

И.В. Недайвода, М.А. Примин

Метод главных компонент: алгоритм анализа магнитокардиосигналов

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.

A new algorithm of data processing and analysis of magnetocardi signals, based on the method of principal components methods, is suggested and realized as a program. The algorithm approach was simulated on real data of magnetometric investigations of a human heart.

Запропоновано та реалізовано у вигляді програми новий алгоритм обробки та аналізу магнітокардіосигналу, що базується на методі головних компонент. Роботу алгоритму промодельовано на реальних даних магнітометричних досліджень серця людини.

Введение. Метод главных компонент (МГК) 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 весовыми коэффициентами, выбранными таким образом, что главные компоненты становятся взаимно некоррелированными. Каждый компонент содержит новую информацию о наборе данных, а первые несколько компонент, как правило, дают полное представление об изменении и свойствах большинства данных из набора. Другими словами, использование МГК позволяет, с одной стороны, выполнить «сжатие» данных, а с другой – восстановление сигнала с помощью найденных собственных векторов приводит к уменьшению уровня шума в заданном сигнале [2].

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

Методы исследований

Магнитокардиографические измерения

Магнитокардиография (МКГ) – это один из новых методов диагностики в кардиологии, предполагающий анализ величин параметров маг-

нитного 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 сверхпроводниковых квантовых интерференционных датчиков (СКВИД). Эти системы выполняют в различной конфигурации и на основе разных конструкций преобразователей магнитного потока детекторов поля (осесимметричные градиентометры первого или второго порядка; планарные градиентометры и т.д.). 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 одновременно, в зависимости от используемого измерителя) одновременно и 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 (6 рядов и 6 столбцов по взаимно перпендикулярным направлениям). При этом и для одноканальных, и для многоканальных систем характерный размер области измерений составляет ≈ 20 см, а плоскость располагают максимально близко к поверхности тела.

Ключевые слова: магнитокардиография, метод главных компонент, СКВИД.

Для определенности заметим, что в нашем случае все МКГ были зарегистрированы в обычном, специально не экранированном помещении 12-канальной (9 измерительных каналов и 3 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 записи 1000 Гц.

На первом этапе работы алгоритма 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 проводится их цифровая обработка, анализ и усреднение. В качестве примера на рис. 1,а 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 мсек таким образом, что фиксированный момент времени (в нашем случае, $t = t_{333}$) соответствует максимуму зубца «R» усредненного кардиокомплекса. На рис. 1,б и в, для одного из пациентов, показаны усредненные кардиокомплексы МКГ в виде графиков в соответствующих точках измерения (рис. 1,б) над грудной клеткой, а на рис. 1,в – в виде «совмещенной» МКГ всех 36 точек плоскости измерений.

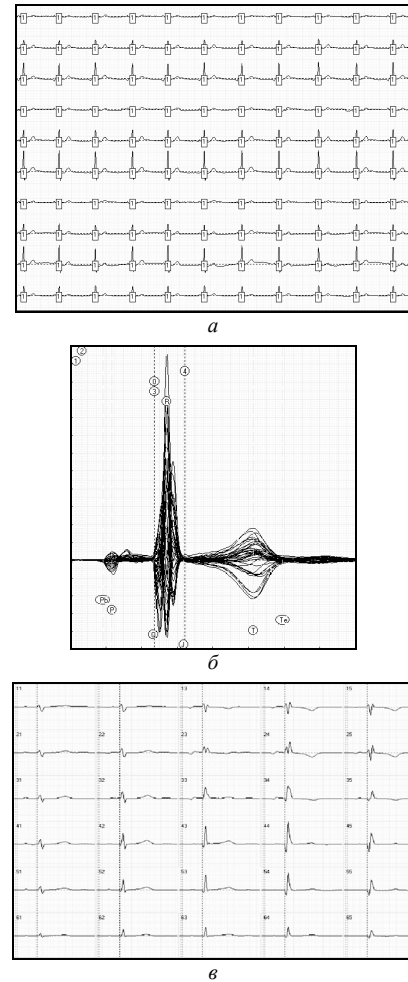


Рис. 1. Варианты отображения МКГ сигнала на экране компьютера: а – магнитокардиосигнал после цифровой фильтрации и определения типов комплексов; б – усредненная МКГ в каждой из 36 заданных точек плоскости измерений; в – совмещенная магнитокардиограмма

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 ($i, j = 1, 6; k = 1, N$).

Алгоритм преобразования данных МКГ: метод главных компонент

Итак, после регистрации и предварительной обработки МКГ сигнала известны $N \cdot 36$ 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 измене-

ния значений параметра Ψ определяется как разрядностью аналогово-цифрового преобразователя, используемого 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 $36 \cdot N$ значений МКГ сигнала $\Omega(I, t_k)$ таким образом, чтобы выполнялось условие:

$$\begin{aligned} \Omega(I, k) &= c\psi(i, j, k), \\ \sum_{I=1}^{36} \sum_{k=1}^N \Omega(I, k) &= C, \end{aligned} \quad (1)$$

где c, C – константы.

После нормирования МКГ сигнала сформируем матрицы ξ_a и ξ_b . Их размерности равны $36 \cdot N$ и $N \cdot 36$ 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 $36 \cdot 36$ 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. И, таким образом, на заключительном этапе алгоритма преобразования данных определяется вектор собственных значений $\lambda_1, \dots, \lambda_{36}$ размерностью 36 (значения диагональных элементов матрицы).

Заметим, что оператор, преобразующий тензор $\xi(a, b)$ к диагональному виду, можно при-

менить и для преобразования единичной матрицы размерностью $36 \cdot 36$. В результате мы получаем значения элементов $\alpha(1,1), \alpha(1,2), \dots, \alpha(I,J), \dots, \alpha(36,36)$ матрицы собственных векторов МКГ сигнала. Затем вычислим $36 \cdot N$ 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 вектора которой совпадают с собственными векторами, связаны с помощью соотношений, аналогичных (3)

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

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 с помощью соотношений (1)–(4) можно оценить, применив значения среднеквадратической погрешности:

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

Значение среднеквадратической погрешности (5) равно нулю, если параметр Q имеет максимальное значение и равен количеству точек наблюдения (в нашем случае 36). Таким образом, можно утверждать, что для произвольной МКГ записи существует предельное значение параметра Q (< 36), при котором значение среднеквадратической погрешности не превышает заданный уровень (например, 0.1) для произвольного момента времени.

Численное моделирование и варианты преобразования магнитокардиосигналов

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

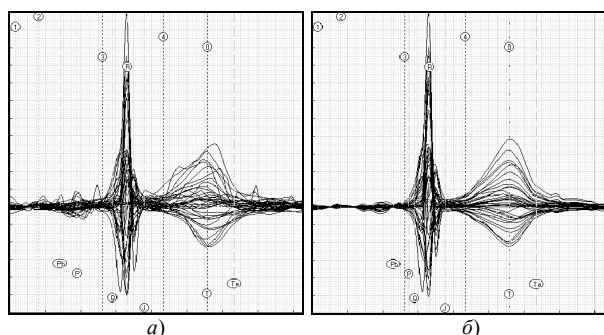


Рис. 2. Совмещенная МКГ: а – до применения метода главных компонент; б – после применения

Как в первом примере (рис. 2), так и во втором (рис. 3) – преобразование сигналов выполнено при $Q = 5$. Таким образом, для восстановления МКГ записи можно хранить не всю исходную выборку, а следующий набор данных:

- тензор пространственно-временных характеристик МКГ сигнала (размерность $36 \times 36 = 1296$);
- 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 ($6 \times 6 \times N = 36000$).

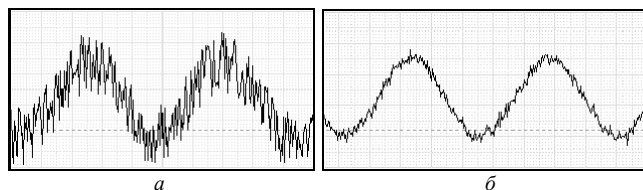


Рис. 3. Магнитокардиосигнал в одной из точек измерения: а – до работы алгоритма метода главных компонент; б – после работы

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-х 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 мсек, 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].

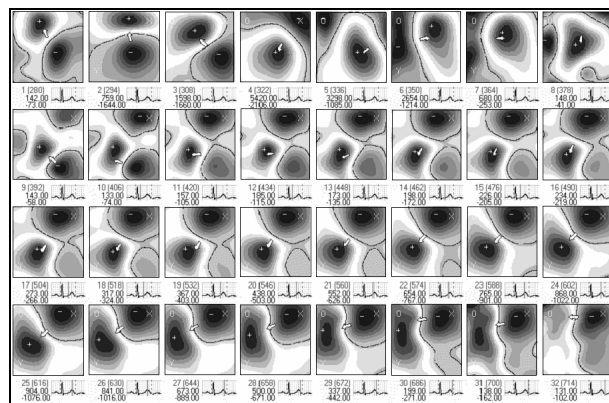


Рис. 4. Распределение величин магнитного поля сердца человека в границах плоскости измерений на интервале «Q» – «Te» усредненного кардиокомплекса

В цветном отображении на экране компьютера палитра красно-желтых цветов соответствует по-

ложительным значениям магнитного сигнала, а сине-серых – отрицательным. Заметим, что каждая карта представляет собой распределение измеренных величин магнитного поля $\varphi(\vec{r}, k)$ 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 единице. Тогда с помощью соотношений (4) мы получаем распределение значений МКГ сигнала в узлах решетки плоскости измерений. Обозначим это распределение (в «собственной» системе координат) как $G_1(\mathbf{r})$. Аналогично можно вычислить распределение магнитного поля $G_2(\mathbf{r}), G_3(\mathbf{r}), \dots, G_{36}(\mathbf{r})$. Тогда схему преобразования (4) можно записать в виде

$$\varphi(\vec{r}, k) = \sum_{m=0}^Q G_m(\vec{r}) \tilde{\psi}(m, k). \quad (6)$$

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 $G(\mathbf{r})$ 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 метода главных компонент в программном обеспечении магнитокардиографа магнитное поле для заданного момента времени МКГ кардиокомплекса в границах области измерений (магнитная карта) пред-

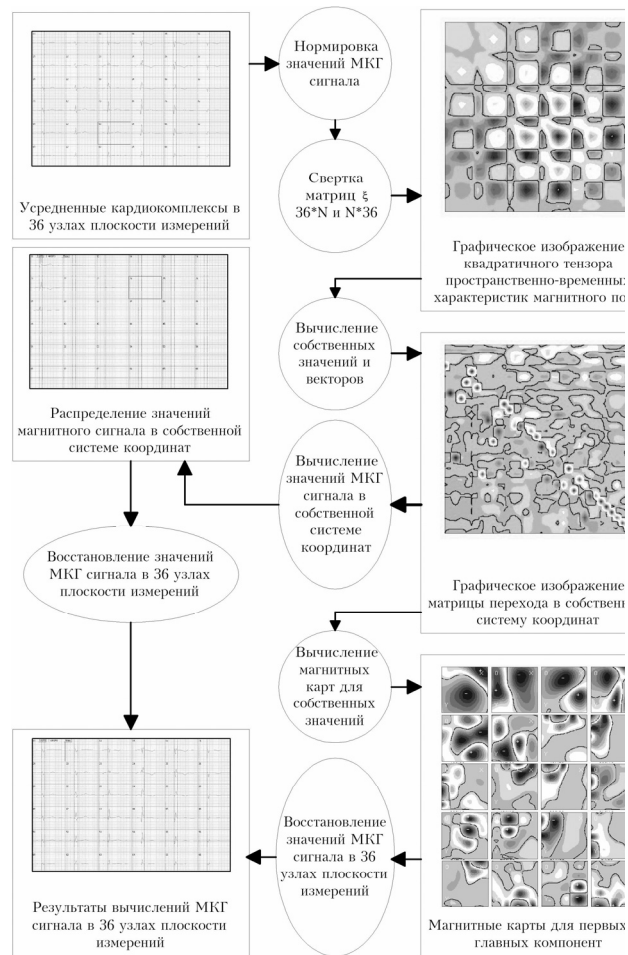


Рис. 5. Алгоритм преобразования магнитокардиосигнала в методе главных компонент

ставлено на экране компьютера в виде «графической формулы». При этом результаты преобразования данных показаны на рис. 6. в виде:

- в первой строке:
 - измеренное распределение магнитного поля в границах плоскости измерений;
 - первая магнитная карта в «собственной» системе координат и весовой коэффициент в линейной комбинации (1);
 - вторая и последующие (до 36) магнитные карты в «собственной» системе координат и соответствующие весовые коэффициенты в (1);
- во второй строке:
 - вычисленное распределение магнитного поля в заданной системе координат с учетом первой магнитной карты, построенной в «собственной» системе координат, и значение соответствующей погрешности (5);

- вычисленное распределение магнитного поля в заданной системе координат с учетом двух магнитных карт, построенных в «собственной» системе координат, и значение соответствующей погрешности (5) и т.д.

На рис. 6 преобразование данных показано для того же пациента, что и на рис. 1, а погрешности между измеренным и вычисленным распределениями магнитного поля составили 0,38, 0,12 и 0,09 соответственно.

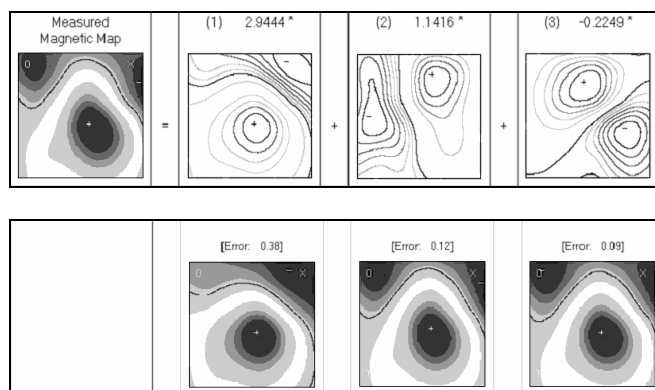


Рис. 6. Пример визуального представления алгоритма анализа магнитокардиосигнала при использовании метода главных компонент

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 – векторная сумма магнитных полей всех источников.

Предположим, 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 в [6] и основан на применении двойного интегрального преобразования Фурье. При этом система токов распределена в плоскости, расположенной от плоскости измерений на расстоянии, равном соответствующей координате магнитного диполя (определя-

ется 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 $J_1(\mathbf{r}), J_2(\mathbf{r}), J_3(\mathbf{r}), \dots, J_{36}(\mathbf{r})$ в собственной системе координат. При этом магнитное поле, созданное системой токов $J_i(\mathbf{r}), i = 1, N$ в точках наблюдения совпадает с соответствующей магнитной картой $G_i(\mathbf{r})$. Тогда для произвольного момента времени получаем следующую схему преобразования:

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

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 $J_i(\mathbf{r})$, 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

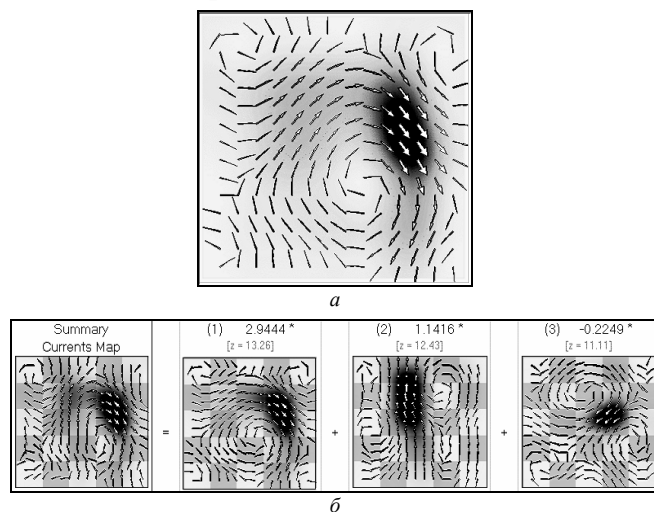


Рис. 7. Пример визуального представления алгоритма анализа решения обратной задачи в виде пространственного распределения вектора плотности токов: а – после решения обратной задачи; б – распределение векторов плотности тока $J_i(\mathbf{r})$ для соответствующих $G_i(\mathbf{r})$

после решения обратной задачи магнитостатики (рис. 7,а) [6], и «графическая формула» для его вычисления по токам $J_i(\mathbf{r})$ (рис. 7,б).

Исследование групп пациентов

В рамках данного исследования выполнен анализ двух группы МКГ записей. Первая группа включала записи 105 МКГ здоровых волонтеров (добровольцев), которые не имели «истории» болезни сердца. Отсутствие нарушений в деятельности сердца им было установлено после выполнения комплекса инструментальных исследований. Вторая группа содержала 164 МКГ записи для пациентов, у которых были установлены нарушения в работе сердца. Для каждой МКГ выбран интервал исследований продолжительностью 104 мсек (с шагом 1 мсек) таким образом, что 43-й момент времени совпадает с вершиной зубца «R» усредненного кардиокомплекса. Далее, используя алгоритм метода главных компонент, 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

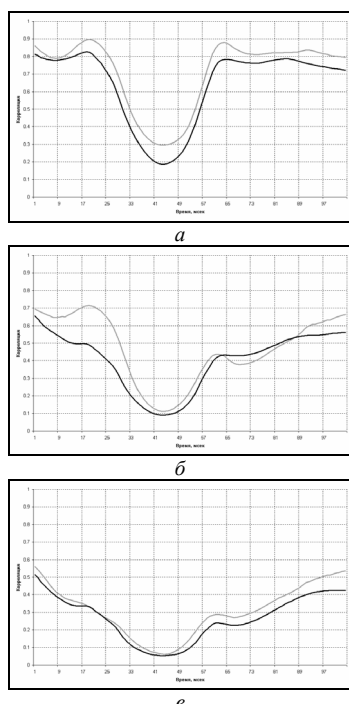


Рис. 8. Изменение значений средних погрешностей для первой (серый цвет) и второй групп пациентов (темно-серый цвет): а – $Q = 1$; б – $Q = 2$; в – $Q = 3$

графика черного цвета, а для МКГ записей второй группы – графика серого цвета. В программном обеспечении магнитокардиографа найден-

ные 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 использованы алгоритмы линейного дискриминатного анализа [1]. В результате получено решающее правило для классификации исследуемых групп пациентов, содержащее один параметр, связанный со значением погрешности для $Q = 2$ (момент времени № 24). Применение найденного правила позволило получить дискриминацию групп со следующими параметрами: чувствительность – 94,3%; специфичность – 92,2%.

Заключение. Исследования, связанные с применением метода главных компонент (МГК), выходящие за рамки статистического анализа данных, – новая активно развивающаяся область знаний. В данной статье показаны возможные применения МГК при работе с магнитометрическими сигналами сердца человека как для целей «сжатия» данных, фильтрации магнитного шума, так и для анализа решения обратной задачи магнитоэлектрики в магнитокардиографии. Разработанные алгоритмы анализа магнитокардиосигнала реализованы в виде программного блока, входят в состав программного обеспечения магнитокардиографа и используются для решения задачи классификации пациентов.

1. Tabachnik B.G., Fidell L.S. Using multivariate statistics. – HarperCollins College Publishers, 1996. – 880 p.
2. Principal Component Analysis in ECG Signal Processing / F. Castells, P. Laguna, L. Sommo et al. // EURASIP J. on Advances in Signal Processing. – 2007. – P. 1–21.
3. www.cryoton.ru
4. Программное обеспечение магнитокардиографических комплексов для ранней диагностики и мониторинга заболеваний сердца / М.А. Примин, И.В. Недайвода, Ю.В. Масленников и др. // Радиотехника и электроника. – 2010. – Т 55. – № 10. – С. 1250–1269.
5. Недайвода И.В., Примин М.А. Алгоритм интерполяции магнитометрических данных при исследовании магнитного поля сердца человека // УСиМ. – 2006. – № 3. – С. 22–31.
6. Примин М.А., Недайвода И.В., Васильев В.Е. Метод и алгоритм восстановления пространственной конфигурации векторов плотности токов в магнитокардиографии // УСиМ. – 2007. – № 5. – С. 5–16, 42.
7. Primin M., Nedayvoda I. Inverse problem solution algorithms in magnetocardiography: new analytical approach and some results // Intern. J. of Applied Electromagnetics and Mechanics. – 2009. – № 2. – P. 65–81.

Поступила 06.06.2011
Тел. для справок: (044) 526-3079 (Киев)
© И.В. Недайвода, М.А. Примин, 2011