

УДК 616.12-073.7

В.И. ШУЛЬГИН, А.В. ТОКАРЕВ

*Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Украина***МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ ПЛОДА В ХОДЕ БЕРЕМЕННОСТИ**

В статье предлагается метод высококачественного выделения электрокардиограммы плода (ЭКГП) из записей, регистрируемых с поверхности тела матери в абдоминальных отведениях, позволяющий выполнять не только анализ сердечного ритма плода, но также оценивать морфологические и временные параметры ЭКГП, дающие дополнительную информацию о состоянии плода. В отличие от популярных в настоящее время подходов к выделению ЭКГП, основанных на прямом применении "слепого разделения источников" (BSS) и анализа независимых компонент (ICA), предлагаемый метод в процессе анализа последовательно учитывает имеющуюся априорную информацию о разделяемых сигналах. Результаты проведенных исследований показывают более высокое качество и более высокую надежность выделения ЭКГП предлагаемым методом.

Ключевые слова: *неинвазивный метод регистрации, электрокардиограмма плода, слепое разделение источников, анализ независимых компонент, адаптивная фильтрация*

Введение

Одним из наиболее часто встречающихся отклонений развития плода является кислородное голодание, поэтому выявление гипоксии и своевременная коррекция вызвавших ее изменений будет способствовать рождению здорового ребенка. Степень кислородного голодания плода можно диагностировать по активности его симпатической нервной системы, которая отражается в изменении сердечного ритма плода (СРП) и других показателей его сердечной активности. Следовательно, мониторируя сердечную деятельность плода, можно производить диагностику стресса и тем самым делать вывод о наличии гипоксии.

Мониторинг может осуществляться ультразвуковыми методами (УЗ), на основе анализа механической работы сердца, либо по электрокардиограмме плода (ЭКГП). Первый способ на сегодня наиболее распространен, однако, обеспечиваемая им точность определения сердечного ритма недостаточна для детального анализа характера и вариабельности сердечного ритма. Кроме того, нежелательна длительная регистрация из-за возможного неблагоприятного воздействия ультразвукового излучения на плод, поскольку влияние ультразвука на организм не до конца изучено и многими специалистами выносятся большие сомнения в его абсолютной безвредности. Наконец, ультразвуковое исследование обеспечивает измерение только параметров сердечного ритма. Электрокардиография же плода дополнительно позволяет производить анализ мор-

фологии и временных параметров ЭКГП, таких как PR- и PQ-интервалы, ширина QRS-комплекса, изменения P, T-волн и ST-сегмента, что может обеспечить дополнительную информацию об оксигенации плода [1].

Электрокардиографическое мониторирование, в свою очередь, может выполняться двумя способами. Инвазивно – путем наложения специального электрода на головку плода, или неинвазивно – по ЭКГ-сигналам, регистрируемым на передней стенке живота беременной. Первый способ обеспечивает хорошее качество ЭКГ-сигнала плода, однако может применяться только в ходе родов, и к тому же не абсолютно безопасен для матери и плода. Второй способ – выделение ЭКГП из смеси сигналов, регистрируемых в абдоминальных отведениях на теле матери, требует использования специальных и достаточно сложных методов обработки регистрируемых сигналов, поскольку ЭКГП в этом случае имеет значительно меньший уровень, и наблюдается на фоне большого числа помех, артефактов и значительно более высоковольтной электрокардиограммы матери (ЭКГМ). Однако этот метод абсолютно неинвазивен, абсолютно безопасен для матери и плода и достаточно прост в практическом применении. Более того, данный метод позволяет осуществлять многократное и длительное мониторирование СРП и ЭКГП в домашних условиях для пациенток с высокой степенью риска, что вообще невозможно при использовании УЗ-методов наблюдения.

В течение двух последних десятилетий предпринималось множество попыток разработать эф-

фективную технологию выделения ЭКГП из абдоминальных записей. Основные усилия направлялись на удаление из регистрируемых сигналов высокоамплитудной ЭКГМ. Подходы основывались на классической технике фильтрации [2], адаптивной фильтрации [3], усреднении и вычитании ЭКГМ [4]. Однако ни один из предлагаемых методов не был опробован на достаточно большом числе реальных абдоминальных записей, что ограничивает воспроизводимость полученных результатов.

Несколько лет назад был предложен совершенно иной подход к выделению ЭКГП. Ряд авторов сформулировали задачу выделения ЭКГП как проблему “слепого разделения источников” – BSS (Blind Source Separation) [5 – 6]. BSS-методы, основанные на анализе главных компонент (PCA – Principal Component Analysis) или анализе независимых компонент (ICA – Independent Component Analysis), представляют собой алгебраические методы оценивания ненаблюдаемых компонент по наблюдаемой смеси сигналов. Возможности ICA по выделению ЭКГП были показаны на большом количестве записей. Некоторые авторы [7] полагают, что эта технология работает лучше, чем предложенные ранее методы. Однако есть и другие мнения [8 – 9]. “Слепой” подход не принимает во внимание априорную информацию о разделяемых сигналах и помехах, присутствующих в наблюдениях. Кроме этого, предположение о стационарности и статистической независимости источников, разделяемых с использованием ICA, также не является абсолютно справедливым [7].

В данной статье предлагается и исследуется последовательный метод выделения ЭКГП из абдоминальных записей использующий преимущества BSS-ICA технологий, и в то же время учитывающий имеющуюся априорную информацию о наблюдаемых сигналах и помехах. Предлагаемая технология опробована с использованием более ста абдоминальных записей, зарегистрированных на различных стадиях беременности. Результаты показали, что предлагаемый метод работает гораздо устойчивее и обеспечивает лучшее качество выделенной ЭКГП, чем прямое применение BSS-ICA.

1. Метод

Исследование процедуры выделения ЭКГП производилось с использованием более ста мониторинговых 8-канальных записей, выполненных в абдоминальных отведениях на различных стадиях беременности (от 20 до 40 недель). Регистрация ЭКГ-записей осуществлялась с использованием аппаратно-программных средств компьютерного электрокардиографа КАРДИОЛАБ ХАИ-МЕДИКА со сле-

дующими техническими характеристиками: число каналов – 8; динамический диапазон ± 8 мВ; полоса пропускания ЭКГ-усилителя – 0,05...150 Гц; частота дискретизации 1 кГц (внутренняя – 8 кГц); квантование – 18 бит. Для съема сигналов использовались одноразовые Ag/AgCl ЭКГ-электроды для длительного мониторинга. При регистрации ЭКГ использовались различные схемы наложения электродов, показавшие существенно разные результаты. Поскольку этот вопрос требует специального рассмотрения, в данной статье мы на нем останавливаться не будем.

Далее в разделе рассмотрим описание процедуры.

Предлагаемый метод выделения ЭКГП основан на использовании показавшей высокую эффективность техники анализа независимых компонент (ICA). Однако она применяется не к исходным ЭКГ-сигналам, непосредственно регистрируемым в абдоминальных отведениях, а к сигналам, прошедшим предварительную обработку с целью устранения или снижения уровня компонент с априорно известными характеристиками.

Структурная схема алгоритма, реализующего предлагаемый метод, приведена на рис. 1. В настоящее время процедура реализована на МАТЛАБ в качестве приложения к программному обеспечению системы КАРДИОЛАБ. В дальнейшем предполагается ее имплементация в ПО КАРДИОЛАБ в виде самостоятельного режима работы ЭКГ-комплекса.

1.1. Выделение ЭКГП на основе техники ICA

В соответствии с векторной моделью Бергера и Ван-Милана биоэлектрическая активность сердца может быть представлена как поле трехмерного диполя с фиксированным пространственным положением и изменяющимися во времени амплитудой и ориентацией. Это означает, что сигнал ЭКГМ, измеренный в любой точке на поверхности тела матери, может рассматриваться как линейная суперпозиция трех ортогональных сигналов - подпространства источников ЭКГМ. Аналогично можно определить подпространство источников ЭКГП, при этом его размерность, из-за малого размера сердца плода, обычно меньше трех.

Таким образом, наблюдаемые на поверхности тела матери потенциалы $x_1(k), \dots, x_q(k)$ представляют собой линейную смесь сигналов источников $s_1(k), \dots, s_m(k)$ и аддитивного шума $n_1(k), \dots, n_q(k)$. В матричной форме это записывается следующим образом:

$$x(k) = As(k) + n(k), \quad (1)$$

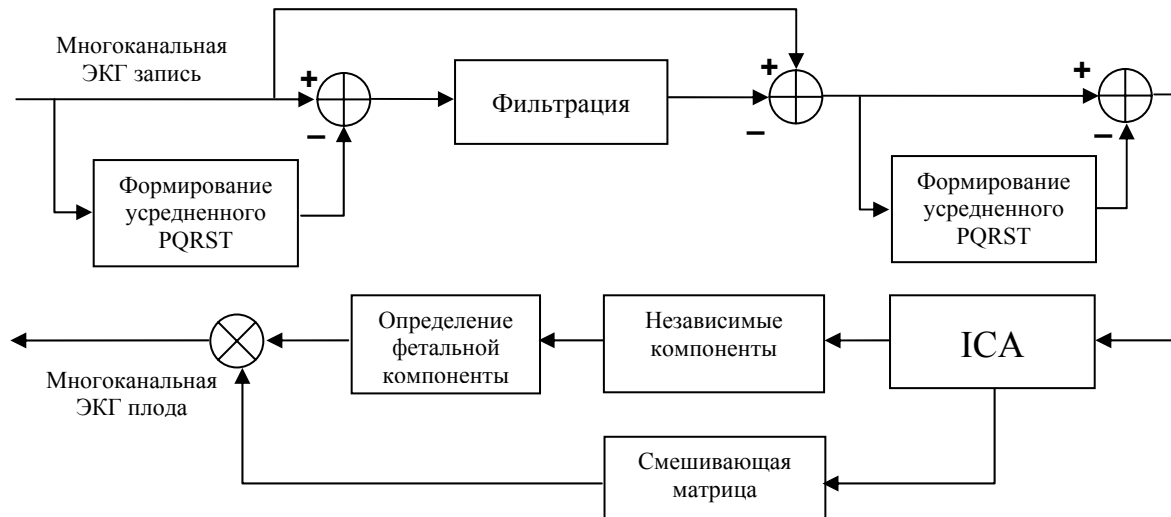


Рис. 1. Структурная схема алгоритма выделения ЭКГ плода

где $x(k)$, $s(k)$ и $n(k)$ – векторы, представляющие собой наблюдаемые смеси сигналов, сигналы ЭКГ-источников и мешающие шумы, соответственно. Матрица A называется смешивающей матрицей и состоит из коэффициентов a_{ij} , представляющих собой постоянные веса, с которыми сигналы источников входят в разные наблюдения (регистрируемые ЭКГ-отведения).

В выражении (1) точно известным является только вектор наблюдения $x(k)$. Величины коэффициентов матрицы A неизвестны, поскольку неизвестна модель распространения сигнала от источников к приемникам. Неизвестна также форма сигналов отдельных источников $s(k)$, поскольку они не могут наблюдаться непосредственно, и доступны лишь в виде зашумленной смеси.

Полагается, что сигналы источников случайны, имеют негауссово распределение вероятностей, а также по причине физической независимости определяющих их биоэлектрических явлений, статистически независимы. По тем же соображениям шумовые компоненты $n(k)$, также можно считать статистически независимыми в разных каналах, а также независимыми от источников сигналов.

Задача разделения с использованием техники ICA – по наблюдаемым измерениям $x(k)$ совместно определить смешивающую матрицу A и сигналы источников $s(k)$. Решение состоит в отыскании так называемой разделяющей (размешивающей) матрицы W , обеспечивающей экстремум по некоторому критерию оптимальности разделения – максимуму негауссовости разделенных компонент [10], минимуму взаимной информации между ними [11], или нелинейной декорреляции [12].

$$s^*(k) = Wx(k) \quad (2)$$

Однако, решение задачи разделения источников в том виде, как это сформулировано выше, к сожалению, оставляет открытым множество вопросов.

Первый и очевидный вопрос – количество источников. Как следует из самой постановки задачи, строгое решение возможно лишь при отсутствии шумов наблюдения и для числа независимых источников $s(k) - m$, совпадающего с числом наблюдаемых сигналов (смесей) $x(k) - q$. При несоблюдении этого условия смешивающая A и разделяющая W матрицы уже не являются обратными друг другу, и решение становится неоднозначным. При этом если число источников меньше, чем число наблюдений, сразу же возникает вопрос – откуда в результате разделения взялись ненулевые компоненты с их числом, большим числа исходных источников. В обратном случае, при числе источников большем числа наблюдений, неопределенность еще большая – в какие из разделенных компонент и в каком соотношении вошли сигналы независимых источников $s(k)$.

Таким образом, если при равенстве размеров $s(k)$ и $x(k)$ ($m = q$) вопрос о качестве разделения может быть связан лишь с работой разделяющего алгоритма, то при $m \neq q$ мы в любом случае будем получать решения для $s^*(k)$, в большей или меньшей степени не совпадающие с $s(k)$. Следовательно, если имеется возможность, используя априорную информацию о разделяемых сигналах уменьшить число подлежащих разделению источников при сохранении числа наблюдений, такую возможность нужно обязательно использовать.

Второе упрощение, обычно принимаемое при объяснении принципа разделения источников с использованием ИСА, это допущение об отсутствии шумов наблюдения – $n(k) = 0$.

Если этого предположения не сделать, то задача разделения формально не решается – число источников (в которое нужно включить и шумы наблюдения) будет всегда больше числа наблюдений и оценки для смешивающей матрицы A^* и сигналов разделенных источников $s^*(k)$ будут всегда отличаться от их истинных значений [13].

$$s^*(k) = x(k)A^{-1} - n(k)A^{-1} \quad (3)$$

Из этого выражения видно, что уменьшение уровня мешающих компонент в наблюдаемых сигналах перед применением процедуры ИСА может существенно улучшить качество разделения.

Наконец, не всегда имеющим место на практике, является предположение о стационарности, то есть о неизменности статистических характеристик источников и коэффициентов смешивающей матрицы A на интервале наблюдения. Если это условие не соблюдается, то сама модель задачи оказывается неверной, что, соответственно, не позволит получить правильного решения. Например, при решении задачи разделения ЭКГМ и ЭКГП, на качество разделения может существенно повлиять обусловленное дыханием изменение во времени пространственной ориентации сердца матери (изменение ориентации его электрической оси), изменение положения плода, а также наличие в отдельных ЭКГ-отведениях участков с высокоамплитудными артефактами.

Нестационарность условий смешивания приведет к появлению дополнительных компонент в разделяемом сигнале при неизменном числе исходных источников.

Имеющие же на самом деле место независимые источники $s(k)$ будут оцениваться неточно при применении к наблюдениям $x(k)$ некорректно определенной разделяющей матрицы. Решение проблемы состоит в усложнении модели смешивания $A(t)$, как зависящего от времени процесса и применении к оцениванию разделяющей матрицы $W(t)$ идеологии фильтрации.

Попыткой ответить на эти вопросы и тем самым повысить качество выделения ЭКГП из абдоминальных записей явилась разработка предлагаемого алгоритма, структурная схема которого приведена на рис. 1.

Работа алгоритма состоит из нескольких этапов, первым из которых является предварительная обработка регистрируемых сигналов.

1.2. Предварительная обработка

Предварительная обработка регистрируемых в абдоминальных отведениях сигналов предполагает с использованием имеющейся априорной информации о характере, временных и спектральных свойствах наблюдаемых сигналов, удаление НЧ-артефактов, колебаний изолинии, сетевой помехи, и вклада ЭКГМ в регистрируемые сигналы.

Рассмотрим каждую из этих процедур, поскольку от качества их выполнения существенно зависит конечный результат.

а) Удаление НЧ-артефактов и колебаний изолинии. Низкочастотные артефакты и колебания изолинии, обусловленные изменением поляризационного потенциала ЭКГ-электродов при движениях и дыхании пациента, являются одной из главных проблем электрокардиографии. При неинвазивной регистрации ЭКГП, из-за низкого уровня электрокардиограммы плода, влияние колебаний изолинии особенно существенно – рис. 2.

Стандартная технология удаления смещения и колебаний изолинии из ЭКГ-записей состоит в их высокочастотной фильтрации. Поскольку спектр ЭКГ лежит в диапазоне примерно от 0,05 до 100 Гц (для ЭКГ плода – от 0,5 до 100 Гц), для предотвращения искажений и сохранения морфологических особенностей ЭКГ порядок и частоту среза (постоянную времени) ВЧ фильтров выбирают ниже этого диапазона и обычно нормируют.

Стандартом в электрокардиографии на сегодняшний день является применение ВЧ-фильтра первого порядка с $F_{вч} = 0.015$ Гц (постоянной времени $T_{вч} = 3,2$ сек). При применении фильтров с линейным или нулевым фазовым сдвигом частота среза фильтра может быть поднята без заметных искажений ЭКГ-сигнала примерно до 0,3 Гц. Вместе с тем, частотный спектр колебаний изолинии, обусловленных движениями и дыханием пациента, особенно при выполнении физической нагрузки [14], может достигать 2 – 8 Гц. То есть спектры полезного (ЭКГМ, ЭКГП) и мешающего сигналов существенно перекрываются, и применение стандартной ВЧ фильтрации требует идти на компромисс между степенью подавления колебаний изолинии и уровнем искажений ЭКГ-сигнала.

Известны и другие технологии удаления колебаний изолинии, например, применение ВЧ-фильтрации с изменяющимися во времени параметрами (частота среза фильтра непрерывно изменяется в соответствии с текущей ЧСС [15]), интерполяция колебаний изолинии полиномами или кубическими сплайнами и их вычитание – [16]. Однако эти методы достаточно сложны в реализации и также не лишены своих недостатков.

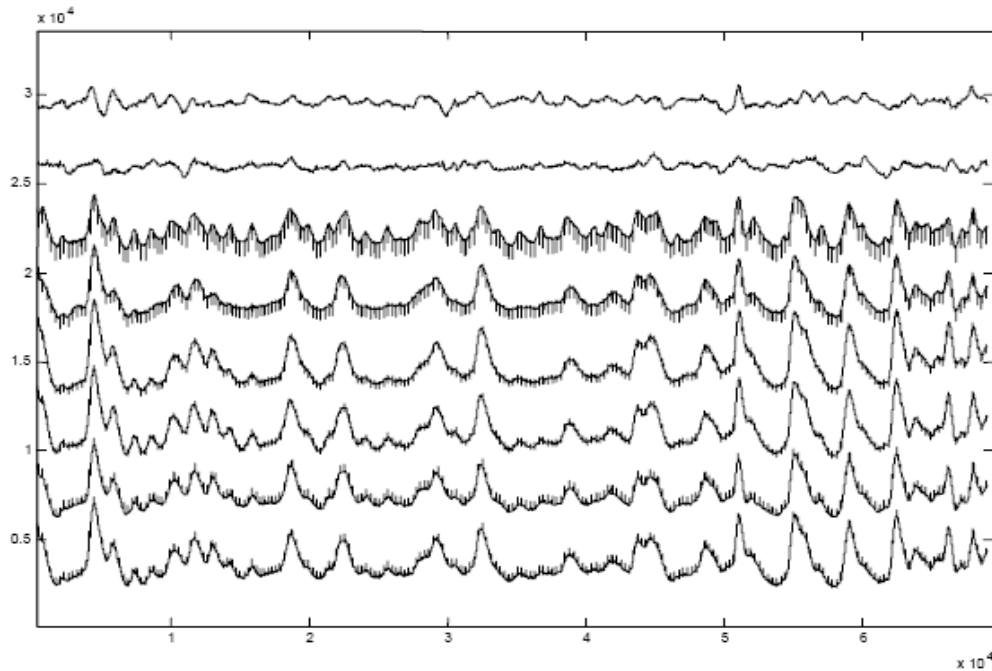


Рис. 2. Пример колебаний изолинии

В [17] предложен метод подавления колебаний изолинии, основанный на НЧ-фильтрации и вычитании остатка, получаемого после удаления из регистрируемого сигнала усредненного ЭКГ-комплекса. При корректной реализации процедуры формирования и вычитания усредненного комплекса предлагаемый алгоритм практически не должен искажать ЭКГ-сигнал, при этом можно использовать эффективные фильтры высокого порядка с частотой среза до 3 – 5 Гц и выше. Более удобным в реализации является использующий эту же идею предлагаемый нами алгоритм, упрощенная структурная схема которого приведена на рис. 3.

Проведенные на большом числе реальных сигналов исследования показали достаточно высокую эффективность метода. При этом он обеспечивает наименьшую степень искажений низкочастотных составляющих ЭКГ-сигнала и наилучшее сохранение его морфологии из всех протестированных нами методов – рис. 4.

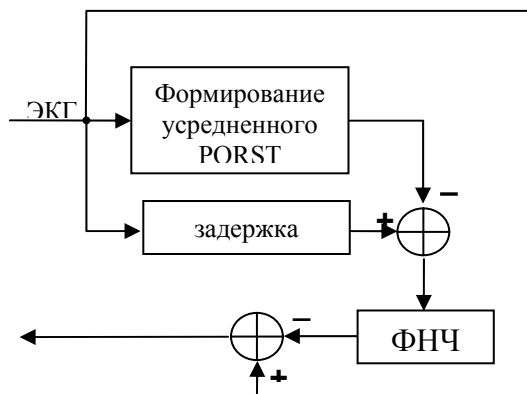


Рис. 3. Метод НЧ-фильтрации

В дальнейших работах по выделению ЭКГП мы отдавали предпочтение именно этому методу подавления колебаний изолинии.

б) Фильтрация сетевой помехи. Сетевая помеха с частотой 50 (60) Гц как правило присутствует в любых записях электрофизиологических сигналов, выполненных в реальных условиях. Ее уровень может быть значительно меньшим, если регистрация производится с использованием приборов с автономным питанием, или большим, когда используется электрокардиограф или персональный компьютер с сетевым питанием. Уровень сетевой помехи зависит от условий регистрации сигнала, характеристик ЭКГ-усилителя, качества ЭКГ-электродов и качества их наложения. Но проблема имеет место всегда.

Для подавления сетевой помехи могут использоваться различные методы. Самый простой подход – использование режекторного (подавляющего) фильтра настроенного на частоту сети. К сожалению, этот способ имеет ряд существенных недостатков. Во-первых, кроме основной частоты 50 (60) Гц в спектре сетевой помехи присутствуют ее достаточно интенсивные гармоники (вплоть до пятой), которые таким фильтром не удаляются. Вторым недостатком – плохая переходная характеристика такого фильтра, приводящая к появлению на участках резкого изменения фильтруемого сигнала (в окрестности QRS-комплекса) так называемого “звона” – искажений, имеющих явно нефизиологический характер – рис. 5, а.

Уровень “звона” режекторного фильтра тем меньше, чем уже его полоса (чем выше порядок фильтра – рис. 5, б).

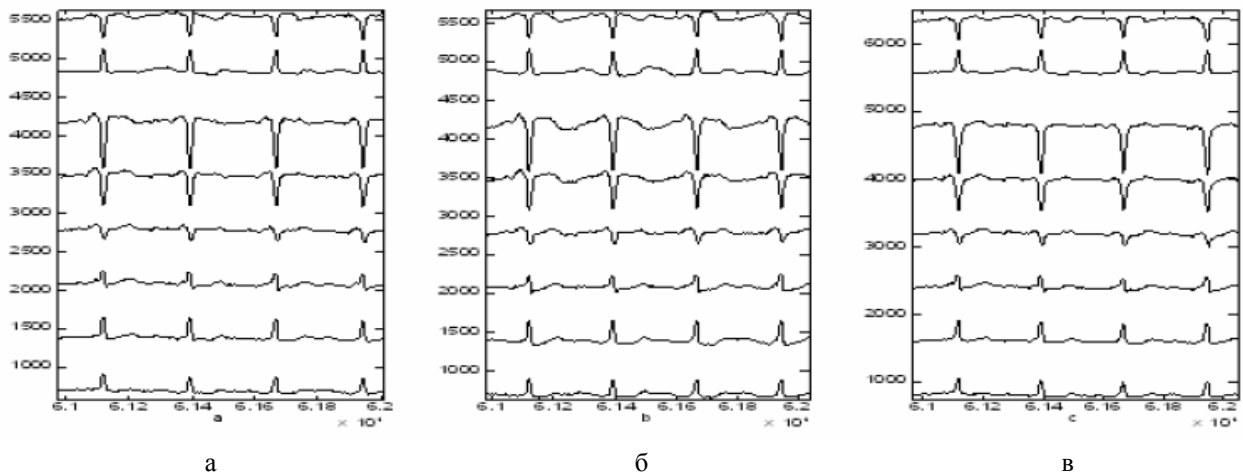


Рис. 4. Результаты НЧ-фильтрации: а – ФВЧ Баттерворта первого порядка ($F_{cp} = 2$ Гц), б – КИХ фильтр с ЛФХ 1000-го порядка ($F_{cp} = 2$ Гц), в – НЧ-фильтрация с удалением QRS-комплексов ($F_{cp} = 2$ Гц)

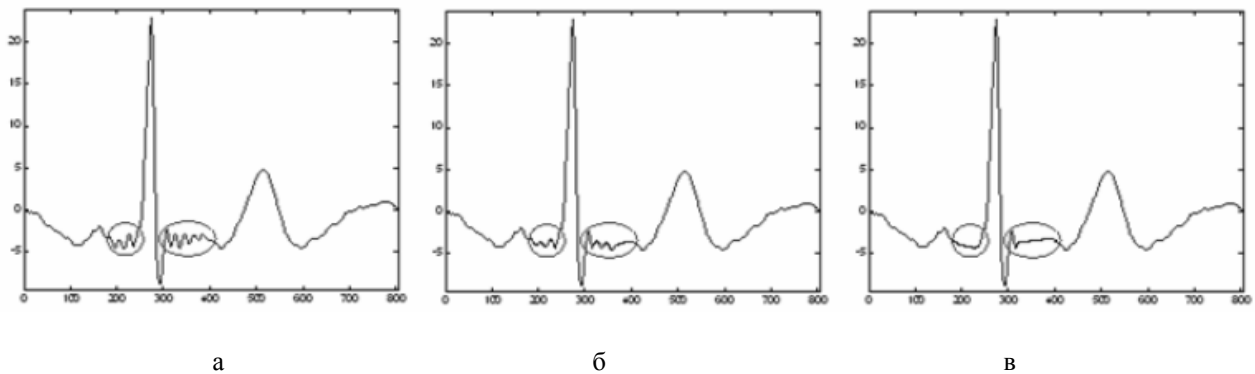


Рис. 5. Удаление сетевой помехи: а – режекторный фильтр низкого порядка, б – режекторный фильтр высокого порядка, в – адаптивный фильтр

Однако полосу подавления нельзя сильно сужать с целью улучшения переходной характеристики, так как ширина спектра помехи превышает 1 – 2 Гц и эффективность более узкополосного фильтра с постоянными во времени параметрами будет невысокой. Значительно более эффективными в этом случае являются адаптивные методы устранения сетевой помехи, основанные на оптимальном оценивании ее изменяющихся во времени параметров – амплитуды, частоты и фазы – рис. 5, в.

в) *Подавление ЭКГМ.* Следующей проблемой выделения ЭКГП из смеси регистрируемых в абдоминальных отведениях сигналов является присутствие в них высокоамплитудной составляющей материнской ЭКГ. На сегодняшний день известно множество различных способов подавления ЭКГМ, основанных на оценивании чистого сигнала ЭКГМ и его вычитании, адаптивной фильтрации с использованием одного или нескольких опорных сигналов ЭКГМ, регистрируемых в грудных отведениях, временном усреднении и вычитании усредненного

комплекса ЭКГМ в каждом из абдоминальных отведений. Каждый из этих способов имеет свои преимущества и недостатки, при этом получается примерно одинаковый результат. Поскольку выполняемые ранее процедуры фильтрации уже предполагали формирование усредненного комплекса ЭКГМ, наиболее удобным оказалось использование последнего способа.

Процедура включает обнаружение QRS-комплексов ЭКГМ и определение их временного положения, формирование усредненного QRS-комплекса ЭКГМ в каждом из абдоминальных отведений с учетом временного сдвига, текущего смещения и наклона изолинии и величины среднеквадратического различия между текущим и усредненным QRS-комплексом. Для обнаружения QRS-комплексов ЭКГМ использовался хорошо зарекомендовавший себя модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса [18] с последующей совместной обработкой результатов поканального детектирования QRS.

Подавление ЭКГМ производится путем вычитания усредненного комплекса в каждом из регистрируемых отведений с изменяющимся во времени весом и временным сдвигом, обеспечивающими минимальное среднеквадратическое различие между усредненным и текущим QRS-комплексами. Более сложная процедура компенсации с динамическим временным деформированием усредненного комплекса большого эффекта не дала, и поэтому в дальнейшей работе от ее использования было решено отказаться. На рисунках рис.6а. и рис.6б. приведены исходные ЭКГ-сигналы после их фильтрации и результат подавления в них компоненты ЭКГМ.

1.3. Разложение остаточного сигнала на компоненты (ICA)

Основным этапом работы предлагаемого алгоритма является процедура разложения сигнала на независимые компоненты (ICA – Independent Component Analysis). Предварительная обработка зарегистрированного сигнала была направлена на уменьшение числа независимых источников, что значительно повышает эффективность работы данной процедуры.

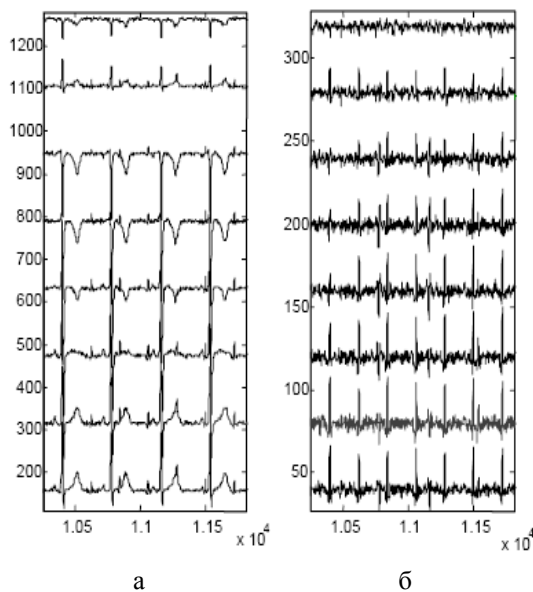


Рис. 6. Подавление ЭКГ матери

К остаточному сигналу применяется процедура ICA, в результате чего получаем набор независимых компонент и смешивающую матрицу, содержащую веса источников в каждом канале.

Основываясь на знании формы и временной структуры интересующего нас сигнала, выбираем ЭКГП (рис. 7). В большинстве случаев ЭКГП соответствует одна независимая компонента. Однако, на поздних стадиях беременности их может быть две, каждая из которых содержит отдельные волны PQRST-комплексов плода.

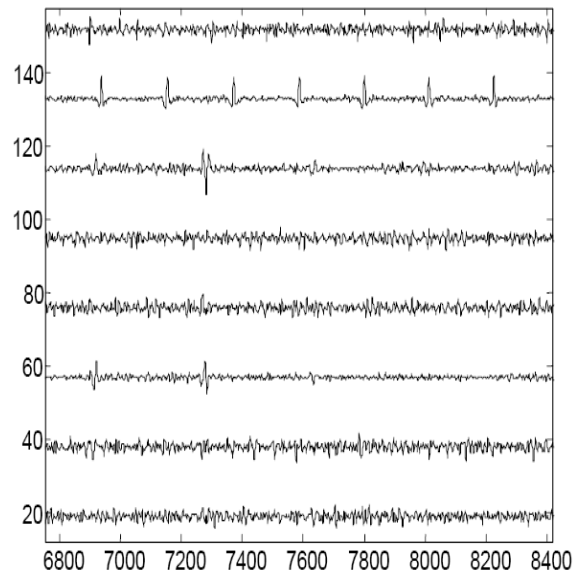


Рис. 7. Результат разложения сигнала на независимые компоненты

1.4. Обработка фетальной компоненты

Поскольку полностью не удается устранить все помехи, так как на практике число источников превышает число наблюдений, при разложении на независимые компоненты, фетальная компонента будет зашумлена. Чтобы избавиться от остаточного шума и артефактов, мы применяем ряд специальных процедур.

а) Восстановление многоканальной ЭКГП. Выбрав из набора независимых компонент, те, которые соответствуют ЭКГП, и зная смешивающую матрицу, мы можем легко восстановить многоканальную ЭКГП (рис. 8, а):

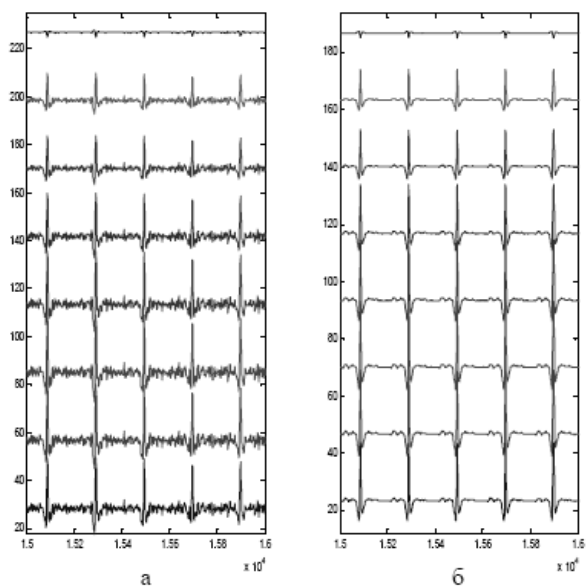


Рис. 8. Многоканальная ЭКГ плода:
а – не фильтрованная, б – фильтрованная

$$x_i(k) = a_{if1} \cdot s_{f1}(k) + a_{if2} \cdot s_{f2}(k), \quad (4)$$

где $s_{f1}(k), s_{f2}(k)$ – фетальные компоненты, a_{if1}, a_{if2} – их веса в соответствующем отведении, i – номер отведения.

На ранних сроках беременности сердце плода рассматривается как точечный источник заряда. ЭКГ плода в этом случае, как правило, соответствует одна компонента и второе слагаемое в выражении (4) обнуляется. На поздних стадиях, когда сердце сформировалось, его биоэлектрическую активность можно рассматривать при помощи модели Бергера и Ван-Милана.

Многоканальная ЭКГП дает представление о расположении плода в утробе матери и его движении.

б) Фильтрация ритмограммы ЭКГП. Важным этапом обработки ЭКГП является корректное обнаружение R-пиков на кардиограмме плода. Для этой цели мы используем модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса с параметрами, адаптированными к ЭКГП.

Однако, при регистрации сигнала с абдоминальной области беременной женщины, на записи довольно часто присутствуют артефакты, которые по своей форме похожи на QRS-комплексы ЭКГП. Также усложняют обнаружение остатки от подавления ЭКГМ. Классические алгоритмы обнаруживают их как нормальные QRS-комплексы. Эти «ложные» комплексы впоследствии могут привести к некорректному анализу ритма сердечной деятельности плода.

Основываясь на априорном знании временной структуры ЭКГП, мы предлагаем алгоритм, который отслеживает «ложные» QRS-комплексы и исключает их.

Участок записи с обнаруженными QRS-комплексами («ложными» и истинными) подвергается вторичному анализу. Учитывая усредненный RR-интервал, комплексы разбиваются на три класса.

- «нормальные» – никаких действий на втором этапе не выполняется:

$$0,8 \cdot mRR \leq RR_i \leq 1,2 \cdot mRR; \quad (5)$$

- «ошибочные» – положение R-пика «ошибочного» QRS-комплекса исключается из массива положений R-пиков:

$$RR_i < 0,8 \cdot mRR; \quad (6)$$

- «пропущенные» – в окрестностях R-пика «пропущенного» QRS-комплекса производится переобнаружение R-пика:

$$RR_i > 1,2 \cdot mRR, \quad (7)$$

где RR_i – текущее значение RR-интервала, mRR – усредненный RR-интервал на участке анализа.

Процедура коррекции ритмограммы позволяет исключить артефакты и корректно проанализировать ритм сердечной деятельности плода (рис. 9).

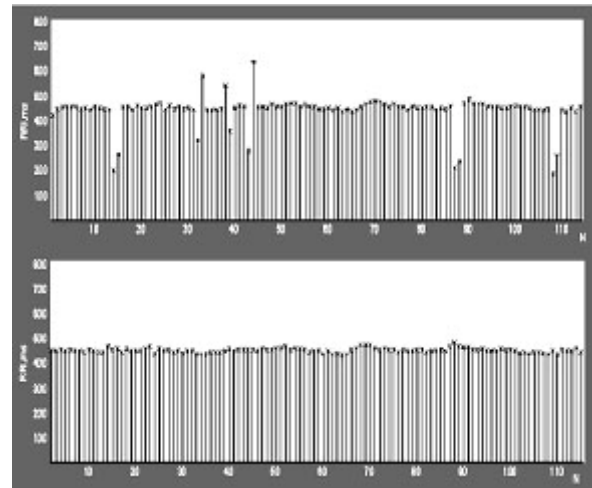


Рис. 9. Фильтрация ритмограммы ЭКГ плода
вверху – до фильтрации, внизу – после

в) Фильтрация компонент ЭКГП. Для фильтрации остаточных шумов в ЭКГП, мы используем процедуру, аналогичную НЧ-фильтрации ЭКГМ. Перед фильтрацией, из записи вычитаются PQRST-комплексы плода, а остаток фильтруется ФНЧ. Результат фильтрации остатка вычитается из исходного сигнала. Поскольку морфологии PQRST-комплексов при таком способе фильтрации ничего не угрожает, частоту фильтрации можно задавать любую (рис. 8, б).

2. Результаты

Предложенный в данной статье метод был испытан на реальных данных.

При помощи кардиографических систем разработки «ХАИ Медика» (CardioLab, Cardio CE, Cardio CE BT, рис. 10) с беременных женщин разных сроков (27 – 41 недель) были зарегистрированы сигналы, которые в дальнейшем были обработаны описанным алгоритмом.

В большинстве случаев (примерно 70%) удалось выделить ЭКГ плода.

Трудности возникли с сигналами, которые были записаны на 28 – 32 недели беременности.

Это связано не с работой самого алгоритма, а с физиологическими процессами, которые происходят в организме женщины. ЭКГ плода в этот период практически отсутствует в регистрируемом сигнале.



Рис. 10 Электрокардиографическая система Cardio CE BT

Далее, данные экспортировались в программу обработки ЭКГ CardioLab, где проводился анализ ритма и морфологический анализ (рис. 11).

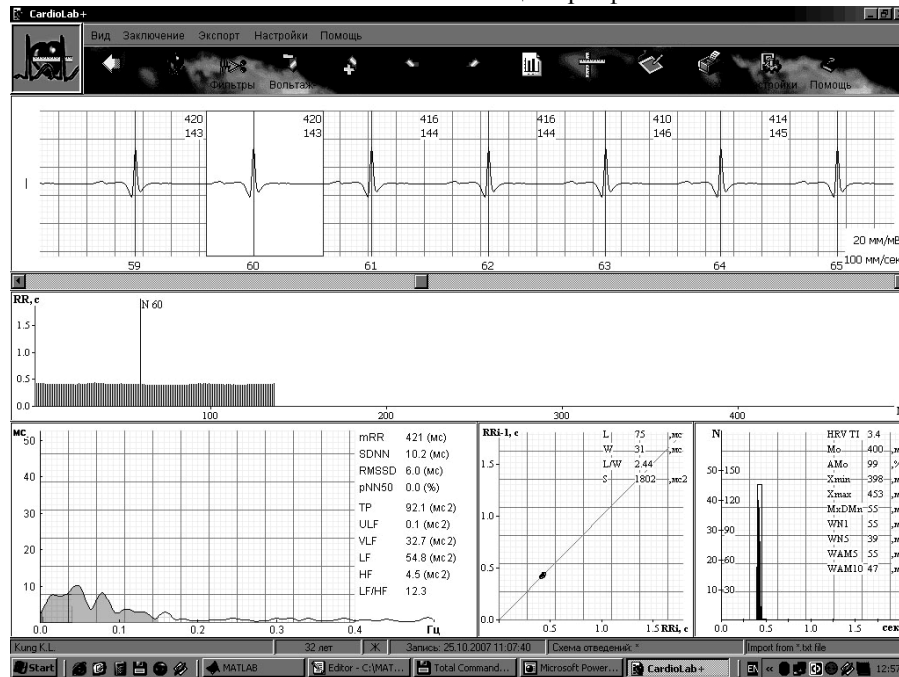


Рис. 11. Программа для анализа ЭКГ CardioLab

Работа алгоритма была опробована на реальных данных. Метод позволяет проводить как анализ ритма, так и морфологический анализ, что значительно расширяет возможности для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний плода на поздних стадиях беременности.

Литература

1. Symonds E.M. *Fetal Electrocardiography*/ E.M. Symonds, D. Sahota, A. Chang – London, UK: Imperial College Press., 2001.
2. Bommel J.H. *Detection procedure to represent the foetal heart rate and electrocardiogram* / J.H. Bommel, H. Weide // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 1966. – 13 p.
3. Widrow B. *Adaptive noise cancelling: principles and applications* / B. Widrow, J.R. Glover, J. McCool,

Выводы

В работе предложен метод неинвазивной регистрации и анализа ЭКГ плода. В основе метода лежит алгоритм, основанный на технике слепого разделения сигналов. Большое внимание уделено процедуре предобработки сигнала, от которой зависит успех выделения ЭКГП. Главной задачей предобработки является максимальное удаление мешающих сигналов (ЭКГМ и шумов). При этом важно не исказить интересующий нас сигнал. Предложен набор фильтров, который выполняет поставленные задачи. Также предложен вспомогательный алгоритм коррекции ритмограммы ЭКГП, который удаляет мешающие артефакты.

J. Kaunitz, C.S. Williams, R.H. Hearn, J.R. Zeidler // *Proc. IEEE.* – 1975. – 62. – P. 1692-1716.

4. Meijer P.B. *A new technique for the suppression of the MECG* / P.B. Meijer // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 1981. – 28. – P. 248-353.

5. Zarzoso V. *Maternal and foetal ECG separation using blind source separation methods* / V. Zarzoso, A.K. Nandi, E. Bacharakis // *IMA J. Math. Appl. Med. Biol.* – 14. – P. 207-225.

6. Lathauwer L.D. *Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation* / L.D. Lathauwer, B.D. Moor, J. Vanderwalle // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 2000. – 47. – P. 567-572.

7. Zarzoso V. *Noninvasive fetal electrocardiogram extraction: blind separation versus adaptive noise cancellation* / V. Zarzoso, A.K. Nandi // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 2001. – 48. – P. 12-18.

8. Ifeachor E.C. *Nonlinear methods for biopattern analysis: role and challenges* / E.C. Ifeachor, N.J. Outram, G.T. Henderson, H.S. Wimalaratna, N. Hudson, R. Sneyd, C. Dong, C. Bigan // *Proc. Ann. Int. Conf. IEEE EMBS.* – 2004. – P. 5400-5406.
9. Sabry-Rizk M. *KTV2001 Virtues and vices of source separation using linear independent component analysis for blind source separation of non-linearly coupled and synchronized fetal and mother ECGs* / M. Sabry-Rizk, W. Zgallai, A. McLean, E.R. Carson, Grattan // *Proc. Ann. Conf. IEEE EMBS.* – Vol. 2. – P. 1985-1989.
10. Hyvarinen A. *Fast and robust fixed point algorithm for independent component analysis* / A. Hyvarinen // *IEEE Trans. Neural Netw.* – 1999. – 10. – P. 626-634.
11. Comon P. *Independent component analysis: a new concept?* / P. Comon // *Signal Process.* – 1994. – 36. – P. 287-314.
12. Jutten C. *Source separation: from dusk till dawn* / C. Jutten, A. Taleb // *Proc. ICA.* – 2000. – P. 15-26.
13. Hyvarinen A. *Independent Component Analysis* / A. Hyvarinen, J. Karhunen, E. Oja – NY: Wiley. – 2001.
14. Laguna P. *Adaptive filtering Of ECG baseline wander* / P. Laguna // *Conf. IEEE EMBS.* – 1992. – 2. – P. 508-509.
15. Sornmo L. *Time-varying digital filtering of ECG baseline wander* / L. Sornmo // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 1993. – 31. – P. 503-508.
16. Meyer C.R. *Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques* / C.R. Meyer // *Comput. Biomed. Res.* – 1977. – 10. – P. 459-470.
17. Kaiser W. *Novel signal processing methods for exercise ECG* / W. Kaiser, M. Findeis // *Int. Journal of Bioelectromagnetism* – 1 (2): 2000. – P. 1310-1317.
18. Pan J. *A real-time QRS detection algorithm* / J. Pan, W.J. Tompkins // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 1985. – BME-32 (3). – P. 230-236.

Поступила в редакцію 2.09.2008

Рецензент: д-р техн. наук, проф., проф. кафедри 501 В.К. Волосюк, Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Харьков.

МЕТОД РЕЄСТРАЦІЇ ТА АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ПЛОДУ ПІД ЧАС ВАГІТНОСТІ

В.І. Шульгін, А.В. Токарєв

У статті пропонується метод високоякісного виділення електрокардіограми плоду (ЕКГП) із записів, що реєструються з поверхні тіла матері в абдомінальних відведеннях, який дозволяє здійснити не тільки аналіз серцевого ритму плоду, а також оцінити морфологічні та часові параметри ЕКГП, що дають додаткову інформацію про стан плоду. На відміну від популярних у теперішній час підходів до виділення ЕКГП, що засновані на прямому застосуванні «сліпого розділення джерел» (BSS) та аналізу незалежних компонент (ICA), запропонований метод у процесі аналізу послідовно враховує існуючу апріорну інформацію про сигнали, що розділяються. Результати проведених досліджень вказують на більш високу якість та більш високу надійність виділення ЕКГП запропонованим методом.

Ключові слова: неінвазивний метод реєстрації, електрокардіограма плоду, сліпе розділення джерел, аналіз незалежних компонент, адаптивна фільтрація.

FOETAL ELECTROCARDIOGRAM REGISTRATION AND ANALYSIS METHOD DURING PREGNANCY

V.I. Shulgin, A.V. Tokariyev

The method of high-quality extraction of foetal electrocardiogram (FECG) from the abdominal leads signals is proposed. The method allows to do heart rate analysis and to estimate morphological and time parameters, which carry additional information about fetus state. In contrast to present popular approaches of FECG extraction, based on direct application of “blind source separation” (BSS) and independent component analysis (ICA), the proposed method takes into account a priori information about signals. The results of the research show higher quality and higher robustness of FECG extraction by the proposed method.

Key words: non-invasive monitoring, fetal electrocardiogram, blind source separation, independent component analysis, adaptive filtering.

Шульгін Вячеслав Иванович – канд. техн. наук, доцент, доцент кафедри проектування радіоелектронних систем летательних апаратів Национального аэрокосмического университета им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Харьков, Украина, e-mail: cds@xai.kharkov.ua.

Токарєв Антон Владимирович – аспірант кафедри проектування радіоелектронних систем летательних апаратів Национального аэрокосмического университета им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Харьков, Украина, e-mail: cds@xai.kharkov.ua.