

**Andrzej MALCHER, Stanisław PIETRASZEK, Tomasz PRZYBYŁA**  
POLITECHNIKA ŚLĄSKA, INSTYTUT ELEKTRONIKI,  
ul. Akademicka 16, 44-100 Gliwice

## Hybrydowy detektor zespołu QRS wykorzystujący dynamicznie rekonfigurowalną matrycę analogową

Dr inż. Andrzej MALCHER

Adiunkt w Instytucie Elektroniki Politechniki Śląskiej w Gliwicach. Jego zainteresowania naukowe skupiają się wokół projektowania układów analogowych, metod analizy i syntezy układów analogowych, konwersji analogowo-cyfrowej wielkości nieelektrycznych a także zastosowań programowalnych matryc analogowych.



e-mail: amalcher@polsl.pl

### Streszczenie

W artykule zaprezentowano nową koncepcję układu detekcji w czasie rzeczywistym zespołu QRS z przebiegu elektrokardiograficznego. W detektorze wykorzystano programowalną matrycę analogową AN221E04 firmy Anadigm. Parametry wybranych bloków są na bieżąco zmieniane w zależności od zmian parametrów przebiegu EKG dzięki dynamicznej rekonfigurowalności układu. Uzyskano bardzo krótki czas reakcji detektora na wykryty zespół QRS przy zadowalającej skuteczności detekcji. Opracowany detektor może znaleźć zastosowanie w aplikacjach biomedycznych wymagających wykrywania zespołu QRS w przebiegu EKG z małym opóźnieniem czasowym.

**Słowa kluczowe:** detektor zespołu QRS, programowalna matryca analogowa, urządzenie wspomagające pracę serca, rozrusznik serca.

### Hybrid QRS detector based on dynamic reconfigurable field programmable analog array

#### Abstract

In many applications it is important to detect the QRS complex in the ECG waveform with possibly low time delay. Traditional software detectors of the QRS complex implement algorithms, usually based on cascades of digital filters, introduce delays up to parts of a second. Hardware QRS detectors (Fig. 1) fulfill the low delay requirements, but have worse adaptive features for the changing ECG shape. In this paper a new approach to QRS detection is presented. The proposed solution implements a classical detector structure in a Field Programmable Analog Array (FPAA) i.e. AN221E04 circuit from the Anadigm® company – Fig. 3. The most interesting feature of the FPAA is the dynamic reconfigurability. This solution makes it possible to modify the parameters of particular blocks of the detector or even the whole structure during runtime, without any changes in hardware and disturbance of the system functionality. Important parameters of particular blocks of the QRS detector are modified on-the-fly according to changes observed in the ECG signal. New data are calculated by the AD7020 microcontroller and downloaded to the FPAA using dynamic reconfigurability after each QRS detection. The prototype QRS detector was tested using a real ECG signal taken from Mit-Bih Arrhythmia Database. The results obtained in the prototype circuit (Table 1) show that the detection delay is really small. The error rate of the QRS detection is low and can be acceptable in most real time applications.

**Keywords:** QRS detector, Field Programmable Analog Array, cardiac assist device, artificial stimulator, pacemaker.

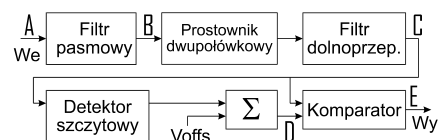
## 1. Wstęp

W wielu urządzeniach medycznych takich, jak: urządzenia wspomagające pracę serca, sztuczne komory serca, defibrylatory, rozruszniki serca wymagana jest precyzyjna synchronizacja z odpowiednią fazą cyklu elektrycznego. Zwykle dla spełnienia tego wymagania zespół QRS powinien być wykryty z małym opóźnieniem, przykładowo dla sztucznych komór serca opóźnie-

nie to nie powinno być większe niż 50 ms. Typowe programowe detektory zespołu QRS wykorzystują filtry cyfrowe zwykle o skończonej odpowiedzi impulsowej, które wprowadzają znaczące opóźnienia czasowe sięgające ułamków sekundy [1]. Sprzętowe detektory analogowe pozwalają na uniknięcie tej niedogodności, ale ich możliwości adaptacyjne są mocno ograniczone. W niniejszej pracy zaprezentowano podejście łączące zalety obydwu rozwiązań, to znaczy krótki czas odpowiedzi oraz możliwość adaptacji w czasie rzeczywistym.

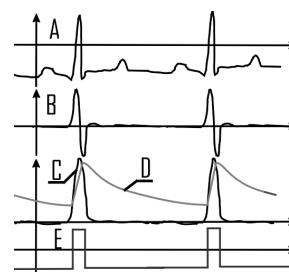
## 2. Budowa klasycznego sprzętowego detektora zespołu QRS

Schemat blokowy klasycznego sprzętowego detektora zespołu QRS [2] pokazano na rys. 1, a przebiegi w ważniejszych punktach – na rys. 2. Wejściowy sygnał EKG (przebieg A) podany jest na wejście filtra pasmowego o częstotliwości środkowej odpowiadającej dominującym składnikom widmowym zespołu QRS – zwykle przyjmuje się 16 Hz. Filtr ten eliminuje dryft linii izoelektrycznej i usuwa szum wysokoczęstotliwościowy np. pochodzący od zakłóceń mięśniowych, a także sieciowych. Prostownik wraz z filtrem dolnoprzepustowym formuje unipolarne impulsy (przebieg C) odpowiadające zespołom QRS niezależnie od ich polaryzacji. Detektor szczytowy odtwarza maksymalną wartość tych impulsów. Przebieg na jego wyjściu (krzywa D) opadający wykładniczo z zadaną stałą czasową jest wykorzystywany jako próg komparatora. Na wyjściu komparatora pojawia się impuls (E) w chwili, gdy aktualna wartość impulsu z prostownika przekroczy wartość progową dostarczaną z detektora szczytowego.



Rys. 1. Schemat blokowy klasycznego analogowego detektora zespołu QRS

Fig. 1. Classical hardware QRS detector – block diagram



Rys. 2. Przebiegi w ważniejszych punktach analogowego detektora zespołu QRS

Fig. 2. Waveforms in important nodes of the hardware QRS detector

W typowych realizacjach analogowych przedstawione bloki wykonane są z użyciem wzmacniaczy operacyjnych. Struktura taka spełnia wymóg małego opóźnienia, ale zmiana jakiegokolwiek parametru jest raczej trudna, przez co możliwości adaptacyjne takiego detektora są mocno ograniczone.

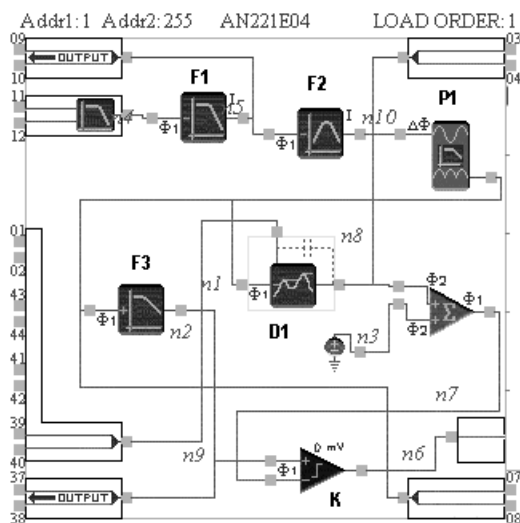
Programowalne matryce analogowe (ang. Field Programmable Analog Arrays FPAA) dają możliwość adaptacji przez programową zmianę parametrów czyli rekonfigurację układu. Parametry poszczególnych bloków i inne nastawy mogą być zmieniane „w locie”, to znaczy podczas pracy urządzenia i bez zakłócania ciągłości jego funkcjonowania.

### 3. Realizacja detektora zespołu QRS w programowalnej matrycy analogowej

Zdecydowano, by detektor zespołu QRS zrealizować jako układ mieszany – analogowo cyfrowy. Operacje analogowe, takie jak filtracja, detekcja realizowane są w programowalnej matrycy analogowej, natomiast formowanie impulsów o stałej szerokości, pomiar czasu trwania odstępów między zespołami QRS, pomiar amplitudy sygnału, generacja i transmisja danych konfiguracyjnych - obsługiwane są przez mikrokontroler. Dynamicznej rekonfigurowalności matrycy użyto do adaptacyjnej korekcji dwóch parametrów detektora: wzmocnienia stopnia wejściowego oraz stałej czasowej detektora szczytowego.

#### 3.1. Część analogowa

Do realizacji detektora zespołu QRS wybrano układ AN221E04 firmy Analog Devices [3]. Zasoby dostępne w tym układzie są wystarczające do zaimplementowania niemal wszystkich bloków występujących w detektorze przedstawionym na rys. 1. Implementację detektora zespołów QRS, wykonaną w środowisku Anadigm Designer2, pokazano na rys. 3.



Rys. 3. Implementacja detektora zespołu QRS w programowalnej matrycy analogowej (zrzut ekranu z programu AnadigmDesigner2)

Fig. 3. FPAA implementation of the QRS detector (AnadigmDesigner2 screenshot)

Sygnal EKG wzmocniony i zamieniony na postać różnicową podany jest do komórki wejściowej (końcówki 11 i 12 układu). Komórka ta zawiera wzmacniacz wraz z filtrem antyaliasingowym. Sygnal następnie jest filtrowany w filtrach F1 i F2 pracujących w technice przełączanych pojemności (SC). Kolejnymi blokami są: prostownik dwupołkowy (P1) oraz dolnoprzepustowy filtr wygładzający (F3). Wyprostowany sygnał w postaci unipolarnych impulsów jest podawany na wejście detektora szczytowego (D1). Dla poprawnego działania układu stała czasowa tego detektora powinna być porównywalna z okresem przebiegu EKG. W celu uzyskania tak dużych stałych czasowych (rzędu sekund) konieczne było użycie komórki, która wymaga dołączenia do zewnętrznych końcówek układu scalonego dwóch kondensatorów.

Dzięki dynamicznej rekonfigurowalności można niezależnie kontrolować stałą czasową rozładowania kondensatora oraz szybkość narastania napięcia wyjściowego w fazie śledzenia. Niewielkie napięcie stałe dodawane jest do napięcia wyjściowego detektora w celu poprawy odporności układu na szumy i zakłócenia. W chwili gdy napięcie wyjściowe z prostownika przekroczy napięcie pamiętane w detektorze szczytowym, komparator (K) generuje impuls świadczący o wykryciu zespołu QRS. Sygnal wyjściowy z komparatora jest dalej formowany w standaryzowane impulsy o stałej szerokości. Większość bloków SC użytych w detektorze jest taktowanych sygnałem zegarowym o częstotliwości 5,33 kHz, powstałym przez kilkukrotny podział głównej częstotliwości zegarowej 16 MHz.

#### 3.2. Część cyfrowa

Część cyfrową układu detektora zespołu QRS zrealizowano wykorzystując mikrokontroler ADuC7020 firmy Analog Devices [4] oparty na architekturze ARM7. W wersji prototypowej mikrokontroler realizuje następujące zadania: przesyłanie pierwotnej konfiguracji do matrycy FPAA poprzez interfejs SPI, formowanie impulsów prostokątnych na podstawie przebiegu wyjściowego z komparatora w matrycy FPAA, pomiar czasu trwania odcinków RR i wysyłanie wyników do komputera poprzez łącze RS232, przygotowywanie danych rekonfiguracyjnych i ładowanie ich do matrycy FPAA.

Program mikroprocesora został napisany w języku C. Pierwotna konfiguracja układu FPAA i dane rekonfiguracyjne są tworzone z wykorzystaniem plików źródłowych generowanych przez program AnadigmDesigner2. Pliki te zawierają funkcje, które pozwalają na zmianę parametrów dowolnego konfigurowalnego bloku analogowego w strukturze układu FPAA. W wyniku działania tych funkcji otrzymuje się łańcuchy zawierające dane konfiguracyjne, które powinny zostać przesłane do układu FPAA.

#### 3.3. Dynamiczna korekcja stałej czasowej

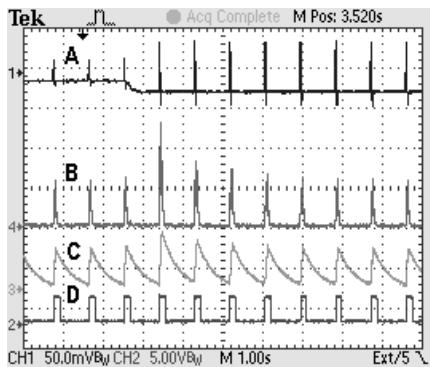
Stać czasowa detektora szczytowego (widoczna w przebiegu D na rys. 2) wpływa na możliwość odróżniania zespołów QRS od sygnałów zakłócających. W proponowanym rozwiązaniu parametr ten korygowany jest dynamicznie, w zależności od aktualnej częstości rytmu serca. Odstępy między zespołami QRS nazywane dalej odstępami RR, są mierzone i uśredniane w mikrokontrolerze za pomocą prostego filtra cyfrowego o strukturze IIR. Dane do rekonfiguracji parametrów detektora szczytowego są obliczane w oparciu o średnią wartość częstości rytmu serca. Nowa wartość stałej czasowej jest proporcjonalna do wyznaczonej aktualnej uśrednionej wartości odstępów RR. Badania prototypu pokazały że po skokowej zmianie częstości rytmu serca stała czasowa proporcjonalnie się zmienia i detektor osiąga stan ustalony po około 4 zespołach QRS.

#### 3.4. Automatyczna regulacja wzmocnienia

Dla uzyskania skutecznej detekcji sygnał wejściowy powinien być wzmocniony do odpowiedniego poziomu. Ze względu na duże wahania amplitudy sygnału EKG niezbędne okazało się zastosowanie automatycznej regulacji wzmocnienia (ARW). Zdecydowano się na zastosowanie do tego celu analogowo-cyfrowego układu hybrydowego. Impulsy z prostownika dwupołkowego P1 na rys. 3, są próbkowane przez przetwornik analogowo-cyfrowy w mikrokontrolerze. Po każdej detekcji zespołu QRS maksymalna wartość sygnału z prostownika jest znajdowana programowo. Następnie jest ona odejmowana od wartości zadanej, dając sygnał błędny. W procedurze regulacji wzmocnienia wyznaczone są nowe dane konfiguracyjne tak, by zminimalizować sygnał błędny. Dane te przesyłane są do układu FPAA razem z danymi do rekonfiguracji detektora szczytowego.

Parametry pętli regulacji wzmocnienia dobrane zostały tak, aby stan ustalony mógł być osiągnięty po 3 – 4 kolejnych zespolach QRS.

Przebiegi zarejestrowane w charakterystycznych punktach detektora po skokowej zmianie amplitudy sygnału pokazano na rys. 4. Przebieg A reprezentuje sygnał wejściowy, przebieg B – wyjście filtru F3, przebieg C - sygnał wyjściowy z detektora szczytowego D1, przebieg D – wyjście mikrokontrolera. Napięcie za prostownikiem (C) powraca do stanu ustalonego po około 3 – 4 zespolach QRS.



Rys. 4. Odpowiedź detektora na skokową zmianę amplitudy zespolów QRS (opis przebiegów w tekście artykułu)

Fig. 4. Detector response to step change of the QRS amplitude (description of the traces in the text)

Parametry detektora zostały wstępnie dostrójone za pomocą wzorcowego sygnału EKG z generatora arbitralnego. Ustawienia zostały zoptymalizowane dla przebiegów o amplitudzie zespolów QRS w zakresie  $10 \text{ mV}_{p-p} - 1 \text{ V}_{p-p}$ , co zapewnia dynamikę 40 dB dla niezaszumionych sygnałów EKG. Dla sygnałów o niższej amplitudzie, detekcja była niepewna, natomiast dla sygnałów o wyższej amplitudzie występowały efekty związane z przesterowaniem poszczególnych stopni. Układ pracował optymalnie gdy sygnał wejściowy był na poziomie około  $200 \text{ mV}_{pp}$ .

#### 4. Wyniki badań

Do weryfikacji pracy detektora zostały wykorzystane sygnały z bazy danych Physionet MIT-BIH Arrhythmia Database [5, 6]. Do odtworzenia sygnałów w postaci napięciowej zastosowana została karta wejść/wyjść analogowych typu PCI6221 firmy National Instruments. Do obsługi karty napisano program w środowisku LabVIEW. Dane próbkowane z częstotliwością 360 Hz, przesyłane były do rejestrów przetworników cyfrowo-analogowych karty. W celu ułatwienia analizy wyników detekcji, przetwornik analogowo-cyfrowy karty próbkował zarówno sygnał wejściowy, jak i wyjściowy z detektora.

Przetwarzanie i prezentacja wyników zostały przeprowadzone w środowisku MATLAB R2008. Zestawienie wyników testowania przedstawiono w tabeli 1. Detekcję uznawano za poprawną, gdy odstęp od punktu referencyjnego z bazy danych nie przekraczał 50 ms. Wynik detekcji pojawiający się 200–50 ms przed punktem referencyjnym uznawany był za detekcję przedwczesną, brak detekcji w zakresie +200 do -50 ms od punktu referencyjnego był liczony jako wynik fałszywie ujemny, natomiast wystąpienie punktu detekcji poza ww. zakresem był uznawany za fałszywie dodatni. Dla analizowanych zbiorów danych stopa błędów nie przekroczyła 3%, co uznano za wynik akceptowalny.

Tab. 1. Skuteczność detekcji – zestawienie wyników

Tab. 1. Overall detection efficiency (result)

Numer pliku w bazie MIT-BIH	Liczba detekcji referencyjnych	Liczba wykrytych zespolów QRS	Liczba poprawnych detekcji	Brak detekcji (wynik fałszywie ujemny)	Dodatkowe detekcje (wynik fałszywie dodatni)	Przedwczesne detekcje (50-200ms przed p. referencyjnym)
100	2274	2272	2271 99,8%	2 0,08%	0 0%	1 0,04%
101	1874	1868	1865 99,5%	6 0,3%	2 0,1%	3 0,15%
102	2192	2190	2130 97,2%	5 0,2%	3 0,1%	52 2,4%
103	2091	2086	2083 99,6%	6 0,3%	2 0,1%	1 0,05%
112	2550	2540	2529 99,2%	9 0,35%	1 0,04%	11 0,4%
114	1890	1882	1871 99,0%	15 0,8%	8 0,4%	4 0,2%
115	1962	1953	1953 99,5%	6 0,3%	0 0%	3 0,15%
116	2421	2412	2388 98,6%	26 0,25%	17 0,7%	7 0,03%
118	2301	2277	2274 98,8%	19 0,8%	1 0,04%	8 0,35%
121	1876	1865	1853 98,0%	14 0,7%	6 0,3%	9 0,5%

#### 5. Wnioski

Przedstawiono nową strukturę detektora zespolów QRS, opartą na układzie FPAA typu AN221E04. Przetwarzanie sygnału jest w pełni analogowe, co pozwala na uniknięcie opóźnienia występującego w większości detektorów cyfrowych. Realizacja adaptacyjnej korekcji wybranych parametrów detektora przez dynamiczną rekonfigurację matrycy poprawiło skuteczność detekcji w porównaniu z detektorem o stałych parametrach [7]. Niska stopa błędów świadczy o możliwości użycia detektora w wielu zastosowaniach wymagających detekcji zespolów QRS w czasie rzeczywistym.

#### 6. Literatura

- [1] Augustyniak P.: Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne AGH, Kraków, pp. 141-147 (2001).
- [2] Baranowski A.L., Niemirko A.P.: Kardiomonitoring Aparatura Nieprerwywnego Kontrola EKG. Radio i Swiaz, Moskwa, pp. 72 – 87 (1993).
- [3] Anadigm.: AN221E04 Field Programmable Analog Arrays - User Manual. [http://www.anadigm.com/\\_doc/UM021200 U007.pdf](http://www.anadigm.com/_doc/UM021200 U007.pdf) (2008).
- [4] Analog Devices.: ADuC7020 Datasheet. <http://www.analog.com> (2010).
- [5] Moody G.B., Mark R.G., Goldberger A.L.: Physionet: A Web-Based Resource For The Study Of Physiologic Signals. Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, Vol. 20, Issue 3, May-June 2001 Page(S): 70 – 75 (2001).
- [6] Mit-Bih Arrhythmia Database: <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/> (2001).
- [7] Malcher A., Pietraszek S., Przybyła T., Kidoń Z.: Real Time QRS Detector Based on Field Programmable Analog Array. Journal of Medical Informatics & Technologies Vol. 13/2009, ISSN 1642-6037 pp. 183-188 (2009).

otrzymano / received: 15.10.2010

przyjęto do druku / accepted: 01.12.2010

artykuł recenzowany