

# FIZJOLOGICZNY ESTYMATOR ZNIEKSZTAŁCEŃ ELEKTROKARDIOGRAMÓW

**Piotr Augustyniak**

Katedra Automatyki AGH, 30-059 Kraków, Mickiewicza 30,  
e\_mail: [august@biocyb.ia.agh.edu.pl](mailto:august@biocyb.ia.agh.edu.pl), tel. 617-38-51, fax. 634-15-68  
praca finansowana ze źródeł KBN nr grantu: 8 T11E 007 17

## **Streszczenie**

Artykuł zawiera uzasadnienie obaw o stosowalność wartości różnicy średniokwadratowej do oceny zniekształceń w zapisach elektrokardiograficznych. Ten uniwersalny parametr statystyczny, mimo braku uwzględnienia zmienności istotności informacyjnej elektrokardiogramu, jest nadal powszechnie używany. Powodem jest częściowo łatwość użycia i wzajemna jednoznaczność porównywanych rezultatów obliczonych z użyciem tradycyjnych narzędzi, a częściowo brak atrakcyjnej alternatywnej metody porównywania sygnałów. Próbę wypełnienia tej luki zawiera druga część artykułu. Jest to opis zmodyfikowanego estymatora zniekształceń elektrokardiogramów będącego w rzeczywistości fizjologicznie ważoną różnicą średniokwadratową.

## **Abstract**

This paper discusses the applicability of widely used estimator of distortion to electrocardiographic signals. The percent root-mean-square difference (PRD), despite of neglecting the variability of information density, is still being in common use. The reason is a very straightforward computation of PRD and thus the compatibility of results obtained by researchers all over the world with use of traditional tools, but also the lack of an sufficiently attractive alternative method. An approach to filling this gap is presented in the second part of this paper. A summation for computing of PRD is now weighted with regard of importance of particular segments in an ECG.

## **1. Wstęp**

Rozpowszechnienie metod cyfrowego przetwarzania zapisów elektrokardiograficznych implikuje konieczność utworzenia i stosowania właściwych narzędzi do ich porównywania. Jest to szczególnie istotne przy ocenie algorytmów kompresji i odszumiania od których oczekiwane jest zachowanie treści informacyjnej zapisu. Tym bardziej dziwi fakt powszechnego stosowania w charakterze estymatora różnicy dwóch sygnałów wartości tzw. różnicy średniokwadratowej (ang. *percent root-mean-square difference* PRD) (1), nie wykorzystującej informacji o zmiennej istotności diagnostycznej zapisu. Jest to jednoznaczne z równomiernym w czasie traktowaniem sygnału i założeniem, że wszystkie fragmenty elektrokardiogramu są diagnostycznie jednakowo istotne. Źródłem takiego założenia jest prostota obliczeniowa oraz łatwość dostosowania uniwersalnego parametru statystycznego dla potrzeb zautomatyzowanej diagnostyki elektrokardiologicznej.

$$PRD = \left\{ \frac{\sum_{i=1}^n [x_1(i) - x_2(i)]^2}{\sum_{i=1}^n [x_1(i)]^2} \right\} \cdot 100\%$$

Pominięcie niezwykle istotnego aspektu zmienności gęstości strumienia informacji w elektrokardiogramie prowadzi do sytuacji w których dwa pozornie podobne sygnały na podstawie których obliczono podobne zestawy parametrów diagnostycznych charakteryzowane są przez dużą wartość parametru PRD. Często raportowane są także sytuacje przeciwne: niewielka wartość PRD towarzyszy łatwo zauważalnym różnicom sygnału i zdecydowanie odmiennym rezultatom diagnostycznym [1].

## 2. Udoskonalenie różnicy średniokwadratowej jako estymatora zniekształceń EKG

Znanym z literatury [2] udoskonaleniem różnicy średniokwadratowej do oceny zniekształceń elektrokardiogramu jest stosowanie jej do porównywania krótkich fragmentów zapisu, na których istotność diagnostyczną można uznać za stałą. Wydzielonym porównywanym fragmentem jest zwykle załamek przedstawiany w postaci sygnału liniowego lub, po zastosowaniu odpowiedniego układu odprowadzeń rejestrujących albo transformacji matematycznej [3], w postaci trójwymiarowej pętli wektorkardiograficznej. Różnica średniokwadratowa dwóch pętli jest w takim przypadku zgodna z wizualną oceną różnic ich ukształtowania, a automatyczna minimalizacja różnicy średniokwadratowej leży u podstaw metody optymalnej superpozycji pętli WKG [4]. Jest to szczególnie skuteczne narzędzie eliminacji pozakardiologicznych wpływów na obraz elektryczny funkcjonowania układu bodźcotwórczego serca [5], [6]. Różnica średniokwadratowa obliczana w obrębie załamka (2) jest także w wektorkardiografii ilościowej podstawą oceny odchyłki planarności pętli i jako taka stanowi parametr diagnostyczny zmiany przestrzennego przebiegu repolaryzacji mięśnia serca pod wpływem leków (np. chinidyny).

$$PRD_{QRS} = \left\{ \frac{\sum_{i=QRS\ onset}^{QRS\ end} [x_1(i) - x_2(i)]^2}{\sum_{i=QRS\ onset}^{QRS\ end} [x_1(i)]^2} \right\} \cdot 100\%$$

## 3. Ważona fizjologicznie różnica średniokwadratowa

Powyższe rozważania prowadzą do wniosku, że interesującą alternatywą dla dotychczas stosowanego globalnego współczynnika różnicy średniokwadratowej byłaby ocena zniekształceń oparta na ważonej różnicy sygnałów. Funkcja wagi  $w(i)$  powinna reprezentować zmienność istotności diagnostycznej elektrokardiogramu wzdłuż osi czasu, powinna więc być związana z charakterystycznymi komponentami sygnału (3).

$$PRD_f = \left\{ \frac{\sum_{i=1}^n w(i) \cdot [x_1(i) - x_2(i)]^2}{\sum_{i=1}^n w(i) \cdot [x_1(i)]^2} \right\} \cdot 100\%$$

W proponowanym rozwiązaniu do synchronizacji funkcji wagi wykorzystano punkty początkowe i końcowe załamek EKG: początek załamka P (P-onset), koniec załamka P (P-end), początek zespołu QRS (QRS-onset), koniec zespołu QRS (QRS-end) i koniec załamka T (T-end). Takie rozwiązanie charakteryzuje się szeregiem zalet:

- możliwa jest modyfikacja czasowego przebiegu funkcji wagi z uderzenia na uderzenie w zależności od bieżącej zawartości elektrokardiogramu – dotyczy to zwłaszcza uderzeń wygenerowanych w różnych ośrodkach bodźcotwórczych lub zapisu zawierającego niemierność rytmu,
- możliwe jest automatyczne wyznaczenie punktów początkowych i końcowych załamek z użyciem oprogramowania powszechnie używanego w stacjonarnych rejestratorach EKG,
- istnieje rozwinięta fizjologiczna interpretacja różnicy średniokwadratowej w obrębie załamka (lub pętli w interpretacji wektorkardiograficznej).

Opis chwilowej istotności diagnostycznej elektrokardiogramu był przedmiotem badań prowadzonych w Laboratorium Biocybernetyki AGH w czasie minionego roku. Sformułowano kilka zbieżnych metod określania chwilowej gęstości strumienia informacji diagnostycznych w elektrokardiogramie:

- chwilowe pasmo elektrokardiogramu określające jaka szerokość pasma sygnału użytecznego jest spodziewana w danym momencie względem punktów krańcowych załamek [7],
- funkcja gęstości informacji diagnostycznej elektrokardiogramu D reprezentująca wrażliwość parametrów diagnostycznych na lokalnie losowo usuwane współczynniki powierzchni czasowo-częstotliwościowej [8],
- funkcja "czasu uwagi" sformułowana empirycznie na podstawie analizy ruchu gałek ocznych osób analizujących elektrokardiogram.

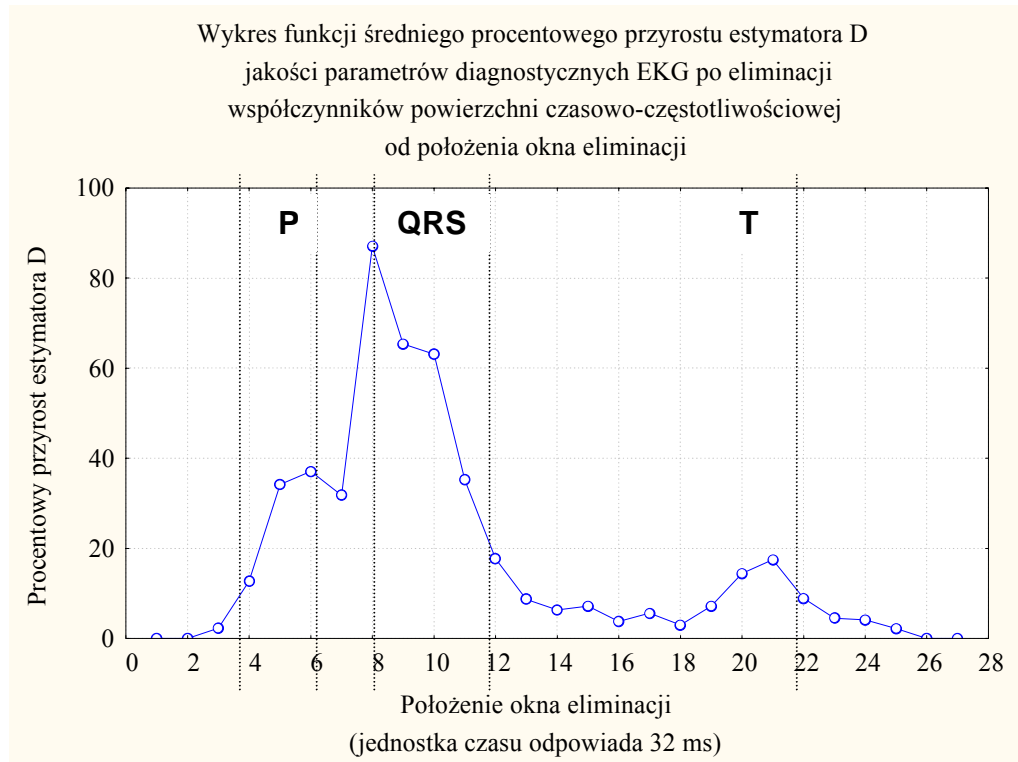
Śród opracowanych estymatorów lokalnej istotności elektrokardiogramu wybrano ostatecznie funkcję gęstości informacji diagnostycznej D (rys. 1), głównie dlatego, że dzięki normalizacji jej wartości zawierają się w przedziale [0, 1], co predestynuje ją do bezpośredniego użycia w charakterze funkcji wagi. Dodatkowym argumentem jest udowodniona (w [8]) współbieżność funkcji gęstości informacji diagnostycznej i dokładności wyznaczania parametrów diagnostycznych elektrokardiogramu. Dzięki temu, różnica sygnałów wyrażona przez ważoną funkcję gęstości informacji diagnostycznej różnicę średniokwadratową znajdzie swoją reprezentację w różnicy wyliczonych parametrów diagnostycznych.

Zastosowanie zaproponowanej funkcji D do ważenia składników sum fizjologicznego estymatora zniekształceń elektrokardiogramów

$$D(n) \rightarrow w(i)$$

wymaga jeszcze odcinkowego przeskalowania osi czasu tej funkcji tak aby zlokalizowane w porównywanych rzeczywistych ewolucjach serca punkty charakterystyczne

były zsynchronizowane z punktami znormalizowanego przebiegu funkcji D. Ponieważ funkcja D jest zdefiniowana w punktach oddalonych wzajemnie o 32 ms i charakteryzuje się znaczną ziarnistością, za wystarczające uznano podzielenie jej na odcinki czasu wyznaczone przez punkty charakterystyczne i odrębne dopasowanie długości każdego z tych odcinków do długości zmierzonych w rzeczywistym elektrokardiogramie za pomocą interpolacji liniowej.



Rys. 1. Wartość funkcji średniego procentowego przyrostu estymatora D od położenia okna eliminacji. Na rysunku zaznaczono dodatkowo uśrednione w zbiorze sygnałów położenia punktów charakterystycznych załamków.

Rozważanie bardziej odpowiedniej metody interpolacji, w szczególności wykluczającej nieciągłość pochodnej funkcji wagi (np. interpolacji funkcjami sklejanymi 3-stopnia, ang. *cubic splines*) odsunięto do czasu opracowania metod weryfikacji i hierarchizacji estymatorów zniekształceń. Na razie brak bowiem testu wyznaczającego ilościową przewagę jednego estymatora nad drugim.

Inną modyfikacją, konieczną z formalnego punktu widzenia, jest normalizacja odcinkowo przeskalowanej funkcji wagi tak, aby wartość średnia funkcji była równa 100%.

#### 4. Dyskusja

Zaproponowana modyfikacja sposobu oceny zniekształceń elektrokardiogramu jest pierwszą propozycją uwzględniającą wynikający z fizjologii nierównomierny rozkład informacji diagnostycznych w sygnale. Do niedogodności należy z pewnością konieczność wcześniejszego wyznaczenia granic załamków, co może być trudne obliczeniowo, na dodatek, zwłaszcza w przypadku sygnałów silnie zakłóconych, może być przyczyną błędów. Dodatkowe skomplikowanie obliczeń wiąże się z koniecznością przeskalowania funkcji wagi w osi czasu wraz ze zmianą częstości pracy serca. Dyskusyjne jest także wykorzystywanie modelu rozkładu informacji diagnostycznych w elektrokardiogramie zbudowanego w oparciu o te czy inne przesłanki. W chwili obecnej trudno jednak porównywać ze sobą modele

rozkładu informacji diagnostycznych, gdyż jest to pojęcie wprowadzone niecałe pół roku temu i nadal znajdujące się w zakresie zainteresowań badawczych autora i współpracowników.

Zaproponowana metoda oceny zniekształceń elektrokardiogramu nie została poddana testom numerycznym, choć z merytorycznego punktu widzenia jest to pożądane do jej weryfikacji. Główną trudność stanowi tu brak jednoznacznie określonych kryteriów zmienności natężenia strumienia informacji diagnostycznych w elektrokardiogramie, a także subiektywne odczucie istotności zniekształceń zmienne w zależności od doświadczenia i celu diagnostycznego osoby analizującej. Alternatywną drogą weryfikacji nowo zaproponowanej metody oceny zniekształceń może być ankieta przeprowadzona wśród kardiologów badająca korelację wartości fizjologicznie zmodyfikowanego estymatora zniekształceń z subiektywną percepcją zniekształceń przykładowych plików.

## **Bibliografia**

- [1] Y. Zigel, A. Cohen „On the optimal distortion measure for ECG compression” w materiałach European Medical & Biological Engineering Conference, Wiedeń, 1999
- [2] J. Fayn, P. Rubel „Caviar, a serial ECG processing system for the comparative analysis of VCGs and their interpretation with auto-reference to the patient” J. Electrocardiol. Suppl. Issue, 173:176, 1988
- [3] L. Edenbrandt, O. Palm „Vectocardiogram synthesized from a 12-lead ECG: superiority of the inverse Dower matrix” J. Electrocardiol. 21:361, 1988
- [4] J. Fayn „L’analyse sequentielle des electrocardiograms – une approche par comparaison optimale d’images filaires spatio-temporelles” – praca doktorska INSA-Lyon 1990
- [5] J. Fayn, P. Rubel „An improved method for the precise measurement of serial ECG changes in QRS duration and QT interval” J. Electrocardiol. Vol 24 suppl., 123:127, 1992
- [6] J. Fayn, P. Rubel „Caviar, a serial ECG processing and management system for pharmacological drug trials” w materiałach konferencji Computers in Cardiology, Wenecja 1991
- [7] P. Augustyniak "Pasma chwilowe sygnału elektrokardiograficznego" w materiałach konferencji Techniki Informatyczne w Medycynie, Ustroń-Jaszowiec 17-19.11.1999
- [8] P. Augustyniak "Ocena gęstości informacyjnej elektrokardiogramu metodą eliminacji współczynników falkowych" w materiałach II Sympozjum Modelowanie i Pomiary w Medycynie 8-12 maja 2000r., Krynica Górská