

Aktywność mechaniczna i elektryczna macicy. Część I. Monitorowanie skurczów

Mechanical and electrical uterine activity. Part I. Contractions monitoring

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

¹ Katedra i Klinika Położnictwa i Ginekologii ŚLAM, Katowice

² Instytut Techniki i Aparatury Medycznej, Zabrze

Streszczenie

Prawidłowa czynność skurczowa w terminie porodu determinuje fizjologiczny poród płodu i pozwala na urodzenie zdrowego noworodka. Monitorowanie czynności skurczowej macicy może być prowadzone albo poprzez rejestrację zmian parametrów mechanicznych mięśnia macicy albo w oparciu o pomiar potencjałów czynnościowych generowanych przez kurczący się mięsień.

W pierwszym przypadku jako podstawowe techniki stosowane są tokografia wewnętrzna (pomiar ciśnienia wewnątrzmacicznego) oraz tokografia zewnętrzna (pomiar siły nacisku macicy na powłoki brzuszne) z kolei pomiar potencjałów czynnościowych jest podstawą dla elektrohisterografii.

W pracy przedstawiono dotychczasowy stan wiedzy na temat tych dwóch podejść do oceny i monitorowania czynności skurczowej macicy. Omówiono podstawy elektrofizjologii mięśnia macicy oraz prześledzono historię powstania i współczesne badania nad elektrohisterografią, jako metodą pozwalającą na rejestrację sygnału, który zawiera pełniejszą informację o bioelektrycznych właściwościach mięśnia macicy.

Stwierdzono, iż analiza elektrohisterogramu prowadzi do opisu źródła czynności skurczowej macicy, podczas gdy stosowane do tej pory mechaniczne metody rejestrują jedynie skutki tej czynności.

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

Adres do korespondencji:

Jerzy Ziętek
Katedra i Klinika Położnictwa i Ginekologii
Śląska Akademia Medyczna, ul. Medyków 14, 40-752 Katowice
e-mail: jerzyczyetek@interia.pl

Otrzymano: 30.07.2007
Zaakceptowano do druku: 15.10.2008

Summary

Correct uterine contraction activity during labour determines physiological fetal delivery and ensures its satisfactory outcome. Contraction activity monitoring may be accomplished by either recording of the mechanical properties of the uterine muscle and/or by measurement of the action potentials produced by the uterus during contraction. In the following paper, the current state of knowledge concerning the methods for assessment and monitoring of the uterine contraction activity was evaluated. The electrophysiological properties of the uterus were given. The mechanical methods of uterine activity monitoring: internal and external tocography were described. The development of the electrohysterography as the method providing the signal comprising complete information on bioelectrical properties of the uterine muscle was presented. The conclusion was that the analysis of the electrohysterogram enables a description of the source of the uterine contraction activity, whereas currently applied mechanical methods merely record the results of this activity.

Key words: **uterine contraction / tocography / electro-hysterography /
uterine monitoring / pregnancy / preterm birth /**

Wstęp

Prawidłowa czynność skurczowa w terminie porodu determinuje fizjologiczny poród płodu i pozwala na urodzenie zdrowego noworodka. Natomiast nieprawidłową czynność skurczową można zaobserwować zarówno w porodzie przedwczesnym zagrażającym, rozpoczynającym się oraz w toku, jak i w każdym porodzie w ciąży donoszonej. Zaburzenia te często nie są rozpoznawane albo są rozpoznawane zbyt późno. Kliniczny podział czynności skurczowej na silną i słabą, łączy się z czasem trwania porodu. Szybkie porody niosą za sobą niebezpieczeństwo uszkodzenia tkanek miękkich kanału rodowego. Przebieg takiego porodu ma również niekorzystny wpływ na płód doprowadzając do uszkodzeń, wewnątrzczaszkowych krwotoków, a nawet przerwania pępowiny [1, 2].

Słaba czynność skurczowa z niskim lub prawidłowym napięciem jest obserwowana w porodach, gdzie mamy do czynienia z dużym ciężarem ciała płodu. Mięsień macicy jest wtedy nadmiernie rozciągnięty, obciążony większą pracą, która to sytuacja doprowadza często do szybkiego wyczerpania się rezerw energetycznych, a skurcze stają się słabe, o małej amplitudzie i efektywności [1, 2, 3].

Monitorowanie czynności skurczowej macicy stanowi więc bardzo istotny element współczesnej opieki perinatalnej. Informacja o funkcjonowaniu macicy jest niezbędna głównie w czasie porodu do kontroli jego przebiegu, a także w czasie ciąży do oceny stanu zdrowia matki i dziecka. Metody oceny aktywności skurczowej macicy mogą być bardzo zróżnicowane, od prostego, palpacyjnego badania napięcia do zastosowania zaawansowanych technik komputerowych. Wybór metody zależy od sytuacji i dostępności aparatury.

Stosowane obecnie w położnictwie metody monitorowania czynności skurczowej macicy opierają się na rejestracji i analizie sygnału, który opisuje zmiany wyłącznie mechanicznych własności mięśnia macicy. Metody te znane są pod nazwą tokografia, pochodzącą od greckiego słowa tokos, czyli poród. Z drugiej jednak strony, we współczesnej diagnostyce medycznej dla oceny pracy mięśni czy narządów, powszechnie wykorzystywane są metody oparte na rejestracji sygnałów elektrycznych generowanych przez te organy.

Wynika to z faktu, że skurcz komórki mięśniowej następuje w wyniku pobudzenia elektrycznego. W przypadku mięśnia macicy rolę metody elektrycznej pełni elektrohisterografia, która pochodzi od greckiego słowa hystero, oznaczającego macicę. Zostało ono wprowadzone po raz pierwszy w 1950 roku przez dwóch badaczy: Steera i Hertscha [4].

Dokonujący się od wielu lat postęp technologiczny i pojawianie się metod biofizycznych wspomaganych techniką komputerową pokazał istnienie olbrzymich zasobów informacyjnych, jakie niesie ze sobą sygnał bioelektrycznej aktywności mięśnia macicy [1, 5, 6].

Elektrofizjologia mięśnia macicy

Skurcze mięśnia macicy zachodzą wskutek pobudzenia miogennego, neurogennego oraz hormonalnego [3]. Podstawą do samoistnej czynności skurczowej macicy jest pobudzenie miogenne. Pobudzenie to wiąże się ze zmianą potencjału błony komórkowej, a jego źródłem jest komórka. Napięcie bioelektryczne wynika z różnicy stężeń jonów między wnętrzem komórki, a przestrzenią pozakomórkową, która powstaje wskutek selektywnej przepuszczalności błony komórkowej i przebiegów przemiany materii. W stanie spoczynkowym jego wartość waha się w przedziale od -65 do -80mV [7].

Jeśli komórka otrzyma pobudzenie z jakiegoś zewnętrznego źródła, to przepuszczalność błony komórkowej dla jonów sodu gwałtownie się zwiększy. To spowoduje przepływ prądu jonów sodu, wzrost liczby dodatnio naładowanych jonów we wnętrzu komórki i w efekcie zmianę znaku i zmniejszenie wartości potencjału membranowego, co pokazano na rycinie 1.

Jeżeli osiągnięty zostanie potencjał progowy o wartości od -40 do -60mV, to następuje pobudzenie komórki i dalszy gwałtowny wzrost liczby jonów dodatnich w jej wnętrzu. Proces ten trwa około 1ms, a ponieważ jony potasu szybko wypływają na zewnątrz, to błona ponownie się naładuje do wartości około +20mV. Mamy wtedy do czynienia z potencjałem czynnościowym, komórka osiąga stan depolaryzacji i następuje skurcz komórki mięśniowej. Po tym rozpoczyna się faza depolaryzacji komórki, która trwa około 1ms, i po jej zakończeniu komórka gotowa jest do powtórnego pobudzenia.

Aktywność mechaniczna i elektryczna macicy. Część I. Monitorowanie skurczów.

W macicy, w odróżnieniu od mięśnia sercowego, każda z komórek może brać czynny udział w generacji prądu czynnościowego, tzn. być rozrusznikiem lub brać udział bierny jako przewodnik prądu czynnościowego [8]. Potencjał czynnościowy może powstać w dowolnej komórce, a komórki rozrusznikowe mogą się zmieniać od jednego skurczu do drugiego. Pobudzenie może więc powstać w dowolnej części macicy, zaś jego rozmiary zależą przede wszystkim od ilości szczelinowych połączeń międzykomórkowych (*gap-junctions*) [9]. Są to wyspecjalizowane niskooporowe połączenia umożliwiające metaboliczny i czynnościowy kontakt komórek ze sobą. Ich liczba rośnie wraz ze zbliżaniem się terminu porodu, a zmniejsza się po porodzie.

Zewnętrzne przejawy samoistnej aktywności skurczowej włókien mięśni gładkich macicy możliwe są do zarejestrowania przez cały okres ciąży [4]. W pierwszych 20 tygodniach ciąży macica wykazuje miejscowe, nieskoordynowane skurcze o dużej częstotliwości. Okresy nasilonej aktywności mięśnia macicy trwają po kilkanaście minut i powodują wzrost ciśnienia wewnątrzmacicznego do wartości nie przekraczającej 10 mmHg. Nie stanowią one zagrożenia dla prawidłowego przebiegu ciąży i przez niektórych badaczy zwane są skurczami Alvareza [10]. W miarę trwania ciąży, zwykle w drugiej jej połowie, zaczynają się pojawiać, co kilka godzin skurcze macicy o wyższej amplitudzie. Mogą być one wyczuwalne palpacyjnie. Pierwszy raz opisane zostały w 1872 roku przez Johna Braxtona Hicksa i stąd nazywane są jego nazwiskiem [11].

Powszechnie uważa się, że ich liczba nie powinna przekraczać 12 w ciągu doby. Jednak w ciąży prawidłowej fizjologicznej aktywność skurczowa macicy to taka, która nie wywołuje skracania szyjki i rozwierania jej kanału. W przebiegu ciąży fizjologicznej około 36 tygodnia jej trwania, amplituda skurczów zwiększa się, mogą być one bolesne i występować co 10 minut. Skurcze macicy tego typu trwają po około 60 sekund i powodują wzrost ciśnienia wewnątrzmacicznego powyżej 40 mmHg.

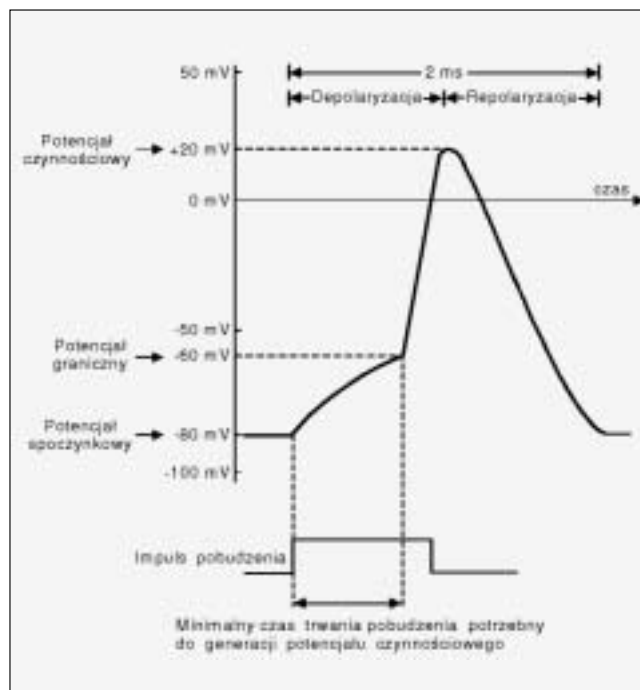
Metody rejestracji mechanicznej aktywności skurczowej macicy

Tokografia zewnętrzna polega na rejestracji zmian siły, z jaką mięsień macicy oddziałuje na powłoki brzuszne. Ze względu na niewazyjność i prostotę pomiaru jest to podstawowa, powszechnie stosowana w perinatologii metoda monitorowania czynności skurczowej. Tokografia wewnętrzna polega na rejestracji zmian ciśnienia wewnątrzmacicznego. Uciążliwa technika pomiaru oraz inwazyjność spowodowały, że metoda ta nie jest już używana, chociaż zapewnia znacznie dokładniejsze wyniki.

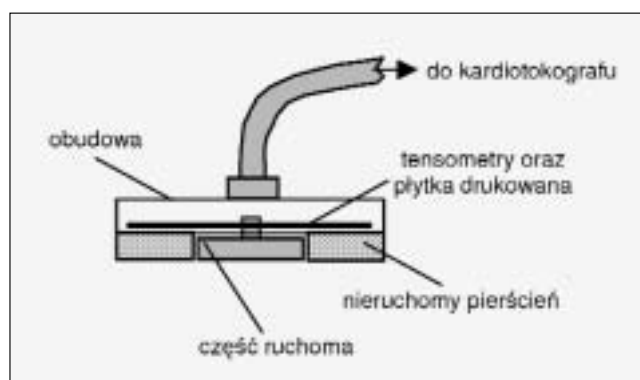
Tokografia zewnętrzna

W pierwszym, najprostszym tokografie Loranda sprężyna odkształcała się pod wpływem skurczu, a połączony z nią pisak wykreślał krzywe na przesuwającym się papierze. Czułość pomiaru była bardzo niska, zaś półkolisty ruch pisaka wprowadzał zniekształcenia krzywej skurczowej.

Urządzenia przekształcające energię kurczącej się macicy zostały zastąpione urządzeniami z własnym zasilaniem, które umożliwiły rejestrację znacznie mniejszych zmian naprężenia mięśnia macicy.



Rycina 1. Przebieg zmian potencjału komórkowego mięśnia macicy pod wpływem pobudzenia.



Rycina 2. Budowa współczesnego czujnika tokodynamometrycznego.

W efekcie powstał najbardziej znany przetwornik tokodynamometryczny Smytha [12], którego budowę pokazano na rycinie 2.

Przetwornik umieszcza się tak, aby ściśle przylgnął do powierzchni powłok brzusznych. Centralna, pomiarowa część przetwornika, która jest niezależna od otaczającego ją pierścienia ochronnego, mierzy zmiany naprężenia. Pierścień ogranicza wpływ sił powstających na obwodzie przetwornika, które spowodowane są m.in. ruchami matki.

Do pomiaru stosowane są elementy tensometryczne lub piezoelektryczne, które zamieniają zmiany naprężenia na sygnał elektryczny, przetwarzany dalej w torze pomiarowym urządzenia rejestrującego.

Ziętek J, et al.

Pomiar zewnętrzny jest prosty, ale posiada pewne istotne ograniczenia zmniejszające dokładność. Czujnik umieszczony na brzuchu mierzy naprężenia z ograniczonego obszaru mięśnia macicy, a przecież cały mięsień nie musi kurczyć się w sposób jednorodny. Naprężenie macicy, w odróżnieniu od pomiaru ciśnienia wewnątrzmacicznego, mierzone jest w jednostkach względnych w zakresie od 0 do 100.

Stosowane w aparatach czujniki mają różną charakterystykę pomiarową np. 10 jednostek może odpowiadać obciążeniu czujnika ciężarem 100g. Pomiar amplitudy skurczów odbywa się względem pewnego poziomu odniesienia, który określony jest w ramach procedury zerowania. Poziom ten powinien odpowiadać fazie gdy nie ma skurczu. Jeśli czujnik zostanie wyzerowany w czasie trwania skurczu to pomiar będzie błędny.

Tokografia wewnętrzna

Cewnik z otwartym końcem (*open-ended catheter*) wprowadzany jest przy nieznacznym rozwarciu szyjki macicy do pęcherza płodowego po jego przebicciu. Technika pomiaru bazuje na prawie naczyń połączonych – ciecz dąży do wyrównania ciśnienia. Pomiar jest dość uciążliwy i aby był miarodajny konieczne jest spełnienie wielu różnych warunków [13].

Procedura pomiarowa w układzie zamkniętym jest prostsza, aczkolwiek konieczne jest precyzyjne umieszczenie balonika między pęcherzem płodowym, a ścianą macicy. Błędy pomiarowe mogą zostać spowodowane bezpośrednimi oddziaływaniami płodu na balonik podczas ruchu płodu. Cewnik połączony jest z przetwornikiem pomiarowym, który zmiany ciśnienia zamienia na sygnał elektryczny przetwarzany dalej w urządzeniu rejestrującym.

Pomiar ciśnienia wewnątrzmacicznego dostarcza dokładnego obrazu skurczów. Możliwe jest określenie ciśnienia podstawowego oraz dokładny pomiar częstości skurczów, ich czasu trwania i amplitudy. Ciśnienie podstawowe oraz amplituda określone są w bezwzględnych jednostkach ciśnienia – mmHg lub kPa.

Elektrohisterografia

Sygnał elektrycznej aktywności mięśnia macicy jest rezultatem sumowania się potencjałów czynnościowych komórek z określonego obszaru mięśnia. Wielkość obszaru zależna jest od rodzaju i położenia elektrod pomiarowych [14]. Elektrody mogą zostać przyłożone bezpośrednio do mięśnia macicy, lub jak w rejestracji pośredniej są przyklejane do powłok brzusznych nad monitorowanym mięśniem macicy. Z oczywistych, etycznych względów rejestracja bezpośrednia dokonywana była głównie na zwierzętach [15, 16], chociaż w latach 50-tych przeprowadzono ją u kobiet w czasie cesarskiego cięcia [17, 18]. Oczywiście alternatywą dla tokografii może być tylko pośrednia metoda rejestracji elektrycznej aktywności mięśnia macicy, czyli elektrohisterografia (EHG). Zapis elektrycznej czynności skurczowej nazywany jest elektrohisterogramem. Na rycinie 3 przedstawiono umiejscowienie elektrod pomiarowych na powłokach brzusznych ciężarnej podczas monitorowania EHG. W pracy [19] pokazano, że w wielu zapisach aktywność elektryczna macicy pojawiała się przed wzrostem ciśnienia wewnątrzmacicznego i trwała co najmniej do momentu, gdy krzywa ciśnienia osiągnęła maksimum.



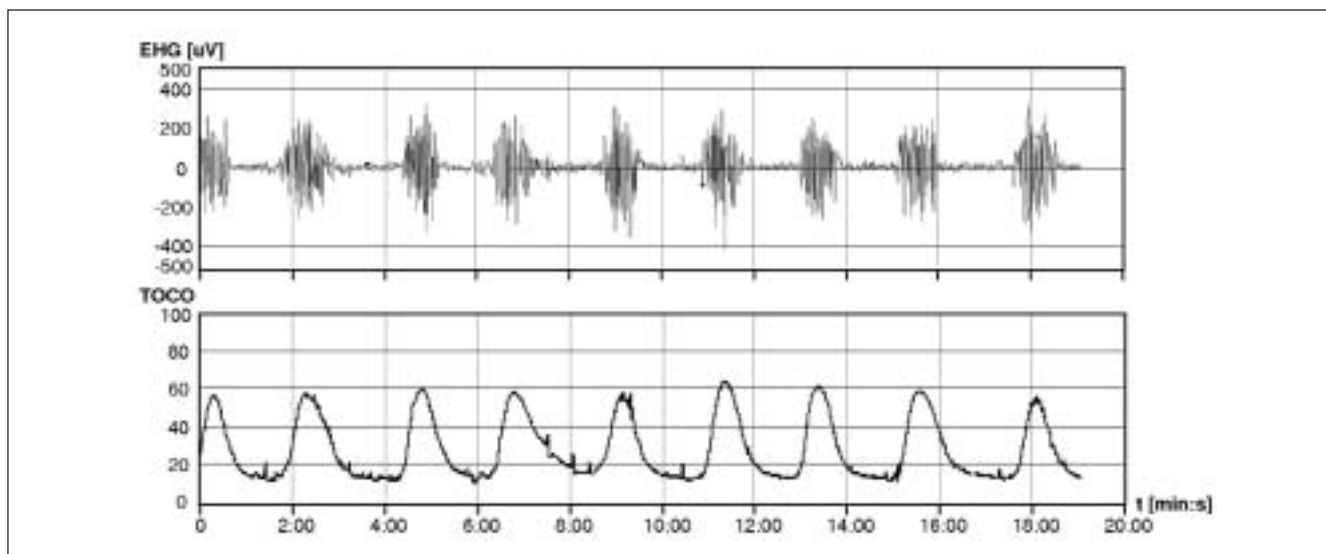
Rycina 3. Umieszczenie głowicy tokograficznej oraz elektrod do pomiaru elektrohisterogramu podczas dualnej rejestracji czynności skurczowej mięśnia macicy.

Stosując unipolarną elektrodę wewnętrzną oraz bipolarną zewnętrzną Mansour pokazał u małp [20], a potem potwierdził u kobiet [21], podobieństwo w sygnałach otrzymanych bezpośrednio z mięśnia macicy oraz z powłok brzusznych. Potwierdziło to, że czynność elektryczną mięśnia macicy można z powodzeniem rejestrować nieinwazyjnie z powłok brzusznych. Chociaż nie istnieją żadne standardy dotyczące rejestracji potencjałów czynnościowych z powłok brzusznych, to większość badaczy stosuje parę elektrod, które rejestrują sygnał różnicowy. Elektrody umieszczane są zwykle w osi pionowej ciała, poniżej pępka, w odległości około 5cm jedna od drugiej. Skurcze macicy są reprezentowane w elektrohisterogramie w postaci zespołu impulsów potencjałów czynnościowych. (Rycina 4).

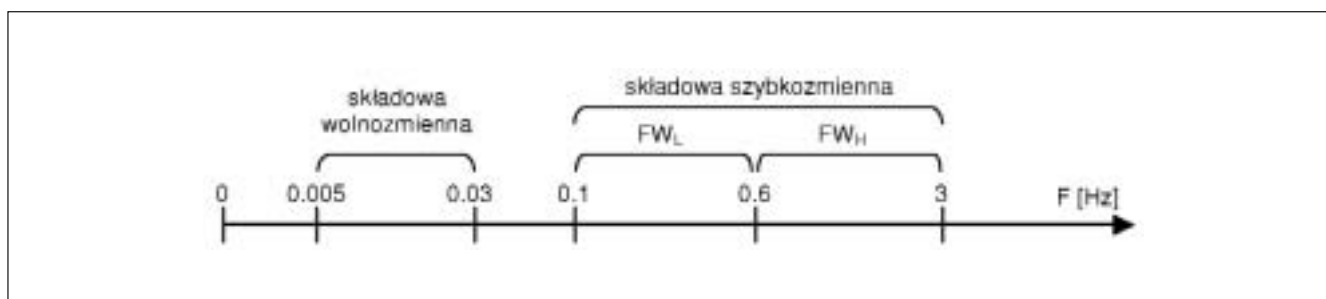
Zakres zmian amplitudy u pacjentek monitorowanych w tym samym tygodniu ciąży jest dość duży, i może zawierać się w przedziale $0,1 \div 0,5 \text{ mV}$. Im bliżej terminu porodu tym wyraźniejsze są potencjały czynnościowe, a także można zaobserwować ich synchronizację ze skurczami rejestrowanymi mechanicznie.

Współczesna wiedza na temat elektrohisterogramu pozwala na stwierdzenie, iż pasmo tego sygnału zawiera się w zakresie od 0 do 5Hz [22]. W sygnale EHG można wyróżnić dwie podstawowe składowe: wolnozmienną i szybkozmienną.

Aktywność mechaniczna i elektryczna macicy. Część I. Monitorowanie skurczów.



Rycina 4. Elektryczna (EHG) i mechaniczna (TOCO) przedporodowa aktywność mięśnia macicy.



Rycina 5. Składowe częstotliwościowe elektrycznej aktywności mięśnia macicy wg Mansour'a.

Składowa szybkozmienna opisuje bezpośrednio własności bioelektryczne mięśni. Mansour [5] wyróżnił w składowej szybkozmiennnej dodatkowe dwie składowe: FWL (<0,6Hz), która jest obecna zarówno podczas ciąży jak i porodu oraz FWH (wokół 3Hz), która jest związana z silnymi skurczami porodowymi. (Rycina 5).

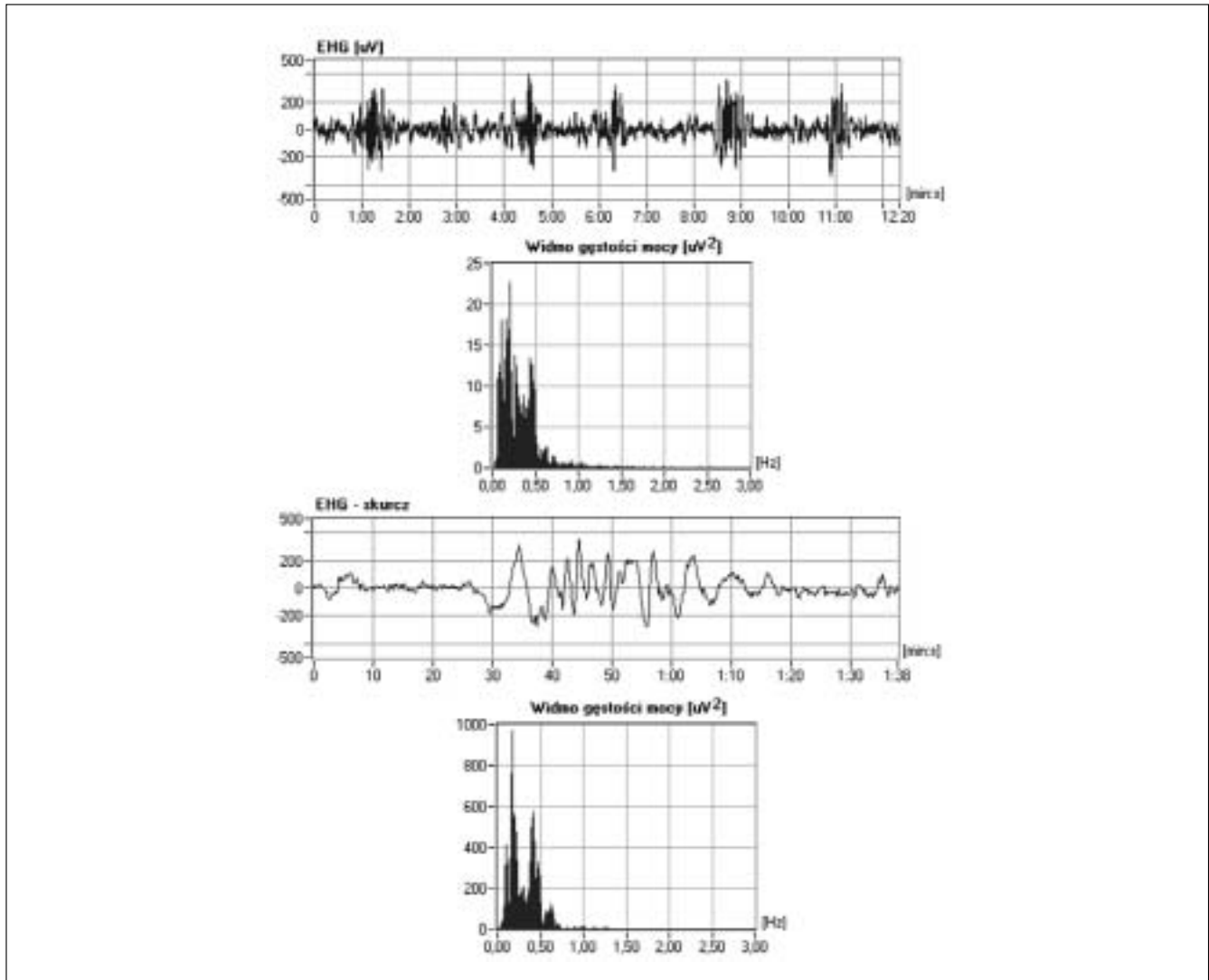
Składowa wolnozmienna reprezentuje częstość z jaką pojawia się aktywność elektryczna (impulsy potencjałów czynnościowych w elektrohisterogramie), a więc także pojawiające się w jej wyniku skurcze. Typowa, przedporodowa częstość skurczów to trzy skurcze na 10 minut, co odpowiada częstości 0,005Hz. Ostatecznie, jako użyteczne pasmo sygnału EHG należy przyjąć pasmo 0,005-3,5Hz (Rycina 6), co pozwala analizować elektrohisterogram zarówno w celu detekcji skurczów, jak również opisu własności elektrycznych mięśnia macicy.

Podsumowanie

Stosowana obecnie w położnictwie tokografia zewnętrzna stanowi rozwinięcie najprostszej, palpacyjnej metody detekcji skurczów. Technika pomiaru jest prosta, a jednocześnie wystarczająco dokładna w przypadku typowych zastosowań w okresie przedporodowym i w czasie porodu, kiedy aktywność skurczowa jest silna. To powoduje brak zainteresowania elektrohisterografią traktowaną wyłącznie jako metoda doświadczalna.

Zdaniem Markwita i wsp. [23] najbardziej fizjologiczny poród w ciągu kilku minut może stać się głęboką patologią. Dlatego jest głęboki sens prowadzenia ciągłego monitorowania kardiotokograficznego i ciągłej wnikliwej analizy sytuacji klinicznej w trakcie zaawansowanego porodu. Brak w kardiotokogramie krzywej skurczowej (np. w wyniku uszkodzenia przetwornika) sprawia, że analiza ta jest mało przydatna.

Ziętek J, et al.



Rycina 6. Charakterystyka częstotliwościowa elektrohisterogramu.

Potencjalne korzyści płynące z zastosowania nieinwazyjnej elektrohisterografii w diagnostyce klinicznej trudno jest przecenić. Elektrohisterografia, jako metoda elektryczna, pozwala na rejestrację sygnału, który zawiera pełną informację o bioelektrycznych właściwościach mięśnia macicy. Analiza elektrohisterogramu prowadzi do opisu źródła czynności skurczowej macicy, podczas gdy stosowane do tej pory mechaniczne metody rejestrują jedynie jej skutki.

Elektrohisterografię należy rozpatrywać nie tylko jako metodę alternatywną do klasycznej tokografii. Metoda ta może być stosowana praktycznie od 20 tygodnia ciąży, ponadto charakter rejestrowanego sygnału pozwala na prowadzenie dodatkowej analizy w dziedzinie częstotliwości. Powszechnie uważa się, że zewnętrzna elektrohisterografia może zastać zastosowana, np. do wykrywania zagrożenia porodem przedwczesnym.

Aktywność mechaniczna i elektryczna macicy. Część I. Monitorowanie skurczów.

**Praca naukowa finansowana ze środków na naukę
w latach 2006-2008 roku, jako projekt badawczy.
Umowa numer NN-6-283106**

Piśmiennictwo

1. Słomko Z. Biofizyczne monitorowanie w medycynie perinatalnej. Warszawa-Poznań: PWN, 1991.
2. Czekanowski R. Czynność skurczowa macicy w perinatologii. Białystok: Wydawnictwo Białowieża, Wyd. III, 1992.
3. Mansour S, Devedeux D. Uterine EMG spectral characteristics and instantaneous frequency measurement. *14th IEEE/EMBS Conference*, Paris: 1992, 6, 2602-2603.
4. Steer C, Hertsch G. Electrical activity of the human uterus in labor – the electrohysterograph. *Am J Obstet Gynecol*. 1950, 59, 25-40.
5. Bręborowicz GH, Moczko J. Analiza matematyczna kardiokograficznego zapisu czynności serca płodu. *Ginekol Pol*. 1980, 51, 9, 795-800.
6. 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.
7. Kawarabayashi T, Kishikawa T, Sugimori H. Characteristics of action potentials and contractions evoked by electrical-field stimulation of pregnant human myometrium. *Gynecol Obstet Invest*. 1988, 25, 73-79.
8. Schwalm H, Dubrauszky V. The structure of the musculature of the human uterus – muscles and connective tissue. *Am J Obstet Gynecol*. 1966, 94, 391-404.
9. Garfield R, Blennerhasset M, Miller S. Control of myometrial contractility: role and regulation of gap junctions. *Oxf Rev Reprod Biol*. 1988, 10, 436-490.
10. Alvarez H, Caldeyro-Barcia R. The normal and abnormal contractile waves of the uterus during labour. *Gynaecologia*. 1954, 138, 190-212.
11. Arduini D, Rizzo G, Rinaldo D, [et al.]. Effects of Braxton-Hicks contractions on fetal heart rate variations in normal and growth-retarded fetuses. *Gynecol Obstet Invest*. 1994, 38, 177-182.
12. Smyth C. The guard-ring tocodynamometer; absolute measurement of intra-amniotic pressure by a new instrument *J Obstet Gynaecol Br Common*. 1957, 64, 59-66.
13. Antonucci M, Pitman M, Eid T, [et al.]. Simultaneous monitoring of head-to-cervix forces, intrauterine pressure and cervical dilatation during labour. *Med Eng Phys*. 1997, 19, 317-326.
14. Graczyk S, Jeżewski J, Wróbel J. Komputerowa elektromiografia mięśnia macicy do wykrywania zagrażającego porodu przedwczesnego. III Krajowa Konferencja Komputery w Medycynie, Łódź: 1994. Materiały Konferencyjne, T.1, 183-186.
15. Kuriyama H, Suzuki H. Changes in electrical properties of rat myometrium during gestation and following hormonal treatments. *J Physiol*. 1976, 260, 315-333.
16. Lammers W, Arafat K, el-Kays A, [et al.]. Spatial and temporal variations in local spike propagation in the myometrium of the 17-day pregnant rat. *Am J Physiol*. 1994, 267, C1210-C1223.
17. Dill L, Maiden R. The electrical potentials of the human uterus in labor. *Am J Obstet Gynecol*. 1946, 52, 735-745.
18. Hon E, Davis C. Cutaneous and uterine electrical potentials in labor – an experiment. *Obstet Gynecol*. 1958, 12, 47-53.
19. Wolfs G, Rottinghuis H. Electrical and mechanical activity of the human uterus during labour. *Arch Gynak*. 1970, 208, 373-385.
20. Mansour S, Devedeux D, Germain G, [et al.]. Uterine EMG spectral analysis and relationship to mechanical activity in pregnant monkeys. *Med Biol Eng Comput*. 1996, 34, 115-121.
21. Mansour S, Duch_ne J, Germain G, [et al.]. Uterine EMG: Experimental and mathematical determination of the relationship between internal and external recordings. *13th IEEE/EMBS Conference*, Orlando: 1991, 485-486.
22. Devedeux D, Marque C, Mansour S, [et al.]. Uterine electromyography: a critical review. *Am J Obstet Gynecol*. 1993, 169, 6, 1636-1653.
23. Markwitz W, Ropacka M. Kardiokografia praktyczna. *Ginekol Pol*. 2007, 78, 414-416.