

И.В. Недайвода, М.А. Примин

Алгоритм оценивания и анализа пространственно-временных характеристик магнитного поля в магнитокардиографии

Предложен новый алгоритм оценивания величин параметров магнитного поля сердца человека в магнитокардиографии. Анализ выполнен при сравнении соответствующих параметров поля, изменяющихся на одном и том же интервале кардиоцикла. Найдена форма их отображения, позволяющая получить количественную оценку этих изменений по отношению к норме.

A new algorithm of the estimation of parameters values of human heart magnetic field in magnetocardiography is suggested. The analysis is carried out when comparing the correspondent field parameters, varied on one and the same interval of a cardiocycle. A form of their visualization is found which, allows to obtain a numerical estimation of these variations with the correspondence to «norm».

Запропоновано новий алгоритм оцінювання значень параметрів магнітного поля серця людини у магнітокардіографії. Аналіз виконано у порівнянні відповідних параметрів поля, які змінюються на одному і тому ж інтервалі кардіоциклу. Знайдено форму їх відображення, яка дозволяє отримати чисельну оцінку цих змін відносно норми.

Введение. Магнитокардиография (МКГ) – один из новых методов диагностики в кардиологии, предполагающий 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 сверхпроводниковых квантовых интерференционных датчиков (СКВИД). Известны различные конфигурации таких систем (одноканальные, многоканальные) 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 точки измерения магнитного поля, как правило, – 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 чис-

лом 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. Исследуемые сигналы МКГ имеют периодическую структуру аналогичную ЭКГ, различную форму (тип) и частоту повторения (ритм). Поэтому алгоритмы предварительной обработки сигналов включают в себя: морфологический анализ сигнала, где определяются расположение, границы и типы комплексов; цифровую фильтрацию и усреднение сигналов. В результате для каждого обнаруженного типа кардиокомплексов в каждой из точек измерения становятся известными временные ряды магнитокардиосигнала. Известно, что характер изменений магнитного поля сердца человека – его индивидуальная характеристика, поэтому в данной статье, являющейся логическим продолжением наших исследований в области МКГ, рассмотрены новые алгоритмы оценивания и анализа пространственной структуры величин параметров магнитного поля сердца человека. Алгоритм реализован в виде блока программ магнитокардиографа и используется для решения задачи классификации групп пациентов.

Методы исследований

В данном исследовании выполнен анализ магнитокардиографических данных для двух групп пациентов. В *первую* вошли 30 МКГ записей здоровых волонтеров, которые не имели «истории» никакой болезни сердца. Им выполнен комплекс инструментальных исследований и не установлено нарушений в деятельности сердца. Во *вторую группу* вошли 59 МКГ записей пациентов, у которых были установлены (документированы) нарушения в работе сердца. Причем ни один из этих пациентов не имел диагноз «инфаркт миокарда». Тестовая группа включала 15 МКГ записей.

Регистрация МКГ и алгоритм построения пространственного распределения поля в границах области измерений

Отметим, что все МКГ были зарегистрированы в обычном, специально не экранированном помещении, а основу измерительного канала магнитометрической системы составляли СКВИД-градиентометры второго порядка с аксиальными трансформаторами магнитного потока [1]. На рис. 1 приведен пример графического отображения МКГ сигнала в 36-ти точках «стандартной» пространственной сетки измерений после его регистрации, цифровой обработки и усреднения.

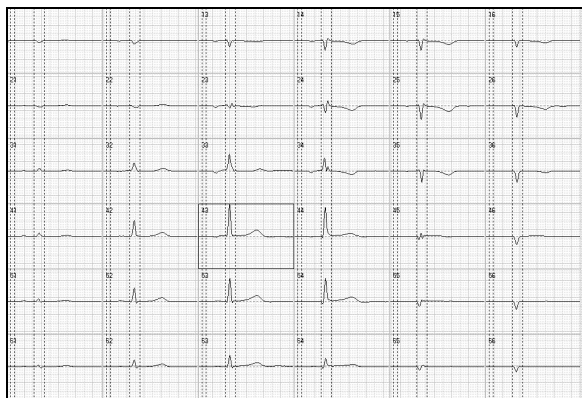


Рис. 1. Усредненные кардиокомплексы магнитокардиограммы человека в заданных точках плоскости измерений – вариант отображения магнитометрических данных на экране компьютера

На рис. 2 представлены все 36 усредненных кардиокомплексов в виде наложенных синхронных графиков для пациента первой группы (рис. 2,а), «идеализированной» нормы (рис. 2,б)

и пациента второй группы (рис. 2,в) соответственно. На этом рисунке линии (следы плоскостей) и их обозначение и/или нумерация соответствуют следующим характерным точкам на усредненном кардиокомплексе: «1» и «2» – границы временного интервала, где нет электрической активности сердца; «Pb» и «P» – начало и максимум зубца «P»; «Q», «R», «S» и «J», «T», «Te» – узловые точки интервала, соответствующего процессам деполяризации и реполяризации желудочковой системы, соответственно. Положение этих точек определяется автоматически с помощью соответствующего программного блока магнитокардиографа и в случае необходимости может корректироваться экспертом «вручную».

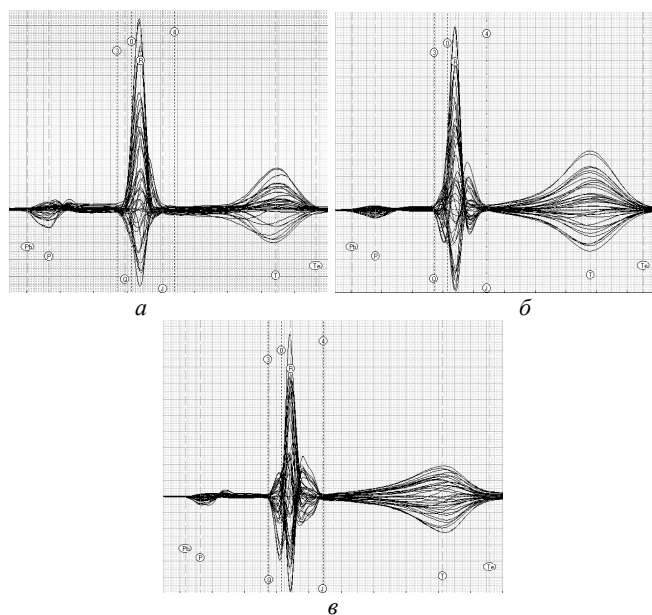


Рис. 2. «Совмещенный» кардиокомплекс МКГ – получен наложением всех 36 графиков сетки измерений: а – один из пациентов первой группы; б – «идеализированная» норма; в – один из пациентов второй группы

Поскольку количество узлов на измерительной сетке ограничено, для решения задачи анализа пространственного распределения величин параметров магнитного поля сердца человека в границах области измерений необходимо провести гладкое восполнение и интерполяцию функции двух переменных в точках не являющихся узлами. Функция, заданная на прямоугольной сетке, восполняется в узлах новой, более частой сетки (31 × 31 точек с шагом

0,667 см), полученной из исходной делением интервалов по направлениям X и Y декартовой системы координат на более мелкие, равные отрезки. После восполнения функции выполняется поиск и проведение линий равного уровня (изолиний). В программном обеспечении магнитокардиографа использован алгоритм, разработанный и описанный в [2]. Этот алгоритм реализован в виде программ и позволяет отображать измеренную информацию в виде изолиний или в виде распределения палитры цветов, насыщенность которых определяется значениями величин параметров магнитного поля сердца пациента. Таким образом, на этом этапе обработки данных уже возможно автоматическое построение на экране компьютера «картины» распределения величин параметров магнитного поля сердца в границах плоскости измерений, синхронизированной по времени с усредненным электрокардиокомплексом. Как правило, регистрация сигнала МКГ выполняется с частотой дискретизации 1000 Гц, поэтому кардиокомплекс содержит сотни моментов времени, для каждого из которых может быть построена «одномоментная» карта пространственного распределения величин параметров магнитного поля сердца человека в границах области измерений или их динамическая последовательность на заданном интервале исследований.

«Карты» магнитного поля сердца человека: алгоритм сравнения

Для анализа магнитного поля выберем временной интервал кардиокомплекса, соответствующий процессу деполяризации желудочковой системы сердца. Для этого интервала (QRS) на рис. 3 приведены эквииндукционные карты распределения магнитного поля сердца в границах области измерений в виде палитры цветов, насыщенность которых зависит от величины значений параметров магнитного поля.

В «норме» карты магнитного поля просты по структуре, а их последовательное изменение топологии, в том числе и положение «нулевой» изолинии $D_{2z} = 0$ (на рисунках линия черного цвета), отражает процесс возбуждения желудочковой системы сердца.

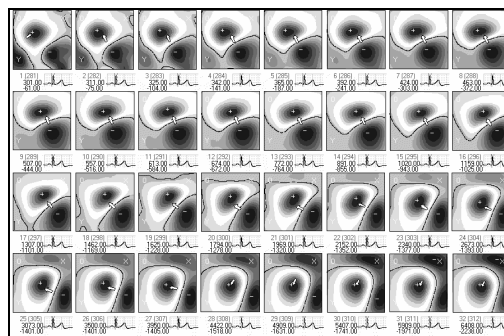


Рис. 3. Вариант графического отображения в границах области измерений эквииндукционных карт распределения величин параметров магнитного поля сердца человека периода деполяризации желудочковой системы

На первом этапе рассмотрим для одного синхронизированного момента времени карты магнитного поля (рис. 4) и соответствующие изолинии $D_{2z} = 0$ «идеализированной нормы» (серый цвет линии) и пациента первой и второй группы (темный цвет линии) рис. 5 соответственно.

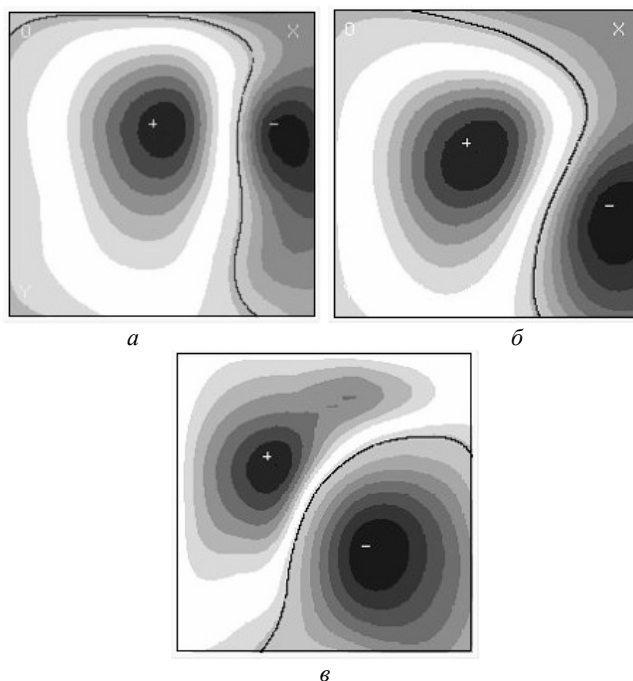


Рис. 4. Распределение магнитного поля сердца в границах плоскости измерений одного из синхронизированных моментов времени интервала QRS : a – для пациента первой группы; $б$ – «идеализированной» нормы; $в$ – пациента второй группы

Известно [3], что «нулевая» изолиния проходит через проекцию зоны активности в сердце (источник биоманнитного сигнала для исследуемого момента времени кардиоцикла) на плоскость измерений, в том числе и в тех случаях,

когда магнитное поле создано одновременно несколькими несовпадающими источниками. Другими словами, при таком подходе к описанию «одномоментной» карты МКГ, «нулевая» изолиния магнитокардиосигнала соответствует местоположению точек плоскости измерений, принадлежащих в исследуемый момент времени проекции источника сигнала на плоскость.

Таким образом, при исследовании групп пациентов (данных МКГ) с целью, например, уточнения и/или установления диагностического заключения, задача сводится к выявлению характеристик поля изменяющихся на одном и том же интервале кардиоцикла от одного момента времени к другому и нахождению формы их отображения, позволяющей получить количественную оценку этих изменений по отношению к «норме».

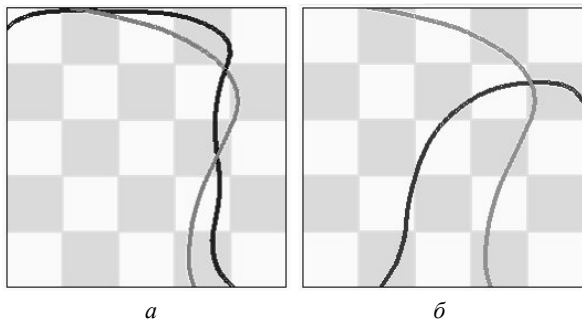


Рис. 5. Расположение «нулевой» изолинии карт магнитного поля для одного из синхронизированных моментов времени периода деполяризации желудочковой системы сердца: *а* – «идеализированная» норма и пациент первой группы (темный цвет); *б* – «идеализированная норма» (серый цвет) и пациент второй группы

Алгоритм оценивания построим следующим образом:

- Оценка координат точек «нулевой» изолинии:

- в плоскости измерений выделяем дискретный набор точек, расположенных на изолинии нулевого уровня МКГ сигнала для текущего момента времени заданного интервала кардиоцикла. Минимальное расстояние между произвольной парой соседних точек составляет 1 мм;

- определяем количество и пространственные координаты точек как для исследуемой МКГ записи (на рис. 5 показана, темным цветом), так и «идеализированной» нормы (серый цвет линии на рис. 5);

- для каждого из узлов интерполяционной (более частой, чем исходная) решетки (31×31 точек с шагом 6,67 мм) определим точки нулевой изолинии, где расстояние от этой точки до узла не превышает половины шага решетки ($< 3,34$ мм);

- выполняем усреднение координат и уточняем количество точек нулевой изолинии, удовлетворяющих заданному критерию.

- Совместный анализ точек (узлов) изолинии для исследуемой записи МКГ и «идеализированной» нормы:

- формируется последовательность точек с дополнительным признаком – весом: «1» – для точек исследуемой МКГ записи; «-1» – для нормы;

- по значениям координат определяют пары узлов, являющихся «соседями». При этом выполняется анализ алгоритма построения диаграмм Вороного [4], при котором находится в плоскости измерений хотя бы одна точка, равно удаленная от анализируемой пары точек, а расстояние до всех остальных узлов набора превышает расстояние до заданной пары;

- выполняют разбиение плоскости измерений МКГ на секторы, используя найденные пары «соседних» узлов. В этом случае для каждой «пары» определяют местоположение всех точек плоскости измерений, равно удаленных от заданной пары точек, а расстояние до остальных узлов набора превышает расстояние до этой пары. Таким образом, формируют границы соответствующих секторов (рис. 6).

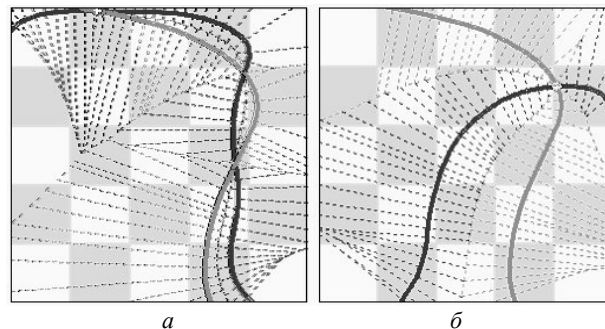


Рис. 6. Пример автоматического построения секторов в плоскости измерений при анализе МКГ записей для одного из моментов времени усредненного кардиокомплекса: *а* – «норма» – пациент первой группы; *б* – «норма» – пациент второй группы

- Определение набора векторов пространственного смещения для исследуемой записи МКГ по отношению к «норме»:

- в паре «соседних» узлов один принадлежит исследуемой МКГ записи, а второй нулевой изолинии «нормы». При этом в точке, являющейся серединой отрезка между «соседними» узлами, значение МКГ сигнала имеет различную полярность;

- количество пространственных векторов смещения соответствует количеству найденных пар «соседних» узлов в соответствии с первым пунктом алгоритма, а направление их из узла исследуемой записи к связанному с ним узлу нулевой изолинии для «нормы» (рис. 7);

- для каждого момента исследуемого временного интервала кардиокомплекса вычисляем интегральное значение расстояния между нулевыми изолиниями как среднее значение модуля вектора смещения по всем найденным парам «соседних» узлов и – как значение модуля векторной суммы вектора смещения для тех же пар.

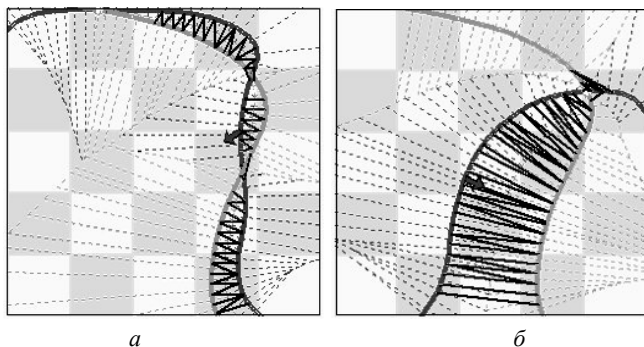


Рис. 7. Пример построения и отображения на экране компьютера векторов смещения исследуемой записи МКГ сигнала по отношению к нулевой изолинии «нормы»

- Определение количественных оценок для векторов смещения нулевых изолиний по направлению:

- в плоскости XOY прямоугольной системы координат выделяют 12 секторов с границами, совпадающими с фиксированными значениями углов $\{0, 2\pi/11\}$, $\{2\pi/11, 4\pi/11\}$ и т.д.;

- для каждого из 104 моментов времени (при анализе QRS) вычисляют сумму модулей векторов смещения, расположенных в соответ-

ствующем секторе, нормируют и записывают в специальный файл параметров;

- в плоскости XOY прямоугольной системы координат, совпадающей с плоскостью измерений, выделяют четыре сектора с границами, совпадающими со следующими значениями углов: $\{-\pi/4, \pi/4\}$, $\{\pi/4, 3\pi/4\}$, $\{-3\pi/4, -\pi/4\}$, $\{-3\pi/4, 3\pi/4\}$;

- для каждого момента времени исследуемого интервала кардиоцикла вычисляют значение угла между осью OX системы координат и вектором, который определяют как векторную сумму векторов смещения по всем выделенным парам «соседних» узлов. Затем по найденному углу определяют сектор, и данные записывают в специальный файл параметров.

Работа алгоритма в автоматическом и «пошаговом» режимах: результаты исследований групп пациентов

Описанный алгоритм выполнения численных оценок величин параметров магнитного поля сердца человека в границах плоскости измерений реализован в виде программного блока многоканального магнитокардиографа. Используя это программное обеспечение для решения задачи классификации, вычислены значения всех числовых параметров для всех 89 пациентов, входящих в первую и вторую группы. Эти значения формируются автоматически и хранятся в виде табличных файлов, для анализа которых можно применить методы мультивариантной статистики. В данном исследовании для получения правила классификации использованы алгоритмы линейного дискриминантного анализа [5]. В результате применения найденного решающего правила группы были классифицированы со следующими результатами: первая группа из 30 пациентов – 3 классифицированы неверно (во вторую группу); вторая группа – все 59 классифицированы во вторую группу. При этом из 15 пациентов тестовой группы были классифицированы без ошибок 14. Отметим, что стандартный режим работы со списками данных МКГ – автоматический режим обработки и анализа данных. В этом случае на экране компьютера отображается минимальное количество информации, что

обеспечивает высокую скорость обработки данных. В то же время для наглядности и «под-
 робного» анализа МКГ в программном обеспе-
 чении предусмотрен «пошаговый» режим об-
 работки, когда эксперт имеет возможность ана-
 лизировать преобразование данных на всех
 этапах работы алгоритма. Так на рис. 8 приве-
 ден пример отображения окна программы на
 экране компьютера при анализе процесса де-
 поляризации желудочковой системы сердца и
 сравнение с «нормой».

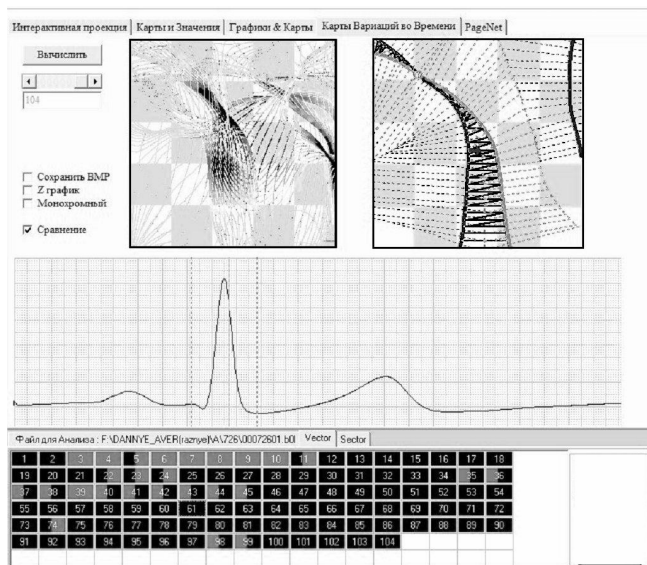


Рис. 8. Отображение окна экрана монитора в одном из вариан-
 тов анализа МКГ

На рис. 8 в нижней части экрана в графиче-
 ском виде проиллюстрировано изменение па-
 раметра, связанного с вектором смещения «со-
 седних» пар узлов и его положением по отно-
 шению к принятым секторам в заданной сис-
 теме координат. Количество прямоугольных
 ячеек на рис. 8 соответствует количеству мо-
 ментов времени на исследуемом интервале ус-
 редненного кардиоцикла (в нашем случае –104).
 Цвет правой половины каждой ячейки соответ-
 ствует данным анализа «нормы», а левая поло-
 вина – текущему исследованию. Таким образом,
 чем больше прямоугольных ячеек окрашено од-
 ним цветом, тем ближе к «норме» МКГ иссле-
 дуемого пациента. Другими словами, на экране

компьютера можно визуально оценить степень
 отличия последовательности возбуждения же-
 лудочковой системы сердца от «нормы».

Закключение. Алгоритм оценивания, пред-
 ставленный в данной статье и логически свя-
 занный с другими работами [6, 7], реализован
 в виде блока программ магнитокардиографа и
 используется при решении задач классифика-
 ции. Практическое применение показывает его
 высокую чувствительность при анализе МКГ
 пациентов, имеющих отклонения от нормы в
 работе сердца.

Авторы статьи выражают благодарность
 Масленникову Ю.В. (НПО «Криотон», Моск-
 ва) за предоставленные данные измерений.
 Исследования, выполненные авторами статьи,
 финансировались в рамках проекта ВФ.220.10
 ИК им. В.М. Глушкова НАНУ (гос. рег. номер
 0107U000633).

1. www.cryoton.ru
2. Недайвода И.В., Примин М.А. Алгоритм интерпо-
 ляции магнитометрических данных при исследова-
 нии магнитного поля сердца человека // УСиМ. –
 2006. – № 3. – С. 22–31.
3. Primin M., Nedayvoda I. Inverse problem solution algo-
 rithms in magnetocardiography: new analytical appro-
 aches and some results, Int. J. Applied Electromagn.
 Mechanics, 2009. – 29. – N 2. – P. 65–81.
4. Spatial Tessellations: Concepts and Applications of
 Voronoi Diagrams / Ed.: Atsuyuki Okabe, Barry Boots,
 Kokichi Sugihara, Sung Nok Chiu; JohnWiley&Sons,
 Ltd. – 2000. – 671 p.
5. Tabachnik B.G., Fidell L.S. Using multivariate statis-
 tics. – HarperCollins College Publ., New York, 1996. –
 880 p.
6. Недайвода И.В., Примин М.А., Васильев В.Е. Ал-
 горитм оценивания топологии карт распределе-
 ния вектора плотности токов в магнитокардиогра-
 фии // УСиМ. – 2008. – № 4. – С. 11–19.
7. Недайвода И., Примин М., Васильев В. Алгоритм оце-
 нивания пространственного распределения магнит-
 ного поля сердца человека в магнитокардиографии
 // УСиМ. – 2009. – № 3. – С. 7–14.

Поступила 25.03.2010
 Тел. для справок: (044) 526-3079 (Киев)
 © И.В. Недайвода, М.А. Примин, 2010