

# ODRĘBNA KOMPRESJA WYŻSZYCH OKTAW ELEKTROKARDIOGRAMU

Piotr Augustyniak<sup>∇</sup>

*Katedra Automatyki AGH, 30-059 Kraków, Mickiewicza 30,  
e\_mail: august@biocyb.ia.agh.edu.pl*

## Streszczenie

Przedmiotem referatu jest algorytm kompresji elektrokardiogramów wykorzystujący dekompozycję czasowo-częstotliwościową sygnału i spodziewaną chwilową szerokość jego pasma. W zakresie wyższych oktaw otrzymano sygnał odcinkami ciągły, uzupełniony bajtem synchronizacji z sygnałem podstawowym i współczynnikiem normalizacji rozdzielczości. Algorytm zawiera mechanizmy kontroli zniekształceń w dziedzinie czasu oraz dopasowania parametrów do odmiennej niż założona charakterystyki sygnału (np. elektrokardiogram patologiczny). Uzyskany współczynnik kompresji 4.90 przy zniekształceniach poniżej 5% uznano za wynik obiecujący.

## 1. Wstęp

Kompresja sygnałów elektrokardiograficznych jest zagadnieniem coraz bardziej istotnym, tym bardziej im powszechniejsze stają się techniki zapisów długoczasowych (metodą Holtera). Z jednej strony, współczynniki kompresji możliwe do osiągnięcia metodami bezstratnymi są niezadowalające, z drugiej strony, powszechnie kwestionowane jest stosowanie metod stratnych, co powszechnie wiązane jest z ryzykiem zniekształcenia informacji istotnych diagnostycznie [1]. Analiza tych zniekształceń prowadzi do wniosku, że stosowanie uniwersalnych metod kompresji – najczęściej opartych na parametrach „energetycznych” – do elektrokardiogramu, powinno być zastąpione przez metody dedykowane wykorzystujące wiedzę o sygnale i jego strukturze. Wiedza ta jest aplikowana w poszczególnych partiach sygnału w zależności od rezultatów analizy dokonywanej automatycznie – z użyciem powszechnie stosowanych klinicznie algorytmów [2] - bezpośrednio przed procesem kompresji. Opisany algorytm kompresji wykorzystuje opracowaną w Laboratorium Biocybernetyki AGH funkcję chwilowego pasma elektrokardiogramu [3].

## 2. Narzędzia kontroli procesu kompresji

Rozdział ten poświęcony jest opisowi zastosowanych w algorytmie kompresji mechanizmów predykcyjno-korekcyjnych, które realizują bieżące dopasowanie chwilowych parametrów kompresji do lokalnych własności sygnału. Mechanizmy te wykorzystują wiedzę o sygnale EKG i zawierają algorytmy przetwarzania typowe dla tego właśnie sygnału, co uprawnia stwierdzenie, że metoda kompresji jest „dedykowana dla elektrokardiogramu”. Opracowanie analogicznych mechanizmów wykorzystujących własności typowe dla innych sygnałów umożliwi wykorzystanie opisanego algorytmu do ich kompresji.

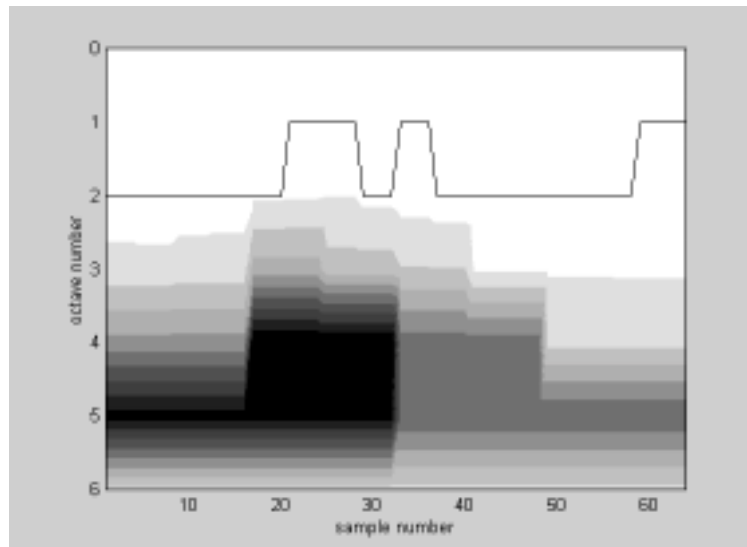
### 2.1. Chwilowe pasmo elektrokardiogramu

Chwilowe pasmo elektrokardiogramu jest funkcją czasu opracowaną na podstawie typowych przebiegów EKG definiującą chwilową spodziewaną szerokość pasma na podstawie punktów początkowych i końcowych rozpoznanych załamek. Funkcja jest zdefiniowana na powierzchni czasowo-częstotliwościowej i oddziela współczynniki, których

---

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

wkład w treść informacyjną sygnału nie przekracza założonego progu (np. 5%). Przykładową wartość chwilowej szerokości pasma dla zespołu QRS przedstawia rys. 1.



Rys.1. Spodziewana reprezentacja czasowo-częstotliwościowa zespołu QRS; czarna linia oddziela współczynniki reprezentujące poniżej 5% wartości chwilowej energii – jest to funkcja **chwilowego pasma elektrokardiogramu**.

Wykazano, że przy założeniu strat na poziomie 5% ilość niezerowych współczynników powierzchni czasowo-częstotliwościowej nie przekracza 20% ogólnej ich liczby [4].

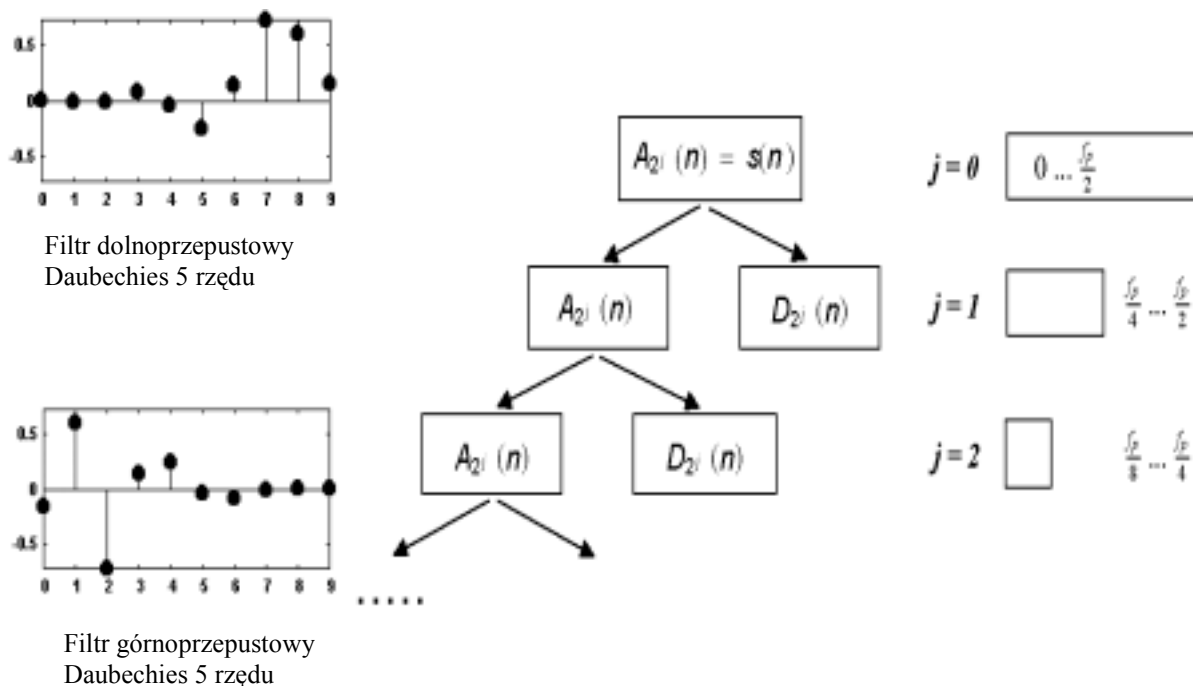
## 2.2. Filtracja w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej

Ponieważ funkcja chwilowego pasma elektrokardiogramu jest określona na czasowo-częstotliwościowej reprezentacji sygnału w obrębie wykrytych załamków – wymagane jest użycie bezstratnej transformacji czasowo-częstotliwościowej, np. transformacji falkowej. Dopiero w tej dziedzinie możliwa będzie eliminacja współczynników reprezentacji czasowo-częstotliwościowej nie niosących istotnych informacji, czyli leżących poza zakresem wyznaczonym przez funkcję chwilowego pasma elektrokardiogramu.

- Jest sprawą fundamentalną użycie transformacji bezstratnej (opartej na dekompozycji ortonormalnej), gdyż warunkuje to prawidłową rekonstrukcję (dekompresję) sygnału.
- Transformacja powinna używać filtrów o możliwie krótkim nośniku i wprowadzających minimalne zniekształcenia fazowe.

Transformacja użyta w opisywanym algorytmie kompresji wykorzystywała bi-ortogonalne filtry Daubechies 5 rzędu i algorytm dekompozycji piramidowej [5]. Dekompozycja sygnału o oryginalnej częstotliwości próbkowania 256 Hz, została przeprowadzona na trzech poziomach, co umożliwiło wydzielenie oktaw o pasmach: 64...128 Hz, 32...64 Hz oraz 16...32 Hz (rys. 2). Poniżej 16 Hz zachowano sygnał oryginalny gdyż:

- przeprowadzone badania wykazały mały związek zawartości informacyjnej sygnału z załamkami elektrokardiogramu,
- efektywna częstotliwość próbkowania wynosi 32 Hz i odpowiadający jej okres (30 ms) jest porównywalny z długością załamków,
- sygnał o pasmie 0...16 Hz jest reprezentowany przez niewielką ilość współczynników i ich ewentualna modyfikacja nie jest już tak interesująca z punktu widzenia kompresji.



Rys. 2. Współczynniki zastosowanych filtrów ortogonalnych i schemat dekompozycji piramidowej, obok przedstawiono symbolicznie długość i zawartość widmową produktów kolejnych etapów

### 2.3. Metody weryfikacji poziomu zakłóceń

Funkcja chwilowego pasma elektrokardiogramu została określona na podstawie własności statystycznych typowych zapisów. Istnieje uzasadniona obawa, że pojawi się sygnał EKG nie spełniający założeń przyjętych podczas konstruowania funkcji chwilowego pasma. Przykładowe sytuacje to:

- migotanie przedsionków, blok przedsionkowo-komorowy, migotanie komór – struktura sygnału odbiega od założonej kolejności załamek P, QRS i T;
- podwyższony poziom zakłóceń w pasmach podlegających modyfikacji w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej – jest to zwykle związane ze zmniejszoną dokładnością wyznaczania granic załamek.

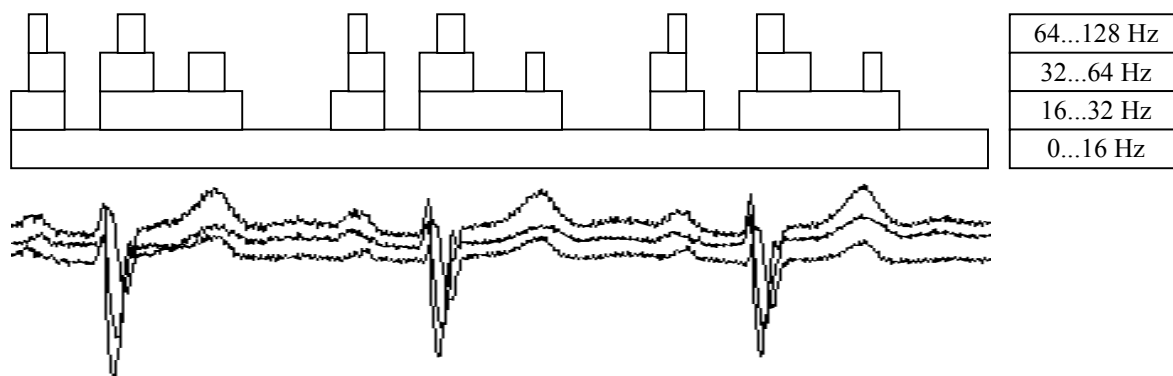
Proponowany algorytm kompresji korzysta z dwóch metod weryfikacji poziomu zniekształceń sygnału:

- poprzez zastosowanie odwrotnej transformacji falkowej do sygnału skompresowanego a następnie porównanie sygnału zrekonstruowanego z sygnałem oryginalnym,
- poprzez analizę istotności współczynników reprezentacji czasowo-częstotliwościowej załamka w stosunku do odcinka referencyjnego (linii izoelektrycznej).

Obie opisane metody wprowadzają modyfikacje wpływu funkcji chwilowego pasma elektrokardiogramu na eliminację współczynników powierzchni czasowo-częstotliwościowej.

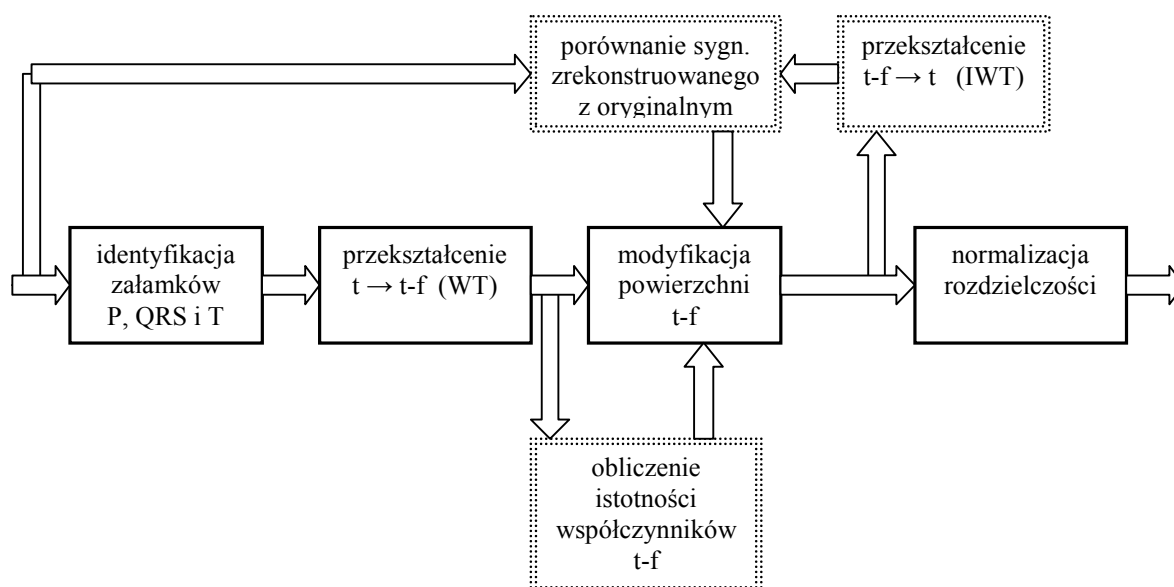
### 3. Algorytm kompresji sygnału EKG

Użycie modyfikowanej funkcji chwilowego pasma prowadzi do uzyskania powierzchni czasowo-częstotliwościowej na której sygnał poniżej ostatniego poziomu dekompozycji (16 Hz) będzie ciągły, natomiast sygnały wyższych oktaw będą tylko odcinkami niezerowe. Wystąpią one tylko tam, gdzie jest to istotne z punktu widzenia treści informacyjnej sygnału (rys. 3).



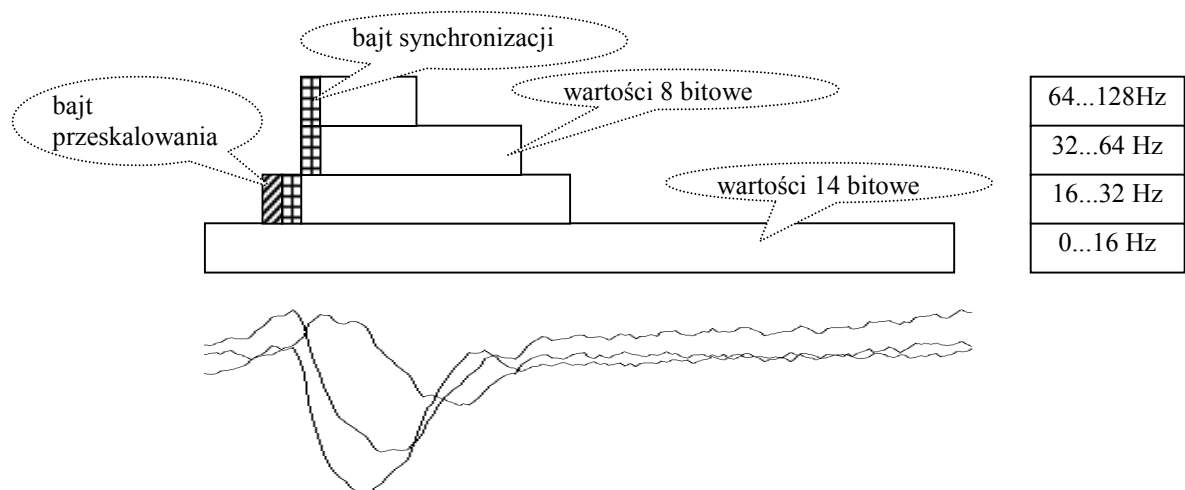
Rys. 3. Powierzchnia czasowo-częstotliwościowa sygnału EKG zmodyfikowana przez funkcję pasma chwilowego. Sygnał poniżej ostatniego poziomu dekompozycji jest ciągły, natomiast pozostałe sygnały są odcinkami ciągłe i występują tylko tam, gdzie jest to niezbędne z punktu widzenia zachowania treści informacyjnej sygnału. Poniżej: odpowiadający sygnał EKG.

Schemat blokowy algorytmu kompresji przedstawia rysunek 4.



Rys. 4. Schemat blokowy algorytmu kompresji

Niezerowe odcinki sygnałów wyższych oktaw są poprzedzone bajtem synchronizującym zawierającym pozycję ich początku względem sygnału ciągłego, natomiast zawartość odcinków jest przedmiotem normalizacji rozdzielczości. Normalizacja rozdzielczości polega na ustaleniu - dla każdego odcinka sygnału indywidualnie - nowej jednostki odpowiadającej 1 LSB, tak aby rozdzielczość nie przekraczała 8 bitów. W większości przypadków odcinki sygnałów wyższych oktaw niosą niewielką energię, najstarsze bity nie są wykorzystane i żadne przeskalowanie nie jest konieczne. W przeciwnym przypadku, odszukiwane jest maksimum odcinka i wszystkie jego wartości są normalizowane tak, aby wartość maksymalna była reprezentowana przez 255. Jeżeli przeskalowanie amplitudy było wykonane, nowa wartość odpowiadająca 1 LSB jest zapisywana w bajcie poprzedzającym sygnał. Warto zwrócić uwagę, że jednostka ta może być inna dla kolejnych odcinków sygnału należących do tej samej oktawy. Sygnał ciągły w paśmie 0...16 Hz jest przenoszony z pełną rozdzielczością 14 bitów. Struktura sygnału skompresowanego jest przedstawiona na rys. 5.



Rys. 5. Struktura sygnału skompresowanego

## 4. Rezultaty

Stopień kompresji sygnału EKG w dużej mierze zależy od lokalnych jego własności, toteż nie jest możliwe podanie dokładnej wartości obowiązującej dla wszystkich zapisów. Przeprowadzone testy opisywanego algorytmu z użyciem plików z podstawowego katalogu kardiologicznej bazy danych MIT-BIH (MITDB, po przepróbkowaniu na 256 Hz) umożliwiły uzyskanie współczynnika kompresji równego 4.90, co wydaje się wartością znaczną przy dopuszczeniu zniekształceń lokalnie tylko sięgających 5%. W rzeczywistości mogą się jednak pojawić sygnały dla których współczynnik kompresji będzie niższy.

## 5. Dyskusja

Opisany algorytm kompresji elektrokardiogramów został wykonany w wersji eksperymentalnej umożliwiającej dalsze badania dotyczące bardziej szczegółowych zagadnień:

- rola i zakres oddziaływania metod weryfikacji zakłóceń powinny być przedmiotem dalszych analiz, szczególnie przy wykorzystaniu elektrokardiogramów patologicznych;
- z medycznego punktu widzenia, należy umożliwić lekarzowi znającemu dodatkowe uwarunkowania modyfikację funkcji określonego pasma; typowym zastosowaniem jest poszukiwanie późnych potencjałów (LP) – wysokie częstotliwości będą wówczas przenoszone bezstratnie w obrębie zespołu QRS i bezpośrednio po nim;
- znacząca ilość współczynników (61%) to sygnał w paśmie 0...16 Hz; ponieważ dekompozycja czasowo-częstotliwościowa tak rzadko próbkowanego sygnału jest problematyczna, celowe wydaje się zastosowanie innego algorytmu kompresji bezstratnej (np. kodowania przyrostowego) do tego sygnału.

## Bibliografia

- [1] Polskie Towarzystwo Kardiologiczne „Standardy postępowania w badaniu Holterowskim” nakładem PTK, Warszawa 1997
- [2] D. Morlet „Algorithmes de localisation, classification et delimitation precise des ondes dans le systeme de Lyon” these INSA-Lyon 1986.
- [3] P. Augustyniak „Pasma chwilowe sygnału elektrokardiograficznego” w materiałach konferencji TiM’99, 18-20.11.1999
- [4] P. Augustyniak, R. Tadeusiewicz "The Bandwidth Variability of a Typical Electrocardiogram" w materiałach konferencji EMBEC’99, Vienna 3-7.11.1999
- [5] I. Daubechies "Ten lectures on wavelets" CBMS-NSF conference series in applied mathematics. SIAM Ed, 1992,