

В.И. ШУЛЬГИН, канд. техн. наук, проф., НАУ "ХАИ", Харьков,
О.Н. АНТОНЧИК, асп., НАУ "ХАИ", Харьков

СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ПЛОДА И МАТЕРИ В ХОДЕ БЕРЕМЕННОСТИ

Рассматривается новая технология осуществления мониторинга состояния матери и плода в ходе беременности, основанная на обработке электрических сигналов, регистрируемых на поверхности тела беременной женщины в абдоминальной области (технология абдоминального мониторинга). Показаны алгоритмы обработки многоканального абдоминального сигнала для выделения и измерения параметров ЭКГ плода и маточной активности. Предложена общая структурная схема, объединяющая все эти алгоритмы в систему. Ил.: 3. Библиогр.: 24 назв.

Ключевые слова: абдоминальный мониторинг, ЭКГ плода, маточная активность, электрические сигналы.

Постановка проблемы. Гипоксия плода и преждевременные роды составляют наиболее серьезные проблемы протекания беременности, и статистика этих нарушений во всем мире, к сожалению, имеет тенденцию к росту [1]. Своевременная диагностика и постоянный мониторинг состояния матери и плода в ходе беременности позволяют существенно снизить риски, связанные с этими нарушениями.

Действующие на сегодняшний день протоколы наблюдения за течением беременности основаны на применении ультразвука (УЗИ, КТГ), но они имеют ряд недостатков, и, к тому же, не абсолютно безопасны [2]. В связи с этим не прекращается поиск новых, более точных и безопасных методов мониторинга системы мать/плод.

Альтернативой ультразвуковым методам мониторинга плода и маточной активности (МА) может служить, так называемый, абдоминальный мониторинг – новая технология, быстро развивающаяся в последние годы, и основанная на обработке электрических потенциалов микровольтового диапазона, регистрируемых на поверхности тела беременной женщины в абдоминальной области [3]. Технология является абсолютно безопасной, пассивной, то есть не связанной с какими-либо излучениями, воздействующими на плод, может применяться в течение продолжительных интервалов времени (суточный и многосуточный мониторинг) как в условиях клиники, так и на дому. Однако она требует разработки сложных алгоритмов обработки многоканальных биоэлектрических сигналов, а также устройств регистрации и беспроводной передачи этих сигналов.

Анализ литературы. Анализ публикаций, посвященных

разработке методов и технических средств, обеспечивающих решение поставленной проблемы показывает, что основными методами изучения сердечного ритма плода, показатели которого отражают наличие гипоксии, являются: ультразвуковая доплерография (УЗ) [2, 4], кардиотокография (КТГ) [5], фонокардиография (ФКГ) [6], магнитокардиография (МКГ) [7], и электрокардиография (ЭКГ) [8 – 12]. Стандартами клинического применения на сегодня являются методы, базирующиеся на УЗ и КТГ. Не останавливаясь на причинах доминирования этих методов, назовем их главные недостатки.

Во-первых, обеспечиваемая ими точность определения сердечного ритма плода недостаточна для детального анализа ("beat to beat" – от удара к удару) характера и вариабельности сердечного ритма (ВСР).

Во-вторых – крайне нежелательна многократная и длительная регистрация из-за возможного неблагоприятного воздействия ультразвукового излучения на развивающийся плод. На самом деле, влияние ультразвука на организм еще не до конца изучено, и многими специалистами высказываются сомнения в его абсолютной безвредности. Во многих же случаях для получения достоверных результатов требуются продолжительные интервалы мониторинга сердечной активности плода (до часа и более).

Новым методом количественного анализа сердечного ритма плода является, так называемая, абдоминальная электрокардиография плода (ЭКГП), выполняемая посредством наложения электродов на переднюю брюшную стенку беременной женщины, регистрации и выделения ЭКГП из сложной смеси сигналов, регистрируемых на теле матери, и ее анализа. Однако этот способ требует использования достаточно сложных методов обработки регистрируемых сигналов, поскольку ЭКГП в этом случае имеет чрезвычайно низкий уровень, и наблюдается на фоне большого числа помех, артефактов и значительно более высоковольтной электрокардиограммы матери (ЭКГМ). В то же время метод абсолютно безопасен для матери и плода и сравнительно прост в практическом применении. Более того, данный метод позволяет осуществлять многократный и долговременный мониторинг ЭКГП в домашних условиях для пациенток с высокой степенью риска, что вообще невозможно при использовании УЗ-методов наблюдения. Наконец, электрокардиография плода позволяет производить анализ не только ритма, но и дополнительно – морфологических показателей ЭКГП, таких как PR- и PQ-интервалы, ширина QRS-комплекса, изменения T-волны и ST-сегмента, что может обеспечить дополнительную информацию о состоянии сердца плода.

К сожалению, технология электрокардиографического мониторинга плода еще не вошла в медицинскую практику, в том числе в Украине, где

о ней практически не знают. Анализ публикаций последних лет свидетельствует о том, что в Украине подобные работы на сегодняшний день практически не ведутся, или находятся на начальной стадии. Поэтому, чрезвычайно актуальными являются исследования с целью разработки аппаратуры для многоканальной регистрации ЭКГП, эффективных методов и алгоритмов обработки сигналов, регистрируемых при абдоминальной электрокардиографии плода, разработки программных средств для выделения и анализа ЭКГ-сигналов матери и плода и оценки состояния системы "мать – плод".

Вторая сторона обсуждаемой проблемы – методы и средства измерения уровня маточной активности, в том числе – с целью оценки степени риска преждевременных родов. Традиционной технологией для мониторинга МА во время беременности и родов в настоящее время является внешняя токография [5]. Она осуществляется при помощи тензометрических датчиков, размещенных на абдоминальной поверхности беременной при помощи эластичного пояса и фиксирующих механические напряжения, обусловленные маточными сокращениями. Однако, поскольку это не прямое механическое измерение, то сигнал, полученный при помощи внешней токографии, имеет довольно низкую чувствительность по отношению к МА.

Проводимые в последние годы исследования [13 – 17] показывают, что наблюдаемый на абдоминальной поверхности (АП) миографический сигнал МА может служить хорошим инструментом для контроля сократительной активности в ходе беременности и родов, так же как для обнаружения патологических сокращений, ведущих к преждевременным родам [13, 15, 16]. В качестве признаков, характеризующих различие абдоминальных сигналов при беременности и родах, рассматривались их спектральные характеристики [14, 16]. В недавних публикациях [17], кроме этого, представлены результаты исследований, показывающих существенное изменение при приближении к родам пространственных характеристик ЭГГ сигнала, таких, как направление и скорость распространения электрической активности (скорость проведения – CV), которая может определяться на основе анализа многоканального сигнала, наблюдаемого на абдоминальной поверхности беременной женщины. Существующий аппарат теории статистического оценивания позволяет получить регулярные алгоритмы оценок частоты и скорости проведения, потенциально пригодные для клинического применения.

Цель статьи. Настоящая работа посвящена вопросам цифровой обработки многоканального абдоминального сигнала с целью выделения и оценки параметров сигналов ЭКГ матери, ЭКГ плода, а также сигнала МА. Проводимые в этой области работы имеют конечной целью

создание отечественной системы не ультразвукового мониторинга матери и плода в ходе беременности.

Основной раздел. Технология абдоминального мониторинга в самом общем виде состоит в следующем. На абдоминальную поверхность (переднюю брюшную стенку) беременной женщины накладываются электроды, с помощью которых в различных точках АП производится регистрация электрических сигналов. Снимаемый с электродов многоканальный электрический сигнал содержит множество информативных и мешающих компонент – ЭКГ матери, ЭКГ плода, сигналы миографической активности матки (МА), сетевую и мышечную помеху, артефакты двигательной активности матери и плода, и т.д. Упрощенная схема абдоминального мониторинга приведена на рис. 1.

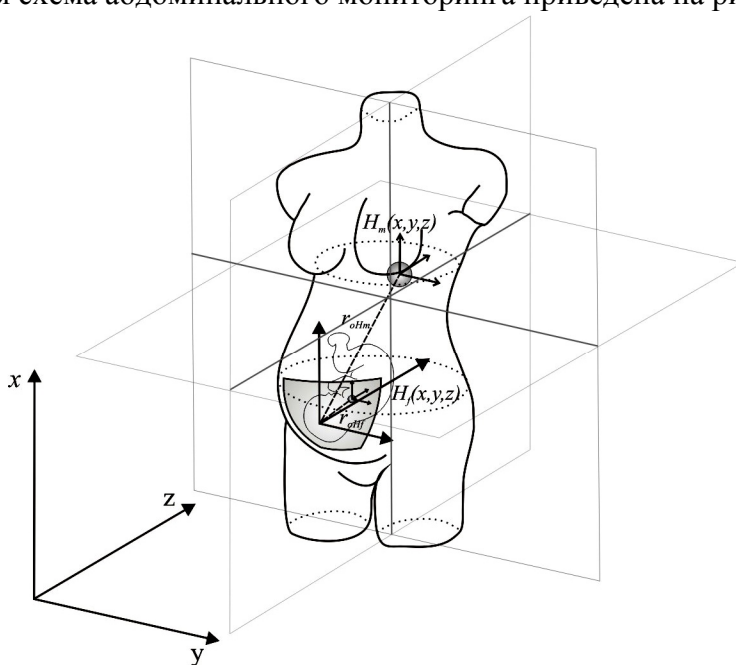


Рис. 1. Обобщенная схема абдоминального мониторинга

Для решения задач, связанных с выделением из наблюдаемой на АП смеси сигналов и помех необходимой для диагностики информации, в первую очередь, необходимо определить пространственно-временную модель наблюдаемого на АП сигнала.

Пространственно-временная модель абдоминального сигнала. Информативные компоненты абдоминального сигнала имеют биоэлектрическую природу, при описании их 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 нервных и 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 [18]. 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; $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – проводимости среды в направлениях x, y и z соответственно. Решение уравнения Пуассона в общем виде для однородной среды выглядит следующим образом:

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

где $U(r,t)$ – значение электрического потенциала в точке наблюдения; σ – проводимость; $|\vec{r}-\vec{r}'|$ – расстояние между источником и точкой наблюдения; $\vec{J}(\vec{r}',t)$ – ионный ток; V' – объём источника тока.

Согласно выражению (2) для точечного и достаточно удаленного от области наблюдения источника (это справедливо для источников ЭКГМ и ЭКГП) изменение $U(r,t)$ и $J_v(x,y,z,t)$ в различных точках АП происходит синхронно (без задержки по времени). В этом случае поле $U(r,t)$ хорошо описывается с использованием простой дипольной модели Бергера и Ван Милана [18]. Для объемного источника МА, расположенного в непосредственной близости от области наблюдения (что соответствует модели электрической активности мышечной ткани [17]) поле $U(r,t)$ в точке наблюдения будет определяться, в основном, влиянием области возбуждения, находящейся в данный момент в непосредственной близости от этой точки. С перемещением области возбуждения миометрия со скоростью V_{xyz} , с такой же скоростью по АП будет перемещаться фронт волны МА. При этом направление и скорость распространения этой волны являются диагностически важными.

Спектральные характеристики компонент абдоминального сигнала. Сложность задачи обработки сигналов при абдоминальном

мониторинге определяется еще и тем, что все полезные и помеховые компоненты абдоминального сигнала имеют в значительной степени перекрывающиеся спектры – рис. 2.

Так, спектр ЭКГМ сосредоточен в основном в диапазоне частот 0,1 – 100 Гц, ЭКГП – в диапазоне 1 – 100 Гц, сигнала МА – 0,2 – 1 Гц, спектр артефактов движения – 0,1 – 10 Гц, электрической миографической активности мышц (ЭМГМ) – 10 – 100 Гц, сетевой помехи – $m(50 \pm 2 \text{ Гц})$, $m = 1, 2, \dots, 5$. При этом уровень полезного сигнала и помех в точках наблюдения неизвестен, а помехи в различных точках АП могут считаться статистически независимыми.

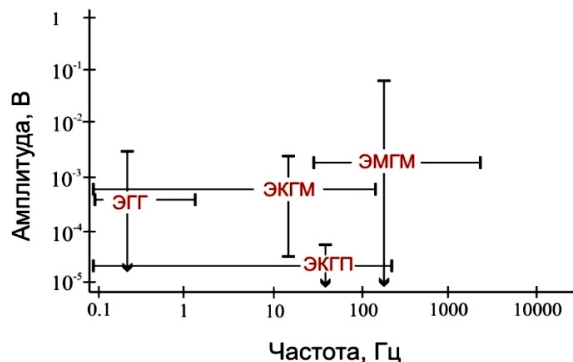


Рис. 2. Частотный состав абдоминального сигнала

Структурная схема обработки сигнала в системе абдоминального мониторинга. С учетом состава и характера регистрируемого на АП многоканального сигнала (наблюдения), его обработка в программе представляет собой многошаговую итеративную процедуру, включающую следующие этапы – рис. 3.

1. *Предварительная обработка (адаптивная фильтрация* – рис. 3 а, б). Выполняется для уменьшения уровня помех в регистрируемом многоканальном сигнале (НЧ электродных артефактов, сетевой помехи и миографических шумов), а также для разделения полезных сигналов на основе различий их спектров (ЭКГМ, ЭКГП – с одной стороны, и сигнал МА – с другой).

Несмотря на более высокую эффективность методов нелинейной обработки (медианные или α -урезанные фильтры), фильтрация производится с применением адаптивных линейных методов, поскольку нелинейные операции существенно снижают качество процедур разделения сигналов на основе их статистической независимости (ИСА), используемых при выделении ЭКГП [19 – 21].

Одним из промежуточных шагов предварительной обработки является первичное обнаружение ЭКГМ, формирование усредненного

комплекса и удаление из наблюдаемой смеси компоненты ЭКГМ. Эта операция существенно повышает эффективность фильтрации сетевой помехи и НЧ артефактов. Проведенные на модели, а также в большом числе реальных сигналов исследования показали высокую эффективность метода. При этом он обеспечивает наименьшую степень искажений низкочастотных составляющих ЭКГ-сигнала, наилучшее сохранение его морфологии из всех протестированных нами методов, а также полное отсутствие переходных процессов в виде "звона" при фильтрации сетевой помехи. В результате предварительной обработки регистрируемый сигнал разделяется на две многоканальных компоненты, одна из которых содержит сигналы ЭКГП и ЭКГМ, вторая – сигналы МА, дальнейшая обработка которых производится независимо друг от друга.

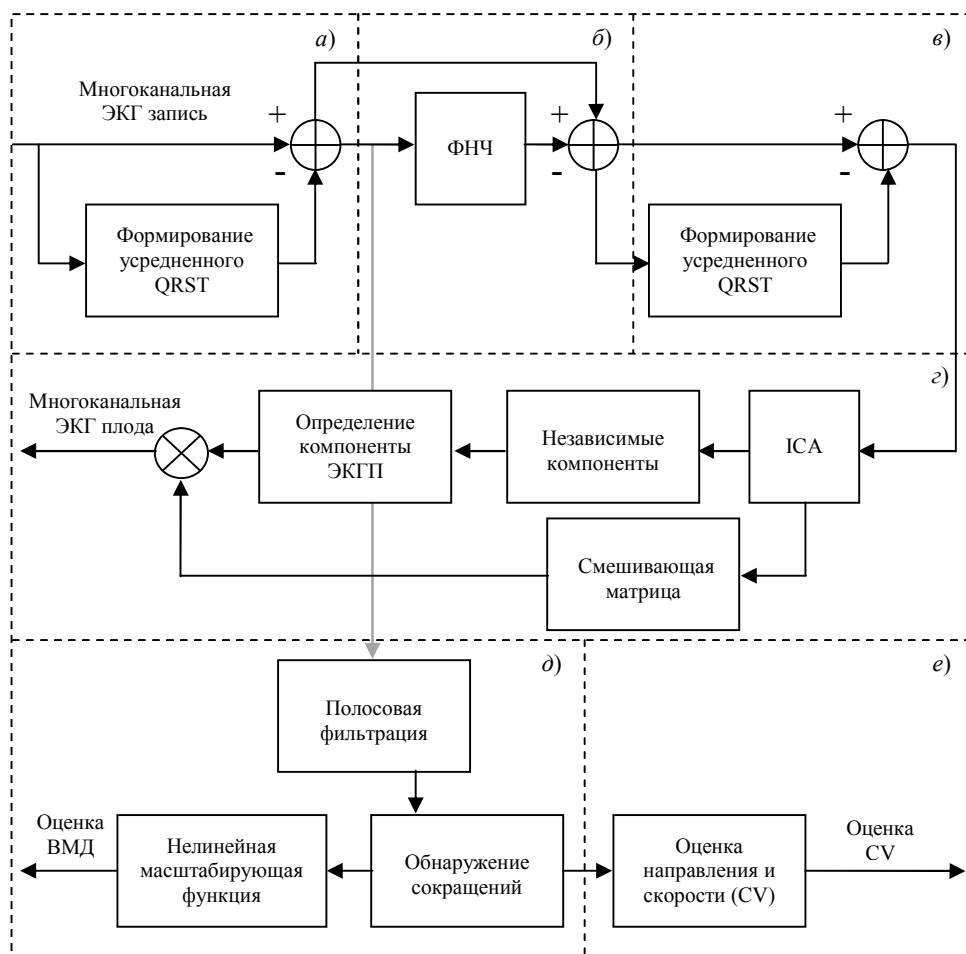


Рис. 3. Структурная схема обработки абдоминального сигнал

2. *Удаление материнской ЭКГ* (рис. 3, в). В связи с подобием спектральных и временных характеристик ЭКГП и ЭКГМ их разделение должно производиться на основе некоторого признака, различающего эти два источника. Таким признаком может служить их статистическая независимость, а математическим аппаратом для разделения – методы на основе анализа независимых компонент (ICA) [19, 20]. К сожалению, процедура ICA (разделения сигналов на компоненты) требует соблюдения условия – число наблюдений должно быть больше или равно числу компонент, в противном случае качество разделения существенно ухудшается, причем, в тем большей степени, чем больше компонент содержится в наблюдении [21]. В связи с этим желательно до выполнения процедуры разделения удалить из наблюдений сигналы, характеристики которых можно определить с достаточно высокой точностью, например – квазидетерминированный сигнал ЭКГМ. Поэтому следующим шагом обработки является повторное формирование усредненного комплекса ЭКГМ (на базе уже профильтрованного сигнала, не содержащего сетевой помехи и НЧ помех), и его вычитание из абдоминальной смеси. Операция может выполняться как непосредственно над наблюдениями, так, что еще более эффективно – при переходе к составляющим их компонентам. В этом случае она выглядит следующим образом: с учетом известных моментов сердечных сокращений ЭКГМ над многоканальным абдоминальным сигналом производится операция π СА [22], выделяющая компоненты ЭКГМ по критерию максимальной периодичности, формируется усредненный комплекс компонент ЭКГМ, последний вычитается из собственно компонент, и над остатком выполняется обратная операция π СА. В результате получаем сигнал, в котором практически полностью отсутствует ЭКГМ.

3. *Выделение и обработка ЭКГП* (рис. 3, г). Является наиболее ответственным и сложным этапом при анализе ритма и морфологии ЭКГП. Общепринятым подходом к выделению электрокардиограммы плода из абдоминальной смеси в последнее время считается применение методов "слепого разделения источников – BSS" [23], основанных на анализе главных компонент (РСА) или независимых компонент (ICA), и представляющих собой алгебраические методы совместного оценивания ненаблюдаемых компонент по наблюдаемой смеси сигналов, а также матрицы смешивания этих компонент. Этот подход был принят для выделения ЭКГП и нами. При этом наилучший эффект был получен при использовании таких алгоритмов, как RunICA (при работе программы в режиме реального времени), а также JADE, SOBI и π СА (при постобработке сигнала). Процедура ICA применялась к остаточному (за вычетом ЭКГМ) сигналу, после применения к нему фильтрации в полосе

примерно 15 – 100 Гц, которая, как показали исследования на большом числе записей, обеспечивает наилучшее соотношение сигнал/шум при выделении ЭКГП. Поскольку программа абдоминального мониторинга предназначена для клинического применения, в ней предусмотрено автоматическое распознавание выделенной компоненты (компонент) ЭКГП. В качестве компоненты ЭКГП автоматически выбирается компонента с максимальной периодичностью, при этом вероятность правильного распознавания при достаточном для выделения компоненты отношении сигнал/шум составляет не менее 90%. В случае неправильного распознавания, наличия нескольких компонент ЭКГП или при двойне, программа дает возможность выбрать нужную компоненту вручную.

В результате выделения компоненты ЭКГП и определения моментов сердечных сокращений плода, в дополнение к уже имеющимся параметрам ЭКГМ, появляется возможность воспользоваться байесовским подходом к фильтрации – использовать более полную априорную информации о фильтруемом сигнале, полученную на предыдущих этапах обработки [19, 20, 24].

4. Выделение сигнала маточной активности и оценка величины внутриматочного давления (ВМД) (рис. 3, д). Сигнал маточной активности можно рассматривать, как мультипликацию быстрых волн (потенциалов движения) с частотой от 0,1 Гц до 3 Гц и медленных волн (сокращений, которые можно увидеть на КГТ) с частотой от 0,005 Гц до 0,03. На ранних сроках беременности медленная волна отсутствует, а с приближением родов она начинает появляться сначала с небольшими частотой и амплитудой, а затем с более высокими. Таким образом, на поздних сроках беременности сигнал маточной активности представляет собой амплитудно-модулированное колебание с огибающей, соответствующей внутриматочному давлению [3]. Поэтому простейшим решением задачи детектирования МА является использование алгоритма типа амплитудной демодуляции.

Первыми этапами обработки, как и при обнаружении ЭКГП, является удаление сетевой помехи и ЭКГМ. Далее, остаточный сигнал в каждом канале подвергается полосовой фильтрации в полосе 0,3 – 0,8 Гц. Следующим шагом является формирование модуля сигнала и его сглаживание при помощи НЧ фильтра с частотой среза 0,0166 Гц, и сравнение с адаптивным порогом. Поскольку связь между уровнем МА и искомой величиной ВМД носит нелинейный характер [3], то очередным шагом обработки является нелинейное преобразование огибающей медленной волны сигнала МА в оценочную величину ВМД.

5. Определение пространственно-временных характеристик сигнала маточной активности (рис. 3, е). Сигнал МА возникает

вследствие реполяризации и деполяризации клеток мышечной ткани матки, то есть появления потенциала действия, который распространяется от клетки к клетке и приводит к сокращению мышцы. При этом, насколько координированное и сильное сокращение возникает (что может быть показателем готовности к родам), зависит от скорости и направления распространения сигнала, а также от количества клеток, вовлеченных в сокращение. Поскольку регистрируемый электродом сигнал представляет собой сумму потенциалов клеток, находящихся под ним и в непосредственной близости от этого электрода, а область возбуждения миометрия перемещается, соответственно движется по абдоминальной поверхности и фронт сигнала возбуждения. Используя двумерную решетку электродов, с известными межэлектродными расстояниями, можно определить скорость и направление распространения этого сигнала – так называемый вектор CV (скорость проведения), который является маркером риска преждевременных родов. Поскольку сигнал МА на АП наблюдается в присутствии помех, задача решается в рамках теории статистических решений – с использованием метода максимального правдоподобия.

Выводы. Обработка многоканального сигнала, регистрируемого на абдоминальной поверхности беременной женщины позволяет достаточно простым и щадящим способом определить характеристики сердечного ритма плода, а также показатели маточной активности матери, свидетельствующие о ее готовности к родам. В результате проделанной работы разработан набор алгоритмов и основа программного обеспечения для системы не ультразвукового абдоминального мониторинга, обеспечивающей безопасное и продолжительное наблюдение за состоянием матери и плода в ходе беременности.

Список литературы: 1. *Minino A.M.* 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 p. 2. *Wladimiro J.* Ultrasound and the Fetal Heart / *J. Wladimiro, G. Pilu.* – Carnforth: Parthenon Publishing. – 1996. – 120 p. 3. *Rabotti C.* Characterization of uterine activity by electrohysterography: Ph.D. thesis / *Chiara Rabotti* // Eindhoven: Technische University Eindhoven. – 2010. – 145 p. 4. *Peters M.* Monitoring the fetal heart non-invasively: a review of methods / *M. Peters, J. Crowe, J. F. Pieri* [et al.] // Journal of Perinatal Medicine. – 2001. – Vol. 29. – P. 408-416. 5. *Van Geijn H.P.* Developments in CTG analysis / *H.P. Van Geijn, H.J.M. ter Brake, A.P. Rijpma, J.G. Stinstra* // Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology. – 1996. – Vol. 10. – № 2. – P. 185-209. 6. *Kovacs F.* A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring / *F. Kovacs, M. Torok, I. Habermajer* // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2000. – Vol. 47. – № 1. – P. 124-130. 7. *Brake H.J.M.* Fetal magnetocardiography: clinical relevance and feasibility / *H.J.M. Brake, A.P. Rijpma, J.G. Stinstra* [et al.] // Physica C: Superconductivity and its Applications. – 2002. – Vol. 368. – P. 10-17. 8. *Chourasia V.S.* A Review and Comparative Analysis of Recent Advancements in Fetal Monitoring Techniques / *V.S. Chourasia, A.K. Tiwari* // Critical Reviews in Biomedical Engineering. – 2008. – Vol.

36. – № 5-6. – P. 335-373. **9.** Patent application number: 20120150053 USA. Apparatus and method for detecting a fetal heart rate / *B. Hayes-Gill, D. James, J. Crowe, J.-F. Pieri*; Monica healthcare limited; Publication date: 2012-06-14. **10.** *Clifford G.* Clinically accurate fetal ECG parameters acquired from maternal abdominal sensors / *G. Clifford, R. Sameni, J. Ward, J. Robinson, A.J. Wolfberg* // *American Journal of Obstetrics & Gynecology*. – 2011. – Vol. 205. – № 1. – P. 1-47. **11.** MindChild receives FDA pre-market clearance for MERIDIAN non-invasive fetal heart monitor, available at: <http://www.biospace.com/News/mindchild-medical-inc-files-fda-application-for/248451>

12. *Larks S.D.* Present status of fetal electrocardiography / *S.D. Larks* // *IRE Transactions on Bio-Medical Electronics*. – 1962. – Vol. 9. – № 3. – P. 176-180. **13.** *Euliano T.Y.* Monitoring uterine activity during labor: a comparison of 3 methods / *T.Y. Euliano, M. T. Nguyen, S. Darmanjian* [et al.] // *American Journal of Obstetrics & Gynecology*. – 2013. – Vol. 208. – № 1. – P. 61-66. **14.** *Rabotti C.* 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. **15.** *Reinhard J.* Uterine activity monitoring during labour—a multi-centre, blinded two-way trial of external tocodynamometry against electrohysterography / *J. Reinhard, B. R. Hayes-Gill, S. Schiermeier* [et al.] // *Zeitschrift für Geburtshilfe und Neonatologie*. – 2011. – Vol. 215. – № 5. – P. 199-204. **16.** *Vinken M.P.* 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 and Gynecological Survey*. – 2009. – Vol. 64. – № 8. – P. 529–541. **17.** *de Lau H.* Automated conduction velocity analysis in the electrohysterogram for prediction of imminent delivery: a preliminary study / *H. de Lau, C. Rabotti, R. Bijloo* [et al.] // *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. – 2013. – Vol. 2013. – 7 p. **18.** *Mamivuo J.* Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields / *J. Mamivuo, R. Plonsey*. – New York: Oxford University Press. – 1995. – 600 p. **19.** *Zaderykhin O.* Blind Signal Separation Using Prior Information / *O. Zaderykhin, V. Shulgin* // *Proceedings of the Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science"*, February 23–27. – Lviv-Slavske, Ukraine, 2010. – P. 48. **20.** *Zaderykhin O.* Blind signal separation of fetal ECG using prior information / *O. Zaderykhin, V. Shulgin, A. Tokariev* // *Proceedings of the International Congress on Electrocardiology*, June 3–5. – Lund, Sweden, 2010. *Journal of Electrocardiology*. – Vol. 44. – P. e37. **21.** *Shulgin V.* Computer Diagnostic System for Fetal Monitoring During Pregnancy / *V. Shulgin, O. Shepel* // *Proceedings of the International Conference TCSET'2014 "Modern problems of radio engineering, telecommunications, and computer science2"*. – February 25. – March 1. – Lviv-Slavske, Ukraine, 2014 – P. 709-711. **22.** *Sameni R.* A Deflation Procedure for Subspace Decomposition / *R. Sameni, C. Jutten, M. B. Shamsollahi* // *IEEE Transactions On Signal Processing*. – 2010. – Vol. 58. – № 4. – P. 236. **23.** *Sameni R.* What ICA Provides for ECG Processing: Application to Noninvasive Fetal ECG Extraction / *R. Sameni, C. Jutten, M.B. Shamsollahi* // *Proceedings of the 2006 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology*. – August 2006. – Vancouver, BC. – P. 656-661. **24.** *Behar J.* A Bayesian Filtering Framework for Accurate Extracting of the Non-Invasive FECG Morphology / *J. Behar, F. Andreotti, J. Oster, G. D. Clifford* // *Proceedings of the Computing in Cardiology*. – September 7-10. – Cambridge, MA, 2014. – P. 53-56.

References:

- 1.** Minino, A.M., Heron, M.P., Murphy, S.L. and Kochanek, K.D. (2007), "Deaths: Final data for 2004", *National Vital Statistics Reports*, Vol. 55, No. 19, 120 p.
- 2.** Wladimiro, J. and Pilu, G. (1996), *Ultrasound and the Fetal Heart*, Parthenon Publishing, Carnforth, 121 p.

3. Rabotti, C. (2010), *Characterization of uterine activity by electrohysterography: Ph.D. thesis*, Technische University Eindhoven, Eindhoven, 145 p.
4. Peters, M., Crowe, J., Pieri, J. F. et al. (2001), "Monitoring the fetal heart non-invasively: a review of methods", *Journal of Perinatal Medicine*, Vol. 29, pp. 408-416.
5. Van Geijn, H.P. (1996), "Developments in CTG analysis", *Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology*, Vol. 10, No. 2, pp. 185-209.
6. Kovacs, F., Torok, M. and Habermajer, I. (2000), "A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 1, pp. 124-130.
7. Brake, H. J. M., Rijpma, A. P., Stinstra, J. G. et al. (2002), "Fetal magnetocardiography: clinical relevance and feasibility", *Physica C: Superconductivity and its Applications*, Vol. 368, pp. 10-17.
8. Chourasia, V.S. and Tiwari, A.K. (2008), "A Review and Comparative Analysis of Recent Advancements in Fetal Monitoring Techniques", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 36, No. 5-6, pp. 335-373.
9. Hayes-Gill, B., James, D., Crowe, J. and Pieri, J.-F. (2012), *Apparatus and method for detecting a fetal heart rate*, Patent USA, No. 20120150053.
10. Clifford, G., Sameni, R., Ward, J., Robinson, J. and Wolfberg, A.J. (2011), "Clinically accurate fetal ECG parameters acquired from maternal abdominal sensors", *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, Vol. 205, No. 1, pp. 1-47.
11. "MindChild receives FDA pre-market clearance for MERIDIAN non-invasive fetal heart monitor", available at: <http://www.biospace.com/News/mindchild-medical-inc-files-fda-application-for/248451>
12. Larks, S.D. (1962), "Present status of fetal electrocardiography", *IRE Transactions on Bio-Medical Electronics*, Vol. 9, No. 3, pp. 176-180.
13. Euliano, T.Y, Nguyen, M. T., Darmanjian, S. et al. (2013), "Monitoring uterine activity during labor: a comparison of 3 methods", *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, Vol. 208, No. 1, pp. 61-66.
14. Rabotti, C., Mischi, M., van Laar, J.O., Oei, G.S. and Bergmans, J.W. (2008), "Estimation of internal uterine pressure by joint amplitude and frequency analysis of electrohysterographic signals", *Physiological Measurement*, Vol. 29, No. 7, pp. 829-841.
15. Reinhard, J., Hayes-Gill, B. R., Schiermeier, S. et al. (2011), "Uterine activity monitoring during labour—a multi-centre, blinded two-way trial of external tocodynamometry against electrohysterography", *Zeitschrift für Geburtshilfe und Neonatologie*, Vol. 215, No. 5, pp. 199-204.
16. Vinken, M.P., Rabotti, C., Mischi, M. and Oei, G.S. (2009), "Accuracy of frequency-related parameters of the electrohysterogram for predicting preterm delivery: a review of the literature", *Obstetrical and Gynecological Survey*, Vol. 64, No. 8, pp. 529-541.
17. De Lau, H. Rabotti, C., Bijloo, R. et al. (2013), "Automated conduction velocity analysis in the electrohysterogram for prediction of imminent delivery: a preliminary study", *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Vol. 2013, – 7 p.
18. Mamivuo J. and Plonsey, R. (1995), *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Oxford University Press, New York, 600 p.
19. Zaderykhin O. and Shulgin, V. (2010) "Blind Signal Separation Using Prior Information", *Proceedings of the Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science"*, Lviv-Slavske, Ukraine, pp. 48.
20. Zaderykhin O., Shulgin, V. and Tokariev, A. (2011), "Blind signal separation of fetal ECG using prior information", *Proceedings of the International Congress on Electrocardiology*, Lund, Sweden, Journal of Electrocardiology, Vol. 44, pp. e37.
21. Shulgin V. and Shepel, O. (2014), "Computer Diagnostic System for Fetal Monitoring During Pregnancy", *Proceedings of the International Conference TCSET'2014 "Modern*

problems of radio engineering, telecommunications, and computer science", February 25. – March 1, 2014, Lviv-Slavske, Ukraine, pp. 709-711.

22. Sameni R., Jutten, C. and Shamsollahi, M.B. (2010), "A Deflation Procedure for Subspace Decomposition", *IEEE Transactions On Signal Processing*, Vol. 58, No. 4, pp. 236.

23. Sameni R., Jutten, C. and Shamsollahi, M.B. (2006), "What ICA Provides for ECG Processing: Application to Noninvasive Fetal ECG Extraction", *Proceedings of the 2006 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, Vancouver, BC*, pp. 656-661.

24. Behar, J., Andreotti, F., Oster, J.A. and Clifford, G.D. (2014), "Bayesian Filtering Framework for Accurate Extracting of the Non-Invasive FECG Morphology", *Proceedings of the Computing in Cardiology, September 7-10, 2014, Cambridge, MA*, pp. 53-56.

Поступила (received) 10.04.2016

Статью представил д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой компьютерных технологий и математического моделирования медицинского факультета Харьковского Национального университета им. В.Н. Каразина Мартыненко А.В.

Shulgin Vyacheslav, PhD, Professor
National Aerospace University named after N.Y. Zhukovsky "KhAI"
Str. Chkalova, 17, Kharkiv, Ukraine, 61070
Tel.: (057) 719-91-88, e-mail: vyacheslav.shulgin@gmail.com

Antonchuk Olga, Postgraduate Student
National Aerospace University named after N.Y. Zhukovsky "KhAI"
Str. Chkalova, 17, Kharkiv, Ukraine, 61070
Tel.: (066)156-05-27, e-mail: antonchuk.olga@gmail.com

УДК616.12-073.97

Система діагностики стану плода та матері в ході вагітності / Шульгін В.І., Антончик О.М. // Вісник НТУ "ХПІ". Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ "ХПІ". – 2016. – № 21 (1193). – С. 170 – 183.

Розглядається нова технологія здійснення моніторингу стану матері та плода під час вагітності, яка базується на обробці електричних сигналів, що реєструються на поверхні тіла вагітної жінки в абдомінальній області (технологія абдомінального моніторингу). Показано алгоритми обробки багатоканального абдомінального сигналу для виявлення та вимірювання параметрів ЕКГ плода та активності матки. Запропоновано загальну структурну схему, що об'єднує всі ці алгоритми в систему. Іл.: 3. Бібліогр.: 24 назв.

Ключові слова: абдомінальний моніторинг, ЕКГ плода, активність матки, електричні сигнали.

УДК 616.12-073.97

Система диагностики состояния плода и матери в ходе беременности / Шульгин В.И., Антончик О.Н. // Вестник НТУ "ХПИ". Серія: Інформатика и моделирование. – Харьков: НТУ "ХПИ". – 2016. – № 21 (1193). – С. 170 – 183.

Рассматривается новая технология осуществления мониторинга матери и плода в ходе беременности, основанная на обработке электрических сигналов, регистрируемых на поверхности тела беременной женщины в абдоминальной области (технология абдоминального мониторинга). Показаны алгоритмы обработки многоканального абдоминального сигнала для выделения и измерения параметров ЭКГ плода и маточной активности. Предложена общая структурная схема, объединяющая все эти алгоритмы в систему. Ил.: 3. Библиогр.: 24 назв.

Ключевые слова: абдоминальный мониторинг, ЭКГ плода, маточная активность, электрические сигналы.

UDC 616.12-073.97

System of diagnosis fetal condition and the mother during pregnancy / Shulgin V.I., Antonchik O.N. // Herald of the National Technical University "KhPI". Subject issue: Information Science and Modelling. – Kharkov: NTU "KhPI". – 2016. – № 21 (1193). – P. 170 – 183.

New non-ultrasound technology of mother and fetus state monitoring during pregnancy (technology of abdominal monitoring) is considered. It is based on the processing of electrical signals recorded on the abdomen of a pregnant woman. Algorithms of multichannel abdominal signal processing for fetal ECG and uterine activity detection and characterization are presented. An overall block diagram uniting all these algorithms in one system is proposed. Figs.: 3. Refs.: 24 titles.

Keywords: abdominal monitoring, fetal ECG, uterine activity, electrical signals.