

Piotr Augustyniak*

MIKROKOMPUTEROWY SYSTEM ANALIZY ELEKTRONYSTAGMOGRAMÓW

1. WSTĘP

Celem publikacji jest przedstawienie zaprojektowanego, skonstruowanego i uruchomionego przez autora prototypowego systemu mikrokomputerowego przeznaczonego do wspomagania akwizycji i analizy potencjałów czynnościowych reprezentujących ruch gałki ocznej (tzw. elektronystagmogramów). Warto podkreślić od razu na wstępie, że ten unikalny w swych rozwiązaniach system spotkał się z przychylnym odbiorem w środowiskach lekarskich i znalazł zastosowanie w diagnostyce klinicznej.

2. PRZEDMIOT I PRZEBIEG BADANIA ELEKTRONYSTAGMOGRAFICZNEGO

Istnieje wiele technik, wykorzystujących w celach diagnostycznych pojawiające się w określonych okolicznościach napięcia zwane potencjałami czynnościowymi. Potencjały te są ściśle związane z akcją poszczególnych narządów organizmu ludzkiego i dlatego ich rejestracja, rozpoznawanie i analiza pozwala w sposób łatwy i nieinwazyjny uzyskiwać informacje o stanie i działaniu tych narządów. Wśród metod rejestracji (EKG, EEG, EMG itd.) do stosunkowo mniej znanych i rzadziej stosowanych należy elektronystagmografia.

* Instytut Automatyki AGH

Podstawą metody elektronystagmograficznej jest doświadczenie Dubois Reymonda z 1849 r., w którym wykazano istnienie różnicy potencjałów w gałce ocznej pomiędzy siatkówką (biegun ujemny) a rogówką (biegun dodatni). Wspomniana różnica potencjałów ma charakter napięcia stałego o wartości $10 \div 30$ mV. Oko ma więc cechy dipola którego oś elektryczna pokrywa się z osią optyczną. Wykorzystanie tego zjawiska pozwala mierzyć położenie gałki ocznej poprzez pomiar pola elektrycznego wytworzonego na powierzchni skóry w bezpośrednim sąsiedztwie gałki ocznej.

Istotny diagnostycznie zakres położzeń gałki ocznej rozciąga się od $\pm 1^\circ$ do $\pm 45^\circ$, przy czym za położenie środkowe przyjmuje się pozycję odpowiadającą patrzeniu poziomo na wprost. Można wykazać, że w zakresie niewielkich odchyień osi oka ($\pm 10^\circ$) wartość napięcia można uznać za liniową funkcję kąta wychylenia gdyż niedokładność spowodowana przez przyjęcie prostej proporcjonalności między napięciem a kątem położenia gałki ocznej nie przekracza 1,5 %.

Elektronystagmografia nadaje się szczególnie dobrze do rejestracji spontanicznie występujących samoistnych lub wymuszonych zewnętrznie ruchów gałki ocznej. Ruchy te, nie związane z procesem śledzenia wzrokowego (oczy są podczas badania zamknięte) zwane są zwykle oczopląsem. Z diagnostycznego punktu widzenia znaczenie ma przede wszystkim oczopląs w płaszczyźnie poziomej toteż elektrody do jego badania umieszczane są zwykle poziomo, to znaczy na jednakowej wysokości po obu stronach oczodołów. Analiza oczopląsu wywołanego ściśle określonymi bodźcami jest uważana za jedno z najlepszych kryteriów oceny narządu równowagi, pozwalających określić jako źródło jego niesprawności obwodową lub ośrodkową część przedsionka. Należy dodać, że choroby układu równowagi należą do grupy tzw. "chorób cywilizacyjnych" i występują zazwyczaj jako jedna z bardziej uciążliwych dolegliwości wieku starszego względnie pojawiają się jako powikłania lub pozostałości urazów głowy, schorzeń ucha środkowego, guza mózgu czy choroby wieńcowej serca. Szczególna dolegliwość zaburzeń funkcjonowania układu równowagi polega na ich nagłym, niespodziewanym występowaniu i zanikaniu, czemu nie towarzyszą żadne odczucia innej natury (np. bólu).

Jak już wspomniano badanie elektronystagmograficzne polega na podrażnieniu układu równowagi określonymi bodźcami i rejestracji, a następnie analizie jego odpowiedzi. W praktyce najbardziej rozpowszechnioną metodą wywołania oczopląsu jest tzw. próba cieplna Hallpilce'a. W klasycznej odmianie do drażnienia błędnika stosuje się wodę o temperaturze 30°C i 44°C , zwaną dalej "zimną" i "cieplą". Tak dobrane wartości temperatur są wystarczająco odległe od średniej temperatury ciała badanego, która wynosi 37°C , aby na skutek szoku termicznego spowodować oczopląs. Bezpośrednio po rozpoczęciu pobudzenia pojawia się reakcja oczopląsu, której szczyt (maksimum amplitudy) przypada zazwyczaj ok. $60 \div 80$ s później i to niezależnie od tego czy pobudzenie jest kontynuowane czy nie. W badaniach klinicznych dla których przeznaczono opisaną w artykule aparaturę, stosowany jest m. in. następujący standard: 30 s pobudzenie,

30 s przerwa oraz 30 s rejestracja ruchu gałek ocznych. Taki schemat badania pozwala uzyskać za każdym razem najwłaściwszy do diagnozy zapis na szczycie reakcji.

Reakcja oczopląsowa na wlanie ciepłej wody do prawego ucha (lub: zimnej wody do lewego ucha) jest następująca: wolny ruch gałki ocznej w prawo, następnie szybki ruch w lewo, określane odpowiednio jako faza wolna i szybka oczopląsu. Reakcja oczopląsowa na wlanie zimnej wody do prawego ucha (lub: ciepłej wody do lewego ucha) jest przeciwna. W przypadku fizjologicznie prawidłowym szybkość kątowna ruchu gałki ocznej w fazie wolnej oczopląsu jest jednakowa we wszystkich czterech wymienionych przypadkach.

Według opisanego wyżej schematu przeprowadzane są u każdego pacjenta cztery tzw. próby kaloryczne, a następnie na podstawie analizy statystycznej zarejestrowanych sygnałów obliczane są dwa współczynniki: CP (canal paresis) określający symetrię pobudzenia błędniaków oraz DP (directional preponderance) określający przewagę kierunkową.

$$CP = \frac{(U_{zl} + U_{cl}) - (U_{zp} + U_{cp})}{U_{zl} + U_{cl} + U_{zp} + U_{cp}} \cdot 100\%$$

$$DP = \frac{(U_{zl} + U_{cp}) - (U_{zp} + U_{cl})}{U_{zl} + U_{cl} + U_{zp} + U_{cp}} \cdot 100\%$$

gdzie: U - szybkość fazy wolnej w poszczególnych badaniach

zl - zimna woda lewe ucho

zp - zimna woda prawe ucho

cl - ciepła woda lewe ucho

cp - ciepła woda prawe ucho

Podane wzory, zaproponowane przez Jongkeesa, są biologiczną podstawą dla informatycznej i elektronicznej metody oceny elektronystagmogramów, opisywanej w tej pracy.

Warto zauważyć, że współczynnik CP w sposób istotny zależy tylko od asymetrii reakcji oczopląsu na pobudzenia z punktu widzenia kierunku pobudzeń (ucho prawe, ucho lewe), natomiast współczynnik DP tylko od asymetrii reakcji na pobudzenia z punktu widzenia kierunku fazy wolnej oczopląsu (w prawo, w lewo).

Z literatury przedmiotu wynika, że maksymalne, uważane jeszcze za fizjologicznie prawidłowe wartości tych współczynników wynoszą odpowiednio:

dla CP $\pm 22\%$

dla DP $\pm 28\%$

Każde istotne przekroczenie tych granic wskazuje na obecność patologii i stanowi podstawową informację interesującą prowadzącego badania lekarza. Dotychczas ocena interesujących wartości dokonywana była poprzez mierzenie amplitud linijką i kątów nachylenia wykresów faz wolnych kątomierzem, następnie uśrednianie i podstawianie do wzoru Jongkeesa. Było to uciążliwe, czasochłonne i mało dokładne. Zadaniem opracowanego przez autora i opisywanego w tej pracy komputerowego systemu wspomagającego badania jest automatyczne wyznaczanie podanych wyżej współczynników i wstępna ocena ich wartości.

3. KOMPUTEROWY SYSTEM WSPOMAGANIA BADAŃ

Na podstawie informacji uzyskanej w wyniku badania pacjenta lekarz podejmuje działania terapeutyczne i profilaktyczne, zwykle mające podstawowe znaczenie dla zdrowia, a niejednokrotnie życia pacjenta należy więc dążyć do zapewnienia jak największej precyzji i wiarygodności tej informacji. Niepewność informacji może być gorsza od jej braku. Fakt ten uwzględniano przy budowie opisywanego systemu.

Przy realizacji systemu napotyka się liczne utrudnienia natury technicznej, a w szczególności: [

- skomplikowany kształt podstawowy przebiegu,
- znaczny rozrzut parametrów przebiegów fizjologicznie prawidłowych u poszczególnych pacjentów,
- niewielkie ilościowo zmiany tych parametrów spowodowane patologiami badanych narządów,
- niewielki poziom sygnału użytecznego na tle silnych zakłóceń sieciowych, impulsowych itp. leżących w tym samym paśmie częstotliwości.

Opisane utrudnienia mogą doprowadzić do zniekształcenia informacji diagnostycznej a także powodują, że w pełni wiarygodna automatyczna analiza przebiegów potencjałów czynnościowych organów wewnętrznych jest bardzo trudna do zrealizowania. W przypadku automatycznej analizy sygnału elektronystagmograficznego trudności te nie są tak drastyczne, ponieważ:

- przebieg podstawowy jest stosunkowo prosty (w idealnym przypadku piłokształtny),
- istotną diagnostycznie informację uzyskuje się na drodze statystycznej analizy ilościowej, dzięki czemu wpływ zakłóceń może być częściowo wyeliminowany.

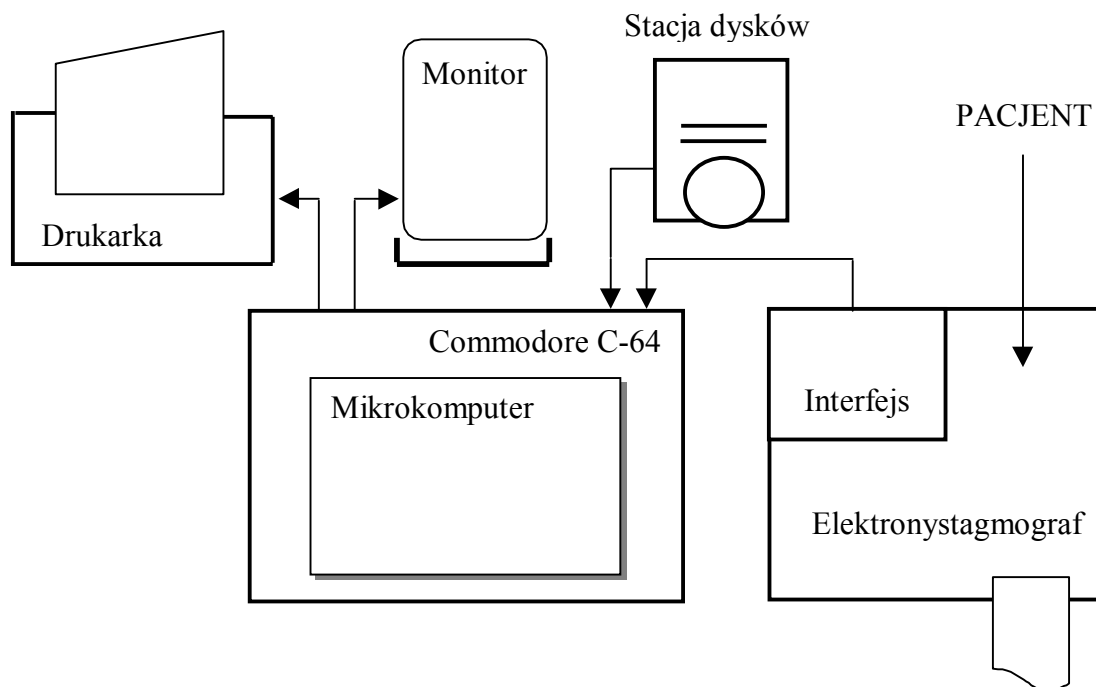
Bezpośrednim celem skonstruowania opisywanego systemu mikrokomputerowego do automatycznej analizy sygnału elektronystagmograficznego było przekazanie bardzo czasochłonnej czynności rutynowej, nie wymagającej doświadczenia lekarskiego a polegających na pomiarze parametrów sygnału i wykonywaniu obliczeń statystycznych maszynie cyfrowej. Dzięki temu lekarz może w większym stopniu skupić swą uwagę na badanym pacjencie, jego dolegliwości i metodach postępowania terapeutycznego. Obok wzrostu komfortu pracy lekarza wzrasta również szybkość i dokładność, a w konsekwencji wiarygodność i precyzja diagnozy.

Aby jednak proponowane rozwiązanie nie stało się dodatkowym obciążeniem dla lekarza poprzez zaistnienie nowych urządzeń wymagających obsługi, system został wyposażony w tzw. funkcje dodatkowe, do których należy:

- kalibracja wzmacniacza elektronystagmografu na ekranie monitora,
- wyświetlanie tzw. MENU GŁÓWNEGO będącego ośrodkiem decyzyjnym w zakresie organizacji i kolejności prób kalorycznych,
- automatyczne przeprowadzanie prób: odmierzanie czasu sygnałem dźwiękowym, zdalne włączanie i wyłączanie urządzenia rejestrującego i przetwarzającego dane, przeprowadzenie analizy wykresu i wyświetlanie wyników cząstkowych,
- wyświetlanie i/lub drukowanie wyników końcowych oraz krótkiego komentarza,
- sygnalizowanie sytuacji nietypowych oraz sugerowanie i przyjmowanie decyzji odnośnie dalszego postępowania

Część sterująca programem została napisana w ten sposób, aby w każdej chwili możliwe było podjęcie każdej akcji stosownie do decyzji lekarza. Zwyczajowa kolejność postępowania jest sugerowana przez automatyczne ustawienie kursora na właściwych pozycjach "MENU". Zmianę kolejności postępowania można uzyskać za pomocą klawiszy poruszających kursorem, przy czym jeżeli wybrany wariant jest nietypowy z punktu widzenia ostatecznych wyników (np. pominięcie lub powtórzenie niektórych prób) jego uzyskanie jest możliwe dopiero po dodatkowym potwierdzeniu decyzji, co zabezpiecza przed skutkami pomyłek.

W systemie występuje obecnie zdublowana rejestracja uzyskiwanych w trakcie badania sygnałów: z jednej strony sygnał zapisywany jest przez typowy rejestrator analogowy, a z drugiej strony poprzez przetwornik analogowo-cyfrowy jest on rejestrowany i wprowadzany do pamięci mikrokomputera w celu jego automatycznej analizy. Ta dwoistość rejestracji wynika z tradycyjnej nieufności lekarzy wobec nowoczesnych systemów technicznych, a także ma związek z koniecznością posiadania rutynowego zapisu analogowego w dokumentacji pacjenta. Z punktu widzenia twórcy systemu jest to jednak anachronizm, który powinien zaniknąć z chwilą rozpowszechnienia się elektronicznych form rejestracji danych medycznych.



Rys. 1. Schemat ideowy systemu mikroprocesorowego

Podczas projektowania systemu wiele uwagi poświęcono prostocie jego obsługi. Dla obsługującego system lekarza, po wpisaniu daty badania, imienia i nazwiska pacjenta oraz jego wieku które to dane znajdą się na wydruku wyników końcowych istotne pozostają jedynie klawisze kursorów [↑] i [↓] oraz [ENTER]. Poza momentem kalibracji (tj. takiego ustawienia wzmacnienia wzmacniacza rejestratora, aby standardowemu wahaniu gałek ocznych w zakresie $\pm 15^\circ$ odpowiadał standardowy zapis o szerokości 10mm \equiv 50LSB) również rejestrator nie wymaga obsługi.

Opisywany system mikrokomputerowy (rys. 1.) został zaprojektowany i wykonany przy współpracy Zakładu Biocybernetyki AGH i Oddziału Otolaryngologii KSzZ im. G. Narutowicza i składał się z:

- mikrokomputera Commodore C-64, stacji dysków, drukarki i monitora,
- rejestratora elektronystagmograficznego typu AM-15,
- interfejsu przetwarzającego zamontowanego w obudowie rejestratora,
- oprogramowania obsługującego system

Przedstawiona struktura systemu prototypowego została podyktowana przez czynniki natury pozatechnicznej. Przewidywany skład wersji docelowej systemu to:

- mikrokomputer IBM PC-XT, 1 x FDD 360K, 1 x HDD 40M, monitor, drukarka,
- interfejs wzmacniająco przetwarzający w formie karty do komputera PC,
- oprogramowanie obsługujące system

Zastosowane w wersji prototypowej rozwiązania sprzętowe i programowe pozwalają na stosunkowo łatwe przeniesienie ich do systemu opartego na mikrokomputerze innego typu.

W środowisku lekarskim daje się zauważyć skłonności do stosowania komputera wspomagającego badania także do innych celów, np. prowadzenia oddziałowej bazy danych lub obsługi sekretariatu, co wydaje się niewłaściwe. Komputer, choć jako taki przeznaczony do zastosowań jak najbardziej ogólnych, z chwilą włączenia w skład systemu wspomagającego badania staje się integralną jego częścią i nie powinien być wykorzystywany przez inne osoby, do innych celów.

4. CZĘŚCI SKŁADOWE SYSTEMU MIKROKOMPUTEROWEGO

4.1. Mikrokomputer

Mikrokomputer Commodore C-64 jest 8-bitowym mikrokomputerem domowym ogólnego użytku, lecz jak zwykle w takich przypadkach bywa producent sugeruje wykorzystanie go raczej do zabaw, niż do poważniejszych, półprofesjonalnych chociaż zastosowań. O zastosowaniu go do wspomaganiania badań, oprócz mających w tym przypadku podstawowe znaczenie względów pozatechnicznych (szpitala nie stać na zainstalowanie komputera klasy PC), zadecydował fakt, że jako jedyny mikrokomputer 8-bitowy jest on wyposażony w rozsądny port komunikacji równoległej (USER PORT), pozwalający na podłączenie urządzenia zewnętrznego przesyłającego dane, a także stacji dysków i drukarki, bez pośrednictwa dodatkowych przystawek.

Opisywane rozwiązanie było prototypowe i choć z technicznego punktu widzenia nieoptymalne to jednak jedyne mieszczące się w ramach narzuconych podczas jego realizacji specyficznych ograniczeń. Jak już poprzednio wspomniano, docelowo znacznie właściwszym wydaje się zastosowanie sprzętu klasy IBM PC-XT, zwłaszcza, że obecnie cena minimalnej jego konfiguracji jest podobna do ceny zestawu Commodore C-64.

4.2. Rejestrator

Rejestrator AM-15 jest produkowanym przez Łódzką Wytwórnę Aparatury Medycznej jednokanałowym urządzeniem samopiszącym na termoczulej taśmie papierowej, wyposażonym dodatkowo w tor różniczkujący (do zapisu przyspieszeń) i układ rejestracji znaczników czasowych, o czułości wzmacniacza wejściowego rzędu $50 \div 100$ mV. Rejestrator ma konstrukcję modułową, przy czym zasilacz, zestaw pisaków i blok sterujący znajdują się w obudowie bazowej, natomiast wzmacniacz wejściowy, układ różniczkujący i dwa wzmacniacze końcowe stanowią wymienne moduły. Dokumentacja techniczna przyrządu stwierdza, że jest on przeznaczony do elektronystagmografii.

Ze względu na prototypowy charakter projektowanego systemu i konieczność kontroli poprawności analizy automatycznej w oparciu o prowadzoną równoległą dotychczasową

metodą analizę "ręczną" niecelowe było konstruowanie dla potrzeb systemu równoległego toru analogowego. W przyjętym rozwiązaniu sygnał elektronystagmograficzny, stanowiący źródło danych dla systemu komputerowego był pobierany z końcowej części toru analogowego (bezpośredniego) rejestratora, w miejscu gdzie jeszcze nie występowały zniekształcenia związane z indukcyjnym charakterem napędu pisaka. Był to sygnał o wygodnie dużej mocy, a wartość międzyszczytowa napięcia była już rzędu 100 mV, zatem stosunkowo łatwo i wygodnie można było go podać na wejście przetwornika analogowo - 6m1 cyfrowego wprowadzającego sygnał do komputera.

Oprócz pobrania sygnału elektronystagmograficznego dla wejścia przetwornika analogowo-cyfrowego, przeróbki rejestratora polegały na:

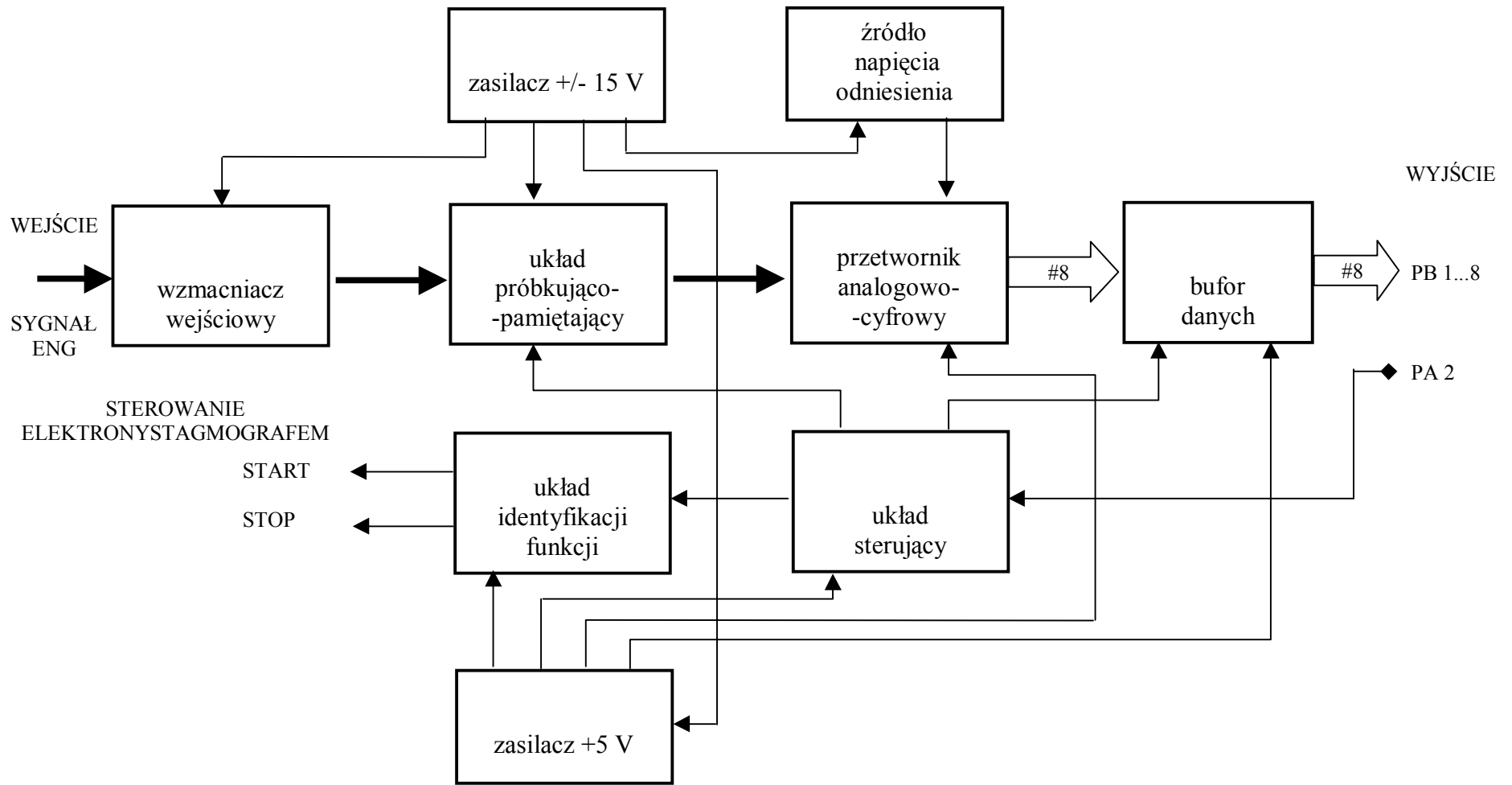
- zmianie w układzie głównego przełącznika funkcji, polegającej na wprowadzeniu przełącznika **STEROWANIE RĘCZNE / AUTOMATYCZNE** i zależnie od jego położenia sterowaniu funkcjami:
 - **START** (tor sygnałowy włączony, przesuw taśmy papierowej włączony)
 - **MONITOR** (tor sygnałowy włączony, przesuw taśmy papierowej wyłączony)
 - **STOP** (tor sygnałowy wyłączony, przesuw taśmy papierowej wyłączony) albo jak dotychczas głównym przełącznikiem funkcji, albo poprzez sterowane interfejsem przekładnikowy za pomocą programu komputerowego;
- mechanicznym wbudowaniu płytki interfejsu w wolną przestrzeń o szerokości 1/2 modułu znajdującą się między modułami;
- wykorzystaniu zasilacza stabilizowanego rejestratora do zasilania interfejsu.

Opisane przeróbki rejestratora spełniają trzy warunki sformułowane wcześniej, na etapie koncepcji systemu, a mianowicie:

- podstawowe funkcje rejestratora używane w czasie badania mogą być sterowane programem,
- rejestrator może działać niezależnie od systemu mikro komputerowego,
- interfejs nie stanowi oddzielnego urządzenia, lecz staje się integralną częścią rejestratora i jest z niego zasilany.

4.3. Interfejs

Interfejs jest urządzeniem pośredniczącym pomiędzy elektronystagmografem, a analizującym sygnał mikrokomputerem. W opisywanym systemie spełnia on dwie funkcje. Pierwszą z nich jest uruchamianie i zatrzymywanie przesuwu taśmy papierowej, oraz włączanie i wyłączanie toru sygnałowego elektronystagmografu na podstawie sygnału z komputera, co umożliwi sterowanie podstawowymi czynnościami elektronystagmografu



Rys. 2. Schemat blokowy interfejsu

(**START**, **MONITOR**, **STOP**) za pomocą programu komputerowego. Drugą i podstawową funkcją interfejsu jest odfiltrowanie sygnału ENG pobranego z przedostatniego stopnia toru sygnałowego elektronystagmografu od zakłóceń i przetworzenie go na postać cyfrową. W tej postaci sygnał jest przesyłany do pamięci komputera (transmisja równoległa). Przetwarzanie realizowane jest metodą kolejnych przybliżeń, a częstotliwość próbkowania sygnału analogowego wynosi 200 Hz, co zapewnia szerokość pasma częstotliwości sygnałów wejściowych od 0 do 100 Hz.

Wobec tak sformułowanych założeń projekt techniczny interfejsu (rys. 2.) obejmuje:

1. tor sterowania

- układ identyfikacji funkcji
- układ sterujący

2. tor sygnałowy

- przetwornik analogowo cyfrowy z wewnętrznym buforem danych
- układ próbkująco pamiętający
- wzmacniacz wstępny oraz filtry

3. zasilacz

4.3.1. Tor sterowania

Przyjęto, że sterowaniu z komputera będą podlegały tylko trzy najczęściej używane funkcje: **START**, **MONITOR** i **STOP**.

- funkcja **START** powoduje uruchomienie układu elektrycznego elektronystagmografu tj. całego toru sygnałowego oraz silnika odpowiedzialnego za przesuw papieru pod pisakiem.
- funkcja **MONITOR** działa podobnie do funkcji **START**, z tym że silnik jest wyłączony, wskutek czego papier nie prze suwa się. Funkcja ta używana jest najczęściej do kalibrowania toru sygnałowego, ale ponieważ tor ten działa identycznie jak w funkcji **START**, więc przy współpracy z komputerem funkcja **MONITOR** może być używana podczas ba dań, dla których z jakichś względów zostaje podjęta de cyzja o nieprzydatności dokumentacji w formie taśmy pa pierowej.
- funkcja **STOP** wyłącza tor sygnałowy i silnik elektryczny stagmografu.

W rozwiązaniu fabrycznym elektronystagmografu funkcje **START**, **MONITOR** i **STOP** są przełączane przełącznikami klawiszowymi typu 'isostat'. Do ich zastąpienia doskonale nadają się przekaźniki typu MT6m16-12. W obwodzie sterowania tymi przekaźnikami decydującą rolę pełni przełącznik **STEROWANIE AUTOMATYCZNE /**

RECZNE. W przypadku współpracy z komputerem włączy on w obwód sterowania przekaźniki kontaktronowe znajdujące się na płycie interfejsu, co umożliwi sterowanie elektronystagmografem z komputera (z wykorzystaniem napisanego programu lub przy użyciu jego klawiatury). Natomiast w przypadku rezygnacji z komputera, w obwód sterowania zostaną włączone przełączniki 'isostat', co umożliwi ręczne sterowanie elektronystagmografem. Przełącznik **STEROWANIE AUTOMATYCZNE / RECZNE** znajduje się na płycie czołowej elektronystagmografu.

Oddzielnym zagadnieniem jest sposób sterowania tymi przekaźnikami z komputera, zwłaszcza wobec faktu, że wszystkie linie danych zostały zdefiniowane: PB - jako równoległe wejście danych, PA/2 - jako wyjście uaktywniające odczyt danych z bufora przetwornika analogowo-cyfrowego. "ŻĄDANIE DANYCH" jest jedyną linią przekazującą informacje w kierunku od komputera do interfejsu. Rozwiązaniem najprostszym spośród skutecznych okazało się wprowadzenie różnych, odpowiadających funkcjom, częstotliwości impulsów przesyłanych linią " ŻĄDANIE DANYCH":

- funkcja **STOP** brak impulsów "ŻĄDANIE DANYCH" (są one wówczas zbędne),
- funkcja **START** impulsy "ŻĄDANIE DANYCH" o częstotliwości 200 Hz,
- funkcja **MONITOR** impulsy "ŻĄDANIE DANYCH" o częstotliwości 400 Hz

Od strony programowej rozwiązanie takie wymaga odpowiedniego dobrania czasów wyczekiwania pomiędzy kolejnymi impulsami "ŻĄDANIE DANYCH", w zależności od funkcji, natomiast od strony sprzętowej wymagany jest układ rozróżniający częstotliwość. Układem takim jest układ identyfikacji funkcji, zrealizowany w oparciu o dwa przerzutniki monostabilne zawarte w jednym układzie scalonym U5 typu 74LS123 o odpowiednio dobranych stałych czasowych [7], który w zależności od częstotliwości sygnału "ŻĄDANIE DANYCH" uruchamia odpowiednie przekaźniki kontaktronowe (funkcje **STOP** i **START**) oraz sygnalizuje zidentyfikowaną funkcję (**START** lub **MONITOR**) za pomocą diod elektroluminescencyjnych.

4.3.1.1. Opis układu sterującego

Zadaniem układu sterującego jest wytworzenie w oparciu o sygnał impulsy "ŻĄDANIE DANYCH" trzech sygnałów sterujących o odpowiednim czasie trwania i odpowiedniej wzajemnej zależności czasowej:

- sygnału sterującego układ identyfikacji funkcji
- sygnału sterującego układ próbkująco-pamiętający
- sygnału sterującego przetwornik analogowo-cyfrowy

Układ został zrealizowany w oparciu o dwa przerzutniki monostabilne zawarte w układzie scalonym 74LS123 o odpowiednio dobranych stałych czasowych [7]. Pierwszy z nich odbiera sygnał z komputera i na jego podstawie generuje impuls o czasie trwania 300 μ s. Impuls dodatni z wyjścia steruje układem identyfikacji funkcji, natomiast impuls ujemny steruje układem próbkująco-pamiętającym oraz wyzwaniem drugiego przerzutnika. Drugi z przerzutników generuje impuls o czasie trwania 250 μ s. Impuls dodatni z wyjścia steruje blokowaniem bufora przetwornika A/C. Przetwornik wystawia dane po otrzymaniu zbocza opadającego na wejście RD, czyli po zakończeniu impulsu generowanego w układzie przerzutnika. Wprowadzono w ten sposób opóźnienie pomiędzy rozpoczęciem pamiętania w układzie próbkująco-pamiętającym, a odczytem danych wystarczające na dwukrotne dokonanie konwersji.

4.3.2. Tor sygnałowy

Sygnał elektronystagmograficzny jest sygnałem wolnozmiennym (częstotliwość podstawowa $0,3 \div 3$ Hz) jednakże bardzo bogatym w harmoniczne. Częstym zjawiskiem są w nim szybko narastające zbocza, co więcej one właśnie są przedmiotem analizy. Wymaga to takiego dobrania parametrów przetwarzania, aby żadne zawarte w sygnale istotne informacje nie zostały utracone. Z tego względu jako częstotliwość próbkowania została przyjęta wartość 200 Hz. W celu eliminacji zakłóceń w postaci wyższych harmonicznych zastosowany został filtr dolnoprzepustowy o częstotliwości granicznej 70 Hz. Tak przyjęte wartości gwarantują wierne odtworzenie sygnału wraz z harmonicznymi wyższych rzędów, gdyż maksymalna szybkość narastania sygnału wynosi ok. 1 V/ms. Od dołu częstotliwość sygnału elektronystagmograficznego jest praktycznie nieograniczona, co wymaga takiego zaprojektowania układu aby przenosił składową stałą. W związku z faktem użycia przez producenta w torze sygnałowym elektronystagmografu wzmacniaczy operacyjnych SFM 709 należy przypuszczać że szумы układu są dość znaczne - tak, że zastosowanie przetwornika A/C dokładniejszego niż 8-bitowy wydaje się niecelowe. Przetwornik 8-bitowy gwarantuje dokładność 0,4 % co odpowiada dynamice sygnału 48 dB. Na stosowanej dotychczas taśmie papierowej 1 LSB odpowiada 0,19 mm. Według opinii lekarzy - przyszłych użytkowników - jest to dokładność wystarczająca.

4.3.2.1. Przetwornik analogowo cyfrowy

Przetwornikiem A/C spełniającym narzucone przez sygnał warunki jest układ ADC 0804 produkowany przez firmę INTERSIL. Opis ogólny tego układu [9] informuje, że jest to 8-bitowy przetwornik A/C działający na zasadzie kolejnych przybliżeń. Może on być podłączany bezpośrednio do magistral systemów MCS-80/85 oraz MCS48 dzięki zastosowaniu wewnętrznych buforów trójstanowych. Posiada symetryczne wejście

różnicowe (odwracające i nieodwracające) z możliwością dowolnego wyboru pełnego zakresu przetwarzania. Układ wymaga dołączenia zewnętrznego źródła napięcia odniesienia o wartości równej połowie zakresu przetwarzania. Do dalszych zalet układu należą:

- czas konwersji poniżej 100 μ s
- możliwość pracy ciągłej samowyzwalanej
- poziomy wejściowe i wyjściowe zgodne ze standardem TTL
- generator taktujący zawarty w układzie scalonym
- zasilanie pojedynczym napięciem +5 V

Układ scalony ADC 0804 jest wytwarzany w technologii CMOS w 20-końcówkowej obudowie dwurzędowej.

Oczywiście, podobnych przetworników można by było zaproponować wiele, ale wskazany układ zadawalająco spełniał swoje zadanie i dlatego został bez dalszych dyskusji zaakceptowany do wbudowania w omawiany podzespół. W oparciu o schemat aplikacyjny zaproponowany przez producenta zaprojektowany został układ (podzespół) przetwornika z użyciem układu scalonego ADC 0804. Przetwornik pracuje w zalecanym przez producenta trybie samoczynnego wyzwalania (free running mode). Aby uchronić układ przed uszkodzeniem w wypadku przesterowania napięciem wejściowym zostały dodane dwie diody połączone równolegle: dioda Zenera o napięciu 5,1 V oraz dioda germanowa, które zwierają sygnał wejściowy do masy, jeżeli jego wartość leży poza zakresem $-0,3 \text{ V} \div 5,1 \text{ V}$.

Ponieważ napięcie zasilające przetwornik nie spełnia wymagań stabilności, powstał problem wyboru źródła napięcia odniesienia dla przetwornika o wartości 2,5 V, dokładności rzędu $\pm 0,003 \text{ V}$ i odpowiednich parametrach stabilności temperaturowej. W wyniku odrębnych badań polegających na laboratoryjnym teście czterech układów stabilizatorów wykorzystujących różne zjawiska w celu kompensacji temperaturowej wybrano układ złożony z diody Zenera o napięciu 5,6 V z dzielnikiem rezystorowym i wtórnikiem wykorzystujący fakt, że dla diod Zenera o tym napięciu termiczny współczynnik stabilizacji jest bliski zera.

Przy odpowiednim doborze elementów, stabilność temperaturowa tak zaprojektowanego źródła napięcia jest o rząd wielkości wyższa niż stabilność typowego stabilizatora wzorcowego (porównywano z układem MAB-01).

4.3.2.2. Układ próbkująco pamiętający

Kwestią wymagającą rozstrzygnięcia na wstępie jest czy układ próbkująco pamiętający (sample hold) jest w opisywanym przypadku w ogóle potrzebny. Należy tu wziąć pod uwagę parametry sygnału (częstotliwość maksymalna 63 Hz) oraz szybkość działania przetwornika (czas konwersji poniżej 100 μ s).

Na podstawie maksymalnej częstotliwości została obliczona maksymalna szybkość narastania zbocza sygnału V_n . Przyjęto przy tym sygnał sinusoidalny o maksymalnej dopuszczalnej wartości międzyszczytowej odpowiadającej zmianie sygnału cyfrowego o 256 LSB.

$$V_n = 256 \cdot \pi \cdot f$$

Po podstawieniu $f = 63$ Hz wartość maksymalnej szybkości narastania zbocza wynosi:

$$V_n = 50,667 \text{ LSB/ms}$$

Innymi słowy oznacza to, że w czasie konwersji trwającej 100 μ s sygnał analogowy o maksymalnej szybkości narastania zmieni się o wartość odpowiadającą zmianie sygnału cyfrowego o ponad 5 LSB. Wartość ta jest na tyle duża, że pominięcie układu próbkującego pamiętającego mogłoby prowadzić do znacznego zmniejszenia dokładności przetwarzania.

Zastosowany został układ próbkująco pamiętający o zwiększonej dokładności [6]. Sam proces próbkowania za pomocą przełącznika jest typowy, podobnie jak typowe jest rozwiązanie zakładające podtrzymanie sygnału na kondensatorze pamięciowym. Jedynym elementem godnym uwagi jest tu sposób zwiększenia dokładności działania układu, co jest realizowane za pomocą sprzężenia zwrotnego obejmującego przełącznik i obydwa stopnie wzmacnienia. W czasie gdy przełącznik jest otwarty sprzężenie zamykają dwie przeciwstawnie włączone diody.

4.3.2.3. Wzmacniacz wejściowy

Wzmacniacz wejściowy został zaprojektowany jako odwracający fazę z użyciem wzmacniacza operacyjnego. W pętli sprzężenia zwrotnego zastosowano filtr dolnoprzepustowy o częstotliwości granicznej 70 Hz – (antialiasing), oraz układ regulacji składowej stałej [6].

W czasie uruchamiania systemu okazało się, że zakłócenia sieciowe (mimo, że niewidoczne na wykresie) skutecznie paraliżują działanie programu wyszukiwania ekstremów (opisanego w oddzielnej pracy [15]). Wśród zastosowanych środków zapobiegawczych, tak sprzętowych jak i programowych, jedynym skutecznym okazało się włączenie w tor sygnałowy rejestratora filtru wąskopasmowo zaporowego typu "podwójne T" nastrojonego na częstotliwość 49,7 Hz. (konieczne tłumienie rzędu 35 ÷ 40 dB).

4.3.3. Zasilanie

Napięcia zasilające ± 15 V zostały doprowadzone z zasilacza rejestratora i zablokowane na płycie interfejsu do masy parą kondensatorów elektrolitycznych i poliestrowych. Zmniejsza to wpływ zakłóceń impulsowych, których źródłem jest układ próbkujący pamiętający, na wstępne stopnie wzmacniacza rejestratora. Napięcie + 5 V uzyskano z napięcia ± 15 V za pomocą stabilizatora szeregowego, a następnie zablokowano do masy parą kondensatorów: elektrolitycznym i poliestrowym. Jest to rozwiązanie optymalne wobec niewielkiego poboru prądu przez układy TTL-LS oraz układ przetwornika.

5. PODSUMOWANIE

Opisane urządzenie jest przykładem realizacji idei przetwarzania sygnału biopotencjałów na postać cyfrową w celu przeprowadzenia analizy za pomocą komputera. Jakkolwiek w technice pomiarowej dość powszechne jest przetwarzanie sygnałów analogowych na postać cyfrową, to jednak niewielka popularność podobnych do opisanego komputerowych systemów wspomagających badania świadczy o skali trudności wynikającej ze specyficznych wymagań związanych z konkretnym zastosowaniem. W przeciwieństwie do pomiarów wielkości fizycznych występujących w urządzeniach technicznych, przy rejestracji czasowych przebiegów biopotencjałów możliwe jest jedynie przybliżone określenie spodziewanej postaci sygnału. Dodatkowo, wobec założenia maksymalnego uproszczenia obsługi systemu, co nie pozostaje bez wpływu na wiarygodność wyników badań, konieczne okazało się wprowadzenie układów sterujących nie związanych bezpośrednio z przetwarzaniem sygnału. Wobec powyższego w układzie interfejsu typowy przetwornik analogowo-cyfrowy został uzupełniony przez wspomagające go układy mające zapewnić z jednej strony maksymalną wierność przetwarzania sygnału, z drugiej strony - umożliwiające programowe sterowanie pracą rejestratora.

Odrębnym zagadnieniem w powyższym aspekcie jest właściwe zaprojektowanie układu interfejsu uwzględniające minimalizację wpływów zakłóceń zewnętrznych, oraz pochodzących z zasilacza, a także wzajemnych wpływów i sprzężeń układów analogowych i cyfrowych. W opisywanym urządzeniu rozwiązanie powyższego zagadnienia osiągnięto poprzez:

- odpowiednie rozmieszczenie poszczególnych podzespołów na płycie drukowanej
- właściwe prowadzenie przewodów masy
- ekranowanie przewodów prowadzących sygnały analogowe i cyfrowe
- blokowanie przewodów zasilających do masy kondensatorami

Uziemienie ochronne, wspólne dla wszystkich urządzeń wchodzących w skład systemu komputerowego, podłączone jest do wzmacniacza wstępnego w rejestratorze.

Wymienione wnioski, chociaż wynikają z doświadczeń autora zgromadzonych przy projektowaniu konkretnego systemu, pozostają aktualne również w odniesieniu do wielu innych cyfrowych systemów wspomagających analizę biopotencjałów.

Odrębnym, zasługującym na szczegółową analizę, składnikiem systemu komputerowego jest obsługujące go oprogramowanie. Przy jego konstruowaniu należało uwzględnić opisane wyżej założenia dotyczące sposobu transmisji danych do komputera oraz sterowania rejestratorem za pomocą programu. Opis oprogramowania jest jednak przedmiotem odrębnej publikacji [15].

Liczne, podejmowane pod koniec lat 80 tych, próby zastosowania systemu mikrokomputerowego do wspomagania analizy sygnału elektronystagmograficznego wskazują na szerokie zainteresowanie problemem. W środowisku lekarzy otolaryngologów, poza dwoma opisami projektów, których realizację - jak można przypuszczać - zarzucono [10], [11], nie jest znany przykład podobnego systemu, mającego stałe zastosowanie kliniczne.

6. BIBLIOGRAFIA

1. G. Janczewski, S. Bień "Metoda badań narządu przedsionkowego" GIG Katowice
2. G. Janczewski, A. Kraska "Badnia elektronystagmograficzne zespołu uszkodzenia ośrodkowej części narządu przedsionkowego" AM Warszawa 1979
3. B. Latkowski "Zawroty głowy" PZWL Warszawa 1976
4. B. Latkowski "Podstawy elektronystagmografii" Warszawa 1976, str. 33 77
5. K. H. Blooker, J. L. Pulec, "Computer analysis of elektro nystagmography records" Act Otolaryngology, 1970, 17, 563
6. M. Nadachowski, Z. Kulka "Analogowe układy scalone" WKŁ Warszawa 1985.
7. J. Pieńkoś, J. Turczyński "Układy scalone TTL w systemach cyfrowych" WKŁ Warszawa 1986.
8. "Commodore C-64 User Guide"
9. *INTERSIL* katalog firmowy 1988.
10. K. Frączkowski, L. Pośpiech, "Komputerowy system wspomagania diagnostyki elektronystagmograficznej" [w:] Materiały XIV Sympozjum Sekcji Cybernetyki PTI, Bydgoszcz 1986
11. S. Iwankiewicz i inni "Metody badań i stanowisko diagnostyczne narządu równowagi wspomagane komputerem" Sprawozdanie z prac w ramach CPBR 11.9 AM Wrocław 11.9

12. M. Cheng, R. Gannon i wsp. "*Frequency content of nystagmus*" *Aerosp. Med.* April 1973, s. 384
13. G. Matz, J. Wolfe i wsp. "*Computer analysis and clinical evaluation of postcaloric nystagmus*" *Aerosp. Med.*, Febr 1970 172 174.
14. A. Troelstra, C. A. Carcia, "*Computer automated measurement of eye movement parameters with application of electrooculo graphy and nystagmus movement*" *Computer Program in Biomedecine* 1974, 3, 231
15. P. Augustyniak, "*Oprogramowanie systemu komputerowej analizy nystagmogramów*" - w przygotowaniu

RECENZENT

Prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz