

Marian KOTAS

Instytut Elektroniki
Politechnika Śląska

NIEINWAZYJNA METODA POMIARU EKG PŁODU

Streszczenie. W pracy przedstawiono metodę selekcji EKG płodu z potencjałów występujących na powierzchni brzucha matki, zawierających trzy składowe: EKG płodu, EKG matki i zakłócenia. Jest to zmodyfikowana wersja metody opartej na eliminacji EKG matki za pomocą sumy ważonej czterech sygnałów brzuszonych. Ponadto opisano układ pomiarowy urządzenia służącego do badań EKG płodu i przedstawiono rezultaty przeprowadzonych badań. Na zakończenie dokonano analizy czynników, które wpływają na jakość uzyskiwanego sygnału EKG płodu.

THE NONINVASIVE METHOD OF FETAL ECG MEASUREMENT

Summary. The paper presents the method of selecting the fetal ECG from the potentials that exist on the mother's abdomen. These potentials contain three components: fetal ECG, mother ECG, and noise. The presented method is a modified version of the method based on the suppression of the mother ECG by weighted addition of four abdominal signals. The measuring system of the device used for fetal ECG examination is also described, and the results of the realized examinations are shown. At the end the analysis of the factors which have the influence on the quality of the obtained fetal ECG is made.

DIE EINGRIFFFREIE MESSUNGEN DES EKG-FRUCHTS SIGNAL

Zusammenfassung. In der Arbeit schilderte man die Auslesemethode des EKG der Frucht aus den Potentialen, die sich auf dem Bauch der Mutter befinden, in denen es drei Komponente (das EKG der Frucht, EKG der Mutter und die Störungen) fassen. Das ist die modifizierte Fassung der Methode, die sich auf dem Wegschaffen des EKG Signals der Mutter gründet mit der Hilfe der gewiegten Summe der vierten Bauchsignalen.

Außerdem beschreibt man die Messungsanteile der Einrichtung EKG der Frucht und schilderte man die Ergebnisse der vorgestellten Forschungen. Zum Schluß vollendete man die Analyse der Faktoren die auf die Güte des erlangenden Signals des EKG der Frucht ausüben.

1. Wstęp

W intensywnym nadzorze płodu podstawowe znaczenie diagnostyczne mają badania czynności serca płodu. Rozwinięte są badania kardiokograficzne polegające na monitorowaniu częstości akcji serca płodu oraz skurczów macicy w funkcji czasu. Sygnał rytmu serca płodu może być otrzymywany następującymi metodami:

- 1) metodą fonokardiograficzną, opartą na czułym mikrofonie kontaktowym,
- 2) metodami wykorzystującymi ultradźwiękowe detektory akcji serca oparte na efekcie Dopplera,
- 3) metodą opartą na EKG z główki płodu,
- 4) metodą opartą na EKG uzyskanym z powierzchni brzucha matki.

Wymienione metody różnią się stopniem inwazyjności badań. W metodzie 3 jest on tak wysoki, że w wielu przypadkach niemożliwe jest stosowanie badania ze względu na przeciwwskazania lekarskie. Inwazyjne są także badania ultrasonograficzne (metoda 2). Jedynie metody 1 i 4 oparte są na badaniach nieinwazyjnych. W pracach opisanych w prezentowanym artykule skoncentrowano się na metodzie 4, gdyż w przeciwieństwie do metody 1 umożliwiała ona dokładne wyznaczenie funkcji rytmu serca płodu. Opisano pierwszy etap tej metody, selekcję sygnału EKG płodu z pełnych potencjałów występujących na powierzchni brzucha matki. Etap następny, detekcję zespołów QRS i wyznaczanie funkcji rytmu serca płodu opisany zostanie w artykule następnym.

2. Przegląd stosowanych metod pomiaru EKG płodu

Spośród wielu stosowanych metod przypomniane zostaną te, które łączy zasada pomiaru: rejestracja, a następnie sumowanie sygnałów z różnych odprowadzeń z takimi wagami, by wyeliminować sygnał matki, nie osłabiając sygnału płodu.

Pierwszy krok uczyniono stosując pomiar potencjałów z jednego odprowadzenia brzuszego i jednego odprowadzenia piersiowego. Istotą pomiaru stanowiło poszukiwanie takiego umiejscowienia elektrod, by morfologia EKG matki w sygnałach z odprowadzenia brzuszego i piersiowego była zbliżona:

$$M_a(t) \approx c \cdot M_c(t)$$

gdzie:

M_c - EKG matki z odprowadzenia piersiowego,

M_a - EKG matki z odprowadzenia brzuszego,

c - współczynnik, $c \in R$.

Zsumowanie sygnałów z odpowiednimi wagami prowadziło do zerowania EKG matki, nie wpływając na EKG płodu, które występowało tylko w sygnale z odprowadzenia brzuszego:

$$\begin{aligned} V_r(t) &= V_a(t) - cV_c(t) = F_a(t) + M_a(t) + N_a(t) - c(M_c(t) + N_c(t)) \approx \\ &\approx F_a(t) + M_a(t) + N_a(t) - M_a(t) - cN_c(t) = F_a(t) + N(t), \end{aligned}$$

gdzie:

V_a - pełny sygnał z odprowadzenia brzuszego,

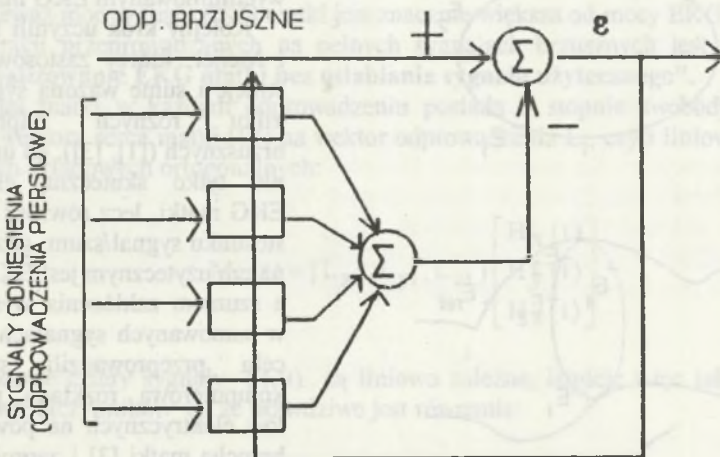
V_c - pełny sygnał z odprowadzenia piersiowego,

V_r - sygnał różnicy,

F_a - EKG płodu z odprowadzenia brzuszego,

N_a, N_c - zakłócenia występujące w sumowanych sygnałach,

N - zakłócenia sumaryczne: $N(t) = N_a(t) - cN_c(t)$.



Rys. 1. Filtr adaptacyjny z wieloma kanałami odniesienia zastosowany do badań EKG płodu
Fig. 1. Multiple-reference noise canceler used in fetal ECG examination

Badanie rzadko kończyło się sukcesem, żmudne poszukiwania odpowiedniego położenia elektrod często były bezskuteczne.

Następny, bardzo znaczący krok w rozwoju badań nad EKG płodu opisany jest w pracy [4] B. Widrowa. Badanie polega na pomiarach potencjałów z jednego odprowadzenia brzusznego i czterech piersiowych. Eliminacja EKG matki przeprowadzana jest zgodnie z zasadami filtracji adaptacyjnej wg schematu przedstawionego na rys. 1. Zgodnie z równaniami Wienera-Hopfa obliczane są wagi c_i , z jakimi sumowane są sygnały odniesienia (z odprowadzeń piersiowych), tak by minimalizować wartość oczekiwaną:

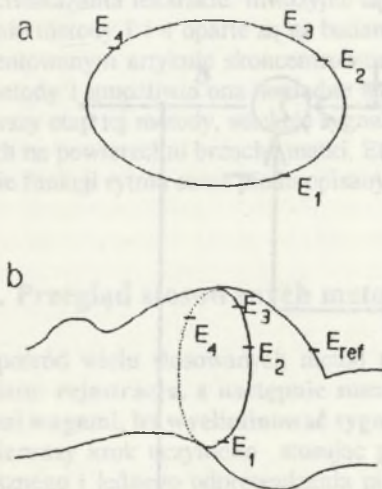
$$E\{(V_a(t) - V_c(t))^2\} = \min,$$

gdzie:

$$V_c(t) = \sum_{i=1}^4 c_i V_{ci}(t)$$

V_{ci} - sygnał z i -tego odprowadzenia piersiowego,

V_a - sygnał z odprowadzenia brzusznego.



Rys. 2. Odprowadzenia brzuszne - rozmieszczenie elektrod

Fig. 2. Abdominal leads - electrode positioning

W rezultacie sygnał błędu filtru adaptacyjnego jest sygnałem z wyeliminowanym EKG matki.

Kolejny krok uczynili Bergveld i Meijer, którzy zastosowali rejestrację i sumę ważoną sygnałów z kilku różnych odprowadzeń brzusznych ([1], [3]), co umożliwia nie tylko skuteczną eliminację EKG matki, lecz również poprawę stosunku sygnał/szum, gdzie sygnałem użytecznym jest EKG płodu, a szumem zakłócenia występujące w sumowanych sygnałach. W tym celu przeprowadzili symulację komputerową rozkładu potencjałów elektrycznych na powierzchni brzucha matki [3] i zaprojektowali rozmieszczenie elektrod przedstawione na rys. 2 zapewniające taką samą polaryzację EKG płodu w sygnałach z poszczególnych odpro-

wadzeń, a jednocześnie umożliwiające eliminację EKG matki za pomocą sumy ważonej 4 zarejestrowanych sygnałów brzusznych, gdy wagi są tego samego znaku. Dodatnia korelacja pomiędzy EKG płodu i brak korelacji pomiędzy zakłóceniami w sumowanych sygnałach prowadzi wg [1] do poprawy stosunku sygnał szum. Ponieważ na nasze potrzeby wykorzystana została i ulepszona metoda ostatnia, istota pomiaru zostanie przedstawiona dokładniej w punktach następujących.

3. Zasada pomiaru

Jak zostało napisane, w naszej pracy oparliśmy się na metodzie polegającej na rejestracji i sumie ważonej sygnałów brzusznych matki (uzyskiwanych za pomocą 4 odprowadzeń przedstawionych na rys. 2). Każdy potencjał brzuszny $V_i(t)$ zawiera trzy składowe:

$$V_i(t) = F_i(t) + M_i(t) + N_i(t)$$

gdzie:

- F_i - EKG płodu (sygnał użyteczny),
- M_i - EKG matki,
- N_i - zakłócenia (głównie mięśniowe).

Ponieważ moc sygnału EKG matki jest znacznie większa od mocy EKG płodu, więc cel operacji przeprowadzanych na pełnych sygnałach brzusznych jest następujący: "minimalizowanie EKG matki bez osłabiania sygnału użytecznego".

Sygnał matki w każdym odprowadzeniu posiada 3 stopnie swobody, gdyż jest rzutem wektora serca matki $H(t)$ na wektor odprowadzenia L_i , czyli liniową kombinacją trzech składowych ortogonalnych:

$$M_i(t) = [L_{xi}, L_{yi}, L_{zi}] \begin{bmatrix} H_x(t) \\ H_y(t) \\ H_z(t) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Zatem każde cztery sygnały $M_i(t)$ są liniowo zależne, istnieje więc taki niezerowy zestaw współczynników c_i , że prawdziwe jest równanie:

$$\sum_{i=1}^4 c_i M_i(t) = 0 \quad (2)$$

Termin "niezerowy zestaw współczynników" oznacza zestaw, w którym co najmniej 1 współczynnik jest różny od zera. Sumowanie pełnych sygnałów z odprowadzeń brzusznych z takimi wagami prowadzi do eliminacji EKG matki:

$$V_s(t) = \sum_{i=1}^4 c_i V_i(t) = \sum_{i=1}^4 c_i (M_i(t) + F_i(t) + N_i(t)) = \sum_{i=1}^4 c_i (F_i(t) + N_i(t)) \quad (3)$$

Aby w pełni osiągnąć założony cel, trzeba tak estymować współczynniki c_i oraz dobrać takie rozmieszczenie elektrod na ciele pacjentki, by maksymalizować składową użyteczną:

$$\sum_{i=1}^4 c_i F_i(t) \rightarrow \max \quad (4)$$

Zaproponowane w [1] rozwiązanie polegało na:

- narzuceniu liniowego ograniczenia na współczynniki:

$$c_i \geq 0 \quad (5)$$

- dobraniu rozmieszczenia elektrod zapewniającego jak najlepsze przybliżenie równania (2) przy ograniczeniu (5) oraz taką samą polaryzację EKG płodu we wszystkich odprowadzeniach.

Na rys. 2 przedstawiono rozmieszczenie elektrod zapewniające (wg [1] i [2]) spełnienie tych warunków; jest ono rezultatem symulacji komputerowej (opisanej w [2]) rozkładu potencjałów na powierzchni brzucha matki. Rys. 2a przedstawia przekrój brzucha pacjentki, rys. 2b widok z boku. Sygnał V_i z i -tego odprowadzenia to różnica potencjałów elektrody E_i oraz elektrody E_{ref} . Do obliczania współczynników c_i Bergveld i Meijer wykorzystali procedurę optymalizacji Hildretha d'Esopo [1]. Minimalizowali w niej kwadratowy wskaźnik jakości:

$$E\{M_s^2(t)\} \rightarrow \min \quad (6)$$

gdzie

$$M_s(t) = \sum_{i=1}^4 c_i \cdot M_i(t) \quad (7)$$

przy zachowaniu następujących ograniczeń liniowych:

$c_i \geq 0$ - ograniczenie znaku współczynników,

$\sum_{i=1}^4 c_i \geq 1$ - ograniczenie eliminujące rozwiązanie zerowe, czyli takie, w którym $c_i = 0$ dla $i = 1 \dots 4$.

W obliczeniach stosowali przybliżenie $M_i(t) = V_i(t)$, które dawało dobre rezultaty, ponieważ poziom sygnału matki wielokrotnie przekracza poziom EKG płodu i zakłóceń mięśniowych.

Duża atrakcyjność przedstawionej metody wynika z faktu, że nie trzeba przeprowadzać korekty wartości obliczonych współczynników. Uzasadnienie przedstawione w [3] jest następujące: jeżeli współczynniki spełniają równanie (2), wtedy podstawienie (1) prowadzi do równania

$$\sum_{i=1}^4 c_i \bar{L}_i^T \bar{H}(t) = 0 \quad (8)$$

Stąd

$$\left(\sum_{i=1}^4 c_i \bar{L}_i^T \right) \bar{H}(t) = 0 \quad (9)$$

czyli

$$\sum_{i=1}^4 c_i \bar{L}_i = \bar{0} \quad (10)$$

Zatem przy założeniu, że wektory odprowadzeń są niezmiennie w czasie, równanie (10) wykazuje niezmiennosc współczynników c_i .

4. Zmodyfikowana metoda pomiaru EKG płodu

Zasadę pomiaru, wybór odprowadzeń przyjęto za [1], [2], [3] (opis w poprzednim punkcie). Podstawą wprowadzonej modyfikacji jest obserwacja wielu zarejestrowanych przebiegów i spostrzeżenie, że zarejestrowane sygnały z różnych odprowadzeń brzusznych tej samej pacjentki różnią się między sobą zarówno poziomem EKG płodu, jak i poziomem zakłóceń. W takich przypadkach celowe jest obliczenie kilku zestawów współczynników sumowania (skutecznie eliminujących EKG matki), a następnie

prównanie jakości otrzymanych sygnałów. W tym celu definiujemy wskaźnik jakości sygnału EKG płodu jako

$$W = \frac{E\{V_S^2(t_s)\}}{E\{V_S^2(t_A)\}}, \quad (11)$$

gdzie:

- V_S - sygnał sumacyjny (z wyeliminowanym EKG matki),
- t_A - odcinek sygnału użyty do wyznaczenia wskaźnika W ,
- t_B - te fragmenty odcinka t_A , w których wykryto zespoły QRS płodu.

Przedstawione spostrzeżenia wykorzystano do zaprojektowania pełnego algorytmu selekcji sygnału EKG płodu z potencjalów brzusznych matki.

Kolejność postępowania jest następująca:

- a) selekcja EKG matki z pełnych sygnałów brzusznych,
- b) obliczenia 5 zestawów współczynników sumowania,
- c) wybór zestawu współczynników maksymalizującego zdefiniowany wskaźnik jakości.

Wyszczególnione punkty realizowane są w następujący sposób:

ad a) Do obliczeń współczynników c_i konieczna jest znajomość sygnałów EKG matki występujących w sygnałach brzusznych. Selekcja sygnału matki $M_i(t)$ z pełnego sygnału brzuszego $V_i(t)$ przeprowadzana jest w dwóch etapach.

Etap 1. Sygnał $V_i(t)$ poddawany jest filtracji górnoprzepustowej w celu usunięcia zakłóceń wolnozmiennych.

Etap 2. Metodą uśredniania w czasie tworzony jest wzorzec sygnału matki $M_i(t)$. Uśrednianych jest 10 ewolucji serca matki, co pozwala wytlumić pozostałe zakłócenia oraz sygnały płodu.

ad b) Do obliczeń współczynników wykorzystywana jest procedura minimalizująca kwadratowy wskaźnik jakości:

$$E\{[\bar{C}^T \bar{M}(t)][\bar{C} \bar{M}^T(t)]^T\} \rightarrow \min, \quad (12)$$

gdzie

- \bar{C} - wektor szukanych współczynników,
- $\bar{M}(t)$ - utworzony wektor wzorców EKG matki,

przy zachowaniu ograniczenia znaku współczynników:

$$c_i \geq 0, \quad i = 1 \dots 4 \quad (13)$$

oraz przy zachowaniu liniowego ograniczenia postaci

$$\sum_{i=1}^4 a_{ji} c_i \geq 1 \quad (14)$$

gdzie:

a_{ji} - stałe tworzące ograniczenie,

j wskazuje nr obliczanego zestawu współczynników,

macierz a_{ji} ma postać:

$$[a_{ji}] = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ a & 1 & 1 & 1 \\ 1 & a & 1 & 1 \\ 1 & 1 & a & 1 \\ 1 & 1 & 1 & a \end{bmatrix} \quad (15)$$

$a = 5$ - dobrane doświadczalnie.

Procedura minimalizująca wskaźnik (12), wykonywana jest 5 razy przy zmianie indeksu j od 1-5, co prowadzi do uzyskania 5 różnych zestawów współczynników. Aby suma współczynników była równa 1 (co jest naturalne dla zestawu nr 1), dla zestawów 2-5 na zakończenie wykonywana jest operacja przeskalowania wartości współczynników zgodnie ze wzorem:

$$c_i = \frac{c_i}{\sum_{k=1}^4 c_k} \quad (16)$$

ad c) Zestawy współczynników sumowania obliczonych w punkcie poprzednim wykorzystane zostają do utworzenia 5 sygnałów sumacyjnych (z wyeliminowanym EKG matki), które następnie poddane są filtracji pasmowoprzepustowej poprawiającej stosunek sygnał/szum. Ocena jakości tych sygnałów przeprowadzana jest na odcinku t_A długości 10 s. W celu wyznaczenia obszaru B wykonywana jest wstępna detekcja

zespołów QRS płodu we wszystkich 5 sygnałach sumacyjnych, a następnie automatyczny wybór 5 najbardziej prawdopodobnych chwil wystąpienia tych zespołów (o najmniejszej wariancji długości odcinków RR). Teraz po obliczeniu wskaźników jakości (11) następuje ich porównanie i wybór zestawu współczynników, dla którego wskaźnik uzyskuje wartość najwyższą. Znajomość tego zestawu umożliwia przejście do etapu analizy wyselekcjonowanego sygnału EKG płodu.

5. Realizacja układu pomiarowego

Kluczową operacją w eliminacji sygnału EKG matki jest sumowanie pełnych sygnałów brzusznych wzmocnionych zgodnie z obliczonymi wagami. Operację tę można wykonywać po analogowej lub cyfrowej stronie toru przetwarzania sygnału. W prezentowanej pracy zastosowano rozwiązanie drugie. Urządzenie do pomiaru EKG płodu podzielono na dwie części:

- urządzenie rejestrujące sygnały brzuszne w postaci cyfrowej,
- blok operacji cyfrowych dokonywanych na zarejestrowanych ciągach czasowych.

Rys. 3 przedstawia schemat blokowy urządzenia rejestrującego zbudowanego w ramach prezentowanej pracy. Poddawano konwersji A/C i rejestrowano pełne sygnały brzuszne. Takie rozwiązanie zastosowano, aby zachować informację o wszystkich składowych sygnałach brzusznych. Umożliwiło ono realizację i porównanie różnych metod selekcji EKG płodu, i ostatecznie wybór metody najefektywniejszej.

Do konwersji A/C użyto typowego 12-bitowego przetwornika A/C o zakresie przetwarzania $U_R = 10 \text{ V}$.

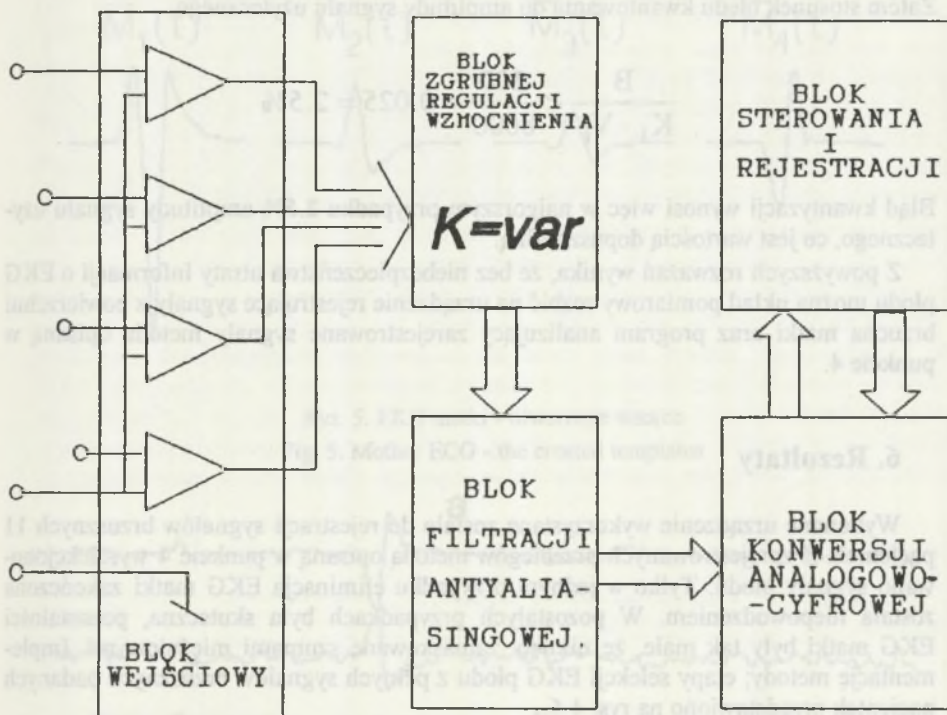
Ponieważ

amplituda EKG matki $V_M \leq 1 \text{ mV}$,

amplituda EKG płodu $V_F \leq 0.050 \text{ mV}$, (dane z artykułu [1]),

więc powstaje pytanie, czy konwersja A/C pełnych sygnałów nie spowoduje utraty informacji o EKG płodu. Aby taką możliwość wykluczyć, wykorzystano fakt, że stosunek błędu kwantowania do amplitudy sygnału poddawanego konwersji maleje, gdy rośnie wzmocnienie wzmacniaczy wejściowych. Aby elastycznie dostosowywać to wzmocnienie do warunków pomiaru (poziomu sygnału), do układu dodano blok zgrubnej regulacji wzmocnienia. Umożliwia on dobranie takiego wzmocnienia K_i w i -tym kanale, że amplituda wzmocnionego sygnału matki jest większa od $1/4$ zakresu przetwarzania

$$K_i \cdot V_M \geq \frac{1}{4} U_R$$



Rys. 3. Schemat blokowy urządzenia rejestrującego pełne sygnały brzuszne
 Fig. 3. Block scheme of the device used for recording full abdominal signals

Analiza błędu kwantowania takiego układu pomiarowego jest następująca. Wg moich badań $V_F \leq 0.1$ mV, a przy $V_F < 0.020$ mV zbyt mały stosunek sygnał/szum (7) uniemożliwia analizę sygnału, konieczna jest zmiana rozmieszczenia elektrod. Zatem najgorsze warunki działania urządzenia zaistnieją, gdy $V_M = 1$ mV, a $V_F = 0.020$ mV, czyli amplituda EKG płodu jest 50 razy mniejsza od amplitudy EKG matki. Wtedy po wzmacnieniu

$$K_i \cdot V_F \geq \frac{1}{50} \cdot \frac{U_R}{4} = \frac{1}{200} U_R$$

B - maksymalny błąd kwantowania liniowego przetwornika A/C jest równy $\pm 1/2$ elementarnego przedziału kwantowania:

$$|B| = \frac{1}{2} \cdot \frac{U_R}{2^{12}} < \frac{U_R}{8000}$$

Zatem stosunek błędu kwantowania do amplitudy sygnału użytecznego

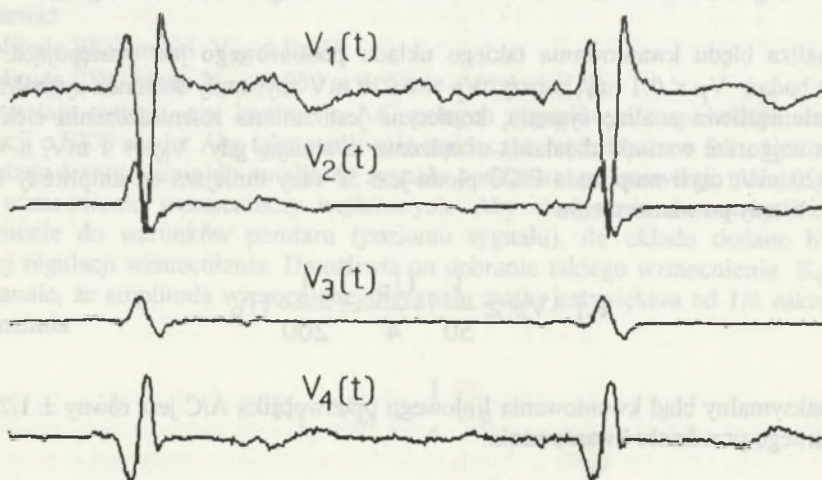
$$\frac{B}{K_i \cdot V_F} < \frac{200}{8000} = 0.025 = 2.5\%$$

Błąd kwantyzacji wynosi więc w najgorszym przypadku 2.5% amplitudy sygnału użytecznego, co jest wartością dopuszczalną.

Z powyższych rozważań wynika, że bez niebezpieczeństwa utraty informacji o EKG płodu można układ pomiarowy rozbić na urządzenie rejestrujące sygnały z powierzchni brzucha matki oraz program analizujący zarejestrowane sygnały metodą opisaną w punkcie 4.

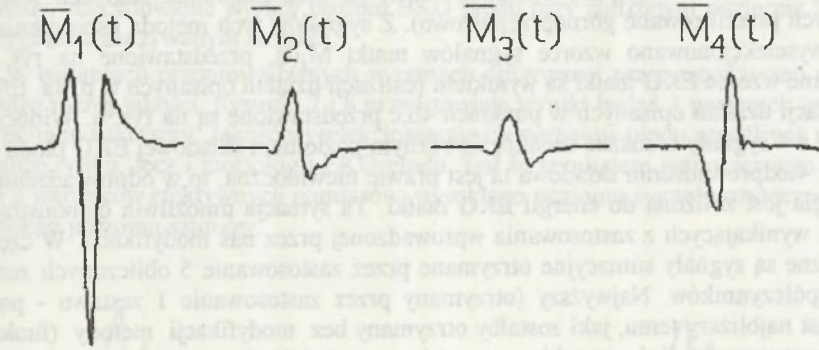
6. Rezultaty

Wykonane urządzenie wykorzystane zostało do rejestracji sygnałów brzusznych 11 pacjentek. Z zarejestrowanych przebiegów metodą opisaną w punkcie 4 wyselekcjonowano sygnały płodu. Tylko w jednym przypadku eliminacja EKG matki zakończona została niepowodzeniem. W pozostałych przypadkach była skuteczna, pozostałości EKG matki były tak małe, że niknęły zamaskowane szumami mięśniowymi. Implementację metody; etapy selekcji EKG płodu z pełnych sygnałów brzusznych badanych pacjentek przedstawiono na rys. 4-6.

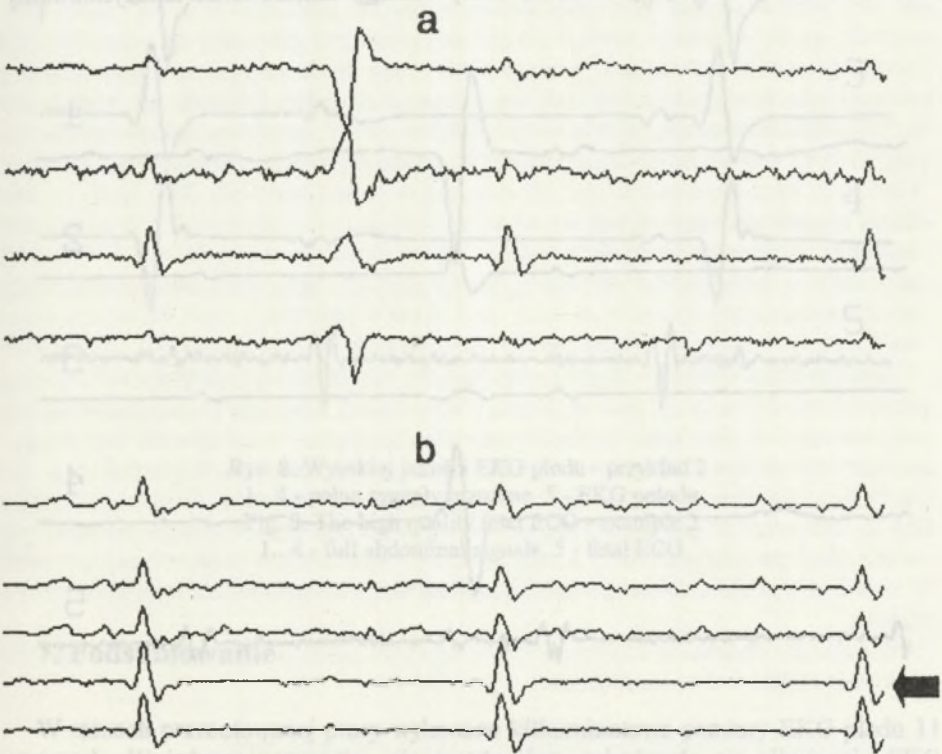


Rys. 4. Sygnały brzuszne po odfiltrowaniu zakłóceń wolnozmiennych

Fig. 4. Abdominal signals with filtered baseline drift

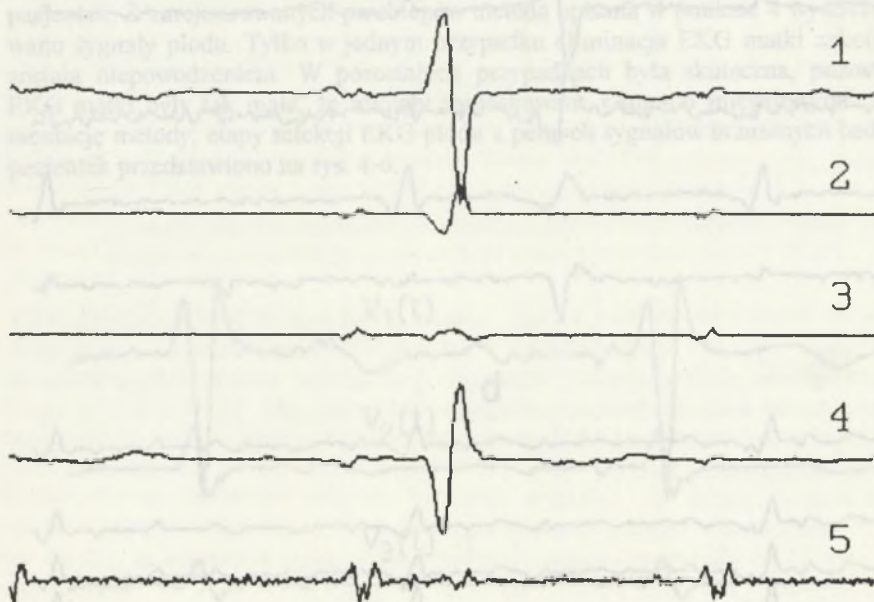


Rys. 5. EKG matki - utworzone wzorce
 Fig. 5. Mother ECG - the created templates



Rys. 6. a) 4 sygnały brzuszne, b) sygnały z wyeliminowanym EKG matki (strzałka wskazuje najlepszy z nich)
 Fig. 6. a) 4 abdominal signals, b) signals with suppressed mother ECG (the arrow indicates the best of them)

Na rys. 4 widać 4 sygnały brzuszne $V_i(t)$ (w celu osłabienia zakłóceń wolnozmennych przefiltrowane górnoprzepustowo). Z sygnałów tych metodą uśredniania w czasie wyselekcjonowano wzorce sygnałów matki $M_i(t)$, przedstawione na rys. 5. Otrzymane wzorce EKG matki są wynikiem realizacji działań opisanych w p. 4a. Efekty realizacji działań opisanych w punktach 4b,c przedstawione są na rys. 6. Widoczne w części a 4 sygnały brzuszne cechują się różnym poziomem składowej EKG płodu - o ile w 1 i 4 odprowadzeniu składowa ta jest prawie niewidoczna, to w odprowadzeniu 3 jej energia jest zbliżona do energii EKG matki. Ta sytuacja umożliwiła demonstrację korzyści wynikających z zastosowania wprowadzonej przez nas modyfikacji. W części b widoczne są sygnały sumacyjne otrzymane przez zastosowanie 5 obliczonych zestawów współczynników. Najwyższy (otrzymany przez zastosowanie 1 zestawu - patrz p. 4b) jest najbliższy temu, jaki zostałby otrzymany bez modyfikacji metody (funkcja celu i ograniczenia liniowe takie same jak w metodzie Bergvelda). W sygnałach niższych - rezultatach zastosowania 2-5 zestawu współczynników jakość sygnału EKG płodu jest bardzo różna. Rezultatem działań opisanych w p. 4c jest wybór sygnału wskazywanego strzałką, o jakości najwyższej (zgodnie ze zdefiniowanym wskaźnikiem jakości). Ocena wzrokowa potwierdza dobry rezultat zastosowania zmodyfikowanej



Rys. 7. Wysokiej jakości EKG płodu - przykład 1

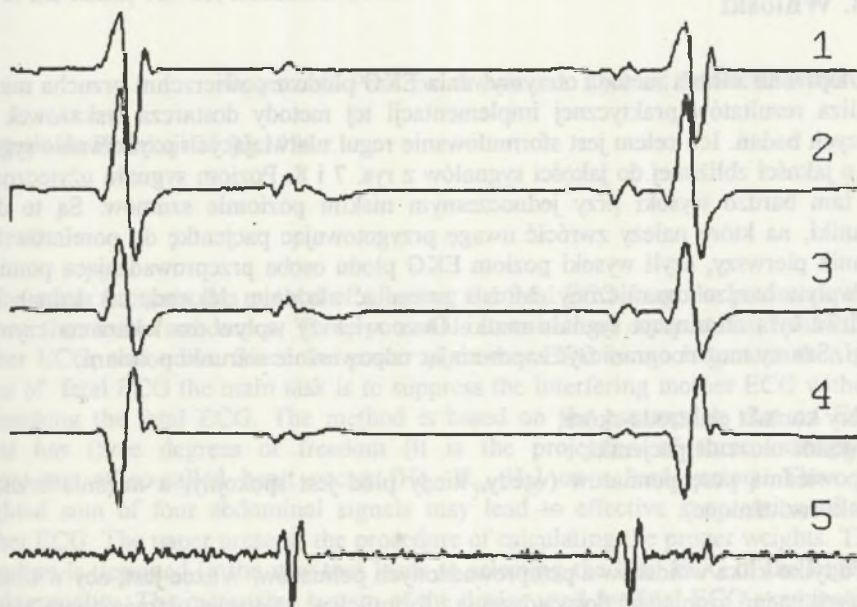
1...4 - pełne sygnały brzuszne, 5 - EKG płodu

Fig. 7. The high quality fetal ECG - example 1

1...4 - full abdominal signals, 5 - fetal ECG

metody, zdecydowanie wyższy poziom EKG płodu przy zbliżonym poziomie zakłóceń w sygnale wskazywanym strzałką.

W badaniach przeprowadzanych w ramach opisywanej pracy uzyskiwano rezultaty bardzo różnej jakości. Rysunki 7 i 8 przedstawiają wyniki badań 2 pacjentek zakończonych pełnym sukcesem. Jakość wyselekcjonowanych sygnałów płodu umożliwia nie tylko analizę rytmu, lecz i morfologii EKG płodu. Jest to rezultatem jednoczesnego spełnienia 2 warunków efektywnych pomiarów: wysokiego poziomu sygnału użytecznego oraz niskiego poziomu szumów.



Rys. 8. Wysokiej jakości EKG płodu - przykład 2

1...4 - pełne sygnały brzuszne, 5 - EKG płodu

Fig. 8. The high quality fetal ECG - example 2

1...4 - full abdominal signals, 5 - fetal ECG

7. Podsumowanie

W ramach prezentowanej pracy wykonano kilkuminutowe pomiary EKG płodu 11 pacjentek. W jednym przypadku niepowodzeniem zakończyła się eliminacja EKG matki. W trzech przypadkach mimo skutecznej eliminacji tej składowej otrzymano sygnał o tak niskim stosunku sygnał/szum, że niemożliwa była dalsza jego analiza. W pozostałych 7 przypadkach pomiary zakończono sukcesem. Znaczącym wynikiem prezentowanej pracy jest modyfikacja metody pomiaru EKG płodu (opis w

punkcie 4). Dwukrotnie umożliwiła ona dużą poprawę jakości sygnału użytecznego; jeden z tych przypadków przedstawiono na rys. 6. Do pozytywnych wyników pracy można także zaliczyć wprowadzenie zmiany w torze przetwarzania sygnału, dokonywane konwersji A/C pełnych sygnałów brzusznych i realizacji sumy ważonej tych sygnałów po stronie cyfrowej toru. Udowodniono teoretycznie i sprawdzono praktycznie, że taka budowa toru nie spowoduje znaczącej redukcji informacji o sygnale użytecznym.

8. Wnioski

Ulepszona została metoda otrzymywania EKG płodu z powierzchni brzucha matki. Analiza rezultatów praktycznej implementacji tej metody dostarcza wskazówek do dalszych badań. Ich celem jest sformułowanie reguł ułatwiających uzyskiwanie sygnałów o jakości zbliżonej do jakości sygnałów z rys. 7 i 8. Poziom sygnału użytecznego jest tam bardzo wysoki przy jednoczesnym niskim poziomie szumów. Są to dwa czynniki, na które należy zwrócić uwagę przygotowując pacjentkę do pomiarów. Na czynnik pierwszy, czyli wysoki poziom EKG płodu osoba przeprowadzająca pomiary ma wpływ bardzo ograniczony. Można zmieniać ułożenie elektrod, tak jednak aby możliwa była eliminacja sygnału matki. Dużo większy wpływ ma lekarz na czynnik drugi. Szumy można ograniczyć zapewniając odpowiednie warunki pomiaru:

- dobry kontakt elektroda-skóra,
- wygodne ułożenie pacjentki,
- odpowiednią porę pomiarów (wtedy, kiedy płód jest spokojny, a mięśnie brzucha matki rozluźnione).

To tylko kilka wniosków z przeprowadzonych pomiarów. Ważne jest, aby w trakcie dalszych badań gromadzić doświadczenia i formułować zalecenia ułatwiające właściwe przeprowadzenie pomiarów. Ponadto trzeba rozstrzygnąć kilka kwestii dotyczących stosowanego aparatu matematycznego. Po pierwsze, czy należy go implementować "on line". Odpowiedź pozytywna wymusza rezygnację z ewentualnej korekty współczynników sumowania. W przypadku sygnałów o niskim poziomie EKG płodu chwilowy wzrost mocy pozostałości EKG matki może znacząco obniżyć stosunek sygnał/szum. W takich przypadkach korekta współczynników wpływa korzystnie na poprawę jakości sygnału.

W dalszych badaniach należy stworzyć algorytm detekcji QRS płodu. Badania powinny więc pójść w dwu kierunkach:

- dopracowanie metody otrzymywania EKG płodu z brzucha matki,
- tworzenie metod analizy sygnału EKG płodu.

Literatura

- [1] Bergveld P., Meijer W.J.H.: A New Technique for the Suppression of the MECG. IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. BME-28, April 1981.
- [2] Meijer W.J.H., Bergveld P.: The simulation of the Abdominal MECG. IEEE Trans. on Biomed. Eng. vol. BME-28, April 1981.
- [3] Bergveld P., Kolling A.J., Peuscher J.H.J.: Real-Time Fetal ECG Recording. IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. BME-33, May 1986.
- [4] Widrow B.: Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications. Proceedings of the IEEE, vol. 63, December 1975.

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

Wpłynęło do Redakcji 15.03.1994 r.

Abstract

The paper presents the method of selecting the fetal ECG from the potentials that exist on the mother's abdomen. These potentials contain three components: fetal ECG, mother ECG, and noise. Since the power of mother ECG is much greater than the power of fetal ECG the main task is to suppress the interfering mother ECG without diminishing the fetal ECG. The method is based on the assumption that an ECG signal has three degrees of freedom (it is the projection of three orthogonal components of so-called heart vector $[H_x, H_y, H_z]$ on a lead vector). Then the weighted sum of four abdominal signals may lead to effective suppression of the mother ECG. The paper presents the procedure of calculating the proper weights. This procedure is designed in the way that leads to selecting the fetal ECG of the highest possible quality. The measuring system of the device used for fetal ECG examination is also described. In this device the abdominal signals undergo the A/D conversion first, then they are multiplied by calculated coefficients and put together. It is proven in this paper that if the required conditions are satisfied then the A/D conversion of full abdominal signals won't cause any significant loss of information about fetal ECG. At the end the results of the realized examinations are shown and the analysis of the factors which have the influence on the quality of the obtained fetal ECG is made.