

Piotr AUGUSTYNIAK[♦]

PASMO CHWILOWE SYGNAŁU ELEKTROKARDIOGRAFICZNEGO

Streszczenie

Praca dotyczy zmienności w czasie gęstości strumienia informacji zawartego w sygnale elektrokardiograficznym. Możliwość wyodrębnienia podobnych i powtarzalnych struktur w sygnale (załamków), co realizowane jest w pełni automatycznie, pozwala dokonywać predykcji chwilowej istotności komponentów częstotliwościowych sygnału, a więc pasma chwilowego. Jest to interesujące z punktu widzenia adaptacyjnej modyfikacji szerokości pasma kanału transmisyjnego w celu kompresji sygnału EKG. Praca zawiera określenie spodziewanego pasma sygnału EKG w obrębie załamków P, QRS i T na podstawie 125 15-odprowadzeniowych sygnałów zawartych w standardowej bazie danych CSE. Ponieważ określenie chwilowej istotności komponentów częstotliwościowych sygnału wymaga dekompozycji czasowo-częstotliwościowej, w pracy porównano efekty uzyskane z użyciem klasycznej transformacji falkowej oraz „wavelet packets”. Dodatkowo wykazano brak istotnej różnicy spodziewanego pasma dla zespołów QRS o morfologii nadkomorowej i komorowej, co sugeruje, że automatyczne rozpoznanie morfologii nie jest istotne dla celów kompresji.

1. WSTĘP

Podobnie jak inne sygnały elektrodiagnostyczne, elektrokardiogram reprezentujący zjawiska elektryczne pracującego serca charakteryzuje się zmiennością gęstości strumienia informacyjnego w czasie. Jedynie przez krótki czas (średnio 12 % interwału międzyuderzeniowego) wykorzystywane jest pełne pasmo toru transmisyjnego, natomiast znaczny odcinek linii izoelektrycznej (średnio 42 % interwału międzyuderzeniowego) nie zawiera istotnych komponentów częstotliwościowych przekraczających 1/8 szerokości pasma. Fakty te są uzasadnieniem nadziei zbudowania algorytmu kompresji opartego na wstępnym rozpoznanie załamków i określeniu ich długości, co jest celem strategicznym prac podjętych przez autora. Na wstępie jednak, mając do dyspozycji zestaw opisanych elektrokardiogramów, dokonano określenia spodziewanego pasma sygnału (gęstości strumienia informacji) w obrębie załamków P, QRS i T. Założono zmienność chwilowego pasma w obrębie każdego z załamków, co pozwala przewidzieć chwilowe zapotrzebowanie na pasmo (przepustowość toru transmisyjnego) na podstawie punktów początkowego i końcowego każdego załamka. Pominięto analizę zawartości linii izoelektrycznej, uznając ją za udokumentowaną reprezentację braku aktywności elektrycznej serca. Sygnały w obrębie linii izoelektrycznej przekraczające 16 Hz potraktowano jako zakłócenia pozakardiologiczne i użyto do estymacji poziomu zakłóceń.

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

2. NARZĘDZIA I METODY

Opisywany zakres prac miał następujące cele:

- ❖ Obliczenie średniej reprezentacji czasowo-częstotliwościowej każdego z załamków z uwzględnieniem lokalnego poziomu zakłóceń w każdym z odprowadzeń oraz różnej długości załamków w poszczególnych sygnałach testowych.
- ❖ Próba zwiększenia rozdzielczości częstotliwościowej kosztem rozdzielczości czasowej przez zastosowanie bardziej złożonego algorytmu „wavelet packets” i porównanie przewidywanego stopnia kompresji
- ❖ Porównanie średnich reprezentacji czasowo-częstotliwościowych zespołów QRS o morfologii komorowej i nadkomorowej w celu stwierdzenia, czy istnieją istotne różnice poza przecięciem spodziewanych pasm tych zespołów; istnienie takich różnic uzasadnia stosowanie detektora morfologii i uwzględnianie jego argumentu w predykcji spodziewanego pasma chwilowego.

2.1. SYGNAŁY TESTOWE

Źródłem sygnałów testowych była standardowa baza danych Common Standard for Quantitative Electrocardiography (CSE Multilead Database) [5] zawierająca 125 sygnałów w standardzie 12-odprowadzeniowym oraz dwubiegunowe odprowadzenia wektorkardiograficzne 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 zachowuje niezmienność wszystkich komponentów czasowo-częstotliwościowych przy jednoczesnym ograniczeniu zjawisk brzegowych związanych z nieciągłością sygnału na granicy dwóch jego okresów.
- ❖ Temperowanie – polegające na nałożeniu maski o kształcie połówki okresu sinusoidy na początkowe i końcowe próbki sygnału, długość maski wybrano równą 5% długości sygnału – temperowanie powoduje „uciąglenie” sygnału na granicy dwóch jego okresów.

- ❖ Normalizacja długości – odwracalne przekształcenie falkowe wymaga sygnału wejściowego o długości możliwej do przedstawienia jako 2^k , gdzie k jest liczbą całkowitą. Przyjęte znormalizowane wartości długości, przedstawione w tab. 1. są najbliższymi średniej rzeczywistej długości załamek.

Tabela 1. Średnie wartości długości załamek i przyjęte długości znormalizowane (długość podana w próbkach odpowiadających 2 ms)
 Table 1. Average values of P, QRS and T waves and their normalized lengths (in samples, each representing 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-częstotliwościowych:

1. Transformacja z użyciem falek zapewnia maksymalną rozdzielczość czasową, podczas gdy rozdzielczość częstotliwości wynosi jedną oktawę – zmienne „jednostki” na osi czasu i częstotliwości oraz mała precyzja w dziedzinie częstotliwości wydają się być istotną wadą tego przekształcenia. Zastosowano opartą na lustrzanych filtrach kwadraturowych (ang.: QMF) i schemacie dekompozycji piramidowej transformację Mallata [3].
2. Transformacja z użyciem „wavelet packets” zapewnia stałą wartość rozdzielczości czasowej i częstotliwościowej i umożliwia ustawienie kompromisowej wartości precyzji lokalizacji czasowej i częstotliwościowej (poprzez głębokość dekompozycji), dzieje się to jednak kosztem znacznego skomplikowania algorytmu. Ponieważ sygnały końcowych węzłów drzewa dekompozycji składają się z niewielkiej liczby próbek (4 dla P i QRS, 8 dla T) użyto najkrótszego możliwie filtru bi-ortogonalnego rzędu 1.1, godząc się na pogorszenie separacji pasm częstotliwościowych [1][2]. Dekompozycję prowadzono do 4 poziomu włącznie, uzyskując rozdzielczość czasową 32 ms, a częstotliwościową 16 Hz (16 pasm częstotliwościowych). Przeciwnie do transformaty falkowej, rozdzielczość czasowa i częstotliwościowa jest stała na całej powierzchni czasowo-częstotliwościowej.

2.3. ESTYMACJA ZAKŁÓCEŃ

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 załamek.

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

Ostatecznie w celu stwierdzenia, czy reprezentacja czasowo-częstotliwościowa w obrębie załamka zawiera komponenty o wartościach istotnie różnych od szumu, utworzono reprezentację poziomu szumu poprzez obliczenie wartości średniej E_f i odchylenia standardowego δE_f wartości reprezentacji izolinii należących do danego pasma częstotliwościowego. Używając wartości th_f :

$$th_f = E_f + \delta E_f \quad (1)$$

jako wartości progowej, wykluczono wartości reprezentacji czasowo-częstotliwościowych uznane za nieistotne:

$$S_{t,f} = \begin{cases} S_{t,f} & \text{gdzie } S_{t,f} > th_f \\ 0 & \text{w przeciwnym przypadku} \end{cases} \quad (2)$$

Określenia poziomu zakłóceń i istotności wartości reprezentacji czasowo-częstotliwościowych dokonano indywidualnie dla każdego z 15 odprowadzeń rejestrujących: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, X, Y, Z. Poziom zakłóceń jest bowiem niezależną cechą charakteryzującą poszczególne odprowadzenia, zależy od położenia elektrody, ruchu pacjenta (zwłaszcza grup mięśniowych bezpośrednio pod miejscem naklejenia elektrody) itp.

2.4. OBRÓBKA REPREZENTACJI CZASOWO-CZĘSTOTLIWOŚCIOWYCH

Reprezentacje czasowo-częstotliwościowe poszczególnych załamków o znormalizowanej długości, w których zachowane zostały jedynie wartości istotnie różne od szumu w danym odprowadzeniu zostały następnie **uśrednione** w obrębie sygnału (w zbiorze odprowadzeń). W ten sposób otrzymano reprezentacje czasowo-częstotliwościowe trzech podstawowych komponentów elektrokardiogramu: załamka P, zespołu QRS i załamka T. Reprezentacje te są następnie przedmiotem **normalizacji amplitudowej**. Normalizacja wykonywana jest w celu eliminacji wpływu różnej amplitudy sygnału (odzwierciedlającej niekiedy tylko różne warunki rejestracji sygnału) na końcowy rezultat uśredniania. Po wykonaniu normalizacji, reprezentacje czasowo-częstotliwościowe załamków są niezależne od:

- ❖ rozkładu poziomu zakłóceń w poszczególnych odprowadzeniach,
- ❖ rozkładu energii komponentów czasowo-częstotliwościowych w poszczególnych odprowadzeniach,
- ❖ rozkładu energii (amplitudy) w poszczególnych odprowadzeniach.

Można przyjąć, że otrzymane reprezentacje czasowo-częstotliwościowe są standardową globalną reprezentacją zawartości informacyjnej każdego z załamek w poszczególnych sygnałach.

Przedostatnim etapem obróbki reprezentacji czasowo-częstotliwościowych jest ich **uśrednianie** w zbiorze sygnałów. Przyjęto, że zawartość bazy danych reprezentuje proporcje występowania poszczególnych typów morfologicznych załamek w rzeczywistości. Uśrednianie reprezentacji zespołów QRS przeprowadzono w dwóch wariantach:

- ❖ globalnie, bez uwzględniania morfologii,
- ❖ z rozróżnieniem na średnią reprezentację zespołów komorowych (ATF-V) i średnią reprezentację zespołów nadkomorowych (ATF-SV), porównanie tych reprezentacji uzasadni ew. użycie detektora morfologii i uwzględnienie jego argumentu w procesie predykcji pasma sygnału.

Z uśredniania zostały wykluczone niektóre reprezentacje, albo z powodu braku załamek, albo z powodu zakłóceń, albo też z powodu wystąpienia innych zjawisk zniekształcających reprezentację czasowo-częstotliwościową (por. p. 2.1.).

Dysponując uśrednioną reprezentacją czasowo-częstotliwościową każdego załamka można dla każdej chwili czasowej wyznaczyć wartość częstotliwości, taką że komponenty o częstotliwościach wyższych nie przekraczają pewnego założonego ułamka globalnej energii sygnału w tej chwili czasowej. Przez „chwilę czasową” należy rozumieć interwał odpowiadający jednostce czasu w danym paśmie częstotliwości. W ten sposób, przy założeniu pewnego poziomu strat energetycznych (przyjęto 5%) można wyznaczyć **chwilowe pasmo sygnału EKG** (a raczej jego spodziewaną wartość) w obrębie głównych jego komponentów (załamek). Poza załamekami przyjęto a priori pasmo o szerokości 16 Hz. Częstotliwość ta może się okazać jeszcze niższa, gdyby udało się znaleźć dłuższy niż izolacja odcinek referencyjny.

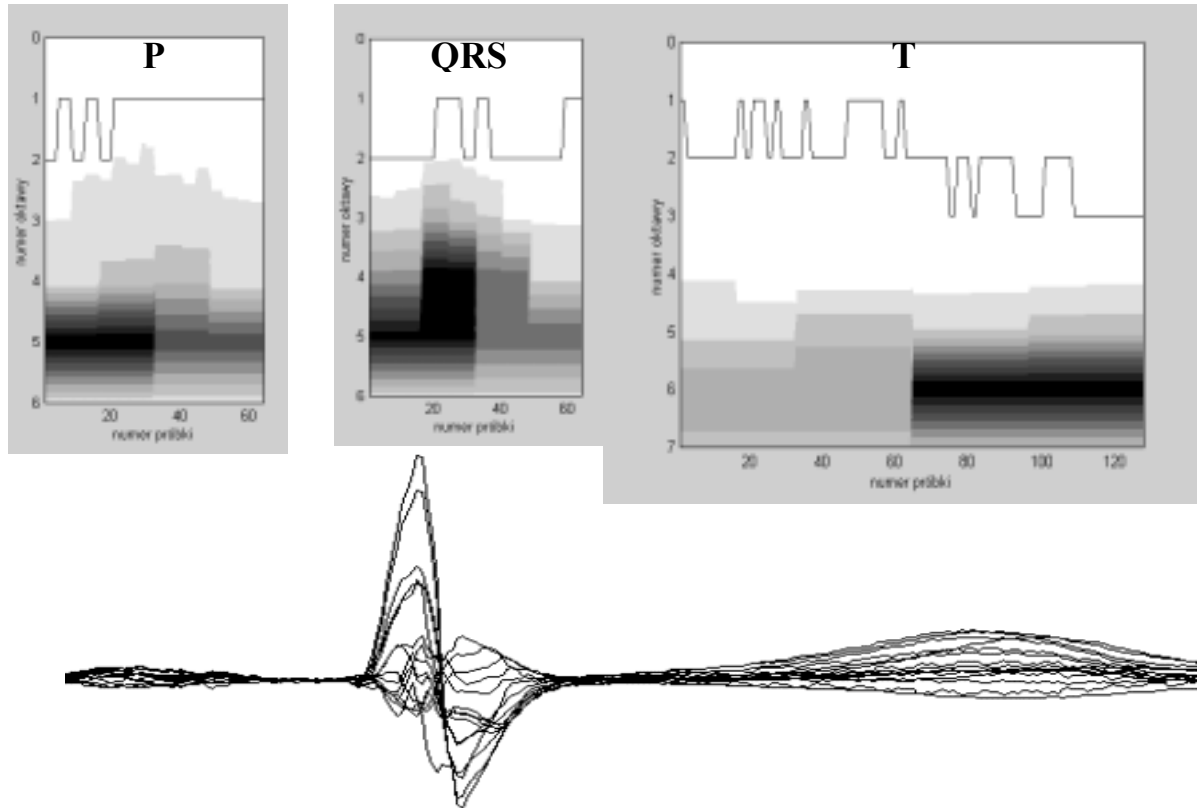
2.5. OBLICZENIA PARAMETRÓW NA POWIERZCHNI CZASOWO-CZĘSTOTLIWOSCIOWEJ

Końcowe wnioski, zawierające wypełnienie założeń postawionych na wstępie niniejszego rozdziału sformułowano po wykonaniu następujących obliczeń:

- ❖ Obliczono liczbę komponentów czasowo-częstotliwościowych pozostających poza spodziewanym pasmem (w obrębie załamek i poza nimi) i wyznaczono współczynnik kompresji możliwy do osiągnięcia z użyciem przekształcenia falkowego.
- ❖ Analogiczne obliczenia wykonano z użyciem transformacji „wavelet packets” i porównano współczynniki kompresji
- ❖ Przy pomocy testu istotności (nieparametrycznego, Kołmogorowa-Smirnowa) [4] dokonano porównania grup reprezentacji czasowo-częstotliwościowych zespołów komorowych i nadkomorowych. Porównywano kolejno odpowiadające sobie punkty wszystkich niewykluczonych reprezentacji (11 o morfologii komorowej V i 111 o morfologii SV). Uzyskano w ten sposób binarną czasowo-częstotliwościową „mapę” istotności różnic poszczególnych komponentów czasowo-częstotliwościowych dla morfologii V i SV. Istnienie istotnych różnic w obszarze rozłącznym chwilowych pasm wyznaczonych dla obu morfologii oznacza, że predykcja pasma sygnału dla zespołu komorowego powinna przebiegać z uwzględnieniem morfologii zespołów QRS.

3. REZULTATY

Otrzymane rezultaty w postaci macierzy zawierających współczynniki powierzchni czasowo-częstotliwościowych zostały przedstawione na kolejnych rysunkach. Rysunek 1 przedstawia uśrednione reprezentacje czasowo-częstotliwościowe (uzyskane z użyciem transformacji falkowej) każdego załamka na tle czasowego przebiegu EKG.



Rys. 1. Uśrednione znormalizowane reprezentacje czasowo-częstotliwościowe (wavelets) głównych komponentów ewolucji serca, poniżej sygnał wszystkich odprowadzeń w dziedzinie czasu; czarne linie oddzielają współczynniki reprezentujące poniżej 5% wartości chwilowej energii.

Fig. 1. Averaged normalized time-frequency planes (wavelets) of main components of heart beat along with multilead signal in time domain; black lines separate coefficients representing less than 5% of instantaneous energy.

Wyznaczenie wartości częstotliwości, takiej że komponenty o częstotliwościach wyższych nie przekraczają pewnego założonego ułamka globalnej energii sygnału w danej chwili czasowej, prowadzi 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 załamkami P, QRS i T przyjęto ograniczenie pasma przenoszenia do 16 Hz.

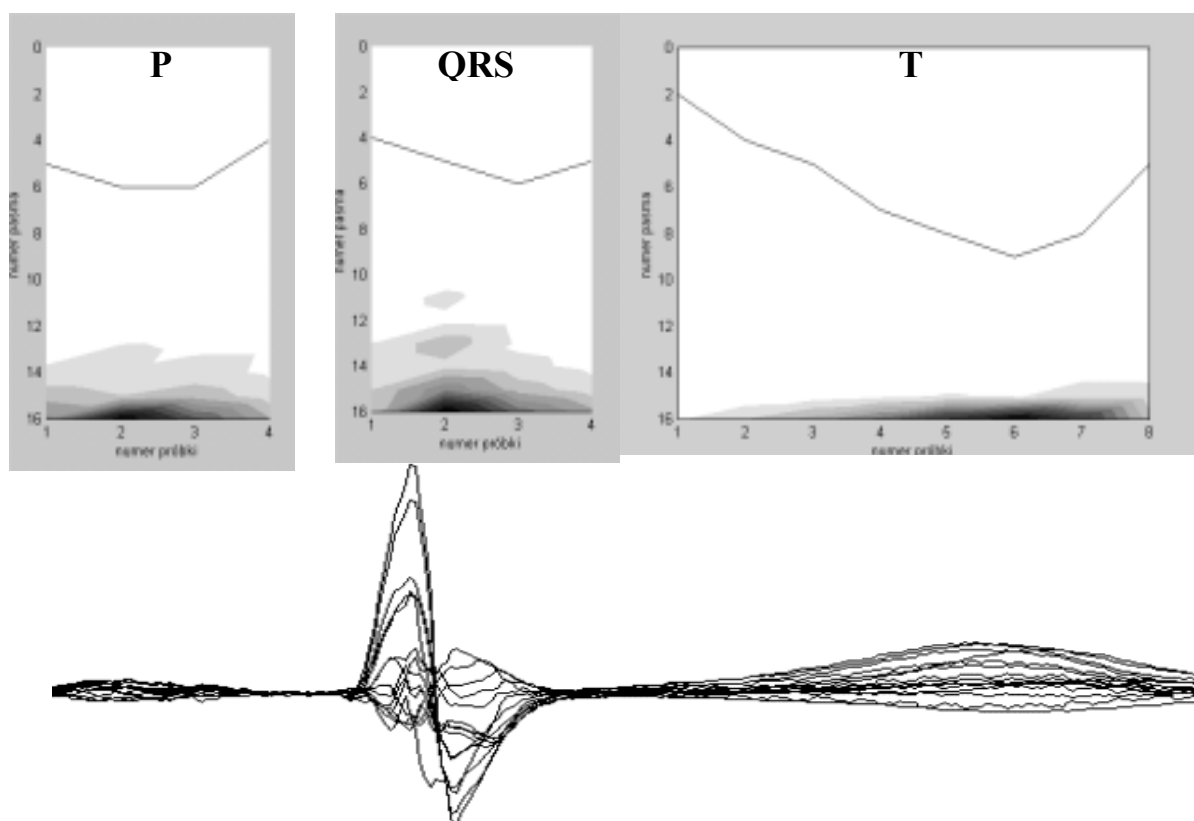
Tabela 2. Ilość istotnych współczynników dekompozycji dla załamek P, QRS i T (wavelets)
 Table 2. Number of essential samples for P, QRS and T wave (wavelets).

współczynniki dekompozycji	P	QRS	T	izolinia	cała ewolucja
wszystkie (znormalizowane)	64	64	128	187	443
istotne	29	20	26	11	86
odsetek wszystkich [%]	45.3	31.3	20.3	5.8	19.4

Podstawowym wnioskiem z tabeli 2 jest spodziewana wartość wykorzystania pasma kanału transmisyjnego równa 19.4 %.

Kolejną grupę rezultatów otrzymano przy użyciu przekształcenia czasowo-częstotliwościowego „wavelet packet”. Stanowi ono rozszerzenie standardowego przekształcenia falkowego, ale niektóre własności są zdecydowanie odmienne z racji stałej rozdzielczości w obu wymiarach. Istotną cechą wspólną jest natomiast pełna odwracalność obu tych przekształceń, co gwarantuje rekonstrukcję postaci czasowej sygnału na podstawie reprezentacji czasowo-częstotliwościowej.

Rysunek 2 przedstawia uśrednione reprezentacje czasowo-częstotliwościowe (uzyskane z użyciem transformacji wavelet packets) każdego załamka na tle czasowego przebiegu EKG.



Rys. 2. Uśrednione znormalizowane reprezentacje czasowo-częstotliwościowe (wavelet packets) głównych komponentów ewolucji serca, poniżej sygnał wszystkich odprowadzeń w dziedzinie czasu; czarne linie oddzielają współczynniki reprezentujące poniżej 5% wartości chwilowej energii.

Fig. 2. Averaged normalized time-frequency planes (wavelet packets) of main components of heart beat along with multilead signal in time domain; black lines separates coefficients representing less than 5% of instantaneous energy.

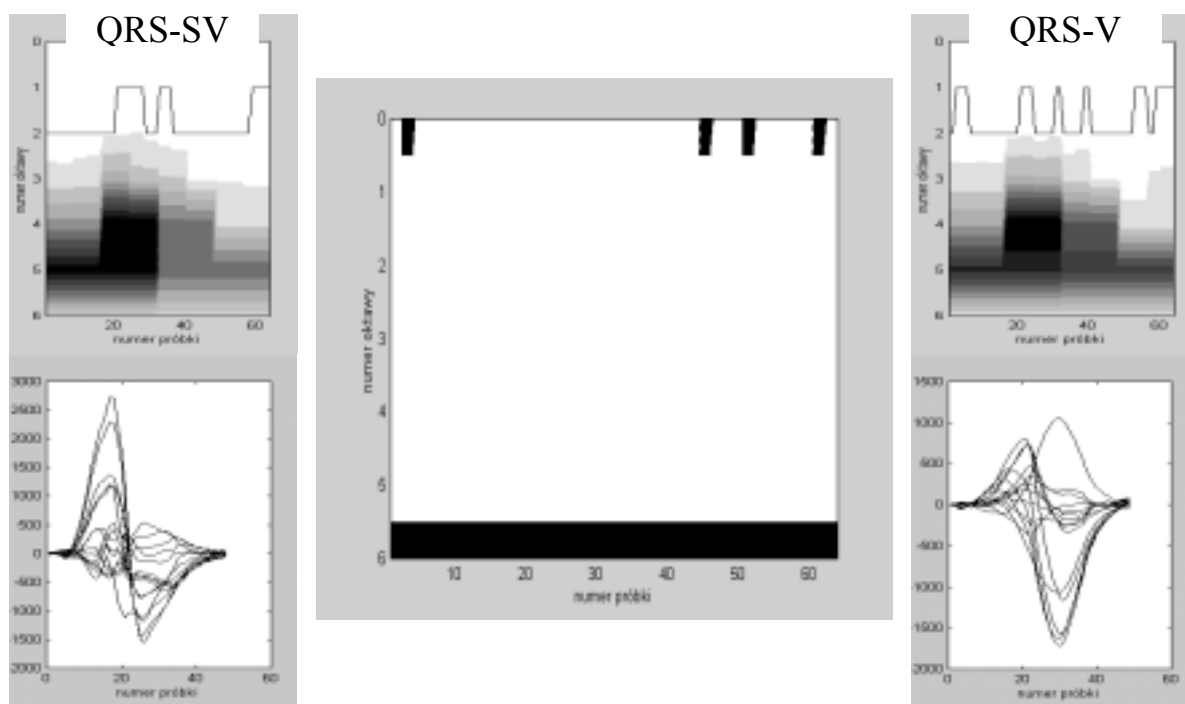
Podobnie jak w przypadku dekompozycji z użyciem transformacji falkowej, wyznaczono funkcję chwilowego pasma sygnału i obliczono całkowitą ilość istotnych współczynników dekompozycji. Zestawienie ilości istotnych współczynników dekompozycji dla podstawowych komponentów ewolucji serca przedstawia tabela 3.

Tabela 3. Ilość istotnych współczynników dekompozycji dla załamek P, QRS i T (wavelet packets)
Table 3. Number of essential samples for P, QRS and T wave (wavelet packets).

współczynniki dekompozycji	P	QRS	T	izolinia	cała ewolucja
wszystkie (znormalizowane)	64	64	128	187	443
istotne	35	36	64	11	146
odsetek wszystkich [%]	54.7	56.3	50.0	5.8	33.0

Podstawowym wnioskiem z tabeli 3 jest spodziewana wartość wykorzystania pasma kanału transmisyjnego równa 33.0 %.

Ostatnim rezultatem otrzymanym w wyniku opisywanych badań jest odpowiedź na pytanie o znaczenie morfologii zespołów QRS dla przewidywanego pasma toru transmisyjnego. Ponieważ porównywane były odpowiadające sobie współczynniki powierzchni czasowo-częstotliwościowych tworzących dwa zbiory o kryterium morfologicznym, rezultat również ma format powierzchni czasowo-częstotliwościowej. Powierzchnia czasowo-częstotliwościowa przedstawiona na rys. 3 zawiera wartości zerowe dla tych parametrów czasowo-częstotliwościowych, dla których obalenie hipotezy o braku



Rys. 3. Porównanie uśrednionych reprezentacji czasowo-częstotliwościowych zespołów QRS o morfologii nadkomorowej (SV) i komorowej (V). W centrum powierzchnia czasowo-częstotliwościowa znaczących różnic współczynników reprezentacji.

Fig. 3. Comparing of average time frequency places for supraventricular (SV) and ventricular (V) QRS-morphologies. In the time-frequency plane in the centre displays the significant differences of time-frequency coefficients.

istotnej różnicy pomiędzy elementami zbiorów nie było możliwe (przy poziomie ufności $p = 0.01$). Wartości 1 odpowiadają tym parametrom czasowo-częstotliwościowym, dla których różnice pomiędzy zespołami komorowymi i nadkomorowymi były istotne.

4. WNIOSKI

- ❖ Współczynnik kompresji rzędu 5 może być z łatwością uzyskany przy użyciu funkcji chwilowego pasma sygnału. Zniekształcenia na poziomie poniżej 5% wydają się przy tym możliwe do zaakceptowania.
- ❖ Algorytm określający rozmiary załamek powinien się charakteryzować dokładnością lepszą od 8 ms, tyle wynosi bowiem interwał próbkowania w zakresie drugiej oktawy. Przy częstotliwości próbkowania sygnału równej 500 Hz, to wymaganie wydaje się bardzo łatwe do spełnienia, co dodatkowo pozwala uprościć algorytm detekcji.
- ❖ Użycie transformacji wavelet packets nie tylko komplikuje algorytm, ale zmniejsza wartość spodziewanego współczynnika kompresji do 3. Jest to spowodowane faktem stałej wartości jednostki w obu wymiarach, podczas gdy klasyczna transformata falkowa zawiera większą ilość współczynników poza pasmem wykorzystywanym przez sygnał.
- ❖ Użycie testu statystycznego do próby odrzucenia hipotezy o równości średnich wartości odpowiadających sobie współczynników dekompozycji czasowo-częstotliwościowej zespołów QRS o morfologii nadkomorowej i komorowej zakończyło się niepowodzeniem dla znacznej większości przypadków. Dokładna analiza powierzchni czasowo-częstotliwościowej istotnych różnic wskazuje, że różnice występują albo w obrębie częstotliwości niskich (niższych niż założona częstotliwość graniczna poza załamekami), nie podlegających kompresji, albo w obrębie częstotliwości wysokich leżących poza spodziewanym pasmem przenoszenia dla każdego z typów morfologii. Wynika z tego brak uzasadnienia dla modyfikacji spodziewanego pasma sygnału w zależności od morfologii zespołu, a zatem eliminuje detektor morfologii z algorytmu przygotowującego funkcję chwilowego pasma sygnału dla celów kompresji.

5. DYSKUSJA

- ❖ Współczynnik kompresji mógłby mieć jeszcze większą wartość, gdyby możliwa była estymacja poziomu zakłóceń dla niższych częstotliwości. W takim przypadku należałoby jednak skorzystać z dłuższego niż izolacja odcinka referencyjnego, gdyż najniższa częstotliwość na izolacji o długości 32 ms wynosi 32 Hz
- ❖ Rozróżnienie morfologii mogłoby jednak mieć wpływ na współczynnik kompresji, gdyby założyć brak spodziewanego załamka P w przypadku zespołów komorowych. Przeniesienie odcinka odpowiadającego załamkowi P w pasmem przyjętym dla izolacji daje oszczędność 25 próbek (na 443, por. tab.2), co zwiększa spodziewany współczynnik kompresji do 7.25
- ❖ Pewne patologie przewodnictwa wykluczają stosowanie kompresji opartej na przewidywalności pasma odpowiadającego załamkom. Chodzi tu o bloki przedsionkowo-komorowe – załamek P, niekiedy zwielokrotniony, pozostaje bez

synchronizacji czasowej z zespołem QRS, migotanie przedsionków, oraz arytmie komorowe VTach, IVR czy salwy.

- ❖ Konsekwencją błędu detektora polegającej na niewykryciu zespołu QRS (detekcji fałszywie negatywnej) jest ograniczenie pasma przenoszenia wszystkich komponentów danej ewolucji do pasma przyjętego dla izolinii (16 Hz). Zespół QRS jest jeszcze prawdopodobnie możliwy do wykrycia, natomiast pod znakiem zapytania stoi odzyskanie bardziej subtelnych informacji diagnostycznych.
- ❖ Dobór filtra falkowego ze względu na minimalne zniekształcenia fazowe jest szczególnie istotny na granicy zespołu QRS i załamka T. Zniekształcenia odcinka S-T mogą spowodować błędy diagnostyki choroby niedokrwiennej serca. Jest to jeden z kierunków dalszych badań naukowych.

LITERATURA

- [1] COHEN A. "Ondelettes, analyses multirésolution et traitement numérique du signal," Ph. D. Thesis, University of Paris IX, DAUPHINE, 1992.
- [2] DAUBECHIES I. "Ten lectures on wavelets," CBMS-NSF conference series in applied mathematics. SIAM Ed, 1992,
- [3] MALLAT S. G., „A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation”, IEEE Trans on PAMI, Vol. 11 No. 7, July 1989
- [4] TADEUSIEWICZ R., IZWORSKI A., MAJEWSKI J., “Biometria”, Wydawnictwo AGH, Kraków, 1993
- [5] WILLEMS J. L. "Common Standards for Quantitative Electrocardiography" 10th CSE Progress Report, 1990. Leuven: ACCO publ., 1990, 384p.

INSTANTANEOUS BANDWIDTH OF THE ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL

Abstract: The problem of local bandwidth of a typical electrocardiogram (ECG) is the first issue to consider when developing a structure-dependent algorithm for ECG signals compression. Our aim at this stage is to find out the bandwidth variability that means the bandwidth of every ECG structure taking into account the possible morphological changes, noise and so forth. The research done answered a very important question: “what signal bandwidth is expected at any time in an ECG?” It has been found that only about 19.4% of transmission channel throughput capabilities are really used for ECG signal. The presented results justify the hope for high compression ratio and low distortion of an algorithm based on the pre-recognised ECG structures (P, QRS and T waves localisation).