

OCENA GĘSTOŚCI INFORMACYJNEJ ELEKTROKARDIOGRAMU METODĄ ELIMINACJI WSPÓŁCZYNNIKÓW FALKOWYCH

Piotr Augustyniak¹

STRESZCZENIE

Praca przedstawia rezultat eksperymentu numerycznego polegającego na eliminacji współczynników reprezentacji czasowo-częstotliwościowych sygnału EKG i obserwacji wywołanej tym niedokładności wyznaczania podstawowych parametrów diagnostycznych. Postępowanie takie doprowadziło do wyodrębnienia w znormalizowanym zapisie stref identyfikowanych przez wyznaczone automatycznie punkty charakterystyczne, w których zubożenie sygnału ma mniejsze i większe wpływy na zniekształcenie informacji. W rezultacie obliczono funkcję czasu wyznaczającą rozkład strumienia informacji diagnostycznych w elektrokardiogramie. Funkcja taka jest punktem wyjścia do adaptacyjnej kompresji oraz oceny zniekształceń zapisów elektrokardiograficznych.

ASSESSMENT OF ECG INFORMATION DENSITY BY ELIMINATING OF WAVELET COEFFICIENTS

ABSTRACT

This work presents the results of a numerical experiment aiming at eliminating time-frequency plane coefficients of an electrocardiogram and observing the involved inaccuracy of computation of basic diagnostic parameters. This proceedings resulted in separation of regions in a standard ECG recording, related to waves start- and endpoints, in which cutting out some amount of data influence more or less the parameters distortion. Consequently, a time function was computed representing the diagnostic data stream density in an electrocardiogram. This function is a starting point to the compression of ECG's using the adaptively modified characteristics, as well as for comparing the distortion and differences in the ECG signals.

¹Katedra Automatyki AGH, 30-059 Kraków, Mickiewicza 30, august@biocyb.ia.agh.edu.pl
praca finansowana ze źródeł KBN nr grantu: 8 T11E 007 17

1. WSTĘP

Efektywna kompresja elektrokardiogramów nie zniekształcająca informacji diagnostycznych, wobec rozpowszechnienia długoczasowych zapisów EKG (metodą Holtera), jest zadaniem oczekującym pilnego rozwiązania. Kardiolodzy, użytkownicy systemów holterowskich, nie szczędzą krytycznych uwag pod adresem powszechnie spotykanych programów wykorzystujących algorytmy kompresji ogólnego przeznaczenia. Jest to podyktowane obawą o utratę istotnych diagnostycznie informacji w procesie kompresji sygnału [1].

Opracowanie algorytmu kompresji opartego na zmienności gęstości informacyjnej elektrokardiogramu, a więc z wykorzystaniem pewnej wiedzy na temat spodziewanych lokalnych własności sygnału jest celem prowadzonych w Katedrze Automatyki AGH prac badawczych. Zaprzeczono na wstępie powszechnie przyjmowanej tezie (będącej podstawą funkcjonowania algorytmów kompresji ogólnego przeznaczenia) o jednorodności strumienia informacji w sygnale. Zaprzeczenie takie jest w pewnym sensie inspirowane coraz powszechniejszym kwestionowaniem zasadności użycia globalnych wskaźników (np. różnicy średniokwadratowej – PRD) do porównywania sygnałów elektrodiagnostycznych. Dogodną okolicznością jest w przypadku fakt, że algorytmy automatycznego rozpoznawania struktur elektrokardiogramu, a co najmniej granic załamków, należą już do kanonu zastosowań klinicznych, a wiarygodność otrzymywanych obecnie z ich pomocą rezultatów uzyskała uznanie kardiologów.

Pierwszym krokiem w kierunku umożliwienia algorytmowi kompresji dostosowania swych parametrów do oczekiwanych własności sygnału jest więc podział typowego elektrokardiogramu na odcinki o zmiennej istotności diagnostycznej. Podział ten jest oparty na strukturach, których detekcja przebiega w pełni automatycznie – załamku P, zespole QRS i załamku T.

Zakres badań opisywany w tym referacie obejmuje próbę wyznaczenia funkcji przyporządkowujących próbkom dyskretnego sygnału EKG wartości z przedziału $<0...1>$ reprezentujące ich istotność diagnostyczną. Wartości tej funkcji dla poszczególnych próbek są uzależnione od ich położenia względem punktów charakterystycznych ewolucji serca, czyli początków i końców załamków.

2. MATERIAŁY I METODY

Opisana metoda wyznaczania gęstości informacyjnej elektrokardiogramu polega na eliminacji współczynników powierzchni czasowo-częstotliwościowej i obserwacji spowodowanych tym zniekształceń informacji diagnostycznych. Na wstępie przeprowadzono analizę wpływu bezpośredniego ograniczania strumienia informacji na jakość parametrów diagnostycznych elektrokardiogramu. Wymagało to zdefiniowania ogólnego estymatora jakości parametrów diagnostycznych, a następnie przeprowadzenia testów numerycznych polegających na automatycznym wyznaczeniu wartości tego estymatora dla sygnałów zubożonych losowo oraz zubożonych lokalnie. Umożliwi to stwierdzenie wpływu położenia strefy zubożenia na wartość estymatora jakości sygnału, a zatem określenia lokalizacji w których zubożenie sygnału powoduje znaczną utratę jakości parametrów diagnostycznych. Rejonom tym zostanie przypisana większa istotność diagnostyczna, lub – używając innego wyrażenia – większe natężenie strumienia informacji diagnostycznych.

2.1. Wybór estymatora jakości parametrów diagnostycznych EKG

Generalne określenie jakości wymaga w tym przypadku zdefiniowania konkretnych parametrów diagnostycznych, możliwych do wyznaczenia automatycznie, których obliczenie jest coraz mniej poprawne wraz z ograniczeniem strumienia informacji. Spośród parametrów diagnostycznych elektrokardiogramu najistotniejsze wydają się parametry czasowe, gdyż reprezentują one proces rozchodzenia się pobudzeń w układzie bodźcotwórczym serca. Do grupy tej należą: położenie szczytu załamka R oraz lokalizacje pozostałych punktów początkowych i końcowych załamek. Inną ważną grupą parametrów są wielkości mierzone w ustalonych punktach czasowych. W tej grupie najważniejszymi parametrami są: ilościowa ocena mikropotencjałów komorowych oraz ocena odcinka ST. W realizacji postawionego celu należało jednak wziąć pod uwagę nie tylko istotność diagnostyczną wybranych parametrów, ale również ich wrażliwość na zubożenie sygnału. Rozważano następujące parametry jako estymatory jakości diagnostyki EKG:

Tab. 1. Zestawienie wybranych parametrów diagnostycznych EKG

parametr	znaczenie diagnostyczne	wrażliwość na jakość sygnału
dokładność położenia szczytu załamka R	Jest to parametr o podstawowym znaczeniu diagnostycznym zwłaszcza z punktu widzenia częstości rytmu i zmienności rytmu w określonych warunkach (HRV)	Możliwe jest przybliżenie szczytu załamka R parabolą, co prowadzi do kompensacji znacznej części ubytku strumienia informacji.
dokładność wyznaczenia punktów charakterystycznych załamek P, QRS i T	Są to parametry umożliwiające wyznaczenie wszystkich pozostałych odstępów i odcinków, a więc ich poprawne wyznaczenie gwarantuje wierność reprezentacji zjawisk zachodzących w układzie bodźcotwórczym serca	Ze względu na złożoność zjawisk zachodzących na początku i końcu załamek niemożliwe jest odtworzenie utraconych informacji na drodze matematycznej
pomiar mikropotencjałów komorowych	mikropotencjały komorowe są reprezentacją skłonności do spontanicznego migotania komór, które jest arytmia groźną dla życia	Nieznaczne ograniczenie strumienia informacji wyklucza możliwość analizy mikropotencjałów komorowych
pomiar położenia i nachylenia odcinka ST	nieprawidłowe położenie i nachylenie odcinka ST jest reprezentacją niedokrwienia mięśnia serca, najczęściej na skutek choroby wieńcowej, występuje zwłaszcza w warunkach stresu psychicznego lub wysiłku fizycznego.	Pomiar parametrów odcinka ST jest uwarunkowany poprawną rejestracją niskich częstotliwości – ograniczanie strumienia informacji poprzez zmniejszanie pasma sygnału od góry nie wpływa na parametry odcinka ST aż do momentu, kiedy zapis reprezentuje już tylko zgrubny elektrokardiogram

Wybrano parametry najbardziej wrażliwe na ograniczanie pasma sygnału, jakimi okazały się lokalizacje punktów początkowych i końcowych załamek: P-onset, P-end, QRS-onset, QRS-end oraz T-end. Dokładność wyznaczania parametrów została przedstawiona w postaci pojedynczego współczynnika D reprezentującego ważony błąd wyznaczenia poszczególnych punktów. Wartości wag wybrano w oparciu o zalecenia CSE (*Common Standard for*

Quantitative Electrocardiography) [2] dotyczące maksymalnej dopuszczalnej odchyłki lokalizacji punktu w stosunku do wartości prawdziwej w testowanych programach diagnostycznych. Dla sygnału o częstotliwości próbkowania 500 Hz wynoszą one:

Tab. 2. Zestawienie dopuszczalnych błędów lokalizacji załamków wg CSE

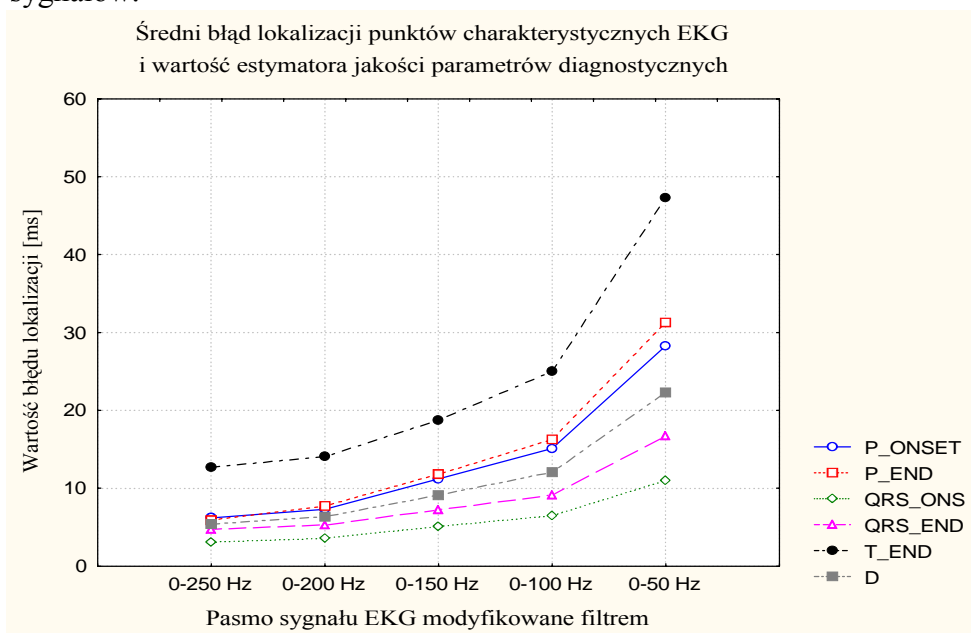
	P-onset	P-end	QRS-onset	QRS-end	T-end
dopuszczalny błąd lokalizacji [ms]	8.0	7.8	4.4	5.8	15.6
przyjęty współczynnik wagowy	0.174	0.179	0.317	0.240	0.090

$$D = d_{P-onset} \cdot w_{P-onset} + d_{P-end} \cdot w_{P-end} + d_{QRS-onset} \cdot w_{QRS-onset} + d_{QRS-end} \cdot w_{QRS-end} + d_{T-end} \cdot w_{T-end}$$

Współczynnik D przedstawiony wzorem (1) przyjęto do wyrażenia globalnej niedokładności obliczania parametrów diagnostycznych w przeprowadzonych testach numerycznych.

2.2. Testowanie estymatora jakości parametrów diagnostycznych

Przyjęty estymator jakości parametrów diagnostycznych wymaga przetestowania w celu stwierdzenia, czy zmiana jego wartości odpowiada zmianie natężenia strumienia informacji w rozumieniu teorii sygnałów. Testowanie wykonano przez określenie wartości estymatora dla sygnałów z bazy danych CSE (opis poniżej). Wykorzystano 125 sygnałów próbkowanych z częstotliwością 500 Hz, w wersjach filtrowanych dolnoprzepustowo z użyciem filtrów FIR o nachyleniu 12dB/okt. i częstotliwościach odcięcia: 50, 100, 150, 200 Hz. W każdym z przypadków obliczona została wartość D estymatora błędu wyznaczania punktów charakterystycznych załamków. Następnie poszczególne wartości D zostały uśrednione w zbiorze sygnałów.



Rys. 1. Rezultaty testów estymatora jakości parametrów diagnostycznych EKG

Rezultaty testów estymatora jakości przeprowadzone z zastosowaniem sygnałów o zmniejszonym w sposób kontrolowany natężeniu strumienia informacji (paśmie) pozwalają przyjąć estymator D jako wiarygodny do określania jakości parametrów diagnostycznych otrzymywanych z elektrokardiogramu. Wartość współczynnika korelacji (r-Pearsona) szerokości pasma i wartości estymatora D wynosząca 91,7% świadczy o dobrej reprezentacji gęstości strumienia informacji przez opisaną wielkość D . Komentarza wymaga jedynie pewna niezgodność dla pasma 0-250 Hz, z ekstrapolacji liniowej wynikają bowiem mniejsze wartości błędów lokalizacji niż otrzymane w rzeczywistości. Można wskazać co najmniej dwie przyczyny zaobserwowanej niezgodności:

- pasmo 0-250 Hz wynika z przyjęcia częstotliwości próbkowania sygnału, a nie z zastosowania filtra, wirtualny filtr wynikający z twierdzenia o próbkowaniu ma znacznie ostrzejsze zbocze charakterystyki niż używany filtr dolnoprzepustowy – w efekcie energia składowych w paśmie 200-250Hz jest niewielka, stąd brak zdecydowanej poprawy parametrów diagnostycznych i wartości estymatora.
- częstotliwość próbkowania sygnałów w bazie danych CSE równa 500Hz została przyjęta w wyniku licznych prób i doświadczeń, jako najbardziej odpowiednia do przeważającej większości zastosowań elektrokardiograficznych – wynika z tego, że w górnych częściach tego pasma istnieje już znacznie ograniczona ilość składowych o energiach mających wpływ na dokładność parametrów diagnostycznych.

2.3. Zbiór sygnałów testowych

Źródłem sygnałów testowych była standardowa baza danych Common Standard for Quantitative Electrocardiography (CSE Multilead Database) [2] zawierająca 125 sygnałów w standardzie 12-odprowadzeniowym. Częstotliwość próbkowania wszystkich sygnałów wchodzących w skład bazy CSE wynosi 500 Hz, a rozdzielczość 16 bitów. Baza zawiera także rezultaty pomiarów załamek (punkty: P-onset, P-end, QRS-onset, QRS-end i T-end) wyznaczone z użyciem 20 programów diagnostycznych i zweryfikowane przez grupę specjalistów. Wartości średnie każdego z tych punktów są rekomendowane do stosowania jako wartości prawdziwe. Wartości punktów charakterystycznych podane są wspólnie dla wszystkich odprowadzeń rejestrujących sygnał. Z obliczeń wykluczono dwa sygnały zawierające zapis z użyciem kardiostymulatora, 20 sygnałów zawierających zapis zakłócony lub reprezentujący zmiany odcinka ST oraz 11 sygnałów, w których załamek P nie wystąpił (zespół QRS był pochodzenia komorowego).

Ostatecznie, liczba sygnałów na których możliwe było wyznaczenie estymatora jakości D , wymagające z definicji wyznaczenia wszystkich punktów charakterystycznych P-onset, P-end, QRS-onset, QRS-end i T-end wynosiła 89.

Określenia punktów charakterystycznych dokonywano z użyciem algorytmu stosowanego od kilku lat w praktyce klinicznej stanowiącego oprogramowanie systemowe automatycznego elektrokardiografu. Zostało ono udostępnione (w postaci "czarnej skrzynki") przez firmę Aspel. Z uwagi na dostosowanie algorytmu do częstotliwości próbkowania 500 Hz, niemożliwe było użycie go do innych sygnałów, z czego wynika sposób redukcji natężenia strumienia informacji przez filtrację dolnoprzepustową, a nie (co wydaje się bardziej naturalne) przez podpróbkowanie. Niejako przy okazji stwierdzono spełnienie przez używany algorytm norm określonych przez komitet CSE.

2.4. Wybór odwracalnej transformacji falkowej

Przekształcenie sygnału do dziedzinie czasowo-częstotliwościowej oraz odwrotne przekształcenie zmodyfikowanej powierzchni czasowo-częstotliwościowej do dziedzinie czasu zrealizowano z użyciem odwracalnej transformacji falkowej.

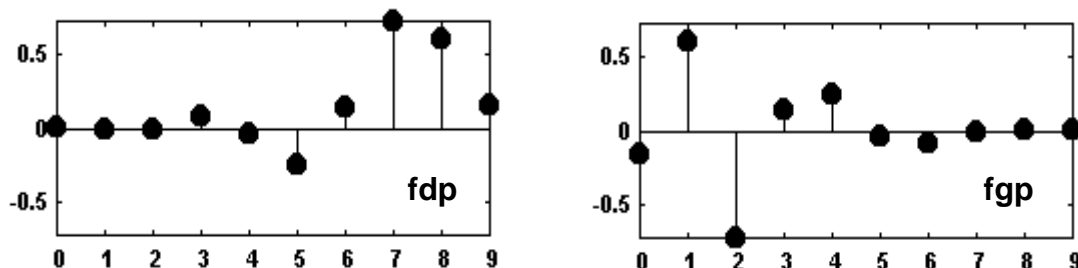
Istotnie pożądanym było użycie transformacji wykorzystującej filtry o nośniku zwartym, gdyż od długości niezerowej części filtrów zależała długość atomów powierzchni czasowo-częstotliwościowej i precyzja lokalizacji energii w dziedzinie czasu. Ponieważ własności elektrokardiogramu zostały zdefiniowane w oparciu o wyznaczone wcześniej punkty charakterystyczne załamków, celowe wydaje się zatrzymanie dekompozycji po osiągnięciu przez atomy powierzchni czasowo-częstotliwościowej długości porównywalnej z długościami załamków. W opisywanym eksperymencie numerycznym przyjęto granicę dekompozycji na trzecim poziomie. Dzięki temu uzyskano cztery zakresy częstotliwościowe: 0 – 32 Hz, 32 – 64 Hz, 64 – 125 Hz oraz 125 – 250 Hz.

Jednocześnie okres odpowiadający najniższej częstotliwości podziału wynoszący 33 ms jest na pewno krótszy od jakiegokolwiek odległości pomiędzy punktami charakterystycznymi elektrokardiogramu.

Drugą własnością funkcji falek analizujących pożądaną w opisywanym zastosowaniu była jak najlepsza separacja sąsiednich zakresów częstotliwościowych, opisywana jako stromość nachylenia zboczy widmowych charakterystyk filtrów. Jest to własność przeciwstawna do wymagania zwartości nośnika i bardzo łatwo można zwiększając długość falki analizującej osiągnąć bardzo dużą dobroć filtrów. W granicy, długość falki jest nieskończona a analiza jest równoważna klasycznej transformacji Fouriera. Ponieważ dla lokalizacji atomów powierzchni czasowo-częstotliwościowej niemożliwe jest dowolne wydłużanie nośnika funkcji filtru, dlatego przy założonej długości nośnika wybrano falkę charakteryzującą się największą stromością zboczy.

Trzecią własnością stosowanego przekształcenia wymaganą w zastosowaniach filtracji w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej jest ortogonalność funkcji filtrów. Zastosowanie ortonormalnych funkcji analizujących (falek) zapewnia ściśle odwzorowanie informacji oraz zachowanie energii sygnału podczas przekształcenia go do dziedzinie czasowo-częstotliwościowej oraz podczas przekształcenia odwrotnego. W zastosowaniach do filtracji własność ta jest szczególnie istotna, zapewnia bowiem, że wszystkie zmiany wynikowej postaci czasowej sygnału są następstwem jedynie manipulacji dokonanych na powierzchni czasowo-częstotliwościowej.

Mając na uwadze powyższe argumenty zdecydowano wykorzystać w opisywanym eksperymencie falkę V rzędu Daubechies [3] spełniającą wszystkie pożądanym postulaty. Składa się ona z dwóch filtrów ortonormalnych o następujących współczynnikach (rys. 2):



Rys. 2. Współczynniki transmitancji dolnoprzepustowego (fdp) i górnoprzepustowego (fgp) filtra (falki) Daubechies r = 5 rzędu. Nośnik tej falki składa się z 2*r niezerowych współczynników.

Warto zauważyć, że wszystkie pozostałe współczynniki są dokładnie zerowe, nie ma więc podstaw do obawy o zniekształcenia wynikłe z zaokrąglania, co charakteryzuje „ucyfrowione” filtry analogowe nie posiadające nośnika zwartego.

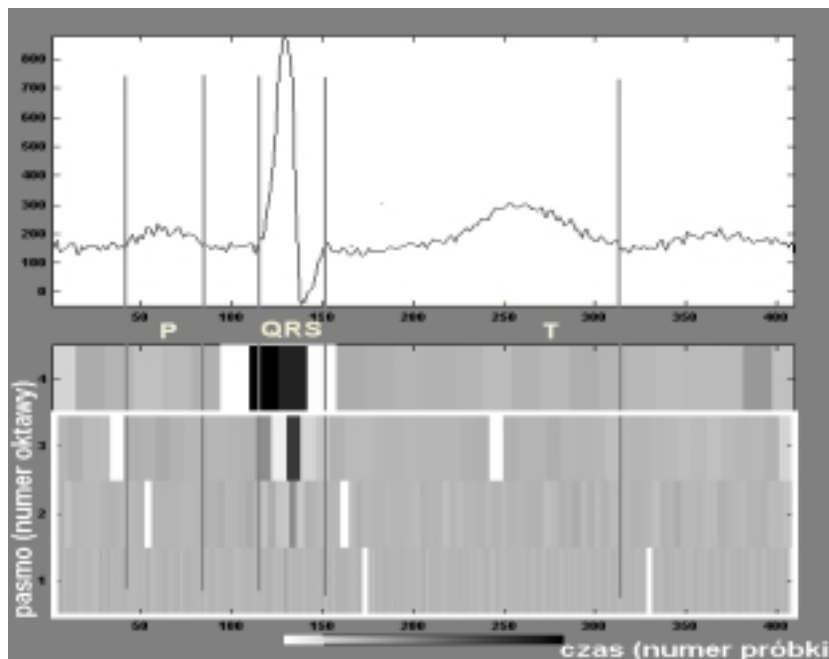
2.5. Metoda eliminacji współczynników powierzchni czasowo-częstotliwościowej

Rezultatem przekształcenia sygnału elektrokardiograficznego z bazy CSE, reprezentującego jedną ewolucję serca, do dziedziny czasowo-częstotliwościowej jest powierzchnia czasowo-częstotliwościowa, której współczynniki (liczby rzeczywiste) reprezentują energię poszczególnych komponentów sygnału. Komponenty te są zwyczajowo zwane atomami, co symbolizuje ich niepodzielność w dziedzinie czasu wynikającą z zasady nieoznaczoności Heisenberga, a w dziedzinie częstotliwości – z twierdzenia o próbkowaniu (Shannona).

W celu wykazania niejednorodności strumienia informacji w sygnale EKG – a dzięki zastosowaniu przekształcenia ortogonalnego – również w jego powierzchni czasowo-częstotliwościowej przeprowadzono eliminację (przyrównanie do zera) wybranych losowo komponentów sygnału. Zastosowano dwa schematy eliminacji:

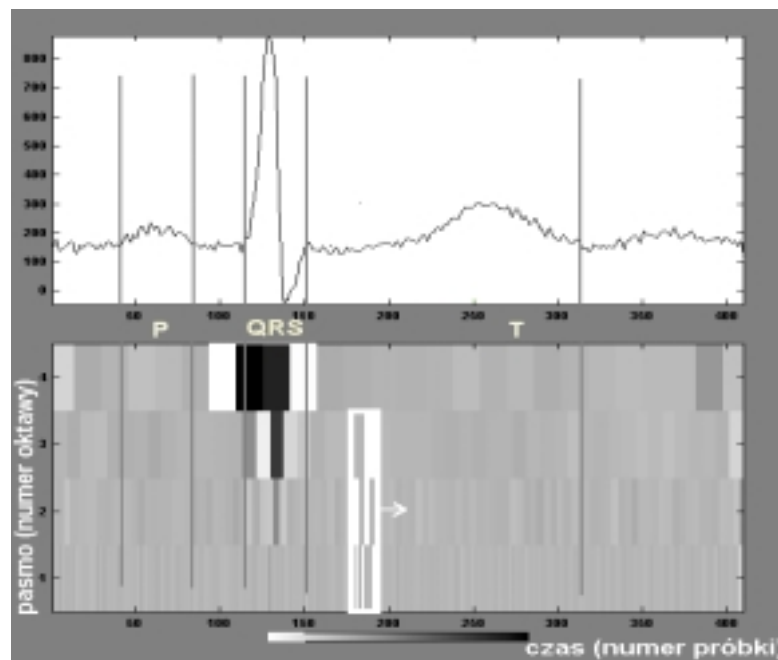
- eliminację 6 losowo wybranych współczynników czasowo-częstotliwościowych oktaw 1...3 (32 ... 250 Hz) bez ograniczeń lokalizacji na osi czasu (rys. 3).
- eliminację 6 losowo wybranych współczynników czasowo-częstotliwościowych oktaw 1...3 (32 ... 250 Hz) położonych w oknie o długości 64 ms przesuwanym wzdłuż osi czasu (rys.4).

Ilość eliminowanych współczynników dobrano tak, aby nie przekraczała połowy współczynników w oknie czasowym o danej długości. Wybór długości okna czasowego był z kolei podyktowany chęcią uzyskania jak największej precyzji lokalizacji zmian gęstości strumienia informacji. W bardzo krótkim oknie ilość współczynników byłaby jednak niewielka (zwłaszcza dotyczy to niższych zakresów częstotliwości) i losowość ich eliminacji - dyskusyjna.



Rys.3. Eliminacja 6 losowo wybranych współczynników czasowo-częstotliwościowych oktaw 1...3 (32 ... 250 Hz) bez ograniczeń lokalizacji na osi czasu

Dla eliminacji prowadzonej bez ograniczeń czasowych wykonano 25 doświadczeń, a dla każdej pozycji okna eliminacji wykonano po 5 doświadczeń polegających na wyzerowaniu losowo wybranych współczynników dla wszystkich sygnałów, a następnie transformacji zmodyfikowanych powierzchni czasowo-częstotliwościowych do dziedziny czasu, zautomatyzowanej obróbce algorytmem wyznaczającym położenie punktów początkowych i końcowych załamków i wreszcie – obliczeniu uśrednionej w zbiorze sygnałów wartości estymatora D jakości parametrów diagnostycznych EKG. Spodziewanym rezultatem była istotna współmienność wartości estymatora D oraz położenia okna eliminacji, co uzasadniałoby tezę o istnieniu mniej i bardziej istotnych diagnostycznie partii sygnału EKG. Dodatkowo, normalizacja funkcji $D(t)$ pozwoli określić "funkcję istotności diagnostycznej" poszczególnych partii sygnału elektrokardiograficznego.

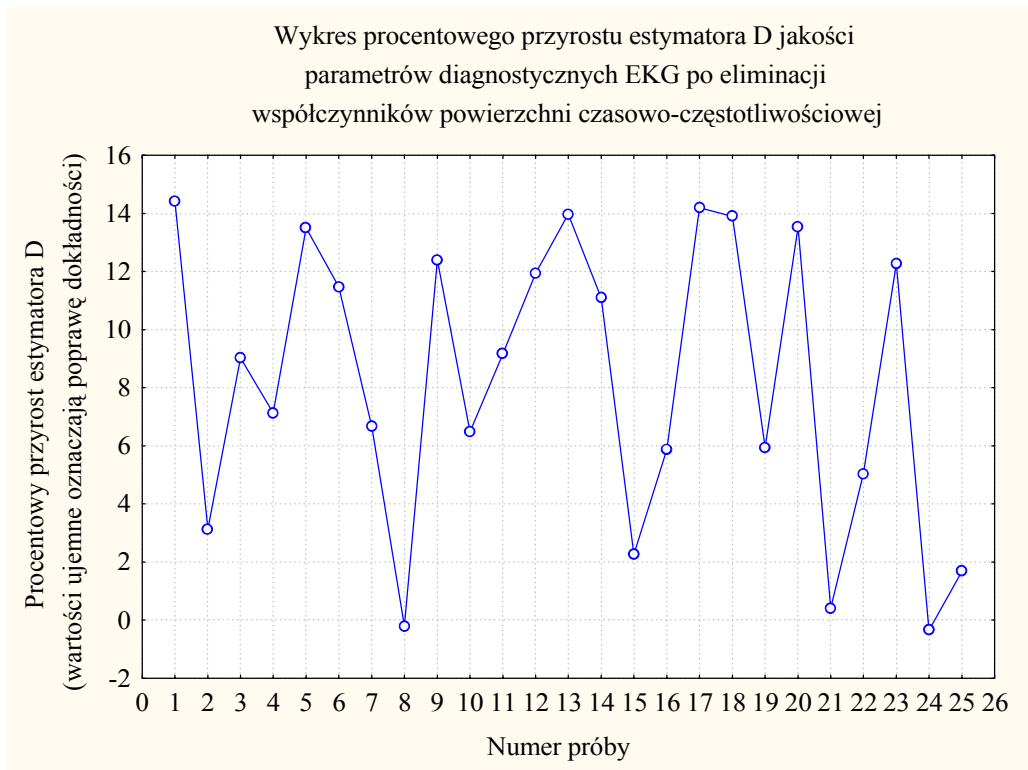


Rys. 4. Eliminacja 6 losowo wybranych współczynników czasowo-częstotliwościowych oktaw 1...3 (32 ... 250 Hz) położonych w oknie o długości 64 ms przesuwającym wzdłuż osi czasu

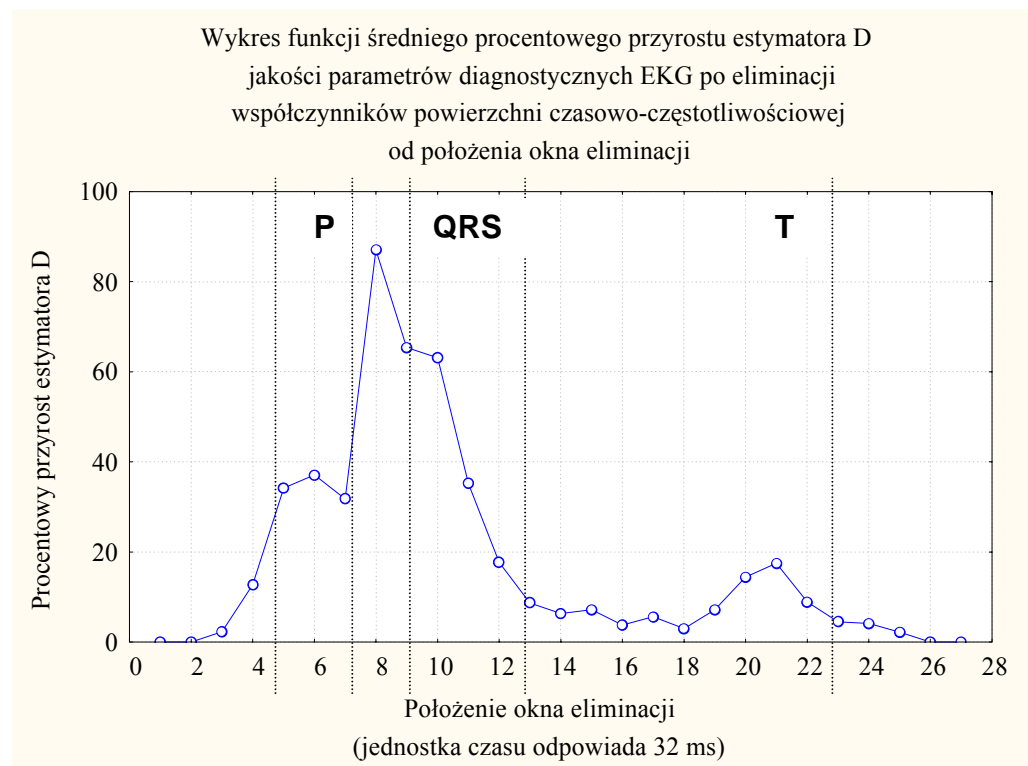
3. REZULTATY

Wykonany eksperyment numeryczny doprowadził do uzyskania następujących rezultatów:

- W wyniku eliminacji 6 losowo wybranych współczynników czasowo-częstotliwościowych oktaw 1...3 (32 ... 250 Hz) bez ograniczeń lokalizacji na osi czasu otrzymywano przeważnie pogorszenie jakości parametrów diagnostycznych EKG reprezentowane wzrostem wartości estymatora jakości D o średnio 8,3% w porównaniu z wartością otrzymaną przed zubożeniem sygnału. Wartości względne estymatora jakości w kolejnych próbach przedstawia rysunek 5. W jednym przypadku otrzymano poprawę jakości parametrów diagnostycznych w wyniku zubożenia sygnału. Sytuacja taka może mieć miejsce np. w wyniku usunięcia składowej zakłócającej w pobliżu punktu charakterystycznego, przez co lokalizacja jego położenia jest bliższa wartości prawdziwej po zubożeniu sygnału.



Rys. 5. Wartości względnego przyrostu estymatora jakości D w kolejnych próbach eliminacji współczynników bez ograniczeń lokalizacji na osi czasu.



Rys. 6. Wartość funkcji średniego procentowego przyrostu estymatora D od położenia okna eliminacji. Na rysunku zaznaczono dodatkowo uśrednione w zbiorze sygnałów położenia punktów charakterystycznych załamków.

- Zubożenie sygnału w sposób zorganizowany poprzez eliminację 6 losowo wybranych współczynników czasowo-częstotliwościowych oktaw 1...3 (32 ... 250 Hz) położonych w oknie o długości 64 ms przesuwany wzdłuż osi czasu doprowadziło do uzyskania zależności czasowej przyrostu estymatora jakości od położenia okna. Położenie okna było zmieniane co 32 ms, co odpowiada długości atomu powierzchni czasowo-częstotliwościowej dla 3 (najniższej) oktawy. Otrzymano w ten sposób 27 pozycji okna uśredniania odpowiadającej średniemu czasowi ewolucji serca równemu 865 ms (tętno 70/min). Dla każdej pozycji okna wykonano 5 prób eliminacji, podczas każdej z nich wybierając losowo 6 współczynników spośród 14 zawierających się w oknie. Uśredniając wyniki otrzymane w wyniku obliczenia wartości estymatora D dla każdej z pięciu prób i porównując z wartością D obliczoną przed uśrednieniem sygnału, otrzymano wartości procentowego przyrostu niedokładności parametrów diagnostycznych dla każdej pozycji okna. Wartości te określają stopień wrażliwości parametrów diagnostycznych na lokalne zniekształcenia informacji w zależności od lokalizacji strefy zniekształceń. .

4. Dyskusja i wnioski

W wyniku przeprowadzonego eksperymentu numerycznego wykazano niejednakową zawartość diagnostyczną sygnału EKG w dziedzinie czasu. Wskazane zostały – lokalizowane względem punktów początkowych i końcowych załamków - strefy mniej i bardziej wrażliwe na zakłócanie informacji zawartej w sygnale. Jest to równoznaczne ze zmiennością istotności diagnostycznej wzdłuż osi czasu. Do istotnych nowości w zakresie poznania natury sygnału EKG należą ponadto:

- sformułowanie i przetestowanie własności estymatora D jakości parametrów diagnostycznych EKG. Parametr ten odpowiada założeniom komitetu CSE.
- wyliczenie w oparciu o sygnały standardowe z bazy danych zależności czasowej uśrednionej wartości estymatora D od czasu.

Wykazanie niejednorodności gęstości strumienia informacji w elektrokardiogramie ma szereg daleko idących konsekwencji:

- funkcja gęstości informacji diagnostycznej (obliczona przez normalizację przedstawionej na rys. 6 funkcji średniego procentowego przyrostu estymatora $D(t)$) jest podstawą modyfikacji charakterystyk kompresji dedykowanej dla elektrokardiografii [4].
- funkcja gęstości informacji diagnostycznej może być użyta w roli szeregu współczynników wagowych przy obliczaniu zniekształceń przebiegu EKG. Fakt, że nie jest to funkcja stała podważa zasadność stosowania rozpowszechnionych metod pomiarów zniekształceń w rodzaju np. różnicy średniokwadratowej (PRD), która nie uwzględnia lokalnych wahań istotności sygnału.

LITERATURA

- [1] Dąbrowski A., Dąbrowska B., Piotrowicz R. "Elektrokardiografia Holterowska" Wydawnictwa Medyczne Warszawa 1994
- [2] Willems J. L. "Common Standards for Quantitative Electrocardiography" 10th CSE Progress Report, 1990. Leuven: ACCO publ., 1990, 384p.
- [3] Daubechies I. "Ten lectures on wavelets" CBMS-NSF conference series in applied mathematics. SIAM Ed, 1992,
- [4] Augustyniak P. "Odrębna Kompresja Wyższych Oktaw Elektrokardiogramu" w mat. XI konferencji Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Warszawa 02-04.12.1999 r.