

POMIAR CHWILOWEGO PASMA SYGNAŁU EKG Z ESTYMACJĄ SZUMÓW W ZAKRESIE NISKICH CZĘSTOTLIWOŚCI

Piotr Augustyniak¹

STRESZCZENIE

Praca przedstawia opis rozwiązania problemu estymacji pasma chwilowego elektrokardiogramu. Istotną nowość stanowi możliwość estymacji i zarazem odcięcia poziomu szumów dla częstotliwości niskich, których okres przekracza długość odcinka referencyjnego izolunii. Ograniczenie wynikające z długości izolunii implikowało konieczność uznania wszystkich współczynników falkowych za istotne z punktu widzenia rekonstrukcji, co obniżało efektywność kompresji elektrokardiogramu w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej. Opisywana modyfikacja polega na ekstrapolacji poziomu szumów zmierzonego w wyższych oktavach na niższe zakresy częstotliwościowe.

MEASURING THE INSTANTANEOUS BANDWIDTH OF AN ELECTROCARDIOGRAM WITH NOISE ESTIMATION IN LOWER FREQUENCY RANGES

ABSTRACT

This work describes the solution to the problem of instantaneous bandwidth estimation for an electrocardiogram. The main novelty is here the ability of estimating and thresholding noise for low frequency ranges those period were too longer that the reference baseline section. The limitation of the baseline length implied considering of all time-frequency coefficients in lower octaves as essential for reconstruction, that affected the compression effectiveness. The developed improvement consists in extrapolation of noise measured in higher octaves to lower frequency bands.

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

Rozpowszechnienie długoczasowych zapisów elektrokardiograficznych (metodą Holtera), które stało się możliwe w ostatnich latach głównie dzięki postępowi elektroniki i coraz doskonalszym programom analizy automatycznej, implikuje potrzebę opracowania efektywnego algorytmu kompresji sygnału EKG. Znane z literatury próby stosowania kompresji (archiwizacji) sygnału elektrokardiograficznego spotykają się przeważnie ze sceptycznym przyjęciem użytkowników obawiających się utraty istotnych diagnostycznie informacji w procesie kompresji sygnału. Faktem jest jednak, że swoista kompresja sygnału dokonywana jest właśnie przez lekarza w procesie analizy elektrokardiogramu.

Przeгляд powszechnie stosowanych algorytmów kompresji sygnałów ogólnego przeznaczenia prowadzi jednocześnie do wniosku, że uniwersalność tych algorytmów została uzyskana przez celowe niewykorzystanie wiedzy o własnościach sygnału. Podejście takie jest równoważne z twierdzeniem, że gęstość informacyjna sygnału jest wartością stałą, lub używając innych słów, że w sygnale nie można wyróżnić bardziej i mniej istotnych fragmentów. Zaprzeczenie tej tezy leży u źródła prowadzonych w Katedrze Automatyki AGH prac badawczych, których celem jest opracowanie dedykowanego do elektrokardiografii algorytmu kompresji sygnału dopuszczającego większe niedokładności na odcinkach mniej istotnych i zachowującego większą wierność odwzorowania na odcinkach bardziej istotnych. Głównym założeniem jakie przyjęto na wstępie jest **niejednakowa gęstość informacji diagnostycznych** na poszczególnych odcinkach elektrokardiogramu. Wykorzystanie tych niejednorodności wymaga jednak uprzedniego określenia funkcji chwilowej gęstości informacyjnej sygnału EKG, co jest zadaniem szczególnie trudnym wobec różnorodności zjawisk reprezentowanych przez ten sygnał.

Pewnym standardem przyjętym w przetwarzaniu sygnałów jest utożsamianie gęstości strumienia informacji z widmem sygnału, co jest ściśle reprezentowane w przypadku sygnałów dyskretnych. Określenie chwilowego natężenia strumienia informacji wymaga więc zdefiniowania chwilowego widma sygnału EKG. Użycie w bezpośrednim sąsiedztwie słów: "chwilowe" i "widmo" implikuje zastosowanie najbardziej do tego celu naturalnej reprezentacji sygnału – powierzchni czasowo-częstotliwościowej.

Opisywany zakres badań jest rozszerzeniem proponowanej już poprzednio przez autora koncepcji chwilowego pasma elektrokardiogramu [1], [2], [3]. Pasma to zostało zdefiniowane jako obszar powierzchni czasowo-częstotliwościowej, który charakteryzuje się istotną różnicą wartości współczynników czasowo-częstotliwościowych w stosunku do wartości analogicznych współczynników obliczonych na odcinku referencyjnym. Jednym z dostrzeżonych wówczas ograniczeń był brak możliwości określenia widma chwilowego dla zakresu niskich częstotliwości. Przyczyną była niewielka długość odcinka referencyjnego (izolinii), co uniemożliwiało dokonanie dekompozycji czasowo-częstotliwościowej dla pasm częstotliwościowych poniżej 16 Hz. Opisywane tu rozwiązanie tego problemu polega na estymacji poziomu szumów w zakresie niskich częstotliwości na podstawie wartości uzyskanych w górnych oktawach.

2. MATERIAŁY I METODY

2.1. Sygnały testowe

Źródłem sygnałów testowych była standardowa baza danych Common Standard for Quantitative Electrocardiography (CSE Multilead Database) [4] zawierająca 125 sygnałów w standardzie 12-odprowadzeniowym oraz dwubiegunowe odprowdzenia wektokardiograficzne X, Y i Z zarejestrowane współbieżnie. Częstotliwość próbkowania

wszystkich sygnałów wchodzących w skład bazy CSE wynosi 500 Hz, a rozdzielczość 16 bitów. 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. 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 dla zespołu QRS wykluczono dwa sygnały zawierające zapis z użyciem kardiostymulatora, z obliczeń dla załamka T wykluczono ponadto 20 sygnałów zawierających zapis zakłócony lub reprezentujący zmiany odcinka ST, natomiast z obliczeń dla załamka P wykluczono 13 sygnałów zawierających zapis zakłócony i 11 sygnałów, w których załamek P nie wystąpił (zespół QRS był o morfologii komorowej).

2.2. Przygotowanie i normalizacja odcinków elektrokardiogramu

Przed wykonaniem transformacji czasowo-częstotliwościowych sygnał w obrębie załamka podlegał przekształceniom mającym za zadanie minimalizację zniekształceń otrzymanej reprezentacji. Były to następujące zabiegi przygotowawcze:

- Odjęcie składowej stałej i trendu liniowego – operacja taka ogranicza zjawiska brzegowe związane z nieciągłością sygnału na granicy dwóch jego okresów.
- Temperowanie – powoduje „uciąglenie” sygnału na granicy dwóch jego okresów poprzez nałożenie maski o kształcie połówki okresu sinusoidy na początkowe i końcowe próbki sygnału.
- Normalizacja długości – przyjęte znormalizowane wartości długości, przedstawione w tab. 1. są najbliższymi średniej rzeczywistej długości załamków.

Tabela 1. Średnie wartości długości załamków i przyjęte długości znormalizowane (długość podana w próbkach odpowiadających 2 ms)

	RR	P	QRS	T
średnia rzeczywista długość	443.62	55.61	54.75	146.27
rzeczywiste odchylenie standardowe	106.35	6.49	11.56	18.17
znormalizowana długość		64	64	128

Normalizacja długości była wykonywana przez obcięcie części sygnału przekraczającej długość znormalizowaną, lub przez uzupełnienie sygnału jego lustrzanym odbiciem.

Tak przygotowany sygnał był przedmiotem transformacji czasowo-częstotliwościowej z użyciem falek V rzędu Daubechies [5] spełniającą wszystkie poniższe postulaty:

- wykorzystywanie filtrów o nośniku zwartym, gdyż od długości niezerowej części filtrów zależała długość atomów powierzchni czasowo-częstotliwościowej i precyzja lokalizacji energii w dziedzinie czasu. Ponieważ celem jest zdefiniowanie własności elektrokardiogramu (pasma chwilowego) 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.
- jak najlepsza separacja sąsiednich zakresów częstotliwościowych, opisywana jako stromość nachylenia zboczy widmowych charakterystyk filtrów – zrealizowana poprzez wybór falki-matki o jak najstromejszych zboczach charakterystyki widmowej.
- ortogonalność funkcji filtrów zapewniająca ścisłe odwzorowanie informacji oraz zachowanie energii sygnału podczas przekształcenia go do dziedziny czasowo-częstotliwościowej.

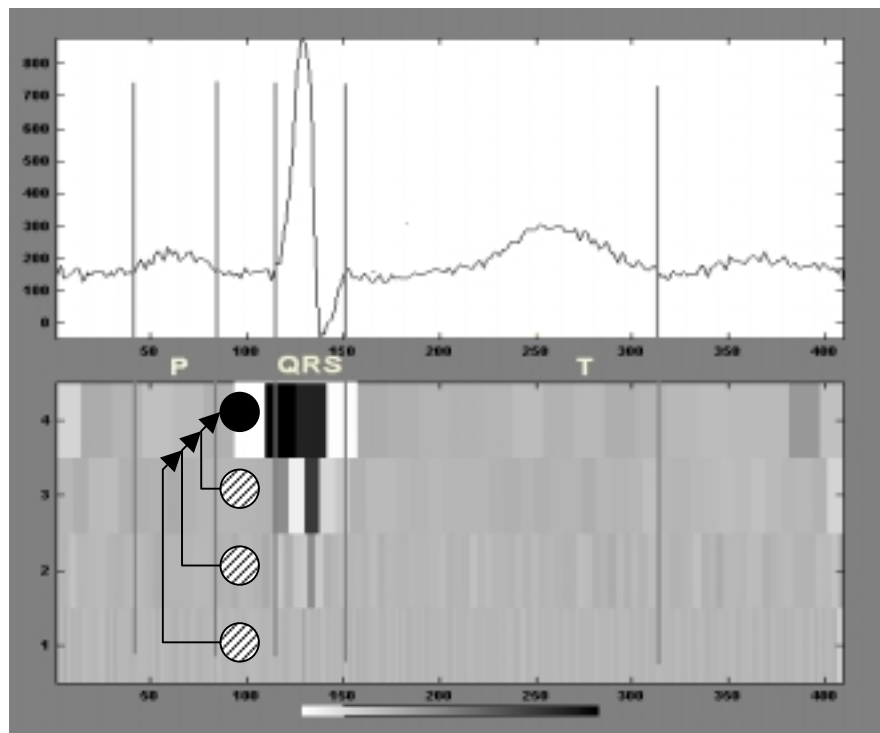
2.3. Pomiar szumów w górnych zakresach częstotliwości

Przyjęto, że sygnał linii izoelektrycznej (pomiędzy końcem załamka P a początkiem zespołu QRS, lub ok. 30 ms przed początkiem zespołu QRS w przypadku skurczów pochodzenia komorowego) stanowi zapis udokumentowanego braku aktywności elektrycznej serca. Sygnały na linii izoelektrycznej reprezentują zatem pozakardiologiczne zjawiska elektryczne rejestrowane wraz z elektrokardiogramem (zakłócenia i szumy). Przy założeniu stacjonarności tych zjawisk, a przynajmniej braku korelacji z aktywnością serca stanowią one podstawę do określenia poziomu szumów w sygnale załamków.

- Ponieważ linia izoelektryczna jest stosunkowo krótka (znormalizowana długość jest równa 32 ms, co odpowiada 16 próbkom sygnału) pomiar szumów może przebiegać tylko dla pasm częstotliwości powyżej 32 Hz
- Niewielka ilość próbek izolacji w poszczególnych pasmach częstotliwości wyklucza stosowanie jakichkolwiek testów statystycznych w celu określenia istotności różnic reprezentacji czasowo-częstotliwościowych załamków i reprezentacji izolacji

2.4. Ekstrapolacja poziomu szumów na niższe zakresy częstotliwościowe

Ponieważ zapis linii izoelektrycznej jest uznawany za udokumentowaną fizjologicznie reprezentację braku aktywności elektrycznej serca, rozkład widmowy energii szumów, zmierzony w zakresie wyższych oktaw na izolacji może być podstawą do ekstrapolacji widma szumów dla niskich częstotliwości. Wynikająca z częstotliwości próbkowania sygnału i z długości linii izoelektrycznej głębokość dekompozycji pozwala na zmierzenie maksymalnie trzech punktów lokalnej widmowej charakterystyki szumów. Te punkty są następnie podstawą do wyznaczenia krzywej ekstrapolacji (najwyżej 2 stopnia) przybliżającej poziom szumów w zakresie niższych oktaw. Zasadę działania ekstrapolacji przedstawia rysunek 1.



Rys. 1. Zasada ekstrapolacji częstotliwościowej szumów zmierzonych w wyższych oktawach na niższe zakresy częstotliwościowe

Ekstrapolację częstotliwościową poziomu szumów na zakres niskich częstotliwości można również przedstawić za pomocą wykresu widmowego. Ekstrapolacja wymaga uwzględnienia następujących warunków:

- jednostka czasu jest inna dla każdego zakresu częstotliwościowego, dla obliczenia poziomu szumów dla 4 oktawy należy użyć 2 uśrednionych wartości zmierzonych w oktawie 3, 4 uśrednionych wartości zmierzonych w oktawie 2 oraz 8 uśrednionych wartości zmierzonych w oktawie 1 – jest to wynikiem zmiennej rozdzielczości czasowo-częstotliwościowej zastosowanej transformacji falkowej.
- ponieważ tylko linia izoelektryczna zapewnia reprezentację braku aktywności i może stanowić odcinek odniesienia, w pozostałych częściach ewolucji serca należy przyjąć wartości poziomu szumów określone na ostatnim odcinku izolunii.
- wahania widmowych własności szumów na kolejnych izoluniach są miarą stacjonarności sygnału szumu i określają wiarygodność z jaką wartości zmierzone na izolunii można ekstrapolować w czasie na pozostałe segmenty ewolucji serca.

3. REZULTATY

Dla wszystkich ewolucji z bazy sygnałów testowych dokonano dekompozycji czasowo-częstotliwościowej z użyciem transformacji falkowej. Następnie dokonano pomiarów szumu na linii izoelektrycznej i wyliczenia poziomu szumów z użyciem ekstrapolacji liniowej (I rzędu) i kwadratowej (II rzędu) dla wszystkich współczynników powierzchni czasowo-częstotliwościowej leżących w oktawach niższych niż 3.

Zastosowanie ekstrapolacji kwadratowej prowadziło do znacznych wahań własności widmowych szumów z uderzenia na uderzenie. Ponieważ nie znajduje to uzasadnienia w zmianie jakości sygnału, jedynym wytłumaczeniem tego zjawiska może być przypadkowe przesunięcie w fazie pozycji funkcji analizującej i komponentów sygnału. Wpływu tego przesunięcia można uniknąć przez uśrednianie większej ilości współczynników falkowych na izolunii, jest to jednak możliwe tylko przez rezygnację z pomiarów szumu w 3 oktawie (na długości izolunii przypadają tam zwykle 2 współczynniki) i oparciu estymacji na dwóch punktach pomiaru szumu uśrednionych ze współczynników falkowych oktawy 2 (4 wartości) i 1 (8 wartości). Tak przeprowadzona ekstrapolacja liniowa charakteryzowała się znaczną stabilnością własności widmowych (koloru) szumów z uderzenia na uderzenie.

Analogicznie do eksperymentu opisanego w [2] wyznaczono wartości częstotliwości, takiej że komponenty o częstotliwościach wyższych nie przekraczają pewnego założonego ułamka globalnej energii sygnału w danej chwili czasowej. Prowadzi to do utworzenia funkcji czasu rozdzielającej dwa obszary powierzchni czasowo-częstotliwościowej. Współczynniki dekompozycji leżące ponad wykresem tej funkcji mają wartości zanedbywalnie małe w stosunku do pozostałych i mogą zostać pominięte (przyrównane do zera) bez ryzyka przekroczenia założonego poziomu zniekształceń sygnału. Pozostałe współczynniki nazwano **istotnymi współczynnikami dekompozycji**, są one nośnikiem zasadniczej treści informacyjnej sygnału. Funkcję rozdzielającą nazwano **chwilowym pasmem sygnału** – jest ona reprezentatywna dla chwilowej gęstości strumienia informacji.

Tabela 2 przedstawia zestawienie ilości istotnych współczynników dekompozycji dla podstawowych komponentów ewolucji serca. Poza załawkami P, QRS i T porównywano istotność współczynników reprezentacji czasowo-częstotliwościowej sygnału z ekstrapolowanymi liniowo wartościami poziomu szumów. Dzięki temu stało się możliwe dalsze ograniczenie ilości współczynników uznanych za niezbędne do rekonstrukcji, a więc dalszą poprawę efektywności kompresji.

Tabela 2. Ilość istotnych współczynników dekompozycji dla załamek P, QRS i T

współczynniki dekompozycji	P	QRS	T	izolinia	cała ewolucja
wszystkie (znormalizowane)	64	64	128	187	443
istotne	27	19	23	6	75
odsetek wszystkich [%]	42.2	29.7	17.9	3.2	16.9

Podstawowym wnioskiem z tabeli 2 jest spodziewana wartość wykorzystania pasma kanału transmisyjnego równa 16.9 %, co odpowiada spodziewanemu współczynnikowi kompresji 5.9 przy zniekształceniach nie przekraczających 5%.

4. WNIOSKI

Zastosowanie liniowej ekstrapolacji szumów zmierzonych na odcinku referencyjnym do wyznaczenia istotności współczynników reprezentacji czasowo-częstotliwościowych elektrokardiogramu w zakresach niskich częstotliwości pozwoliło na eliminację z chwilowego pasma sygnału EKG dodatkowych wartości niskoczęstotliwościowych. Rezultatem jest wzrost spodziewanej efektywności kompresji sygnału EKG w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej o ok. 20 %.

Do zalet opisywanej metody należy niewątpliwie znaczna wartość współczynnika kompresji przy stosunkowo niskich zniekształceniach sygnału.

Wśród wad wymienić należy znaczny wzrost nakładów obliczeniowych związanych z ekstrapolacją szumów i uśrednianiem współczynników powierzchni czasowo-częstotliwościowej.

Dalszego rozpoznania wymagają w szczególności następujące kwestie:

- wybór rzędu ekstrapolacji – ekstrapolacja liniowa jest łatwiejsza obliczeniowo i zapewnia większą stabilność własności widmowych szumu, pomimo braku jakichkolwiek przesłanek uzasadniających wybór ekstrapolacji kwadratowej interesujące wydaje się jednak wykorzystanie informacji zawartych w 3 oktawie.
- rozwiązanie problemu ekstrapolacji czasowej wartości szumu na odcinku pomiędzy kolejnymi sekcjami izolinii – problem jest istotny zwłaszcza, gdy niestabilność własności widmowych szumu rodzi podejrzenia odnośnie poprawności ekstrapolacji szumu izolinii na bezpośrednio następne fragmenty reprezentacji ewolucji serca.

LITERATURA

- [1] Augustyniak P., Tadeusiewicz R. "The Bandwidth Variability Of A Typical Electrocardiogram" w materiałach konferencji European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC '99, Wien Austria, 04-07.11.1999-11-12
- [2] Augustyniak P. "Pasma chwilowe sygnału elektrokardiograficznego" w materiałach konferencji Techniki Informatyczne w Medycynie, Ustroń-Jaszowiec 17-19.11.1999
- [3] Augustyniak P. "Odrębna kompresja wyższych oktaw elektrokardiogramu" w materiałach konferencji Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Warszawa 02-04.12.1999
- [4] Willems J. L "Common Standards for Quantitative Electrocardiography" 10th CSE Progress Report, 1990. Leuven: ACCO publ., 1990, 384p.
- [5] Daubechies I. "Ten lectures on wavelets" CBMS-NSF conference series in applied mathematics. SIAM Ed, 1992,