

# КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

*M. Primin, I. Nedayvoda*

## **USING OF PRINCIPAL COMPONENT METHOD FOR WEAK MAGNETIC SIGNALS PROCESSING**

*New algorithm of spatial-and-time analysis of magnetometric data is proposed. Results of real MCG records investigations are described.*

*Key words: principal components, magnetocardiography.*

*Запропоновано новий алгоритм просторово-часового аналізу магнітометричних даних. Наведені результати дослідження реальних МКГ записів.*

*Ключові слова: головні компоненти, магнітокардіографія.*

*Предложен новый алгоритм пространственно-временного анализа магнитометрических данных. Приведены результаты исследования реальных МКГ записей.*

*Ключевые слова: главные компоненты, магнитокардиография.*

© М.А. Примин, И.В. Недайвода,  
2014

УДК 682.32+537.8

М.А. ПРИМИН, И.В. НЕДАЙВОДА

## **ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ГЛАВНЫХ КОМПОНЕНТ ПРИ ОБРАБОТКЕ СЛАБЫХ МАГНИТНЫХ СИГНАЛОВ**

**Введение.** Методы диагностики в медицине, которые связаны с регистрацией и анализом магнитных полей излучаемых органами тела человека называют биомагнитными. Источником магнитных полей человека являются, как внутри и внеклеточные ионные токи, так и магнитные материалы, принимающие участие в биологических процессах и могут искажать по-разному приложенное магнитное поле, или – ферромагнитные и парамагнитные частицы, которые случайно попадают или целенаправленно вводятся внутрь организма.

Биомагнитные сигналы очень слабы, намного меньше по величине, чем помехи окружающего пространства и на 7–8 порядков меньше магнитного поля Земли, поэтому проблема регистрации и обработки слабых магнитных сигналов объектов разной физической природы в условиях сильных помех промышленного города является сложной и актуальной. В статье рассмотрены некоторые возможные применения метода главных компонент в магнитокардиографии (МКГ) на этапе анализа усредненных кардиокомплексов. Как известно метод главных компонент (МГК) используют в статистическом анализе для уменьшения размерности пространства описания исследуемых процессов [1]. Главные компоненты получают как линейную комбинацию переменных из набора исследуемых данных, с весом, выбранным таким образом, что главные компоненты ста-

новятся 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 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]. Работа алгоритма показана на примере анализа МКГ данных групп пациентов.

**Магнитокардиографические измерения.** Для измерения величин параметров магнитного поля сердца 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 над грудной клеткой пациента. В каждом из этих узлов (в одном, нескольких или всех одновременно, в зависимости от числа измерительных каналов магнитокардиографа) одновременно и синхронно регистрируются величины магнитного поля сердца и, если необходимо, одно из стандартных отведений электрокардиограммы (ЭКГ). 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 для электронного подавления помех) магнитометрической системой, а основу измерительного канала магнитометрической системы составляли СКВИД-градиентометры второго порядка с аксиальными трансформаторами магнитного потока [3]. Алгоритм измерений предполагает 4 последовательных пространственных позиции измерителя над грудной клеткой пациента (рис. 1).

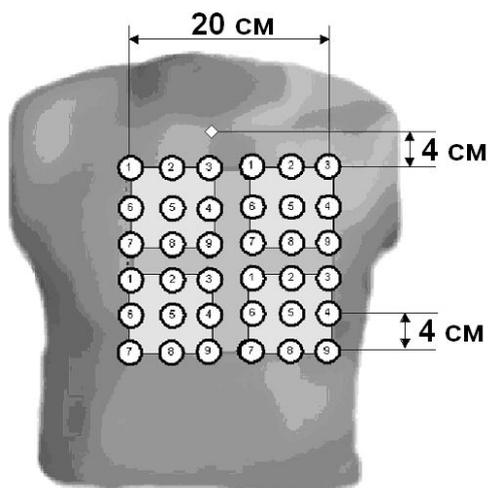


РИС. 1. Схема расположения точек измерений МКГ и позиций измерителя

Для согласования МКГ в разных позициях, синхронно выполняется запись одного отведения ЭКГ (второе стандартное отведение). Продолжительность записи в каждой позиции измерителя составляет 30 секунд, при частоте записи данных 1000 Гц. Программное обеспечение магнитокардиографа на первом этапе выполняет цифровую фильтрацию сигналов, морфологический анализ синхронизирующего сигнала ЭКГ, определяет количество кардиокомплексов в записи, их тип (нормальный, экстрасистола, артефакт и т. д.) и местоположение на временной оси максимумов зубцов «R». Соответственно найденным комплексам ЭКГ, автоматически выделяются кардиокомплексы в сигналах МКГ, а затем производится их цифровая обработка, анализ и усреднение.

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 (нашем случае,  $t = t_{333}$ ) соответствует максимуму зубца «R» усредненного кардиокомплекса. На рис. 2, а, б, для одного из пациентов, показаны кардиокомплексы МКГ в виде графиков в 36 заданных точках измерения (рис. 2, а) над грудной клеткой, а на рис. 2, б – в виде «совмещенной» МКГ для 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 ( $i, j = 1, 6; k = 1, N$ ).

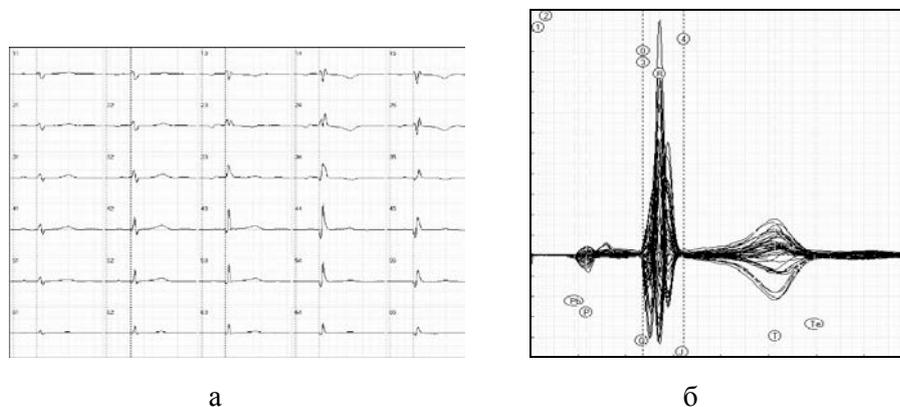


РИС. 2. Варианты отображения МКГ сигнала на экране компьютера: а – усредненная МКГ в каждой из 36 заданных точек в плоскости измерений; б – совмещенная магнитокардиограмма

**Алгоритм метода главных компонент.** Таким образом после регистрации и предварительной обработки МКГ сигнала известны  $N \times 36$  значений величин выходного сигнала магнитокардиографа. Диапазон изменения значений пара-

метра  $\Psi$  определяется как техническими особенностями применяемого оборудования, так и анатомическими размерами грудной клетки пациента. Поэтому на данном этапе обработки данных осуществляется нормировка результатов измерений: вычисляются нормированные  $36 \times N$  значений МКГ сигнала  $\Omega(I, t_k)$  таким образом, чтобы выполнялось условие:

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

где  $c, C$  – константы.

После нормирования МКГ сигнала сформируем матрицы  $\xi_a$  и  $\xi_b$ . Их размерности равны  $36 \times N$  и  $N \times 36$ , соответственно. При этом элементы строки матрицы  $\xi_a$  с номером « $a$ » совпадают со значениями нормированного МКГ сигнала для данного момента времени, т. е.  $\Omega(1, t_a), \dots, \Omega(36, t_a)$ . А элементы строки матрицы  $\xi_b$  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  $36 \times 36$  и вычислим значения величин его элементов с помощью свертки матриц  $\xi_a$  и  $\xi_b$ :

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

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, который преобразует тензор  $\xi(a, b)$  к диагональному виду, можно применить и для преобразования единичной матрицы размерностью  $36 \times 36$ . 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  $36 \times N$  значения МКГ сигнала в новой «собственной» системе координат с помощью следующих соотношений:

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

и автоматически сформируем последовательность  $\beta$  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)

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

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  $\beta$  главных компонент. Тогда точность описания данных измерений с помощью соотношений (1) – (4) можно оценить с помощью значений 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. На рис. 3. в графическом виде показана принципиальная схема работы алгоритма преобразования магнитометрической информации при анализе МКГ.

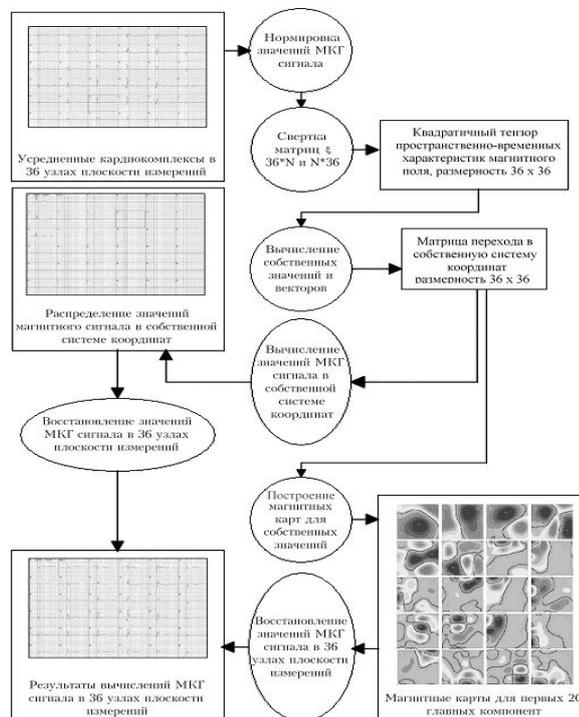


РИС. 3. Алгоритм преобразования магнитокардиосигнала в методе главных компонент

**Численное моделирование и варианты преобразования магнитокардио-сигналов.** На рис. 4 в виде совмещенных МКГ показаны исходные данные, полученные после цифровой обработки зарегистрированных магнитных сигналов сердца взрослого человека (рис. 4, а) и те же зависимости после применения алгоритма метода главных компонент (1) – (4) (рис. 4, б). Как видно, исходные кривые МКГ (см. 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. 5).

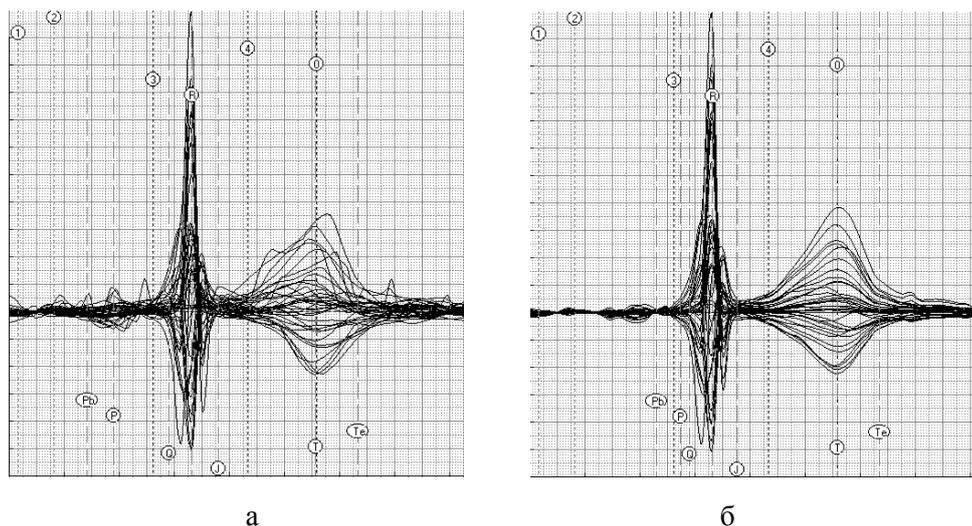


РИС. 4. Совмещенная МКГ: а – до и б – после применения метода главных компонент

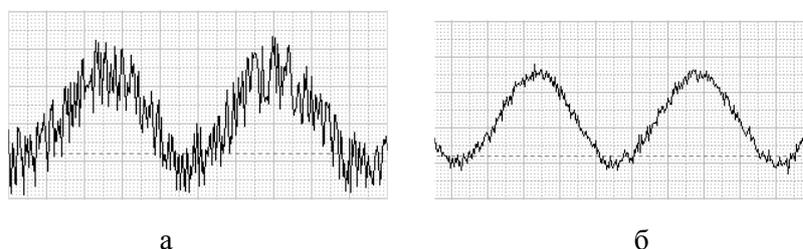


РИС. 5. Магнитокардиосигнал в одной из точек измерения: а – до и б – после работы алгоритма метода главных компонент

Как в первом примере (рис. 4), так и во втором (рис. 5) – 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 ( $6 \times 6 \times N = 36000$ ).

**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. 6 показаны магнитные карты для 32 моментов времени для той же МКГ записи, что и на рис. 2. 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]. Палитра красно-желтых цветов соответствует положительным значениям магнитного сигнала, а сине-серых – отрицательным значениям. Заметим, 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].

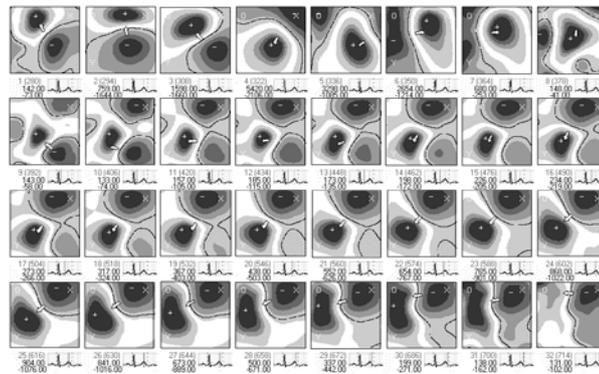


РИС. 6. Распределение величин магнитного поля сердца человека в границах плоскости измерений на интервале «Q» – «Te» усредненного кардиокомплекса

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) 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 распределения магнитного поля  $G_2(\mathbf{r})$ ,  $G_3(\mathbf{r}), \dots, G_{36}(\mathbf{r})$ . Тогда схему преобразования (4) можно записать в виде

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

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.

При реализации алгоритма метода главных компонент в программном обеспечении магнитокардиографа магнитное поле для заданного момента времени в границах области измерений (магнитная карта) представлено на экране компьютера в виде «графической формулы». При этом результаты преобразования данных показаны на рис. 7.

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. 7 преобразование данных показано для той же реальной МКГ записи, а погрешности между измеренным и вычисленным распределениями магнитного поля составили 0.38, 0.12 и 0.09, соответственно.

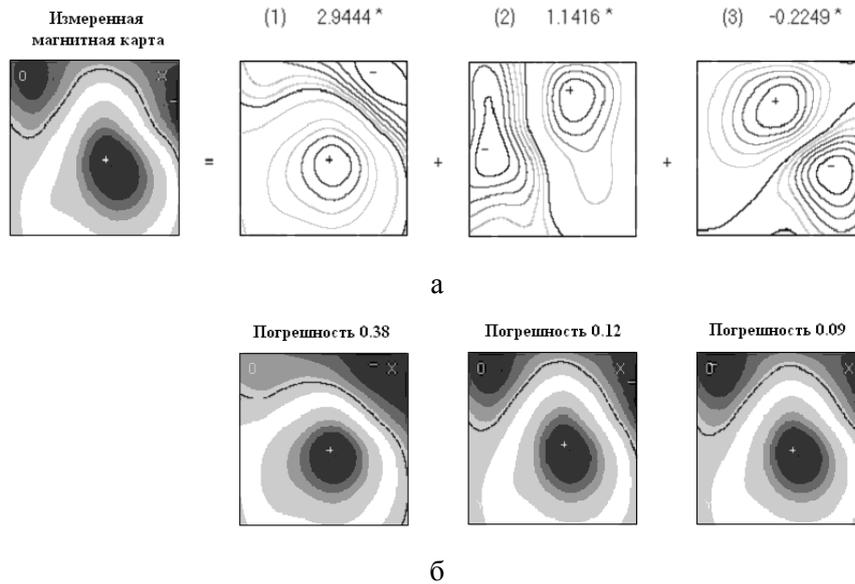


РИС. 7. Пример визуального представления алгоритма анализа магнитокардиосигнала при использовании метода главных компонент

**Исследование групп МКГ записей.** В рамках данного исследования выполнен анализ двух группы МКГ записей. Первая группа включала записи 105 МКГ здоровых волонтеров (добровольцев), которые не имели «истории» никакой 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 предварительно установлены нарушения в работе сердца. Для каждой МКГ выбран интервал исследований продолжительностью 104 мсек (с шагом 1мсек) таким образом, что 43 момент времени совпадает с вершиной зубца «R» усредненного кардиокомплекса. Далее, используя алгоритм метода главных компонент были рассчитаны распределения средних значений погрешности (5) последовательно для трех главных компонент  $Q = 1$ ,  $Q = 2$ ,  $Q = 3$ . В программном обеспечении магнитокардиографа, найденные значения 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. В результате получено решающее правило для классификации исследуемых групп пациентов содержащее один параметр, связанный со значением погрешности для  $Q = 2$  (24 момент времени). Применение найденного правила позволило получить дискриминацию групп со следующими параметрами: чувствительность – 94.3 %; специфичность – 92.2 %.

1. *Tabachnik B.G., Fidell L.S.* Using multivariate statistics – HarperCollins College Publishers? – 1996. – 880 p.
2. *Castells F., Laguna P., Sommo L. et al.* Principal component analysis in ECG signal processing // EURASIP J. on Advances in Signal Processing. – 2007. – P. 1 – 21.
3. <http://www.cryoton.ru>
4. *Примин М.А., Недайвода И.В., Масленников Ю.В. и др.* Программное обеспечение магнитокардиографических комплексов для ранней диагностики и мониторинга заболеваний сердца // 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.

Получено 12.06.2014