

ПРИМЕНЕНИЕ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

УДК 862.32:537.8

АЛГОРИТМ АНАЛИЗА МАГНИТОКАРДИОСИГНАЛОВ: МЕТОД ГЛАВНЫХ КОМПОНЕНТ

© 2019 г. И. В. Недайвода¹, М. А. Примин¹, Ю. В. Масленников^{2, 3, *}

¹Институт кибернетики им. В.М. Глушкова НАН Украины,
просп. Академика Глушкова, 40, Киев, 03187 Украина

²Институт земного магнетизма, ионосферы и распространения радиоволн им. Н.В. Пушкова РАН,
Калужское шоссе, 4, Троицк, Москва, 108840 Российская Федерация

³Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
ул. Моховая, 11, стр. 7, Москва, 125009 Российская Федерация

*E-mail: cryoton@inbox.ru

Поступила в редакцию 19.08.2018 г.

После доработки 16.11.2018 г.

Принята к публикации 30.11.2018 г.

Предложен и программно реализован новый алгоритм обработки и анализа магнитокардиосигналов на основе метода главных компонент. Работа алгоритма промоделирована на реальных данных магнитометрических исследований сердца человека.

DOI: 10.1134/S0033849419110196

ВВЕДЕНИЕ

Жизнедеятельность живых организмов сопровождается излучением магнитных полей. Их источниками являются: движение ионов вследствие электрической активности клеточных мембран; магнитные материалы, которые принимают участие в биологических процессах, имеют разную магнитную восприимчивость и поэтому по-разному искажают приложенные внешние магнитные поля; ферромагнитные и парамагнитные частицы, которые проникают тем или иным способом или целенаправленно вводятся внутрь организма. Независимо от вида источника все биомагнитные сигналы весьма слабые, намного слабее окружающих магнитных помех, которые могут превышать их по амплитуде на 12 порядков. Измерение биомагнитных сигналов стало возможным только после изобретения СКВИД (СКВИД – сверхпроводниковый квантовый интерференционный датчик), имеющих рекордно высокую чувствительность к магнитному полю (до 10^{-15} Тл).

Измерение биомагнитных сигналов вызывает значительный интерес с точки зрения разработки новых методов диагностики в медицине в связи со следующими преимуществами СКВИД-магнитометрии: бесконтактные измерения, в том числе через одежду или повязку; абсолютная безопасность и безвредность; получение более надежной информации об электрических процессах в органах (поскольку магнитная неоднородность тканей тела значительно ниже, чем электриче-

ская), возможность измерения магнитных сигналов в любых точках и составления пространственных карт магнитных сигналов, высокая точность локализации источников магнитных сигналов и возможность определения их параметров и искажений. Индукция магнитного поля как вектор характеризуется не только абсолютной величиной, но и направлением, которое также может давать дополнительную диагностическую информацию. Благодаря этому биомагнитометрия способна обеспечить такой информацией об организме, которую невозможно получить никакими другими методами. В последние десятилетия именно биомагнетизм оказался движущей силой развития измерительной СКВИД-техники. А усовершенствованные СКВИД-системы, в свою очередь, дали возможность получить новые результаты в биомагнетизме, открыть новые перспективы их применения.

Однако реализация измерений с помощью сверхчувствительных СКВИД-сенсоров является непростой проблемой и связана с решением ряда задач, таких как подавление шумов, фильтрация, многоканальный ввод в компьютер, обработка больших массивов сигналов, их отображение, интерпретация результатов измерений и т.п. Все эти задачи присущи любой СКВИД-системе, но каждая система имеет и свои особенности.

В данной работе предложен алгоритм одного из этапов обработки магнитометрических сигналов на основе метода главных компонент (ГК).

Известно, что ГК-метод используют в статистическом анализе данных с целью уменьшения размерности пространства описания исследуемых процессов [1]. Главные компоненты получают как линейную комбинацию переменных из набора исследуемых данных, с весом, выбранными таким образом, что главные компоненты становятся взаимно некоррелированными. Каждый компонент содержит новую информацию о наборе данных, а первые несколько компонентов, как правило, дают полное представление об изменении и свойствах большинства данных из набора. Другими словами, использование ГК-метода позволяет, с одной стороны, выполнить “сжатие” данных, а с другой – приводит к уменьшению уровня шума в заданном сигнале при восстановлении сигнала с помощью найденных собственных векторов [2].

В статье рассмотрены и некоторые, возможные применения метода главных компонент в магнитокардиографии (МКГ) на этапе анализа усредненных кардиокомплексов. Работа алгоритма показана на примере анализа МКГ данных групп пациентов.

1. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

1.1. Магнитокардиографические измерения

Магнитокардиография – это один из новых методов диагностики в кардиологии, который предполагает анализ величин параметров магнитного поля сердца человека, бесконтактно зарегистрированных сверхчувствительной магнитометрической аппаратурой в воздухе, над грудной клеткой пациента. Для получения диагностической информации разработаны и применяются магнитометрические системы (магнитокардиографы) на основе СКВИД. Эти системы разрабатываются на основе разных конструкций преобразователей магнитного потока детекторов поля (осесимметричные градиентометры первого или второго порядка; планарные градиентометры и т.д.) и различной конфигурации. Однако во всех случаях точками измерения магнитного поля, как правило, являются узлы прямоугольной, регулярной решетки, расположенной в плоскости, параллельной поверхности грудной клетки пациента. В каждом из этих узлов (в одном, нескольких или всех, в зависимости от используемого измерителя) синхронно регистрируются величины магнитного поля сердца и, если необходимо, опорный сигнал (одно из стандартных отведений электрокардиограммы – ЭКГ). При исследовании МКГ часто точки измерения (общим числом 36) располагают в узлах равномерной сетки с шагом 4 см (шесть рядов и шесть столбцов по взаимно перпендикулярным направлениям). При этом и для одноканальных, и для многоканальных си-

стем характерный размер области измерений составляет ≈ 20 см, а плоскость располагают максимально близко к поверхности тела.

Для определенности отметим, что в нашем случае все МКГ были зарегистрированы в обычном, специально не экранированном помещении 12-канальной (девять измерительных каналов и три канала – векторный магнитометр) магнитометрической системой, а основу измерительного канала магнитометрической системы составляли СКВИД-градиентометры второго порядка с аксиальными трансформаторами магнитного потока [3]. Алгоритм измерений предполагает четыре последовательных пространственных позиции измерителя над грудной клеткой пациента. Для согласования МКГ в разных позициях синхронно выполняется запись одного отведения ЭКГ (второе стандартное отведение). Продолжительность записи в каждой позиции измерителя составляет 30 с при частоте регистрации сигнала 1000 Гц.

На этапе предварительной обработки результатов измерений производится морфологический анализ опорного ЭКГ-сигнала и определяется количество кардиокомплексов в записи, их тип (нормальный, экстрасистола, артефакт и т.д.) и местоположение на временной оси максимумов зубцов “R”. В соответствии с найденными комплексами ЭКГ, автоматически выделяются кардиокомплексы в сигналах МКГ, а затем производится их цифровая обработка, анализ и усреднение. В качестве примера на рис. 1а показан магнитокардиосигнал (после цифровой фильтрации), регистрируемый магнитокардиографом [3] с отметками найденных типов кардиокомплексов и сигнал ЭКГ. Один из режимов работы программного обеспечения магнитокардиографа позволяет сформировать временные последовательности магнитокардиосигнала в виде $N = 1000$ равноотстоящих моментов времени t_1, t_2, \dots, t_N длительностью 1 мс таким образом, что фиксированный момент времени (нашем случае, $t = t_{333}$) соответствует максимуму зубца “R” усредненного кардиокомплекса. Усредненные кардиокомплексы МКГ одного из пациентов, полученные в соответствующих точках над грудной клеткой, показаны на рис. 1б в виде графиков, а на рис. 1в – в виде “совмещенной” МКГ всех 36 точек плоскости измерений.

Полученный таким образом набор усредненных значений сигнала МКГ $\Psi(1, 1, t_1), \Psi(1, 1, t_2), \dots, \Psi(1, 1, t_N), \dots, \Psi(i, j, t_k), \dots, \Psi(6, 6, t_N)$ синхронизирован как по времени, так и по пространству (в точках решетки и границах области измерений) и является исходными данными для дальнейшего анализа ($i, j = 1, 6; k = 1, N$).

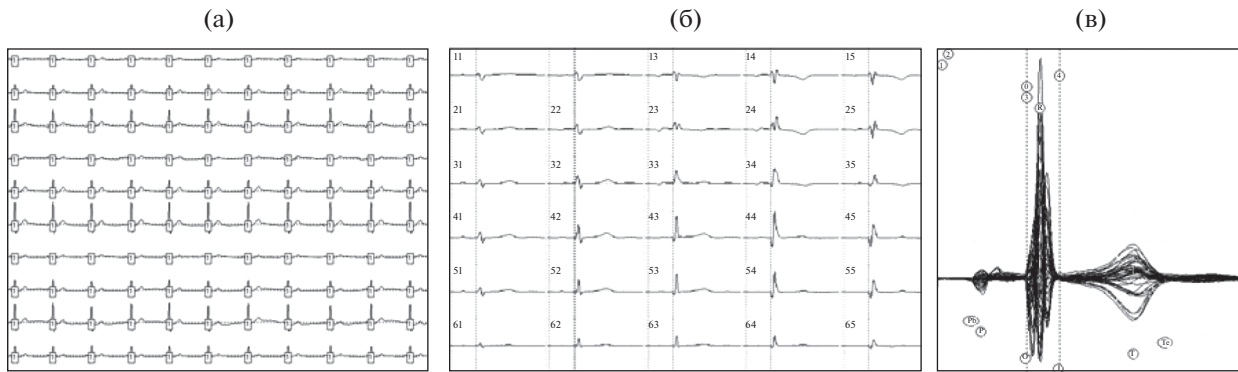


Рис. 1. Варианты отображения МКГ-сигнала на экране компьютера: а – МКГ-сигнал после цифровой фильтрации и определения типов комплексов; б – усредненная МКГ в каждой из 36 заданных точек плоскости измерений; в – совмещенная магнитокардиограмма.

1.2. Алгоритм преобразования данных МКГ: метод главных компонент

Итак, после регистрации и предварительной обработки магнитокардиосигнала (МКГ-сигнала) известны $N \times 36$ значений величин выходного сигнала СКВИД-градиентометра второго порядка в каждом узле решетки измерений $\Psi(1, 1, t_1), \dots, \Psi(1, 1, t_N), \dots, \Psi(i, j, t_k), \dots, \Psi(6, 6, t_N)$. Диапазон изменения значений параметра Ψ определяется как разрядностью аналогово-цифрового преобразователя, который используется для введения регистрируемого МКГ-сигнала в компьютер, так и расстоянием между датчиком магнитного поля и источником сигнала, которое зависит в том числе от особенностей анатомического строения грудной клетки пациента. Поэтому на первом этапе обработки данных производится нормировка результатов измерений: вычисляются нормированные $36 \times N$ значений МКГ-сигнала $\Omega(I, t_k)$ таким образом, чтобы выполнялось условие:

$$\Omega(I, k) = c\Psi(i, j, k), \quad \sum_{I=1}^{36} \sum_{k=1}^N \Omega(I, k) = C, \quad (1)$$

где c, C – константы, I – номер точки наблюдения с координатами (i, j) ($I = 1, \dots, 36$).

После нормирования МКГ-сигнала сформируем матрицы ξ_a и ξ_b . Размерности матриц равны $36 \times N$ и $N \times 36$ соответственно. При этом элементы строки матрицы ξ_a с номером “ a ” совпадают со значениями нормированного МКГ-сигнала для этого момента времени, т.е. $\Omega(1, t_a), \dots, \Omega(36, t_a)$. А элементы строки матрицы ξ_b с номером “ b ” – со значениями нормированного МКГ сигнала для соответствующей точки наблюдения, т.е. $\Omega(i, t_1), \dots, \Omega(i, t_N)$. После этого введем квадратичный тензор пространственно-временных характеристик магнитного поля с размерностью 36×36 и вычислим

значения величин его элементов с помощью свертки матриц ξ_a и ξ_b

$$\xi(a, b) = \xi_a \otimes \xi_b. \quad (2)$$

Определенный таким образом тензор $\xi(a, b)$ симметричен, его след равен нулю, а его элементы вещественны. Отсюда следует, что с помощью стандартных методов, например метода последовательных вращений, тензор $\xi(a, b)$ может быть приведен к диагональному виду. Таким образом, на заключительном этапе алгоритма преобразования данных определяется вектор собственных значений $\lambda_1, \dots, \lambda_{36}$ размерностью 36 (значения диагональных элементов матрицы).

Отметим, что оператор, который преобразует тензор $\xi(a, b)$ к диагональному виду, можно применить и для преобразования единичной матрицы размерностью 3×36 . В результате получаем значения элементов $\alpha(1, 1), \alpha(1, 2), \dots, \alpha(I, J), \dots, \alpha(36, 36)$ матрицы собственных векторов МКГ-сигнала. Затем вычислим $36 \times N$ значения МКГ-сигнала в новой “собственной” системе координат с помощью следующих соотношений:

$$\ddot{\Omega}(I, k) = \sum_{j=1}^{36} \alpha(k, I)\Omega(j, k), \quad (3)$$

и автоматически сформируем последовательность β главных компонент в порядке убывания значений величин энергии МКГ-сигнала (пропорциональна сумме квадратов МКГ-сигнала для всех N моментов времени исследуемого интервала).

Временные ряды МКГ-сигнала в заданной (лабораторной) системе координат и “собственной” системе координат, базисные векторы кото-

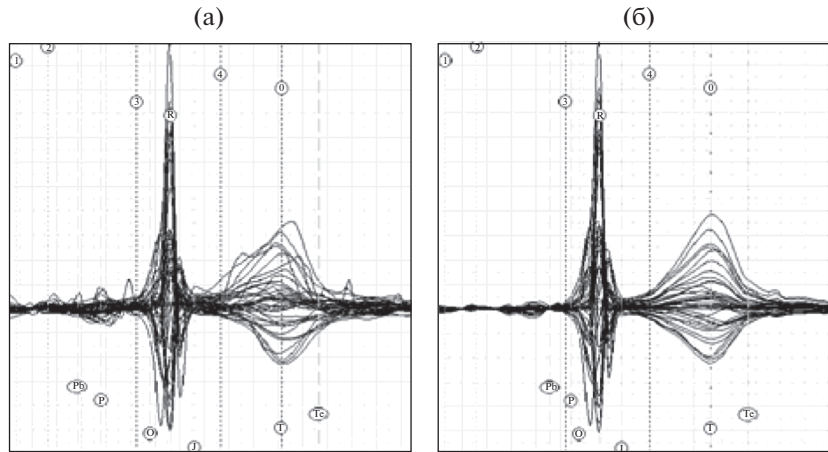


Рис. 2. Совмещенная МКГ до (а) и после (б) применения метода главных компонент.

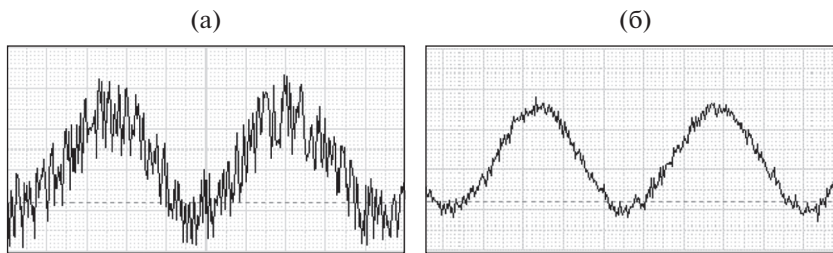


Рис. 3. МКГ-сигнал в одной из точек измерения до (а) и после (б) работы алгоритма метода главных компонент.

рой совпадают с собственными векторами, связаны с помощью соотношений, аналогичных (3):

$$\Omega(I, k) = \sum_{j=1}^{j=Q} \alpha(k, I) \ddot{\Omega}(j, k). \quad (4)$$

С помощью соотношений (4) можно вычислить значение МКГ-сигнала $\delta(i, j, k, Q)$ в узле решетки с номером i, j в момент времени k в предположении, что используются только Q первых элементов сформированной последовательности β главных компонент. Тогда точность описания данных измерений на основе соотношений (1)–(4) можно оценить с помощью значения средне-квадратической погрешности

$$\lambda(k, Q) = \sum_{i=1}^6 \sum_{j=1}^6 \frac{(\Psi(i, j, k) - \delta(i, j, k, Q))^2}{\Psi(i, j, k)^2}, \quad (5)$$

которое равно нулю, если параметр Q имеет максимальное значение (равно количеству точек наблюдения, в нашем случае $Q = 36$). Таким образом, можно утверждать, что для произвольной МКГ-записи существует предельное значение параметра Q (< 36), при котором значение средне-квадратической погрешности не превышает за-

данный уровень (например, 0.1) для произвольного момента времени.

1.3. Численное моделирование и варианты преобразования магнитокардиосигналов

Исходные данные, полученные после цифровой обработки зарегистрированных магнитных сигналов сердца взрослого человека в виде совмещенных МКГ показаны на рис. 2а, и те же зависимости после применения алгоритма ГК-метода (1)–(4) – на рис. 2б. Как видно, исходные кривые МКГ (см. рис. 2а) содержат магнитный шум и артефакты, которые не устранены в процессе цифровой фильтрации и усреднения. Результат применения ГК-метода на рис. 2б отображает существенное повышение отношения “сигнал/шум”, что является важным для получения достоверного диагностического заключения. Порядок ослабления шумового сигнала (фильтрация) после применения ГК-метода (1)–(4) в явном виде показан на примере анализа “зашумленной” МКГ-записи в одной из точек измерения (рис. 3).

Как в первом примере (см. рис. 2), так и во втором (см. рис. 3) преобразование сигналов выполнено при $Q = 5$. Таким образом, для восстановле-

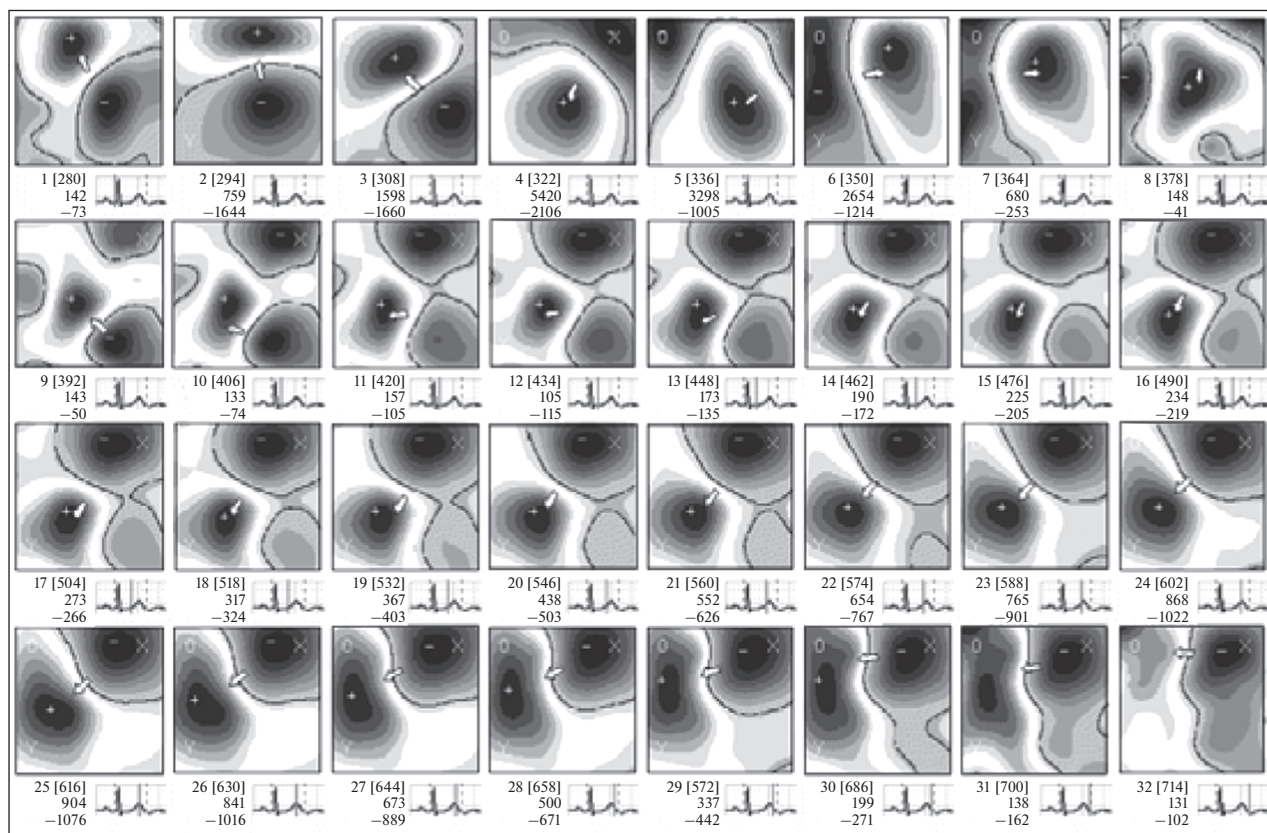


Рис. 4. Распределение величин магнитного поля сердца человека в границах плоскости измерений на интервале “Q”–“Te” усредненного кардиокомплекса.

ния МКГ-записи можно хранить не всю исходную выборку, а только следующий набор данных:

1) тензор пространственно-временных характеристик МКГ-сигнала (размерность $36 \times 36 = 1296$);

2) временные ряды МКГ-сигнала в пяти точках “собственной” системы координат (размерность $5 \times N = 5000$).

Другими словами, чтобы восстановить измеренные значения МКГ-сигнала в любой заданной точке измерения для произвольного момента времени необходимо хранить в памяти компьютера 6296 значений, что практически в шесть раз меньше чем исходный объем измерительной информации ($6 \times 6 \times N = 36000$).

1.4. Магнитные карты для собственных значений

Построение и анализ динамической последовательности пространственного распределения величин параметров магнитного поля сердца пациента в границах плоскости измерений (карт магнитного поля) для выбранных моментов времени усредненного кардиоцикла – один из основных и

наглядных этапов анализа МКГ. На рис. 4 показаны магнитные карты для 32 моментов времени для той же МКГ записи, что и на рис. 1. При этом временной интервал был сформирован в ручном режиме: шаг (дискретность) по времени составляет 14 мс, а границы интервала совпадают с положением узловых точек “Q” и “Te” (“Te” – точка окончания зубца “T”) усредненного кардиокомплекса. Магнитные карты показаны в режиме заполнения соответствующим цветом промежутков между последовательностью изолиний равного уровня [4]. Отметим, что каждая карта представляет собой распределение измеренных величин магнитного поля $\Psi(\vec{r}, k)$ не только в заданных точках плоскости измерений (36 точек), но и в точках, которые не являются узлами измерений, а величины сигнала в этих точках получены путем применения методов интерполяции [5].

Как было показано, временные ряды МКГ-сигнала в заданной (лабораторной) системе координат и “собственной” связаны с помощью соотношений (4). Предположим теперь, что в узле решетки в “собственной” системе координат, где энергия МКГ-сигнала имеет максимальное значение, этот сигнал для всех моментов времени равен 1. Тогда с помощью соотношений (4) по-

лучим распределение значений МКГ-сигнала в узлах решетки плоскости измерений. Обозначим это распределение (в “собственной” системе координат) как $G_1(\vec{r})$. Аналогично можно вычислить распределения магнитного поля $G_2(\vec{r})$, $G_3(\vec{r})$, ..., $G_{36}(\vec{r})$. Тогда схему преобразования (4) можно записать в виде

$$\Psi(\vec{r}, k) = \sum_{m=0}^Q G_m(\vec{r}) \ddot{\Omega}(m, k). \quad (6)$$

Другими словами, магнитное поле для произвольного момента времени, усредненного кардиокомплекса можно представить в виде линейной комбинации Q магнитных карт, а их количество может быть равно 1, 2, 3, ... или равно количеству точек измерения (в нашем случае 36). Распределения магнитного поля $G(\vec{r})$ в “собственной” системе координат можно отобразить также в виде магнитных карт, а затем с помощью (4), (5) пересчитать эти данные в заданные точки исходной плоскости измерений. На рис. 5 в графическом виде показана принципиальная схема работы алгоритма преобразования магнитометрической информации при анализе МКГ.

При реализации алгоритма ГК-метода в программном обеспечении магнитокардиографа магнитное поле для заданного момента времени кардиоцикла в границах области измерений (магнитная карта) представлено на экране компьютера в виде “графической формулы”.

Результаты преобразования данных показаны на рис. 6 для того же пациента, что и на рис. 1. Для магнитных карт в “собственной” системе координат в текстовом виде указаны значения весовых коэффициентов (рис. 6а). Погрешности между измеренным и вычисленным распределениями магнитного поля составили 0.38, 0.12 и 0.09 соответственно (в текстовом виде также указаны на рис. 6б).

1.5. Карты распределения вектора плотности токов для собственных значений

Представление результатов измерений магнитного поля в виде суммы соответствующего набора магнитных карт в математической интерпретации (6) можно рассматривать также и в соответствии с принципом аддитивности: в произвольной точке пространства вектор магнитной индукции является векторной суммой магнитных полей всех источников.

Будем предполагать, что для каждой магнитной карты рис. 6 получено решение обратной задачи магнитостатики и найдено распределение вектора плотности токов в плоскости, параллельной плоскости измерений. Метод решения обратной задачи приведен нами в [6] и основан на применении двойного интегрального преобразо-

вания Фурье. При этом система токов распределена в плоскости, которая расположена от плоскости измерений на расстоянии, равном соответствующей координате магнитного диполя (определяется по результатам измерений МКГ-сигнала на предыдущем этапе обработки данных) [7].

Исходя из этого в рамках соотношений (3) введем 36 независимых источников магнитного поля в виде систем плоских токов $J_1(\vec{r})$, $J_2(\vec{r})$, $J_3(\vec{r})$, ..., $J_{36}(\vec{r})$ в собственной системе координат. При этом магнитное поле, созданное системой токов $J_i(\vec{r})$, $i = 1, N$, в точках наблюдения совпадает с соответствующей магнитной картой $G_i(\vec{r})$. Тогда для произвольного момента времени получаем следующую схему преобразования:

$$J(\vec{r}, k) = \sum_{m=0}^Q J_m(\vec{r}) \ddot{\Omega}(m, k). \quad (7)$$

Иначе говоря, распределение вектора плотности токов в заданной системе координат для произвольного момента времени усредненного кардиокомплекса можно представить в виде линейной комбинации Q систем токов $J_i(\vec{r})$, найденных в системе координат, связанной с собственными векторами. При этом количество карт распределения токов Q может быть равно 1, 2, 3, ... или равно количеству точек измерения.

На рис. 7 для того же пациента, что и МКГ на рис. 1, показаны пространственное распределение вектора плотности токов, найденное после решения обратной задачи магнитостатики (рис. 7а) [6] и “графическая формула” для его вычисления по токам $J_i(\vec{r})$ (рис. 7б).

3. ИССЛЕДОВАНИЕ ГРУПП ПАЦИЕНТОВ

В рамках данного исследования выполнен анализ двух группы МКГ-записей. Первая группа включала МКГ-записи 105 волонтеров (добровольцев). Отсутствие нарушений в деятельности сердца добровольцев было установлено после выполнения ими комплекса инструментальных исследований. Вторая группа содержала МКГ-записи 164 пациентов, у которых были установлены нарушения в работе сердца. Для каждой МКГ был выбран интервал исследований продолжительностью 104 мс (с шагом 1 мс) таким образом, что 43-й момент времени совпадает с вершиной зубца “R” усредненного кардиокомплекса. Далее, используя алгоритм ГК-метода, были рассчитаны распределения средних значений погрешности (5) последовательно для трех главных компонент $Q = 1$, $Q = 2$, $Q = 3$. Распределение значений погрешностей для МКГ-записей первой группы показано на рис. 8 в виде графика серого цвета, а для МКГ-записей второй группы — график черного цвета. В программном обеспечении

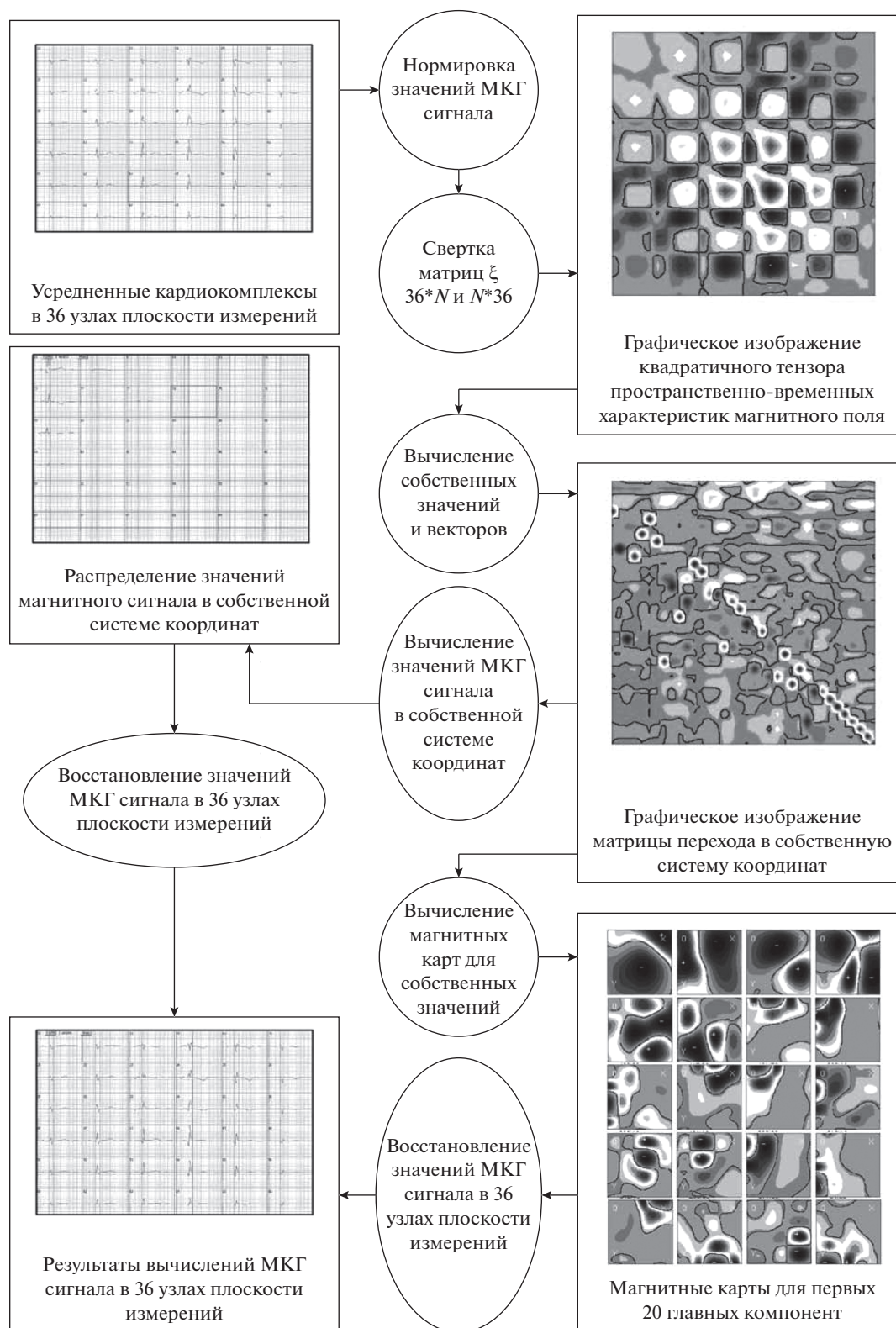


Рис. 5. Алгоритм преобразования МКГ-сигнала в методе главных компонент.

магнитокардиографа найденные значения, представленные в графическом виде на рис. 8, хранятся в виде табличных файлов, для анализа которых

можно использовать методы мультивариантной статистики [1]. В данном исследовании для получения правила классификации групп пациентов

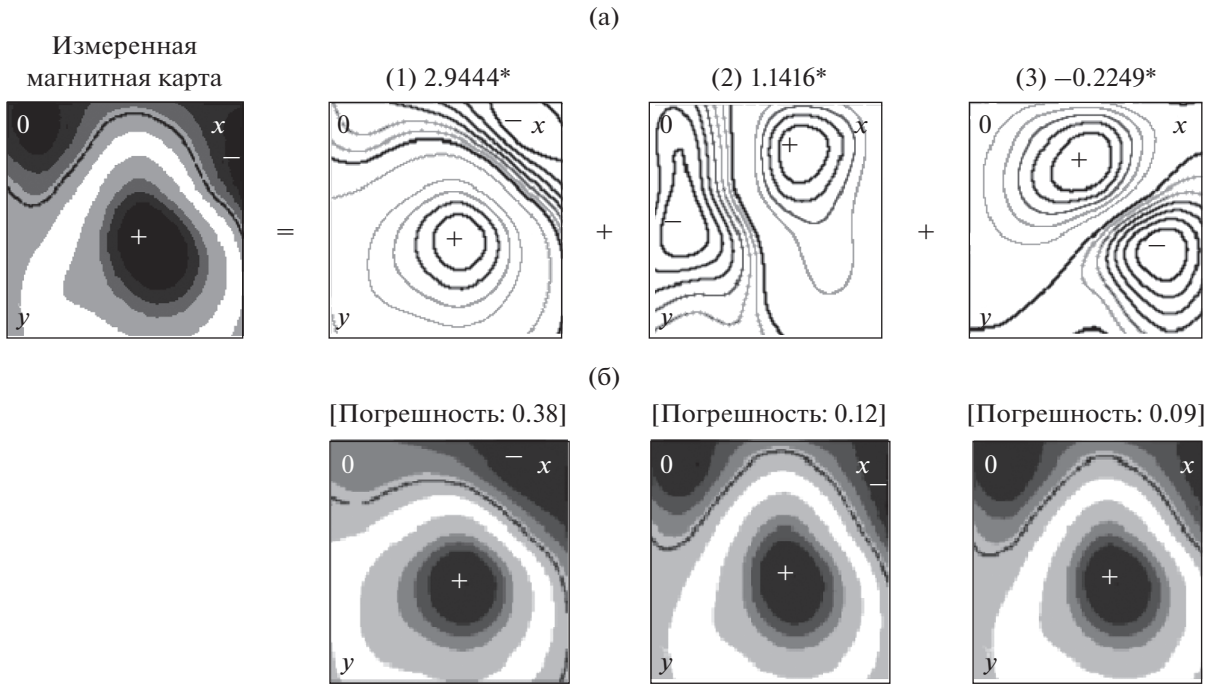


Рис. 6. Пример визуального представления алгоритма анализа МКГ-сигнала при использовании метода главных компонент: (а) измеренная магнитная карта и магнитные карты в “собственной” системе координат для первой (1), второй (2) и третьей (3) главных компонент; (б) результаты вычислений распределения магнитного поля в предположении, что используется только первая главная компонента, первая-и-вторая главные компоненты, первая-вторая-и-третья главные компоненты.

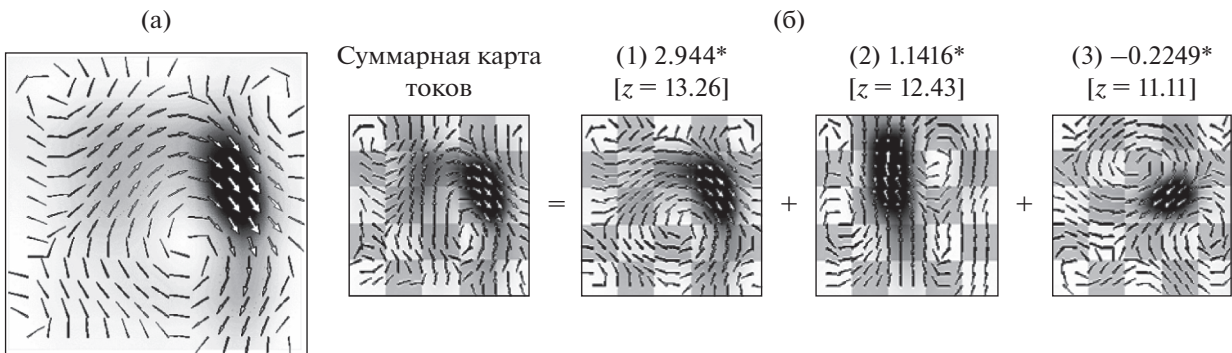


Рис. 7. Пример визуального представления алгоритма анализа решения обратной задачи в виде пространственного распределения вектора плотности токов: а – после решения обратной задачи; б – распределение векторов плотности тока $J_i(\vec{r})$ для соответствующих $G_i(\vec{r})$.

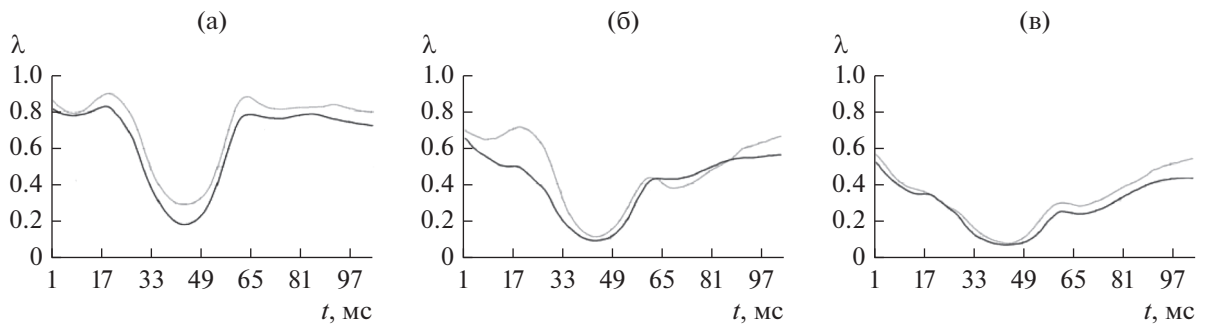


Рис. 8. Изменение значений корреляции λ для первой (серый цвет) и второй групп пациентов (темно-серый цвет): $Q = 1$ (а), 2 (б) и 3 (в).

использованы алгоритмы линейного дискриминантного анализа [1]. В результате получено решающее правило для классификации исследуемых групп пациентов, содержащее один параметр, связанный со значением погрешности для $Q = 2$ (24-й момент времени). Применение найденного правила позволило получить дискриминацию групп со следующими параметрами: чувствительность – 94.3%; специфичность – 92.2%.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Исследования, связанные с применением ГК-метода выходящие за рамки статистического анализа данных, являются новой, активно развивающейся областью знаний. В данной работе показаны возможные применения ГК-метода при работе с магнитометрическими сигналами сердца человека как для целей “сжатия” данных, фильтрации магнитного шума, так и для анализа решения обратной задачи магнитостатики в магнитокардиографии. Разработанные алгоритмы анализа магнитокардиосигнала реализованы в виде программного блока, входят в состав программного обеспечения магнитокардиографа и используются для решения

задачи классификации пациентов с помощью полученного решающего правила.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 18-11-00178).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Tabachnik B.G., Fidell L.S.* Using Multivariate Statistics. N.Y.: Harper Collins College Publishers, 1996.
2. *Castells F., Laguna P., Sörnmo L. et al.* // EURASIP J. Advances in Signal Processing. 2007. P. 074580.
3. *Примин М.А., Масленников Ю.В., Недаёв И.В., Гуляев Ю.В.* // Биомедицинская радиоэлектроника. 2016. № 2. С. 14.
4. *Примин М.А., Недаёв И.В., Масленников Ю.В., Гуляев Ю.В.* // 2010. Т. 55. № 10. С. 1250.
5. *Недаёв И.В., Примин М.А.* // Управляющие системы и машины. 2006. № 3. С. 22.
6. *Примин М.А., Недаёв И.В.* // Кибернетика и системный анализ. 2017. Т. 53. № 3. С. 180.
7. *Примин М., Nedayvoda I.* // Int. J. App. Electromagnetics and Mechanics. 2009. V. 29. № 2. P. 65.