

# Rejestracja elektrokardiogramu ze zmienną częstotliwością próbkowania modulowaną zawartością sygnału

Piotr Augustyniak<sup>^</sup>

*Akademia Górniczo-Hutnicza, Katedra Automatyki  
Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków  
email: august@biocyb.ia.agh.edu.pl*

**Streszczenie:** Praca jest poświęcona opisowi nowych możliwości optymalizacji cyfrowej reprezentacji elektrokardiogramu, jakie udostępnia zastosowanie zmiennej częstotliwości próbkowania. Opisany został eksperymentalny zestaw procedur przekształcających sygnał z przestrzeni jednorodnej w niejednorodną i vice-versa wykorzystujących aproksymację funkcjami sklejanymi trzeciego stopnia. Do modulacji lokalnej częstotliwości próbkowania wykorzystywana jest funkcja wagi, każdorazowo rzutowana na sygnał z wykorzystaniem bieżących parametrów diagnostycznych. Opisowany zestaw procedur został przetestowany z wykorzystaniem bazy CSE i umożliwił trzykrotne zmniejszenie objętości sygnału bez istotnego wpływu na jego zawartość diagnostyczną.

## 1. Wstęp

Elektrokardiografia jest obecnie najczęściej wykonywanym testem elektrodiagnostycznym, a jej powszechna dostępność, podobnie jak innych usług medycznych, stanowi o poziomie rozwoju cywilizacji. Niezależnie od gwałtownego rozwoju technologii przechowywania i przesyłania danych, problem optymalnej reprezentacji sygnałów EKG niezmiennie pozostaje aktualny zwłaszcza w takich dziedzinach jak: badania długookresowe (Holterowskie), teleakwizycja oraz zarządzanie elektroniczną dokumentacją pacjentów. Problem kompresji sygnału EKG niesie z sobą dwa zasadnicze zagadnienia: redukcję objętości pliku oraz wierność reprezentacji zjawisk biofizycznych będących podstawą diagnozowania. Istniejące bezstratne metody kodowania danych, charakteryzują się niewielką efektywnością w stosunku do elektrokardiogramów, a na dodatek bezstratność, rozumiana jako identyczność oryginalnej i wynikowej cyfrowej reprezentacji sygnału, nie gwarantuje pozyskiwania tej reprezentacji w sposób obojętny dla informacji diagnostycznej. Elektrokardiogram jest pozyskiwany od pacjenta bez żadnych założeń wstępnych, z czym wiąże się obowiązek zapewnienia maksymalnej dokładności odwzorowania sygnału w jego reprezentacji cyfrowej przez cały czas, jako że rzadko występujące komponenty szerokopasmowe mogą pojawić się w dowolnej chwili.

Zapis elektrycznej aktywności serca, podobnie jak i inne sygnały elektrofizjologiczne, charakteryzuje się niejednorodnością dystrybucji informacji diagnostycznych w czasie. W aspekcie kardiologicznym poszczególne fragmenty zapisu postrzegane są jako bardziej istotne od pozostałych, natomiast w aspekcie inżynierskim lokalna szerokość pasma sygnału podlega znacznym wahaniom. Dodatkowo, szczęśliwie w przypadku elektrokardiogramu, moment wystąpienia komponentów szerokopasmowych nie jest całkowicie dowolny, wynika bowiem z ograniczeń narzuconych przez fizjologię. Może on być wyznaczony z zadowalającym poziomem ufności na drodze automatycznej analizy sygnału. Poprzednie badania przeprowadzone w naszym zespole wykazały znaczną zależność lokalnego pasma sygnału [1] oraz wrażliwości parametrów diagnostycznych na zubożenie pasma [2] od położenia punktów wyznaczających granice załamka P, zespołu QRS i załamka T. Punkty te mogą być wyznaczone automatycznie z akceptowaną przez lekarzy poprawnością.

---

<sup>^</sup> praca finansowana ze źródeł KBN, nr grantu: 8 T11E 007 17

Wobec dążenia do optymalnej reprezentacji zapisu EKG w postaci dyskretnego ciągu próbek, konsekwencją wykazania lokalnej zmienności szerokości pasma sygnału jest próba zorganizowania procesu pobierania danych w taki sposób, aby częstotliwość próbkowania była zmienna, a jej wartość lokalnie zaledwie wystarczająca do spełnienia twierdzenia o próbkowaniu (Shannona). Aspekt matematyczny poprawności odwzorowania sygnału o zmiennym paśmie w postaci niejednorodnego ciągu próbek jest rozwinięty w pracy [3]. Również wcześniejsze prace prowadzone w naszym zespole [4] [5] dotyczące lokalnego wyboru częstotliwości próbkowania elektrokardiogramu potwierdzają nadzieje na uzyskanie tą drogą optymalnej reprezentacji sygnału w sensie objętości pliku i wierności odwzorowania.

Niniejsza praca jest opisem algorytmu lokalnego wyboru częstotliwości próbkowania w zależności od położenia punktów wyznaczających granice załamków. W odróżnieniu od algorytmów wcześniejszych [5], częstotliwość próbkowania nie jest wybierana z ustalonych wcześniej wartości ale może przyjąć dowolną wartość pomiędzy maksimum i minimum. Kwantyzacja interwału próbkowania, wyrażonego wartością rzeczywistą, odpowiada precyzji reprezentacji zmiennoprzecinkowej w systemie można więc przyjąć, że jego wartość jest dowolna.

## **2. Materiały i metody**

### **2.1. Filtracja antyaliasingowa o modulowanej częstotliwości odcięcia**

Stwierdzenie, że sygnał EKG ma pasmo lokalnie ograniczone nie dotyczy komponentów pochodzenia pozakardiogenego. Ich pasmo może zawierać się pomiędzy chwilową wartością pasma sygnału EKG, a częstotliwością Nyquista sygnału próbkowanego jednorodnie. Ponieważ produkty aliasingu mogłyby znaleźć się w zakresie lokalnego pasma EKG i zniekształcić informację diagnostyczną, konieczne jest stosowanie filtru dolnoprzepustowego o częstotliwości odcięcia modulowanej chwilową wartością pasma sygnału. W niektórych dotychczasowych zastosowaniach [4], [5] rolę filtrów spełniały funkcje skalujące dekompozycji czasowo-częstotliwościowej.

Filtr antyaliasingowy o płynnie przestrajanej częstotliwości odcięcia próbowano zrealizować za pomocą jednej z następujących metod:

1. Przez wybór z zestawu filtrów tego, który zapewnia odcięcie przy częstotliwości niższej niż połowa częstotliwości próbkowania.
2. Za pomocą uśredniania w ruchomym oknie o dowolnej długości.
3. Za pomocą zestawu filtrów rozdzielających pasmo (np. filtr bi-ortogonalny lub filtr Mallata). Trudność stanowi brak opracowań dotyczących metod i możliwości płynnego przestrajania.
4. Z użyciem dekompozycji "Wavelet Packet" poprzez ortogonalną dekompozycję fragmentu sygnału, odcięciu wybranych gałęzi drzewa binarnego i rekonstrukcję.

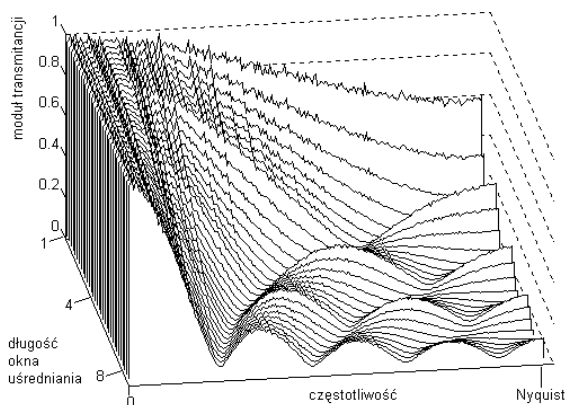
Ostatecznie, pomimo zafalowań pasma zaporowego, zastosowany został filtr realizujący uśrednianie w ruchomym oknie o długości od 1 do 8 próbek, co odpowiada częstotliwości odcięcia od 250 do 32 Hz. Częściowe włączanie skrajnych próbek rozwiązano przez współczynniki wagowe zależne od czasowego położenia tych próbek względem granic okna uśredniania. Dzięki temu granice okna uśredniania mogą być ustawione dowolnie, niekoniecznie w momentach występowania próbek sygnału. Ponieważ kwant przesunięcia okna filtru odpowiada aktualnemu interwałowi próbkowania, filtrowany sygnał jest reprezentowany przez ciąg próbek współbieżny do sygnału oryginalnego. Charakterystyka tego filtru została przedstawiona na rys. 1.

## 2.2. Wybór i adaptacja funkcji modulującej

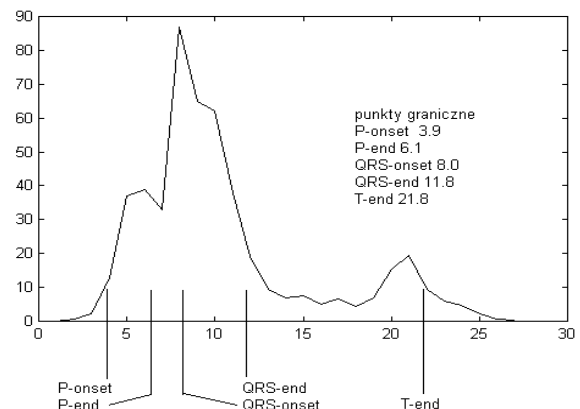
Funkcja modulująca jest narzędziem kształtowania lokalnej zmienności charakterystyki próbkowania. Funkcja ta jest ciągiem współczynników wagowych odpowiadającym kolejnym równoodległym próbkom sygnału. Wysokie wartości funkcji modulującej reprezentują znaczną istotność porcji sygnału, a w konsekwencji wymaganie szerokiego pasma toru transmisyjnego i spodziewany wysoki stopień podobieństwa sygnału przetworzonego i oryginalnego. Przeciwnie, niskie wartości funkcji modulującej odpowiadają mniej istotnym odcinkom zapisu, gdzie dopuszczalne jest uproszczenie sygnału. Ponieważ punktami odniesienia dla wartości funkcji modulującej są granice załamków, standardowe położenie punktów granicznych uzupełnia funkcję modulującą.

Funkcja modulująca może być dowolnie kształtowana przez użytkownika, w szczególnym przypadku użycia funkcji stałej, częstotliwość próbkowania sygnału wynikowego jest stała. Akwizycja sygnału ze zmienną częstotliwością próbkowania modulowaną jego zawartością otwiera nową dziedzinę aplikacji w których użytkownik może, na podstawie przewidywania własności sygnału i pewnych przesłanek zewnętrznych, lokalnie optymalizować proces transmisji i archiwizacji.

W przypadku elektrokardiogramu wskazane wydawało się powiązanie funkcji modulującej z oczekiwanymi własnościami sygnału opisanymi względem punktów granicznych załamków. W opisywanym algorytmie wykorzystano funkcję wrażliwości parametrów diagnostycznych na zubożenie pasma (rys. 2) [2]. Poprawność wyboru tej funkcji może być zweryfikowana na drodze statystycznej.



Rys. 1. Rodzina charakterystyk filtru dolnoprzepustowego o modulowanej częstotliwości odcięcia dla długości okna 1... 8 próbek

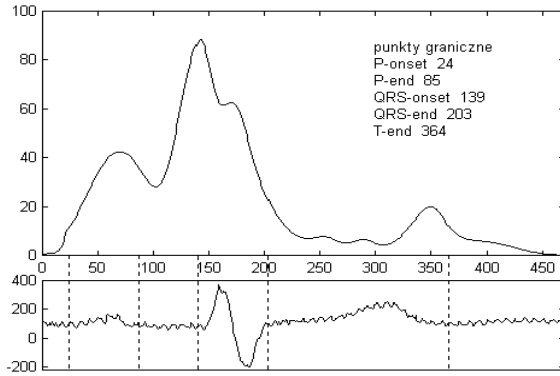


Rys. 2. Standardowa funkcja modulująca: wykorzystano funkcję wrażliwości parametrów diagnostycznych na zubożenie pasma

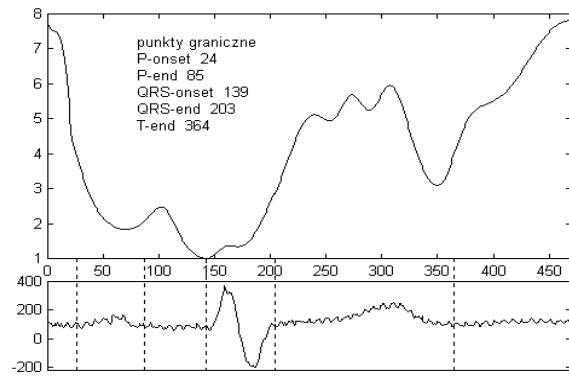
Wartości funkcji modulującej wyznaczające istotność sygnału względem standardowych punktów odniesienia muszą zostać przeskalowane tak, aby odpowiadały próbkom konkretnej ewolucji serca względem wyznaczonych na niej punktów granicznych załamków. Ponieważ proporcje długości poszczególnych załamków są zmienne, konieczne okazało się skalowanie odcinkowe. Wykorzystano do tego funkcje sklejane trzeciego stopnia (rys. 3 i 4).

## 2.3. Przeprobkowanie sygnału

Po adaptacji funkcji modulującej i wyznaczeniu położenia próbek reprezentacji docelowej na osi czasu następuje transformacja przestrzeni o jednorodnym rozkładzie próbek w przestrzeń o niejednorodnym rozkładzie próbek. Transformacja taka wymaga aproksymacji

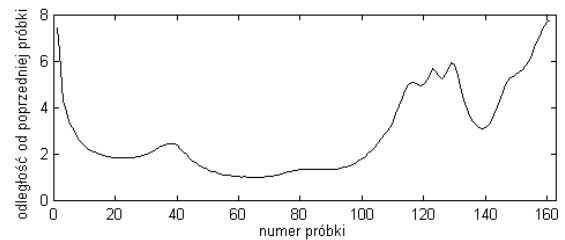


Rys. 3. Wartości funkcji modulującej przeskalowane względem wyznaczonych na ewolucji serca punktów granicznych załamków (plik CSE Mo\_001, kanał I)



Rys. 4. Długość okna filtracji dolnoprzepustowej wyznaczona dla planowanej lokalnej częstotliwości próbkowania (plik CSE Mo\_001, kanał I)

wartości sygnału w dowolnym punkcie, co zrealizowano z wykorzystaniem funkcji sklepanych trzeciego stopnia. Analogicznie zrealizowano transformację odwrotną. Ponieważ jednym z jej argumentów jest ciąg wyznaczający położenie próbek w reprezentacji niejednorodnej (rys. 5), ciąg ten musi być przechowany (przesłany) wraz z reprezentacją EKG.



Rys. 5. Ciąg wyznaczający położenie próbek w reprezentacji niejednorodnej (plik CSE Mo\_001, kanał I)

### 3. Własności optymalnej reprezentacji elektrokardiogramu

#### 3.1. Opis eksperymentu numerycznego

Własności opisanej metody transformacji elektrokardiogramu do ciągu niejednorodnie odległych próbek zostały zweryfikowane na drodze eksperymentu numerycznego. Eksperyment został zorganizowany i przeprowadzony w środowisku Matlab. Polegał on na wyodrębnieniu ewolucji serca z sygnału testowego, poddaniu jej złożeniu transformacji prostej i odwrotnej oraz porównaniu z sygnałem oryginalnym. Do porównania została użyta wartość różnicy średniokwadratowej obliczana globalnie a także lokalnie w obrębie poszczególnych załamków.

Zródłem sygnałów testowych była standardowa baza danych CSE (Multilead Database) [6] zawierająca 125 sygnałów m. in. w standardzie 12-odprowadzeniowym. Częstotliwość próbkowania wszystkich sygnałów wchodzących w skład bazy CSE wynosi 500 Hz przy kwantyzacji  $2.44\mu\text{V}$ . Baza zawiera także rezultaty pomiarów załamków (punkty: P-onset, P-end, QRS-onset, QRS-end i T-end) wyznaczone z użyciem 20 programów diagnostycznych i zweryfikowane przez grupę specjalistów. Z obliczeń wykluczono dwa sygnały zawierające zapis z użyciem kardiostymulatora (pliki 67 i 70) oraz plik 119, w którym koniec załamka T przekracza granice ewolucji.

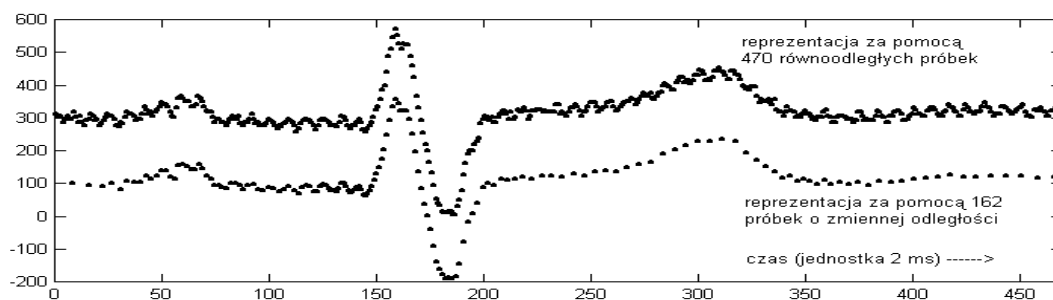
#### 3.2. Rezultaty

Rezultaty eksperymentu numerycznego przedstawiono w tabeli 1 jako uśrednione w zbiorze 122 plików testowych wartości współczynników kompresji (CR) i zniekształceń (PRD) wyznaczonych globalnie oraz dla poszczególnych załamków.

Tab.1 Rezultaty optymalizacji reprezentacji sygnału z wykorzystaniem funkcji modulującej przedstawionej na rys. 2

CR	zniekształcenia PRD [%]				
	globalnie	w obrębie P	w obrębie QRS	w obrębie T	poza załamkami
3.01	3.11	0.16	0.22	0.37	1.11

Przykładowe porównanie reprezentacji ewolucji serca (plik CSE Mo\_001, kanał I) za pomocą jednorodnego szeregu czasowego z użyciem 470 równoodległych próbek oraz zoptymalizowanej reprezentacji złożonej ze 162 próbek o zmiennym interwale próbkowania przedstawia rys. 6.



Rys. 6. Przykład porównania reprezentacji ewolucji serca (plik CSE Mo\_001, kanał I) za pomocą szeregu równoodległych próbek (próbkowanie jednorodne) oraz reprezentacji optymalizowanej z użyciem modulowanego interwału próbkowania. Współczynnik kompresji wynosi 2.67, a globalna wartość PRD – 4.0%

#### 4. Wnioski końcowe

Przedstawiony algorytm optymalizacji cyfrowej reprezentacji sygnału EKG poprzez modulację lokalnej częstotliwości próbkowania jest atrakcyjną alternatywą dla dotychczas stosowanych bezstratnych ale mało efektywnych metod kodowania a także dla bardziej efektywnych metod kompresji, których użycie dyskryminuje wysoki stopień zniekształceń. Istotnym atutem tej metody jest ograniczenie stref występowania zniekształceń do fragmentów sygnału mało istotnych z medycznego punktu widzenia. Niebagatelna jest także możliwość kontrolowania tych stref przez użytkownika stosownie do jego preferencji poprzez zdefiniowanie własnej funkcji modulującej.

#### Bibliografia

- [1] P. Augustyniak, R. Tadeusiewicz "The Bandwidth Variability of a Typical Electrocardiogram" in proc. of EMBEC '99, Wien Austria, 04-07.11.1999 pp. 394-395
- [2] P. Augustyniak "Assessment of ECG Information Density by Eliminating of Wavelet Coefficients" (in Polish) in proc. of II-nd Workshop on Modelling and Measurements in Medicine, Krynica Poland, May 8-12.2000 pp. 221-230
- [3] A. Aldroubi, K. Groechenig "Non-Uniform Sampling and Reconmstruction in Shift-Invariant Spaces" SIAM 2001, (to appear)
- [4] P. Augustyniak "Controlling the Distortions Distribution in a Wavelet Packet-Based ECG Compression" in proc. of ICISP, Agadir Morroco, 3-5.05.2001, pp. 267-277.
- [5] P. Augustyniak, Andrzej Wrześniowski "ECG Recorder Sampling at the Variable Rate" in proc. of VI-th Intl. Conf. Symbiosis 2001, Szczyrk, Poland 11-13 Sept. 2001 pp. 128-134
- [6] J. L. Willems "Common Standards for Quantitative Electrocardiography" 10-th CSE Progress Report, 1990. Leuven: ACCO publ., 1990, 384p.