

Adrian KRÓL
Stanisław PIETRASZEK

Instytut Elektroniki
Politechnika Śląska

REJESTRACJA ELEKTROKARDIOGRAMU PŁODU METODĄ WAŻONEGO SUMOWANIA POTENCJAŁÓW BRZUSZNYCH

Streszczenie. W pracy przedstawiono teoretyczne podstawy tłumienia elektrokardiogramu matki podczas rejestracji elektrokardiogramu płodu metodą ważonego sumowania potencjałów brzusznych oraz opisano zbudowane w tym celu urządzenie.

RECORDING THE FETAL ECG USING THE METHOD OF WEIGHTED ADDITION OF ABDOMEN POTENTIALS

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

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

Zusammenfassung. In der Arbeit wurden theoretische Grundlagen der Dämpfung des Elektrokardiogrammes der Mutter während der registrierung des Elektrokardiogrammes des Keimlings nach dem Princip der gewogenen Summation von Bauchpotentialen vorgestellt sowie ein dazu gebautes gebautes Gerät.

1. Wprowadzenie

Diagnostyka biofizyczna w medycynie prenatalnej opiera się w dużej części na badaniu czynności serca płodu; krążenie krwi stanowi bowiem ważny mechanizm zapewniający płodowi odpowiednie warunki rozwoju.

Aktywność elektryczna serca płodu związana jest z przemieszczaniem się fali polaryzacji i repolaryzacji w obrębie mięśnia sercowego płodu. Jest ona źródłem zmiennego pola elektrycznego, które możemy rejestrować w postaci elektrokardiogramu, podobnie jak u dorosłego człowieka. Kształt uzyskiwanych krzywych zależy w dużym stopniu od umiejscowienia elektrod, aktualnego położenia płodu i okresu ciąży.

Częstość akcji serca płodu zmienia się osiągając maksimum około 9 tygodnia ciąży - 175 uderzeń na minutę, potem zaś stopniowo maleje do około 140 uderzeń na minutę w 40 tygodniu ciąży [2]. Do znanych metod badania częstości akcji serca płodu należą: kardiokografia, fonokardiografia, echokardiografia i elektrokardiografia płodowa (FECG). Jedynie ostatnia z wymienionych metod, opierająca się na elektrycznych sygnałach wytwarzanych przez serce płodu, daje możliwości długotrwałego monitorowania oraz zapewnia całkowity brak oddziaływań ubocznych. Oczekuje się, że pozwoli ona na uzyskanie większej dokładności wyznaczenia częstości akcji serca płodu.

W rejestracji sygnałów FECG wyróżnić można metody bezpośrednie, w których elektrody dotykają bezpośrednio płodu, jak i metody pośrednie, w których elektrody pomiarowe umieszczone są na powierzchni brzucha matki. Metoda bezpośrednia pozwala na uzyskanie sygnału o stosunkowo dobrej jakości, ale niesie ze sobą duże ryzyko powikłań i dlatego jest rzadko stosowana. Metoda pośrednia jest łatwa w użyciu, całkowicie nieinwazyjna, ale uzyskane sygnały są zwykle bardzo zakłócone i o stosunkowo niskiej amplitudzie. Zakłócenia pochodzą od sygnału EKG matki, mięśni brzucha, macicy, mięśni tułowia matki i ruchów płodu. Podstawowym problemem występującym przy praktycznym wykorzystaniu analizy sygnału FECG jest trudność w wyeliminowaniu z zapisów wielokrotnie większego sygnału EKG matki (MECG).

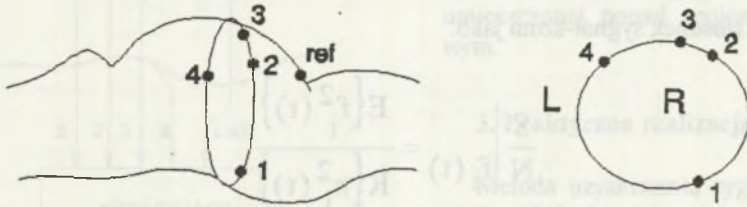
W pracy zastosowano metodę pośrednią używając elektrod zewnętrznych umieszczonych na brzuchu matki. Liczba i miejsce przyłożenia elektrod były analizowane przez Bergvelda [1], za którym przyjęto proponowany standard. Przedstawiono ogólną koncepcję metody i niektóre problemy techniczne występujące podczas rejestracji sygnałów FECG przy zastosowaniu metody ważonego sumowania potencjałów oraz opisano zbudowaną w tym celu aparaturę.

Nie analizowano morfologii otrzymanych zapisów, gdyż z ostatnich badań wynika, że kształt zespołu QRS nie posiada istotnego znaczenia diagnostycznego, bada się natomiast użyteczność takich parametrów, jak: długość odcinka R-R, P-R, poziom i długość odcinka S-T [2].

2. Technika uzyskiwania sygnału EKG płodu metodą ważonego sumowania potencjałów brzusznych

Ze względu na dużą inwazyjność bezpośrednich metod uzyskiwania sygnału EKG płodu oraz większe możliwości cyfrowej obróbki silnie zakłóconych sygnałów obserwuje się ostatnio wzrastające zainteresowanie metodami pośrednimi.

W przypadku metod pośrednich zasadniczą trudność przy detekcji sygnału EKG płodu stanowi fakt, że sygnał użyteczny o bardzo małej amplitudzie (w odprawieniach brzusznych ok. 50 μV) jest silnie zakłócony przez sygnał EKG matki. Najbardziej efektywne usunięcie zakłócającego wpływu sygnału EKG matki uzyskał P. Bergveld [1] stosując metodę ważonego sumowania sygnałów z 4 elektrod brzusznych.



Rys. 1. Rozmieszczenie elektrod
Fig. 1. Placement of the electrodes

Każde odprowadzenie brzuszne ($V_1(t)$... $V_4(t)$) stanowi różnicę potencjałów pomiędzy elektrodami umieszczonymi na wysokości pępka a elektrodą umieszczoną ponad spojeniem łonowym. Ogólnie, potencjał każdego odprowadzenia brzuszego zawiera, oprócz składowych FECG i MECG, addytywne i multiplikatywne składowe zakłócające:

$$V_i(t) = r_i(t)[m_i(t) + f_i(t) + n_i(t)] \quad (1)$$

gdzie:

- $m_i(t)$ - składowa EKG matki,
- $f_i(t)$ - składowa EKG płodu,
- $n_i(t)$ - szum pochodzący od wzmacniaczy, elektrod i innych źródeł biologicznych,
- $r_i(t)$ - składowa oddechowa.

Można wykazać, że liniowa kombinacja odprowadzeń brzuszných, przedstawiona wzorem (2), z odpowiednio dobranym współczynnikami wagowymi γ_i , powoduje wytlumienie składowej MECG [1], [4], [7].

$$V_R(t) = \sum_i \gamma_i r_i(t) m_i(t) + \sum_i \gamma_i r_i(t) f_i(t) + \sum_i \gamma_i r_i(t) n_i(t) \quad (2)$$

Do wyznaczenia współczynników γ_i używa się interakcyjnej procedury Hildreth-Esopo [1], która wykorzystuje w obliczeniach uśrednione w czasie zespoły EKG matki z 4 odprowadzeń brzuszných.

Ostatecznie:

$$V_R(t) = \sum_i \gamma_i (f_i(t) + n_i(t)). \quad (3)$$

Definiując stosunek sygnał-szum jako:

$$\frac{S}{N} \Big|_{f_i(t)} = \frac{E\{f_i^2(t)\}}{R\{n_i^2(t)\}} \quad (4)$$

widać, że wzrost $n_i(t)$ spowodowany procesami dodawania i odejmowania sygnałów $V_i(t)$ musi być skompensowany przez wzrost $f_i(t)$ przynajmniej o tę samą wartość, aby nie spowodować pogorszenia stosunku sygnał-szum. Wynika stąd, że wszystkie sygnały $V_i(t)$ powinny zawierać $f_i(t)$, z tego też względu nie można stosować odprowadzeń piersiowych, które są nieużyteczne.

Drugi warunek, dotyczący stosunku sygnał-szum, sprowadza się do tego, aby uzyskać wszystkie składniki $\gamma_i f_i(t)$ tego samego znaku. Pomiary empiryczne wykazują, że wszystkie składniki $f_i(t)$ dodatnie lub ujemne można uzyskać przez odpowiednie rozmieszczenie elektrod. Oznacza to, że procedura obliczająca współczynniki musi spełniać warunek brzegowy:

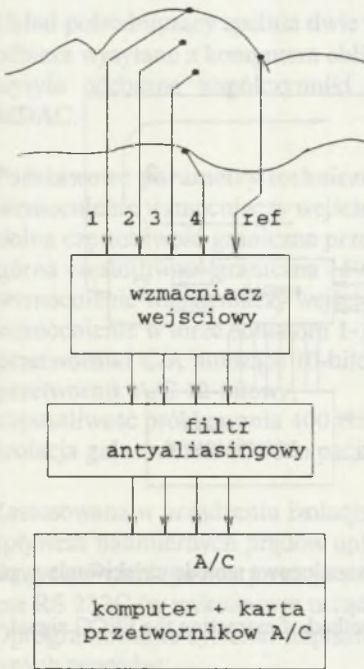
$$\gamma_i \geq 0. \quad (5)$$

Stosując dodatnie współczynniki, należy zauważyć, że aby uzyskać wytlumienie sygnału EKG matki:

$$\sum_i \gamma_i m_i(t) \rightarrow 0 \quad (6)$$

konieczne jest, aby sygnał EKG matki w poszczególnych odprowadzeniach różnił się w fazie, co również można uzyskać przez odpowiednie rozmieszczenie elektrod. W celu uzyskania odpowiedniego rozmieszczenia elektrod, spełniającego powyższe warunki, został opracowany specjalny model sygnału EKG w odprowadzeniach brzusznych [3]. W wyniku symulacji brzuszego EKG dla różnych stanów zaawansowania ciąży uzyskano najbardziej optymalne rozmieszczenie elektrod przedstawione na rys. 1.

Eksperymenty przeprowadzone w praktyce klinicznej wykazały, że w czasie godzinnej rejestracji sygnału EKG płodu nie zaobserwowano powrotu EKG matki dla tych samych współczynników [1], [4], [7].



Rys. 2. Schemat blokowy przyrządu opartego na programowej metodzie uzyskiwania sygnału FECG

Fig. 2. Blok diagram of the device using the software method of extracting the FECG signal

Podsumowując, nowa metoda uzyskiwania sygnału EKG płodu w czasie rzeczywistym polega na sumowaniu z różnymi wagami potencjałów z 4 elektrod brzusznych względem elektrody umieszczonej ponad spojeniem łonowym.

3. Praktyczna realizacja metody

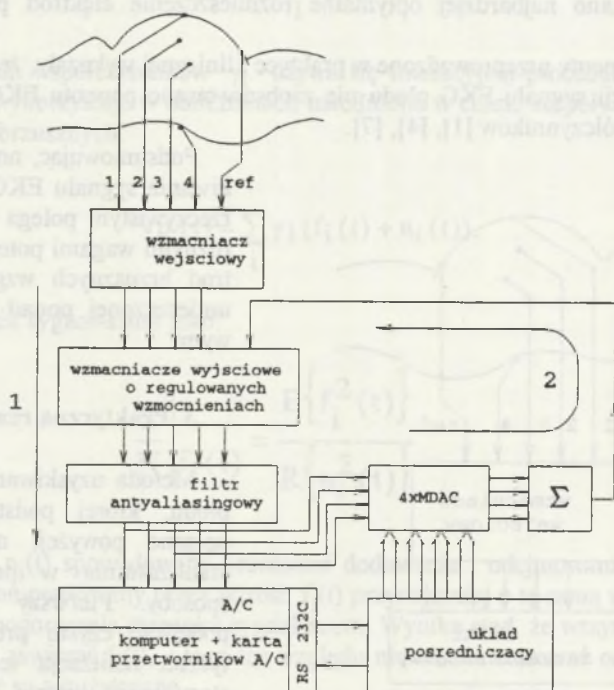
Metoda uzyskiwania sygnału EKG płodu, której podstawy teoretyczne opisano powyżej, możliwa jest do zrealizowania w praktyce na dwa sposoby. Pierwszy sposób stanowi podejście czysto programowe. Praktyczna realizacja tego sposobu jest stosunkowo prosta. Układ wzmacniaczy wejściowych połączony jest poprzez przetwornik A/C oraz układ interfejsu z komputerem. Dalsza obróbka sygnału, tzn. obliczanie współczynników, a następnie sumowanie sygnałów z obliczonymi wagami, odbywa się już na drodze programowej.

Ogólny schemat blokowy układu do uzyskiwania sygnału EKG płodu metodą czysto programową przedstawia rysunek 2. Układ taki zastosowano w pracy [5].

Drugim, zasadniczo innym, podejściem do problemu jest wyodrębnienie

sygnału EKG płodu w sposób czysto analogowy. Istota metody polega na mnożeniu przez współczynniki γ_i oryginalnych potencjałów brzusznych w układzie mnożącego

przetwornika A/C (MDAC), a następnie zsumowaniu ich w układzie sumatora analogowego tak, by zakłócający sygnał EKG matki uległ tłumieniu. Sposób ten zastosowano w pracach [4], [6]. Ogólny schemat blokowy układu zaprojektowanego dla analogowego wyznaczania sygnału EKG płodu przedstawia rysunek 3.



Rys. 3. Schemat blokowy przyrządu wykorzystującego analogową metodę uzyskiwania sygnału FECG

Fig. 3. Blok diagram of the device using analog method of extracting the FECG signal

Cały proces rejestracji EKG płodu składa się z dwóch etapów. W ciągu pierwszych ok. 4 sekund, korzystając z obwodu 1 - rys. 3 wyznacza się uśrednione zespoły EKG matki sygnału wejściowego. W wyniku uśredniania otrzymujemy czyste zespoły EKG matki, nie zakłócone przez EKG płodu, na podstawie których obliczane są (przy użyciu iteracyjnej procedury Hildreth i d'Esopo) współczynniki γ_i . Cały proces uśredniania i wyznaczania współczynników trwa ok. 10 sekund. Następnie obliczone współczynniki wysyłane są poprzez łączne RS-232C i układ pośredniczący do poszczególnych wejść cyfrowych układów MDAC.

W drugim etapie pomiarowym wykorzystywany jest również obwód 1, co pozwala na rejestrację sygnału EKG płodu na tle czterech sygnałów z odprowadzeń brzusznych, zawierających EKG matki i EKG płodu.

System do rejestracji sygnału EKG płodu składa się z wykonanego urządzenia oraz ze współpracującego z nim komputera, wyposażonego w kartę przetwornika A/C, szeregowe łącze RS 232C i dodatkowe gniazdo zasilające. Wykonane urządzenie zawiera 5 bloków funkcjonalnych zmontowanych na oddzielnych płytach. Są to:

- blok wzmacniaczy wejściowych: 4 torów wzmacniaczy oraz układ aktywnej masy,
- blok wzmacniaczy wyjściowych: 5 torów o regulowanych wzmocnieniach wraz z układami filtrów antyaliasingowych,
- blok czterech przetworników C/A (MDAC) wraz z układem sumatora analogowego,
- układ pośredniczący zapewniający komunikację z komputerem,
- układ przetwornicy zasilającej.

Układ pośredniczący spełnia dwie funkcje:

- odbiera wysyłane z komputera obliczone współczynniki γ_i ,
- wysyła odebrane współczynniki do odpowiednich wejść cyfrowych układów MDAC.

Podstawowe parametry techniczne urządzenia są następujące:

- wzmocnienie wzmacniaczy wejściowych 200,
- dolna częstotliwość graniczna przelączana 0.05 lub 5 Hz,
- górna częstotliwość graniczna 150 Hz,
- wzmocnienie wzmacniaczy wejściowych 10-100,
- wzmocnienie w torze sumatora 1-10,
- przetworniki C/A mnożące 10-bitowe,
- przetwornik A/C 12-bitowy,
- częstotliwość próbkowania 400 Hz na kanał,
- izolacja galwaniczna obwodu pacjenta.

Zastosowana w urządzeniu izolacja galwaniczna ma na celu ochronę pacjenta przed przepływem nadmiernych prądów upływu, jak również zmniejszenie wpływu zakłóceń sieciowych. Przebiega ona przez przetwornik A/C (w komputerze), przez przetwornicę i łącze RS 232C (w wykonanym urządzeniu).

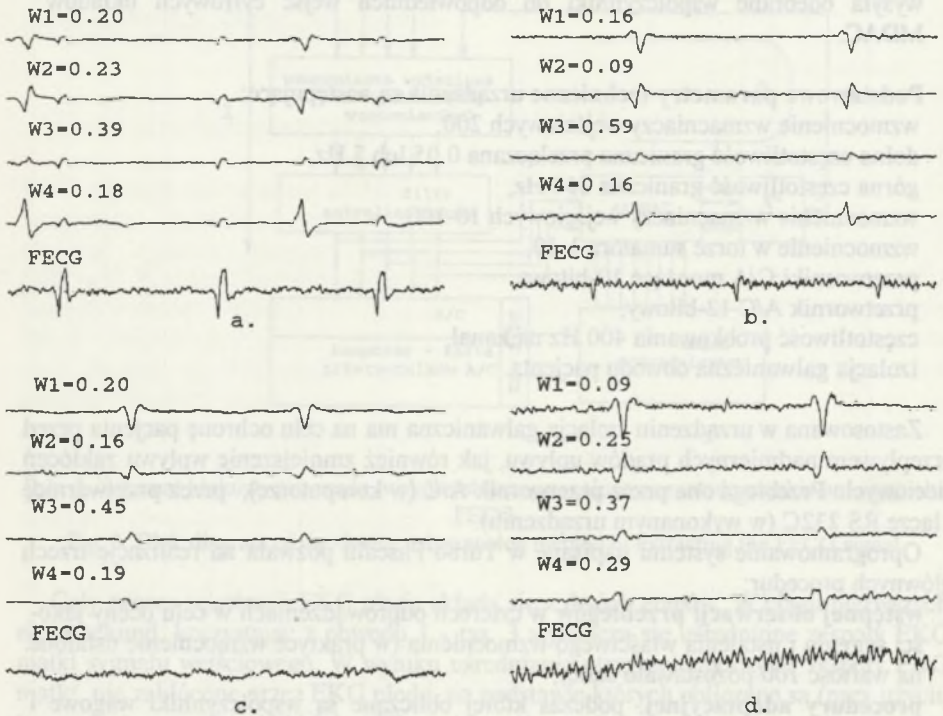
Oprogramowanie systemu napisane w Turbo Pascalu pozwala na realizację trzech głównych procedur:

- **wstępnej obserwacji przebiegów** w czterech odprowadzeniach w celu oceny jakości sygnału i ustalenia właściwego wzmocnienia (w praktyce wzmocnienie ustalone na wartość 100 pozostawało stale),
- **procedury adaptacyjnej**, podczas której obliczane są współczynniki wagowe i przesyłane następnie do urządzenia,
- **zapisu oryginalnych przebiegów** w czterech odprowadzeniach brzusznych i obliczonego sygnału FECG. Czas zapisu wyniósł typowo 100 sekund, ale mógł być wydłużony w razie potrzeby do około 10 minut.

4. Wyniki badań

Przeprowadzono badania kilkudziesięciu ciężarnych kobiet w różnym okresie ciąży w Szpitalu Ginekologiczno-Położniczym w Gliwicach. Stosowano zaproponowany przez Bergvelda [1] układ czterech elektrod brzuszných i elektrody odniesienia umieszczonej nad spojeniem łonowym oraz dodatkowo cztery klasyczne elektrody kończynowe dla zapewnienia aktywnej masy.

Przed każdym badaniem mierzono impedancję pomiędzy elektrodą odniesienia i pozostałymi elektrodami uzyskując wyniki pomiędzy $1k\Omega$ - $50k\Omega$. Zauważono dużą zależność zmierzonej impedancji od indywidualnych cech pacjentek i sposobu wstępnego przygotowania skóry w miejscu pomiaru. W kilku przypadkach obserwowany poziom zakłóceń praktycznie uniemożliwił dokonanie pomiarów.



Rys. 4. Przykłady zarejestrowanych przebiegów FECG z kals 1-4
 Fig. 4. Examples of the FECG recordings from groups 1-4

Analiza zarejestrowanych przebiegów potwierdza bardzo wysoką skuteczność tłumienia sygnału EKG matki. Zastosowanie metody ważonego sumowania potencjałów brzusznych pozwala na całkowite wyeliminowanie sygnału EKG matki w prawie wszystkich zarejestrowanych przebiegach, problemem jest natomiast bardzo mała amplituda sygnału EKG płodu i duży poziom zakłóceń mięśniowych uniemożliwiający w wielu przypadkach zaobserwowanie sygnału EKG płodu.

W czasie badań klinicznych dokonano rejestracji 86 przebiegów EKG płodu. Wszystkie zarejestrowane przypadki podzielono na 5 klas:

- 1 - niski poziom szumu, duża amplituda EKG płodu (27 przebiegów),
- 2 - niski poziom szumu, mała amplituda EKG płodu (19 przebiegów),
- 3 - niski poziom szumu, brak EKG płodu (8 przebiegów),
- 4 - wysoki poziom szumu, jest EKG płodu (18 przebiegów),
- 5 - wysoki poziom szumu, brak EKG płodu (14 przebiegów).

Przykłady zarejestrowanych sygnałów przedstawia rysunek 4:

- klasa 1 - rys. 4a,
- klasa 2 - rys. 4b,
- klasa 3 - rys. 4c,
- klasa 4 - rys. 4d.

Zarejestrowane przebiegi poddane zostały analizie, z której wynika, że w większości przypadków mogą być one wykorzystane do określenia częstości akcji serca płodu.

Autorzy pracy dziękują dr n. med. Stanisławowi Dyjakowi, ordynatorowi Oddziału Patologii Ciąży Szpitala Ginekologiczno-Położniczego w Gliwicach i personelowi oddziału za pomoc okazaną podczas wykonywania badań.

Literatura

- [1] P. Bergveld, W. Meijer.: A new technique for the suppression of the MECG, IEEE Trans on Biomed. Eng. BME-28, Apr. 1981.
- [2] Z. Słomko i inni: Biofizyczne monitorowanie w medycynie perinatalnej. PWN, Warszawa 1991.
- [3] W. Meijer, P. Bergveld: Simulation of the abdominal MECG, IEEE Trans on Biomed. Eng. BME-28, Apr. 1981.
- [4] P. Bergeveld, A. Kooling, J. Peuscher: Real time fetal ECG recording, IEEE Trans on Biomed. Eng. BME-33, May. 1986.
- [5] M. Kotas: Praca Dyplomowa, Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki, Gliwice 1991.
- [6] A. Król: Praca Dyplomowa, Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki, Gliwice 1992.

Recenzent: Prof. dr hab. Marek KURZYŃSKI

Wpłynęło do Redakcji 5.04.1994 r.

Abstract

Biophysical diagnosis in prenatal medicine depends mainly on analysis activity of fetal heart. The paper presents a method of the ECG signal recording of the fetal heart, using signals recorded from the mothers abdomen, and suppression the mothers ECG signals. Presented method belongs to noninvasive ones without the direct contact with the fetal body (electrodes are placed on the mothers abdomen), so it is absolutely safe. The main problem considered is how to suppress large signals from mothers ECG and extract weak fetal ECG signals. The method of weighted addition of four signals from mothers abdomen were used and weight coefficients were calculated using the method proposed by Bergveld [4]. Hardware done in Institute of Electronics utilize the method of analog addition of four signals. Coefficients calculated at the beginning of the recording remain constant. Some conclusions as well as the examples of recorded signals (from 86 cases which were examined) are given.

Literatura

[1] P. Bergveld, W. Meijer, A new technique for the suppression of the MEGG, IEEE Trans on Biomed Eng BME-30, Apr 1981.

[2] S. Szonko i inni: Biologiczne techniki w medycynie perinatologicznej, PWN, Warszawa 1991.

[3] W. Meijer, P. Bergveld: Simultaneous of the abdominal MEGG, IEEE Trans on Biomed Eng BME-30, Apr 1981.

[4] P. Bergveld, A. Kooling i P. Bergveld: Real time fetal ECG recording, IEEE Trans on Biomed Eng BME-30, Apr 1981.

[5] M. Kurasz: Praca Dyplomowa, Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki, Gliwice 1991.

[6] A. Król: Praca Dyplomowa, Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki, Gliwice 1992.

Recenzent: Prof. dr hab. Marek KURKYSKI