

Marian KOTAS  
Andrzej PAWŁOWSKI

Institut Elektroniki  
Politechnika Śląska

## ANALIZA WIDMA MOCY SYGNAŁU EKG PŁODU

**Streszczenie.** W artykule przedstawiono analizę widma mocy sygnału EKG płodu - FECG (z ang. - Fetal Electrocardiogram), wyselekcjonowanego z potencjałów występujących na powierzchni brzucha matki. Zaproponowano sposób estymacji widma mocy tegoż sygnału w obecności silnych zakłóceń, niemożliwe jest bowiem uzyskanie tą metodą sygnału, który byłby od zakłóceń całkowicie wolny. Zaproponowano również sposób wydzielenia zakłóceń z pełnego zarejestrowanego sygnału, a następnie estymacji ich widma mocy. Opierając się na przeprowadzonej analizie zaproponowano parametry wstępnego filtra poprawiającego stosunek sygnał-szum i umożliwiającego optymalne przetworzenie sygnału FECG z punktu widzenia późniejszej detekcji zespołów QRS.

## FETAL ECG POWER SPECTRUM ANALYSIS

**Summary.** In the paper Fetal ECG power spectrum analysis is presented. The analyzed signal is selected from the maternal abdominal signals. Since the level of noise in such signal is high, the new method of FECG power spectrum estimation, relatively resistant to the presence of noise, is proposed. The method of selecting noises from full recorded signals and the spectral analysis of these noises is also presented. On the basis of these analysis the parameters of the filter improving signal to noise ratio are suggested.

## DIE SPEKTRALANALYSE DER LEISTUNG DES EKG VON EINER LIEBESFRUCHT

**Zusammenfassung.** Im vorliegenden Artikel wurde die Spektralanalyse der Leistung des EKG-Signals von einer Liebesfrucht dargestellt. Das analysierte Signal wurde aus den an der Mutterbauchoberfläche auftretenden Potentialen herausgetrennt. In Anbetracht des im Signal auftretenden hohen Störungsniveaus wurde ein neues Spektrums-schätzungsverfahren des EKG-Signals von der Liebesfrucht in Anwesenheit starker Störungen vorgeschlagen. Gleichzeitig wurde eine Verfahren zur Ausscheidung von Störungen aus vollem aufgezeichnetem Signal vorgeschlagen, und danach zur Schätzung des Leistungsspektrums. Anhand der durchgeführten Analyse wurden Parameter des Vorfilters vorgeschlagen, die das Verhältnis Signal-Geräusch verbessern.

### 1. Wprowadzenie

W artykule [1] opisana została metoda selekcji sygnału FECG z pełnych potencjałów występujących na powierzchni brzucha matki. Polega ona na rejestracji czterech sygnałów uzyskanych za pomocą czterech różnych odprowadzeń brzusznych (tzn. umieszczonych na powierzchni brzucha matki), a następnie sumowaniu tych sygnałów z różnymi wagami. Sumowane sygnały zawierają trzy składowe: EKG płodu, EKG matki oraz zakłócenia. Celem operacji sumowania jest eliminacja sygnału EKG matki. Po właściwym obliczeniu wag sumy cel ten zostaje osiągnięty, sygnał sumy zawiera tylko szczątkowe pozostałości EKG matki. Jednak operacja ta tylko w nieznacznym stopniu wpływa na poziom innych zakłóceń, których moc wielokrotnie przekracza moc składowej użytecznej - EKG płodu. Pod względem pasma częstotliwości zakłóceń można dokonać ich podziału na:

- zakłócenia niskoczęstotliwościowe: oddechowe, wywołane zmianami impedancji elektroda-skóra, wywołane ruchem matki;
- zakłócenia sieciowe o częstotliwości 50 Hz;
- zakłócenia mięśniowe, o szerokim widmie nachodzącym na widmo sygnału użytecznego; (szczególnie kłopotliwe są artefakty przypominające sygnał użyteczny, których źródłem są skurcze mięśnia macicy wywołane ruchem płodu).

Aby poziom zakłóceń był jak najniższy, rejestrację sygnałów należy przeprowadzać o odpowiedniej porze, wtedy gdy płód jest spokojny, a mięśnie brzucha matki rozluźnione, należy także zapewnić odpowiednie warunki pomiaru, tj.:

- dobry kontakt elektroda skóra,
- wygodne ułożenie pacjentki,
- odpowiednie pomieszczenie (w którym nie pracują inne urządzenia elektryczne).

Przestrzeganie tych zaleceń umożliwi ograniczenie poziomu wymienionych zakłóceń. Dalszą poprawę jakości sygnału użytecznego uzyskać można po poddaniu go filtracji pasmowoprzepustowej. Należy dobrać takie parametry filtra, aby w wyniku filtracji uzyskać jak największą poprawę stosunku sygnał/szum, jak najmniej ograniczając przy tym pasmo sygnału użytecznego.

## 2. Podstawy teoretyczne

### 2.1. Model sygnału użytecznego

Decydującym składnikiem sygnału FECG z punktu widzenia estymacji jego widma mocy (a w praktyce, z uwagi na poziom zakłóceń, jedynym) jest zespół QRS [2]. Dlatego należy wyraźnie podkreślić, iż widmo mocy sygnału FECG może być utożsamiane z widmem mocy zespołu QRS i odwrotnie. Stąd wymienne stosowanie tych pojęć w niniejszym artykule.

Jak już powyżej wspomniano, podstawową trudnością powstającą przy rozwiązywaniu problemu estymacji widma sygnału FECG jest niemożność uzyskania sygnału użytecznego niezakłóconego. Wynika to przede wszystkim ze specyfiki obiektu pomiarowego i jego otoczenia. Dodatkowym utrudnieniem jest fakt, iż o ile zmiany kształtu poszczególnych zespołów QRS danego płodu są niewielkie, to zmiany amplitudy tychże podlegają znacznym wahaniom. Dlatego też do opisu zespołów QRS wygodnie jest przyjąć następujący model:

$$x_i(k) = a_i \cdot \bar{x}(k) + \delta_i(k) \quad (1)$$

$$k = 1, \dots, K, \quad i = 1, \dots, I$$

$$\bar{x}(k) = \frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I x_i(k) \quad (2)$$

gdzie:

- $x_i(k)$  -  $k$ -ta próbka w obrębie  $i$ -tego zespołu QRS;
- $x(k)$  -  $k$ -ta próbka uśrednionego zespołu QRS z  $I$  kolejnych zespołów;
- $a_i$  - współczynnik zmiany amplitudy  $i$ -tego zespołu FQRS;
- $\delta_i$  - błąd kształtu  $i$ -tego zespołu FQRS w stosunku do uśrednionego zespołu.



Model ten uwzględnia w pełni możliwe zniekształcenia zespołu QRS. Na potrzeby wydzielenia sygnału użytecznego i zakłóceń model ten tworzymy tak, by zminimalizować w sensie średniokwadratowym błąd kształtu, tzn.:

$$\sum_{k=1}^K \delta_i^2(k) \rightarrow \min \quad (3)$$

Z warunków (1) i (3) wynika, że:

$$\sum_{k=1}^K [x_i(k) - a_i \cdot \bar{x}(k)]^2 \rightarrow \min \quad (4)$$

Różniczkując powyższe wyrażenie względem  $a_i$ , otrzymuje się następujący warunek:

$$a_i = \frac{\sum_{k=1}^K x_i(k) \cdot \bar{x}(k)}{\sum_{k=1}^K \bar{x}^2(k)} \quad (5)$$

Sumując (5) względem indeksu  $i$  otrzymuje się:

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^I \frac{\sum_{k=1}^K x_i(k) \cdot \bar{x}(k)}{\sum_{k=1}^K \bar{x}^2(k)} &= \left[ \sum_{k=1}^K \bar{x}^2(k) \right]^{-1} \cdot \sum_{i=1}^I \sum_{k=1}^K \bar{x}(k) \cdot x_i(k) = \\ &= \left[ \sum_{k=1}^K \bar{x}^2(k) \right]^{-1} \cdot \sum_{k=1}^K \left[ \bar{x}(k) \cdot \sum_{i=1}^I x_i(k) \right] = \left[ \sum_{k=1}^K \bar{x}^2(k) \right]^{-1} \cdot \sum_{k=1}^K I \cdot \bar{x}^2(k) \end{aligned}$$

skąd:

$$\frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I a_i = 1 \quad (6)$$

względniając (6) i uśredniając równanie (1) względem indeksu  $i$  uzyskuje się:

$$\sum_{i=1}^I \delta_i(k) = 0 \quad (7)$$

Z warunku (7) wynika, że obliczając widmo sygnału FECG na podstawie uśrednionego wzorca tracimy informację odnośnie do różnic w kształcie pomiędzy poszczególnymi zespołami. Tak otrzymane widmo mocy jest natomiast znacznie mniej zniekształcone przez zakłócenia.

## 2.2. Model zakłóceń

Przyjmując addytywny charakter zakłóceń  $n_i(k)$  zarejestrowany sygnał  $y_i(k)$  można opisać jako:

$$y_i(k) = x_i(k) + n_i(k) \quad (8)$$

Zakłócenia w sygnale FECG mają bardzo dużą moc w zakresie małych częstotliwości (rzędu ułamka Hz). Z kolei częstość rytmu pracy serca płodu jest rzędu 2 Hz. Nie można więc z zarejestrowanego sygnału wyodrębnić bezpośrednio fragmentów, w których występują tylko zakłócenia, gdyż byłyby to zbyt krótkie odcinki i nie dałoby się z nich uzyskać wystarczającej rozdzielczości widma mocy.

Z kolei próba poprawienia rozdzielczości widma mocy zakłóceń poprzez obliczenia tegoż widma dla ciągu danych uzupełnionego zerami nie zapewnia w pełni poprawnej informacji w zakresie małych częstotliwości.

W związku z tym w celu uzyskania dostatecznie długiego odcinka zakłóceń należy je wyodrębnić z pełnego sygnału w obrębie zespołów QRS. Aby osiągnąć ten rezultat, zaproponowaliśmy estymację zakłóceń w obrębie zespołów QRS z wykorzystaniem następującego modelu:

$$\hat{n}_i(k) = y_i(k) - b_i \cdot \bar{x}(k) \quad (9)$$

podstawiając (1) i (8) do (9) uzyskuje się:

$$\hat{n}_i(k) = (a_i - b_i) \cdot \bar{x}(k) + \delta_i(k) + n_i(k) = e_i(k) + n_i(k) \quad (10)$$

Aby wariancja estymatora opisanego wzorem (10) była minimalna, należy zminimalizować w sensie średniokwadratowym składnik  $e_i(k)$ .

Wobec tego rozwiązując równość:

$$\frac{\partial e_i^2(k)}{\partial b_i} = 0 \quad (11)$$

uzyskuje się:

$$b_i = a_i \quad (12)$$

W takim wypadku zgodnie z (10) na wariancję estymatora zakłóceń wpływa jedynie błąd kształtu poszczególnych zespołów QRS w stosunku do uśrednionego wzorca, który zgodnie z (3) jest zminimalizowany w sensie średniokwadratowym.

### 2.3. Estymacja widma mocy sygnału użytecznego

Ponieważ w zakresie składowych niskoczęstotliwościowych moc zakłóceń znacznie przekracza moc sygnału użytecznego, dlatego dla wyselekcjonowania tegoż sygnału konieczne jest uśrednianie w czasie pełnego sygnału (co zapewni poprawę stosunku sygnał-szum). Stosując to uśrednianie dla  $I$  kolejnych zespołów na podstawie (1), (6), (7) i (8) otrzymuje się:

$$\begin{aligned} \frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I y_i(k) &= \frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I [a_i \cdot \bar{x}(k) + \delta_i(k) + n_i(k)] = \\ &= \bar{x}(k) \cdot \frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I a_i + \frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I \delta_i(k) + \frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I n_i(k) = \bar{x}(k) + \bar{n}(k) \quad (13) \end{aligned}$$

Ponieważ sygnał użyteczny i zakłócenia są nieskorelowane, wobec tego przyjmując oznaczenia:

$X(w)$  - transformata Fouriera ciągu  $x(k)$ ;

$N_i(w)$  - transformata Fouriera ciągu  $n_i(k)$ ;

możemy widmo sygnału użytecznego opisanego wzorem (13) wyrazić w następujący sposób:

$$\begin{aligned} \hat{G}_S &= (\bar{X}(w) + \bar{N}(w)) \cdot (\bar{X}(w) + \bar{N}(w))^* = \\ &= G_{\bar{X}\bar{X}} + G_{\bar{N}\bar{N}} \approx G_{\bar{X}\bar{X}} + \frac{1}{I} \cdot \overline{G_{nn}} \quad (14) \end{aligned}$$



Równanie (14) wskazuje przewagę przedstawionej metody estymacji widma mocy sygnału użytecznego nad np. metodą opisaną w [4] czy [5]. Tamże proponuje się estymację widma mocy sygnału poprzez uśrednianie zmodyfikowanych periodogramów, gdzie periodogram oznacza transformatę Fouriera estymaty ciągu autokowariancji danego sygnału, co daje w efekcie końcowym następujący rezultat:

$$\hat{G}_s = \overline{G_{xx}} + \overline{G_{nn}} \quad (15)$$

Ponieważ zmiany pomiędzy poszczególnymi zespolami QRS są znacznie mniejsze aniżeli poziom zakłóceń, stąd różnica  $G_{xx} - \overline{G_{xx}}$  jest znacznie mniejsza od  $G_{nn}$ , co czyni estymator opisany wzorem (14) dogodniejszy w tymże konkretnym zastosowaniu.

#### 2.4. Estymacja widma mocy zakłóceń

Z uwagi na brak korelacji między  $e_i$  i  $n_i$  z równania (10) wynika, że:

$$\hat{G}_{n_i} = G_{e_i}e_i + G_{n_i}n_i \quad (16)$$

W celu otrzymania wygładzonej estymaty widma mocy zakłóceń można zastosować opisany w [4] estymator Welch.

Wtedy:

$$\hat{G}_n = \frac{1}{I} \cdot \sum_{i=1}^I \hat{G}_{n_i} \quad (17)$$

### 3. Rezultaty badań

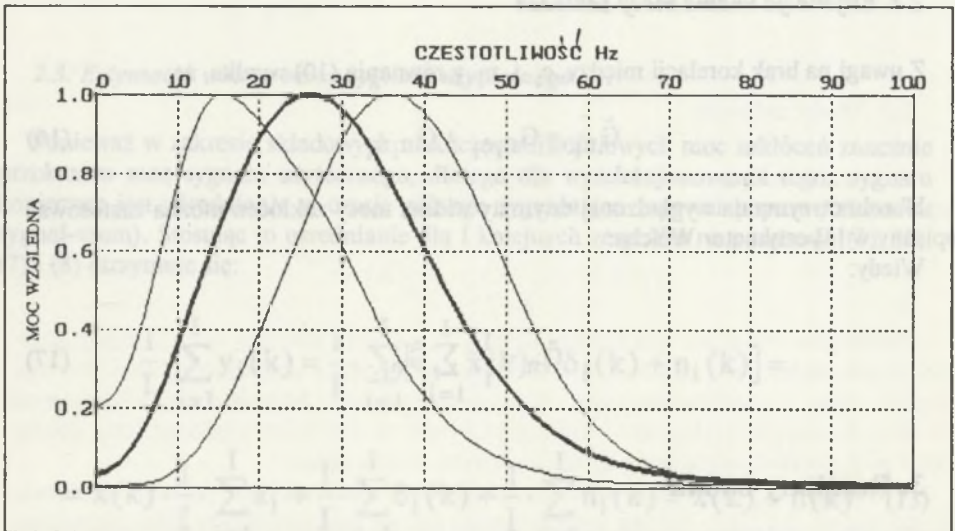
Analizę odpowiednich widm mocy przeprowadzono opierając się na zbiorze 20 zarejestrowanych przebiegów o czasie trwania 100-300 sekund, próbkowanych z częstotliwością 400 Hz. Rejestracji przebiegów dokonano w Miejskim Szpitalu Położniczo-Ginekologicznym w Gliwicach. Wzmacniacz FECG użyty do rejestracji zapewniał przeniesienie sygnału w paśmie 0.5-120 Hz. Detekcji zespołów QRS dokonano interaktywnie z wykorzystaniem detektora cyfrowego opartego na filtrze dopasowanym.

Wzorzec zespołu QRS powstał poprzez uśrednienie wszystkich wykrytych zespołów złożonych z 60 próbek sygnału. Dla tak utworzonego wzorca zespołu QRS zastosowano okno widmowe postaci:

$$w(k) = (2/3)^{1/2} \cdot [1 - \cos(2\pi k / N)]$$

$$k = 0, 1, \dots, N-1$$
(18)

Dla poprawy rozdzielczości widma mocy ciąg próbek uzupełniono zerami tworząc 1024-elementowe ciągi. Obliczenia widma dokonano na podstawie algorytmu FFT. Wyniki przedstawia rysunek 1. Linia pogrubiona reprezentuje widmo mocy uśrednione dla wszystkich zarejestrowanych sygnałów, a linie cienkie reprezentują bardziej charakterystyczne widma mocy pojedynczych sygnałów.



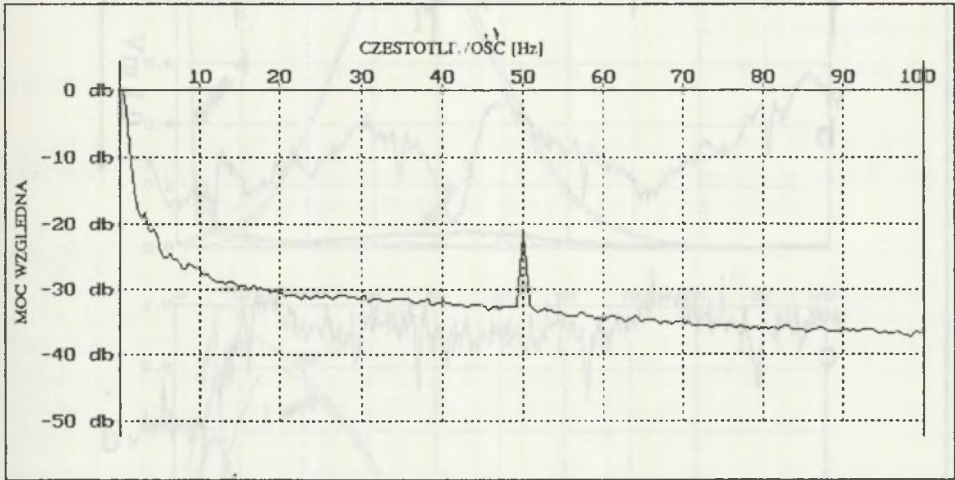
Rys. 1. Widma mocy zespołów Fetal QRS: uśrednione dla wszystkich 20 sygnałów (linia gruba); dwa najbardziej odbiegające od widma uśrednionego (linie cienkie)

Fig. 1. Fetal QRS power spectra: averaged for all 20 signals (thick line); two the most different from the averaged spectrum (thin lines)

Widmo mocy zakłóceń wyznaczono opierając się na FFT 1024-elementowych ciągach złożonych z kolejnych próbek sygnału, stosując model (9) dla estymacji zakłóceń w obrębie zespołów QRS. Przed obliczeniem FFT zastosowano okno w postaci (18).



Z uwagi na bardzo duże różnice w poziomie mocy zakłóceń dla różnych częstotliwości widmo mocy zakłóceń przedstawiono w skali logarytmicznej (rysunek 2).



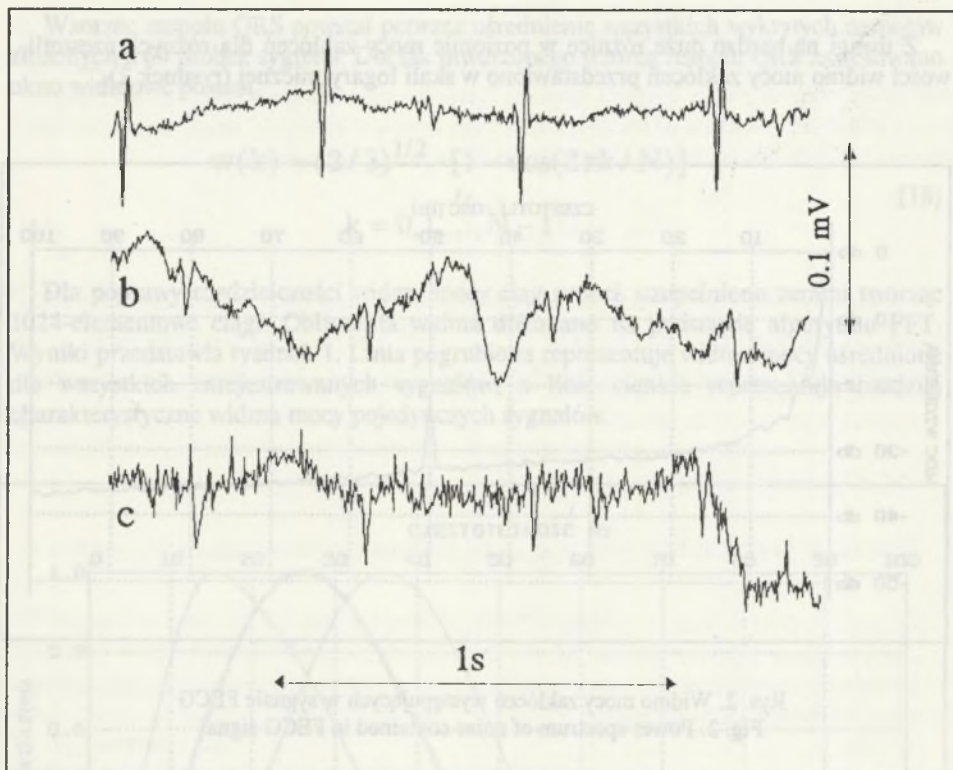
Rys. 2. Widmo mocy zakłóceń występujących w sygnale FECG  
Fig. 2. Power spectrum of noise contained in FECG signal

Widać, iż zakłócenia niskoczęstotliwościowe (poniżej 10 Hz) mają znakomicie większą moc w stosunku do zakłóceń o wyższych częstotliwościach. Zakłócenia te są głównie związane z ruchami płodu. Ponieważ widmo mocy sygnału użytecznego bardzo silnie obejmuje jeszcze częstotliwości wokół 50 Hz, dlatego, by uniknąć zniekształcenia tegoż widma, nie zastosowano żadnych filtrów eliminujących zakłócenia sieciowe. Stąd duży poziom tych zakłóceń widoczny na rysunku 2.

Interesujące jest porównanie zaprezentowanej metody estymacji widma mocy sygnału FECG z metodą Welch'a opisaną w [4]. Rysunki 3a,b,c przedstawiają trzy różne sygnały FECG o bardzo różnych poziomach zakłóceń, a rysunki 4a,b,c ich analizę widmową.

Zgodnie z wcześniejszymi uwagami różnica pomiędzy widmami mocy wyznaczonymi obiema metodami odpowiada poziomowi mocy zakłóceń dla danego sygnału, co potwierdza skuteczność stosowanego estymatora widma mocy sygnału użytecznego. Rozmycie prążka przy częstotliwości 50 Hz na wykresie przedstawiającym różnicę widm wynika z zastosowanego okna widmowego.

Z zaprezentowanej analizy wynika, iż widma mocy sygnałów FECG dla różnych płodów znacznie się między sobą różnią, bardziej niż ma to miejsce w sygnale EKG u ludzi dorosłych, niekiedy także dość znacznie zachodzą na widma mocy zakłóceń. Zważywszy dodatkowo na fakt, iż niektóre zakłócenia (np. związane ze skurczami



Rys. 3. Przykłady zarejestrowanych sygnałów FECG zawierające typowe zakłócenia spotykane w elektrokardiografii: - dryft izolinii; - artefakty ruchowe; - zakłócenia mięśniowe  
 Fig. 3. The examples of recorded FECG signals containing typical noise dealt with in electrocardiography: - baseline wander; - motion artefacts; - EMG noise

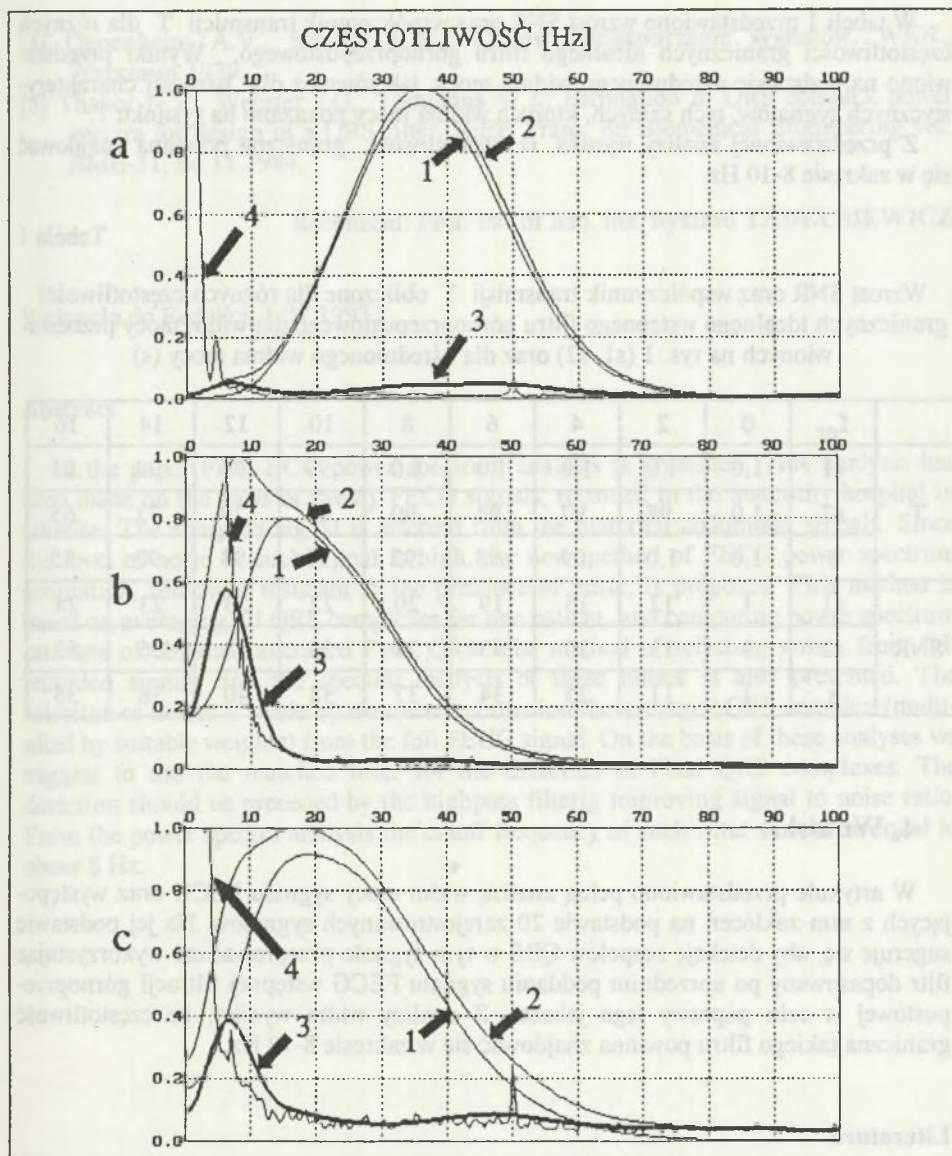
macy) mają kształt, a więc i widmo mocy, bardzo zbliżony do kształtu zespołów QRS (a podobieństwo to może rosnąć przy zastosowaniu filtracji pasmowoprzepustowej), wydaje się, że dla detekcji tych zespołów filtr dopasowany będzie skuteczniejszy niżeli filtr o stałych współczynnikach.

Ponieważ jednak poziom sygnału FECG jest bardzo niski (średnio 10 razy mniejszy niżeli u ludzi dorosłych, tj. rzędu 0.1 mV), a zakłócenia, szczególnie w zakresie niskich częstotliwości, są z przyczyn wyżej wymienionych bardzo duże, zatem konieczne jest zastosowanie wstępnego filtra pasmowoprzepustowego poprawiającego SNR, ale takiego, który by w jak najmniejszym stopniu zniekształcał zespół QRS.

Dobierając parametry filtra wstępnego należy zatem przyjąć, że powinien on:

- poprawiać SNR;
- przenosić jak największą część sygnału użytecznego.

Ponieważ z analizy widmowej wynika, że w zakresie wyższych częstotliwości przeważa składowa użyteczna, zatem wystarcza, aby był to filtr górnoprzepustowy.



Rys. 4. Porównanie 2 metod estymacji widma mocy zespołów Fetal QRS (przykłady a-c odpowiadają przebiegom a-c z rys. 3). Strzałki wskazują  
 1 - widmo mocy uśrednionego zespołu QRS; 2 - uśrednione widma mocy poszczególnych zespołów QRS; 3 - różnicę estymat 2-1; 4 - widmo mocy zakłóceń występujących w analizowanym sygnale

Fig. The comparison of two methods of Fetal QRS power spectrum estimation (examples a-c correspond with examples a-c of figure 3). Arrows indicate

1 - averaged QRS power spectrum; 2 - averaged power spectra of all Fetal QRS; 3 - the difference of estimates 2 and 1; 4 - the power spectrum of noise contained in analysed signal



W tabeli 1 przedstawiono wzrost SNR oraz współczynnik transmisji  $T$  dla różnych częstotliwości granicznych idealnego filtra górnoprzepustowego. Wyniki przedstawiono na podstawie uśrednionego widma mocy, jak również dla bardziej charakterystycznych sygnałów, tych samych, których widma mocy pokazano na rysunku 1.

Z przedstawionej analizy wynika, iż częstotliwość graniczna powinna znajdować się w zakresie 8-10 Hz.

Tabela 1

Wzrost SNR oraz współczynnik transmisji  $T$  obliczone dla różnych częstotliwości granicznych idealnego wstępnego filtra górnoprzepustowego dla widm mocy przedstawionych na rys. 1 (s1, s2) oraz dla uśrednionego widma mocy (s)

	$f_{gr}$	0	2	4	6	8	10	12	14	16
T	s1	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	.99	.99	.98	.93
	s2	1.0	.98	.97	.94	.90	.85	.79	.72	.65
	s	1.0	1.0	.99	.98	.97	.95	.93	.90	.85
SNR	s1	1	12	15	19	20	22	23	23	24
	s2	1	13	30	45	54	59	58	56	53
	s	1	11	25	34	37	38	40	38	35

#### 4. Wnioski

W artykule przedstawiono pełną analizę widm mocy sygnału FECG oraz występujących z nim zakłóceń na podstawie 20 zarejestrowanych sygnałów. Na jej podstawie sugeruje się, aby detekcję zespołów QRS w tym sygnale przeprowadzać wykorzystując filtr dopasowany po uprzednim poddaniu sygnału FECG wstępnej filtracji górnoprzepustowej w celu poprawy jego jakości. Z analizy widm wynika, że częstotliwość graniczna takiego filtra powinna znajdować się w zakresie 8-10 Hz.

#### Literatura

- [1] Bergveld P., Meijer J.H.: A new technique for the suppression of the MECG. IEEE Trans. on Biomedical Engineering vol. BME-28, no. 4 1981.
- [2] Meijer J.H., Bergveld P.: The simulation of the abdominal MECG. IEEE Trans. on Biomedical Engineering vol. BME-28, no.4 1981.
- [3] Bergveld P., Kolling A.J., Penscher J.H.J.: Real time fetal ECG recording. IEEE Trans. on Biomedical Engineering vol. BME-33, no. 5 1986.

- [4] Oppenheim A.V., Schafer R.W.: Cyfrowe przetwarzanie sygnałów. WKiŁ, Warszawa 1979.
- [5] Thakor N.V., Webster J.G., Tompkins W.J.: Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. IEEE Trans. on Biomedical Engineering vol. BME-31, no.11 1984.

Recenzent: Prof. zw. dr hab. inż. Ryszard TADEUSIEWICZ

Wpłynęło do Redakcji 1.07.1993 r.

### Abstract

In the paper Fetal ECG power spectrum analysis is presented. This analysis has been made on the basis of twenty FECG signals, recorded in the maternity hospital in Gliwice. The analyzed signal is selected from the maternal abdominal signals. Since the level of noise in such signal is high, the new method of FECG power spectrum estimation, relatively resistant to the presence of noise, is proposed. This method is based on averaging all QRS complexes for one patient, and computing power spectrum estimate of obtained averaged Fetal QRS. The method of selecting noises from full recorded signals and the spectral analysis of these noises is also presented. The selection of noises is made by means of subtraction the averaged QRS complex (multiplied by suitable weights) from the full FECG signal. On the basis of these analyses we suggest to use the matched filter for the detection of Fetal QRS complexes. The detection should be preceded by the highpass filtering improving signal to noise ratio. From the power spectra analysis the cutoff frequency of such filter should be equal to about 8 Hz.

*Summary:* The paper presents our results on recording the fetal ECG using the method of weighted addition of four mother abdominal potentials. Description of system and examples of recorded signals are given.

### DIE REGISTRIERUNG DES ELEKTROKARDIOGRAMMES DES KEIMLINGS NACH DEM PRINCIP DER GEWOGENEN SUMMATION VON BAUCHPOTENTIALEN

*Zusammenfassung:* In der Arbeit werden theoretische Grundlagen der Überlagerung des Elektrokaridogrammes der Mutter während der Registrierung des Elektrokaridogrammes des Keimlings nach dem Princip der gewogenen Summation von Bauchpotentialen vorgestellt sowie ein dazu gehörendes gebäueres Gerät.