

Aparat EKG – analizator widma

Duże znaczenie dla diagnostyki lekarskiej ma badanie elektrycznej i magnetycznej aktywności serca. Efekty elektryczne są stosunkowo łatwe do zmierzenia (pierwszy pomiar EKG został wykonany ponad sto lat temu). Dużo trudniejszy jest pomiar indukcji magnetycznej pochodzącej od pracującego serca (magnetokardiografia – MKG), ponieważ jej wartość jest około stu tysięcy razy mniejsza od indukcji w przeciętnych pomieszczeniach klinicznych. Niemniej jednak metoda ta jest dużo skuteczniejsza, choć również niedostępna dla większości pacjentów z powodu wysokich kosztów przeprowadzenia badania. Istnieje zatem potrzeba znalezienia tańszej alternatywy. Jedną z nowych koncepcji jest wykorzystanie nowoczesnych technik cyfrowej analizy sygnału do poprawy skuteczności diagnozy EKG. Aktualnie w wielu placówkach prowadzone są badania mające na celu poszukiwanie zależności między widmem częstotliwościowym sygnału EKG, a funkcjonowaniem serca. Poniżej przedstawiam opis urządzenia umożliwiającego wykonanie takich pomiarów. Po niewielkiej modyfikacji oprogramowania układ może być również wykorzystany w amatorskiej pracowni elektronicznej do obserwacji sygnałów w domenie czasowej (oscyloskop) i częstotliwościowej (analizator widma), gdzie częstość próbkowania ograniczona jest przez szybkość pracy przetwornika analogowo-cyfrowego zawartego w strukturze ATMEGA32.

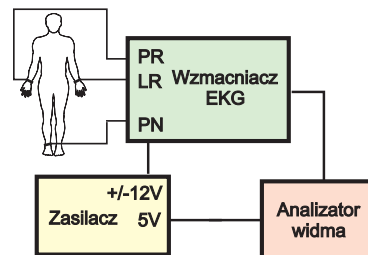
Opis układu

Schemat blokowy układu znajduje się na rysunku 1. Aparat pracuje według metody dwubiegunowej

Einthovena. Metoda ta polega na pomiarze różnicy potencjałów pomiędzy prawym a lewym ramieniem w czasie (jest to tzw. pierwsze odprowadzenie Einthovena). Trzecia elektroda (PN) służy do wyrównywania potencjału ciała człowieka do poziomu, w którym pracuje wzmacniacz. Sygnał po wzmacnieniu trafia do analizatora, który jest przedmiotem niniejszego opisu. Dokładne opisy wzmacniaczy EKG można znaleźć w Internecie, w szczególności w notach katalogowych firm produkujących układy scalone przeznaczone specjalnie do tego celu (np. Analog Devices). W trakcie moich badań użyłem gotowego wzmacniacza EKG.

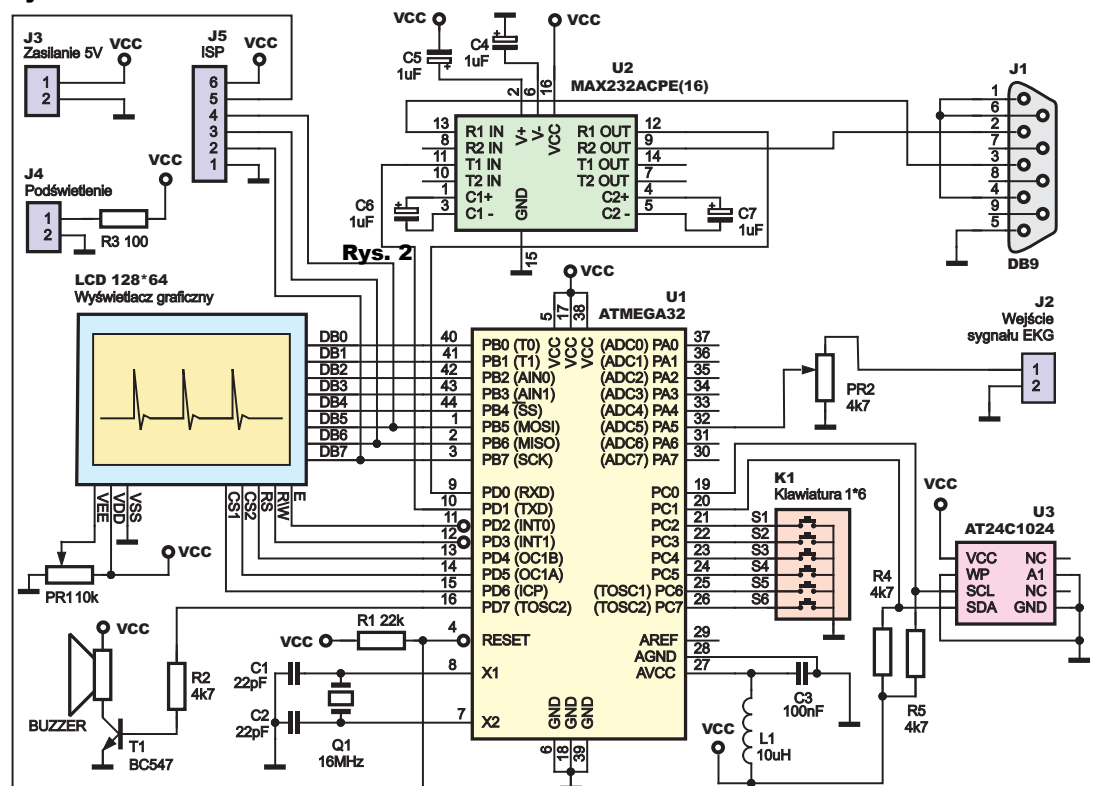
Schemat ideowy analizatora znajduje się na rysunku 2. Procesor ATMEGA32 realizuje większość funkcji. Przed wszystkim przetwarza wejściowy sygnał analogowy na cyfrowy oraz go analizuje. Interfejs pomiędzy procesorem a użytkownikiem stanowi graficzny wyświetlacz LCD i klawiatura. Dane wyprowadzane są na wyświetlacz za pomocą 8-bitowej magistrali. Potencjometr

PR1 ustawia kontrast wyświetlacza. Wyniki pomiarów przechowywane są w zewnętrznej pamięci EEPROM (U3 – AT24C1024) o pojemności 128kB. Przy próbkowaniu sygnału



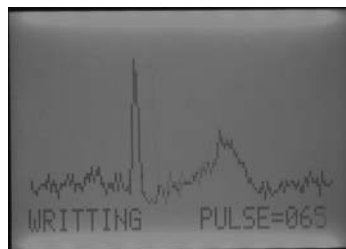
Rys. 1

Rys. 2

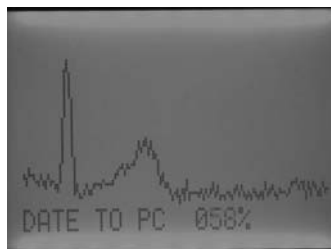




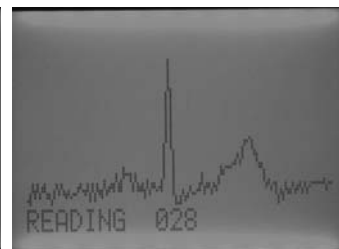
Rys. 3



Rys. 4



Rys. 5



Rys. 6

z częstotliwością 128 S/s, możemy zapisać przebieg trwający ponad 16 minut. Dane z pamięci można przesłać do komputera przez UART. Dostosowanie poziomów napięć do standardu RS232 zapewnia MAX232. Producent procesora zaleca, aby w celu wyeliminowania szumów umieścić w obwodzie zasilającym analogową część procesora kondensator C3 i dławik L1. Rezystor R3 ogranicza prąd diody podświetlającej LCD. Tranzystor T1 steruje buzzerem.

Płytkę wyposażoną jest w złącze ISP umożliwiające łatwe modyfikowanie programu. W urządzeniu zaimplementowałem dwa tryby pracy:

SIMPLE ECG – włączany przyciskiem nr 1. W tym trybie układ pracuje jak klasyczny aparat EKG – **rysunek 3** (zrzut z ekranu). Na wyświetlaczu w czasie rzeczywistym pokazywany jest przebieg podawany na wejście analogowe. Na fotografii widać, że na badany sygnał nałożony jest szum, spowodowany niedoskonałością wzmacniacza i połączeń między pacjentem a wzmacniaczem i między wzmacniaczem a analizatorem. Procesor na podstawie zbieranych danych automatycznie oblicza odstępy czasowe pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca i przelicza je na puls pacjenta. Wartość pulsu wyświetlana jest w dolnej części ekranu. Ponadto każde uderzenie serca zaznaczane jest sygnałem dźwiękowym generowanym przez buzzer. Tryb SIMPLE ECG ma kilka podtrybów umożliwiających zapisywanie i przesyłanie zmierzonych danych. Podtryb WRITTING (aktywowany przyciskiem nr 4) pozwala na bieżące zapisywanie danych do pamięci EEPROM – **rysunek 4**. Dane te można później przesłać do komputera PC, wciskając klawisz nr 2 (podtryb DATE TO PC) – **rysunek 5**. Ponadto zapisane wcześniej

przebiegi można przeglądać na ekranie aparatu w podtrybie READING – klawisz nr 5. Przykładowy odczyt pokazany jest na **rysunku 6**. Odtwarzany sygnał w celu dokładniejszej obserwacji można zatrzymać klawiszem nr 6.

ECG SPECTRUM – włączany przyciskiem nr 3

Jak już wspomniano we wstępie, jedną z nowych technik analizy sygnału EKG jest jego rozkład w dziedzinie częstotliwości. Widmo sygnału EKG ucina się powyżej 50Hz. W trybie ECG SPECTRUM na ekranie wyświetlane jest widmo przebiegu EKG w czasie rzeczywistym – **rysunek 7**. Częstotliwość ostatniego prążka wynosi 64Hz. Na ekranie analizatora widać mały pik odpowiadający składowej o częstotliwości 50Hz. Pik ten jest wywołany zakłóceniami pochodzącymi od sieci energetycznej. Po drobnej modyfikacji programu (po ustawieniu wyższej częstotliwości próbkowania) układ może pracować jako uniwersalny analizator widma o paśmie do kilkunastu kiloherców. Na **rysunku 8** pokazana jest odpowiedź analizatora na sygnał prostokątny o częstotliwości 2Hz i wypełnieniu 50%. Dla porównania **rysunek 9** obrazuje teoretyczne widmo takiego sygnału.

Sygnaly EKG

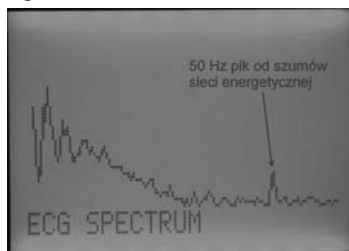
Aby umożliwić opis programu, potrzebny jest krótki wstęp biofizyczny dotyczący przebiegów EKG. **Rysunek 10** pokazuje jak zmienia się różnica potencjałów elektrycznych między lewym a prawym ramieniem zdrowego pacjenta. Serce człowieka zawiera w sobie układ, który pobudza je do pracy, generując cyklicznie odpowiednie impulsy, które rozchodzą się wzdłuż przedsionków serca, dając w obrazie EKG odcinek PQ – **rysunek 10**. Najwyższy „pik”

na wykresie (tzw. załamek QRS) odpowiada dojściu impulsu do komór serca i pobudzeniu ich do wypompowania krwi do tętnic. Załamek T pojawia się jak jako efekt repolaryzacji komór.

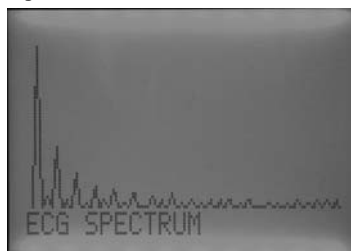
Opis programu

Kod programu (można go ściągnąć z Elportalu) został skompilowany w AVR-GCC. Poniżej umieszczony jest opis tylko ciekawszych fragmentów programu, ponieważ duża jego część składa się z typowych procedur jak np. obsługa klawiatury, konfiguracja USART-u itp. Cały algorytm pracuje w nieskończonej pętli składającej się z kilku modułów, które odpowiadają kolejnym trybom pracy aparatu i obsłudze klawiatury. Jednocześnie aktywne jest przerwanie od timera2. Podczas jego wywołania odczytywane są dane z przetwornika analogowo-cyfrowego, odświeżany jest wyświetlacz oraz wykonywane są niektóre instrukcje wstępnie analizujące dane. Algorytm korzysta z dwóch 256-bajtowych buforów, które na przemian są zapisywane i analizowane. Jednym z ciekawszych elementów programu jest moduł odpowiedzialny za detekcję załamek QRS. Umiejętność ich wychwycenia pozwala obliczyć odstępy czasowe pomiędzy kolejnymi skurczami serca oraz wygenerować impuls akustyczny. Zauważmy, że pochodna sygnału EKG dla odcinka pomiędzy punktem Q a punktem R jest największa dla całego cyklu. Program wykorzystuje tę własność. Oblicza maksymalną wartość pochodnej sygnału z okresu kilku ostatnich cykli i sprawdza, czy pochodna sygnału w danej chwili nie przekroczyła 75% jej wartości. Jeśli tak, to zgłaszane jest pojawienie się załamka QRS. Po udanej detekcji algorytm ten staje się nieaktywny na około 200ms w

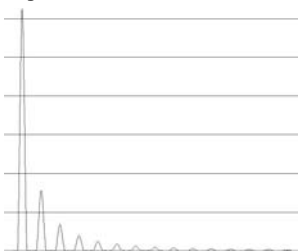
Rys. 7



Rys. 8



Rys. 9



Rys. 10



celu wykrywania wielokrotnie jednego piksu QRS.

Analizę widma sygnału przeprowadziłem w oparciu o dyskretną transformację Fouriera (DFT). W chwili, gdy 256-bajtowy bufor został zapisany próbkami przebiegu EKG, włączana jest procedura rozkładająca ten przebieg na składowe harmoniczne. Podstawa do wykonania tych obliczeń jest zależność ze wzoru 1:

$$\tilde{a}_j = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x_k \left(\cos\left(\frac{2\pi}{N}jk\right) - i \sin\left(\frac{2\pi}{N}jk\right) \right)$$

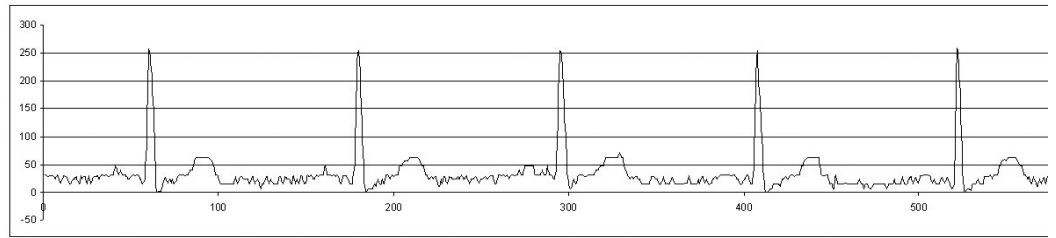
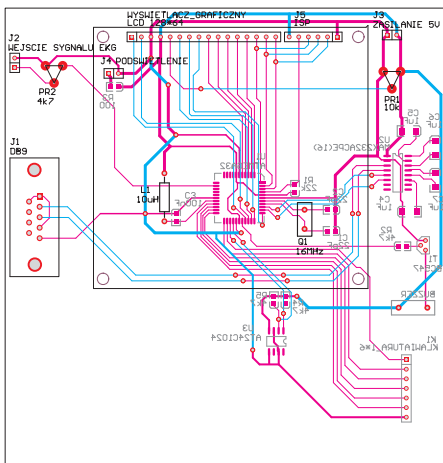
Aby wyznaczyć rzeczywiste wartości amplitud kolejnych składowych należy obliczyć moduł według wzoru 2:

$$\tilde{a}_j = |\tilde{a}_j| = \sqrt{(\text{Re}\tilde{a}_j)^2 + (\text{Im}\tilde{a}_j)^2}$$

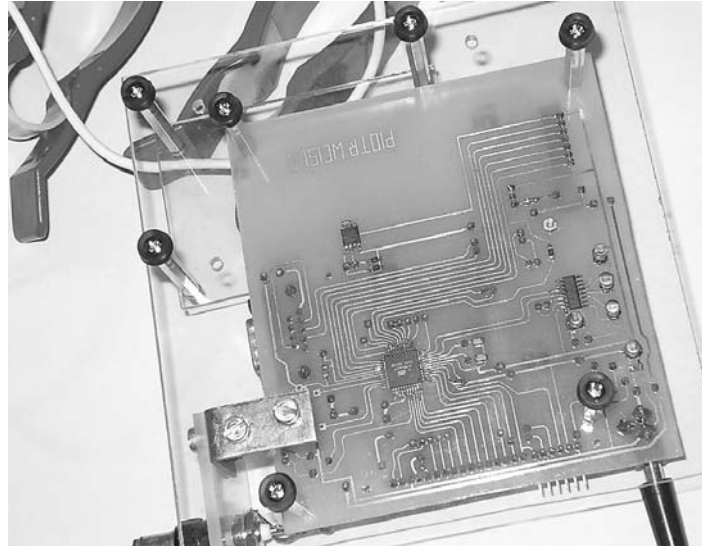
Podczas implementacji tych obliczeń w AVR-GCC napotkałem duże trudności wynikające z ułomności kompilatora. Główną jego wadą jest fakt, że nie potrafi wykonywać wszystkich działań na liczbach całkowitych ze znakiem. Np. wynik mnożenia dwóch liczb ujemnych był często błędny. Zmusiło mnie to do przeformułowania problemu danego równaniem (1) tak, aby wszystkie obliczenia można było wykonywać w zbiorze liczb dodatnich. Wartości funkcji trygonometrycznych potrzebnych do obliczeń zostały stabilizowane w pamięci procesora.

Kolejną trudnością było napisanie procedur obsługujących LCD. Użyty przeze mnie wyświetlacz (JM12864A) ma wbudowane dwa sterowniki KS0107B. Każdy z nich steruje połową pikseli. Aby zapalić dany punkt, należy przesłać odpowiednią ramkę danych do właściwego sterownika. Niestety wyświetlacz wyposażony jest tylko w graficzny tryb pracy. W związku z tym niezbędne było zapisanie w pamięci procesora tablicy definiującej alfabet oraz

Rys. 11 Schemat montażowy (skala 50%)



Rys. 12



z J2. Należy zwrócić uwagę na właściwe podłączenie zasilania, ponieważ układ nie ma diody chroniącej przed odwrotną polaryzacją. Uruchomienie układu nie powinno sprawić większych kłopotów. Sprowadza się ono do wyregulowania kontrastu wyświetlacza potencjometrem PR1 i do ustawienia potencjometru PR2 tak, aby

zaimplementowanie odpowiednich procedur obsługujących teksty.

Montaż i uruchomienie

Rysunek 11 przedstawia schemat montażowy układu. Płytkę została nieco zmieniona względem pierwotnej wersji. Początkowo w EDWIN-e zaprojektowałem obwód jednowarstwowy. Istotną jego wadą była duża liczba zworek. Po pewnym czasie (już po zmontowaniu i uruchomieniu) płytkę przeprojektowałem na dwuwarstwową, tym razem używając Protela. Układ jest bardzo prosty w montażu. Jedyne trudności może spowodować lutowanie procesora w obudowie TQFP44. Złącze BNC można przykręcić do obudowy i połączyć przewodami

badany sygnał nie wychodził poza zakres pomiarowy. Poza tym układ nie wymaga dodatkowej regulacji i powinien od razu pracować. Efekty działania przedstawione są na rysunkach 3–8. Proszę zwrócić uwagę na fakt, że niska jakość obrazu wynika ze słabej rozdzielczości wyświetlacza. Po przesłaniu danych do komputera PC (np. za pomocą Hyper Terminalu) i wyświetleniu w postaci wykresu (tu użyłem programu MS Excel) wynik wygląda jak na rysunku 12. Porównując go z rysunkiem 10, można zaobserwować charakterystyczne cechy obrazu EKG, opisane wcześniej.

Piotr Wcisło
piotr.wcislo@uj.edu.pl

Wykaz elementów

Rezystory (SMD)

R1	22kΩ
R2,R4,R5	4,7kΩ
R3	100Ω
PR1	10kΩ
PR2	4,7kΩ

Kondensatory (SMD)

C1,C2	22pF
C3	100nF
C4-C7	1uF

Półprzewodniki

T1	BC547
----	-------

U1	ATMEGA32
U2	MAX232ACPE(16)
U3	AT24C1024

Pozostałe

Buzzer	DB9
J1	goldpin x2
J2-J4	goldpin x2
J5	ISP
K1	goldpin x7
L1	10uH
Q1	16MHz
Wyświetlacz graficzny LCD	128*64

Płytkę drukowaną jest dostępna w sieci handlowej AVT, jako kit szkolny AVT-2866.