

Leszek WOLIŃSKI, Stanisław PIETRASZEK, Ewaryst TKACZ

Instytut Elektroniki Politechniki Śląskiej

REJESTRACJA CZĘSTOŚCI RYTMU PRACY SERCA

Streszczenie. W artykule opisano przenośne urządzenie do rejestracji częstości rytmu pracy serca, wykorzystujące mikroprocesorowy system do zbierania danych, kontroli warunków rejestracji i transmisji zebranych danych do komputera klasy IBM PC.

A REGISTRATION OF HEART RATE

Summary. The paper presents portable register of heart rate, which uses microprocessor system to save data, to check conditions of registration and transmission of saved data to computer IBM PC.

DIE REGISTRIERUNG DER HERZTACTMAESSIGKEIT

Zusammenfassung. Im Aufsatz wurde uebertragbares Geraet zur Registrierung der Herztactmaessigkeit vorstellt, das benutzt den Mikroprocessorsystem für die Datensammlung, kontrolliert die Bedienungen der Registrierung und die Uebertragung der gesammelten Daten zu den IBM PC Klasse Computer.

1. Wstęp

Celem było skonstruowanie przenośnego, zasilanego bateryjnie urządzenia do pomiaru i rejestracji częstości pracy serca (Heart Rate - HR), znacznie tańszego i prostszego w budowie niż znane rejestratory holterowskie. W wielu przypadkach wystarczająca jest analiza zmian rytmu pracy serca (Heart Rate Variability - HRV) bez rejestracji morfologii przebiegu, jak to zapewniają systemy holterowskie, przez co urządzenie może być znacznie prostsze w budowie.

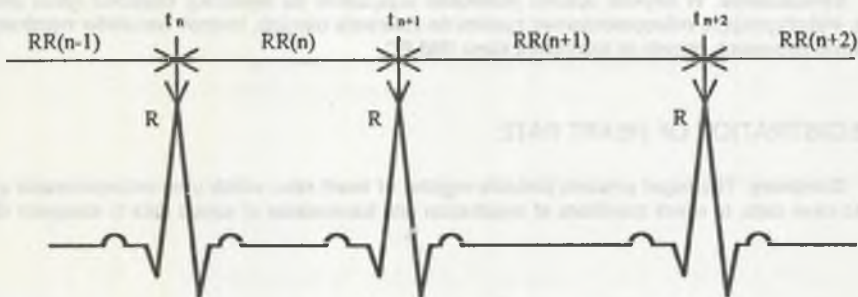
Z medycznego punktu widzenia pomiary HRV pozwalają na ocenę systemu nerwowego w układzie sercowo-naczyniowym. Analiza HRV jest wykorzystywana do

diagnozowania różnych stanów chorobowych (np. zagrożenia nagłą śmiercią sercową, Congestive Heart Failure, Sleep Apnea, Diabetic Autonomic Dysfunction, Cardiac Transplants) [1].

Chwilową częstość akcji serca obliczamy poprzez odległości pomiędzy kolejnymi zespołami QRS:

$$HR(n) = \frac{1}{RR(n)}, \quad (1)$$

gdzie $RR(n)$ jest określone jak na rysunku 1.



Rys.1. Definicja odległości $RR(n)$
Fig.1. Definition of $RR(n)$ interval

$$RR(n) = t_{n+1} - t_n, \quad n = 0, 1, \dots$$

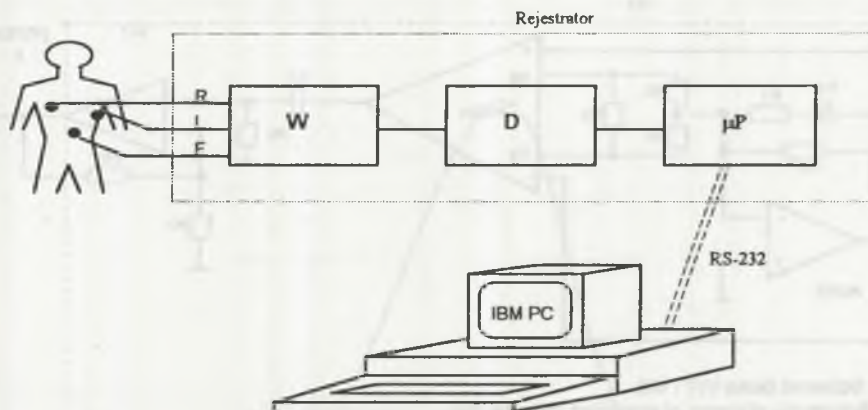
$RR(n)$ - n-ta odległość RR,

t_n, t_{n+1} - czas wystąpienia szczytu załamka R.

W pamięci urządzenia zapisane są kolejne wartości $RR(n)$.

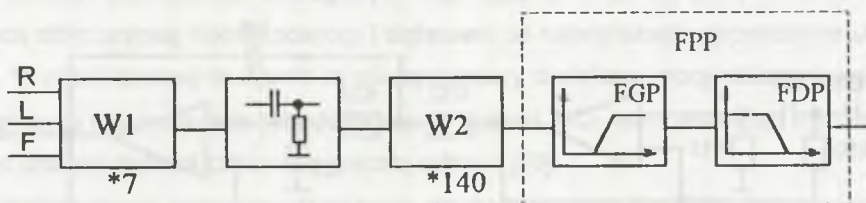
2. Opis urządzenia

Zasadę pracy systemu przedstawiono na rys.2, pokazując równocześnie rolę rejestratora.



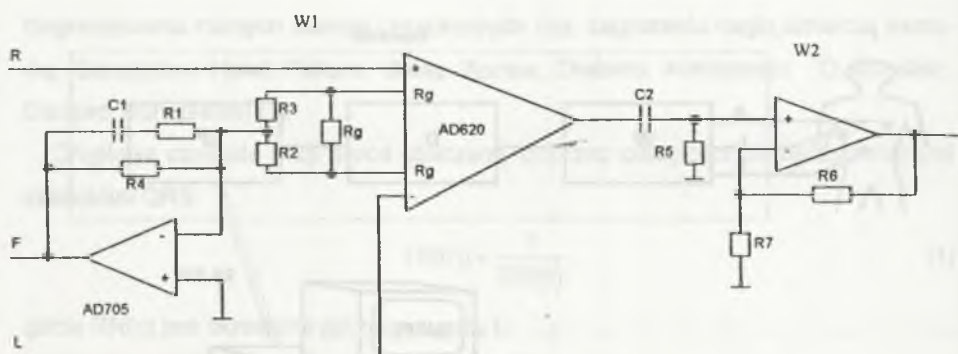
Rys.2. Struktura urządzenia
Fig.2. Unit system

W bloku oznaczonym literą W następuje wzmacnianie i filtracja sygnału EKG. Struktura tego wzmacniacza jest pokazana na rysunku 3.



Rys.3. Struktura wzmacniacza W
Fig.3. Blok diagram of amplifier W

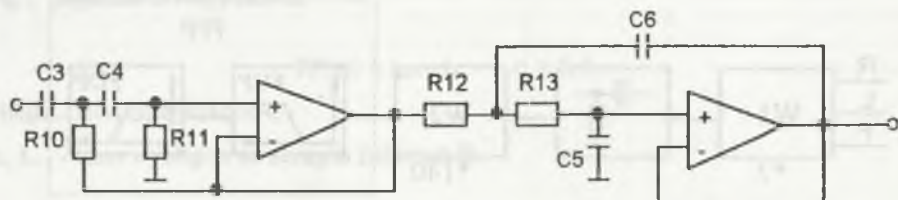
Urządzenie składa się ze wzmacniacza wstępnego o wzmacnieniu 7, zbudowanego na układzie AD620, który pozwala na wyodrębnienie składowej różnicowej sygnału i tłumienie składowej wspólnej powiększonej dodatkowo przez użycie układu aktywnej masy (AD705) [2]. Wzmacniacz W2 wraz z układem C2,R5 zapewniają odcięcie składowej stałej i dalsze wzmacnienie sygnału (140 razy) - rys. 4.



Rys.4. Schemat bloku W1 i W2

Fig.4. Schematic diagram of amplifiers W1 and W2

Formowanie charakterystyki częstotliwościowej układu odbywa się za pomocą kaskady filtrów dolno- i górnoprzepustowego drugiego rzędu o charakterystyce Butterwortha (rys.5). Dobranie dolnej i górnej częstotliwości granicznej - odpowiednio 5 i 20 Hz - pozwala na uzyskanie filtra pseudopodpasowanego (optymalnego) do typowego zespołu QRS [3], [9].



Rys.5. Schemat filtra pseudopodpasowanego

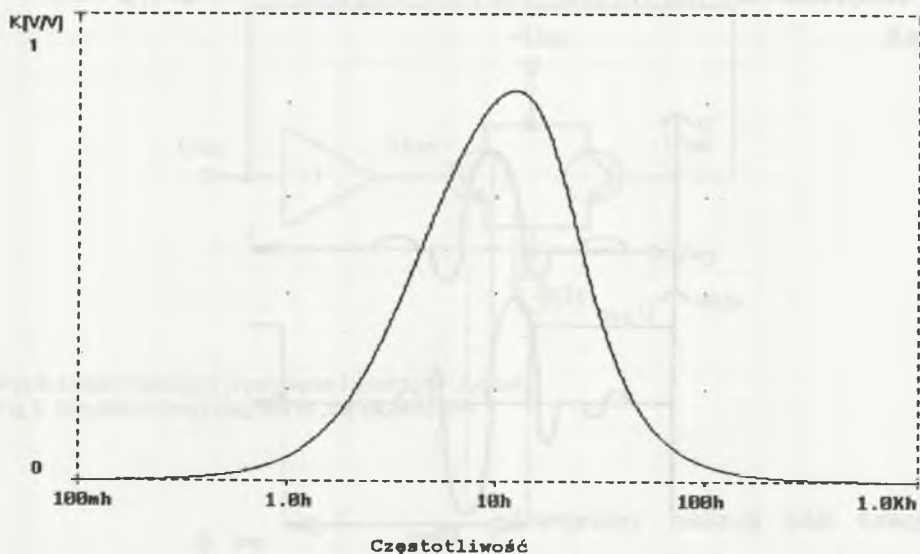
Fig.5. Circuit diagram of pseudo-matched filter

Charakterystykę częstotliwościową tak uzyskanego filtra przedstawia rysunek 6.

Częstotliwości graniczne dolna i górna wynoszą odpowiednio [4]:

$$f_d = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R_{10} \cdot R_{11} \cdot C_3 \cdot C_4}} = 5 \text{ Hz} \quad (2)$$

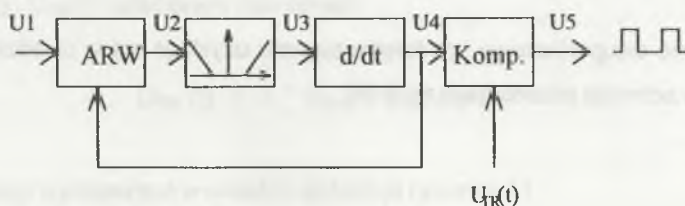
$$f_g = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R_{12} \cdot R_{13} \cdot C_5 \cdot C_6}} = 20 \text{ Hz} \quad (3)$$



Rys.6. Charakterystyka częstotliwościowa filtra pseudodopasowanego
 Fig.6. Frequency response of pseudo-matched filter

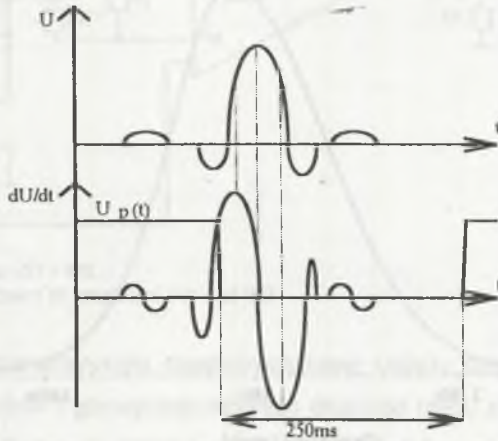
Po przejściu przez blok W sygnał jest podawany na układ detektora. Przedstawiony detektor jest układem analogowym. Rozwiązanie to zostało podyktowane małą mocą obliczeniową mikroprocesora i dążeniem do największego uproszczenia układu. W chwili obecnej dostępne są mikroprocesory o większej mocy obliczeniowej i o większych możliwościach (wbudowane przetworniki A/C), które pozwalają rozwiązywać problem detekcji całkowicie metodą cyfrową [10].

Podstawowym wymogiem stawianym detektorowi zespołów QRS jest powtarzalność detekcji (detekcja w tym samym punkcie - najlepiej szczyt załamka R). Schemat blokowy detektora przedstawia rys.7.



Rys.7. Schemat blokowy detektora zespołów QRS
 Fig.7. Blok diagram of QRS detector

Szczyt załamka R jest wykrywany poprzez analizę zróżnicowanego sygnału EKG - rys.8.



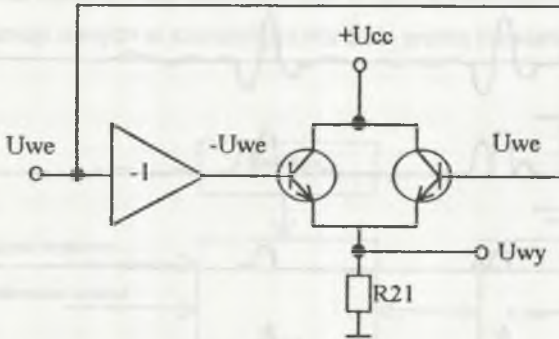
Rys.8. Zasada wykrywania załamka R
Fig.8. Rule of determination of R-wave

Wierzchołek załamka jest wykrywany poprzez detekcję pierwszego przejścia pochodnej przez zero. Sytuacja ta jest jednak wykrywana dopiero po osiągnięciu przez pochodną określonego poziomu $U_p(t)$, który zabezpiecza przed detekcją innych części przebiegu.

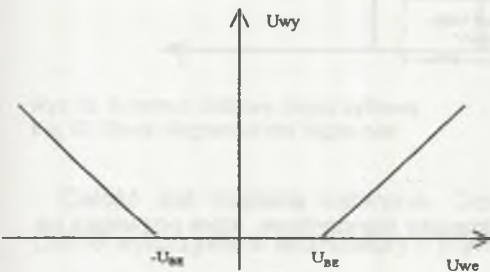
W celu zapewnienia optymalnych warunków pracy detektora amplituda sygnału ustalana jest na stałym poziomie za pomocą układu ARW. W układzie tym wykorzystano tranzystor unipolarny, który reguluje wzmocnienie w obwodzie wzmacniacza nieodwracalnego. Tranzystor pracuje w układzie rezystorowym o zlinearyzowanej charakterystyce [5].

Następny blok realizuje dwie operacje: prostuje sygnał i dokonuje jego „podcięcia” (rys.9).

Prostowanie dwupołówkowe i podcięcie sygnału uzyskuje się w układzie, którego uproszczony schemat przedstawia rys.9 [6].



Rys.9. Układ realizujący prostowanie i „podcięcie” sygnału
 Fig.9. Simplified circuit diagram of „cut off” amplifier



Rys.10. Charakterystyka bloku operacji nieliniowej
 Fig.10. Nonlinear operation

Tranzystory realizują tutaj funkcję podcięcia sygnału na poziomie napięcia baza-emiter, a zsumowany sygnał jest odbierany z rezystora R21. Podcięcie pozwala na uzyskanie sygnału:

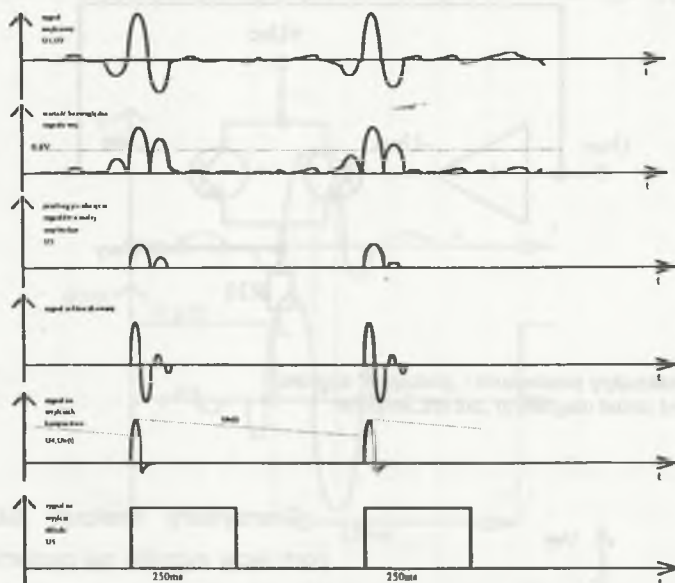
$$\begin{aligned}
 U_{wy} &= 0 & \text{dla } |U_{we}| < U_{BE}, \\
 U_{wy} &= |U_{we}| - U_{BE} & \text{dla } |U_{we}| > U_{BE}.
 \end{aligned}
 \quad (4)$$

Zapobiega to przedstawianiu się sygnałów o małej amplitudzie i dużej częstotliwości, które mogłyby spowodować zakłócenia w pracy detektora [6].

Tak przekształcony przebieg jest różniczkowany, a następnie podawany na układ komparatora. W układzie tym następuje porównanie sygnału wejściowego z napięciem progu $U_{TR}(t)$, określonym równaniem:

$$U_{TR}(t) = k * U_{4mx} * \exp(-t/\tau). \quad (5)$$

Przebiegi występujące w układzie pokazuje rysunek 11.



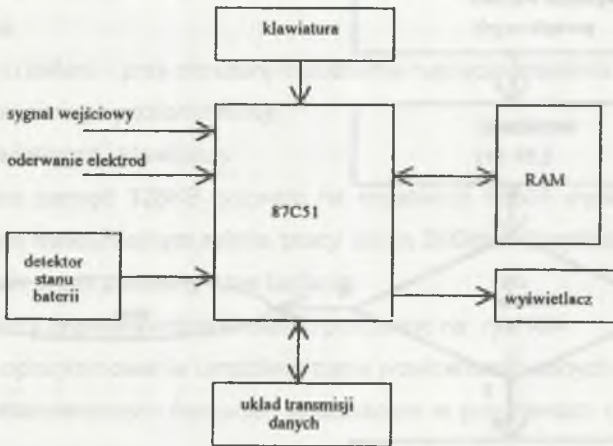
Rys.11. Przebiegi występujące w układzie
Fig.11. Voltages at some points of detector

Na wyjściu części analogowej uzyskano impulsy standardowe, które pozwalają na przejście do układu cyfrowego.

Celem pracy tej części urządzenia jest pomiar i rejestracja odcinków RR(n) w okresie 24 godzin. Założenia przyjęte podczas projektowania były następujące:

- 1...dokładność - przyjęto 1ms, co dla rytmu częstoskurczu wynoszącego 200 uderzeń serca na minutę stanowi błąd 0,5%,
- 2... tryb pracy - został przyjęty jako rejestracja odległości RR w określonym odcinku czasu podczas całej doby. Całkowity czas rejestracji wynosi maksymalnie 240 minut (5 minut co 0.5 godziny). Pozostałe opcje to: 1 minuta badania co 10 minut, 3/30, 3/60, 3/240, 5/60, 5/240,
- 3... liczba zebranych danych - została przyjęta jako co najmniej 300 danych (przy rytmie 60/min). Taka liczba danych jest wystarczająca do analizy za pomocą FFT.

Część cyfrowa wykorzystuje mikrokontroler 87C51 z zewnętrzną pamięcią danych, układem transmisji danych w standardzie RS-232, prostą klawiaturą i wyświetlaczem LCD - rys. 12.

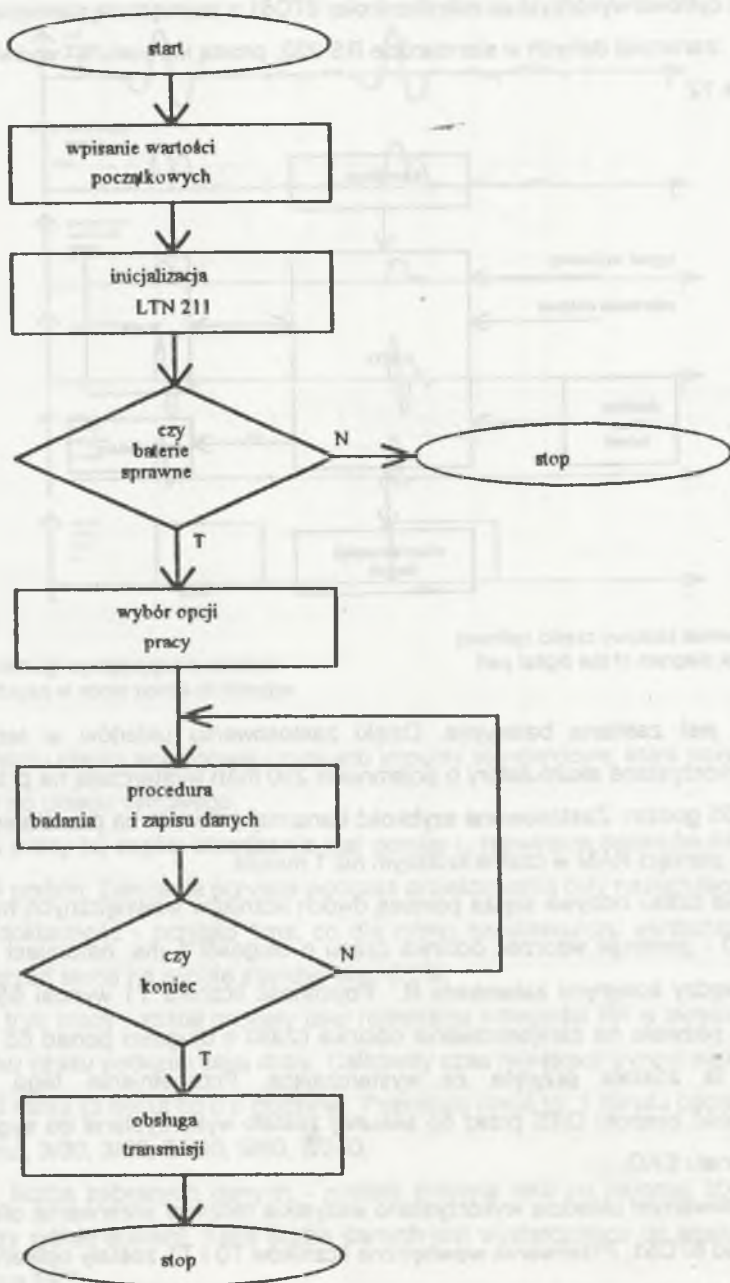


Rys.12. Schemat blokowy części cyfrowej
Fig.12. Block diagram of the digital part

Całość jest zasilana bateryjnie. Dzięki zastosowaniu układów w technologii CMOS wykorzystane akumulatory o pojemności 250 mAh wystarczają na pracę układu przez 35 godzin. Zastosowana szybkość transmisji pozwala na przesłanie zawartości całej pamięci RAM w czasie krótszym niż 1 minuta.

Zliczanie czasu odbywa się za pomocą dwóch liczników wewnętrznych mikrokontrolera: T0 - generuje wzorec odcinka czasu o długości 1 ms, natomiast T1 liczy czas pomiędzy kolejnymi załawkami R. Pojemność licznika T1 wynosi 65535 (16 bitów), co pozwala na zarejestrowanie odcinka czasu o długości ponad 65 sekund. Wartość ta została przyjęta za wystarczającą. Przepelnienie tego licznika (nieobecność zespołu QRS przez 65 sekund) zostało wykorzystane do sygnalizacji braku sygnału EKG.

W zbudowanym układzie wykorzystano wszystkie możliwe przerwania oferowane przez układ 87C51. Przerwania wewnętrzne liczników T0 i T1 zostały opisane wyżej. Oprócz tego wykorzystane są dwa przerwania zewnętrzne: INT0 i INT1. Przerwanie INT0 jest przeznaczone do detekcji spadku napięcia baterii (układ przechodzi w stan obniżonego poboru mocy z możliwością transmisji zebranych danych). INT1 jest



Rys.13. Schemat blokowy programu
Fig.13. Block diagram of the program

wykorzystywane jako wejście sygnału z analogowego detektora. W obsłudze tego przerwania następuje zapisanie danych o czasie do pamięci danych RAM [7].

Dodatkowymi funkcjami realizowanymi przez układ są:

- badanie kontaktu elektroda-skóra - następuje sygnalizacja oderwania elektrody od ciała pacjenta;
- badanie stanu baterii - przy obniżonym poziomie napięcia zasilania układ przechodzi w stan obniżonego poziomu mocy;
- obsługa wyświetlacza i klawiatury.

Zastosowana pamięć 128KB pozwala na rejestrację 65535 wyników pomiarów. Przy założonym maksymalnym rytmie pracy serca 200/min (częstoskórcz) pozwala na zapis danych przez założony czas badania.

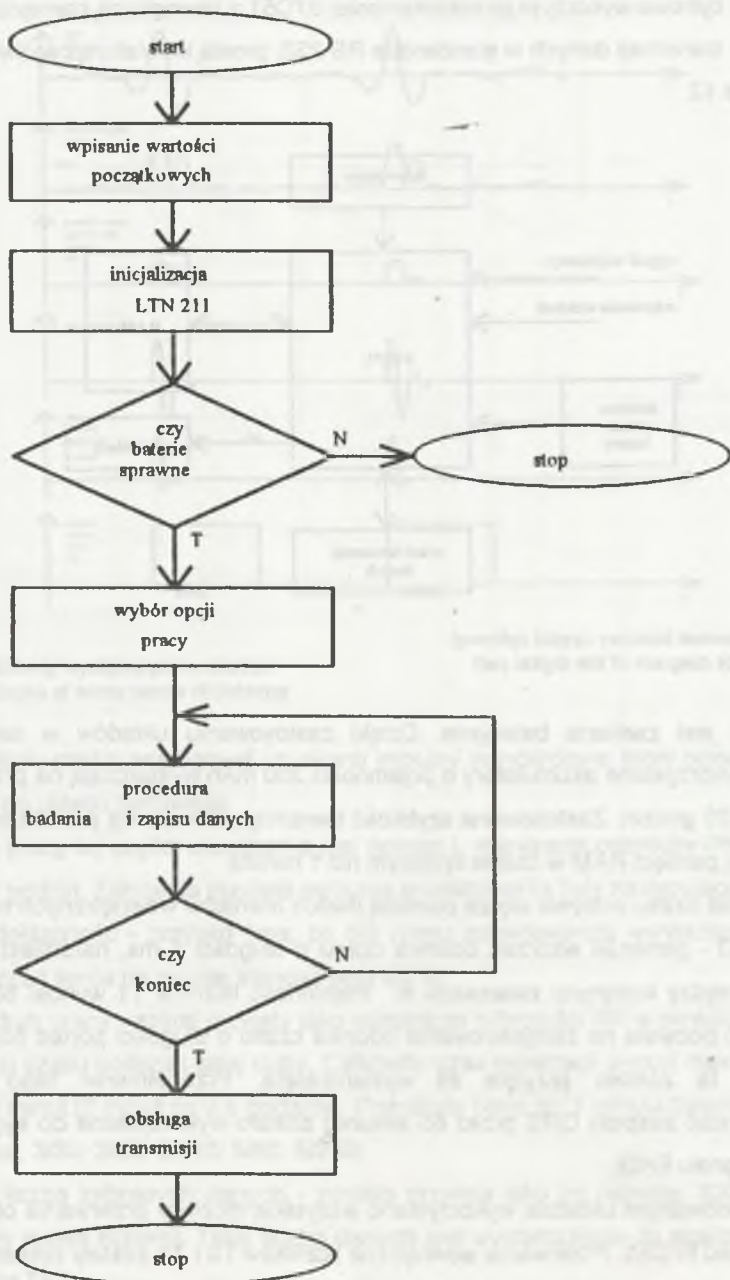
Algorytm pracy przedstawionego układu pokazano na rys.13.

Wykonane oprogramowanie umożliwia zapis przetransmitowanych danych w pliku tekstowym o standardowym formacie, stosowanym w programach do analizy HRV [lit].

3. Testy z udziałem pacjentów

W pierwszej części tych badań układ został przetestowany na grupie ośmiu osób. Osoby te były zdrowe, tak więc należy przypuszczać, że ich przebiegi EKG były prawidłowe. W ramach badania osoby poruszały się z przyrządem i napinały mięśnie klatki piersiowej (powoduje to największy poziom zakłóceń). Impedancja skóry wynosiła we wszystkich przypadkach powyżej 50kom.

Praktycznie we wszystkich przypadkach testowany układ spisywał się bez zarzutu nawet wtedy, gdy testowano osoby otyłe. Naturalne napięcia mięśni nie powodowały zakłóceń w pracy układu, a tylko w jednym przypadku zaobserwowano złą detekcję pod wpływem szczególnego napięcia mięśni klatki piersiowej.



Rys.13. Schemat blokowy programu
Fig.13. Block diagram of the program

wykorzystywane jako wejście sygnału z analogowego detektora. W obsłudze tego przerwania następuje zapisanie danych o czasie do pamięci danych RAM [7].

Dodatkowymi funkcjami realizowanymi przez układ są:

- badanie kontaktu elektroda-skóra - następuje sygnalizacja oderwania elektrody od ciała pacjenta;
- badanie stanu baterii - przy obniżonym poziomie napięcia zasilania układ przechodzi w stan obniżonego poziomu mocy;
- obsługa wyświetlacza i klawiatury.

Zastosowana pamięć 128KB pozwala na rejestrację 65535 wyników pomiarów. Przy założonym maksymalnym rytmie pracy serca 200/min (częstoskórcz) pozwala na zapis danych przez założony czas badania.

Algorytm pracy przedstawionego układu pokazano na rys.13.

Wykonane oprogramowanie umożliwia zapis przetransmitowanych danych w pliku tekstowym o standardowym formacie, stosowanym w programach do analizy HRV [lit].

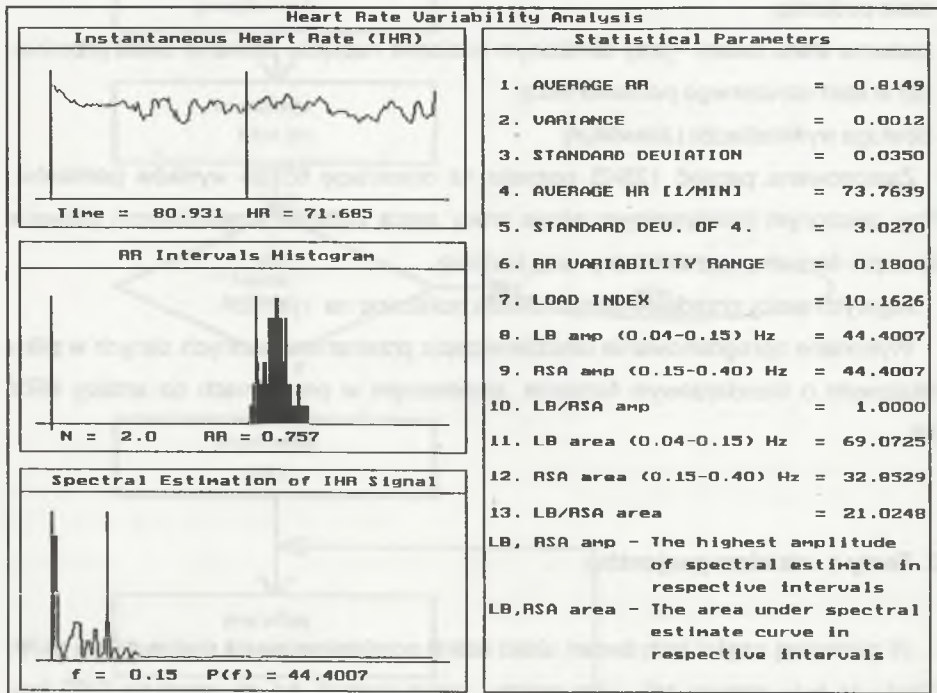
3. Testy z udziałem pacjentów

W pierwszej części tych badań układ został przetestowany na grupie ośmiu osób. Osoby te były zdrowe, tak więc należy przypuszczać, że ich przebiegi EKG były prawidłowe. W ramach badania osoby poruszały się z przyrządem i napięły mięśnie klatki piersiowej (powoduje to największy poziom zakłóceń). Impedancja skóry wynosiła we wszystkich przypadkach powyżej 50kom.

Praktycznie we wszystkich przypadkach testowany układ spisywał się bez zarzutu nawet wtedy, gdy testowano osoby otyłe. Naturalne napięcia mięśni nie powodowały zakłóceń w pracy układu, a tylko w jednym przypadku zaobserwowano złą detekcję pod wpływem szczególnego napięcia mięśni klatki piersiowej.

4. Wykorzystanie danych zbieranych przez urządzenie

Dane uzyskane przez urządzenie pozwala na wykreślenie krzywej HRV oraz na analizę za pomocą FFT. Z pięciominutowego pliku uzyskano następujące wyniki [8]:



Przedstawione wyniki obrazują możliwości wykorzystania zebranych danych. Dzięki zastosowaniu programu do analizy można otrzymać informację o chwilowym rytmie pracy serca (IHR) pacjenta podczas badania, histogram odległości RR, analizę częstotliwościową i parametry statystyczne opisujące HR.

5. Podsumowanie

5.1. Porównanie urządzenia do pomiaru HRV z systemem holterowskim

Systemy holterowskie służą do zapisu i analizowania przebiegu EKG przez 24 godziny. Analiza w tych systemach jest dokonywana zarówno pod kątem morfologii,

jak i zmian rytmu pracy serca. Przedstawione urządzenie natomiast dokonuje zapisu jedynie odległości pomiędzy kolejnymi zespołami QRS, a więc rejestruje tylko zmienność rytmu pracy serca i stanowi alternatywę dla drogich systemów holterowskich w zakresie analizy rytmu pracy serca. Cena systemów holterowskich dostępnych na rynku jest wielokrotnie większa od przedstawionego układu.

Oczywiście, mniejsze koszty wiążą się z mniejszymi możliwościami, ale w niektórych przypadkach możliwości te są całkowicie wystarczające, gdy interesuje nas jedynie rytm, a nie morfologia (np. w przypadku wstępnej selekcji pacjentów z objawami arytmii).

Tak więc, pomimo że zaprojektowany układ nie posiada tak wielu możliwości jak systemy holterowskie, to zastosowanie go w wielu sytuacjach wydaje się być w pełni wystarczające, a przy tym dużo tańsze.

5.2. Możliwości rozbudowy

Przedstawione urządzenie działa zgodnie z założeniami, tym niemniej pełna ocena jego przydatności wymaga przeprowadzenia złożonych testów klinicznych, obejmujących zarówno przypadki fizjologiczne, jak i szeroką gamę przypadków patologicznych. Dla przebadanych kilkunastu pacjentów urządzenie działało poprawnie, tj. wykrywane były wszystkie zespoły QRS.

Należy też wspomnieć, że w chwili obecnej procedura detekcji zespołów QRS może odbywać się całkowicie metodą cyfrową. Pozwolił na to rozwój techniki mikroprocesorowej, który spowodował powstanie mikrokomputerów jednocukładowych bardziej wydajnych, posiadających większą moc obliczeniową, z wbudowanymi przetwornikami A/C, w zupełności wystarczającymi do analizy przebiegu EKG pod kątem detekcji zespołów QRS (mikrokontrolery firm Motorola, Siemens) [lit]. Jednak pomimo opisanych wcześniej możliwości do realizacji został przyjęty detektor analogowy, co było wynikiem prostoty jego budowy i niskich kosztów wykonania.

LITERATURA

1. Marquette: Heart Rate Variability Physician's Guide, 1990
2. Katalog firmy Analog Devices: AD620, AD705

3. Frankiewicz Z. i in., Wybrane zagadnienia cyfrowego przetwarzania sygnałów biomedycznych, skrypt Politechniki Śl., Gliwice 1993
4. Kulka Z., Nadachowski M., Zastosowanie wzmacniaczy operacyjnych, WNT, Warszawa 1986
5. Horowitz P., Hill W., Sztuka elektroniki, WKŁ, Warszawa 1992
6. Fraden J., Neuman M.R., QRS wave detection, Medical & Biological Engineering & Computing, 1980
7. Rydzewski A., Mikrokomputery jednocukłowe rodziny MCS-51, WNT, Warszawa 1992
8. Tkacz E., Microcomputer Based Heart Rate Variability Analysis System, IEE Colloquium on „Technological Progress on Cardiology”, London, U.K., 1990
9. Łęski J., Detekcja zespołów QRS dla zakłóconych sygnałów EKG, Postępy fizyki medycznej, 1991, 26, 3-4
10. Katalog firmy Philips: 80C51-based 8-Bit Microcontrollers

Recenzent: Prof. dr hab. Elżbieta Zipper

Wpłynęło do Redakcji 15.12.1994 r.

Abstract

The paper presents portable register of heart rate. The device uses analog detector of QRS-wave, which uses ECG signal got from surface of patient body. Detector construction allows detection even in presence of big noise. Digital unit of device registers and transmits data to an IBM PC computer. Registration correctness control is provided (ECG lack, electrode-skin contact, battery voltage drop). Data at heart rate frequency of 24 hour period are transmitted to IBM PC where they are saved as text file convenient for further processing.