

Piotr Augustyniak*

OPROGRAMOWANIE SYSTEMU KOMPUTEROWEJ ANALIZY NYSTAGMOGRAMÓW

1. WSTĘP

Tematem publikacji jest oprogramowanie obsługujące system komputerowej analizy elektronystagmogramów. System ten został zaprojektowany wykonany i uruchomiony przy współpracy Zakładu Biocybernetyki Akademii Górniczo Hutniczej i Szpitala Zespólnego im. G. Narutowicza w Krakowie. W skład systemu wchodzi:

- mikrokomputer Commodore C-64 stacja dysków drukarka i monitor
- rejestrator elektronystagmograficzny typu AM-15
- interfejs przetwarzający zamontowany w obudowie rejestratora
- oprogramowanie obsługujące system

Bezpośrednim celem skonstruowania opisywanego systemu mikrokomputerowego do automatycznej analizy sygnału elektronystagmograficznego było przekazanie mu bardzo czasochłonnych czynności związanych z badaniami pacjentów. Badania te mają charakter czynności rutynowych nie wymagających doświadczenia lekarskiego a polegających na pomiarze parametrów sygnału i wykonywaniu obliczeń statystycznych co upoważnia przypuszczenie że można je powierzyć maszynie cyfrowej. Dzięki zastosowaniu zbudowanego automatycznego systemu 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. Opis układów elektronicznych

* Katedra Automatyki AGH

zbudowanych przez autora w celu uruchomienia wspomnianego systemu przedstawiono we wcześniejszej pracy [1]. Niżej podane będą głównie informacje na temat oprogramowania tego systemu.

2. PODSTAWOWE INFORMACJE NA TEMAT ZADAŃ ZBUDOWANEGO SYSTEMU

Elektronystagmografia jest techniką rejestracji i interpretacji potencjału czynnościowego reprezentującego ruchy gałki ocznej niezwiązane z procesem śledzenia wzrokowego (tzw. oczopląs). Wykorzystuje ona fakt istnienia niewielkiej stałej w czasie różnicy potencjałów pomiędzy powierzchnią rogówki a dnem oka dzięki której oko ma cechy dipola elektrycznego.

Do zastosowań elektronystagmografii należy tzw. próba cieplna Hallpilce'a uważana za jedno z najlepszych kryteriów oceny narządu równowagi oraz pozwalająca określić jako źródło jego niesprawności obwodową lub ośrodkową część przedsionka. Polega ona na podrażnieniu układu równowagi określonymi bodźcami i rejestracji a następnie analizie jego odpowiedzi. Powszechnie 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 ÷ 80 s później. W badaniach klinicznych dla których przeznaczono opisane w artykule oprogramowanie 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 błędników oraz DP (directional preponderance) określający przewagę kierunkową.

$$CP = \frac{(U_{zl} + U_{cl}) - (U_{zp} + U_{cp})}{U_{zl} + U_{cl} + U_{zp} + U_{cp}} \cdot 100\% \quad (1)$$

$$DP = \frac{(U_{zl} + U_{cp}) - (U_{zp} + U_{cl})}{U_{zl} + U_{cl} + U_{zp} + U_{cp}} \cdot 100\% \quad (2)$$

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 $DP \pm 28 \%$

Zwraca uwagę fakt że analiza oczopląsu podczas próby ciepłej Hallpilce'a polega wyłącznie na obróbce statystycznej wprowadzonych danych co szczególnie predystynuje ją do przeprowadzenia za pomocą komputera oraz pozwala spodziewać się znacznych wynikających z tego korzyści.

W opisywanym systemie sygnał ENG jest pobierany z krawędzi oczodołów za pomocą elektrod a następnie po wzmocnieniu odseparowaniu od zakłóceń i przetworzeniu na postać cyfrową jest dostępny na porcie równoległym (USER PORT) komputera. Opis rozwiązań sprzętowych zastosowanych w systemie jest tematem odrębnych publikacji [1][2] tam też znajduje się dokładny opis istoty badania elektronystagmograficznego przy którego wspomaganium system znalazł zastosowanie.

3. OGÓLNA STRUKTURA PROGRAMU

Program komputerowy nadzorujący pracę systemu został napisany w języku COMMODORE BASIC V 2.0 oraz częściowo w języku maszynowym mikroprocesora ROCKWELL 6502. Przy pisaniu programu szczególny nacisk położony został na jego elastyczność i łatwość obsługi stąd kosztem powiększenia objętości programu rozbudowany został system menu komunikatów sterujących i zabezpieczeń przed przypadkowymi błędami obsługi. Z funkcjonalnego punktu widzenia program składa się z czterech części:

1. część sterująco-graficzna mająca za zadanie komunikowanie użytkownika z komputerem wprowadzanie danych dotyczących pacjenta wyprowadzanie komunikatów i wyników obliczeń sterowanie przebiegiem programu odmierzanie czasu i dźwiękowa sygnalizacja jego upływu sterowanie elektronystagmografem wprowadzanie do pamięci i wstępną selekcję wartości odczytanych z przetwornika analogowocyfrowego oraz wizualizację procesu kalibracji
2. część filtrująca której zadaniem jest analiza zapisanych w pamięci danych pomiarowych pod kątem wybrania właściwego sygnału ENG a odrzucenia zakłóceń; dokonuje się to poprzez szereg porównań tych danych z kryteriami granicznymi które zostały opracowane przez lekarzy i zawarte w oddzielnym bloku programowym
3. część analizy statystycznej mająca za zadanie obliczanie wymaganych parametrów oczopląsu na podstawie tych danych z pamięci które zostały uprzednio (w części 2.) uznane za sygnał ENG
4. część kontrolna umożliwiająca wybór metody poszukiwania ekstremów lokalnych wydruk aktualnie obowiązujących kryteriów granicznych oraz raportu z ich oddziaływania na analizowany sygnał.

4. PRZEBIEG PRACY PROGRAMU

4.1. Część sterująco graficzna

Część pierwsza pracy programu to organizacja przebiegu badania. Standardowo po wprowadzeniu danych personalnych pacjenta następuje kalibracja wzmacniacza rejestratora. W tym czasie na ekranie monitora wyświetlane są znaki graficzne których odstęp proporcjonalny do amplitudy sygnału powinien mieścić się pomiędzy wykreślonymi stałymi liniami. Powyższe czynności wykonywane są jednokrotnie dla danego pacjenta. Następnie następuje czterokrotne wywołanie procedury "PRÓBA KALORYCZNA" z parametrami zależnymi od numeru próby (pozycja "MENU"). Na zakończenie następuje podstawienie wartości prędkości kątowych obliczonych w poszczególnych próbach do wzoru Jongkeesa pytania systemu o chęć użycia i gotowość drukarki oraz wydruk (ew.

wyświetlenie) wprowadzonych na wstępie danych pacjenta wraz z wynikami badania (współczynniki CP i DP) i związłym komentarzem.

A.1. Algorytm organizacji przebiegu badania:

program ENG;

var

Rodzaj_Próby : (CIEPŁA_PRAWA {ciepła woda prawe ucho itd...}
CIEPŁA_LEWE,
ZIMNA_PRAWA,
ZIMNA_LEWE,
KONIEC_BADAŃ);

begin

Start; {przygotowanie programu do pracy wprowadzenie bieżącej daty}

Wczytaj; {wprowadzenie danych pacjenta (imię nazwisko i wiek)}

Rodzaj_Pracy; {wprowadzenie decyzji o równoległym zapisie na taśmie papierowej oraz decyzji o kontroli wykonywania programu}

Kalibracja; {wyświetlenie dwóch linii odniesienia i punktów odpowiadających minimum i maksimum sygnału wejściowego}

repeat

Wybór[Rodzaj_Próby];

if Badanie_Już_Wykonane[Rodzaj_Próby] **then**

begin

Ostrzeżenie[1]; {'badanie było już wykonywane'}

Obsługa_Decyzji[1] {powtórzenie inne_badanie}

end;

Próba_Kaloryczna[Rodzaj_Próby]; {opisana dalej}

until Wybór[Rodzaj_Próby] = KONIEC_BADAŃ;

if not Wykonano_Wszystkie_Badania **then**

begin

Ostrzeżenie[2]; {'nie wykonano wszystkich badań'}

Obsługa_Decyzji[2] {zakończenie powrót_do_menu}

end;

Oblicz_Wynik; {podstawienie wyników poszczególnych prób do wzoru Jonkeesa}

if Wydruk_Na_Drukarce **then** Drukuj_Wynik

else Wyświetl_Wynik;

if Następny_Pacjent **then goto** Wczytaj

else halt

end.

Należy jeszcze raz zaznaczyć że konstruowaniu części sterującej programu przyświecała nadrzędna idea maksymalnego uproszczenia obsługi. Mając na uwadze fakt że

system będzie obsługiwany przez ludzi nie mających do czynienia z informatyką których uwaga jest skupiona nie na systemie ale na badanym właśnie pacjencie (i tak powinno być!) zastosowano liczne środki ochraniające obrabiane dane przed przypadkową utratą oraz ułatwiające wydawanie poleceń.

W tym celu system został maksymalnie zautomatyzowany w zakresie typowych rutynowo wykonywanych czynności. Kolejne czynności które powinny być wykonane podczas przeprowadzanych badań są podpowiadane (sugerowane) przez komputer za pomocą podświetleń w MENU GŁÓWNYM oraz na poziomie decyzyjnym (procedury **Obsługa_Decyzji[1..3]**). Równocześnie system musi być otwarty na przyjmowanie i obsługę podejmowanych przez lekarza decyzji odnośnie innej niż standardowa sekwencji czynności jeśli tego wymaga aktualnie prowadzona procedura badawcza. Gdyby jednak decyzje te miały doprowadzić do pozbawienia istotności wyników końcowych (np. zaniechanie wykonania jednej próby kalorycznej) - system zaakceptuje je dopiero po dodatkowym potwierdzeniu.

Znacznie rozbudowany jest także blok reakcji systemu na sytuacje nieoczekiwane np. brak sygnału w porcie wejściowym lub brak reakcji oczopląsu. Za każdym razem system sugeruje lekarzowi kolejność dalszego postępowania przedstawiając jednocześnie wszystkie pozostałe możliwości (MENU) i dając mu wyłączność wyboru. Część ta jest jedyną gdzie system wymaga obsługi przez użytkownika wszystkie dalej opisane bloki są wykonywane automatycznie.

A.2. Algorytm procedury Próba_Kaloryczna:

procedure Próba_Kaloryczna[Rodzaj_Próby];

begin

Odmierz_Czas; {narysowanie i wypełnianie osi czasu, na początku i po 30s -
sygnał dźwiękowy, po 60 s - koniec}

Wczytaj_Próbki; {program napisany w assemblerze μ P 6502:

- odczyt portu PB i zapis wartości do pamięci
- inkrementacja adresu pamięci
- oczekiwanie (ca. 5 ms) przerwane wysłaniem jednego lub dwóch impulsów na port PA/2
- powtarzanie powyższych czynności dopóki liczba próbek jest mniejsza od 6000}

Znajdź_Ekstrema; {poszukiwanie ekstremów lokalnych funkcji dyskretnej utworzonej z zebranych próbek}

if Rodzaj_Próby **in** (CIEPŁA_LEWE ZIMNA_PRAWA) **then**

begin

Odwróć_Wykres {symetria osiowa wykresu względem linii
środkowej wszystkie dalsze obliczenia są niezależne
od rodzaju próby (kierunku oczopląsu)}

end;

```

Analiza_Wykresu; {rozpoznawanie sygnału ENG za pomocą filtrów
                  parametrycznych}
if Ilość_Zboczy < Ilość_Minimalna then
  if Zmiana_Możliwa then
    begin
      Zmień_Parametry_Filtrów;
      goto Analiza_Wykresu;
    end;
Analiza_Statystyczna {odrzućenie wartości skrajnych}
if Ilość_Zboczy < Ilość_Minimalna then
  begin
    Ostrzeżenie[3]; {'przyjęto tylko Ilość_Zboczy zboczy'}
    Obsługa_Decyzji[3] {powtórzenie badania akceptacja}
  end;
end;

```

Procedura **Próba_Kaloryczna** jest stałą sekwencją czynności przeprowadzanych przy wykonywaniu każdej próby kalorycznej. Rozpoczyna się ona od wprowadzenia danych po czym następuje rozpoznanie i analiza statystyczna sygnału elektronystagmograficznego czego wynikiem jest obliczenie wartości średnich i odchyłeń standardowych parametrów oczopląsu i przekazanie ich do programu wywołującego. Część filtrująca służąca do rozpoznania sygnału elektronystagmograficznego jest szczegółowo opisana w p. 4.2. a część analizy statystycznej - w p. 4.3. W szczególnym przypadku procedura **Próba_Kaloryczna** może wygenerować komunikat o braku lub wątpliwej wiarygodności sygnału elektronystagmograficznego.

Procedura wprowadzająca dane służy do odmierzenia sygnałem dźwiękowym czasu wlewania wody i oczekiwania a następnie włączenia rejestratora i przyjmowania danych przez USER PORT przez ustalony czas (30 s). Druga część tej procedury (**Wczytaj_Próbki**) napisana jest w języku maszynowym mikroprocesora 6502. Dane z portu równoległego odczytywane są co 5 ms a następnie kierowane do kolejnych komórek pamięci. Naprzemiennie z odczytem portu PB na linię PA/2 wyprowadzane są impulsy uaktywniające przetwornik analogowo-cyfrowy oraz układ sterujący wysuwem taśmy papierowej co może być przydatne do równoczesnej rejestracji elektronystagmogramu na papierze. Po zebraniu 6000 próbek co odpowiada 30 s następuje automatyczne wyłączenie rejestratora i przekazanie sterowania do części filtrującej.

4.2. Część filtrująca

Druga część programu składa się z podprogramu wyszukiwania ekstremów lokalnych (**Znajdź_Ekstrema**) i bloku filtrów parametrycznych (**Analiza_Wykresu**).

Początkowo zbiór 6000 próbek zebranych w pamięci podczas rejestracji przetwarzany jest na zbiór par $X(i) Y(i)$ gdzie $X(i)$ stanowi współrzędną amplitudową a $Y(i)$ współrzędną czasową itego ekstremum lokalnego. Metoda wyboru ekstremum lokalnego wśród kolejnych próbek była przedmiotem odrębnych badań. Spośród dwóch metod:

- metoda naprzemian definiowanego ekstremum
- metoda analizy zmian znaku pierwszej pochodnej

wybrano pierwszą jako bardziej wiarygodną. Druga z nich jest także dostępna ale tylko w trybie szczegółowej kontroli (część czwarta p. 4.4.).

A.3. Algorytm poszukiwania ekstremum lokalnego metodą naprzemian definiowanego ekstremum:

```
procedure Znajdź_Ekstrema; {metoda ekstremów definiowanych}
begin
  repeat
    begin
      repeat
        Pobierz_Punkt; {wczytanie wartości z pamięci}
      until Max; {sprawdzenie czy trzeci punkt z pięciu ostatnio
        wczytanych spełnia definicję maksimum lokalnego i
        czy nie jest zakłóceniem}
    end;
  begin
    repeat
      Pobierz_Punkt; {wczytanie wartości z pamięci}
    until Min; {sprawdzenie czy trzeci punkt z pięciu ostatnio
      wczytanych spełnia definicję minimum lokalnego i czy
      nie jest zakłóceniem}
    end;
  until Ostatni_Punkt;
end;
```

Zastosowanie na wstępie tego rodzaju przetwarzania pozwala na ograniczenie liczby danych podlegających dalszej obróbce do 100...150 par i jednocześnie aproksymuje przebieg sygnału elektronystagmograficznego linią łamaną. Faktycznie jest to przebieg typu piłokształtnego gdyż ekstrema minimum i maksimum następują naprzemian.

A.4. Algorytm poszukiwania ekstremum lokalnego metodą analizy zmian znaku pierwszej pochodnej:

```
procedure Znajdź_Ekstrema; {metoda pochodnej}
begin
  Zaczynij; {znajdź pierwsze maksimum lokalne z definicji}
  repeat
    Pobierz_Punkt; {wczytanie wartości z pamięci}
    Oblicz_Pochodną; {na podstawie pięciu ostatnich wartości}
    if Zmiana_Znaku then Zapamiętaj
    else if Poprzednio_Zmiana_Znaku then Kolejne_Ekstremum;
    Poprzednio_Zmiana_Znaku := Zapamiętaj;
  until Ostatni_Punkt;
end;
```

Proste zastosowane zależnie od rodzaju próby operacje jak inwersja i translacja (**Odwróć_Wykres**) pozwalają uzyskać przebieg niezależnie od rodzaju próby rozpoczynający się od minimum o fazie wolnej na zboczu narastającym. Przebieg ten jest poddawany testowaniu w zespole "filtrów parametrycznych". Filtry parametryczne zbudowane są z warunków logicznych porównujących trójkę punktów minmaxmin z kolejnymi kryteriami granicznymi w celu oddzielenia fragmentów "eng-podobnych" od podejrzanych o wpływ zakłóceń. Zestaw kryteriów granicznych został opracowany przy ścisłej współpracy programistów i lekarzy analizujących wykresy elektronystagmograficzne. W przypadku mniejszej od podanej jako krytyczna ilości przyjętych zbczy "filtrowanie" jest wznawiane przy obniżeniu niektórych kryteriów granicznych (**Zmień_Parametry_Filtrów**). Jeśli za drugim i trzecim razem ilość przyjętych zbczy jest nadal - pomimo obniżenia "wymagań" - zbyt mała to sytuacja taka jest traktowana jako wyjątkowa i wymaga interwencji obsługującego. Może ona w tym przypadku polegać na zaakceptowaniu małej ilości (nawet braku) zbczy lub na powtórzeniu próby.

Jako kryteria graniczne przyjmowane są:

- odległość minimów od dolnego zakresu przetwarzania
- odległość maksimów od górnego zakresu przetwarzania
- minimalna amplituda [maksymalna amplituda
- ilość szumów (drobnych wahnięć) na zboczach
- nieliniowość zbcza
- stosunek nachylenia zbcza "szybkiego" do "wolnego"
- ilość przyjętych zbczy

A.5. Algorytm programowych filtrów parametrycznych

```
procedure Analiza_Wykresu; {rozpoznawanie sygnału ENG za pomocą filtrów
                             parametrycznych}
begin
  repeat
    Wczytaj_Zbocze; {zbocze składa się z trzech punktów: Min Max Min}
    if Min_Poza_Zakresem then Zbocze := złe
    else if Max_Poza_Zakresem then Zbocze := złe
    else if Amplituda_Poza_Zakresem then Zbocze := złe
    else if Kąt_Poza_Zakresem then Zbocze := złe
    else if Nachylenie_Odwrotne then Zbocze := złe
    else if Szumy_Poza_Zakresem then Zbocze := złe
    else if Nieliniowość_Poza_Zakresem then Zbocze := złe
    else Zbocze := dobre;
    if Zbocze = dobre then
      begin
        Zapamiętaj_Zbocze;
        Zwiększ_Licznik_Zboczy;
      end;
  until Ostatni_Punkt;
end;
```

4.3. Część analizy statystycznej

Część trzecia to część obliczeń statystycznych. Obliczenia w tej części są prowadzone przy założeniu że dane reprezentują wyłącznie sygnał elektronystagmograficzny. Najpierw obliczane są wartości średnie i odchylenia standardowe takich wielkości jak:

- amplituda
- nachylenie (\equiv prędkość kątowna) fazy wolnej
- częstotliwość

a następnie po odrzuceniu zboczy o parametrach skrajnych wartości średnie i odchylenia standardowe są liczone powtórnie i traktowane jako wynik końcowy próby.

Na tym kończy się działanie części analizy statystycznej oraz całej procedury **Próba_Kaloryczna**. Wynik końcowy próby przekazywany jest do programu głównego (część sterująco graficzna p. 3.1.). Wartość średnia prędkości kątownej jest użyta do wzoru Jongkeesa natomiast wszystkie wartości wraz z odpowiadającymi im odchyleniami standardowymi umieszczane są na wydruku końcowym.

4.4. Część kontrolna

Część czwarta jest uaktywniana tylko na specjalne życzenie i została napisana z myślą o kontroli poprawności pracy programu analizującego i ewentualnie zmianie kryteriów granicznych. Umożliwia ona:

- zastosowanie algorytmu poszukiwania ekstremum lokalnego opartego na analizie zmian znaku pierwszej pochodnej
- wyświetlenie lub wydruk tabeli ekstremów lokalnych uzyskanych przez każdy z algorytmów
- wyświetlenie lub wydruk wartości aktualnie obowiązujących kryteriów granicznych oraz raportu z ich oddziaływania na analizowany sygnał (ilości zboczy odrzuconych na poszczególnych kryteriach) po każdym kroku rozpoznawania i analizy statystycznej sygnału elektronystagmograficznego.

Część ta nie jest przeznaczona do uruchamiania przez użytkownika a jedynie do przeprowadzania testów tak na etapie uruchamiania jak i użytkowania systemu. Za takim rozwiązaniem przemawiają następujące argumenty:

- jej podstawową wadą jest bardzo długi czas wykonania (w wersji skompilowanej programem BLITZ ok. 10 min.)
- ujawniane przez nią informacje (będące de facto wynikami pośrednimi) nie są przydatne w diagnostyce medycznej.

5. MODYFIKACJE SYSTEMU

Mikrokomputer Commodore6m1C64 jest 86m1bitowym mikrokomputerem domowym ogólnego użytku i jak zwykle w takich przypadkach bywa producent sugeruje wykorzystanie go raczej do zabaw niż do poważniejszych zastosowań. O zastosowaniu go do wspomagania 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 port komunikacji równoległej (USER PORT) pozwalający na podłączenie urządzenia zewnętrznego przesyłającego dane a także stacji dysków i drukarki bez pośrednictwa dodatkowych przystawek.

Powyższe ograniczenie sprzętowe nie pozostało bez wpływu na opisywane oprogramowanie. Zarówno wybór języka programowania (BASIC) jak i sposób przechowywania danych pośrednich (w postaci ekstremów lokalnych) były podyktowane niewielką ilością dostępnej pamięci (ok. 38kB) oraz wewnętrzną organizacją komputera. Przy projektowaniu wielopoziomowych pętli programowych istotnym kryterium stawał się

KRAKÓW DN. 8.01.1991

PI□□□□A WANDA

WIEK : 59 LAT

WYNIKI W POSZCZEGÓLNYCH BADANIACH

CIEPŁA PRAWA

PRZYJĘTO 56 ZBOCZY

T = 28 ST./SEK	DT = 23 %
W = 6 ST.	DW = 31 %
F = .44 SEK	DF = 19 %

CIEPŁA LEWE

PRZYJĘTO 10 ZBOCZY

T = 19 ST./SEK	DT = 52 %
W = 4 ST.	DW = 78 %
F = .61 SEK	DF = 65 %

ZIMNA PRAWA

PRZYJĘTO 22 ZBOCZY

T = 31 ST./SEK	DT = 49 %
W = 7 ST.	DW = 60 %
F = .48 SEK	DF = 36 %

ZIMNA LEWE

NIE WYSTĄPIŁA REAKCJA OCZOPLĄSU

T – SZYBKOŚĆ FAZY WOLNEJ

W – AMPLITUDA

F – CZAS TRWANIA FAZY WOLNEJ

DT, DW, DF – ROZRZUT PARAMETRÓW

** WYNIKI KOŃCOWE **

WSKAŹNIK SYMETRII BŁĘDNIKÓW

CP = -52 % OBNIŻENIE POBUDLIWOŚCI
BŁĘDNIKA LEWEGO

WSKAŹNIK PRZEWAGI KIERUNKOWEJ

DP = -29 % PRZEWAGA W LEWO

Rys. 1. Przykładowy wydruk wyników otrzymanych w wyniku automatycznej analizy próby cieplnej Hallpilce'a

czas obliczeń (procedura **Próba_Kaloryczna** w wersji skompilowanej programem BLITZ wymaga czasu - ok. 3 min.). Dodatkowym choć nieco subiektywnie odczuwanym utrudnieniem był niezbyt "przyjazny" język maszynowy μ P 6502 którego użycie zostało ograniczone do niezbędnego minimum. Opisywane rozwiązanie było prototypowe i choć z technicznego punktu widzenia nieoptymalne to jednak jedyne mieszczące się w ramach narzuconych podczas jego realizacji specyficznych ograniczeń. Docelowo znacznie właściwszym wydaje się zastosowanie sprzętu klasy IBM PCXT zwłaszcza że obecnie cena minimalnej jego konfiguracji jest podobna do ceny zestawu Commodore C-64 a przeniesienie i rozszerzenie oprogramowania na system oparty na komputerze PC było jednym z założeń od początku jego projektowania.

6. ZAKOŃCZENIE

Opisany system mikrokomputerowy funkcjonuje na Oddziale Otolaryngologii Krakowskiego Szpitala Zespolonego im. G. Narutowicza od roku. Z przeprowadzonych w tym czasie porównań wyników badań obliczanych przez komputer oraz metodą tradycyjną wynika że rozbieżności nie przekraczają kilkunastu procent.

Winą za ten stan rzeczy należy obarczyć przede wszystkim niedokładność metody tradycyjnej ale nie tylko.

Główne źródło błędów od strony technicznej stanowi fakt że trudno jest opisać sygnał (nawet tak prosty jak ENG) przy pomocy zależności matematycznych aby "nauczyć" komputer wybierania właściwego przebiegu spośród licznych zakłóceń. Lekarz czyni to wzrokowo w oparciu o swoje przez długie lata zdobywane doświadczenie. Metody automatyzacji tego procesu selekcji oraz techniki adaptacji programu do zmiennych potrzeb są przedmiotem dalszych prac autora a ich wyniki zostaną zapewne wkrótce opublikowane.

BIBLIOGRAFIA

1. Augustyniak P. "*Mikrokomputerowy system analizy elektronystagmogramów*" Elektrotechnika w druku.
2. Augustyniak P. "*System mikrokomputerowy do wspomagania badań elektronystagmograficznych*" Raport naukowy Instytutu Automatyki AGH nr 11/1992.
3. Baloh R. Kumley W. i wsp. "*Algorithm for analyses of saccadic eye movements using a digital computer*" Aviat Space and Envir. Med May 1976 523 527
4. Bochenek Z. "*Elektronystagmografia*" [w:] "*Otoneurologia kliniczna*" red. Z. Bochenek Warszawa 1977 169 181

5. Blooker K. H. Pulec J. L. "*Computer analysis of elektronystagmography records*" Act Otolaryngology 1970 17 563
6. Cheng M. Gannon R. i wsp. "*Frequency content of nystagmus*" Aerosp. Med. April 1973 s. 384
7. Frączkowski K. Pośpiech L. "*Komputerowy system wspomagania diagnostyki elektronystagmograficznej*" [w:] Materiały XIV Symposium Sekcji Cybernetyki PTI Bydgoszcz 1986
8. Frączkowski J. Pośpiech K. "*Możliwości wykorzystania techniki komputerowej w badaniach elektronystagmograficznych*" Biul. Techniczno Informatyczny MERA 1984 11/12 60.
9. Iwankiewicz St. i inni "*Metody badań i stanowisko diagnostyczne narządu równowagi wspomagane komputerem*" Sprawozdanie z prac w ramach CPBR 11.9 AM Wrocław 11.9
10. Janczewski G. Bień S. "*Metoda badań narządu przedsionkowego*" GIG Katowice 1979
11. Janczewski G. Kraska A. "*Badania elektronystagmograficzne zespołu uszkodzenia ośrodkowej części narządu przedsionkowego*" AM Warszawa 1979
12. Latkowski B. "*Podstawy elektronystagmografii*" Warszawa 1976 33 77
13. Latkowski B. "*Zawroty głowy*" PZWL Warszawa 1976
14. Matz G. Wolfe J. i wsp. "*Computer analysis and clinical evaluation of postcaloric nystagmus*" Aerosp. Med., Febr 1970 172 174.
15. Ohmi M. Howard I. P. Eveleigh B. "*Directional preponderance in human optokinetic nystagmus*" Exp. Brain Res. 1986 387 394
16. Pośpiech L. Frączkowski K. Iwankiewicz J. "*Computer analysis of parameters of induced nystagmus*" Biocybernetics and Biological Engineering
17. Troelstra A. Carcia C. A. "*Computer automated measurement of eye movement parameters with application of electrooculography and nystagmus movement*" Computer Program in Biomedecine 1974 3 231

RECENZENT:

prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz