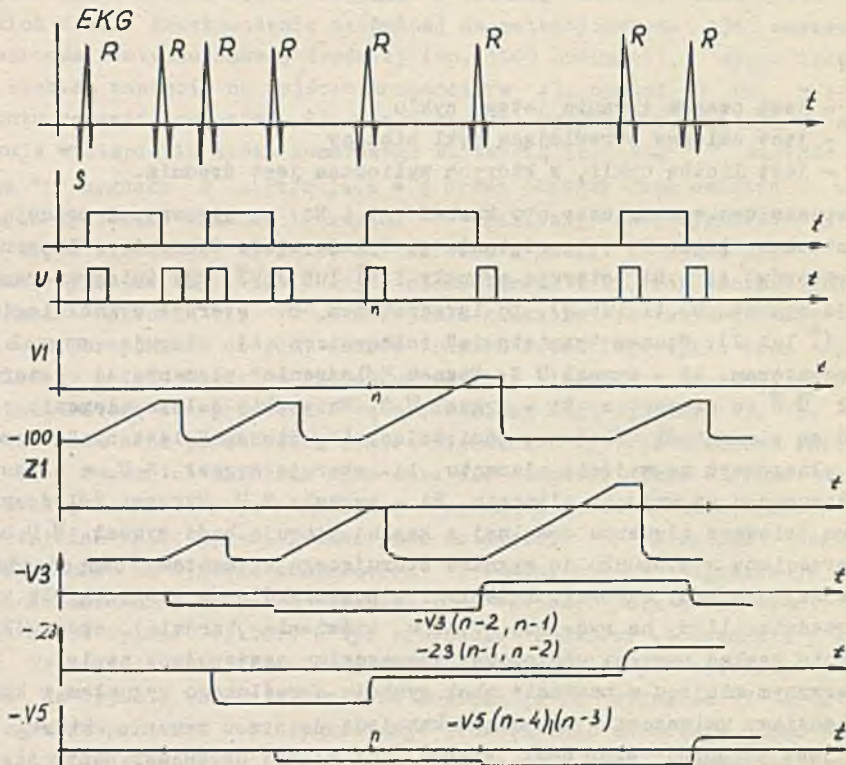
I - jest liczbą cykli, z których wyliczana jest średnia.

Pierwsze dwa wzmacniacze obu kaskad A1 i B1 są elementami pracującymi w stanach "liczenia", "pamiętania" i "śledzenia". Stanami "liczenia" integratorów A1 i B1 sterują sygnały I, \bar{I} lub J, \bar{J} . Gdy integratorem A1 steruje sygnał S (I lub J), to integratorem B1 steruje sygnał logiczny \bar{S} (\bar{I} lub \bar{J}). Stanem "pamiętania" integratora A1 steruje sygnał U \bar{S} a integratorem B1 - sygnał U S. Stanem "śledzenia" elementu A1 steruje sygnał $\bar{U} \bar{S}$ a elementem B1 - sygnał $\bar{U} S$. Wszystkie dalsze elementy obu kaskad są elementami "śledząco-pamiętającymi". Stanem "śledzenia" elementu A3 włączonego na wyjście elementu A1 steruje sygnał S U, a elementu B3 włączonego na wyjście elementu B1 - sygnał S U. Stanami "śledzenia" każdego dalszego elementu dowolnej z kaskad steruje bądź sygnał $\bar{S} U$, bądź S U, przeciwny w stosunku do sygnału sterującego elementem bezpośrednio poprzedzającym dany element. Przebiegi w poszczególnych punktach obu kaskad przedstawiliśmy na rys. 3.5. W celu omówienia bardziej szczegółowo działania kaskad pamięci analogowej wprowadzimy następujący zapis:

Na pierwszym miejscu w nawiasie obok symbolu określonego sygnałem w kaskadzie będziemy umieszczali zmienną, wskazującą do czasu trwania którego z cykli jest proporcjonalny dany sygnał, gdy sygnał sterujący danym elementem S lub \bar{S} jest równy "1". Na drugim miejscu w nawiasie umieścimy zmienną, której wartość będzie wykazywała odpowiadający okres, lecz gdy sygnał sterujący danym elementem jest równy "0". Wówczas, pamiętając o warunkach sterowania poszczególnych wzmacniaczy operacyjnych, możemy napisać, że

$$V_3 = V_3(n-2 \ n-1) \quad \text{oraz} \quad Z_3 = Z_3(n-1 \ n-2).$$

Każdy kolejny element kaskady pamięci analogowej przejmuje sygnał z poprzedzającego do elementu z opóźnieniem go o jeden takt, co oznacza, że $V_i = V_i(v_{1i} \ v_{2i})$ przy $v_{1i} = v_{2 \ i-1}^{-1}$, $v_{2i} = v_{1 \ i-1}^{-1}$ oraz $Z_i = Z_i(z_{1i} \ z_{2i})$ przy $z_{2i} = z_{1 \ i-1}^{-1}$, $z_{1i} = z_{2i-1}^{-1}$, gdzie $i = 4, 5, \dots$ a $v_{13} = n-2$, $v_{23} = n-1$ oraz $z_{13} = n-1$, $z_{23} = n-2$.



Rys. 3.5. Przebiegi w poszczególnych punktach dwóch kaskad pamięci analogowej

Z powyższego wynika, że:

$$v_{21} = z_{11} = \begin{cases} n - i + 2 & \text{przy } i = 21 + 1 \\ n - i + 1 & \text{przy } i = 21 + 2 \end{cases} \quad (3.2)$$

$$v_{11} = z_{21} = \begin{cases} n - i + 1 & \text{przy } i = 21 + 1 \\ n - i + 2 & \text{przy } i = 21 + 2 \end{cases}$$

gdzie:

$$i = 1, 2, \dots$$

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

$$\begin{array}{ll}
 V_3(n-2 \quad n-1) & Z_3(n-1 \quad n-2) \\
 V_4(n-2 \quad n-3) & Z_4(n-3 \quad n-2) \\
 V_5(n-4 \quad n-3) & Z_5(n-3 \quad n-4) \\
 V_6(n-4 \quad n-5) & Z_6(n-5 \quad n-4) \\
 V_7(n-6 \quad n-5) & Z_7(n-5 \quad n-6)
 \end{array} \quad (3.3)$$

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 S przyjmuje wartość "1" czy "0", każdy z uwzględnianych cykli musi mieć w poszukiwanej sumie swoją reprezentację. Zauważmy więc, że tak zrealizowana kaskada wylicza średnie z dwóch cykli odpowiednio ostatnich, opóźnionych o 2 cykle, opóźnionych o cztery cykle:

$$t_{\text{sr}2n} = V_3 + Z_3 \quad (3.4)$$

$$t_{\text{sr}2 \quad n-2} = V_5 + Z_5 \quad (3.5)$$

$$t_{\text{sr}2 \quad n-4} = V_7 + Z_7 \quad (3.6)$$

a zatem średnią arytmetyczną czasów trwania $2m$ ostatnich cykli otrzymamy realizując sumę:

$$t_{\text{sr}2mn} = \frac{1}{2m} \sum_{i=1}^{2m} (V_{2 \quad i+1} + Z_{2 \quad i+1}) \quad (3.7)$$

Powyższa zależność jest prawdziwa dla dowolnie dużego m , jeśli tylko spełnimy podane wyżej warunki sterowania pracą iteracyjną kaskad pamięci analogowej. Wszystkie średnie w układzie określane są oczywiście w postaci sygnałów napięciowych, np. zależność (3.7), dokładniej, ma postać:

$$t_{\text{sr}2mn} [V] = -100 + \frac{1}{2m} a k 100 \sum_{i=1}^{2m} \Delta t_{n-i} \quad (3.8)$$

gdzie:

k - jest wzmocnieniem integratora,

a - współczynnikiem wzmocnienia potencjometru wejściowego.

3.5. Układ do wykrywania nieskutecznych pobudzeń serca impulsami z sztucznego rozrusznika serca

Praca analizatora w reżimie wykrywania nieskutecznych pobudzeń serca impulsami z rozrusznika serca, tzn. gdy wciśnięty jest klawisz R, oznacza przejście całości układu na sterowanie sygnałem $S = J$ i $\bar{S} = \bar{J}$. Elementy kaskad sterowane są wówczas sygnałami $UJ, \bar{U}J, \dots$ a nie $UI, \bar{U}I, \dots$. Tak ekonomiczne wykorzystanie elementów analizatora zostało osiągnięte dzięki układowi 4, którego zadaniem jest wytworzenie analogicznego sygnału jak \bar{I} , tzn. zmieniającego się w takt nadchodzących załamek R, z tą różnicą, że takt zmian sygnału J wypada na skuteczne pobudzenie z rozrusznika serca. W układzie 4 następuje cykliczne całkowanie modułu sygnału EKG, dokonujące się na przemian w integratorze 41, bądź 42. W każdym cyklu następuje porównanie pola powierzchni zespołu QRS z zadaną wartością pola. Jeśli pole to przekracza zadaną wartość następuje skok napięcia na wyjściu komparatora 4c:

$$Y = "1" \quad k \int_0^{ii} \frac{EKG}{1000} dt > 100 b [V] \quad (3.9)$$

$$Y = "0" \quad k \int_0^{ii} \frac{EKG}{1000} dt < 100 b [V] \quad (3.10)$$

Każdy natomiast załamek ii rozpoczyna ten cykl od nowa i kończy impuls prostokątny Y . Impulsy Y wysterowują przerzutnik 5 sprawdzając w ten sposób częstość własnych pobudzeń serca, tj, o dużej powierzchni zespołów QRS do sygnału prostokątnego o tejże częstości. Ma to tę zaletę, że wszystkie arytmie wykrywane są obecnie przez układ wyłącznie dla pobudzeń własnych serca. Sterowanie elementami powyższego układu określiliśmy w rozdziale 3.3, przebiegi przedstawiliśmy na rys. 3.4.

3.6. Układ wykrywający anomalie częstości zespołów QRS w oparciu o porównanie średnich czasów trwania cykli w sposób bezpośredni i względny

Podstawowymi elementami układu są komparatory analogowe. W komparatorach 8a, 8b, 10, 12, 13, 15 następuje zasadnicza czynność układu: stwierdzenie, czy zaburzenie wystąpiło lub nie.

3.6.1. Bezpośrednie porównanie średniej

W komparatorach 8a, 8b, 10 następuje porównanie bezpośrednio średnich $t_{sr6n}, t_{sr2n}, t_{sr4n}, t_{sr6n}$ z zadanymi minimalnymi bądź maksymalnymi wartościami progowymi tych średnich, wynikającymi z rodzaju wykrywanej

arytmii. Np. wystąpienie salwy ekstrasystolii określa się jako opadnięcie średniej t_{srmm} poniżej 0,5[s]. W analizatorze następują więc porównania

$$\text{TACH} = "1" \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr6n}} [V] < "tach" \quad 100 [V] \quad (3.11)$$

gdzie: "tach" jest ręcznie wprowadzaną nastawą na potencjometrze TACHYKARDIA,

$$\text{BRAD} = "1" \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr6n}} [V] > "brad" \quad 100 [V] \quad (3.12)$$

gdzie: "brad" jest ręcznie wprowadzaną nastawą na potencjometrze BRADYKARDIA,

$$\text{SE}_2 = "1" \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr2n}} [V] < \text{a k } 0,5 \quad 100 [V] \quad (3.13)$$

$$\text{SE}_4 = "1" \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr4n}} [V] < \text{a k } 0,5 \quad 100 [V] \quad (3.14)$$

$$\text{SE}_6 = "1" \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr6n}} [V] < \text{a k } 0,5 \quad 100 [V] \quad (3.15)$$

3.6.2. W z g l ę d n e p o r ó w n a n i e ś r e d n i e j

Do rozpatrywania takich zaburzeń jak ekstrasystolie nadkomorowe i komorowe czy blok II^o istotne jest stwierdzenie odchylenia czasu trwania cyklu bieżącego od aktualnej średniej czasów trwania cykli t_{srmm} (dla m jak największego).

W układzie więc następują porównania:

$$\text{B} = "1" \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr1n}} [V] > 1,6 \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr6n}} [V] \quad (3.16)$$

$$\text{E} = "1" \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr1n}} [V] < 0,75 \quad \text{a k } 100 t_{\text{sr6n}} [V] \quad (3.17)$$

$$\text{BI} = "1" \quad \text{a k } 100 (t_{\text{sr1 n-1}} + t_{\text{sr1 n-3}}) < 0,5 \text{ a k } 100 (t_{\text{sr1 n-2}} + t_{\text{sr1 n-4}}) [V] \quad (3.18)$$

3.7. Układ przekształtnika średnich czasów trwania cykli na średnią częstość zespołów QRS

Przedstawiony analizator wylicza średni czas trwania cyklu EKG t_{srmm} na podstawie m ostatnich cykli. Dla lekarza jednak bardziej istotna jest znajomość średniej częstości występowania zespołów QRS, tzn. parametru:

$$C_{\text{mn}} \left[\frac{\text{cykli}}{\text{min}} \right] = \frac{60}{t_{\text{srmm}}} \quad (3.19)$$

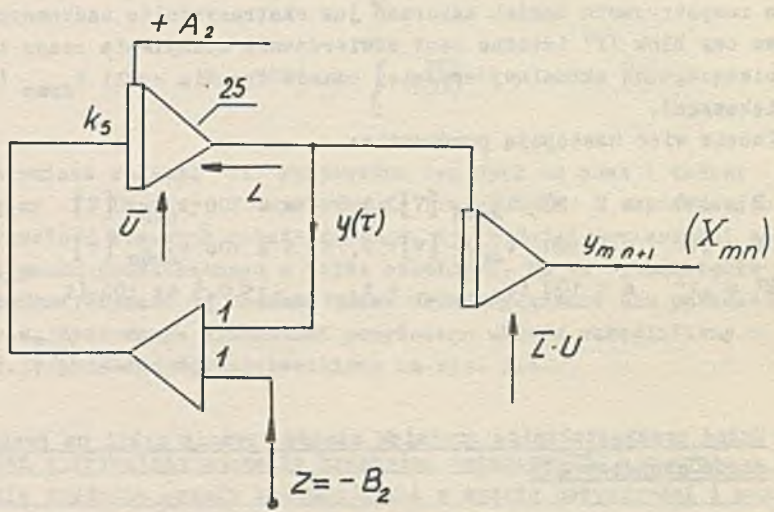
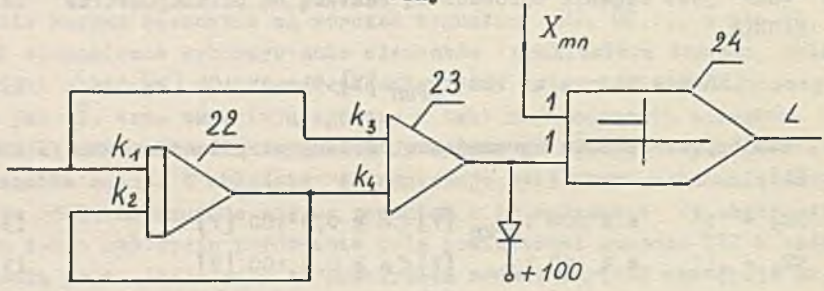
gdzie:

m - jest liczbą cykli na podstawie której wyliczono t_{srmm}

n - jest zmienną bieżącą, oznaczającą n-ty cykl.

Pomiar sygnału a k 100 t_{srmn} , wyliczanego w analizatorze, gdzie a k 100 jest stałą, przy pomocy miernika liniowego dawałby dla $C_{mn} \left[\frac{\text{cykli}}{\text{min}} \right]$ zależność nieliniową, zatem również skala dla C_{mn} byłaby nieliniowa. Zachodzi więc potrzeba uzyskania przekształcenia

$$\alpha (t; r_{nj})^{-1} \tag{3.20}$$



Rys. 3.6. Układ modelu prostego i odwrotnego przekształtnika średniej czasów trwania cykli na średnią częstotliwość zespołów QRS

Układ proponowanego przez autorów przekształtnika, wyliczającego C_{mn} zawiera elementy, które istnieją w układzie analizatora: wzmacniacz bioelektryczny 2, przerzutnik Schmitta 3a, uniwbibrator 21 oraz układy modelu prostego i odwrotnego, które przedstawiliśmy na rys. 3.6. Układ modelu prostego, składający się z integratora 22, sumatora 23 i komparatora 24, jest generatorem quasi - okresowej funkcji czasu:

$$e(\tau) = B_1 - (A_1 + B_1)e^{-\frac{\tau}{T_1}} \tag{3.21}$$

gdzie:

T - jest stałą czasową, wyrażoną zależnością

$$T_1 = \frac{1}{k_2} \quad (3.22)$$

k_2 - jest wzmocnieniem nastawianym na wejściu integratora 22

τ - jest zmienną czasu o momencie $\tau = 0$ na początku każdego cyklu

A_1, B_2 - są parametrami przebiegu wykładniczego.

Pozostałe parametry modelu prostego muszą spełniać zależności:

$$\begin{aligned} E \cdot k_3 &= A_1 + B_1 \\ \frac{k_1}{k_2} k_4 &= k_3 \end{aligned} \quad (3.23)$$

gdzie:

k_1 - jest współczynnikiem wzmocnienia nastawianym na integratorze 21,

k_3, k_4 - są współczynnikami wzmocnień nastawianymi na sumatorze 23.

Impulsy prostokątne z uniwibratora 21 o czasie trwania τ_d takim, że

$$\tau_d > \max_{X_{mn}} \tau_x \quad (3.24)$$

gdzie:

X_{mn} - jest średnią $t_{\text{śr}} X_{mn}$ opisaną zależnością (3.8) i wyrażoną w woltach,

τ_x - czasem trwania impulsów na wyjściu komparatora 24,

podane są na generator - model prosty - modelujący przebieg czasowy $e(\tau)$ opisany zależnością (3.21). W komparatorze 24 następuje porównanie sygnałów

$$- X_{mn} = e(\tau) \Big|_{\tau = \tau_x} \quad (3.25)$$

w wyniku czego na wyjściu komparatora 24 uzyskuje się impulsy o czasie trwania τ_x określone zależnością (3.26) wynikającą z relacji (3.21) i (3.25):

$$\tau_x = - T_1 \ln \frac{B_1 + X_{mn}}{A_1 + B_1} \quad (3.26)$$

Impulsy L z wyjścia komparatora 24 zastosowano do sterowania pracą iteracyjną integratorów 25, 26. Integrator 25 pracuje w stanach "liczenia", gdy $L = "1"$, "pamiętania", $U \bar{L} = "1"$, "śledzenia", gdy $\bar{U} = "1"$.

Element 27 jest inwertorem stale pracującym w stanie "liczenia". Integrator 26 jest wysterowany sygnałem $\bar{L} U = "1"$ w stan "śledzenia", zaś sygnałem $\bar{L} U = "0"$ w stan "pamiętania". Wzmacniacze 25, 26, 27 stanowią układ modelu odwrotnego, tzn. generatora funkcji czasowej:

$$y(\tau) = -B_2 + (B_2 - A_2) e^{-\frac{\tau}{T_2}} \quad (3.27)$$

a dokładniej funkcji $-y(\tau)$, gdyż element "śledząco-pamiętający" 26 jeszcze raz odwraca fazę sygnału. Przebieg $y(\tau)$ zatrzymywany jest w momentach $\tau = \tau_x$, zatem w momentach gdy $y(\tau_x)$ wyraża się zależnością, na podstawie relacji (3.26) i (3.27)

$$y(\tau_x) = -B_2 + (B_2 - A_2) \frac{D}{(B_1 + X_{mn})^w} \quad (3.28)$$

gdzie:

w - jest stałą określoną relacją

$$w = \frac{T_1}{T_2} \quad (3.29)$$

T_2 - jest stałą czasową obwodu 25, 27, $T_2 = \frac{1}{k_5}$,

k_5 - współczynnikiem wzmocnienia nastawianym na integratorze 25,

D - jest stałą

$$D = (A_1 + B_1)^w \quad (3.30)$$

A_2, B_2 - są parametrami przebiegu wykładniczego.

Na wyjściu elementu 26 otrzymujemy więc przebieg opisany zależnością pseudoróżnicową:

$$y_{n+1} = -B_2 + (B_2 - A_2) \frac{D}{(B_1 + X_{mn})^w} \quad (3.31)$$

Jeśli więc nastawimy takie k_2 i k_5 , że $T_1 = T_2$, $k_2 = k_5$ oraz

$$A_1 = B_1 = 100 \text{ [V]} \quad (3.32)$$

wówczas funkcja przekształcająca, jaką realizuje układ modeli prostego i odwrotnego sprowadza się do zależności

$$y_{mn+1} = -B_2 + (B_2 - A_2) \frac{2000C_{mn}}{ak \cdot 100 \cdot 50} \text{ [V]} \quad (3.33)$$

znalezionej na podstawie relacji (3.31), (3.32), (3.30), (3.29), (3.19), (3.8) i przy $D = 200 \text{ [V]}$. Stałą $a k 100 \text{ [V]}$ określa się przy założeniu, że znane jest $\max \Delta t_1$ ($l = 1, 2, \dots$), wówczas znajdujemy $a k 100$ z zależności:

$$a k 100 \max \Delta t_1 = A_1 + B_1 \quad (3.34)$$

Stałą czasową $T_1 = T_2$ dobieramy tak, by zarazem była jak największa, ze względu na minimalne błędy powstałe w związku ze skończonymi czasami przełączania kluczy integratorów 25, oraz by T_1 spełniało równość:

$$-B_1 + (A_1 + B_1)e^{-\frac{\max \tau_x}{T_1}} = -B_1 + a k 100 \min \Delta t_1$$

$$l = 1, 2, \dots \quad (3.35)$$

$$\max \tau_x = \min \Delta t_1 - \Delta p$$

gdzie:

Δp - jest minimalnym niezbędnym czasem trwania stanów "śledzenia" integratora 26.

Element 25 pracuje w stanach "liczenia", przez czas τ_x , "pamiętania", przez czas od τ_x do τ_d , "warunków początkowych" przez czas od τ_d do $\Delta t_n - \tau_d$.

Z powyższego wynika, że należy spełnić warunki:

$$\max \tau_x < \tau_d < \min \Delta t_1 \quad (3.36)$$

gdzie:

Δt_1 - jest czasem trwania l-tego okresu.

W celu zapewnienia jak największego zakresu pracy układu modelu odwrotnego należy przyjąć A_2 i B_2 spełniające warunki zadania programowania liniowego.

Dla ograniczeń

$$100 [V] > B_2 > A_2$$

$$100 [V] \geq -B_2 + (B_2 - A_2)e^{-\frac{\max \tau_x}{T_1}} \quad (3.37)$$

znaleźć A_2, B_2 dające $\max (B_2 - A_2)$.

3.7.1. Dane liczbowe

Dla zwięzłości wykładu podajemy bez rozwiązania zadania (3.37) parametry A_2 i B_2 dla danych przyjętych już wyżej:

$$A_2 = 33,3 [V], \quad B_2 = 100 [V] \quad (3.38)$$

Przyjmijmy, że przekształtnik ma pracować dla t_{srmm} zmieniającego się w zakresie 0,5 - 1,5 [s]. W przekształtniku można osiągnąć czas $\Delta p = 0,05$ [s]. Dane te określają $\min \Delta t_1 = 0,5$ [s] i $\max \Delta t_1 = 1,5$ [s]. Z zależności (3.34) wyliczamy stałą

$$a \text{ k } 100 = 200 \frac{2}{3} [V_s^{-1}] \quad (3.39)$$

Na podstawie zależności (3.35) i (3.39) znajdujemy

$$T_1 = 0,41 \text{ [s]} \quad (3.40)$$

Powyższe dane określają funkcję realizowaną przez układ przekształtnika

$$y_{mn+1} = -100 + 1,667 C_{mn} [V] \quad (3.41)$$

gdzie tutaj C_{mn} wyrażone jest w $\left[\frac{\text{cykli}}{\text{min}}\right]$ a przekształtnik dokonuje konwersji sygnału t_{srmm} V na y_{mn+1} [V], liniowo zależnego od dotychczasowej średniej częstości zespołów QRS.

3.8. Wnioski

Układ analizatora wykonany w technice hybrydowej byłby układem wielofunkcyjnym przy optymalnym wykorzystaniu jego elementów. Tak zaprojektowany układ realizowałby wykrywanie wszystkich podstawowych rodzajów zaburzeń rytmu. Pozwalałby na programowany nadzór zaburzeń, według następującego schematu logicznego:

N i K lub K lub R jednocześnie SE2 lub SE4 lub SE6 jednocześnie BII^o jednocześnie BRA jednocześnie TACH.

Powyższa kontrola odbywałaby się na różnych poziomach czujności urządzenia, w zależności od zagrożenia i stanu układu krążenia pacjenta. Oznacza to, że lekarz byłby dopiero wzywany alarmem przy przekroczeniu zadanej przez niego ilości zaburzeń, jaka może się zdarzyć w ciągu 30 sekund, i to sumarycznych zaburzeń lub pojedynczych. Realizowałby to licznik o okresowo kasowanym stanie i z nastawianym wyjściem kontroli stanu licznika. Urządzenie pozwalałoby na dołączenie do niego urządzeń zewnętrznych, co miałoby szczególne znaczenie wobec możliwości sporządzania okresowych wyciągów elektrokardiogramów. Wyciągi takie byłyby sporządzane również przy zaprogramowanym stopniu czułości urządzenia jak i kontrolowanym prawdopodobnym zaburzeniom rytmu. Wymaga również podkreślenia faktu, że układ pracowałby w jednym z dwóch reżimów: wykrywania dowolnych pobudzeń przekraczających zadaną amplitudę - np. załamek R oraz wykrywania pobudzeń własnych serca, przy programie odpowiednio

R lub R.

Układ ponadto pozwalałby na zmniejszenie rozmiarów dotychczasowej aparatury nadzorującej. Dzieje się to dzięki realizowaniu funkcji kardiota-
chometru przez przekształtnik średnich czasów cykli na średnie częstotliwości zespołów QRS. Przedstawiony tutaj układ kardiota-
chometru - przekształtnik średnich czasów trwania na częstotliwości - również może pracować w jednym z
dwóch reżimów: liczenia średniej częstotliwości załamek R lub liczenia śred-
niej częstotliwości pobudzeń własnych serca.

1. WSTĘP

W tym celu, w ramach niniejszego opracowania, zostały wyznaczone cele, zadania i zakresy odpowiedzialności, które mają być realizowane w ramach systemu informacyjno-nadzorującego. W tym celu, w ramach niniejszego opracowania, zostały wyznaczone cele, zadania i zakresy odpowiedzialności, które mają być realizowane w ramach systemu informacyjno-nadzorującego.

C z ę ś ć II

DANE WPROWADZAJĄCE DO SZPITALNEGO SYSTEMU INFORMACYJNO-NADZORUJĄCEGO

KATOWICE 4 ^{*)}

^{*)} Współautorzy opracowania: A. Brodziak i L. Suchan

4. CHARAKTERYSTYKA SZPITALNYCH SYSTEMÓW INFORMACYJNO-NADZORUJĄCYCH

Poniżej opisujemy różne wersje szpitalnych systemów informacyjno-nadzorujących. Rozróżniamy wśród nich rodzaje ze względu na dwa kryteria:

- 1) zakres i głębokość (dokładność) kodowania i przetwarzania danych medycznych,
- 2) środki techniczne, za pomocą których przetwarza się zakodowane i niezakodowane dane medyczne.

Pierwsze kryterium pozwala wyróżnić następujące rodzaje systemów, które będziemy nazywać zakresami automatycznego przetwarzania danych:

Zakres 1 stopnia

System taki umożliwiałby automatyczne wykonywanie następujących czynności:

1. Wykonywanie wyliczeń koniecznych dla uzyskania analitycznych badań dodatkowych.
2. Wydanie (druk) wyników badań dodatkowych.
3. Sprawowanie statystycznej kontroli jakości nad wynikami badań analitycznych.
4. Sporządzanie okresowych zestawień wyników badań analitycznych dla lekarzy (tabele i wykresy monitorujące).
5. Sporządzanie sprawozdawczości laboratoryjnej.
6. Sporządzanie częściowych kart wpisowych (zawierających jedynie wyniki badań laboratoryjnych).
7. Wyszukiwanie ze zbioru głównego osób określonych wg odpowiednich cech medycznych. Jest to przydatne dla ustanawiania norm wyników badań dodatkowych oraz statystycznych, epidemiologicznych i naukowych prac zestawieniowych.

Zakres 2 stopnia

System, oprócz wykonywania czynności wyliczonych dla zakresu 1 stopnia wprowadzałby w formie częściowo zakodowanej dane kliniczne z wywiadu i badania przedmiotowego, co pozwalałoby dodatkowo na wyszukiwanie ze zbioru głównego porcji danych według tych cech medycznych. Poprawiłoby to możliwości algorytmów nadzorujących i wspomagających algorytmów diagnostycz-

nych. Należy podkreślić, że zakres 2 stopnia (przybliżone kodowanie danych klinicznych) można osiągnąć bez dodatkowej pracy personelu medycznego na kodowanie danych.

Zakres 3 stopnia

Rozszerzenie zakresu kodowania polega tutaj na włączaniu do systemu innych pracowni diagnostycznych takich jak:

1. Pracowni polielektrokardiograficznej (EKG, PKG, EEG).
2. Pracowni rtg.
3. Pracowni ardoskopowej.
4. Pracowni histopatologicznej.

Kodowanie tych danych pozostałoby niezbyt głębokie (przybliżone) ze względu na oszczędzanie czasu koniecznego na wypełnianie wielostronicowych formularzy kodowania dokładnego lub długie dialogi z maszyną. Dopiero ten poziom automatyzacji zapewnia sporządzanie pełnych kart wypisowych i odpisów historii chorób, wyszukiwanie porcji danych wg wszystkich rodzajów cech medycznych. Zwiększają się również możliwości wspomagających algorytmów nadzorujących i diagnostycznych.

Zakres 4 stopnia

System taki umożliwiłaby kodowanie danych w zakresie takim jak to podano w punkcie poprzednim, lecz ze znacznie większą dokładnością (głębokością). System taki wymaga bądź wypełniania wielostronicowych formularzy bądź długich dialogów z maszyną. Praca wymagana przez dokładne kodowanie jest tylko wtedy sensowna, jeśli dane te będą następnie przez system wykorzystywane. Nie można tutaj argumentować, że dane te będą wykorzystywane dla sporządzania różnorodnych zestawień. Z zestawień takich nie wynikają bowiem (na ogół) rewelacyjne odkrycia medyczne ani praktyczne korzyści dla poszczególnych chorych. Tak więc instalowanie systemu o zakresie automatycznego przetwarzania danych medycznych 4 stopnia jest więc uzasadnione dopiero wtedy, jeśli rozwinię się teorię i praktyczne realizacje wspomagających algorytmów nadzorujących i diagnostycznych. Opracowanie systemu o zakresie 4 stopnia ma jednak duże znaczenie teoretyczne, gdyż jest to niezbędne dla dalszego rozwoju wspomnianych właśnie wspomagających algorytmów nadzorujących i diagnostycznych. Opracowanie ich wymaga uściślenia struktury pamięci Systemu, zawierającej dokładne dane o chorych.

Zakres 5 stopnia

System taki przyjmuje dodatkowo dane o zleceniach badań. Na podstawie tych informacji system:

1. Sprawuje nadzór nad wykonaniem badań dodatkowych.
2. Optymalizuje terminarz badań (skracanie średniego czasu pobytu chorego w szpitalu).

3. Mechanizuje dużą część pracy piśmiennej pielęgniarek i laborantek (automatyczne sporządzanie opisów przesyłanego materiału biologicznego i przedruków książek laboratoryjnych).

Nietrudno zauważyć, że wyliczone czynności mogą być osiągnięte bez głębokiego, precyzyjnego kodowania danych klinicznych (zakres 4 stopnia).

Należy jednak podkreślić, że osiągnięcie tego zakresu jest wbrew pozorom bardzo trudne, jeśli dotyczy on wszystkich badań dodatkowych. Częste zmiany stanu zdrowia chorych szpitala wymagają giętkiego dopasowywania terminarza badań. Wywołuje to uciążliwe dialogi z podsystemem nadzoru. Algorytmy optymalizujące terminarz muszą z kolei opierać się o rozbudowane teorie programowania liniowego analizy sieciowej i innych dziedzin parametrycznych.

Zakres 6 stopnia

Wersja systemu różni się od poprzednich tym, że informacje, jakie zawierają sygnały elektryczne przyrządów (EKG, PKG, EEG, sygnały z autoanalyzerów), są wprowadzane do pamięci systemu w postaci oryginalnej. Interpretacja ich odbywa się w sposób automatyczny.

Te same wymagania, jakkolwiek znacznie trudniejsze w realizacji technicznej, można by postawić względem wyników badań, które pierwotnie mają charakter obrazów (obrazy mikroskopowe, radiologiczne, endoskopowe).

Jakkolwiek dokonywanie takich czynności w pełnym zakresie jest obecnie na granicy możliwości technicznych, jednak w wąskim zakresie np. dla automatycznego nadzoru chorych przebywających na oddziałach intensywnej opieki oraz automatycznego odbioru danych z autoanalyzerów, jest już obecnie możliwe i realizowane.

Drugie kryterium podziału szpitalnych Systemów Informacyjno-Nadzorujących (zastosowany sprzęt i oprogramowanie) pozwala na wyróżnienie następujących etapów rozwoju zwanych tutaj poziomami automatyzacji:

Poziom automatyzacji 1 stopnia

Jest to najtańszy wariant systemu. Przewiduje on pracę sposobem "off line". Konieczny byłby jedynie codzienny dostęp do maszyny cyfrowej umożliwiającej przetwarzanie danych. Rozwiązaniem współczesnym jest zdalne przetwarzanie danych na maszynie systemu abonenckiego lub innego systemu wielodostępnego. Końcówka takiego systemu powinna znajdować się na terenie szpitala. Maszyny do pisania sprzężone z dziurkarkami taśmy, należałoby zainstalować jedynie w izbie przyjęć (sekretariatach oddziałów) i laboratorium.

Poziom automatyzacji 2 stopnia

Charakteryzuje się zainstalowaniem na terenie szpitala alfaskopów (inaczej display'i, teleatorów, terminali wizyjnych) bądź dalekopisów i współ-

pracą z procesorem odcinkowo, sposobem on line. Na ogół planuje się na tym poziomie automatyzacji jednocześnie tzw. satelitarną strukturę systemu, co polega na tym, że dane z terminali umieszczonych w pracowniach szpitala są zbierane przez małą maszynę cyfrową i po wstępnym przetworzeniu (np. sprawdzenie poprawności) są przekazywane poprzez łącze teletransmisyjne do procesora centralnego o dużej mocy obliczeniowej. Procesor ten może być w dużej odległości od szpitala. Dane wracają do szpitala tą samą drogą i są wyświetlane na alfaskopach lub drukowane na dalekopisach. Przetwarzanie danych pozostaje sekwencyjne.

Poziom automatyzacji 3 stopnia

Jest możliwy, jeśli jednostka centralna systemu umożliwia realizowanie tzw. wielodostępnych systemów pracujących w czasie rzeczywistym. W takiej sytuacji odpowiedź jest przekazywana pytającemu prawie natychmiast. Do pamięci systemu opłaca się wtedy wprowadzać nie tylko dane liczbowo-symboliczne, ale także oryginalne teksty w języku naturalnym. Taka wersja systemu zabezpieczałaby dodatkowo szybkie uzyskiwanie i przedstawianie (na alfaskopie) danych o chorych poprzednio leczonych, którzy są podobni pod pewnymi względami do chorych leczonych aktualnie ("pamięć szpitala - bank danych").

Poziom automatyzacji 4 stopnia

Jest wersją systemu znacznie kosztowniejszą. Przewiduje ona stałą pracę dla potrzeb szpitala (lub grupy szpitali) wydajnej, nowoczesnej maszyny cyfrowej, umożliwiającej konwersacyjne przetwarzanie z równoczesnym dostępem. Konieczna jest instalacja dużej liczby alfaskopów. Wymagane jest znacznie bardziej złożone oprogramowanie w postaci tzw. programów dialogujących.

Poziom automatyzacji 5 stopnia, który jest zdolny do przyjmowania danych w postaci sygnałów elektrycznych, wymaga hybrydowej i satelitarnej struktury analogowo-cyfrowej. Układy analogowe przetwarzają wstępnie sygnał elektryczny, który jest przekazywany następnie (najczęściej przez konwertery analogowo-cyfrowe) maszynie cyfrowej. Część cyfrowa ma przy tym najczęściej strukturę satelitarną.

5. WPROWADZENIE DO DOKUMENTACJI SZPITALNEGO SYSTEMU INFORMACYJNO-NADZORUJĄCEGO KATOWICE-4

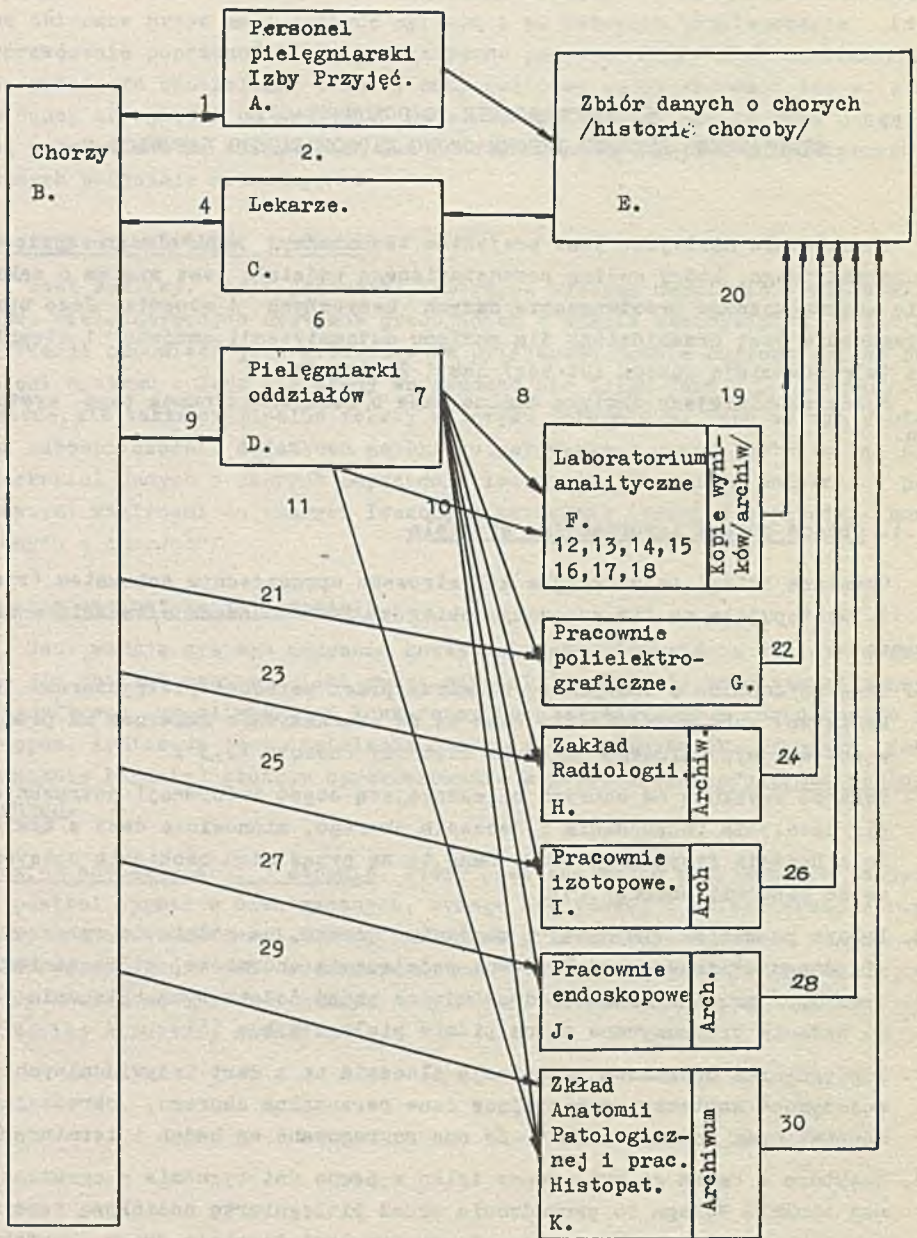
Opracowanie niniejsze jest projektem technicznym szpitalnego systemu informacyjnego, który według przedstawionego podziału jest system o zakresie automatycznego przetwarzania danych medycznych 4 stopnia. Jego oprogramowanie jest przewidziane dla poziomu automatyzacji zarówno 1 stopnia (z teletransmisją danych lub bez) jak i 2 stopnia.

Rozdział niniejszy zawiera ogólne dane o różnych członach tego systemu.

5.1. Obecne obiegi informacyjne szpitala

Omawiane obiegi informacyjne zilustrowano uproszczonym schematem (rys. 5.1). Występująca na nim numeracja obiegów jest podawana w tekście w nawiasach.

1. Dane personalne o chorych są ustalone przez personel pielęgniarski (sekretnik) izby przyjęć (1). Dane te są przekazywane lekarzom na piśmie w postaci wypełnionego nagłówka historii choroby (2,3).
2. Lekarze uzyskują od chorych najważniejszą część informacji potrzebnych dla ustalenia rozpoznania i leczenia chorego, mianowicie dane z wywiadu i badania fizykalnego (4). Dane te są przez nich osobiście wpisywane do historii choroby (5).
3. Lekarz po zebraniu wywiadu i zbadaniu chorego, na podstawie wnioskowania diagnostycznego ustala pewne podejrzenia chorobowe, które zamierza sprawdzić przez wykonanie odpowiednich badań dodatkowych. Zlecenia tego badania przekazywane są na piśmie pielęgniarkom (6).
4. Pielęgniarka odcinkowa przepisuje zlecenia te z kart indywidualnych, na pojedyncze karteczki zawierające dane personalne chorego, określające oddział oraz rodzaj badania. Są one segregowane wg badań i terminów (7).
5. Niektóre z badań są wykonywane tylko w pewne dni tygodnia w ograniczonej ilości. Wymaga to prowadzenia przez pielęgniarkę odcinkową terminarza i uzgodnienia z odpowiednimi pracownikami terminów drogą kontaktu osobistego (8).



Rys. 5.1. Schemat głównych obiegów informacyjnych szpitala

6. Według opisanych wyżej kartek pielęgniarki zabiegowe pobierają materiał biologiczny (na następny dzień po zleceniu lub w odpowiednim dniu wg terminarza)(9).
7. Materiał ten zostaje przesłany do laboratorium (10) wraz z opisem sporządzonym wg punktu 4. W praktyce na ogół następuje jednak jeszcze jedno przepisanie danych. Mianowicie pielęgniarki zabiegowe przepisują wszystkie dane z owych kartek na poloplast nalepiany na próbówki lub inne naczynia.
8. Jeżeli laboratorium nie ma centralnej rozlewni krwi, próbówki wędrują wprost na stanowiska wykonujące odpowiednie badania. W takim wypadku, krew na każde badanie jest pobierana w koniecznym nadmiarze do osobnej próbówki (12).
9. Jeżeli laboratorium ma centralną rozlewnię krwi, wtedy krew jest wprawdzie rozdzielona do odpowiedniej ilości próbek. Musi nastąpić przy tym jeszcze jedno przepisanie danych personalnych, daty i nazwy badania na osobne karteczki. Tak oznakowane, próbówki są przekazywane na odpowiednie stanowiska. Centralna rozlewnia krwi zmniejsza ilość krwi jaką potrzeba pobrać do badań, zwiększa jednak ilość pracy (wyliczenie koniecznej objętości krwi przez pielęgniarki). Wymaga to poza tym większego wysiłku organizacyjnego (13).
10. Po dotarciu materiału do stanowisk laboratoryjnych dane personalne chorych oraz data są przepisywane do książki laboratoryjnej. Pojedyncze stanowisko wykonuje na ogół kilka różnych badań. Stąd prowadzi się bądź kilka różnych książek laboratoryjnych (dla każdego badania osobna książka laboratoryjna), bądź prowadzi się na danym stanowisku jedną książkę, w której dane o różnych badaniach są przemieszane (14).
11. Po wykonaniu odpowiedniej procedury biochemicznej otrzymuje się z przyrządu (spektrofotometr, biureta miareczkowa, obraz mikroskopowy) bądź gotowy wynik bądź wartość pośrednią, którą będziemy dalej nazywali odczytem. Odczyty są dopisywane w odpowiednim miejscu książki laboratoryjnej (15).
12. Następnie laborantka dokonuje odpowiednich wyliczeń i ich wyniki wpisuje obok odczytów (16). Niektóre z wyliczeń są bardzo pracochłonne. Część z nich wymaga znajomości innych wyników (np. by wyliczyć przepływ krwi przez nerki, trzeba znać wartość hematokrytu u chorego, aby wyliczyć pCO_2 trzeba znać wartość Hb u chorego). Wyniki innych badań, konieczne dla wyliczeń, laborantki czerpią z książek laboratoryjnych z sąsiednich stanowisk.
13. Wynik badania wraz z datą, danymi personalnymi i numerem oddziału jest przepisywany przez laborantkę z książki laboratoryjnej na oddzielne kartki (17). Karteczki te są segregowane wg oddziałów.

14. Za dostarczenie ich na oddział odpowiedzialne są na ogół pielęgniarki (19).
15. Wyszukania wyników poszczególnych chorych dokonują lekarze (20).
Dla niektórych badań są pewne drobne nieistotne odstępstwa. Na przykład krew do niektórych badań pobiera laborantka na podstawie karteczki powstałej wg punktu 4 i przesłanej jej do laboratorium.
16. Badania polielektrograficzne (EKG, FKG, EEG i inne) wymagają obecności chorego w pracowni (21). Dla części badań należy ustalić terminy (8). Wynikiem jest zapis krzywej bioelektrycznej. Krzywe te opisuje bądź lekarz pracowni, bądź lekarz prowadzący. Opis ten jest dokonywany obecnie, najczęściej ręcznie.
17. Obiegi informacyjne związane z badaniami radiologicznymi i endoskopowymi są podobne (23, 25, 27). Wyniki tych badań są zapisywane na ogół na maszynie do pisania pod dyktando lekarza (24, 26, 28), kopie tych wyników pozostają w pracowniach.
18. Pracownia histopatologiczna bada materiał biologiczny (biopłaty, wycinki) opisany i przesłany przez personel lekarski bądź pielęgniarski (11).
Wynik także jest ostatecznie zapisywany na maszynie do pisania pod dyktando lekarza (39). W wypadku zgonu chorego wynik sekcji (27) jest także zapisywany na maszynie do pisania pod dyktando lekarza (30). Kopia wyniku pozostaje w pracowni.

Szpital posiada na ogół wiele oddziałów. Tak więc elementy układu oznaczone na rys. 5.1 literami B,C,D,E są zwielokrotnione. Pracownie wykonujące badania dodatkowe (elementy F,G,H,I,J,K) obsługują najczęściej wszystkie oddziały. Czasem jednak niektóre pracownie, a najczęściej laboratorium analityczne (F), obsługuje głównie jeden konkretny oddział. W tej sytuacji często jednak niektóre badania są wykonywane tylko w pewnych laboratoriach dla wszystkich chorych szpitala.

Należy również pamiętać, że dość często pracownie dokonują badań dla chorych spoza szpitala. Są to bądź sytuacje wyjątkowe bądź wynikające z planowej integracji szpitala z przychodniami lecznictwa otwartego.

Obiegi informacyjne wewnątrz poszczególnych pracowni mogłyby być omówione dokładniej, nie jest to jednak potrzebne dla celów niniejszego rozdziału.

5.2. Zadania i spodziewane korzyści wynikające z wdrożenia szpitalnego systemu informacyjno-nadzorującego Katowice 4

Współczesny proces diagnostyczno-terapeutyczny wymaga obszernej dokumentacji, która zabezpiecza porządek, sprawną organizację pracy, zabezpiecza przed utratą raz zdobytych danych. Tak więc personel medyczny musi obecnie poświęcić dużą część swojego czasu na różnego rodzaju powielanie i

przepisywanie danych liczbowych i innych. Zmniejsza to oczywiście ilość czasu, jaki lekarz i pielęgniarka mogą poświęcić choremu. Co więcej w miarę zwiększenia się liczby wykonywanych badań i możliwych metod leczniczych sprawna organizacja pracy staje się coraz trudniejsza.

Zasadniczym celem Systemu jest więc dążenie do automatyzowania wszystkich czynności, które są rutynowe a przy tym uciążliwe i czasochłonne. Automatyzacja wprowadza jednak za sobą zawsze również czynnik jakościowo nowy. Mianowicie w warunkach procesów realizowanych maszynowo jest możliwe dokonywanie pewnych czynności nadzorujących, których wykonanie jest możliwe bez tych środków, jednak w praktyce nie stosowane ze względu na ich czasochłonność. Mamy tu na myśli np. dokonywanie statystycznej kontroli jakości wyników badań analitycznych w sposób systematyczny i masowy (dla wszystkich badań).

Należy przy tym zauważyć, że granica między czynnościami rutynowymi (dającymi się zautomatyzować) jest względna i zależy między innymi od postępu w zakresie mechanizacji i automatyzacji procesów informacyjnych. Czynność staje się rutynowa, jeśli plan jej realizacji dobrze poznano, opisano (sformalizowano) i rozpowszechniono w celu masowego powtarzania jej.

Tak więc powyższe zdanie, że zadaniem Systemu jest automatyzowanie czynności rutynowych, należy rozumieć w sposób otwarty. Taką strukturę ma również System, którego funkcji nie ograniczono jedynie do spełnienia pewnej liczby czynności, lecz nadano mu takie cechy, aby mógł być on podstawą do wypracowania metod automatyzujących coraz to trudniejsze procedury i procesy informacyjne.

Ujmując zadanie Systemu bardziej konkretnie można stwierdzić, że system jest przeznaczony do spełniania tych czynności, które wchodzą w zakres 4 stopnia automatyzacji przetwarzania danych medycznych (rozdz. 4).

Reasumując podane tam informacje, zadaniem Systemu jest:

1. Zautomatyzowanie części rutynowych czynności personelu medycznego. Użytkuje się to przez:
 - a) automatyzowanie wyliczeń koniecznych dla wykonywania niektórych badań dodatkowych, wykonywanych obecnie przez laborantki,
 - b) wydawanie (druk) wyników analitycznych badań dodatkowych,
 - c) sporządzanie sprawozdawczości laboratoryjnej,
 - d) automatyczne sporządzanie kart wypisowych i odpisów historii chorób,
 - e) sporządzanie okresowych zestawień wyników badań analitycznych dla lekarzy (tabele i wykresy monitorujące).
2. Wprowadzenie pewnych elementów nadzoru przez sprawowanie statystycznej kontroli jakości nad wynikami badań analitycznych.
3. Wytworzenie i utrzymywanie na bieżąco, zbioru danych o chorych przebywających aktualnie w szpitalu oraz leczonych w nim w przeszłości. Zbiór ten obejmuje wszystkie rodzaje danych medycznych ujmowanych liczbowo bądź słownie. Dla danych medycznych, które są pierwotnie wrażeniami wzrokowymi, słuchowymi itp. przyjmowane są ich odpowiedniki liczbowe lub słowne.

System umożliwia przyjmowanie danych klinicznych (opisowych) zakodowanych na dwóch poziomach:

- a. Kodowanie przybliżone. Zaletą metody jest to, że nie obarcza lekarzy dodatkowym wysiłkiem związanym z kodowaniem danych oraz co jest ważniejsze, nie narusza nieskrępowanego sposobu zapisu obserwowanych zmian. Wadą tej metody jest to, że kodowanie jest niezbyt precyzyjne, nadające się głównie do celów wyszukiwania porcji danych a mniej dla wykorzystywania informacji przez algorytmy nadzorujące i diagnostyczne.
- b. Kodowanie w sposób dokładny. Zaletą metody jest tak dokładne kodowanie danych medycznych, że możliwe jest wykorzystywanie ich dla ścisłego nadzoru wspomagających algorytmów diagnostycznych. Wadą tej metody jest wydłużenie czasu zapisywania danych, pewne skrepowanie w opisach stwierdzonych zmian, duży koszt eksploatacji Systemu.

Wybór pomiędzy tymi metodami powinien być uzależniony od celów praktycznych stawianych Systemowi w danym szpitalu. Metoda druga jest przeznaczona głównie dla placówek pragnących rozwijać praktyczne zastosowania algorytmów nadzorujących i diagnostycznych.

Realizacja wyliczonych wyżej zadań systemu powinna dawać pewne pozytywne korzyści wtórne, które można by podzielić na efekty wymierne i niewymierne.

Efekty wymierne

1. Skrócenie średniego czasu oczekiwania na wyniki badań analitycznych.
2. Zmniejszenie ryzyka błędnych wyników (przez eliminowanie pomyłek przy liczeniu oraz przez sprawowanie statystycznej kontroli jakości).
3. Skrócenie średniego czasu pobytu chorego w szpitalu.
4. Zwiększenie przepustowości laboratorium i szpitala.
5. Zwiększenie stopnia wykorzystania aparatury laboratoryjnej. Jest to możliwe, gdyż laborantki mogą poświęcić znaczną większą ilość efektywnego czasu pracy na uzyskiwanie odczytów. Pracochłonne czynności ewidencyjne, obliczenia, zapisywanie wyników, byłyby dokonywane automatycznie.
6. Specjalizowanie pracy personelu szpitala w zagadnieniach medycznych. Mianowicie, lekarze i laborantki odciążeni od pracy piśmiennej mogą cały swój czas poświęcić dla opieki nad chorymi i swoje doskonalenie zawodowe. Zaostrożenie to przestrzeganie zasady wykorzystywania ludzi zgodnie z ich umiejętnościami, których zdobycie wymaga największego nakładu czasu i wysiłku osobistego i społecznego.

Efekty wtórne wyliczone w punktach 1,2,3,4,5 powinny powodować, że przy pomocy tego samego personelu można obsłużyć większą ilość chorych, co powinno uczynić całość przedsięwzięcia opłacalnym ekonomicznie. Kalkulację kosztów instalacji i eksploatacji Systemu zamieszczono w rozdziale 5.6. (notka na str. 98).

Wprowadzenie Systemu wywierałoby również inne, jakkolwiek mniej wymierne i bardziej odległe w czasie, ale również ważne, pozytywne efekty wtórne:

1. Stworzony zostałby łatwo dostępny zbiór informacji dla:
 - a) ustalenia norm laboratoryjnych (ważne dla prawidłowości wniosku diagnostycznego),
 - b) dla retrospektywnego przeglądu skuteczności metod leczniczych i diagnostycznych,
 - c) dla różnych zestawień naukowych, epidemiologicznych, sprawozdawczych.
2. Utworzony zostałby ściśle zdefiniowany zbiór danych dostępnych dla wspomagających algorytmów nadzorujących i diagnostycznych. Pokonany zostałby więc pierwszy niezbędny etap w opracowaniu systemu automatycznego wspomaganie nadzorującego i diagnostycznego. Nietrudno zauważyć, że rozpoznanie stanu zdrowia i leczenie w sferze procesu informacyjnego polega na realizowaniu pewnych operacji na zbiorze danych o chorym i zbiorze danych o chorobach i dostępnych metodach leczniczych. Stworzenie szpitalnego systemu informacyjnego jest jednoznaczne ze zdefiniowaniem struktury zbioru danych o chorym. Dalszy postęp w zakresie algorytmów wspomagających lekarza w diagnozowaniu, nadzorze i terapii, jest hamowany między innymi brakiem danych w sposobie utrzymywania danych o chorym w pamięci maszyny cyfrowej.
3. System SSINKA-4 umożliwia również szkolenie studentów (ewentualnie młodszego personelu medycznego) w dziedzinie medycznej. Opisany poniżej podsystem KKP służący do wprowadzania dokładnie zakodowanych danych medycznych może również służyć do ćwiczeniowego dialogu student - komputer. Podsystem ten zawiera w swej pamięci hierarchicznie zorganizowany zbiór danych o możliwych zmianach chorobowych, jakie można stwierdzić u chorego. Każde z haseł nadrzędnych na rozkaz z klawiatury alfaskopu może być rozpisane na składające się na nie ewentualności. Dialog taki jest podstawą coraz szerzej wprowadzanych metod nauczania programowego.

Wyliczone powyżej niewymierne efekty wtórne powinny prowadzić do intensyfikacji zasadniczych celów medycznych, mianowicie do doskonalenia procesu diagnostycznego i terapeutycznego.

Mówiąc o spodziewanych korzyściach, zwłaszcza ekonomicznych, należy jednak pamiętać, że milcząco zakładamy przy tym, że prawidłowość stałego wzrostu ilości badań dodatkowych oraz ogólnej tendencji medycyny do coraz wnikliwszego badania chorego będzie utrzymana w następnych latach. Jakkolwiek precyzyjne, skuteczne oddziaływanie na taki skomplikowany układ, jakim jest organizm człowieka, jest możliwe tylko wtedy, gdy uzyskano o nim jak najwięcej danych, nie należy jednak zapominać, że taka głęboka eksploracja jest coraz bardziej kosztowna. Przy zwiększającej się liczbie ludności wzrost kosztów badania doprowadzi najprawdopodobniej do ustabilizowania się średniej "głębokości" (precyzji) badań, jakim będzie poddawany pacjent.

5.3. Organizacja dostarczania danych dla systemu

Jak wspomniano wyżej, oprogramowanie systemu opracowano tak, aby można było go eksploatować zarówno na sprzęcie wchodzącym w zakres poziomu automatyzacji 1 stopnia jak i 2 stopnia.

W pierwszym wypadku powstawanie danych dla szpitalnego Systemu Informacyjnego przebiegałoby w sposób następujący:

1. Wszystkie dokumenty (z wyjątkiem wyliczonych w tabelicy 11.1) (notka str 98) byłyby zapisywane w maszynach sprzężonych z dziurkarkami taśmy perforowanej. W ten sposób powstawałby jednocześnie czytelny zapis dla celów medycznych i odpowiadający mu zapis na maszynowym nośniku informacji. Każdy oddzielny zapis dotyczący danego chorego musiałby oczywiście być poprzedzonym symbolem zapisu, danymi identyfikacyjnymi i datą, co umożliwiłoby odpowiednie rozsortowanie.
2. Sposób zapisywania dokumentów bardzo nieznacznie odbiegałby od zwyczajów obecnych. Niezbyt głęboko sięgająca schematyzacja tego zapisu i stosowanie pewnej liczby dodatkowych znaków specjalnych umożliwiłoby wyławianie części informacji zawartych w tworzonych taśmach dziurkowanych i następnie na przypisywanie im przez odpowiedni program kodu symbolicznego. Umożliwiłoby to maszynowe wyszukiwanie odpowiednich fragmentów zapisów oryginalnych. Wspomniane zasady zapisu tych dokumentów mogą być tak proste, że mogą je dokonywać osoby bez specjalnego przeszkolenia a więc cały personel medyczny.

Zakresy automatyzacji 1 i 2 stopnia wymagają zainstalowania jedynie 1-2 maszyn do pisania sprzężonych z dziurkarkami taśmy perforowanej. W tej sytuacji mogą je obsługiwać specjalnie przeszkolone operatorki piszące pod dyktando lekarzy i na podstawie zapisów odczytów z przyrządów pomiarowych sporządzonych przez laborantki. Operatorki to pełnią wtedy funkcję maszynistek, gdyż utrzymywana jest zasada, aby dane dla systemu powstawały jednocześnie z dokumentami użytkowymi. Zatrudnienie 1-2 operatorek jest więc równoznaczne z zatrudnieniem 1-2 maszynistek, co już samo przez się odciąża personel medyczny od pracy pisemnej.

Wytwarzana taśma perforowana przy najskromniejszych możliwościach finansowych szpitala jest przenoszona przez gońca do ośrodka obliczeniowego. Jest tam odbierana również wynikowa taśma perforowana, która służy do wytwarzania dokumentów wynikowych generowanych przez to samo urządzenie. Rozwiązaniem nowoczesnym jest zainstalowanie telełącza typu off line lub on line. W tym wypadku na terenie laboratorium znajdowałoby się dodatkowo urządzenie końcowe zdalnego przesyłu danych, umożliwiające nadawanie danych według wytworzonej poprzednio taśmy perforowanej i odbieranie danych z przenoszeniem ich bądź na taśmę perforowaną bądź natychmiastowy wydruk odbieranych danych wynikowych. Procesor systemu znajduje się w ośrodku obliczeniowym. W wypadku zainstalowania telełącza może on się znajdować nawet w dużej odległości od szpitala, w szczególności może to być procesor

jakiegoś systemu abonenckiego. Warunkiem jest jednak, aby był to procesor umożliwiający zdalne przetwarzanie dużych zbiorów danych przechowywanych w pamięciach zewnętrznych.

W wypadku stosowania teletransmisji danych taśmy wytwarzane w różnych pracowniach szpitala byłyby dostarczane do miejsca zainstalowania na terenie szpitala końcówki systemu abonenckiego. Właściwsze byłoby jednak zainstalowanie wielu takich urządzeń wejściowo-wyjściowych.

Jakkolwiek w tej sytuacji nadal sterowanie teletransmisją danych z tych urządzeń może być realizowane przez procesor systemu abonenckiego, jednak rozwiązaniem właściwym jest wtedy zainstalowanie na terenie szpitala minikomputera pełniącego rolę urządzenia do zbierania i rozsyłania danych.

Taką strukturę systemu nazwaliśmy wyżej poziomem automatyzacji 2 stopnia. Przetwarzanie danych, jakkolwiek pozostaje wtedy nadal sekwencyjne i nie ma charakteru konwersacyjnego, likwiduje jednak niedogodności typowych systemów off line. Odpowiedzi są drukowane na miejscu w pracowniach kilka razy dziennie.

5.4. Obiegi informacyjne realizowane przez System

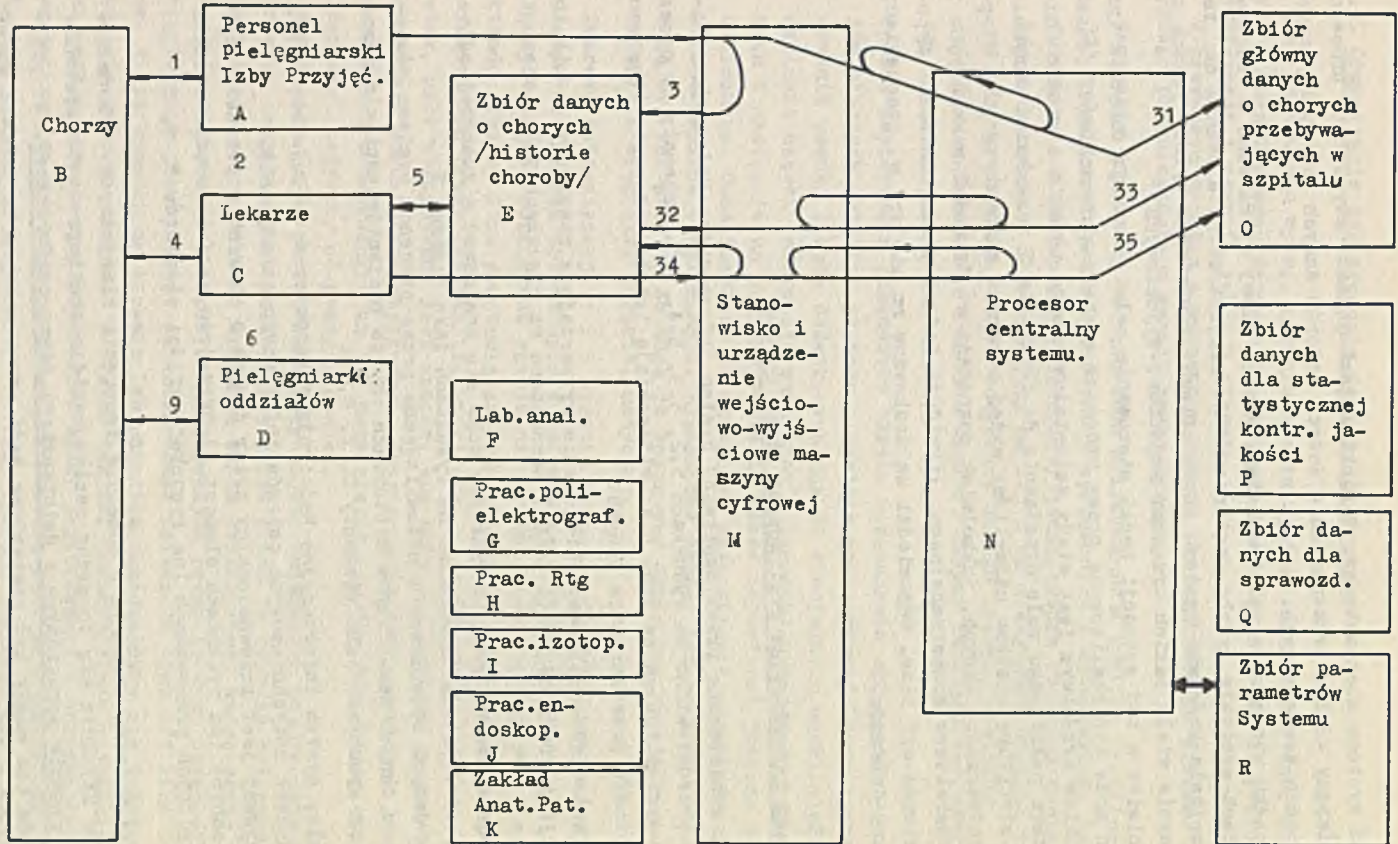
Obiegi realizowane przez Szpitalny System Informacyjno-Nadzorujący Katowice-4 przedstawiono na rysunkach 5.2, 5.3, 5.4, 5.5. Schematy te prócz członów uwidocznionych na rys. 5.1 uwidaczniają istotne elementy systemu automatycznego przetwarzania danych:

- a) człon wejściowo-wyjściowy (urządzenie wytwarzające maszynowy nośnik informacji i obsługująca je osoba) zaznaczono na rysunkach jako element M,
- b) procesor systemu, który w praktyce może się znajdować w znacznej odległości od szpitala zaznaczono na rysunkach jako element N,
- c) zbiory danych wytworzone i aktualizowane przez procesor systemu równoległe do danych zawartych w historiach chorób pacjentów szpitala zaznaczono na rysunkach jako elementy O, P, Q, R.

Szpitalny system Informacyjno-Nadzorujący Katowice-4 cechuje się tym, że nie narusza dotychczasowych obiegów informacyjnych szpitala.

Utrzymywany jest konwencjonalny zbiór danych o chorych w postaci ich historii chorób (na rysunkach element E) oraz jego częściowe odpowiedniki w poszczególnych pracowniach (na rysunkach części elementów F, G, H, I, J, K).

Dane dla Systemu powstają w momencie tworzenia klasycznych dokumentów medycznych. Uzyskuje się to przez zaplanowanie szerokiego wykorzystania maszyn do pisania sprzężonych z dziurkarkami taśmy perforowanej. W przyszłości będą one mogły być zastąpione bądź przez maszyny do pisania sprzężone z głowicami piszącymi na taśmie magnetycznej (najnowocześniejsze urządzenia wytwarzające maszynowy nośnik informacji), bądź przez urządze-



Rys. 5.2. Obiegi informacyjne Systemu, wprowadzające dane personalne oraz dane kliniczne (wywiad i wynik badania przedmiotowego)

nia końcowe o charakterze dalekopisów połączone z minikomputerem szpitalnym służącym do zbierania danych (poziom automatyzacji 2 stopnia). Tak więc dane dla Systemu powstają jako produkt "uboczny" procesu wytwarzania klasycznych dokumentów medycznych. Ta cecha S.S.I.N. - Katowice-4 jest istotna ze względu na możliwość awarii i przerw w pracy Systemu. Jest to istotne szczególnie w warunkach wysokiej zawodności sprzętu i nierytmiczności pracy instytucji dokonujących napraw i dostarczających niezbędne materiały konieczne dla użytkowania sprzętu. Względy medyczne każą uniezależnić w wysokim stopniu niezakłócony bieg pracy personelu medycznego od tego rodzaju przeszkód.

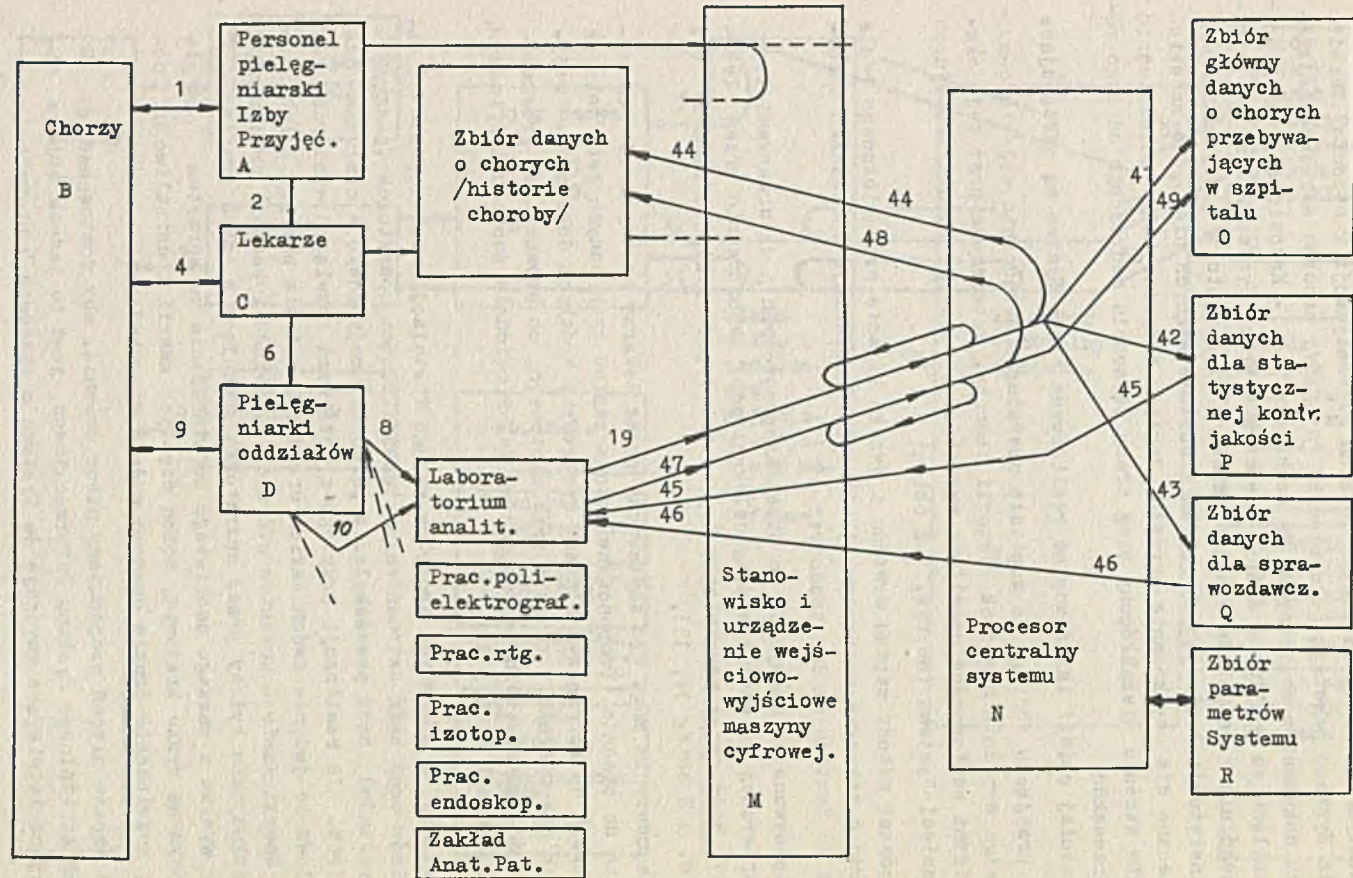
Dokładniej obiegi informacyjne realizowane przez System są następujące

1. Przy przyjęciu chorego do szpitala operatorka urządzenia wejściowo-wyjściowego wypełnia nagłówki historii choroby. Wytworzona przy tej okazji taśma perforowana umożliwia wprowadzenie danych identyfikacyjnych do pamięci Systemu (na rys. 5.2 obiegi 3 i 31).
2. Opracowane metody zapisu wywiadu i wyniku badania przedmiotowego dla systemu o zakresie automatyzacji 2 stopnia pozwalają wprowadzać informacje do Systemu na dwa sposoby:
 - a) zapisywane na maszynach do pisania sprzężonych z dziurkarkami taśmy papierowej (flexowriterach, dalekopisach) bezpośrednio przez lekarzy, bądź przez maszynistkę (operatorkę) pod dyktando lekarzy (na rys. 5.2 obieg 34, 35),
 - b) dokumenty te mogą być zapisywane przez lekarzy na zwykłych maszynach do pisania. Proponowana metoda zapisu tych danych jest taka, że pozwala na sporządzanie przez operatorkę krótkich dokumentów wtórnych dla wywiadu i badania przedmiotowego, co prowadzi do przekazania do Systemu tych samych danych jak w metodzie poprzedniej (na rys. 5.2. obiegi 5, 32, 33).

Pierwszy z opisanych sposobów wymaga instalacji większej ilości dalekopisów oraz bądź zatrudnienia większej ilości operatorów (piszących pod dyktando), bądź przeszkolenia personelu medycznego w obsłudze dalekopisów. Dla realizacji drugiego z możliwych rozwiązań wystarczy zainstalowanie jedynie dwóch takich urządzeń: w izbie przyjęć i laboratorium. Sporządzanie dokumentów wtórnych z wywiadu i badania przedmiotowego dokonywane byłoby przez operatorkę pracującą w izbie przyjęć.

Jak wynika z naszego osobistego doświadczenia ze sprzętem obecnie nie dostępnym na rynku krajowym, wobec częstych awarii i uciążliwości obsługi, rozwiązanie drugie czasowo wydaje się właściwe.

3. Sposób zapisu zleceń proponujemy nieco zmienić, aby dostosować go do potrzeb szpitalnego Systemu Informacyjnego, jest to jednak zmiana modyfikująca istniejące zwyczaje do Systemu o zakresie 5 stopnia.



Rys. 5.3. Obiegi informacyjne Systemu związane ze zleceniami i wykonywaniem analitycznym badań dodatkowych

Oprogramowanie przedstawianego tutaj Systemu zmiany tej nie wykorzystuje. Wspomnianą modyfikację dokumentu zleceń proponujemy jednak wprowadzić przy okazji wdrażania niniejszego Systemu, gdyż wnosi ona sama przez się korzystne zmiany organizacyjne.

4. Ustalenie terminów badań (na rys. 5.1, 5.3 i 5.5 obieg 8), przesyłanie materiału biologicznego do badań (rys. 5.1 i 5.3 obieg 10) oraz wykonywanie badań analitycznych (na rys. 5.1 - 5.5 pracownia F) i zapisywanie uzyskanych przez laborantki odczytów (na rys. 5.1 czynności 12, 13, 14, 15) pozostaną bez większych zmian.
5. Laborantki po wpisaniu do książki laboratoryjnej przekazują ją na stanowisko operatorki urządzenia wejściowo-wyjściowego.
6. Operatorka urządzenia wejściowo-wyjściowego przepisuje te dane (data, nazwa badania, dane identyfikacyjne chorych i odczyty) wytwarzając taśmę perforowaną. Ilustruje to obieg 19.
7. Procesor systemu dokonuje odpowiednich wyliczeń i wprowadza wyniki do:
 - a) zbioru głównego (41),
 - b) zbioru statystycznej kontroli jakości (42),
 - c) zbioru dla sprawozdawczpści laboratoryjnej (43).

Jednocześnie drukowane są wyniki wykonanych badań, które są dostarczane przez operatora urządzenia wejściowo-wyjściowego lekarzom (44).

8. System dostarcza kierownikowi laboratorium danych o:
 - a) statystycznej kontroli jakości (45),
 - b) danych sprawozdawczych (46).
9. Ponieważ z różnych względów, już po wprowadzeniu odczytu może okazać się, że jakiś wynik (odczyt) badania lub seria wyników badania są nieprawidłowe, zabezpieczono możliwość ich unieważnienia. Dokonuje się tego przez wprowadzenie do Systemu odpowiedniej informacji (odpowiedniego dokumentu źródłowego). Ilustruje to obieg 47. W takim wypadku System musi powiadomić lekarza, że unieważniono pewne wyniki. Wytworzenie takiego dokumentu wynikowego ilustruje obieg 48.
10. W momencie, gdy chory opuszcza szpital zostaje wypełniany dokument: "Dane z Wypisu" (Podsystem Klinika). Zawiera on oprócz daty wypisu, rozpoznanie i epikryzy polecenia dla Systemu. Polecenia określają rodzaj karty wypisowej, jaką należy wytworzyć. Wprowadzenie tego dokumentu do Systemu (50,51 na rys. 5.4) powoduje nie tylko wytworzenie odpowiedniego rodzaju karty wypisowej (strzałka 52 na rys. 5.4), ale także wprowadza pewne informacje konieczne dla zakończenia danych o danym chorym.
11. System generuje nie tylko karty wypisowe, ale również zestawienia zebranych wyników badań dodatkowych.

Możliwe jest:

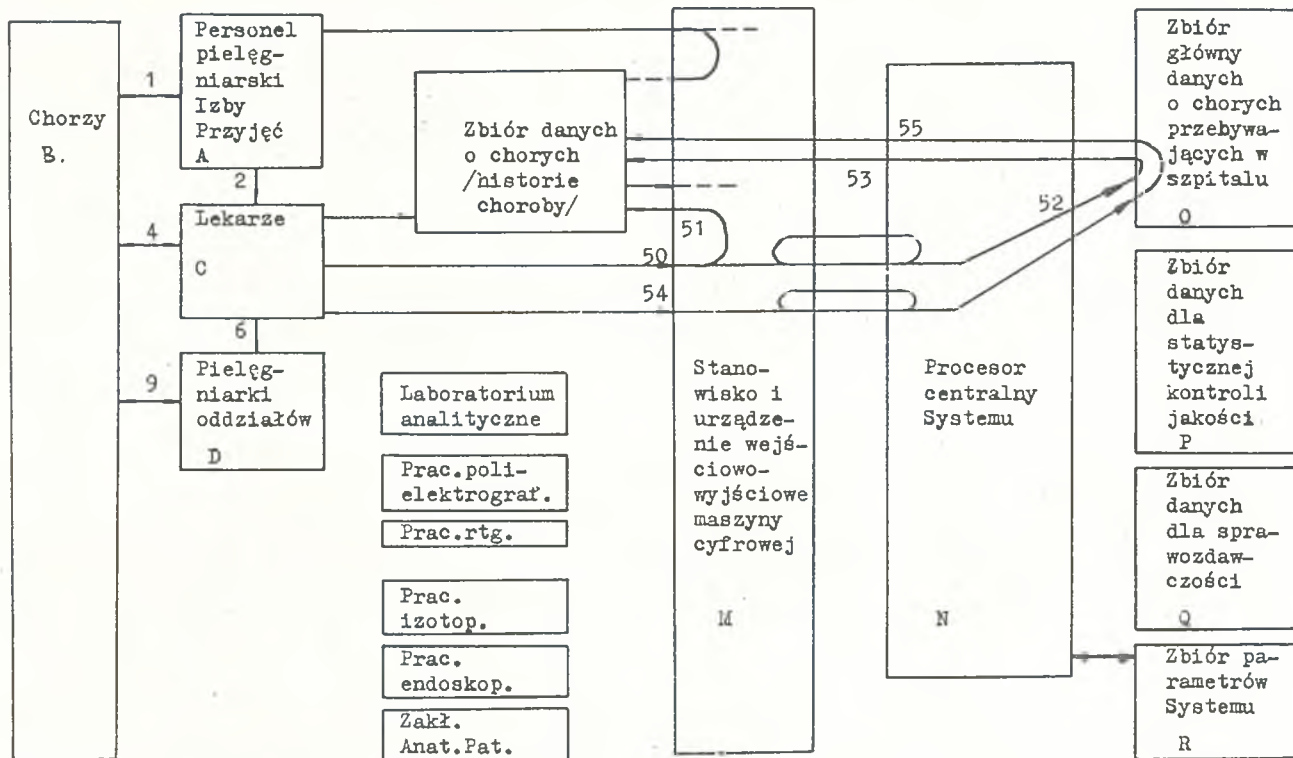
- a) automatyczne wydrukowywanie zestawień co pewien okres czasu,

b) automatyczne wydrukowanie zestawienia po zebraniu dużej ilości danych,

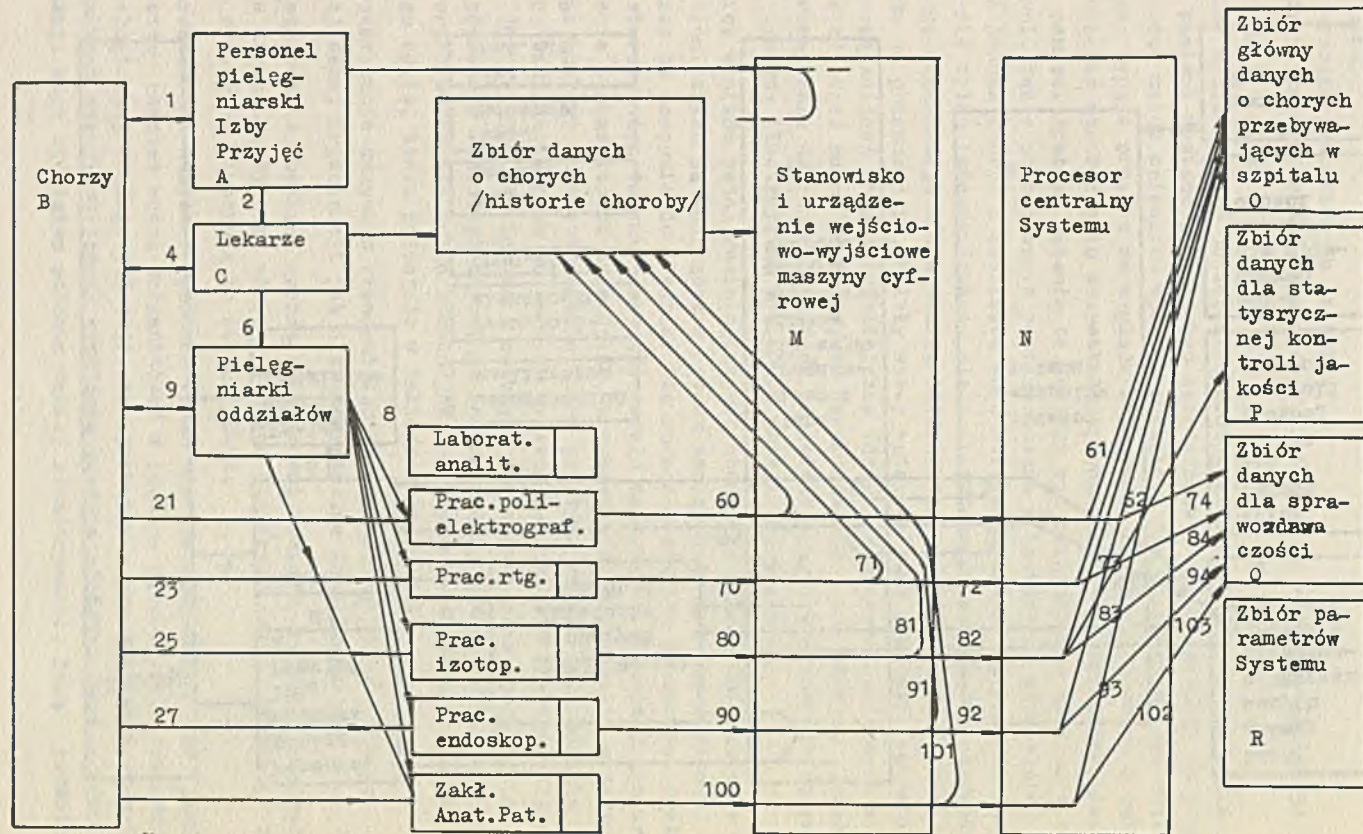
c) wydruki zestawień na żądanie.

Żądanie zestawienia i jego wydruk ilustrują na rys. 5.4 obiegi 54 i 55.

12. Opisy wyników badań polielektrokardiograficznych dla wprowadzania ich do pamięci Systemu powinny być sporządzane w sposób podobny do jednej z dwóch metod opisanych wyżej w punkcie 2 dla dokumentów typu klinicznego. Wydaje się, że ze względu na sprawną organizację pracy i zabezpieczenie wprowadzania wszystkich opisów krzywych elektrograficznych do pamięci Systemu badania te powinny być opisywane na miejscu w pracowni. Takie postępowanie jest stosowane w niektórych szpitalach. Jeżeli jednak któryś z oddziałów chce utrzymać zasadę, by badania te były nie tylko interpretowane, ale i opisywane przez lekarzy prowadzących, organizacja dostarczania informacji Systemu w zasadzie nie stoi temu na przeszkodzie. Należy wtedy opisy te bądź dyktować operatorce sporządzającej dokumenty kliniczne (drugi ze sposobów opisanych w punkcie 2), bądź muszą je zapisywać na urządzeniach wejściowych lekarze. Wprowadzanie danych o badaniach polielektrokardiograficznych do pamięci Systemu ilustrują na rys. 5.5. obiegi 60, 61, 62.
13. Opisy wyników badań radiologicznych obecnie w większości zakładów radiologicznych są sporządzane przez zapisywanie ich pod dyktando lekarzy na maszynie do pisania. Dla wprowadzenia ich do pamięci Systemu wystarczy więc jedynie zastąpić zwykłą maszynę do pisania przez urządzenie o charakterze dalekopisu, a maszynistkę przeszkolić w zakresie jego obsługi i przestrzegania kilku prostych reguł. Wprowadzanie danych radiologicznych do pamięci Systemu na rys. 5.5 reprezentują obiegi 70, 72, 73, 74. Zgodne z obecnymi zwyczajami przy sporządzaniu opisów badań radiologicznych, przy zastosowaniu proponowanej metody, stworzyć można nie tylko konwencjonalny dokument medyczny, ale również jego kopię, która pozostaje w Zakładzie Radiologii.
14. Dostarczanie danych z Pracowni Izotopowej (obiegi 80-84) wymaga takiej samej organizacji jak dla Laboratorium Analitycznego.
15. Dostosowanie obecnych zwyczajów pracowni endoskopowych do wprowadzania danych do Systemu miałyby ten sam charakter jak w zakładach rtg. Na rys. 5.5. ilustrują to obiegi 90-94.
16. Wprowadzenie danych o wynikach badań histopatologicznych do pamięci Systemu również można zorganizować w podobny sposób jak w pracowni radiologicznej (obiegi 100-103). Przyjmowanie i przetwarzanie danych o wynikach sekcji jest jednak problemem bardziej złożonym. Dane o wynikach sekcji mogą być łatwo poddane takiej standaryzacji, jaką przewiduje



Rys. 5.4. Obiegi informacyjne Systemu związane ze sporządzeniem kart wypisowych i zestawień wyników badań



Rys. 5.5. Obiegi informacyjne Systemu dostarczające danych z pracowni diagnostycznych

Podsystem Klinika - Kodowanie Dokładne. Dla dokumentów tego podsystemu, które są wielostronicowymi formularzami wyliczającymi wszystkie bardziej prawdopodobne typy zmian trzeba sporządzić krótki dokument wtórny.

17. Każda z pracowni, prócz wykorzystywania stałych obiegów informacyjnych Systemu opisanych powyżej, może czerpać dane ze zbioru głównego w dowolny inny sposób. Takie wykorzystywanie zbioru głównego jest konieczne przy dokonywaniu różnorodnych przeglądów retrospektywnych, ustanawianiu norm, przy sporządzaniu zestawień dla celów naukowych, epidemiologicznych, statystycznych.

Ścisłe sprecyzowana struktura zbioru głównego czyni go również przydatnym jako punkt wyjścia dla prac nad wspomagającymi algorytmami diagnostycznymi i różnorodnymi algorytmami nadzorującymi.

Wyszukiwanie danych ze zbioru głównego jest ułatwione przez fakt, że zbiór ten może być przeglądany przez gotowy system FIND przeznaczony do takich celów (System wchodzi w skład oprogramowania maszyn ICL 1900-Odra 1300).

Oczywiście możliwe jest również pisanie dowolnych innych programów pobierających dane ze zbioru głównego. Zarówno zastosowanie systemu FIND jak i innych programów, pobierających dane ze zbioru głównego, musi być oczywiście osobnym przebiegiem, który nie jest przewidziany w standardowych przebiegach dziennych Systemu. Innymi słowy, nie można czynności tych uzyskać przez wysłanie któregoś z dokumentów (rozkazów) przewidywanych przez System.

5.5. Ogólne dane o oprogramowaniu Systemu

W chwili obecnej programy zdefiniowano dla wersji Systemu przetwarzającego zbiory danych w sposób sekwencyjny. Przewiduje się obecnie utrzymywanie zbiorów na taśmach magnetycznych. Podyktowane jest to dużym niedoborem w kraju pamięci masowych o bezpośrednim dostępie (do tej pory nie uruchomiono w kraju produkcji jednostek pamięci dyskwej).

Należy jednak podkreślić dwa momenty związane z tym problemem:

1. W szpitalnych Systemach Informacyjnych, które nie mają charakteru systemów wielodostępnych pracujących w czasie rzeczywistym (poziom automatyzacji 3 stopnia), większość sortowań związanych z utrzymywaniem zbiorów na taśmach magnetycznych i sekwencyjnym sposobem przetwarzania jest również konieczne z innego względu. Mianowicie dokumenty wynikowe muszą być wydawane przez System posortowane wg oddziałów, aby szybko trafiały we właściwe miejsce przeznaczenia.

2. Przy zmianie obecnej wersji Systemu na odmianę przewidującą stosowanie pamięci masowych i o bezpośrednim dostępie, obrazy rekordów (struktura pamięci narzucona przez względy medyczne) nie ulegną zmianie.

Opracowanie wersji wykorzystującej pamięć masową o bezpośrednim dostępie można więc osiągnąć przez nieznaczne zmiany oprogramowania.

Ogólny opis analizowanych przebiegów przetwarzania danych przedstawiają rys. 5.6 i 5.7. Dostarczanie danych do Systemu ilustruje rys. 5.6. Uzyskiwanie danych od Systemu ilustruje rys. 5.7.

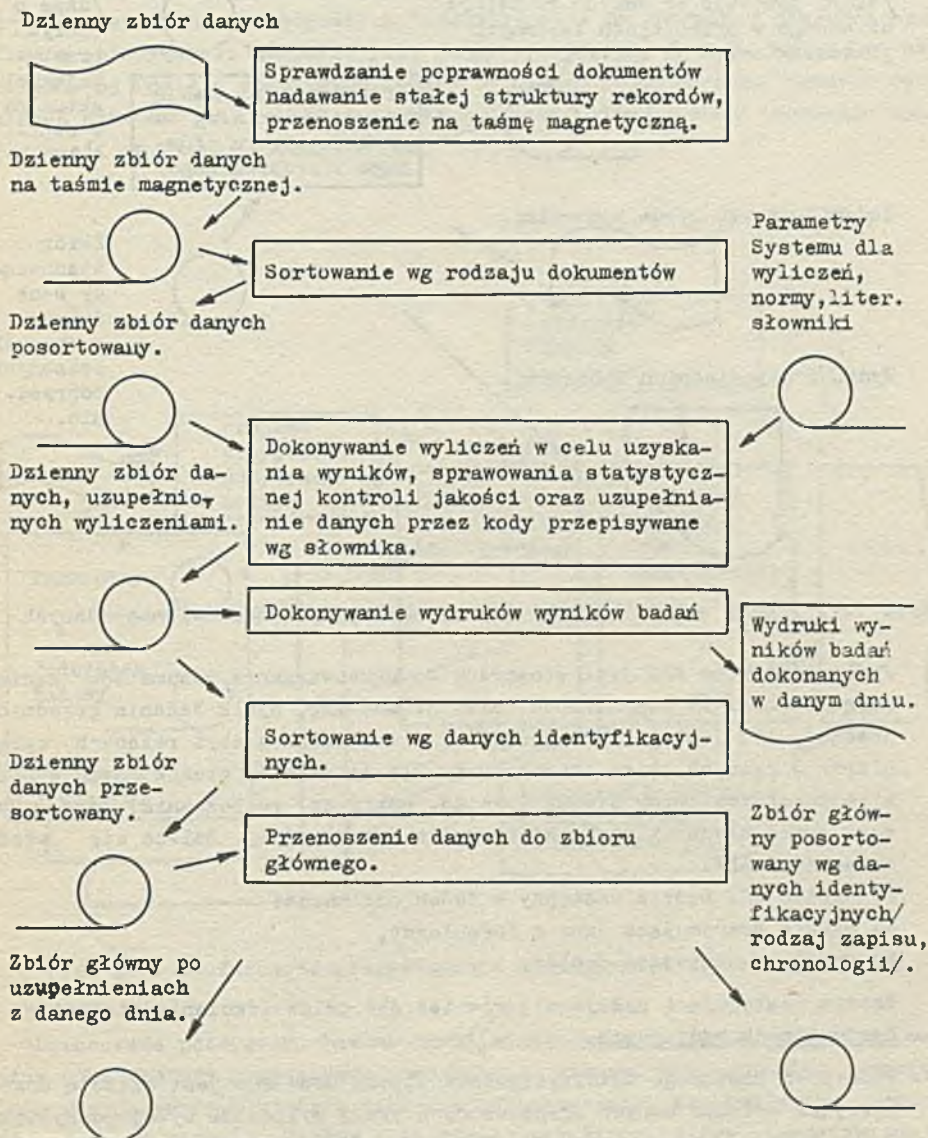
Ze względu na olbrzymią różnorodność informacji jakie musi przyjmować i przetwarzać Szpitalny System Informacyjny, jak również ze względu na różne sprofilowanie szpitali i różne ich możliwości techniczno-finansowe, System ten musi mieć specjalną strukturę modułową.

Jeden typ modułowości, jaki można by wprowadzić, jest łatwo zauważalny. System może się dzielić na części odpowiadające poszczególnym oddziałom i pracownikom szpitala.

Szpitala mogą być jednak sprofilowane bardzo różnie. System opracowany dla jakiegoś jednego konkretnego szpitala mógłby być nieprzydatny w innych szpitalach. Postulat dopracowania takiego systemu, który od razu mógłby być zastosowany w każdym szpitalu, jest oczywiście nierealny. Wymagałoby to bowiem głębokiej analizy pracy każdego oddziału i pracowni wszystkich szpitali w Polsce, co przekracza możliwości nawet bardzo licznej grupy projektantów. Chcąc nadać Systemowi pewne znamiona uniwersalności przyjęto więc, prócz wspomnianej wyżej modułowości wg oddziałów i pracowni, również inny podział struktury, uzględniającej typ przetwarzanych danych medycznych.

Dokumenty medyczne podzielono wg stopnia standaryzacji zawartych w nich danych (patrz kol.2 w tabl.11.1(notka na str. 98)). Dla różnych poziomów standaryzacji opracowano różne metody kodowania danych i wprowadzanie ich do pamięci. Każdej z tych metod odpowiada jeden podsystem przetwarzania danych. Podsystemy są zbiorami programów, które mogą być użytkowane dopiero po dostarczeniu im pewnych danych uściślających, określających szczególne cechy konkretnego dokumentu, zwanych parametrami. Podsystemy te będą tutaj nazywane podsystemami bazowymi. Opracowano następujące podsystemy bazowe:

1. Podsystem Analityka. Służy on głównie do przetwarzania danych będących liczbami bądź symbolami o ściśle ustalonym znaczeniu.
2. Podsystem Klinika - Kodowanie Przybliżone (P-KKP) służy do przybliżonego, lecz za to niepracochłonnego dla personelu medycznego, automatycznego kodowania danych o charakterze wysoce niestandardowych opisów słownych. Opisaniami takimi jest większość danych klinicznych (wywiad, rozpoznania itp.).
3. Podsystem Klinika - Kodowanie Dokładne (P-KKD). Przyjmuje on i przetwarza dane kliniczne zakodowane precyzyjnie z dowolnie głęboko sięgającą dokładnością, co wymaga jednak pewnego nakładu pracy ze strony personelu medycznego i narzuca większe koszty związane z eksploatacją Systemu.



Rys. 5.6. Ideowy schemat dziennych przebiegów przetwarzania, wprowadzających dane do zbioru głównego

Żądania kart wypisowych i zestawień chronologicznych wyników badań /taśma powstaje wg danych ze zbioru dziennego w przebiegach dziennych przedstawionych na rys.13.1/.

Zbiór główny /dane o chorych przebywających aktualnie w szpitalu/.

Żądania innych typów zestawień.

Wydruki odpowiednich zestawień.

Programy sporządzające zestawienia wg danych ze zbioru głównego i archiwalnego.

Zbiór stanowiący bank danych o chorych leczonych poprzednio.

Rys. 5.7. Ideowy schemat przebiegów wytwarzających zestawienia danych

Jeśli podsystem KKD jest stosowany do przetwarzania dokumentów zawierających miernie standardowe opisy słowne (np. wynik badania przedmiotowego), nie jest on zbyt uciążliwy i nie narzuca zbyt rażących ograniczeń w opisach zmian chorobowych. Dla dokumentów stanowiących wysoce niestandardowe opisy słowne (wywiad, epikryza, rozpoznania) może on być zbyt pracochłonny i razić klinicystów sztucznością. Zaleca się wtedy stosować P-KKP.

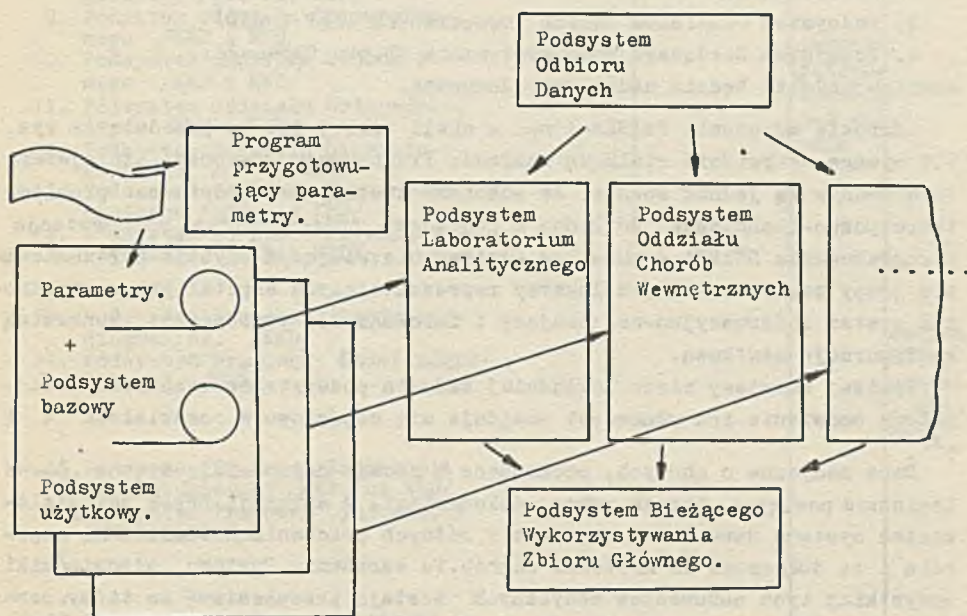
Podsystem KKD będzie dostępny w dwóch odmianach:

- a) wersja przyjmująca dane z formularzy,
- b) wersja realizująca dialog.

Wersja dialogująca nadaje się również dla celów szkolenia studentów w dyscyplinach medycznych.

4. Podsystem Bieżącego Wykorzystywania Zbioru Głównego jest częścią dokonywującą wydruku danych zgromadzonych przez wyliczone wyżej podsystemy. Ma on tylko po części charakter bazowy, gdyż w wypadku większych modyfikacji danych doprowadzanych może ulec większym zmianom.

Podsystemy bazowe po uzupełnieniu ich parametrami stają się podsystemami użytkowymi. Konkretną konfigurację Systemu w danym szpitalu można wdrożyć po uzyskaniu podsystemów użytkowych. Z podsystemów użytkowych stanowiących niejako cegiełki tworzy się konstrukcję, która może być rozbudowana stopniowo, przechodząc etapy rozwojowe określone w rozdziale 4 jako zakresy przetwarzania danych medycznych. Konstrukcja ta ma charakter hierarchiczny. Klamrą spinającą te cegiełki jest Podsystem Odbioru Danych, który jest niezależny od rodzaju dokumentów (oczywiście przy respektowaniu pewnych ograniczeń narzucanych przez podsystemy bazowe). Dwufazowość tworzenia konfiguracji użytkowej ilustruje rys. 5.8.



Rys. 5.8. Dwufazowość przygotowania konfiguracji użytkowej Systemu

Opracowane podsystemy bazowe umożliwiają utworzenie budowli, która według nomenklatury z wstępnego rozdziału 4 stanowiłaby szpitalny system informacyjno-nadzorujący o zakresie automatycznego przetwarzania danych medycznych 4 stopnia. System taki miałby strukturę, którą przedstawiono na rys. 5.9. Na rysunku tym podano nazwy podsystemów użytkowych, a w nawiasach podano nazwy podsystemów bazowych, które mogą stanowić ich podstawę.

System SINKA-4 należy więc traktować głównie jako narzędzie, które ułatwia szybkie wdrożenie medycznego systemu informatycznego. Jeśli umiej-

scowić SSINKA 4 na tle całości oprogramowania maszyn cyfrowych, to na skali rozciągającej się od języka wewnętrznego poprzez asemblery, języki wyższego rzędu i uniwersalne fabryczne systemy przetwarzania zbiorów danych, system ten stanowiłby następne ogniwo, które może ułatwić pracę informatykom zajmującym się medycznymi systemami informacyjnymi. Prócz podsystemów bazowych w ramach projektu SINKA-4 opracowano pewną konfigurację użytkową, która ma spełniać praktyczne zadania dla III Kliniki Chorób Wewnętrznych Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach. Podsystemy bazowe są przedstawione na przykładzie tej właśnie konfiguracji użytkowej. Konfiguracja ta do końca roku 1972 użytkowana dla III Kliniki Chorób Wewnętrznych Ś.A.M. będzie miała następującą strukturę:

1. Podsystem Odbioru Danych
2. Podsystem Laboratorium Analitycznego III Kliniki Chorób Wewnętrznych Ś.A.M. (ANA).
3. Podsystem Oddziałów Chorób Wewnętrznych (KKP i KKD)
4. Podsystem Bieżącego Wykorzystywania Zbioru Głównego.

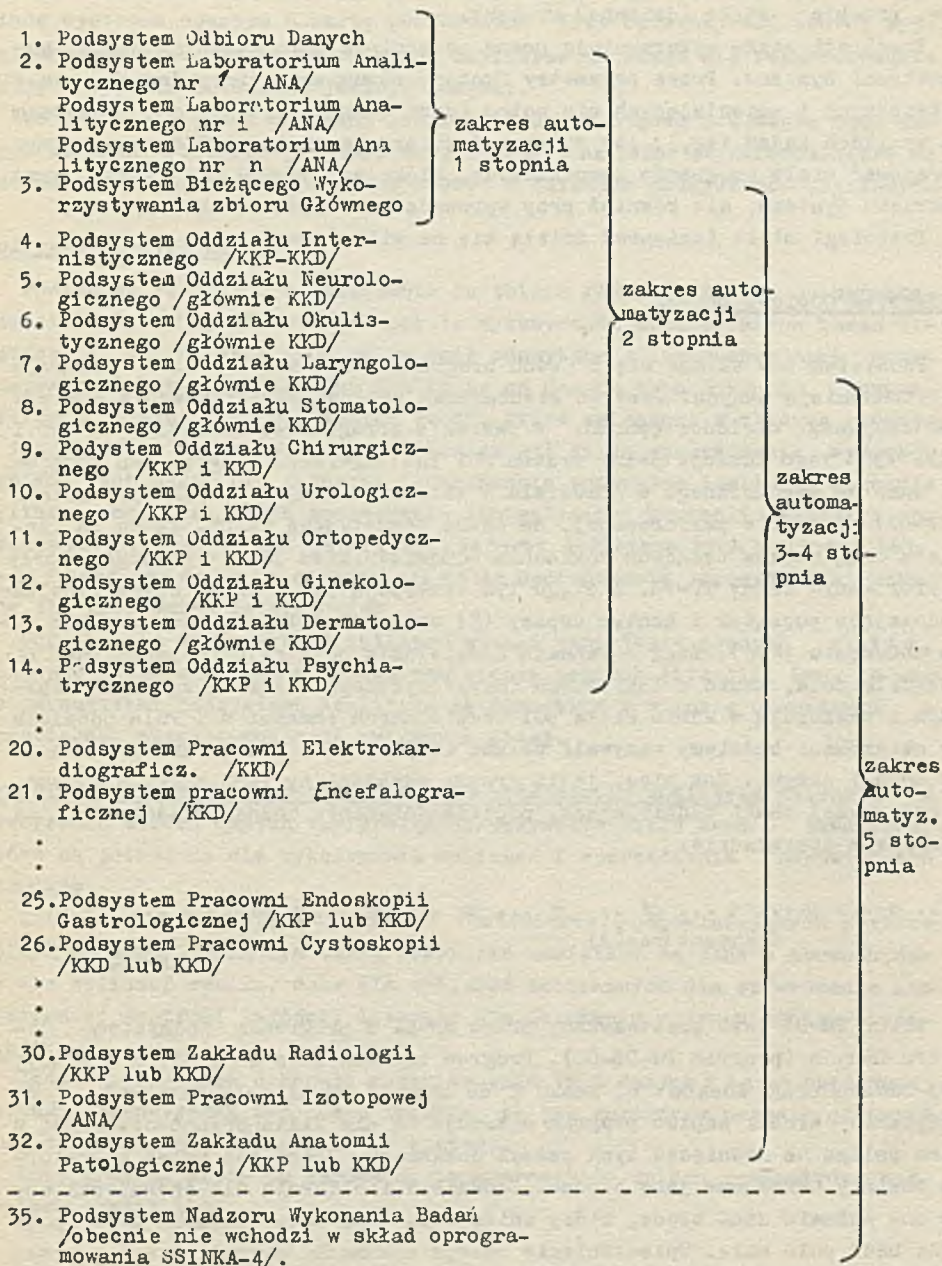
Konfiguracja ta będzie nadal rozbudowywana.

Szerokie wdrożenie SSINKA-4 np. w skali takiej jak to przedstawia rys. 5.9 wymaga oczywiście wielkich nakładów finansowych. Autorzy niniejszego opracowania są jednak zdania, że pokonane zostały już podstawowe problemy teoretyczno-techniczne. Dokładna i pogładowo przedstawiana dokumentacja oprogramowania SSINKA-4 może być ogniwem ułatwiającym szybkie porozumienie się grupy zainteresowanych lekarzy reprezentujących szpital pragnący wdrożyć system informacyjno-nadzorujący i informatyków tworzących konkretną konfigurację użytkową.

Poniżej omawiamy nieco dokładniej zadania podsystemów bazowych. Szczegółowe omówienie ich własności znajduje się częściowo w rozdziałach 4 i 5^{x)}.

Dane medyczne o chorych, pochodzące z danego dnia dzielą się na pewne logicznie powiązane porcje zwane dokumentami. W sytuacji przed zainstalowaniem systemu dane te są zapisane w różnych pracowniach (działach) szpitala i są dołączone do historii chorób. Po wdrożeniu Systemu odpowiedniki wszystkich tych dokumentów medycznych zostają przeniesione na taśmy perforowane (w przyszłości od razu na taśmy magnetyczne poprzez minikomputer do zbierania danych). Dokumenty na taśmach mogą występować w dowolnym porządku. Każdy z dokumentów zawiera w swej czołówce dane określające rodzaj dokumentu oraz chorego, którego on dotyczy. Taki nieposortowany zbiór dokumentów pochodzących z danego dnia (lub kilku dni) jest zwany: Zbiorem Dziennym danych dla Systemu na taśmie perforowanej (Symbol TP-DZ).

^{x)} A. BRODZIAK, L. SUCHAN, M. BRODZIAK: Szpitalny system informacyjno-nadzorujący Katowice-4 (SSINKA-4). Projekt techniczny, tom I - Dane wprowadzające i dane dla użytkowników Systemu.



Rys. 5.9. Struktura modułowo-hierarchiczna szpitalnego systemu informacyjnego o zakresie automatyzacji 3-4 stopnia

Zbiór ten jest opracowywany przez całą grupę programów, które stanowią tzw. przebiegi stałe (dzienne) systemu.

Przebiegi stałe wykorzystują pewne pomocnicze zbiory danych zwane parametrami Systemu. Przez parametry Systemu rozumiemy zbiory danych stałe potrzebnych i zmieniających się wolno (dane o normach, dane o nadrukach na wynikach badań itp.). Aby wytworzyć zbiory parametrów Systemu trzeba opracować wiele programów pomocniczych, które są używane nie tylko przy rozruchu Systemu, ale również przy wprowadzaniu różnorodnych poprawek.

Przebiegi stałe (dzienne) dzielą się na kilka grup.

Podsystem Odbioru Danych

Podsystem ten składa się z dwóch programów. Pierwszy z nich steruje teletransmisją danych. Jest to standardowy program oprogramowania systemu realizującego wielodostępność. W zakresie oprogramowania maszyn serii Odra 1300 jego funkcję pełni system MOP lub MINIMOP. Program ten przenosi dane ze wspomnianego w rozdziale 5 zbioru Dziennych Danych dla Systemu (TP-DZ) na taśmie perforowanej, na taśmę magnetyczną TM-DZ. Taśma ta zawiera ciąg znaków będących dokładnym odpowiednikiem znaków powstałych przy perforowaniu taśmy TP-DZ. W ciągu tym występują pewne znaki operacyjne, zaznaczające początek i koniec zapisu (⌘) oraz oddzielające poszczególne pola dokumentu (* #). Znak * oznacza oddzielenie pola najmniejszego. Znak # oddziela pola, które z logicznego (merytorycznego) względu są czymś większym i zawierają w sobie kilka pól oddzielanych znakami *. Pola oddzielane gwiazdkami będziemy nazywali polami małymi, pola oddzielane przez znak # polami dużymi. Tak więc, jeśli kropki oznaczałyby inne znaki niż omówione wyżej znaki oddzielające, podział dokumentu można przedstawić na poniższym przykładzie:

⌘... * ... * ... * ... # ... * ... * ... * ... # ⌘... * ...
dokument (zapis) Początek następnego zapisu

Zbiór TM-DZ jest przetwarzany przez drugi z programów podsystemu Odbioru Danych (program PG-DZ-OD). Program ten wczytuje do pamięci operacyjnej zawsze ciągi znaków: od znaku ⌘ do znaku ⌘ czyli cały dokument. Po wczytaniu całości zapisu program wykonuje na nim kilka czynności. Jedną z nich polega na usunięciu tych części dokumentu, które już przez operatorkę zostały określone jako błędne. Zgodnie z instrukcją dla operatorki, może ona wstawić znak błędu, który unieważnia bądź cały dokument bądź pole duże bądź pole małe. Unieważnienie całego dokumentu sygnalizuje się przez wstawienie znaku ⌘ przed następnym znakiem ⌘. Unieważnienie pola dużego lub małego jest sygnalizowane przez wstawienie przed znak kończący pole znaku ⌘.

Opisana powyżej czynność programu PG-DZ-OD likwiduje często podnoszoną niedogodność systemów opartych o taśmę perforowaną, które są przeciwstawiane systemom opartym o karty perforowane. Przy opisanej możliwości sygnalizowania błędu przez operatorkę, niepotrzebne staje się reperforywanie taśmy w wypadku dokonania jakiejś pomyłki.

Po usunięciu przez omawiany program błędnych części dokumentu bądź całego dokumentu, program przenosi dany dokument na jeden ze zbiorów, które są już następnie przetwarzane przez któryś z dalszych podsystemów użytkowych.

Podsystem Analityka

Podsystem realizuje wprowadzenie do zbioru głównego danych o charakterze liczbowym, uzyskiwanych w trakcie wykonywania analitycznych badań dodatkowych. Wprowadzane dane są na ogół odczytane z laboratoryjnych przyrządów pomiarowych. Podsystem Analityka na danych tych dokonuje pewnych wyliczeń uzyskując gotowe wyniki badań, które umieszcza w zbiorze głównym i jednocześnie przesyła drogą teletransmisji celem sporządzenia wydruków wyników tych badań dla lekarzy. Jednocześnie podsystem Analityka dokonuje wyliczeń umożliwiających sprawowanie statystycznej kontroli jakości i sporządzania statystyki laboratoryjnej. Raporty dotyczące tych wyliczeń także są przesyłane drogą teletransmisji celem sporządzenia odpowiednich wydruków dla kierownika laboratorium.

Dokonywanie wspomnianych wyliczeń wymaga pamiętania pewnych stałych, zaś sporządzanie wydruków wymaga pamiętania pewnych literali. Dane te zwane parametrami podsystemu Analityka są pamiętane w zbiorze utworzonym w przebiegach przygotowujących opisanych niżej.

Przebiegi przygotowujące parametry dla podsystemów Analityka polegają na utworzeniu zbioru danych zawierających wszystkie stałe dane o badaniach, które są potrzebne dla wykonywania wyliczeń i sporządzania odpowiednich wydruków.

Zbiór ten składa się z "rekordów" (podzbiorów), odpowiadających poszczególnym badaniom. W każdym takim rekordzie pamiętane są dane o normach, dane dla wyliczeń wyniku, dane dla wyliczeń koniecznych dla sprawowania statystycznej kontroli jakości, literale dla dokonania wydruku wyniku badania itp.

Jeden z programów dokonuje przeniesienia tych danych z taśmy papierowej na taśmę magnetyczną przy czym tworzone są tam rekordy w postaci odpowiedniej do spełnienia różnych celów systemu.

Inny program służy do wprowadzania poprawek do zbioru parametrów podsystemu Analityka.

Podsystem Klinika - Kodowanie Przybliżone (KKP)

Podsystem służy do umieszczania w zbiorze głównym Systemu ("pamięci" Systemu) zakodowanych danych o charakterze klinicznym. Przez dane takie rozumiemy informacje o chorych uzyskane przez personel medyczny bezpośrednio od chorego bez użycia jakichkolwiek przyrządów pomiarowych, a więc drogą rozmów z chorym, przez przedmiotowe badanie chorego oraz dane będące wynikiem wnioskowania lekarskiego.

Ogólnie biorąc dane kliniczne można podzielić na:

- a) dane personalne o chorym służące do jego identyfikacji,
- b) dane będące zapisem skarg, objawów i konkluzji diagnostycznych.

Druga grupa tych danych dociera do Systemu poprzez dokumenty źródłowe w postaci krótkich tekstów języka naturalnego, którym należy przypisać kody za pomocą metod zbliżonych do metod automatycznego tłumaczenia tekstów. Tak więc Podsystem Klinika służy do wprowadzania do zbioru głównego danych identyfikacyjnych i innych danych personalnych oraz do wprowadzenia danych klinicznych łącznie z przypisanymi im kodami. Kody przypisuje się według słownika, do którego utworzenia służą przebiegi przygotowujące opisane niżej

Przebiegi przygotowujące parametry dla podsystemu Klinika

Najogólniej mówiąc, służą do utworzenia i doraźnej aktualizacji zbioru stanowiącego słownik zorganizowany w ten sposób, że każdemu słowu (rdzeniu wi słowa) przyporządkowana jest pewna liczba całkowita.

Przy układaniu takiego słownika wychodzi się z listy nazw (na ogół kilkuwyrazowych) posegregowanych według pewnego porządku merytorycznego (nie-alfabetycznego). Każdemu słowu takiej nazwy osoba układająca słownik przypisuje pewną liczbę. Tak więc w przebiegach przygotowujących słownik należy słowa przesortować wg porządku alfabetycznego. Należy również zlikwidować powtórzenia słów. Jednocześnie należy zlikwidować takie słowa, które występują podwójnie (lub wielokrotnie) i mają różne kody, przy czym w takim wypadku należy o tym zawiadomić osobę układającą słownik. Przebiegi przygotowujące słownik muszą również uwzględniać możliwość wnoszenia poprawek do słownika (nowe słowa z ich kodami, usuwanie niektórych słów, zmiana kodów dla niektórych słów).

Podsystem Klinika - Kodowanie Dokładne

Składa się z programów wprowadzających i wyprowadzających. Pierwsze z nich wprowadzają do zbioru głównego kody, których układ jest na tyle rozbudowany, że pozwala na dokładne opisanie zmian typu klinicznego.

W wersji przyjmującej dane z formularzy, kody są ustalane przez zakreślenie odpowiedniej ewentualności. Układ haseł jest jednak hierarchiczny i tak zorganizowany, aby niepotrzebne było czytanie całego wielostronicowego formularza.

W wersji dialogującej, ewentualności spośród których należy dokonać wyboru, byłyby wyświetlane na alfaskopie. Właściwa ewentualność jest wskazywana z klawiatury alfaskopu. Podsystem sterowałby sekwencyjnym bądź modyfikowanym z klawiatury porządkiem wyświetlania list i podlist haseł.

W trakcie wprowadzania danych podsystem KKD sprawdza, czy wprowadzane dane nie zawierają w sobie sprzeczności logicznych (merytorycznych).

Programy wprowadzające dokonują wydruku (lub wyświetlania) haseł wg zmagazynowanych w zbiorze głównym kodów.

Wydruk jest taki, że zakodowane są podstawowe reguły gramatyki i składni haseł.

Podsystem KKD posiada oczywiście odpowiednie programy przygotowujące jego parametry.

Podsystem Bieżącego Wykorzystywania Zbioru Głównego

Podsystem składa się z programów korzystających ze zbioru głównego, a więc ze zbioru uaktualnianego przez wszystkie inne opisane wyżej podsystemy.

Czynnościami rutynowymi, dokonywanymi przez podsystem stale dla wszystkich grup chorych, jest sporządzanie zestawień wyników badań (potrzebnych w trakcie pobytu chorego w klinice) oraz kart wypisowych, które są zestawieniem nieco innego rodzaju wydanym choremu przy opuszczaniu szpitala.

Inny program tego podsystemu dokonuje przeniesienia danych ze zbioru głównego do zbioru archiwalnego Systemu (zwanego inaczej pamięcią Systemu lub bankiem danych szpitala). Zbiór archiwalny ma strukturę taką samą jak zbiór główny. Zawiera on jednak dane o chorych wypisanych ze szpitala.

Zbiór główny i zbiór archiwalny (bank danych) mogą być wykorzystywane w dowolny inny sposób. Programy takie w zakresie oprogramowania maszyn Odra 1300 mogą być oparte o system FIND. Operacje wykorzystywania zbioru głównego przez tego typu programy nie są dokonywane rutynowo i stale. Z tego powodu nie zalicza się ich do Podsystemu Bieżącego Wykorzystania Zbioru Głównego.

Każdy z dokumentów źródłowych systemu zwiększa przejrzystość i wprowadza na ogół pewne uproszczenia dotychczasowej dokumentacji lekarskiej. Stwarza to niezbędne warunki dla pozytywnego przyjęcia tych dokumentów przez personel lekarski szpitala. Uważamy bowiem, że jeśli nie zrekompenсуje się lekarzom wysiłku związanego z przyswojeniem sobie nowych nawyków jakąś natychmiastową korzyścią, wywołuje to niechęć do całości skomplikowanego przedsięwzięcia, jakim jest wdrożenie systemu informacyjnego. Należy pamiętać, że wdrożenie takiego systemu jest zawsze procesem długotrwałym, który musi trwać miesiące lub nawet lata. Opisuując proponowane metody dokumentacji medycznej zwracamy uwagę na nowe dodatkowe korzyści, jakie daje wprowadzenie dokumentu.

SPIS ZGŁOSZEŃ PATENTOWYCH UKŁADÓW
ANALIZUJĄCYCH KRZYWĄ EKG

1. Urządzenie nadzorujące zaburzenia rytmu serca oraz nieprawidłową pracę wszczepionych sztucznych rozruszników serca - Projekt nr P 147749 patent tymczasowy, współautor A. Brodziak.
2. Urządzenie do pomiaru częstotliwości skurczów serca - Projekt nr P 151411, patent tymczasowy.
3. Sposób wyznaczania średniego odstępu pomiędzy kolejnymi impulsami i układ realizujący ten sposób - Projekt nr P 155342.
4. Układ do wykrywania ekstrasystolii występujących w okresie ranliwym. Projekt nr P 155681, patent tymczasowy, współautor A. Brodziak.
5. Sposób określania nachylenia osi elektrycznych oraz gradientu komorowego serca i układ realizujący ten sposób.

Streszczenie

Przedstawiona praca zawiera nieopublikowane wyniki badań prowadzonych przez autora w dziedzinie wykorzystania układów hybrydowych do analizy zaburzeń rytmu serca a także w dziedzinie szpitalnych systemów informacyjno-nadzorujących.

Praca składa się z dwóch części oraz spisów zgłoszeń patentowych i publikacji autora.

Część pierwsza dotyczy ogólnych koncepcji układów hybrydowych analizujących zaburzenia rytmu serca. Przedstawia się tu algorytmy wykrywania zaburzeń rytmu oraz projekt analizatora zaburzeń rytmu. W części tej umieszczono również pracę dotyczącą podstaw teoretycznych określania osi elektrycznej i gradientu komorowego serca.

Część druga dotycząca szpitalnych systemów informacyjnych charakteryzuje te systemy oraz stanowi wprowadzenie do dokumentacji systemu SINKA-4. Sformułowano tu zadania dla tego systemu określone na podstawie analizy obiegów informacyjnych szpitala oraz założenia dotyczące oprogramowania.

ГИБРИДНАЯ ТЕХНИКА И ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА В МЕДИЦИНЕ

Резюме

Эта работа содержит до сих пор ещё не изданные результаты исследований проведённых автором в области использования гибридных систем для анализа нарушений сердечного ритма, а также в области больничных информационно-контролирующих систем. Работа состоит из двух частей и списка внесённых патентов и публикаций автора.

Первая часть касается общих замыслов гибридных систем, анализирующих нарушения сердечного ритма. Здесь тоже даются алгоритма обнаружения нарушений ритма, а также проект анализатора нарушений ритма. Эта часть тоже содержит работы касающиеся теоритической оси желудочечного градиента сердца.

Вторая часть касается больничных информационных систем, характеризует эти системы и является введением для документации системы СИНКА-4. Сформулировано здесь задания для этой системы определённые на основе анализа информационных циклов больницы, а также исходные данные для составления программы.

HYBRID TECHNIQUES AND INFORMATION SYSTEMS IN MEDICINE

S u m m a r y

The presented paper comprises the unpublished results of researches carried out by the author and concerning the utilisation of hybrid systems for the analysing of heart-rhythm anomalies as well as the hospital informative-supervisory systems.

The present work consists of two parts, patent applications and the list of the author's publications.

The first part comprises the general idea of hybrid heart-rhythm anomaly analysing systems. Algorithms of heart-rhythm anomalies are presented along with the design of an analysing arrangement. This part also includes a paper concerning the theoretical foundations of determining the electric axis and the heart chamber gradient. The second part characterises the hospital information systems and introduces the SINKA-4 documentation system. Tasks for the system have been determined on the basis of analysed hospital information flows as well as principles concerning programming.

SPIS PUBLIKACJI

W spisie publikacji przedstawionym niżej umieszczono prace M. BRODZIAKA, które nie zostały związane do niniejszego zeszytu.

- [1] Brodziak M., Brodziak A. - Przydatność elektronicznych maszyn hybrydowych do nadzoru chorych ze złożonymi zaburzeniami rytmu serca. Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, seria Automatyka z. 18, 1971.
- [2] Brodziak A., Brodziak M. - Urządzenie do automatycznego nadzoru chorych z zaburzeniami rytmu serca. Pol.Tyg.Lek., t.27, 1972.
- [3] Brodziak A., Brodziak M. - Szpitalny system informacyjny. Med. Stud. Podypl., t.11, Nr 2, 1972.
- [4] Brodziak A., Suchan L., Brodziak M. - Organizacja szpitalnego systemu informacyjno-nadzorującego. Pol. Arch.Med.Wewn., Nr 4, 1972.
- [5] Brodziak M., Brodziak A. - A System for the Automatic Determination of the Electrical Axes of the Heart, Designed by Means of the Hybrid Technique. Digest of the 10 th Int.Conf. on Medical and Biolog. Eng., Dresden 1973.
- [6] Brodziak M. - Exponential Converter of Analogue Signals. 7 Kongres AICA_resume referatů, Praha, 1973.
- [7] Brodziak A., Suchan L., Brodziak M. - Medyczny System Informacyjny. Mat. II Krajowego Symp. Biocybernetyki, Biomedycyny, Biotechniki, PTC. Warszawa, 1972.
- [8] Brodziak M., Brodziak A., Analizator zaburzeń rytmu serca chorych w technice hybrydowej. Post.Fiz.Med. VIII, 1-2, 1973.
- [9] Brodziak M. - System hybrydowy nadzorujący chorych oddziału intensywnej opieki. Intern.Conf.Application of Hybrid Computation, part. II, Gliwice, 1972.