

ОЦЕНКА ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫХ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СИГНАЛА МАТОЧНОЙ АКТИВНОСТИ

Введение

Задача обнаружения и оценки параметров сигналов маточной активности (МА) при диагностике состояния плода и матери в ходе беременности имеет важное клиническое значение, так как может существенно помочь в своевременном обнаружении осложнений во время беременности и родов, в частности риска преждевременных родов.

Проблема преждевременных родов является чрезвычайно важной не только для Украины, но и для стран с высокоразвитой медициной. Несмотря на высокоэффективную и дорогостоящую систему медицинской помощи в развитых странах количество преждевременных родов постоянно растет, так в США они составляют 12 % от общего количества родов, при этом, до 75 % перинатальных смертей и более 50 % заболеваний новорожденных обусловлено преждевременными родами [1].

Используемые в настоящее время методы наблюдения за МА обладают рядом существенных недостатков, имеют невысокую точность, не абсолютно безопасны и могут применяться только в условиях клиники. Тогда как высокая информативность мониторинга МА проявляется именно при длительном наблюдении, в том числе в домашних условиях.

В ряде публикаций [2 – 4] показано, что мониторинг МА может осуществляться путем анализа электрических сигналов, наблюдаемых на поверхности живота беременной женщины (абдоминальной поверхности – АП), а параметры этих сигналов изменяются при приближении к родам [3, 5, 6]. В предыдущих работах [7, 8] разработаны алгоритмы для обнаружения сигнала маточной активности, которые учитывали его временные и частотные параметры. Показано, что при совместной обработке регистрируемого многоканального сигнала существенно возрастает вероятность правильного обнаружения сигнала маточной активности.

Цель работы – исследовать возможность определения пространственно-временных параметров сигнала маточной активности, таких как скорость и направление распространения сигнала.

Материалы и методы исследования

Сигнал маточной активности является частью абдоминального сигнала, т.е. сигнала регистрируемого на поверхности живота беременной. Абдоминальный сигнал представляет собой сложную смесь сигналов электрокардиограммы матери (ЭКГМ), электрокардиограммы плода (ЭКГП), сигнала маточной активности (МА), миографических сигналов мышц, а также разного рода шумов и помех. Предметом настоящей работы является регистрация, обработка и оценка параметров сигнала МА.

Поскольку сигнал маточной активности имеет биоэлектрическую природу, при описании его формирования и распространения в проводящих средах используется концепция источников токов с объемной плотностью $J_v(x, y, z, t)$. Источники возникают в силу биоэлектрической активности мышечных клеток и преобразования энергии в них из химической в электрическую форму. Каждый элементарный биоэлектрический источник представляет собой элементарный диполь, а суммарная плотность тока источника от всех элементарных диполей является интегралом по всему объему источника [9].

Основным соотношением, связывающим электрические потенциалы в проводящей среде и на ее поверхности с плотностью тока источника, является уравнение Пуассона

$$-\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma_x \frac{\partial \phi(x, y, z, t)}{\partial x} \right) - \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma_y \frac{\partial \phi(x, y, z, t)}{\partial y} \right) - \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma_z \frac{\partial \phi(x, y, z, t)}{\partial z} \right) = J_v(x, y, z, t), \quad (1)$$

где $J_v(x, y, z, t)$ – объемный источник тока с координатами x, y, z ; $\phi(x, y, z, t)$ – потенциал в точке наблюдения; σ_{xyz} – проводимость среды в точке с координатами x, y, z .

Решение уравнения Пуассона в интегральном виде для однородной среды выглядит следующим образом:

$$U(\vec{r}, t) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_{V'} \frac{-\text{div}\vec{J}(\vec{r}', t)}{|\vec{r} - \vec{r}'|} dV', \quad (2)$$

где $U(\vec{r}, t)$ – интегральное значение электрического потенциала в точке наблюдения; \vec{r} – расстояние между источником и точкой наблюдения.

Таким образом, электрический потенциал в точке наблюдения (сигнал МА) представляет собой сумму потенциалов, обусловленных возбуждением клеток (потенциалов действия – ПД), находящихся в непосредственной близости от этой точки. Пространственно-временная структура сигнала МА проявляется в следующем. С приближением родов в ткани миометрия формируются электрические пути с низким сопротивлением (щелевые соединения), что позволяет электрической активности в форме потенциалов действия свободно распространяться от клетки к клетке, тем самым вызывая маточные сокращения [3]. Насколько координированное и сильное сокращение при этом возникает (что может быть показателем готовности к родам) зависит от скорости и направления распространения возбуждения, а также от количества клеток, вовлеченных в сокращение.

Поскольку область возбуждения миометрия перемещается, соответственно движется по абдоминальной поверхности и фронт сигнала возбуждения, и в каждой точке АП будет наблюдаться похожий по форме, но сдвинутый по времени сигнал. Наблюдая эти сигналы с использованием набора электродов с известными межэлектродными расстояниями, можно определить скорость и направление распространения этого сигнала.

Для синтеза алгоритма измерения скорости распространения сигнала МА по АП, определим условия наблюдения. Будем полагать, что наблюдение сигнала МА на АП выполняется с использованием многоэлементной прямоугольной эквидистантной решетки электродов. Полагаем также, что задача обнаружения сигнала МА решена, и наблюдаемый на электродах сигнал содержит фрагмент вспышки МА и помеху в виде (в первом приближении) пространственно некоррелированного нормального белого шума одинаковой на всех электродах интенсивности. Считаем, что сигнал МА имеет априорно неизвестную форму и сдвинут по времени на каждом электроде за счет конечной скорости распространения по АП волны возбуждения, что можно наблюдать на реальных сигналах (рис.1 – фрагмент реального 16-канального сигнала). Наконец, будем полагать, что фронт волны возбуждения является плоским.

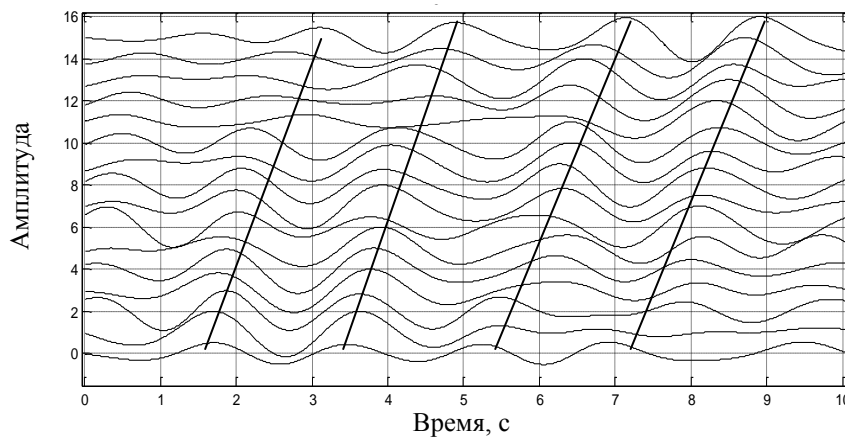


Рис. 1

Требуется: по наблюдаемым на решетке электродов сигналам определить направление и скорость распространения сигнала МА (так называемый вектор \vec{CV} – скорость проведения), который является маркером риска преждевременных родов. Постановка задачи иллюстрируется рис. 2 [10].

Поскольку сигнал МА на АП наблюдается в присутствии помех, задача должна решаться в рамках теории статистических решений, например с использованием метода максимального правдоподобия (ММП).

Запишем уравнение наблюдения. Полагаем, что обработка будет выполняться в дискретной форме, тогда сигнал, наблюдаемый на ij -м электроде решетки, можно записать, как

$$x_{ij}(n) = s(n - \tau_{ij}) + w_{ij}(n). \quad (3)$$

Здесь $w_{ij}(n)$ – помеха типа нормального белого шума, статистически независимого на каждом приемном электроде; τ_{ij} – задержка сигнала (в отсчетах частоты дискретизации) на ij -м электроде; $s(n)$ – форма наблюдаемого сигнала, одинаковая на всех электродах;

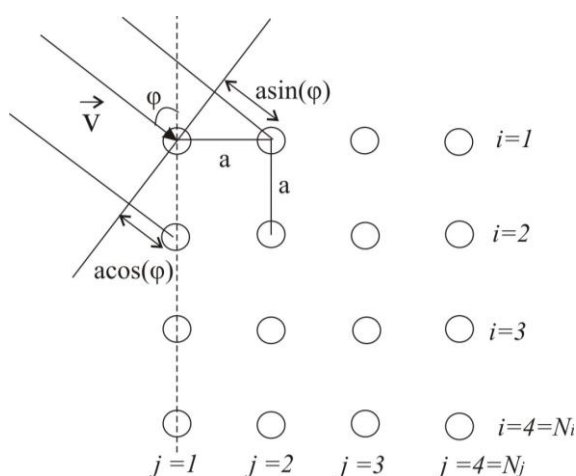


Рис. 2

Межэлектродная задержка распространения сигнала по горизонтальной и вертикальной оси решетки τ_{ij} определяется двумя показателями – направлением и скоростью распространения волны МА [10], при этом горизонтальная задержка составит

$$\tau_i = f_s \cdot \frac{a}{v} \cos(\varphi) \quad (4)$$

и вертикальная

$$\tau_j = f_s \cdot \frac{a}{v} \sin(\varphi), \quad (5)$$

где f_s – частота дискретизации; a – межэлектродное расстояние; v – скорость проведения; φ – угол падения волны по отношению к вертикальной оси решетки.

Вследствие предположения о плоской волне распространения сигнала задержки τ_i, τ_j будут одинаковыми для каждой пары электродов в соответствующем направлении. В этом случае уравнение наблюдения можно записать так:

$$x_{ij}(n) = s(n - (i-1)\tau_i - (j-1)\tau_j) + w_{ij}(n). \quad (6)$$

Таким образом оценка направления и скорости распространения сигнала МА по АП может быть сведена к оценке величин задержек τ_i, τ_j .

Оптимальные по критерию максимума апостериорной вероятности оценки (байесовские оценки) находятся путем максимизации плотности вероятности $p((\tau_i, \tau_j) | x_{ij}(n), s(n))$ при условии, что наблюдается многоканальный сигнал $x_{ij}(n)$ и форма сигнала $s(n)$ известна. Полагая, что $p(\tau_i, \tau_j)$ имеет равномерное распределение, максимуму $p((\tau_i, \tau_j) | x_{ij}(n), s(n))$ соответствует максимум функции правдоподобия $p(x_{ij}(n) | (\tau_i, \tau_j), s(n))$ [11].

Запишем выражение для функции правдоподобия (ФП):

$$p(x_{ij}(n) | (\tau_i, \tau_j), s(n)) = \frac{1}{(2\pi)^2 \sigma_{ij}^2} \cdot e^{\left(\frac{-\sum_{n=1}^N (x_{ij}(n) - s(n - (i-1)\tau_i - (j-1)\tau_j))^2}{2\sigma_{ij}^2} \right)}. \quad (7)$$

Поскольку нас интересует не абсолютное значение, а только положение максимума ФП, можно искать положение экстремума функции, однозначно связанной с ФП, например ее логарифма:

$$\ln(p(x_{ij}(n) | (\tau_i, \tau_j), s(n))) = \ln \left(\frac{1}{(2\pi)^2 \sigma_{ij}^2} \right) - \frac{\sum_{n=1}^N (x_{ij}(n) - s(n - (i-1)\tau_i - (j-1)\tau_j))^2}{2\sigma_{ij}^2}. \quad (8)$$

В итоге максимуму ФП в случае наблюдения на фоне нормального белого шума соответствует минимум функции потерь:

$$\varepsilon^2(\tau_i, \tau_j, s(n)) = \sum_{i=1}^{N_i} \sum_{j=1}^{N_j} \sum_{n=1}^N \left[x_{ij}(n) - s(n - (i-1)\tau_i - (j-1)\tau_j) \right]^2. \quad (9)$$

В выражение (9) входит неизвестный параметр – априорно неизвестная форма наблюдаемого сигнала $s(n)$. Избавиться от неизвестного параметра в ФП можно двумя способами. Первый – путем интегрирования выражения для ФП по всем возможным значениям $s(n)$, полагая его равномерно распределенным. Второй способ – найти оценку МП для $s(n)$ и подставить ее в выражение для ФП или функции потерь [11, 12]. Воспользуемся вторым подходом. Квазиравдоподобной оценкой МП для $s(n)$ является среднее (опорный сигнал):

$$\hat{s}(n) = \frac{1}{N_i N_j} \sum_{k=1}^{N_i} \sum_{m=1}^{N_j} x_{ij}(n + (k-1)\tau_i + (m-1)\tau_j). \quad (10)$$

Тогда выражение для функции потерь примет вид

$$\varepsilon^2(\tau_i, \tau_j) = \sum_{i=1}^{N_i} \sum_{j=1}^{N_j} \sum_{n=1}^N \left[x_{ij}(n) - \frac{1}{N_i N_j} \sum_{\substack{k=1, m=1, \\ k \neq i, m \neq j}}^{N_i, N_j} x_{ij}(n + (k-i)\tau_i + (m-j)\tau_j) \right]^2. \quad (11)$$

Минимизируя (11) по τ_i и τ_j и используя выражения (4), (5), получим оценки скорости проведения и направления распространения сигнала.

Замечание. Алгоритм записан в дискретном виде, поэтому измеряемые величины τ_i, τ_j зависят от частоты дискретизации сигнала. Поскольку сигнал МА низкочастотен (от 0,1 до 3 Гц), то частота дискретизации сигнала $s(n)$ может браться достаточно низкой – 10... 20 Гц, при этом точность измерения задержек τ_i, τ_j будет невысокой. Устранить эту зависимость

можно двумя способами. Первый – дискретизовать сигнал с заведомо более высокой частотой f_s , чтобы величина ошибок дискретизации была меньше величины шумовой ошибки. Или воспользоваться равенством Парсевала, из временной перейти в частотную область [10, 12] и находить непрерывные оценки в спектральной области.

Результаты и обсуждение

Для исследования возможности определения пространственных характеристик сигнала МА и оценки СВ в городском перинатальном центре Харькова с согласия участвующих в эксперименте пациенток с использованием 24-канального усилителя биопотенциалов и программы НЕЙРОКОМ были записаны реальные многоканальные сигналы (20 каналов). Фрагмент такого сигнала показан на рис. 3.

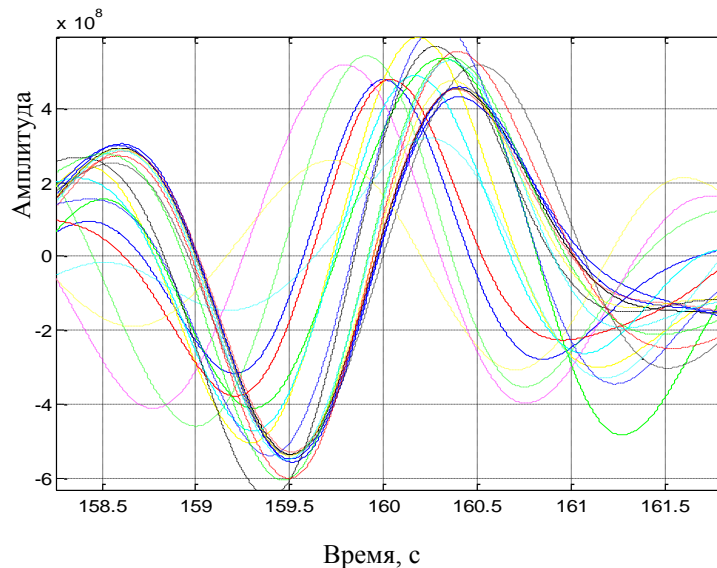


Рис. 3

Кроме этого в работе использовался пакет из 122 аннотированных 16-канальных абдоминальных сигналов международной базы электрофизиологических сигналов Physio.net (рис. 4) продолжительностью от 8 до 85 минут и частотой дискретизации 200 Гц. Обработка сигналов выполнялась с использованием оригинальной МАТЛАБ программы и включала процедуры чтения многоканального сигнала, его предварительную обработку, обнаружение эпизодов вспышек МА и оценку величины СВ внутри вспышки.

На рис. 5 показан фрагмент исходного 16-канального сигнала МА и сигнала со скомпенсированными временными задержками для формирования опорного сигнала (10).

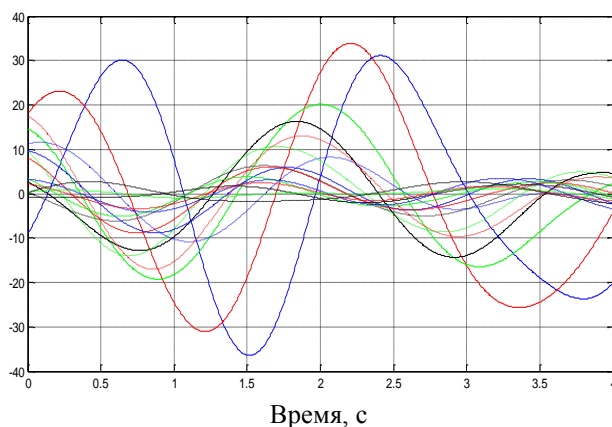


Рис. 4

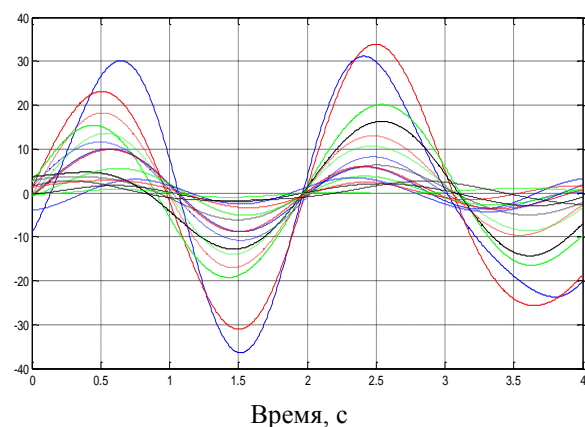


Рис. 5

Полученные предлагаемым методом оценки скорости проведения СВ для использованных в работе сигналов составили 2,6 – 8 см/с, а углы падения сигнала в большинстве своем попадали в диапазон 20°–80°, что соответствует значениям [6].

Заключение

Исследована возможность определения пространственно-временных параметров электрического сигнала маточной активности, регистрируемого на абдоминальной поверхности беременной женщины. Для этого использовался способ пространственно-временной обработки, основанный на использовании метода максимального правдоподобия и обобщенной пространственно-временной модели сигнала. Найденные данным методом оценки скоростей проведения совпадают со значениями, встречаемыми в литературе, что позволяет сделать заключение о возможности нахождения данных параметров и необходимости дальнейшего развития методов их определения.

Список литературы: 1. *Deaths: Final data for 2004* / A.M. Minino, M.P. Heron, S.L. Murphy, K.D. Kochanek // National Vital Statistics Reports. – 2007. – Vol. 55. – № 19. – 120 pp. 2. *Monitoring uterine activity during labor: a comparison of 3 methods* / T. Y. Euliano, [et al.] // American Journal of Obstetrics & Gynecology. – 2013. – Vol. 208. – № 1. – P. 61-66. 3. *Estimation of internal uterine pressure by joint amplitude and frequency analysis of electrohysterographic signals* / C. Rabotti, M. Mischi, J. O. van Laar, G. S. Oei, J. W. Bergmans // Physiological Measurement. – 2008. – Vol. 29. – № 7. – P. 829–841. 4. *Uterine activity monitoring during labour—a multi-centre, blinded two-way trial of external tocodynamometry against electrohysterography* / J. Reinhard, [et al.] // Zeitschrift für Geburtshilfe und Neonatologie. – 2011. – Vol. 215. – № 5. – P. 199–204. 5. *Accuracy of frequency-related parameters of the electrohysterogram for predicting preterm delivery: a review of the literature* / M. P. Vinken, C. Rabotti, M. Mischi, S. G. Oei // Obstetrical & Gynecological Survey. – 2009. – Vol. 64. – № 8. – P. 529–541. 6. *Automated conduction velocity analysis in the electrohysterogram for prediction of imminent delivery: a preliminary study* / H. de Lau, [et al.] // Computational and Mathematical Methods in Medicine. – 2013. – Vol. 2013. – 7 p. 7. *Shulgin, V. Electrohysterographic signals processing for uterine activity detection and characterization* / V. Shulgin, O. Shepel // Proceedings of the IEEE 34th International Scientific Conference on electronics and nanotechnology ELNANO-2014. – Kyiv, 2014. – P. 269 – 272. 8. *Антончик, О.Н. Пространственно-временная обработка абдоминального электромиографического сигнала* / О.Н. Антончик // Тезисы докладов Всеукраинской научно-технической конференции "Интегрированные компьютерные технологии в машиностроении ИКТМ-2014". – Харьков : ХАИ, 2014. – Т.2. – С. 128. 9. *Mamivuo, J. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields* / J. Mamivuo, R. Plonsey. – New York: Oxford University Press. – 1995. – 600 p. 10. *Rabotti, C. Two-dimensional estimation of the electrohysterographic conduction velocity* / C. Rabotti, M. Mischi // 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS. – Buenos Aires, Argentina, 2010. – P. 4262-4265. 11. *Репин, В.Г. Статистический синтез при априорной неопределенности и адаптация информационных систем* / В. Г. Репин, Г. П. Тартаковский. – М. : Сов. радио, 1977. – 432 с. 12. *Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays* / D. Farina, [et al.] // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2001. – Vol. 39. – P. 225-236.

Национальный аэрокосмический университет
имени Н.Е. Жуковского «ХАИ»

Поступила в редколлегию 03.04.2016