

ВОЗМОЖНОСТИ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ПЛОДА МЕТОДОМ ИЗУЧЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА

Академик РАН РОЩЕВСКИЙ М. П.^{1,2}, КОЛОМЕЕЦ Н. Л.^{1,2}, КУЗИВАНОВА А. С.^{1,2},
ЛЕБЕДЕВА О. Н.¹, МУРАШКО М. А.¹, РОЩЕВСКАЯ И. М.^{1,2}

¹Коми научный медицинский центр Северо-Западного отделения РАМН,

²Коми научный центр Уральского отделения РАН,

Сыктывкар

Рощевский М. П., Коломеец Н. Л., Кузиванова А. С., Лебедева О. Н., Мурашко М. А., Рощевская И. М. Возможности оценки состояния плода методом изучения электрической активности сердца // Мед. академ. журн. 2009. Т. 9. № 1. С. 81–86. Коми научный медицинский центр Северо-Западного отделения РАМН, Коми научный центр Уральского отделения РАН, Сыктывкар, 167982.

Характер распределения кардиоэлектрических потенциалов является диагностическим признаком состояния сердечно-сосудистой системы. Абдоминальные сигналы, регистрируемые во время беременности, – смесь сигналов разных источников. Широкое применение в практике анализа электрической активности сердца плода, по неинвазивно зарегистрированным электрокардиосигналам на абдоминальной поверхности матери, затрудняется тем, что итоговый сигнал содержит кроме фетального, отличающегося низкой амплитудой, доминирующий комплекс ЭКГ матери и сопутствующие шумы различной природы (механической, электрической). Нами предложена схема для картирования электрического потенциала сердца плода, которая будет полезна при разработке системы диагностики и анализа ранних симптомов патологического состояния плода.

Ключевые слова: кардиоэлектрическое поле, кардиоэлектротопография, компьютерная система, выделение ЭКГ плода, перинатальный диагноз.

Roshchevsky M. P., Kolomeyets N. L., Kuzivanova A. S., Lebedeva O. N., Murashko M. A., Roshchevskaya I. M. Opportunities of the estimation of the state of the fetus using the method of the fetal cardiac signal extraction and analysis // Med. Acad. Journ. 2009. Vol. 9. № 1. P. 81–86. Komi Medical Science Centre, North-West Division of Russian Academy of Medical Sciences; Komi Science Centre, Ural Division, Russian Academy of Sciences, Syktyvkar, Russia.

The character of the cardioelectric potential distribution is the diagnostic indication of the cardiovascular system state. Signals recorded from maternal abdomen besides the useful component — the fetal electrocardiogram — also contain artefacts: the maternal electrocardiogram, mother's muscles activity or artefacts resulting from fetal movements. Essential problem is the efficient suppression of maternal electrocardiogram, since its amplitude many times exceeds the level of the useful signal and the frequency bands of maternal and fetal electrocardiographic signals overlapped. A computational scheme is represented for the fetal electrocardiographic mapping. This experience will allow us to come up with a system for effective diagnostics of early symptoms of fetal distress on the basis of recording and analysis of the bioelectrical signals recorded only from the abdomen.

Key word: heart electric field, 3D mapping, cardioelectrotography, computer system, fetal ECG extraction, prenatal diagnosis.

Период развития плода в масштабе жизни человека незначителен, но он во многом определяет качество его последующей жизни [5]. Плод человека с организмом матери составляет единую систему «мать–плацента–плод», связанную посредством плаценты и плацентарного кровотока. При воздействиях на материнский организм, а также при различной акушерской и экстрагенитальной патологии развивается недостаточность плаценты и, как следствие, нарушение кровообращения плода, которое во всей функциональной системе сказывается на состоянии организма плода – развивается его хроническая гипоксия [3]. Гипоксия (нарушение газообмена с нарастающим ацидозом) – самый частый фактор, осложняющий внутриутробное развитие плода. Частота осложненного раннего неонатального периода

возрастает с увеличением тяжести протекания фетоплацентарной недостаточности [8]. Пренатальная гипоксия приводит к значимым патологиям новорожденных, к инвалидизации детей, имеет отдаленные последствия для здоровья населения. Поэтому актуальной является проблема ранней диагностики гипоксии плода с целью предотвратить асфиксию плода и новорожденного путем родоразрешения до наступления необратимых изменений.

Эффективная оценка состояния плода – основная задача акушера-гинеколога, что определяет возможность улучшения показателей не только смертности, но и детской заболеваемости. Состояние плода диагностируют различными инструментальными методами. Антенатально – биохимические анализы крови матери; эхография с определением биофизи-

ческого профиля, анатомии структур плода; доплерометрия; исследование околоплодных вод и крови плода на инфекции, хромосомный набор, групповую принадлежность, биохимические показатели; кардиотокография; амниоскопия. Интранатально – визуальная оценка околоплодных вод, аускультация; ультразвуковое исследование; доплерометрия; кардиотокография; Ph-метрия, лактат-метрия крови предлежащей части плода и сосудов пуповины. К числу первоочередных задач перинатологии относится усовершенствование существующих и разработка новых методов диагностики состояния плода, мониторинга наблюдения за состоянием его функций и систем, оценка диагностической значимости различных методов исследования [1].

Функцию сердечно-сосудистой системы плода анализируют методами аускультации сердца плода, кардиотокографии, эхокардиографии, электрокардиографии и др. Сердечная деятельность плода – точный и объективный показатель его состояния в антенатальный и интранатальный периоды. У новорожденных, перенесших перинатальную гипоксию, выявлено нарушение сердечного ритма [2]. Однако главной проблемой при анализе частоты сердечных сокращений (ЧСС) является правильная интерпретация данных, чтобы не привести к необоснованному увеличению частоты операции кесарева сечения. Доля кесаревых сечений и оперативного родоразрешения через естественные родовые пути при проведении электронного мониторинга кардиотокографии оказалась достоверно выше. В то же время имеется мало доказательств того, что увеличение частоты кесарева сечения при электронном мониторинге плода приводит к улучшению прогноза состояния плода [1].

Сочетание различных методов оценки функции сердца позволяет улучшить диагностику состояния плода. Применение кардиотокографии в сочетании с анализом электрокардиограммы плода увеличивает возможность диагностики гипоксии плода, уменьшает количество оперативных вмешательств и улучшает перинатальные результаты [10]. Фетальная электрокардиография позволяет не только оценить частоту сердечных сокращений и вариабельность сердечного ритма, но и дать анализ электрической активности миокарда.

Электрическое поле сердца является высокоинформативным методом кардиодиагностики. Многоканальная синхронная регистрация кардиоэлектрических потенциалов, анализ кардиоэлектрического поля позволяет наиболее полно представить последовательность распространения возбуждения и восстановления возбудимости сердца [6, 7].

Широкое применение в практике анализа электрической активности сердца плода, по неинвазив-

но зарегистрированным электрокардосигналам на абдоминальной поверхности матери, затрудняется тем, что итоговый сигнал содержит кроме фетального, отличающегося низкой амплитудой, доминирующий комплекс ЭКГ матери и сопутствующие шумы различной природы (механической, электрической) [14, 28]. В связи с этим возникает необходимость предварительной фильтрации фетальной электрокардиограммы.

Цель исследования: разработка новых технологий перинатальной диагностики, заключающихся в неинвазивной оценке функционального состояния сердечно-сосудистой системы плода.

Алгоритмы выделения кардиоэлектрических потенциалов плода при многоканальных синхронных измерениях на абдоминальной поверхности тела беременной женщины. Электрокардиограмма (ЭКГ) плода дает клинически значимую информацию о физиологическом состоянии плода. ЭКГ плода – сигнал с малой амплитудой (до 60 мкВ), смешан с сигналами разных источников, включая ЭКГ матери, мышечные артефакты, дыхание, шум, вызванный сетевой наводкой. На ранних периодах беременности, до 20 нед, отношение сигнала к шуму слишком мало для корректного выделения сигнала плода. В 24 нед плод в матке может легко двигаться, в конце периода беременности его движение более ограничено. В большинстве случаев (96,8%) в конце беременности плод находится в позиции головного предлежания, преимущественно левым затылком в поперечном положении, обращенный на правую сторону матери со стороны ее позвоночника в левой части матки.

При описании электрической активности сердца плода учитывают значительные изменения свойств объемной проводимости. На ранней стадии беременности (до 28 нед) можно предположить (вследствие малого размера сердца плода), что электрическое поле сердца формируется эквивалентным дипольным источником с известными координатами, изменяющим во времени амплитуду и ориентацию, а тело беременной женщины моделируется как однородной проводник [25, 24]. В более поздний период следует учитывать отделы, соответствующие слою первородной смазки и амниотической жидкости, оказывающие значительное влияние на абдоминальные сигналы [29]. На поздних сроках беременности значение проводимости амниотической жидкости [18] при температуре 20°C находится в диапазоне 1,15–1,3 Сименс на метр, объем амниотической жидкости значительно изменяется. Модель объемного проводника может быть выведена по магнитно-резонансным изображениям беременной женщины [29].

Для выделения ЭКГ и сердечного ритма плода из смешанного сигнала, регистрируемого на абдоминальной поверхности, были предложены различные

математические алгоритмы: многоканальной адаптивной фильтрации [9]; N^∞ адаптивной фильтрации [27]; полиномиальных сетей [11] и сетей адаптивной системы нейронных нечетких заключений [12]; вейвлет преобразования [21]; разложения по сингулярным числам или метода анализа главных компонент [17, 13, 4]; анализа независимых компонент [19, 16]. Успешность алгоритмов оценки сигналов зависит от адекватности предположений и ограничений предлагаемой модели реальным данным. Подходы на основе усреднения, применения цифровых фильтров, спектрального и автокорреляционного анализа не учитывают низкого отношения сигнала к шуму. Адаптивная фильтрация неприемлема без учета сложности и нестационарности сигнала. Для выделения сигнала плода на вход вместе с абдоминальным сигналом подается дополнительный сигнал, синхронно измеренный методом доплер-эхокардиографии [9], с поверхности грудной клетки беременной женщины [9, 27]. Строится нелинейное преобразование, уравнивающее сигнал, измеренный на грудной клетке с компонентой беременной женщины в абдоминальном сигнале, ЭКГ плода получается вычитанием преобразованного сигнала из абдоминального [12]. Недостаток алгоритмов адаптивной фильтрации связан с предположением об отсутствии компоненты плода в контрольном сигнале, о корреляции материнской компоненты в абдоминальном сигнале с контрольным. Предложенный метод удаления компоненты ЭКГ беременной женщины на основе многомасштабного вейвлет-анализа [21] скорее подавляет зубцы R ЭКГ матери в исходных абдоминальных данных, чем выделяет из смеси электрические сигналы плода.

В методах анализа главных и независимых компонент [13, 20, 16] предполагается, что регистрируемые с поверхности тела беременной женщины сигналы в абдоминальных отведениях $x(t)$ могут быть представлены как линейная комбинация $x(t) = As(t) + n(t)$ сигналов сердечных источников $s(t)$ (источников ЭКГ матери и плода) и аддитивной помехи $n(t)$. Величины коэффициентов матрицы A ($m \times n$), с которыми сигнал каждого из источников входит в вектор наблюдения, неизвестны, поскольку неизвестна модель распространения сигнала от источников к приемникам. Вид сигналов отдельных источников также неизвестен, поскольку они не могут наблюдаться непосредственно и доступны нам лишь в виде смеси. Задача состоит в нахождении преобразования $y(t) = Wx(t)$, обеспечивающего независимость компонент наблюдаемого вектора данных.

Известно, что для гауссовских случайных векторов свойство независимости их компонент эквивалентно их некоррелированности. Поэтому для каждого гауссовского вектора существует линейное

преобразование ортогонализации, выполняемое при использовании методов компонентного и факторного анализа. Условие ортогональности преобразования A несколько затушевывает общую структуру зависимостей в векторе x . Отказавшись от этого условия, можно построить систему независимых элементов другими способами. В методе поиска такой проекции вектора x на линейное пространство векторов s , компоненты которой были бы статистически независимы, получившем название анализа независимых компонент, предполагается, что распределение независимых компонент отлично от нормального [19, 4]. Вместо свойства некоррелированности используется более сильное свойство статистической независимости.

Основной недостаток методов на основе слепой обработки сигналов – требование большого числа регистрируемых отведений ЭКГ. Однако при многоканальной синхронной регистрации кардиоэлектрических потенциалов, позволяющей наиболее полно провести анализ картины распространения фронта возбуждения, восстановления возбудимости и отображения этого процесса на поверхность тела, такие алгоритмы имеют преимущество. Кроме того, использование алгоритмов на основе анализа независимых компонент позволяет решить проблемы одновременности комплексов QRS сигналов плода и беременной женщины, слабости сигнала плода [22], выделения сигнала плода при двуплодной беременности [15].

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Проведено комплексное обследование функционального состояния сердечно-сосудистой системы плода неинвазивными методами: эхокардиографическим, электрокардиографическим, кардиотокографическим, и обследование новорожденных с применением оценочных шкал, в т.ч. лабораторными методами исследования (кислотно-основного состояния пуповинной крови плода), на базе РГУ «Коми республиканский перинатальный центр» у женщин, находившихся на 35–40-й нед беременности.

Кардиоэлектрические потенциалы плода человека регистрировали на абдоминальной поверхности беременных женщин от 32 поверхностных электродов методом синхронной многоканальной кардиоэлектротопографии [6, 7].

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

На фетальной электрокардиограмме выявлены значимые изменения в процессе восстановления возбудимости миокарда, позволяющие провести раннюю диагностику гипоксии плода. При регистрации фетальной ЭКГ важным является выбор оптималь-

ных зон для регистрации электрического сигнала сердца. Однако нет единого мнения об оптимальном положении отводящих электродов для регистрации электрического сигнала сердца плода на абдоминальной поверхности матери. Разрабатываются разные схемы для эффективной регистрации электрокардиограммы плода [26, 30, 14, 23, 31]. Применение метода картирования электрической активности сердца на всей абдоминальной поверхности матери позволило нам определить оптимальные области отведения кардиоэлектрических потенциалов на абдоминальной поверхности тела матери для наиболее полного отражения электрической активности сердца плода.

Кардиоэлектрические потенциалы синхронно регистрировали на абдоминальной поверхности матери при помощи биполярных и униполярных отведений. Униполярные отведения равномерно располагали в четыре ряда по восемь электродов в каждом. Тестировали возможность отведения ЭКГ плода по разным системам отведений. Регистрировали биполярные отведения от конечностей женщин (стандартные I, II и III отведения от конечностей). Биполярные ЭКГ на абдоминальной поверхности женщин регистрировали по двум схемам.

В первом варианте биполярные ЭКГ (рис. 1) регистрировали в отведениях: правый верхний – левый верхний квадрат абдоминальной поверхности (I отведение ЭКГ, красный – желтый электроды); правый верхний квадрат – нижний медиальный квадрат абдоминальной поверхности (II отведение ЭКГ, красный – зеленый электроды); левый верхний квад-

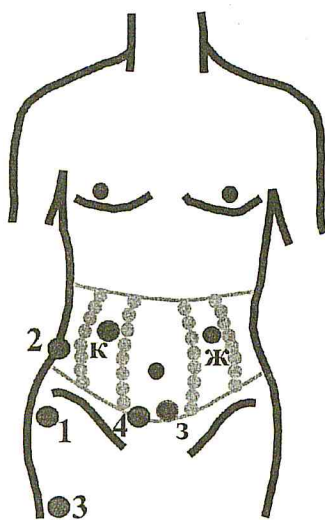


Рис. 1. Схема расположения отводящих электродов для регистрации кардиоэлектрических потенциалов плода на абдоминальной поверхности беременной женщины.

Система униполярных отведений состоит из четырех рядов электродов по 8 электродов в каждом; красный (к), желтый (ж) и зеленый (з) электроды формируют биполярные отведения; черный электрод – заземляющий в четырех положениях: 1 – правое бедро, 2 – справа на пояснице, 3 – правая лодыжка, 4 – на нижней части живота

рат – нижний медиальный квадрат абдоминальной поверхности (III отведение ЭКГ, желтый – зеленый электроды). Заземляющий электрод располагали или на пояснице, или на внутренней, или на наружной поверхности бедра.

Во втором варианте биполярные ЭКГ регистрировали в отведениях: нижний правый – левый нижний квадрат абдоминальной поверхности (I отведение ЭКГ, красный – желтый электроды); правый нижний квадрат – верхний медиальный квадрат абдоминальной поверхности (II отведение ЭКГ, красный – зеленый электроды); левый нижний квадрат – верхний медиальный квадрат абдоминальной поверхности (III отведение ЭКГ, желтый – зеленый электроды). Заземляющий электрод располагали внизу живота.

Для электрокардиографического картирования была разработана численная схема (рис. 2), состоящая из стадий: предварительной фильтрации, процедуры на основе метода анализа независимых компонентов [19], позволяющей выделить независимые компоненты из смеси сигналов разных источников, и интерполяции для визуализации оцениваемых сигналов электрической активности сердца плода. На вход алгоритма подавали сигналы с нулевым средним $x_c(t) = (x(t) - \bar{x}(t))$, т. е. предварительно отфильтрованные для подавления дрейфа изолинии и с удвоенным числом отсчетов [28]. Результат применения процедуры – вектор независимых компонент разных источников с неизвестным порядком последовательности. Классификацию компонентов плода проводили с учетом частотно-временных характе-

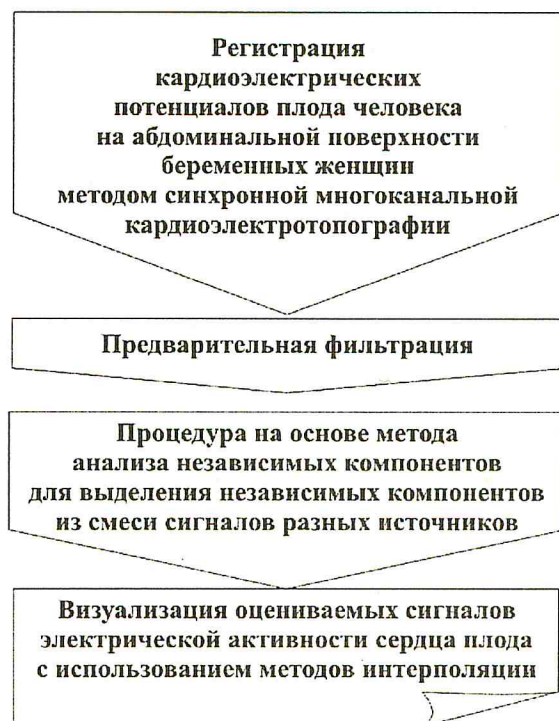


Рис. 2. Схема для картирования электрического потенциала сердца плода

ристик. Умножением этих компонентов на матрицу смешивания $x_{II}(t) = A s_{II}(t)$ восстанавливали сигналы плода из абдоминальных данных.

Для выделения ЭКГ плода нами был также использован алгоритм [13], основанный на гипотезе компонентного анализа и связанный с разложением по сингулярным значениям матрицы, составленной по наблюдаемым измерениям. Лучшие результаты были получены с применением алгоритма на основе анализа независимых компонентов [20], позволившего более точно восстановить форму сигнала плода (рис. 3).

После предварительной фильтрации фетальной электрокардиограммы были определены продолжи-

тельности кардиоинтервалов и построены эквивалентные моментные карты.

В нашей работе была успешно выделена фетальная электрокардиограмма у женщин в разные гестационные периоды с одноплодной беременностью. Плод располагался в головном предлежании. У женщин отсутствовали признаки гипоксии плода (кардиотокограмма без признаков гипоксии), состояния, способствующие гипоксии плода (фетоплацентарная недостаточность, маловодие, нарушение фетоплацентарного кровотока).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для более точной диагностики патологического состояния плода и избежания необоснованных операционных вмешательств необходимо сочетание различных методов оценки функции сердца. Анализ сердечного ритма и параметров электрокардиограммы плода позволяет охарактеризовать электрическую активность миокарда. Длительности интервалов и зубцов ЭКГ плода растут вместе с весом и размерами сердца плода [14]. Изменение формы комплекса QRS в разных точках регистрации и поведение экстремумов электрокардиопотенциалов плода зависит от гестационного периода [26]. Метод электрокардиотопографии позволяет наиболее полно представить последовательность распространения возбуждения и восстановления возбудимости сердца и будет полезен в качестве средства диагностики патологий плода. Предложенная нами схема картирования электрокардиопотенциалов плода учитывает, что неинвазивно регистрируемые сигналы на абдоминальной поверхности являются результатом действия независимых электрических источников сердца плода и беременной женщины. В отличие от других методов схема на основе алгоритма анализа независимых компонент позволяет выделить ЭКГ плода при малом отношении сигнала к шуму, решить проблему при одновременности комплексов QRS сигналов плода и беременной женщины, ее можно применять при дуплодной беременности.

Предложенная схема будет полезна при разработке системы диагностики и анализа ранних симптомов патологического состояния плода, позволит назначить коррекцию и родоразрешить женщину до внутриутробной гипоксии средней и тяжелой степени тяжести. Своевременная диагностика состояния плода снизит смертность и заболеваемость новорожденных. При этом будет сдерживать неуклонный рост частоты оперативного родоразрешения при гипердиагностике гипоксии, неизбежной при электронном мониторинге кардиотокографии.

Исследования поддержаны Министерством здравоохранения Республики Коми, научной школой академика М.П. Рощевского № НШ-5118.2006.4, программой Президиума РАН «Фундаментальные науки – медицине».

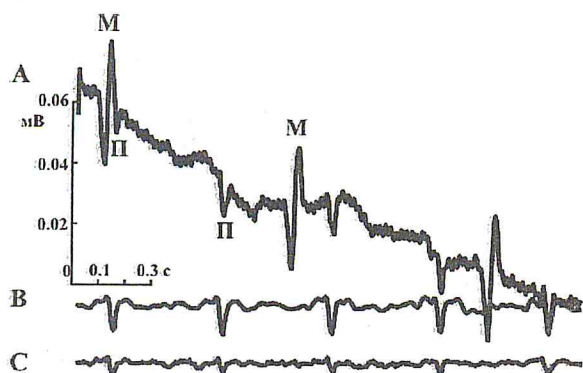


Рис. 3. Выделение ЭКГ плода разными методами.

А: фрагмент электрокардиограммы беременной женщины (№ 14), зарегистрированной на поздних сроках беременности в абдоминальном отведении, с комплексами начальной желудочковой активности сердца плода (П) и женщины (М); В: электрокардиограмма плода, выделенная из абдоминального смешанного сигнала (А) методом анализа независимых компонент; С: электрокардиограмма плода, выделенная из абдоминального смешанного сигнала (А) методом разложения по сингулярным числам

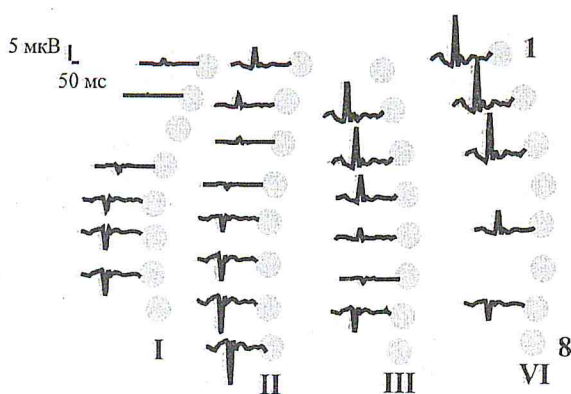


Рис. 4. Электрокардиограммы плода (в униполярных отведениях), выделенные из сигналов, зарегистрированных на абдоминальной поверхности беременной женщины во второй половине беременности (№ 84).

Точками показаны области отведения на абдоминальной поверхности, I, II, III, VI – ряды абдоминальных электродов, 1-8 – месторасположения отводящих электродов в ряду (в соответствии с рис. 1)

Литература

1. *Абрамченко В.В.* Клиническая перинатология. Петрозаводск: ИнтелТек, 2004. 424 с.
2. *Гнусаев С.Ф., Шибяев А.Н.* Диагностическое значение холтеровского мониторирования в выявлении нарушений сердечного ритма и вегетативной дисрегуляции у новорожденных детей, перенесших перинатальную гипоксию // Вест. аритмол. 2006. № 46. С. 48–51
3. *Константинова Н.Н., Павлова Н.Г.* Развитие представлений об универсальных гемодинамических реакциях в функциональной системе «мать–плацента–плод» // Журн. акуш. и жен. бол. 2004. Т. LIII. Вып. 1. С. 27–30.
4. *Машиновский Л.Г.* Анализ статистических связей: Модельно-конструктивный подход. М.: Наука, 2002. 688 с.
5. *Михайлов А.В., Тунелл Р.* Клиническое руководство по асфиксии плода и новорожденного. СПб.: Петрополис, 2001. 144 с.
6. *Роцевская И.М.* Кардиоэлектрическое поле теплокровных животных и человека. СПб.: Наука, 2008. 250 с.
7. *Роцевский М.П., Роцевская И.М.* Эволюционная электрокардиология: от электрокардиотопографии к созданию основ будущей электрокардиотопографии // Мед. акад. журн. 2005. Т. 5. № 2. С. 33–46.
8. *Тулунова М.С., Столина М.Л.* Влияние способа родоразрешения и хронической фетоплацентарной недостаточности на состояние новорожденных детей // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. 2005. Т. 4. № 27. С. 117–121.
9. *Adam D., Shavit D.* Complete foetal ECG morphology recording by synchronised adaptive filtration // Med. Biol. Eng. Comput. 1990. Vol. 28. P. 287–292.
10. *Amer-Wählin I., Hellsten C., Norén H.* et al. Intrapartum Fetal Monitoring: Cardiotocography versus Cardiotocography plus ST Analysis of the Fetal ECG. A Swedish Randomized Controlled Trial // Lancet. 2001. Vol. 358. P. 534–538.
11. *Assaleh K.* Extraction of fetal electrocardiogram using adaptive neuro-fuzzy inference systems // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2007. Vol. 54. № 1. P. 59–68.
12. *Assaleh K., Al-Nashash H.* A novel technique for the extraction of fetal ECG using polynomial networks // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2005. Vol. 52. № 6. P. 1148–1152.
13. *Callaerts D., Sansen W., Vandewalle J., Vantrappen G., Janssens J.* Description of a real-time system to extract the fetal electrocardiogram // Clin. Phys. Physiol. Meas. 1989. Vol. 10. Suppl. B. P. 7–10.
14. *Chia E.L., Ho T.F., Rauff M., Yip W.C.L.* Cardiac time intervals of normal fetuses using noninvasive fetal electrocardiology // Prenat. Diagn. 2005. Vol. 25. P. 546–552.
15. *Comani S., Mantini D., Alleva G.* et al. Simultaneous monitoring of separate fetal magnetocardiographic signals in twin pregnancy // Physiol. Meas. 2005. Vol. 26. P. 193–201.
16. *Comon P.* Independent component analysis: a new concept? // Signal Process. 1994. Vol. 36. № 3. P. 287–314.
17. *De Lathauwer L., De Moor B., Vandewalle J.* Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2000. Vol. 47. № 5. P. 567–572.
18. *De Luca F., Cametti C., Zimatore G.* et al. Use of low-frequency electrical impedance measurements to determine phospholipid content in amniotic fluid // Phys. Med. Biol. 1996. Vol. 41. P. 1863–1869.
19. *Huvarinen A.* Fast and robust fixed point algorithm for independent component analysis // IEEE Trans. Neural. Netw. 1999. Vol. 10. P. 626–634.
20. *Huvarinen A., Oja E.* A Fast Fixed Point Algorithm for Independent Component Analysis // Neural Computation. 1997. Vol. 9. № 7. P. 1483–1492.
21. *Khamene A., Negahdaripour S.* A new method for the extraction of fetal ECG from the composite abdominal signal // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2000. Vol. 47. № 4. P. 507–516.
22. *Mantini D., Alleva G., Comani S.* A method for the automatic reconstruction of fetal cardiac signals from magnetocardiographic recordings // Phys. Med. Biol. 2005. Vol. 50. P. 4763–4781.
23. *Martens S.M.M., Rabotti C., Mischi M., Sluijter R.J.* A robust fetal ECG detection method for abdominal recordings // Physiol. Meas. 2007. Vol. 28. P. 373–388.
24. *Meijer W.J.H., Bergveld P.* The simulation of the abdominal MECG // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1981. Vol. 28. № 4. P. 354–357.
25. *Oostendorp T.F., van Oosterom A., Jongasma H.W.* The effect of changes in the conductive medium on the fetal ECG throughout gestation // Clin. Phys. Physiol. Meas. 1989. Vol. 10. Suppl. B. P. 11–20.
26. *Oostendorp T.F., van Oosterom A.W., Jongasma H.* The fetal ECG throughout the second half of gestation // Clin. Phys. Physiol. Meas. 1989. Vol. 10. № 2. P. 147–160.
27. *Puthusserypady S.* Extraction of fetal electrocardiogram using H_{∞} adaptive algorithms // Med. Biol. Eng. Comput. 2007. Vol. 45. P. 927–937.
28. *Sameni R., Clifford G.D., Jutten C., Shamsollahi M.B.* Multichannel ECG and noise modeling: application to maternal and fetal ecg signals // EURASIP J. on Adv. in Signal Proces. 2007. Vol. 2007. P. 1–14.
29. *Stinstra J.G., Peters M.J.* The Influence of Fetoabdominal tissues on fetal ECGs and MCGs // Arch. of Phys. and Biochem. 2002. Vol. 110. № 3. P. 165–176.
30. *Taylor M., Smith M. J., Thomas M.* et al. Non-invasive fetal electrocardiography in singleton and multiple pregnancies // BJOG. 2003. Vol. 110. P. 668–678.
31. *Vrins F., Jutten C., Verleysen M.* Title sensor array and electrode selection for non-invasive fetal electrocardiogram extraction by independent component analysis // Independent component analysis and blind signal separation / Eds. C.G. Puntonet, A. Prieto. LNCS 3195. Springer. 2004. P. 1017–1024.