

УДК 616.12-073.7

# Использование техники слепого разделения источников для выделения электрокардиограммы плода

В. И. Шульгин<sup>1</sup>, А. В. Печенин<sup>1</sup>, В. В. Федотенко<sup>1</sup>, К. В. Наседкин<sup>1</sup>,  
И. В. Лахно<sup>2</sup>

<sup>1</sup>«ХАИ МЕДИКА», Национальный Аэрокосмический Университет,  
им. Н. Е. Жуковского «ХАИ», Харьков, Украина

<sup>2</sup>Харьковский Национальный Университет им. В. Н. Каразина, Украина

## Резюме

Цель работы — разработка эффективного алгоритма выделения электрокардиограммы плода (ЭКГП) с использованием техники слепого разделения источников.

Применение предложенного алгоритма предполагает цифровую обработку электрокардиограммы, регистрируемой с поверхности тела матери. Тестирование алгоритма производилось на более чем 30 ЭКГ-записях кардиографов CardioLab и CardioCE.

Результаты работы показали, что применение предварительной обработки в сочетании с техникой слепого разделения источников в 90% случаев позволяют производить высококачественное выделение ЭКГП.

**Ключевые слова:** выделение ЭКГ плода, слепое разделение источников (BSS), анализ независимых компонент (ICA), CardioLab, CardioCE.

**Клин. информат. и Телемед.**  
2004. Т.1. №2. с.208–212

## Введение

Одной из интересных проблем компьютерной обработки биомедицинских сигналов, на решение которой в последние годы направлены усилия научных коллективов во всем мире, является *проблема выделения ЭКГП*.

Необходимость в наблюдении за сердечной деятельностью плода в ходе беременности возникает очень часто, особенно, если она протекает или завершается с осложнениями. В настоящее время для мониторинга сердечной активности плода в основном используются две технологии.

Первая и наиболее распространенная — ультразвуковая доплерография, основанная на регистрации механических движений сердца плода. При своей простоте и доступности, ультразвуковое исследование, однако, имеет ряд серьезных недостатков.

Во-первых, ультразвуковое зондирование, даже с учетом ограничений на излучаемую УЗ датчиком мощность, не может считаться абсолютно безопасным для формирующегося плода, поэтому, время обследования обычно ограничивается. Во многих же случаях для получения количественных результатов требуются продолжительные интервалы мониторинга.

Во-вторых, чтобы получить достоверные результаты наблюдения (например —

изменений ЧСС плода), необходимо постоянно отслеживать его положение и перемещения, соответственно периодически изменяя положение УЗ датчика.

Наконец, регистрация лишь механических параметров сердечной деятельности не может полностью заменить регистрации и анализа электрокардиограммы, отражающей происходящие в нем первичные электрические процессы.

Вторым методом мониторинга сердечной деятельности плода является инвазивная электрокардиография плода. Эта технология съема ЭКГП обеспечивает ее высокое качество, но требует наложения специального электрода на головку плода и поэтому может использоваться только при родах. В то же время, ранний диагноз в ходе беременности позволяет существенно повысить эффективность соответствующего врачебного вмешательства.

В последние годы предпринимаются попытки разработать неинвазивные методики регистрации ЭКГП, основанные на выделении электрокардиограммы плода из смеси электрокардиографических сигналов, регистрируемых в различных точках на поверхности тела матери.

Проблема состоит в том, что регистрируемые в этом случае сигналы представляют собой смесь материнской ЭКГ (ЭКГМ), значительно более низкой (в 10–100 раз) по уровню ЭКГ плода (ЭКГП) и многочисленных возмущений — сетевой помехи, материнской электромиограммы, материнской дыхательной составляющей, электродных артефактов и шумов регистрирующей аппаратуры.

Первым достаточно успешным, и получившим практическое применение решением проблемы выделения ЭКГП был предложенный в [1] метод адаптивного подавления мешающих сигналов (Multy-Reference Adaptive Noise Cancellation – MRANC). Его идея состоит в адаптивном вычитании составляющей ЭКГМ в абдоминальном отведении, содержащем компоненту ЭКГП с максимальной амплитудой, и являющемся первичным входом подавителя. При этом, составляющая ЭКГМ, обеспечивающая минимум среднеквадратической ошибки (MSE) на выходе адаптивного фильтра с конечной импульсной переходной характеристикой, вычислялась по одному или набору референтных ЭКГ-отведений (обычно – грудных), содержащих преимущественно ЭКГ матери. В качестве практических решений основанных на этой технологии, и получивших коммерческое распространение, можно привести разработки фетальных ЭКГ-мониторов «FEMO» (MEDCO Electronics Systems, Израиль) и «CARE 2000» (University of Nottingham, Нидерланды) [13]. Однако, при своей простоте и достаточно высокой степени подавления ЭКГМ, данный метод, к сожалению, совсем не решает проблемы случайных помех, мышечных и электродных артефактов. Это заставляет искать новые, более эффективные методы выделения ЭКГП.

## Материал и методы

Серьезные перспективы на пути практического решения данной задачи возникли в связи с появлением идеологически совершенно новых технологий, основанных на так называемом «слепом разделении источников» – BSS (Blind Source Separation) или ICA (Independent Component Analysis) [2]. Суть данного подхода, применительно к выделению ЭКГП, заключается в следующем.

В соответствии с векторной моделью сердечной активности Бергера и Ван Милана [3] биоэлектрическая активность сердца на некотором удалении от него может быть в первом приближении представлена как поле трехмерного диполя с фиксированным пространственным положением и изменяющимися во времени амплитудой и ориентацией. Это означает, что сигнал ЭКГМ, изме-

ренный в любой точке на теле матери, может быть представлен как линейная суперпозиция трех ортогональных сигналов – подпространство источников ЭКГМ. Аналогичным образом можно определить подпространство источников ЭКГП.

Таким образом, для любого момента времени вектор источников сигнала можно определить как

$$s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_q(t)] \quad (1)$$

где  $s_i(t)$ ,  $i = 1, 2, \dots, q$  – ЭКГ-источники.

Наблюдение этих сигналов на поверхности тела матери производится с использованием набора пространственно разнесенных приемников, при этом, результатами измерения являются разности потенциалов между парами электродов, расположенными на поверхности тела. Для  $p$  таких пар ( $p$  – ЭКГ-отведений) можно записать вектор наблюдения

$$x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_p(t)] \quad (2)$$

Для низкочастотных сигналов тело является абсолютно проводящей и линейной средой с практически бесконечной скоростью распространения электрического сигнала. В результате, наблюдаемое в каждой точке поверхности тела колебание может быть представлено как линейная комбинация сигналов сердечных источников и аддитивной помехи

$$x_1(t) = m_{11} \cdot s_1(t) + m_{12} \cdot s_2(t) + \dots + m_{1q} \cdot s_q(t) + n_1(t)$$

...

$$x_p(t) = m_{p1} \cdot s_1(t) + m_{p2} \cdot s_2(t) + \dots + m_{pq} \cdot s_q(t) + n_p(t) \quad (3)$$

или, в матричной форме

$$X(t) = M \cdot S(t) + N(t) \quad (4)$$

В этих выражениях точно известным является только вектор наблюдения  $X(t)$ . Матрица  $M$ , содержащая коэффициенты  $m_{ij}$ , с которыми сигнал каждого из источников входит в вектор наблюдения, называется смешивающей матрицей. Величины коэффициентов матрицы  $M$  неизвестны, поскольку неизвестна модель распространения сигнала от источников к приемникам. Неизвестен так-

же вид сигналов отдельных источников  $s_i(t)$ , поскольку они не могут наблюдаться непосредственно, и доступны нам лишь в виде смеси.

Все что мы можем предположить, так это то, что сигналы источников, по причине физической независимости определяющих их биоэлектрических явлений, статистически независимы. По тем же соображениям шумовые компоненты  $n_j(t)$ , также можно считать статистически независимыми в разных каналах, а также независимыми от источников сигналов.

Ставится задача – выделить сигналы отдельных источников  $s_i(t)$ , из наблюдаемой смеси  $x(t)$  (2).

Решение задачи (в простейшем случае – в предположении об отсутствии шумов) состоит в нахождении разделяющей матрицы  $W$  с коэффициентами  $w_{ji}$  такими, что

$$s_1(t) = w_{11} \cdot x_1(t) + w_{12} \cdot x_2(t) + \dots + w_{1p} \cdot x_p(t)$$

$$s_2(t) = w_{21} \cdot x_1(t) + w_{22} \cdot x_2(t) + \dots + w_{2p} \cdot x_p(t)$$

...

$$s_q(t) = w_{q1} \cdot x_1(t) + w_{q2} \cdot x_2(t) + \dots + w_{qp} \cdot x_p(t) \quad (5)$$

Эта матрица является обратной смешивающей матрице  $M$ , и если известны коэффициенты  $m_{ij}$ , определить значения  $w_{ji}$  математически не представляет труда. Проблема состоит в том, что они неизвестны.

Таким образом, задача разделения ЭКГ матери, и ЭКГ плода может быть сформулирована следующим образом: по наблюдаемым измерениям  $X(t)$  необходимо совместно определить смешивающую матрицу  $M$  и сигналы источников  $S(t)$ .

Сформулированная таким образом задача называется задачей «слепого разделения источников». Ее решению в последние несколько лет посвящено множество публикаций [4–10]. Под формулировкой «слепое» в данном случае понимается тот факт, что о характере разделяемых источников, свойствах излучаемых ими сигналов и условиях смешивания сигналов источников имеется

минимальное количество информации. Эта минимальная информация обычно состоит в предположении о статистической независимости источников сигналов, постоянстве коэффициентов смешивающей матрицы  $M$  на интервале наблюдения, и о том, что плотности вероятности распределения амплитуд источников описываются определенным классом вероятностных распределений.

Научно-исследовательским центром радиоэлектронной медицинской техники и технологий «ХАИ МЕДИКА» в течение нескольких лет велись работы по выделению ЭКГП из электрокардиограммы, снимаемой с поверхности тела матери. Исследования проводились с использованием аппаратуры и программных средств электрокардиографической диагностической системы CardioLab+, а также портативных электрокардиографов Cardio CE+ [14] на основе карманных компьютеров (PDA) HP iPAQ 22xx, 39xx или 54xx.

Конечной целью проводимых исследований являлось создание методик регистрации и анализа ЭКГП по сигналам, снимаемым с поверхности тела матери, аппаратуры для регистрации ЭКГ-сигналов с достаточным для выделения ЭКГП разрешением, а также программного обеспечения, обеспечивающего устойчивое выделение ЭКГП из регистрируемых сигналов, а также анализ формы pQRST-комплекса и параметров сердечного ритма плода.

Исследования проводились на базе Городского клинического родильного дома с неонатальным стационаром г. Харькова (главный врач Коровой С. М.). В рамках проводимого исследования в течение этого года зарегистрировано более 100 ЭКГ-записей длительностью от одной до 20 минут, на сроках беременности от 18 до 40 недель. Регистрация велась в восьми абдоминальных отведениях. Длительное (до 20 минут) мониторингирование проводилось с целью детального изучения статистических свойств составляющих ЭКГ-записи сигналов, а также дальнейшей оценки вариабельности сердечного ритма плода.

## Результаты исследования

Постановка и решение задачи слепого разделения источников в том виде, как это было сделано выше, к сожалению, оставляет открытыми множество вопросов. В данном случае задача была

сформулирована таким образом, чтобы показать возможность и пути ее решения. На практике же, приходится иметь дело с более сложными ее моделями.

Первый и очевидный вопрос — количество источников. Как следует из самой постановки задачи, ее строгое решение возможно лишь для числа независимых источников  $s_i(t)$ , совпадающего с числом наблюдаемых сигналов (смесей)  $x_j(t)$ . При несоблюдении этого условия смешивающая  $M$  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 нулевые 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  $s_i(t)$ . Таким образом, если при равенстве размеров  $s_i(t)$  и  $x_j(t)$  ( $p = q$ ) вопрос о качестве разделения может быть связан лишь с работой разделяющего алгоритма, то при  $p \neq q$  мы в любом случае будем получать решения для  $s_i^*(t)$ , не совпадающие с  $s_i(t)$ , и нужно иметь представление о степени этого несовпадения. Подгонка же модели под условие  $p = q$  должна иметь четкое физическое и физиологическое обоснование, что на практике обычно вызывает серьезные затруднения.

Второе упрощение, принятое нами при объяснении принципа разделения источников, это допущение об отсутствии шумов наблюдения  $n_i(t)$ . Если этого предположения не сделать, то задача разделения формально не решается — число источников (в которое нужно включить и шумы наблюдения) будет всегда большим числа наблюдений и решения для разделенных источников  $s_i^*(t)$  будут всегда в той или иной мере отличаться от  $s_i(t)$ . Либо задача разделения должна решаться не детерминистски, а в статистическом смысле, то есть путем отыскания решений  $s_i^*(t)$  максимально близких к  $s_i(t)$ . На практике задачи разделения источников и шумов наблюдения обычно отделяют одну от другой и решают различными способами с учетом временных, спектральных и пространственных различий между ними [11]. Более сложным, но и, по-видимому, более продуктивным, является комбинированный подход, объединяющий обе задачи в одну [12]. Однако, в любом случае нужно понимать, что оценки сигналов источников  $s_i^*(t)$ , получаемые в результате разделения, будут отличаться от исходных  $s_i(t)$ .

Следующим, не всегда имеющим место на практике, является предположение о стационарности, то есть о неизменности статистических характеристик источников и коэффициентов смешивающей матрицы  $m_{ij}$  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, физиологически необъяснимых независимых компонент в разделяемом сигнале при неизменном числе исходных источников. Имеющие же на самом деле место независимые источники  $s_i(t)$  будут оцениваться неточно при применении к наблюдениям  $x_j(t)$  некорректно определенной разделяющей матрицы. Решение проблемы состоит в усложнении модели смешивания  $M(t)$ , как зависящего от времени процесса и применении к оцениванию разделяющей матрицы  $W(t)$  идеологии фильтрации.

Все эти вопросы возникли при попытке практического применения метода слепого разделения к решению задачи выделения ЭКГП, и от правильного ответа на них в значительной мере зависел успех работ по созданию работоспособного прототипа фетального кардиографа.

В качестве базового метода для выделения ЭКГ плода был взят метод слепого разделения источников. Попытка применения метода «в лоб» позволила надежно выделить ЭКГ плода только в 30 случаях. Этот результат вполне объясним, поскольку исходная кардиограмма содержит помимо материнской ЭКГ и ЭКГ плода еще и множество мешающих факторов (помех) — дрейф изоэлектрической линии, миограмму, электродные артефакты, сетевую помеху. При прямом применении техники слепого разделения к таким записям складывается ситуация, при которой число независимых источников полезного сигнала и источников помех превышает число регистрируемых отведений.

Для более эффективного применения технологии разделения применена предварительная обработка зарегистрированной электрокардиограммы, состоящая из нескольких этапов:

1. Стабилизация изоэлектрической линии с частичным или полным подавлением электродных артефактов.

2. Подавление ЭКГ матери в каждом отведении при помощи техники временного усреднения.

3. Линейная фильтрация сетевой помехи в каждом из отведений.

После проведения предварительной обработки сигналы подвергались разделению на независимые компоненты. В результате разложения получаются независимые компоненты, относящиеся к источникам сигналов и оцененную матрицу линейного смешивания для них. Затем из набора независимых компонент выбирались компоненты, относящиеся к ЭКГ плода и эти компоненты подвергались обратному преобразованию с использованием полученной матрицы линейного смешивания. Полученный сигнал во всех отведениях содержит только ЭКГ плода.

Применение предварительной обработки позволило значительно улучшить качество разделения, при этом высококачественная ЭКГП наблюдалась в 90% случаев.

Ниже, на рис. 1. а, б, приведен пример выделения ЭКГП из сигналов, формируемых в восьми абдоминальных отведениях на теле матери.

## Выводы

Полученные в результате исследования выводы можно сформулировать следующим образом.

Несмотря на то, что задача слепого разделения источников формально решается для любых размерностей  $p$  и  $q$  для  $p \geq q$ , необходимо стремиться к максимальному уменьшению размера вектора разделяемых источников  $q$ . Сделать это можно, в частности, путем совместного применения методов фильтрации, адаптивного подавления компонент регистрируемых сигналов  $x_i(t)$  с известными пространственно-временными характеристиками (например – адаптивного подавления компоненты ЭКГМ с использованием опорных каналов или техники временного усреднения) и технологии BSS.

Во-вторых, для получения наилучшего отношения сигнал/шум в разделенных компонентах  $s_k(t)$  необходимо стремиться к максимальному сужению динамического диапазона разделяемых сигналов  $x_j(t)$  (естественно, при сохра-

нении линейности). Иными словами, эффективному применению технологии BSS должна предшествовать обязательная линейная предобработка регистрируемых сигналов, обеспечивающая максимальное подчеркивание в них полезных компонент разделяемых источников.

Высококачественное выделение ЭКГ плода, позволяющее с хорошим разрешением наблюдать собственно ЭКГП в нескольких отведениях, сформировать усредненный комплекс ЭКГП, а также оценить параметры сердечного ритма плода, зафиксировано примерно в 90% случаев.

## Литература

1. Widrow B., Glover J. R., McCool J. M. et al., Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications, Proceedings of the IEEE, Vol. 63, No. 12, December 1975, pp. 1692–1716.
2. Comon P. Independent Component Analysis, a new concept? Signal Processing, Vol. 36, No 3, pp. 287–314, April 1994.

Рис.1(а).  
Исходная ЭКГ плода и матери.

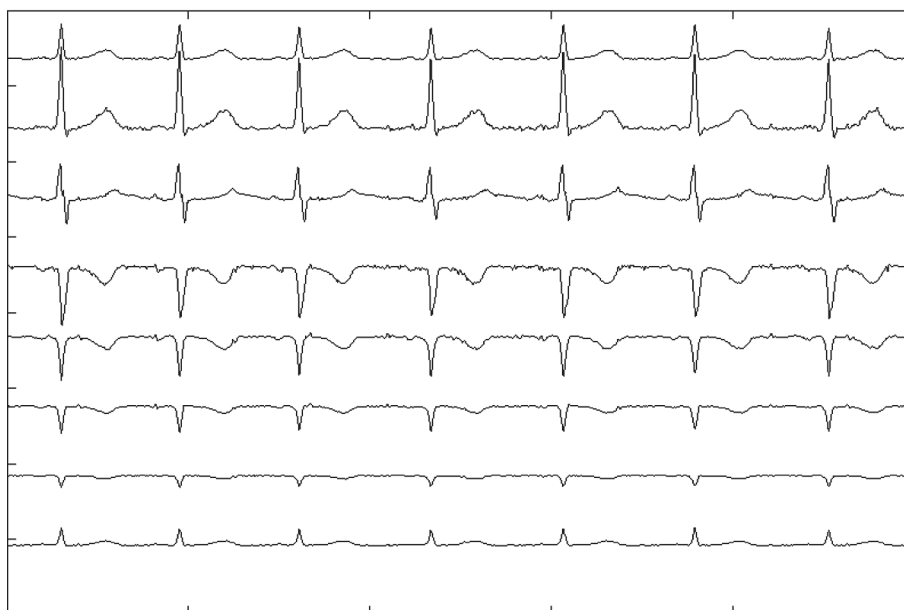
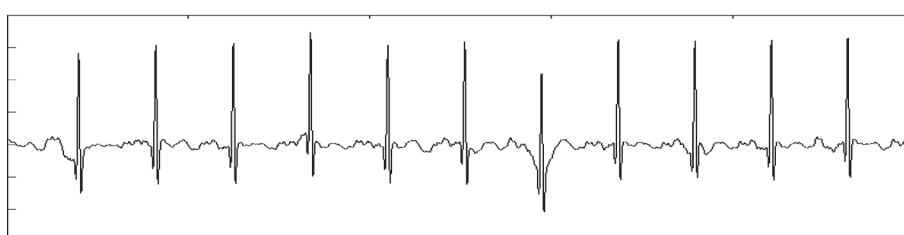


Рис.1(б). Выделенная ЭКГ плода.



3. Plonsey R., Bioelectric Phenomena, NewYork: McGraw-Hill, 1969.
4. Lathauer L. D., Callaerts D., Moor B. D. and Vandewalle J., Fetal Electrocardiogram Extraction by Source Subspace Separation, Proceedings IEEE/ATHOS Signal Processing Conference on Higher-Order Statistics, Spain, June 1995, pp. 134–138.
5. Bacharakis E., Nandi A. K. and Zarzoso V., Foetal ECG Extraction Using Blind Source Separation Methods, in: Proc. EUSIPCO'96, Trieste, Italy, September 10–13, 1996, pp. 395–398.
6. Zarzoso V., Nandi A. K. and Bacharakis E., Maternal and Foetal ECG Separation Using Blind Source Separation Methods, IMA Journal of Mathematics Applied in Medicine & Biology, Vol. 14, No. 3, 1997, pp. 207–225.
7. Zarzoso V. and Nandi A. K., Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Extraction: Blind Separation vs. Adaptive Noise Cancellation, submitted to IEEE Transactions on Biomedical Eng., May 1999.
8. Zarzoso V., Millet-Roig J., Nandi A. K., Fetal ECG Extraction from Maternal Skin Electrodes Using Blind Source Separation and Adaptive Noise Cancellation Techniques Computers in Cardiology, Boston, MA, September 24–27, 2000, pp. 431–434.
9. Vrins F., Lee J. A., Verleysen M., Vigneron V., Jutten C. Improving Independent Component Analysis Performances by Variable Selection \ NNSP 2003 proceedings, Neural Network for Signal Processing Toulouse (France), IEEE, September 17–19, 2003, pp. 359–368.
10. Vigneron V., Paraschiv-Ionescu A., Azancor A., Jutten C. and Sibony O., Fetal electrocardiogram extraction based on non-stationary ICA and wavelet denoising. Techn. report, LIS-INPG, Grenoble, France, March 2003.
11. Jung Tzyy-Ping, Makeig Scott, Lee Te-Won, McKeown Martin J., Brown Glen, Bell Anthony J., and Sejnowski Terrence J., Independent Component

Analysis of Biomedical Signals, from <http://www.cnl.salk.edu/~jung/ica.html>.

12. Vrins F., Lee J. A., Verleysen M., Vigneron V., Jutten C. Improving Independent Component Analysis Performances by Variable Selection \ NNSP 2003 proceedings, Neural Network for Signal Processing Toulouse (France), IEEE, September 17–19, 2003, pp. 359–368.
13. Кардиографы ХАИ-МЕДИКА, [www.xai-medica.com](http://www.xai-medica.com).

### Blind source separation technology application to fetal electrocardiogram extraction

V. I. Shulgin<sup>1</sup>, A. V. Pechenin<sup>1</sup>, V. V. Fedotenko<sup>1</sup>, K. V. Nasedkin<sup>1</sup>, I. V. Lahno<sup>2</sup>

<sup>1</sup>«ХАИ МЕДИКА», National aerospace University «KhAI» named M. E. Zhukovsky, Kharkiv, Ukraine  
<sup>2</sup>Kharkiv National University named V.N.Karazin, Ukraine

#### Abstract

The purpose of the work is development of effective fetal electrocardiogram (FECG) extraction algorithm on the base of a blind source separation technology.

Application of the proposed algorithm assumes a digital processing of the electrocardiogram recorded from the mother body surface. This algorithm was tested by more than 30 ECG-records of CardioLab and CardioCE cardiographs.

The results of the work showed that the application of preprocessing in combination with blind source separation technology make it possible to produce high-quality FECG- extraction in 90% cases.

**Keywords:** fetal ECG extraction, Blind Source Separation (BSS), Independent Component Analysis (ICA), CardioLab, CardioCE.

### Використання техніки сліпого розділу джерел для виділення електрокардіограми плоду

V. I. Шульгін<sup>1</sup>, О. В. Печенін<sup>1</sup>, V. V. Федотенко<sup>1</sup>, К. В. Наседкін<sup>1</sup>, I. В. Лахно<sup>2</sup>

<sup>1</sup>«ХАИ МЕДИКА», Національний Аерокосмічний Університет, ім. М. Є. Жуковського «ХАИ», Харків, Україна  
<sup>2</sup>Харківський Національний університет ім. В. Н. Каразіна, Україна

#### Резюме

Ціль роботи — розробка ефективного алгоритму виділення електрокардіограми плоду (ЕКП) з використанням техніки сліпого розділення джерел.

Застосування запропонованого алгоритму припускає цифрову обробку електрокардіограми, реєструємої з поверхні тіла матері. Тестування алгоритму проводилось на більш ніж 30 ЕКГ-записах кардіографів CardioLab та CardioCE.

Результати роботи показали, що застосування попередньої обробки в сполученні з технікою сліпого розділу джерел в 90% випадків дозволяють отримати високоякісне виділення ЕКП.

**Ключові слова:** виділення ЕКГ плоду, сліпий розділ джерел, аналіз незалежних компонент, CardioLab, CardioCE.

#### Переписка

к.т.н. В. И. Шульгин  
«ХАИ МЕДИКА», Національний Аерокосмічний Університет, ім. Н. Е. Жуковського «ХАИ»  
ул. Чкалова, 17  
Харьков, 61070, Україна  
тел. +380 (57) 719-9188  
e-mail: cds@xai.kharkov.ua