

Wartość wybranych parametrów mechanicznej i bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy w przewidywaniu zagrożenia porodem przedwczesnym

Prognostic value of chosen parameters of mechanical and bioelectrical uterine activity in prediction of threatening preterm labour

Ziętek Jerzy¹, Sikora Jerzy¹, Horoba Krzysztof², Matonia Adam²,
Jeżewski Janusz², Magnucki Jacek¹, Kobielska Lucyna¹

¹ Katedra i Klinika Położnictwa i Ginekologii ŚUM, Katowice

² Instytut Techniki i Aparatury Medycznej, Zabrze

Streszczenie

Cel pracy: Rejestracja i analiza bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy w przebiegu ciąży fizjologicznej, w czasie porodu i w przypadkach zagrożenia porodem przedwczesnym oraz określenie, które z parametrów analizy zarówno elektrohisterogramu jak i sygnału czynności mechanicznej umożliwią przewidywanie zagrożenia porodem przedwczesnym.

Materiał i metoda: Badaniem objęto 62 kobiety ciężarne: Grupa I – 27 pierwiastek w ciąży niepowikłanej, Grupa II – 21 pierwiastek w ciąży powikłanej objawami zagrażającego porodu przedwczesnego, oraz Grupa III – 14 w pierwszym okresie porodu ciąży donoszonej. W sygnałach mechanicznej (TOCO) i elektrycznej (EHG) aktywności mięśnia macicy po wykryciu skurczy, wyznaczono podstawowe parametry ich opisu ilościowego.

Wyniki: W oparciu o otrzymane zależności statystyczne, wykazano możliwość różnicowania grupy I i II. W przypadku sygnału EHG są to: amplituda i powierzchnia, zaś dla sygnału TOCO tylko amplituda skurczu. Dodatkowe istotne parametry różnicujące dla EHG to: moc i częstotliwość medianowa skurczu. Analizując grupę I i III istotne różnice dotyczyły amplitudy i powierzchni skurczu zarówno w odniesieniu do sygnału EHG jak i TOCO. Podobnie moc skurczu (dla EHG) pozwala stwierdzić czy skurcze pochodzą z zapisów z Grupy I, czy raczej są to skurcze o charakterze porodowym. Pomiędzy Grupą II i III nie wykazano żadnych różnic istotnych statystycznie.

Wnioski: Identyfikacja ciężarnych zagrożonych porodem przedwczesnym umożliwia natychmiastowe objęcie ich ścisłym nadzorem położniczym. W tym celu niezbędne są nowe, bardziej czułe metody zdolne wykryć wczesne objawy nasilenia aktywności skurczowej macicy. Elektrohisterografia dostarcza pełnej informacji o funkcjonowaniu mechanizmów bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy. Ilościowe parametry analizy EHG pozwalają na wykrywanie zapisów (skurczy) świadczących o przedwczesnej czynności skurczowej mięśnia macicy.

Słowa kluczowe: **skurcze macicy / tokografia / elektrohisterografia / ciąża / poród przedwczesny / monitorowanie skurczów macicy /**

Correspondence and reprint requests:

Jerzy Ziętek
Katedra i Klinika Położnictwa i Ginekologii
Śląski Uniwersytet Medyczny,
ul. Medyków 14, 40-752 Katowice
e-mail: jerzzyzietek@interia.pl

Otrzymano: 01.12.2008

Zaakceptowano do druku: 20.02.2009

Abstract

Objectives: To record and analyse bioelectrical activity of the uterine muscle in the course of physiological pregnancy, labour and threatening premature labour; to define which parameters from the analysis of both electrohysterogram and mechanical activity signal allow us to predict threatening premature labour.

Material and methods: Material comprised 62 pregnant women: Group I – 27 patients in their first physiological pregnancy, Group II – 21 patients in their first pregnancy with symptoms of threatening premature labour, and Group III – 14 patients in the first labour period. The on-line analysis of the mechanical (TOCO) and electrical (EHG) contraction activity relied on determination of quantitative parameters of detected uterine contractions.

Results: The obtained statistical results demonstrated a possibility to differentiate between Group I and II through the amplitude and contraction area for EHG signal, and only the contraction amplitude for TOCO signal. Additionally, significant differentiating parameters for electrohysterogram are: contraction power and its median frequency. Analyzing Group I and III, significant differences were noted for contraction amplitude and area obtained both from EHG and TOCO signals. Similarly, the contraction power (from EHG) enables us to assign the contractions either to records from Group I or to labour type.

There was no significant difference noted between Group II and III.

Conclusions: Identification of pregnant women at risk of premature labour should lead to their inclusion in rigorous perinatal surveillance. This requires novel, more sensitive methods that are able to detect early symptoms of the uterine contraction activity increase. Electrohysterography provides complete information on principles of bioelectrical uterine activity. Quantitative parameters of EHG analysis enable the detection of records (contractions) with the symptoms of premature uterine contraction activity.

Keywords: **uterine contraction / tocography / electrohysterography / pregnancy / preterm labor / uterine monitoring /**

Wstęp

Pomimo, iż na niską dzietność cierpi cała Europa, niektórym krajom udało się zahamować ten niekorzystny trend. W naszym kraju wskaźnik ten kształtuje się na najniższym poziomie spośród krajów Unii Europejskiej. Ostatnie lata wskazują na systematyczny wzrost liczby urodzin, chociaż bardzo trudno jeszcze mówić o wychodzeniu z „demograficznej zapaści”, a tym samym o naturalnej wymianie pokoleń. W tym świetle, właśnie wcześniactwo będące konsekwencją porodu przedwczesnego jest postrzegane jako jedna z zasadniczych i najpoważniejszych przyczyn zgonów w okresie noworodkowym, a tym samym staje się poważnym przyczynkiem niekorzystnego stanu demograficznego [1].

Od kilkunastu lat poszukuje się sposobu na wyodrębnienie grupy wysokiego ryzyka zagrożonej prawdopodobieństwem wystąpienia przedwczesnej czynności skurczowej macicy. Należy podkreślić fakt, iż objawy zagrożenia porodem przedwczesnym mogą pojawić się nagle, a ich progresja jest zwykle bardziej dynamiczna niż w ciąży donoszonej [2, 3, 4].

Wprowadzona przed laty metoda komputerowej kardiografii była nadzieją na większą przydatność tego badania w prognozowaniu stanów zagrożenia płodu [5, 6, 7, 8, 9].

Natomiast jak wynika z praktyki klinicznej, zapis czynności skurczowej macicy uzyskiwany w klasycznej tokografii zewnętrznej (TOCO) jest badaniem o niskiej przydatności z punktu widzenia precyzyjnego określenia grupy ciężarnych o wysokim ryzyku porodu przed terminem. Dlatego też bardzo interesującym zagadnieniem jest próba wprowadzenia do diagnostyki klinicznej elektrohisterografii (EHG), metody rejestrującej nieinwazyjnie bioelektryczną aktywność mięśnia macicy [10, 11, 12].

Współczesna wiedza dotycząca fizjologii i patofizjologii aktywności skurczowej macicy człowieka w przebiegu ciąży, porodu i położu nie jest kompletna [13, 14, 15, 16]. Wiadomo, że podstawową jednostką czynnościową mięśnia gładkiego jest włókno mięśniowe. Skurcz komórki mięśnia gładkiego ściany macicy poprzedzony jest przepływem prądów jonowych, a te w otoczeniu komórki powodują zmiany pola elektrycznego, zwane aktywnością bioelektryczną. W zarejestrowanych różnicach potencjałów pomiędzy dwoma punktami na powierzchni brzucha ciężarnej można wyróżnić serie fal bioelektrycznej aktywności, zsynchronizowanych w czasie z mechaniczną aktywnością macicy [17]. Wiadomo, że kompletnych informacji dostarcza zapis elektrohisterogramu w zakresie częstotliwości 0-3Hz [18], w którym wyróżnia się dwie składowe: wolnozmienną i szybkozmienną. Składowa wolnozmienna występująca w zakresie częstotliwości 0,005-0,03Hz, może być analizowana jako krzywa skurczowa i ma podstawowe znaczenie dla klasycznej analizy aktywności skurczowej mięśnia macicy – odpowiednik sygnału TOCO.

Z kolei składowa szybkozmienna pokazuje chwilowe zmiany amplitudy potencjału czynnościowego i odzwierciedla właściwości elektrofizjologiczne mięśnia macicy. Moc sygnału użytecznego dla fali szybkozmiennnej mieści się w zakresie pomiędzy 0,1 a 3Hz. Analiza elektrohisterogramów prowadzona w trakcie monitorowania polega na ekstrakcji składowej wolnozmiennnej (krzywej skurczowej), detekcji skurczy i wyznaczeniu ich parametrów ilościowych [19]. Takie same parametry są wyznaczane w trakcie stosowanej dziś analizy sygnału TOCO – częstość skurczy, czas trwania, maksymalna amplituda i jej lokalizacja, a także powierzchni skurczu. Jednakże dysponując pełnym elektrohisterogramem możliwe jest wyznaczenie dodatkowych parametrów w postaci intensywności

Wartość wybranych parametrów mechanicznej i bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy ...

skurczu oraz wskaźników otrzymanych w wyniku analizy w dziedzinie częstotliwości: mocy skurczu, częstotliwości medianowej oraz częstotliwości maksymalnej mocy. Wydaje się, że monitorowanie elektrycznej (pierwotnej) aktywności skurczowej mięśnia macicy pozwoli zarówno na bardziej precyzyjne wyznaczanie znanych z klasycznej tokografii parametrów opisowych skurczy, jak również poprzez zwiększenie liczby dostępnych parametrów, wykrywanie sytuacji wystąpienia zagrożenia porodem przedwczesnym [12, 20, 21, 22].

Cel pracy

Celem pracy była rejestracja i analiza bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy w przebiegu ciąży fizjologicznej, w czasie porodu i w przypadkach zagrożenia porodem przedwczesnym oraz określenie, które z parametrów analizy elektrohisterogramu umożliwią przewidywanie wystąpienia zagrożenia porodem przedwczesnym, w porównaniu z parametrami opisującymi dotychczas rejestrowany sygnał czynności mechanicznej.

Materiał i metody

Do realizacji programu badawczego prowadzonego w Klinice Położnictwa i Ginekologii SUM w Katowicach zastosowano specjalnie zaprojektowany zestaw badawczy, pozwalający na równoczesną rejestrację i analizę elektrycznej oraz mechanicznej aktywności mięśnia macicy. (Rycina 1).

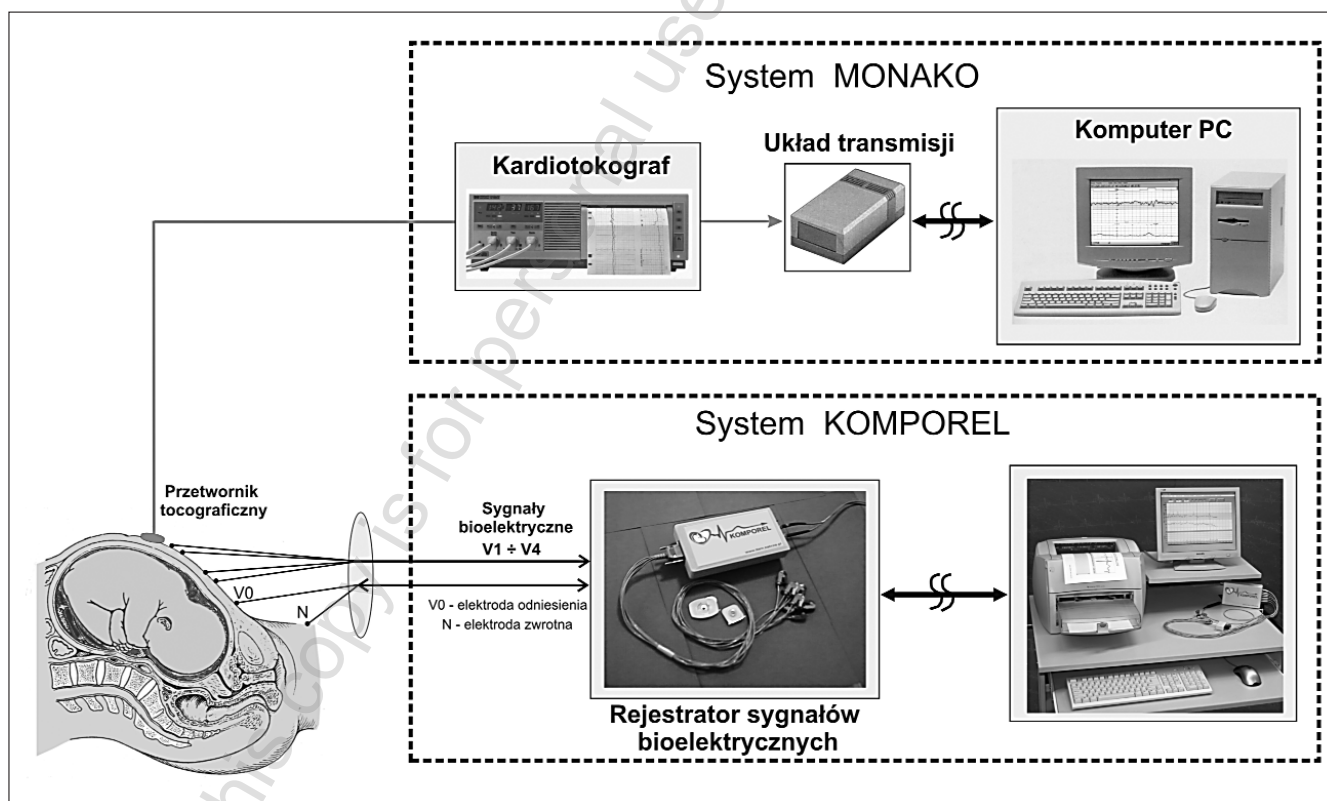
Zestaw składa się z komputerowego systemu kardiograficznego – MONAKO oraz systemu do rejestracji i analizy sygnałów bioelektrycznych – KOMPOREL [7, 23].

W skład systemu KOMPOREL wchodzi układ pomiarowy w postaci zewnętrznego rejestratora sygnałów bioelektrycznych, który współpracuje z zewnętrznym komputerem. Umożliwia on jednoczesną akwizycję czterech sygnałów elektrycznej aktywności mięśnia macicy (elektrohisterogramów) za pomocą elektrod pomiarowych odpowiednio umieszczonych na powierzchni brzucha ciężarnej. (Rycina 2). Wykorzystywane są standardowe, jednorazowe elektrody pomiarowe (Ag/AgCl) stosowane obecnie w elektrokardiografii.

W każdym kanale pomiarowym rejestratora znajduje się wzmacniacz o regulowanym wzmocnieniu oraz filtr pasmowo-przepustowy dopasowywany charakterystykę częstotliwościową toru pomiarowego do pasma elektrohisterogramu (0,005-3,5Hz).

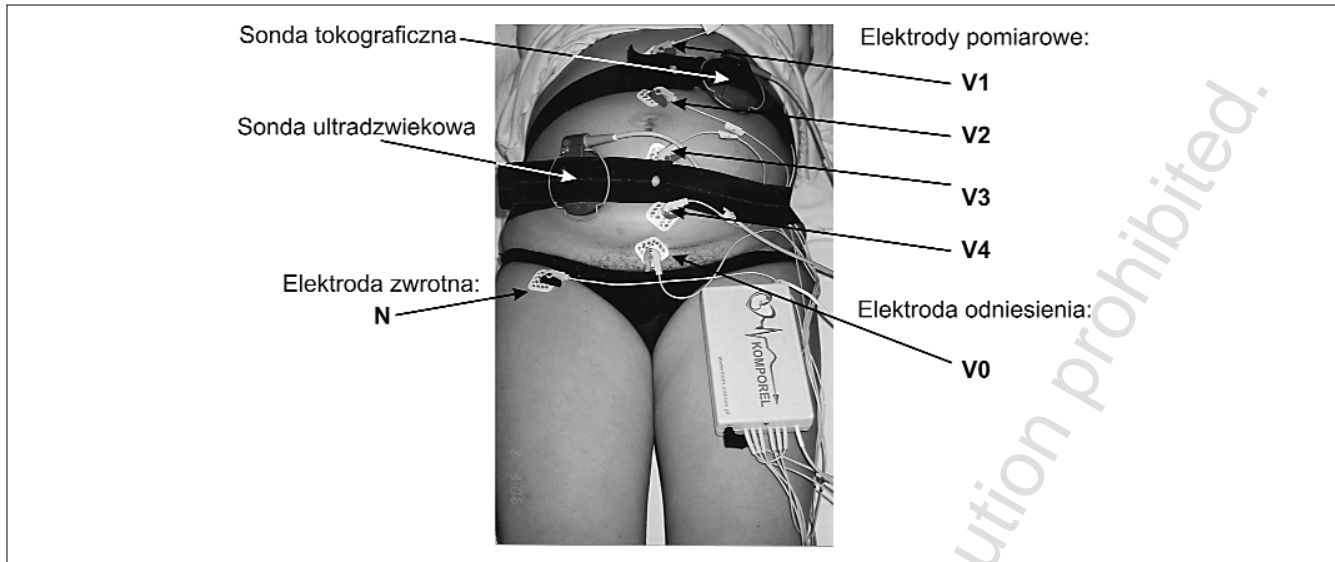
Sygnały EHG po przetworzeniu na postać cyfrową są transmitowane do komputera, gdzie następuje ich archiwizacja, bieżąca analiza i prezentacja graficzna na ekranie monitora. Równoległe z aktywnością elektryczną mięśnia macicy rejestrowana jest aktywność mechaniczna (tokogram) przy zastosowaniu systemu MONAKO, który współpracuje z aparatem przyłóżkowym HP 1351 (Hawlett-Packard, USA). Tokogram rejestrowany jest za pomocą czujnika tensometrycznego, który podczas badania umieszcza się na powłokach brzusznych ciężarnej kobiety. (Rycina 2).

Rejestrowany przez kardiograf sygnał TOCO trafia za pośrednictwem inteligentnego układu transmisji do komputera, gdzie następuje jego ilościowa analiza polegająca na detekcji skurczów i wyznaczeniu ich parametrów opisowych.



Rycina 1. Zestaw badawczy do równoczesnej rejestracji i analizy mechanicznej (TOCO) oraz elektrycznej (EHG) aktywności mięśnia macicy.

Ziętek J, et al.



Rycina 2. Konfiguracja elektrod pomiarowych i sond aparatu KTG na powierzchni powłok brzusznych kobiety ciężarnej w trakcie monitorowania elektrycznej i mechanicznej aktywności mięśnia macicy.

Pomiędzy komputerami, a częścią pomiarową zestawu badawczego mającą bezpośredni kontakt z pacjentką zastosowano bariery galwaniczne, które zapewniają pełne bezpieczeństwo pacjentce i dziecku w czasie wykonywania pomiarów.

W trakcie dotychczasowych prac w badaniach wzięły udział 62 kobiety ciężarne, które rekrutowano z Poradni Przyklinicznej, Izby Przyjęć, Oddziału Patologii Ciąży, jak również z Oddziału Porodowego. Do badań włączono jedynie pierwiastki, które podzielono na trzy grupy:

- Grupa I – 27 pierwiastek w ciąży niepowikłanej pomiędzy 27 a 40 tygodniem jej trwania, które zakwalifikowano do powyższej grupy na podstawie następujących kryteriów: brak chorób ogólnoustrojowych u matki, niepowikłany przebieg ciąży, brak wad rozwojowych i schorzeń płodu, ciąża pojedyncza oraz brak zmian patologicznych w obrębie łożyska i błon płodowych.
- Grupa II – 21 ciężarnych, będących pomiędzy 23 a 36 tygodniem ciąży z objawami zagrażającego porodu przedwczesnego, które zostały zakwalifikowane do badań na podstawie następujących kryteriów: ciąża pojedyncza, prodromalne objawy zagrażającego porodu przedwczesnego pod postacią rejestrowanych, bolesnych skurczów macicy głowicą TOCO (>4 na 20 minut lub 8/60min.), stopień dojrzałości części pochwowej <4pkt w skali Bishopa (postępujące rozwieranie szyjki macicy i/lub jej zanikanie), dotychczas niepowikłany przebieg ciąży [4, 16, 24]. W grupie tej w zależności od sytuacji położniczej wyróżniono 2 przypadki: zastosowana tokoliza była udana i zagrażający poród przedwczesny został zatrzymany (20 pacjentek), tokoliza była nieudana i nastąpił poród przedwczesny (jedna pacjentka). Przypadek nieudanej tokolizy, która nie została zakończona porodem nie wystąpił.
- Grupa III – 14 ciężarnych w ciąży donoszonej w pierwszym okresie porodu fizjologicznego, które zakwalifikowano na podstawie następujących kryteriów: regularna i nasilająca się czynność porodowa, część pochwowa

zglądzona w 50-70%, kanał szyjki drożny na około 2-5cm (>4pkt w skali Bishopa), część przodująca (główka) lekko przyparta do wchodu, bez stosowania farmakologicznej indukcji czynności skurczowej macicy. We wszystkich przypadkach odnotowano dobry stan noworodków. Żaden nie wymagał sztucznej wentylacji i pobytu w oddziale intensywnej terapii noworodka. Masa ciała była wyższa od 10 percentyla dla badanej populacji, a stan urodzeniowy w 5 minucie życia według punktacji Apgar mieścił się w przedziale 7-10 punktów. U noworodków nie stwierdzono żadnych wad, defektów genetycznych czy anatomicznych.

W zarejestrowanych sygnałach mechanicznej (TOCO) i elektrycznej (EHG) aktywności mięśnia macicy przeprowadzono *on-line* detekcję skurczy, a następnie wyznaczono ich podstawowe parametry opisowe w postaci [19]: czasu trwania (TD) i czasu wystąpienia maksymalnej amplitudy skurczy (TA), amplitudy (A) i powierzchni skurczy (S). (Rycina 3).

W oparciu o liczbę wykrytych skurczy w zapisach wyznaczana jest częstość (R) definiowana najczęściej jako liczba skurczów w okresie 10 minut. Dla sygnału EHG możliwe jest wyznaczanie dodatkowego parametru określającego intensywność skurczu (I) oraz zestawu parametrów z analizy w dziedzinie częstotliwości [10, 25]: moc (P), częstotliwość medianową (Fmed) i częstotliwość maksymalną mocy skurczu (Fmax). Poniżej zaprezentowano wyniki analizy statystycznej wszystkich wyznaczonych wartości parametrów skurczy wraz z oceną ich przydatności w detekcji sytuacji zagrożenia porodem przedwczesnym.

Wyniki

W pierwszym kroku dokonano oceny czasu rejestracji zapisów mechanicznej i elektrycznej aktywności mięśnia macicy. Średnia czasu trwania zapisów wyniosła 43 minuty, przy czym najkrótszy zapis trwał prawie 10 minut, zaś najdłuższy 2 godziny.

Wartość wybranych parametrów mechanicznej i bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy ...

W poszczególnych grupach badawczych średnie czasy trwania zapisów były podobne i nie różniły się istotnie statystycznie. Łączny czas trwania wszystkich sesji pomiarowych wyniósł 44 godziny i 27 minut.

Statystykę wartości parametrów opisowych skurczy, a więc takich, które można obliczyć zarówno dla sygnału mechanicznej jak i elektrycznej (składowa wolnozmienna sygna-

łu EHG) aktywności mięśnia macicy i istotności różnic pomiędzy nimi, wraz z podziałem na poszczególne grupy przedstawiono w tabeli I. W Grupie I istotnie różnią się: częstość skurczy w danym zapisie (R_{TOCO} od R_{EHG}), czas trwania skurczy w zapisach (T_{D_TOCO} od T_{D_EHG}) oraz powierzchnia wykrytych skurczy (S_{TOCO} od S_{EHG}). W Grupie II wykazano tylko istotność różnic pomiędzy częstością skurczy.

Tabela I. Statystyka opisowa wartości parametrów skurczy z uwzględnieniem istotności różnic między odpowiadającymi sobie parametrami w poszczególnych grupach.

| | Wartość | Średnia \pm SD | Min | Max | Mediana | p |
|---------------------|------------------------------------|--------------------|-------|--------|---------|---|
| Parametr | | | | | | |
| Grupa I | R_{EHG} [l/10min] | 3,2 \pm 0,6 | 2,4 | 4,4 | 3,2 | * |
| | R_{TOCO} [l/10min] | 1,9 \pm 0,9 | 0,2 | 3,6 | 1,9 | |
| | T_{D_EHG} [sek] | 88,6 \pm 17,6 | 61,4 | 122,4 | 85,9 | * |
| | T_{D_TOCO} [sek] | 78,2 \pm 34,0 | 38,0 | 211,3 | 72,6 | |
| | T_{A_EHG} [sek] | 1371,2 \pm 651,8 | 411,0 | 3038,9 | 1283,5 | – |
| | T_{A_TOCO} [sek] | 1401,8 \pm 746,8 | 324,3 | 3045,7 | 1221,2 | |
| | A_{EHG} [μ V] | 33,8 \pm 53,6 | 3,8 | 285,4 | 21,5 | – |
| | A_{TOCO} [–] | 18,8 \pm 13,9 | 3,7 | 63,7 | 15,7 | |
| | S_{EHG} | 1815 \pm 3011 | 186 | 16139 | 1066 | * |
| | S_{TOCO} | 1095 \pm 1305 | 87 | 6675 | 764 | |
| | I_{EHG} [l/1min] | 17,5 \pm 3,7 | 9,4 | 25,7 | 17,6 | |
| | P_{EHG} [μ V ²] | 1823 \pm 5390 | 9 | 27923 | 281 | |
| | F_{MED_EHG} [Hz] | 0,30 \pm 0,12 | 0,17 | 0,81 | 0,27 | |
| F_{MAX_EHG} [Hz] | 0,25 \pm 0,18 | 0,10 | 1,08 | 0,21 | | |
| Grupa II | R_{EHG} [l/10min] | 3,4 \pm 1,0 | 2,0 | 6,3 | 3,2 | * |
| | R_{TOCO} [l/10min] | 2,4 \pm 1,2 | 0,5 | 5,1 | 2,3 | |
| | T_{D_EHG} [sek] | 85,1 \pm 20,5 | 48,4 | 129,2 | 83,4 | – |
| | T_{D_TOCO} [sek] | 84,7 \pm 30,6 | 38,5 | 166,8 | 74,5 | |
| | T_{A_EHG} [sek] | 1132,7 \pm 672,2 | 164,0 | 2442,5 | 1207,0 | – |
| | T_{A_TOCO} [sek] | 1099,3 \pm 649,6 | 178,5 | 2436,1 | 1040,0 | |
| | A_{EHG} [μ V] | 62,2 \pm 75,3 | 2,3 | 320,8 | 36,9 | – |
| | A_{TOCO} [–] | 31,7 \pm 21,3 | 7,7 | 94,0 | 27,7 | |
| | S_{EHG} | 2841 \pm 2809 | 200,0 | 10766 | 1878 | – |
| | S_{TOCO} | 1532 \pm 1009 | 250 | 3813 | 1200 | |
| | I_{EHG} [l/1min] | 18,0 \pm 4,5 | 8,2 | 27,9 | 17,8 | |
| | P_{EHG} [μ V ²] | 7493 \pm 18098 | 6 | 78680 | 800 | |
| | F_{MED_EHG} [Hz] | 0,35 \pm 0,10 | 0,18 | 0,57 | 0,34 | |
| F_{MAX_EHG} [Hz] | 0,32 \pm 0,29 | 0,16 | 1,54 | 0,24 | | |
| Grupa III | R_{EHG} [l/10min] | 3,5 \pm 1,1 | 1,8 | 5,6 | 3,1 | * |
| | R_{TOCO} [l/10min] | 2,7 \pm 1,4 | 1,2 | 6,0 | 2,1 | |
| | T_{D_EHG} [sek] | 93,7 \pm 25,5 | 48,8 | 137,0 | 90,2 | * |
| | T_{D_TOCO} [sek] | 78,6 \pm 25,4 | 34,3 | 145,8 | 77,4 | |
| | T_{A_EHG} [sek] | 1511,5 \pm 923,7 | 99,0 | 3414,2 | 1342,0 | * |
| | T_{A_TOCO} [sek] | 1326,6 \pm 839,1 | 166,3 | 3236,5 | 1121,7 | |
| | A_{EHG} [μ V] | 70,4 \pm 114,2 | 9,8 | 451,5 | 31,9 | – |
| | A_{TOCO} [–] | 30,4 \pm 17,6 | 2,5 | 56,7 | 31,7 | |
| | S_{EHG} | 3812 \pm 5997 | 368 | 23527 | 1811 | * |
| | S_{TOCO} | 1541 \pm 1065 | 68 | 3950 | 1472 | |
| | I_{EHG} [l/1min] | 18,2 \pm 4,2 | 8,2 | 23,4 | 19,3 | |
| | P_{EHG} [μ V ²] | 9429 \pm 28049 | 55 | 106575 | 690 | |
| | F_{MED_EHG} [Hz] | 0,33 \pm 0,08 | 0,16 | 0,5 | 0,34 | |
| F_{MAX_EHG} [Hz] | 0,27 \pm 0,09 | 0,12 | 0,4 | 0,27 | | |

* statystyczna istotność różnic (p<0,05)

Ziętek J, et al.

W Grupie III także częstość skurczy różniła się istotnie statystycznie. Ponadto, podobnie jak w Grupie I, istotnie różniły się od siebie: czas trwania skurczy i powierzchnia skurczy oraz dodatkowo czas, w którym skurcz osiąga maksymalną amplitudę (T_{A_TOCO} od T_{A_EHG}).

W tabeli I przedstawiono także zakresy zmian wartości parametrów wykrytych skurczy, obliczane wyłącznie w oparciu o analizę sygnału elektrycznej aktywności mięśnia macicy. W tym przypadku, ponieważ nie istnieją odpowiadające im parametry z analizy mechanicznej aktywności mięśnia macicy, nie można było ocenić istotności różnic wartości tych parametrów w poszczególnych grupach.

Natomiast w tabeli II przedstawiono ocenę wartości parametrów skurczy pomiędzy badanymi grupami. Analizując otrzymane zależności statystyczne, generalnie można stwierdzić, że wśród analizowanych przez nas parametrów istnieją takie, które pozwalają rozróżnić badane grupy. Na podstawie ich wartości można powiedzieć czy mamy do czynienia ze skurczami w ciąży fizjologicznej (Grupa I), czy raczej są to skurcze z grupy zagrożonej porodem przedwczesnym (Grupa II). W przypadku analizy sygnału EHG są to parametry opisowe w postaci amplitudy (A_{EHG}) i powierzchni (S_{EHG}) skurczu, zaś w przypadku sygnału TOCO jest to tylko amplituda skurczu (A_{TOCO}). W przypadku analizy sygnału elektrycznej aktywności mięśnia macicy dysponujemy dodatkowymi parametrami: moc skurczu ($PEHG$) i częstotliwość medianowa skurczu (F_{MED_EHG}), których wartości również różnią się istotnie statystycznie ($p < 0,05$).

Analizując wartości wyznaczonych parametrów opisowych pomiędzy Grupą I i III podobnie wykazano, że istotnie różnią się amplitudy i powierzchnie skurczy wyznaczone zarówno w oparciu o analizę elektrycznej jak i mechanicznej aktywności mięśnia macicy. Dodatkowo moc skurczu, a więc parametr charakterystyczny wyłącznie dla analizy elektrohisterogramu pozwala stwierdzić czy obserwowane skurcze pochodzą z zapisów z grupy fizjologicznej (Grupa I), czy raczej są to skurcze o charakterze porodowym (Grupa III).

Z kolei analiza istotności różnic wartości parametrów skurczy pomiędzy Grupami II i III wykazała, iż na podstawie żadnego z badanych parametrów nie można rozpoznać czy obserwowane w zapisach skurcze są porodowymi, czy dotyczą zapisu czynności skurczowej pochodzącej od pacjentki z grupy zagrożonej porodem przedwczesnym.

Dyskusja

Uzyskane wyniki pokazują odmienny charakter sygnału elektrycznej i mechanicznej aktywności mięśnia macicy. Przede wszystkim występuje znaczna różnica w częstości skurczów w danym zapisie, która w każdej z badanych grup jest dużo większa w przypadku aktywności elektrycznej niż mechanicznej. Oznacza to, że elektrohisterogram dzięki większej czułości pomiaru, dokładniej charakteryzuje aktywność skurczową mięśnia macicy, umożliwiając wykrywanie nawet słabszych skurczy w danym zapisie. Jak wiadomo pomiar aktywności mechanicznej zależy od wielu czynników, w tym od np. sposobu zamocowania sondy TOCO kardiografu,

Tabela II. Istotności statystyczne dla różnic wartości poszczególnych parametrów skurczy pomiędzy badanymi grupami: I, II i III.

| Parametry | Grupa I | Grupa II | Grupa III | p | | |
|----------------|----------------|----------------|----------------|------|--------|-------|
| | Średnia ± SD | Średnia ± SD | Średnia ± SD | I-II | II-III | I-III |
| TOCO | | | | | | |
| R_{TOCO} | 1,9 ± 0,9 | 2,4 ± 1,2 | 2,7 ± 1,4 | – | – | – |
| T_{D_TOCO} | 78,2 ± 34,0 | 84,7 ± 30,6 | 78,6 ± 25,4 | – | – | – |
| T_{A_TOCO} | 1401,8 ± 746,8 | 1099,3 ± 649,6 | 1326,6 ± 839,1 | – | – | – |
| A_{TOCO} | 18,8 ± 13,9 | 31,7 ± 21,3 | 30,4 ± 17,6 | * | – | * |
| S_{TOCO} | 1095 ± 1305 | 1532 ± 1009 | 1541 ± 1065 | – | – | * |
| EHG | | | | | | |
| R_{EHG} | 3,2 ± 0,6 | 3,4 ± 1,0 | 3,5 ± 1,1 | – | – | – |
| T_{D_EHG} | 88,6 ± 17,6 | 85,1 ± 20,5 | 93,7 ± 25,5 | – | – | – |
| T_{A_EHG} | 1371,2 ± 651,8 | 1132,7 ± 672,2 | 1511,5 ± 923,7 | – | – | – |
| A_{EHG} | 33,8 ± 53,6 | 62,2 ± 75,3 | 70,4 ± 114,2 | * | – | * |
| S_{EHG} | 1815 ± 3011 | 2841 ± 2809 | 3812 ± 5997 | * | – | * |
| I_{EHG} | 17,5 ± 3,7 | 18,0 ± 4,5 | 18,2 ± 4,18 | – | – | – |
| P_{EHG} | 1823 ± 5390 | 7493 ± 18098 | 9429 ± 28049 | * | – | * |
| F_{MED_EHG} | 0,30 ± 0,12 | 0,35 ± 0,10 | 0,33 ± 0,08 | * | – | – |
| F_{MAX_EHG} | 0,25 ± 0,18 | 0,32 ± 0,29 | 0,27 ± 0,09 | – | – | – |

* statystyczna istotność różnic ($p < 0,05$)

Wartość wybranych parametrów mechanicznej i bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy ...

a także czułości zastosowanego przetwornika tokodynamometrycznego. Ponadto należy pamiętać, iż sonda TOCO dokonuje pomiaru wyłącznie pewnego fragmentu naprężeń występujących w całym mięśniu macicy.

Tak więc TOCO umożliwia tylko bardzo lokalne, wręcz ograniczone możliwości monitorowania czynności skurczowej macicy, natomiast EHG pozwala zarówno na wcześniejsze zaobserwowanie jej aktywności bioelektrycznej, jak i pełniejsze bo na całej jej powierzchni. Ponadto EHG daje możliwość prowadzenia obserwacji czy dany skurcz był tylko miejscowy i izolowany, czy wreszcie czynność skurczowa dynamicznie rozwija się zgodnie z zasadą potrójnego zstępowania (*triple descent gradient*), a tym samym czy nie istnieje realne zagrożenie porodem przedwczesnym [8, 13, 21].

Różna częstość skurczy w zapisach przekłada się oczywiście na uzyskane istotności różnic pomiędzy innymi wartościami obliczanych parametrów opisowych, w poszczególnych grupach badawczych: czasu trwania skurczu (TD) i powierzchni (S), którą zanotowano w Grupach I i III oraz czasu wystąpienia maksymalnej amplitudy skurczu (TA), która wystąpiła dodatkowo w Grupie III.

Analizując istotności różnic pomiędzy tymi samymi parametrami, wyznaczonymi w ramach poszczególnych grup badawczych stwierdzono, że są parametry, których wartości pozwalają odpowiedzieć na pytanie z jakimi skurczami mięśnia macicy mamy do czynienia w danym zapisie.

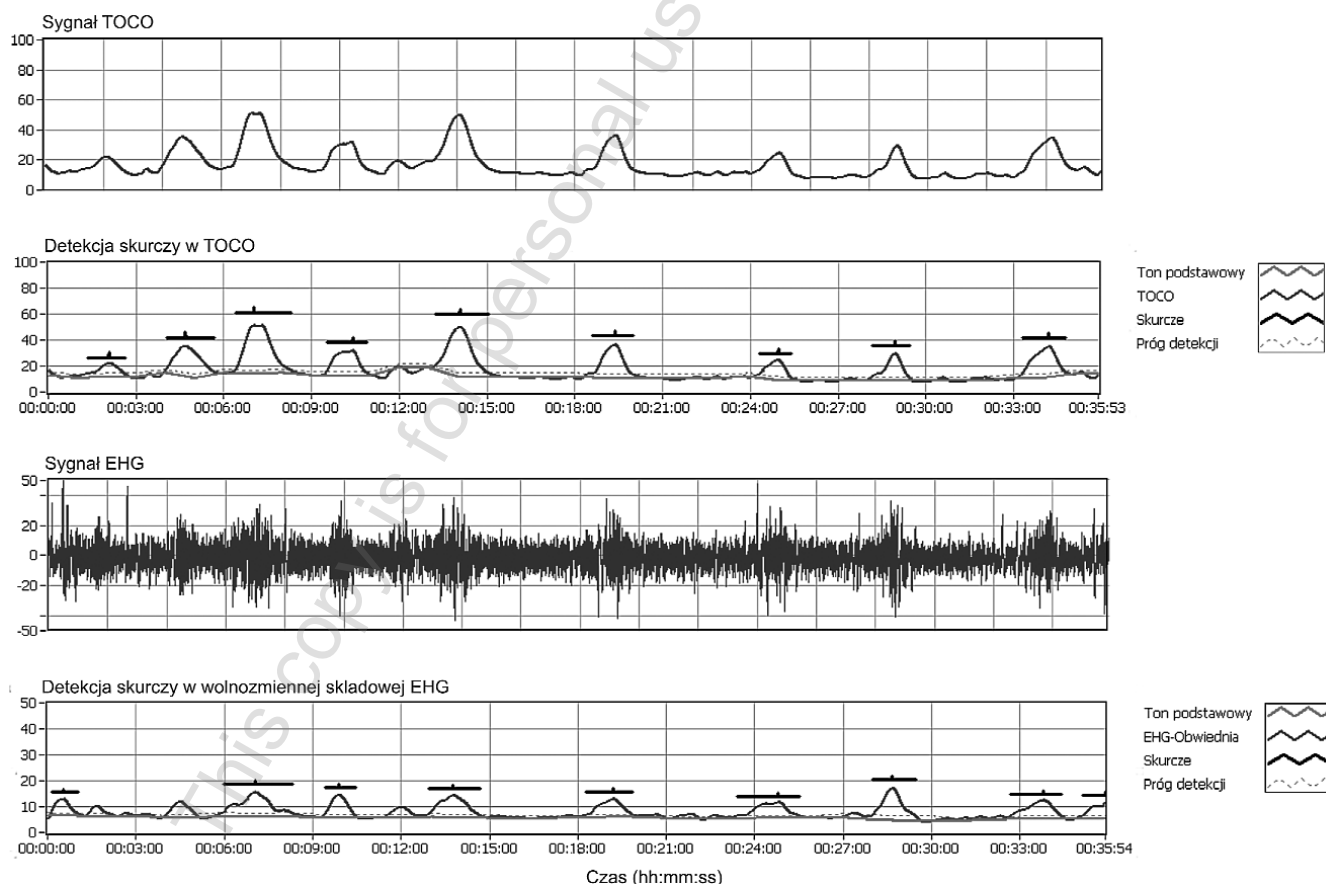
Okazało się, że charakter czynności skurczowej w grupie kobiet zagrożonych porodem przedwczesnym nie różni się znacząco od skurczy wykrywanych w zapisach porodowych (brak istotności różnic pomiędzy parametrami z Grup II i III). Jednocześnie wykazano, że są istotne różnice statystyczne w czynności skurczowej rejestrowanej w czasie ciąży fizjologicznej (Grupa I) w porównaniu do zapisów z grupy zagrożonej porodem przedwczesnym, jak i rejestrowanych w czasie trwania porodu.

Wśród parametrów opisowych, które umożliwiają rozróżnienie Grupy I zarówno od Grupy II jak i III znalazły się: amplituda i powierzchnia skurczu obliczane na podstawie analizy sygnału elektrycznej czynności mięśnia macicy (A_{EHG} i $SEHG$).

Analiza sygnału mechanicznej czynności skurczowej nie daje już tak dużych możliwości, gdyż tylko amplituda skurczy (ATOCO) wykazuje różnicę pomiędzy Grupami I a II.

Należy jednak zauważyć, że właśnie te parametry cechuje stosunkowo mała dokładność i silna zależność od osobniczych cech badanej pacjentki czy sposobu wykonania pomiaru czynności skurczowej mięśnia macicy (sposób założenie sondy TOCO, wyzerowanie czujnika tensometrycznego w aparacie KTG czy przygotowanie skóry w miejscu przyklejenia elektrod pomiarowych podczas rejestracji sygnału EHG).

Rycina 3. Zapis mechanicznej (sygnał TOCO) i elektrycznej (sygnał EHG = V3-V0) czynności skurczowej mięśnia macicy wraz z zaznaczoną detekcją skurczy w postaci graficznych znaczników określających czas ich trwania i wystąpienia maksymalnej amplitudy.



Ziętek J, et al.

Bardziej dokładne, a tym samym wiarygodne w różnicowaniu grup badawczych wydają się być parametry, które możliwe są do wyznaczenia wyłącznie na podstawie analizy częstotliwościowej elektrycznej aktywności mięśnia macicy: moc skurczy (P) i częstotliwość medianowa mocy skurczu (F_{MED}). Pozwalają one również rozróżnić sytuację, w której rejestrujemy skurcze w ciąży fizjologicznej (Grupa I) od skurczy z grupy zagrożonej porodem przedwczesnym (Grupa II) czy porodowych (Grupa III).

Wnioski

Identyfikacja ciężarnych zagrożonych porodem przedwczesnym umożliwia natychmiastowe objęcie ich ścisłym nadzorem położniczym, wdrożenia skutecznego leczenia tokolitycznego oraz stymulacji dojrzewania płuc płodu [4]. W tym celu niezbędne są nowe, bardziej czułe i powszechniej dostępne metody monitorujące pojawienie się wczesnych objawów nasilenia aktywności skurczowej macicy i sygnalizujących zagrożenie porodem przedwczesnym. Niewątpliwie taką metodą może stać się elektrohisterografia dostarczająca pełnej informacji o podstawach funkcjonowania mechanizmów bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy [10, 11, 12].

Jak wynika z naszych dotychczasowych badań, nieinwazyjna elektrohisterografia charakteryzuje się wyższą czułością w identyfikacji czynności skurczowej macicy w porównaniu do badania manualnego i badania tokograficznego. Okazało się, że istnieją takie parametry ilościowe wyznaczone w oparciu o analizę elektrohisterogramu, które wstępnie pozwalają rozpoznać sytuację zagrożenia porodem przedwczesnym i odróżnić ją od czynności skurczowej występującej w czasie ciąży fizjologicznej. Te same parametry opisowe wyznaczane podczas analizy tokogramu nie dają już takich możliwości. Ponadto dysponując elektrohisterogramem, istnieje możliwość wyznaczenia dodatkowych parametrów w dziedzinie częstotliwości, które także pozwalają na wykrywanie zapisów świadczących o występowaniu przedwczesnej czynności skurczowej mięśnia macicy.

Podziękowania

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2006-2008 roku, jako projekt badawczy N 406 090 3113524.

Piśmiennictwo

- Słomko Z. Biofizyczne monitorowanie w medycynie perinatalnej. Warszawa-Poznań: PWN, 1991.
- Challis J, Smith S. Fetal endocrine signals and preterm labor. *Biol Neonate*. 2001, 79, 3-4, 163-167.
- Challis J, Matthews S, Gibb W, [et al.]. Endocrine and paracrine regulation of birth at term and preterm. *Endocr Rev*. 2000, 21, 514-550.
- Ronin-Walknowska E. Diagnostyka i leczenie porodu przedwczesnego. *Medycyna Praktyczna: Ginekologia i Położnictwo*. 2004, 6, 22-29.
- Bręborowicz GH. Komputerowa analiza zmienności częstości serca oraz profilu biofizycznego płodu w czasie ciąży w aspekcie oceny stanu płodu i noworodka: I. Komputerowa analiza niestresowego testu czynności serca płodu. *Ginekol Pol*. 1987, 58, 5, 294-299.
- Kruk M, Strzelczyk J. Komputerowy system do nadzoru okołoporodowego: I. Opis Systemu. *Ginekol Pol*. 1993, 64, 98-101.
- Jeżewski J, Wróbel J, Horoba K. Monitorowanie zagrożeń płodu wspomaganie komputerem. W: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna – 2000. Tom 7. Systemy komputerowe i teleinformatyczne w służbie zdrowia. Red. Nałęcz M. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2002, 97-119.
- Jeżewski J, Wróbel J, Bręborowicz GH, [i wsp.]. Zestaw do monitorowania płodu w ciąży zagrożonej z automatyczną analizą zapisu kardiokograficznego. W: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna – stan badań w Polsce*. Red. Nałęcz M. Warszawa, 1994, T. 1, 394-398.
- Markwiz W, Ropacka M, Bręborowicz GH, [i wsp.]. Analiza wartości prognostycznej wybranych parametrów zapisu KTG i pulsosymetrii płodowej w trakcie porodu. *Klin Perinat Ginekol*. 2003, 39, 35-41.
- Gondry J, Marque C, Duchene J, [et al.]. Electrohysterography during pregnancy: Preliminary Report. *Biomed Instrum Technol*. 1993, 27, 318-324.
- Harrison A, Crowe J, Hayes-Gill B, [et al.]. Use of the electrohysterogram for uterine contraction monitoring during labour. *Proc 3rd Eur Conf Eng Med*. 1995, 90.
- Maner W, Garfield R, Maul H, [et al.]. Predicting term and preterm delivery with a trans-abdominal uterine electromyography. *Obstet Gynecol*. 2003, 101, 1254-1260.
- Challis J. Mechanism of parturition and preterm labor. *Obstet Gynecol Surv*. 2000, 55, 650-660.
- Chazan B. Współczesne metody profilaktyki porodu przedwczesnego. *I Kongres PTMP, Poznań: Materiały Konferencyjne*, 1995, T. 1, 134-138.
- Czekanowski R. Czynność skurczowa macicy w perinatologii. Białystok: Wydawnictwo Białowieża, Wyd. III, 1992.
- Lech M. Patofizjologia i farmakoterapia zagrażających porodów przedwczesnych w świetle nowych badań. *Postępy Nauk Medycznych*. 2001, 2, 58-64. www.czytelniamedyczna.pl/postepy_nauk_medycznych-210
- Caldeyro-Barcia R, Poseiro J. Physiology of the uterine contraction. *Clin Obstet Gynecol*. 1960, 3, 386-408.
- Ziętek J, Sikora J, Horoba K, [i wsp.]. Aktywność mechaniczna i elektryczna macicy: Część I. Monitorowanie skurczów. *Ginekol Pol*. 2008, 79, 791-797.
- Ziętek J, Sikora J, Horoba K, [i wsp.]. Aktywność mechaniczna i elektryczna macicy: Część II. Parametry skurczów. *Ginekol Pol*. 2008, 79, 798-804.
- Leman H, Marque C. Rejection of the maternal electrocardiogram in the electrohysterogram signal. *IEE Trans Biomed Eng*. 2000, 47, 1010-1017.
- Novy M, McGregor J, Jams J. New perspectives on the prevention of extreme prematurity. *Clin Obstet Gynecol*. 1990, 38, 790-808.
- Ziętek J, Sikora J, Kobielska L, [i wsp.]. Wartość wybranych parametrów elektrohisterogramów (EHG) w przewidywaniu zagrożenia porodem przedwczesnym – doniesienie wstępne. *Klin Perinat Ginekol*. 2006, 42, 22-30.
- Matonia A, Jeżewski J, Gacek A, [et al.]. Computerized fetal monitoring based on bioelectric signals from maternal abdomen. *J Med Informat Technol*. 2002, 4, 37-47.
- Urban J, Lemancewicz A. Nowe spojrzenie na patomechanizm porodu przedwczesnego. *Nowa Medycyna - Ginekologia VII*. 1999, 6. [czytelnia on-line: http://www.czytelniamedyczna.pl/nm_gi10.php](http://www.czytelniamedyczna.pl/nm_gi10.php).
- Duchene J, Devedeux D, Mansour S, [et al.]. Analyzing Uterine EMG: Tracking Instantaneous Burst Frequency. *IEEE Eng Med Biol*. 1995, 125-132.