

## НОВЫЕ РАДИОЛЕКТРОННЫЕ СИСТЕМЫ И ЭЛЕМЕНТЫ

УДК 682.32:537.8

### МАГНИТОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РАННЕГО ВЫЯВЛЕНИЯ И МОНИТОРИНГА ЗАБОЛЕВАНИЙ СЕРДЦА: ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

© 2010 г. М. А. Примин, И. В. Недайвода, Ю. В. Масленников, Ю. В. Гуляев

Поступила в редакцию 26.04.2010 г.

Разработаны структура, алгоритмы и программное обеспечение программно-технического комплекса для измерения, регистрации и анализа магнитного поля сердца человека. Программное обеспечение реализовано в виде двух автономных подсистем: предобработки магнитных сигналов и пространственно-временного анализа характеристик поля и его источников. Приведено описание основных функциональных программных блоков и примеры преобразования и отображения магнитометрических данных на разных этапах исследования и анализа магнитокардиосигнала.

#### ВВЕДЕНИЕ

В последнее десятилетие магнитокардиография (МКГ) становится одним из новых инструментальных средств для диагностики заболеваний сердца. Этот метод интенсивно развивается и предполагает исследование величин параметров магнитного поля сердца, зарегистрированных в воздухе над грудной клеткой пациента. Измерения МКГ выполняются бесконтактно, а сама магнитометрическая система не оказывает никакого воздействия на электрофизиологические процессы в сердце, так как при регистрации диагностической информации она не излучает никакой энергии. В чем же отличие “магнитного” метода исследования от “электрического” (ЭКГ), кроме того, что он бесконтактный? В электрофизиологии сердца установлено, что причина практически любой его патологии связана с механизмом изменения плотности тока ионов через мембрану клетки. Изменение этой плотности по отношению к норме — это и есть первые функциональные нарушения, которые приводят к патологии. Таким образом, МКГ, чувствительная, главным образом, к внутри- и внеклеточным ионным токам сердца, дает более раннюю диагностическую информацию, чем известные потенциальные методы: электрокардиография; картирование поверхностных потенциалов тела (КППТ). Более того, в данных потенциальных измерений (ЭКГ) нет информации о форме элементов тока источника поля, потенциалы которого регистрируют на поверхности тела, в то время как магнитометрические данные содержат информацию и о пространственной конфигурации ионных токов в сердце. Иначе говоря, бесконтактно измеряя величины параметров магнитного поля сердца в воздухе над грудной клеткой человека и по этим данным корректно восстанавливая пространственное распределение его источников в сердце, можно “увидеть” самые первые изменения пространственной структуры ионных токов,

которые являются предвестниками последующей патологии.

Создание сверхчувствительной аппаратуры — это только часть проблемы бесконтактной диагностики. Другой существенной наукоемкой компонентой, определяющей возможности и успех прикладного использования таких систем, является создание информационной технологии для интерпретации результатов магнитометрических измерений, которая требует теоретического обоснования и создания новых математических моделей и методов восстановления пространственно-временной картины распределения источников поля в сердце человека. Таким образом, магнитокардиографическая технология обследования обеспечивается техническими и программно-инструментальными средствами, объединенными в созданном диагностическом комплексе “МАГ-СКАН”.

В данной статье рассматриваются алгоритмы обработки и анализа магнитокардиосигнала и их программная реализация. Программное обеспечение для определенности ориентировано на МКГ измерительную систему с девятью измерительными каналами в виде осесимметричных градиентометров второго порядка и референтным векторным (три ортогональных приемника) магнитометром [1]. Алгоритм исследования предполагает последовательные измерения магнитокардиосигнала в четырех пространственных позициях в одной плоскости над грудной клеткой пациента таким образом, чтобы точки измерений составляли регулярную квадратную сетку  $6 \times 6$  точек с шагом 40 мм. В каждой позиции синхронно с МКГ измеряется ЭКГ по второму стандартному отведению. Схема измерений и положение измерительных позиций по отношению к анатомическому ориентиру показана на рис. 1.

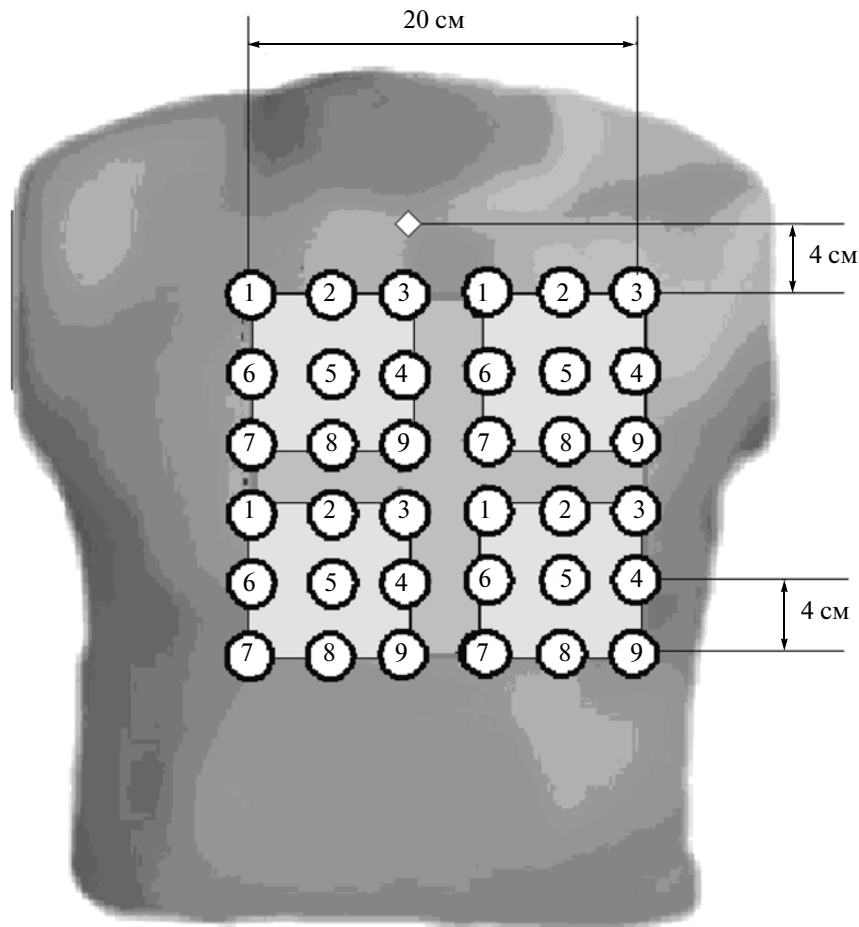


Рис. 1. Схема расположения точек измерения и позиций измерителя при регистрации МКГ.

## 1. ОБЩАЯ СТРУКТУРА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ

В ходе МКГ исследования можно выделить две последовательные относительно автономные стадии:

1) ввод магнитокардиосигналов, сохранение результатов измерений в базе данных и цифровая предобработка сигналов;

2) выделение интервала кардиоцикла для исследования, пространственно-временной анализ и определение характеристик МКГ, решение обратной задачи и пространственно-временной анализ распределения источников сигналов.

Основной задачей первого этапа, кроме непосредственного ввода и сохранения данных измерений, является выделение МКГ-кардиоциклов и очистка сигналов от помех. На втором этапе, кроме расчета параметров и характеристик магнитного поля и его источников, выполняется также визуализация пространственных распределений

источников магнитного сигнала и анализ временной динамики их изменений.

Каждая из двух стадий МКГ-исследования реализована в виде отдельного программного пакета. Принципиальная схема структуры программного обеспечения магнитокардиографа показана на рис. 2.

## 2. ПАКЕТ НАЧАЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ МКГ

Данный пакет включает в себя три логически разделяемых программных блока:

- блок ввода данных из измерительной системы в компьютер;
- база данных МКГ-исследований;
- предобработка МКГ-сигналов.

Первые два блока реализованы в виде независимых программных **exe**-модулей. Третий разделяется на последовательные этапы, которые также реализованы как отдельный **exe**-модуль. Связь между

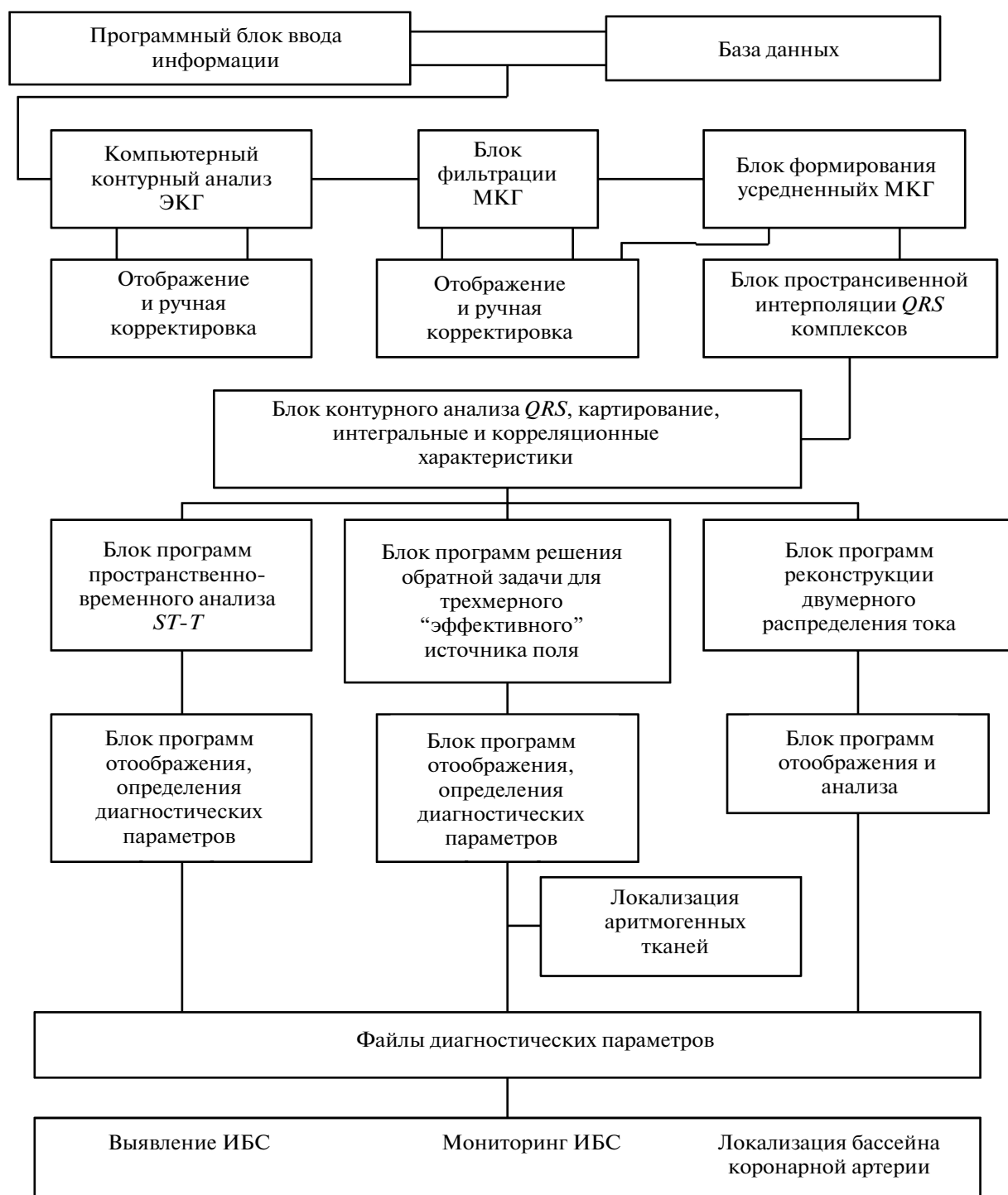


Рис. 2. Принципиальная блок-схема программного обеспечения магнитокардиографа.

блоками, выбор режима работы с базами данных (БД) и режима предобработки, а также интерфейс взаимодействия с пользователем обеспечивает отдельная управляющая программа пакета.

#### А. Программа ввода и регистрации МКГ

Программа 9MCG предназначена для ввода и накопления данных МКГ-измерений в компьютере, контроля качества полезного МКГ-сигнала

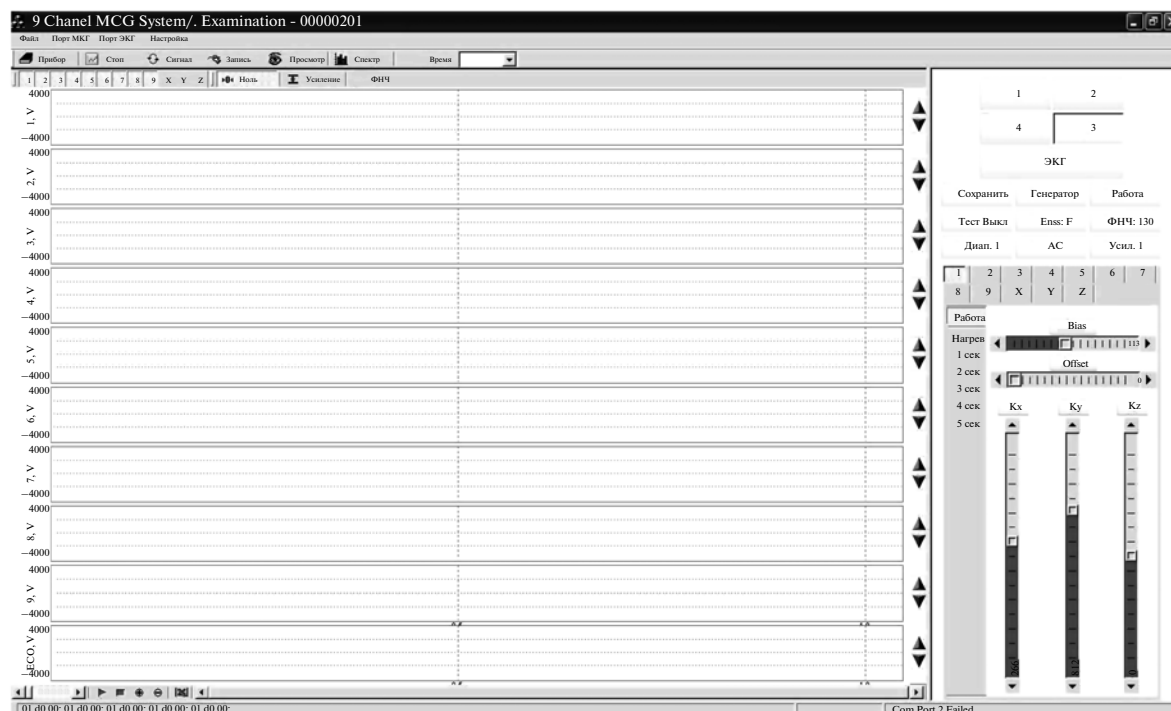


Рис. 3. Отображение МКГ данных пациента на экране компьютера в одном из режимов работы программы ввода.

на фоне помех в режиме реального времени, а также настройки характеристик технических элементов магнитометрической системы. Основные функциональные возможности программы ввода данных: синхронный ввод и отображение текущих данных по 13 каналам в режиме “он-лайн”; отображение текущих данных в режиме “офф-лайн” (“замороженное” отображение); запись данных в файлы на жесткий диск компьютера; управление параметрами записи и отображением данных во всех режимах работы программы; цифровая фильтрация отображаемых данных, расчет и отображение спектров вводимых сигналов; просмотр и анализ качества записанных данных в текущем сеансе измерений в статическом режиме; настройка характеристик технических элементов магнитометрического модуля МКГ-системы. На рис. 3 представлено основное окно программы 9MCG в процессе записи магнитометрических данных.

### Б. База данных МКГ-исследований

Для хранения информации о пациентах, МКГ-измерениях и результатах исследований разработана база данных МКГ-исследований, которая включает картотеку пациентов с возможностями быстрого поиска, отбора и сортировки данных. Для каждого пациента динамически подгружается таблица с МКГ-измерениями. Предусмотрен ввод обширных комментариев по каждому исследованию и результату. У пользователя имеется

возможность откорректировать или удалить ранее введенную в БД информацию (рис. 4).

В рамках БД реализовано запоминание, хранение, обновление и извлечение исходных данных МКГ-измерений в виде плоской структуры сжатых бинарных файлов. Каждый такой компрессированный файл соответствует одному полному МКГ-исследованию и содержит файлы с исходными записями МКГ, основными промежуточными и конечными результатами. Предусмотрено три режима работы БД МКГ-исследований:

Ввод карточки нового пациента и/или нового исследования, инициализация работы внешнего программного модуля для ввода данных, запоминание введенных данных в БД.

1. Извлечение из БД ранее накопленных данных МКГ для последующей обработки, анализа и интерпретации.

2. Запоминание в БД результатов анализа конкретного МКГ-исследования.

3. В качестве дополнительных возможностей реализовано создание новой пустой БД, сохранение текущей БД в другом месте (например, для ведения архива) и открытие другой БД.

### 3. ПРЕДОБРАБОТКА МКГ-СИГНАЛОВ

Цель предобработки состоит в повышении качества введенных в компьютер сигналов с измерительных каналов магнитокардиографа. Качество

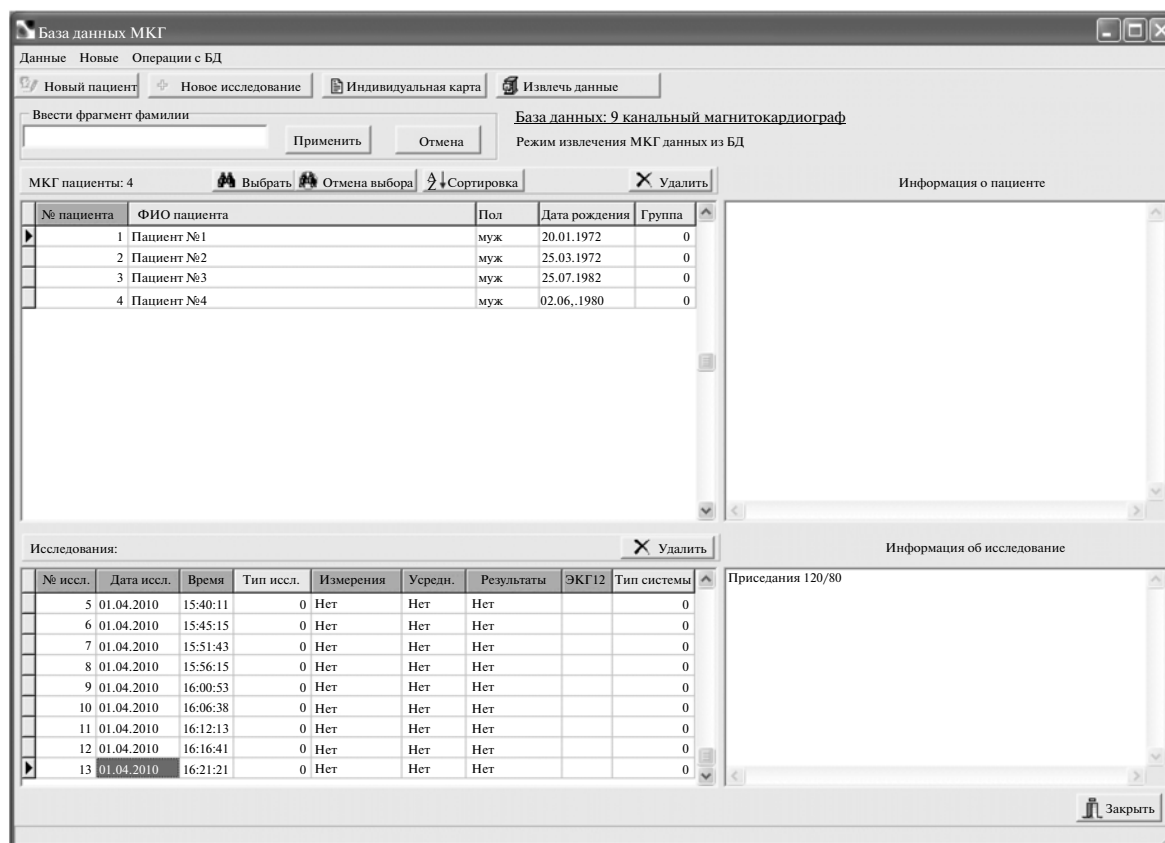


Рис. 4. Изображение основного окна базы данных МКГ-исследований.

МКГ сигналов при измерениях в неэкранированных помещениях в присутствии сильных внешних помех (главным образом сигналов помех на промышленной частоте 50 Гц и ее гармоники) в большой степени определяется отношением сигнал/помеха в записанных в компьютер данных измерений. Как показывает опыт, в исходных данных даже в моменты времени с максимально сильным сигналом и в тех пространственных точках, где сигнал магнитного поля сердца имеет максимальную амплитуду, отношение сигнал/помеха не превышает 1. Алгоритмы цифровой обработки МКГ-сигналов позволяют подавить шум до уровня, когда в усредненном кардиоцикле отношение сигнал/помеха становится больше 100.

В рамках подсистемы предобработки МКГ разработаны формы представления входной, промежуточной и выходной информации в виде бинарных файлов на различных стадиях обработки. Разработана схема движения информации и интерфейсы между отдельными программами, входящими в подсистему, а также между базой данных и программой анализа усредненных комплексов. Предобработка может вестись в двух режимах: 1) автоматическом, когда все этапы обработки выполняются последовательно без участия

пользователя; 2) пошаговом, когда на каждом этапе пользователь может проанализировать результаты обработки, скорректировать параметры и повторить этап. Работа программного обеспечения протестирована на нескольких сотнях МКГ-исследований.

Алгоритмы предобработки включают: 1) алгоритмы автоматического контурного анализа ЭКГ; 2) алгоритмы фильтрации МКГ-записей; 3) алгоритмы усреднения МКГ-кардиокомплексов (*P-QRS-T*-комплексов). Ясно, что качество обработки данных на каждом этапе существенно влияет на конечный результат. Рассмотрим особенности реализации трех основных разделов общего алгоритма.

#### А. Контурный анализ ЭКГ

При использовании МКГ-систем с небольшим количеством измерительных каналов (в нашем случае девять каналов) в каждом исследовании для покрытия стандартной области  $20 \times 20$  см измерения проводятся последовательно в четырех пространственных позициях системы относительно пациента. Для синхронизации данных МКГ, соответствующих разным пространственным позициям, используются записи ЭКГ по вто-

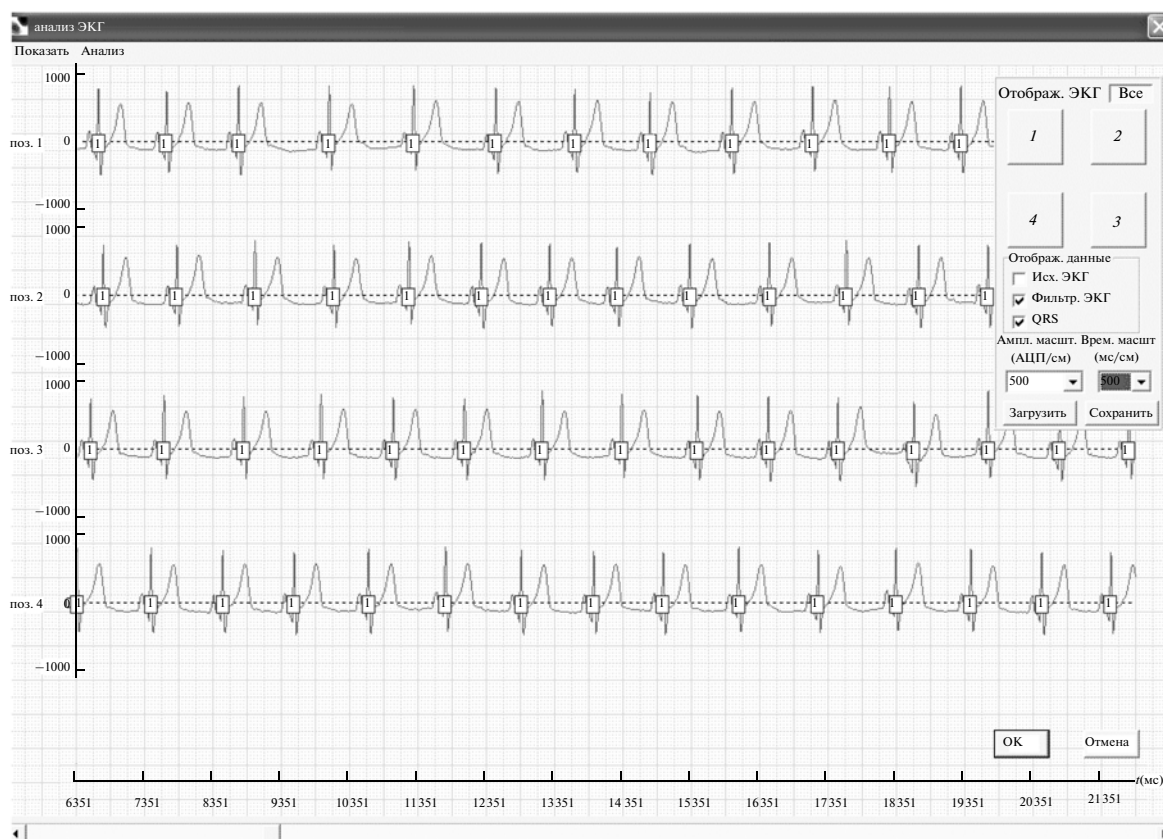


Рис. 5. Отображение на экране компьютера результатов контурного анализа ЭКГ в одном из исследований.

рому стандартному отведению. Электрокардиограммы записываются синхронно с МКГ в каждой позиции. На этапе усреднения МКГ *QRS*-комплексов усредняются также и *QRS*-комплексы в ЭКГ. Усредненные комплексы ЭКГ для всех позиций совмещаются относительно одинаковой базисной точки в комплексе. С теми же смещениями, что и для ЭКГ, совмещаются и МКГ *QRS*-комплексы для всех пространственных позиций. Кроме синхронизации данных для разных пространственных позиций, записи ЭКГ используются и при усреднении *QRS*-комплексов в каждом канале МКГ (рис. 5).

В задачи контурного анализа ЭКГ входит обнаружение и выделение *QRS*-комплексов, распознавание и разделение по типам (кластеризация), определение положений базисных точек и границ комплексов. Разработан оригинальный алгоритм контурного анализа ЭКГ, который реализован в виде отдельной программы. Перед началом анализа производится цифровая фильтрация высоких (50 Гц и выше) и низких (ниже 0.5...0.7 Гц) частот в записях ЭКГ. Далее на основе анализа амплитуд, длительности и крутизны фронтов производной ЭКГ по времени выделяются *QRS*-

комплексы и находится положение левой и правой границы каждого из них.

Завершается контурный анализ ЭКГ оценкой типов комплексов и формированием кластеров — последовательностей комплексов одного типа. Формирование кластеров выполняется итерационно с уточнением усредненного или наиболее представительного комплекса каждого типа. Таким образом, в ЭКГ автоматически распознаются и разделяются комплексы основного синусового типа, экстрасистолы различных типов, а также комплексы основного типа, предшествующие или последующие экстрасистолам. Анализ типов комплексов позволяет избежать случайного усреднения комплексов из разных кластеров. В программе реализована возможность для пользователя вручную скорректировать результаты компьютерного анализа: изменить тип комплекса, удалить или добавить комплекс. При завершении работы программы определяется средняя, максимальная и минимальная частота сердечных сокращений (ЧСС), а также среднеквадратичное отклонение ЧСС для основного типа комплексов в каждой ЭКГ.

Работа программы контурного анализа ЭКГ проверена и отлажена на нескольких тысячах записей ЭКГ для пациентов с разнообразными па-

тологиями и нарушениями ритма. В результате необходимость ручной корректировки сведена к минимуму.

### *Б. Фильтрация МКГ-записей*

Помехи в каналах МКГ имеют две составляющие: некоррелированный случайный шум, обусловленный электронным трактом (усилители, фильтры и т.д.) и мощные помехи от внешних источников магнитного поля различной природы. Этап обработки, связанный с фильтрацией МКГ-записей, направлен главным образом на подавление внешних коррелированных помех. Специально для борьбы с такими помехами разработанная МКГ-система включает в свой состав и использует дополнительный трехканальный референтный векторный магнитометр (РВМ). Адаптивное вычитание данных РВМ из данных измерительных МКГ-каналов позволяет существенно подавить влияние внешних помех в рабочем частотном диапазоне полезного МКГ-сигнала. Алгоритм комплексного подавления помех в данных МКГ-измерений содержит следующие этапы.

1. Цифровая фильтрация низких частот с частотой среза 50 Гц. Фильтруются параллельно данные МКГ- и РВМ-каналов. Для большинства задач в МКГ исследованиях, в частности, при исследовании *S-T*- и *P-Q*-интервалов, высокочастотной составляющей (выше 50 Гц) в магнитном поле сердца можно пренебречь. В случае необходимости учета высоких частот, цифровая фильтрация нижних частот может быть заменена узкополосным пробочным фильтром с центральной частотой, равной частоте электрической сети. Данный этап алгоритма предназначен в первую очередь для фильтрации сетевой гармоник — наиболее мощной, как правило, внешней помехи. Однако амплитуда и фаза сетевой гармоник внешнего поля могут изменяться на протяжении записи, в том числе, и скачкообразно. После фильтрации эти изменения переходят в тренд и скачки базовой нулевой линии МКГ записей и когерентных им изменениям базовых линий записей РВМ.

2. Цифровая фильтрация высоких частот с частотой среза 0.5 Гц. Фильтруются также параллельно данные МКГ- и РВМ-каналов. Такой ВЧ-фильтр позволяет уменьшить влияние низкочастотных колебаний базовой линии за счет, например, дыхания пациента.

3. Адаптивное вычитание отфильтрованных данных РВМ из отфильтрованных данных МКГ. Разработана модель, методика и алгоритм определения оптимальных коэффициентов для адаптивного смешивания сигналов. Предложенный алгоритм адаптивной фильтрации позволяет подавить помехи в диапазоне рабочих частот полезного МКГ-сигнала, не искажая при этом сам полезный сигнал.

При настройке алгоритма фильтрации для конкретной помеховой обстановки предусмотрена возможность выбора различных типов ФНЧ и ФВЧ, добавление любого количества узкополосных фильтров для МКГ- и РВМ-данных. Изменение набора и параметров фильтров можно выполнить как в специальной таблице, так и непосредственно в процессе анализа спектра. Весь алгоритм цифровой фильтрации МКГ реализован в виде отдельной программы, работа которой была опробована и оттестирована на многочисленных МКГ-записях. Пользователь имеет возможность визуально сравнивать результаты фильтрации на отдельных этапах, в том числе и в спектральной форме.

### *В. Усреднение МКГ QRS-комплексов*

Процедура усреднения кардиоциклов необходима для уменьшения уровня помех, случайных и слабо коррелированных с МКГ-сигналами. Усреднение основано на результатах контурного анализа ЭКГ и выполняется отдельно для каждого из выделенных в ЭКГ типов комплексов, если они присутствуют для всех измеренных позиций системы. Предусмотрена возможность автоматического определения наиболее зашумленных *QRS*-комплексов в МКГ-данных и удаления их из усредняемого набора. Кроме того, пользователь может вручную на графике предобработанной МКГ удалить из усреднения тот или иной комплекс. Реализовано графическое представление результатов усреднения и остаточных после вычитания усредненных комплексов МКГ-данных. Конечным результатом всей предобработки является получение файла с усредненными синхронизированными кардиоциклами для всех пространственных точек измерений МКГ.

## **4. ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МАГНИТНОГО ПОЛЯ СЕРДЦА, АНАЛИЗ И ОЦЕНКА ИСТОЧНИКОВ КАРДИОМАГНИТНОГО СИГНАЛА**

После цифровой фильтрации и усреднения МКГ-записей становится доступным исследование и оценивание кардиомагнитного сигнала. Эту задачу выполняет пакет программ магнитокардиографа:

- программа исследования усредненных магнитокардиографических кардиоциклов;
- программа исследования гомогенности процесса реполяризации желудочковой системы сердца;
- программа решения обратной задачи магнитостатики для дипольной модели источника кардиомагнитного сигнала;
- программа решения обратной задачи магнитостатики для источника поля в виде плоской системы токов распределенной в плоскости, параллельной плоскости измерений.

В каждом из блоков программ реализованы алгоритмы оценивания пространственно-временных параметров магнитокардиосигнала и его источников, а численные значения этих оценок автоматически вычисляются и сохраняются в специальных файлах диагностических параметров. Файлы диагностических параметров используются на заключительном этапе обработки МКГ — этапе классификации групп пациентов.

#### *А. Исследование усредненных магнитокардиографических кардиоциклов*

Кардиоцикл после усреднения включает полный *P-QRS-T*-комплекс вместе с отрезками базовой линии до и после комплекса. Усредненные кардиоциклы во всех точках измерения синхронизированы. Выборка из записей отсчетов с одинаковыми номерами относительно начала кардиоцикла характеризует пространственное распределение измеряемой характеристики поля в конкретный момент кардиоцикла. Для исследований пространственной структуры поля и динамики ее изменения на различных интервалах кардиоцикла служит блок программ Projbma.exe, основными функциями которого являются:

- обеспечение визуального анализа пространственной структуры измеренных величин параметров магнитного поля в любой момент кардиоцикла;
- отображение динамики карт и корреляционная оценка подобия распределения магнитного поля сердца в плоскости измерений для любого интервала кардиоцикла;
- выделение интервала исследований и формирование файлов данных, которые являются входной информацией при решении обратной задачи;
- численная оценка параметров пространственно-временных вариаций МКГ на специфических интервалах кардиоцикла;
- запись численных оценок усредненных кардиоциклов в файлы диагностических параметров.

В качестве численной оценки синхронности изменения МКГ на каком-либо выделенном интервале кардиоцикла (например, на сегменте *ST*, *P* или *QRS*) во всей или части области измерений используется обобщенная корреляционная оценка следующего вида:

$$C_{N_s}(T_1, T_2) = \frac{\int_{T_1}^{T_2} \prod_{i=1}^{N_s} [f_i(t)] dt}{\sqrt[N_s]{\prod_{i=1}^{N_s} \int_{T_1}^{T_2} [f_i(t)]^N dt}}. \quad (1)$$

В выражении (1)  $T_1$  и  $T_2$  — начало и конец выделенного временного интервала кардиоцикла;  $N_s$  — количество точек с МКГ в исследуемой части области измерения  $S$ ;  $f_i(t)$  — МКГ в точке измерения  $i$ . Величина  $C_{N_s}$  может иметь значения в диапазоне от 0 до 1.0. Чем ближе этот параметр к единице, тем более синхронно изменяется магнитное поле. В программе предусмотрена возможность автоматического определения и исключения из оценки (1) точек измерения с малым отношением сигнал/помеха. Кроме того, пользователь может вручную исключить из оценки любые точки измерения, если МКГ-сигнал в них по каким-либо причинам недостаточно достоверен. Программа вычисляет также средневзвешенные по подобластям измерения временные вариации таких специфических точек кардиоцикла, как положения вершин зубцов *T*, *P* и *R*. Набор параметров типа (1) и средневзвешенных вариаций для нескольких подобластей измерительной решетки в численном виде отображают особенности пространственно-временной структуры магнитного поля сердца пациента.

Блок программ Projbma.exe допускает работу и в автоматическом режиме под управлением управляющей программы SoftMAG при работе с группами пациентов. На рис. 6 и 7 приведены примеры отображения МКГ пациента на разных этапах работы блока программ Projbma.exe

#### *Б. Исследование гомогенности процесса реполяризации желудочковой системы сердца*

При создании программного обеспечения магнитокардиографа алгоритм анализа и оценки гомогенности процесса реполяризации реализован в виде блока программ Spcwin.exe. При этом алгоритм учитывает ряд известных особенностей протекания процесса возбуждения сердца, а для численных оценок разработаны специальные алгоритмы на основе методов оценки случайных данных.

Известно [2], что согласно одной из гипотез в процессе реполяризации возбуждением охватывается эпикард и практически одновременно эндокард. Отсюда следует, что количество клеток миокарда, охваченных возбуждением, меняется мало, изменяется величина тока в соответствии с третьей фазой потенциала действия. Другими словами, в фазу реполяризации (интервал *ST-T* кардиоцикла) на исследуемом интервале в “норме” амплитуда регистрируемого биоманитного сигнала изменяется в основном за счет изменения величины потенциала действия третьей фазы (она меньше, чем при деполяризации) и скорости протекания этого процесса (значительно медленнее, чем при деполяризации). Таким образом, процесс нарастания сигнала МКГ, связанный с третьей фазой трансмембранного потенциала действия (ТМПД) в “норме” должен быть монотонным и однородным (гомогенным). Так как



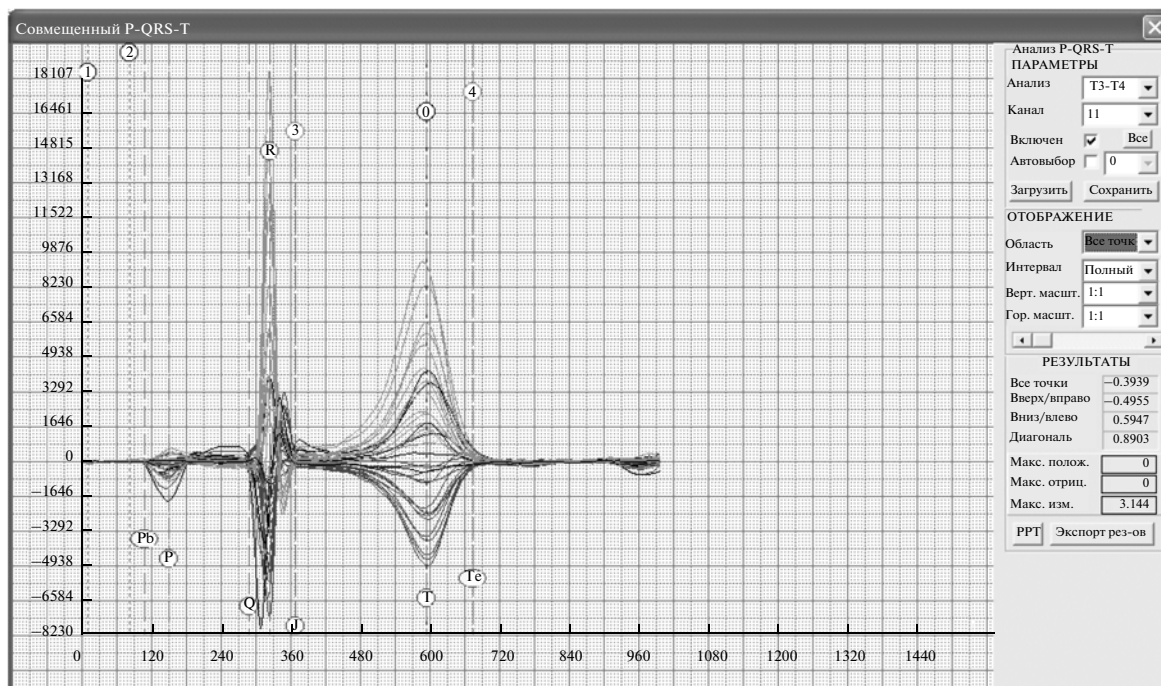


Рис. 6. “Совмещенная” МКГ пациента с отметками интервала реполяризации.

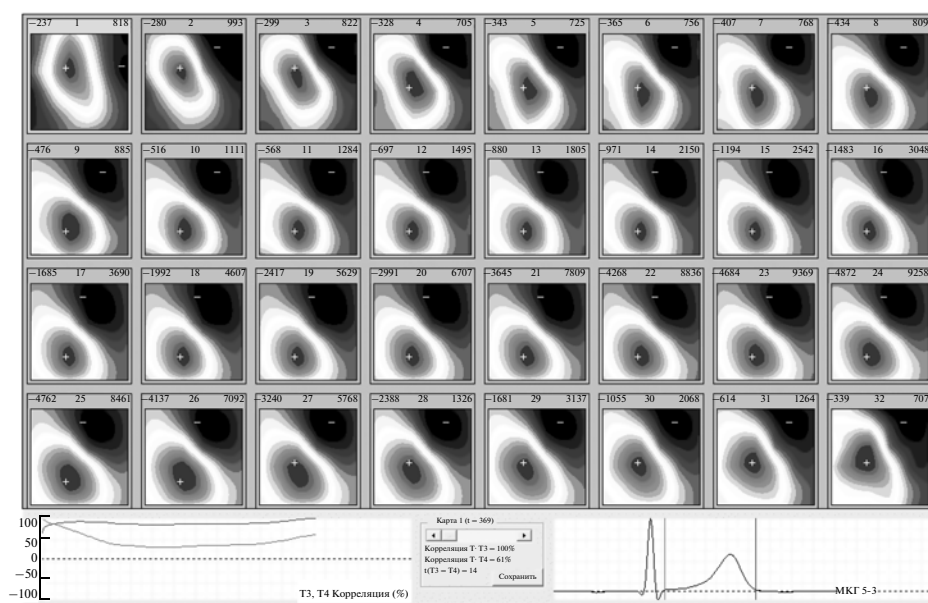


Рис. 7. “Мгновенные” карты распределения магнитного поля сердца периода реполяризации для одного из пациентов.

многие патологии сердца связаны с недостаточным кровоснабжением сердечной мышцы, это значит, что в электромагнитном смысле изменяются электрофизические характеристики среды, в которой нарушается гомогенность процесса и электромагнитная симметрия. Исходя из анализа

рассмотренных процессов возбуждения системы сердца сформулируем задачу анализа МКГ:

*По значениям параметров магнитного поля, измеренным в узлах плоскости над грудной клеткой пациента, выявить пространственные характеристики поля, изменяющиеся от одного момента времени к друго-*

му (в пределах одного кардиоцикла) и найти их форму отображения, которая позволила бы получить и количественную оценку этих изменений.

Поскольку точки измерения величин параметров магнитного поля сердца пациента расположены в немагнитной, непроводящей среде (в воздухе), то для произвольного момента времени  $t_i$  справедливо следующее:

— в точках плоскости измерений вектор магнитной индукции описывается однородными уравнениями Максвелла

$$\operatorname{rot} \vec{B} = 0, \quad \operatorname{div} \vec{B} = 0; \quad (2)$$

— силовые линии магнитного поля замкнуты;

— в распределении магнитного поля имеются области с положительными и отрицательными значениями измеряемой характеристики  $\Psi$  ( $\Psi$  — величина измеряемого параметра магнитного поля сердца в точках плоскости измерений);

— имеются точки  $M^+$  и  $M^-$  “глобальных” экстремумов, где параметр  $\Psi$  имеет максимальное и минимальное значение (для исследуемого момента времени кардиоцикла).

Анализ пространственно-временного распределения магнитного поля предполагает: 1) интерполяцию значений величин магнитного поля на прямоугольной сетке из  $31 \times 31$  узлов с шагом 0.667 см, при этом узлы стандартной сетки ( $6 \times 6$  с шагом 4 см), в которых и выполняют измерения, являются также и узлами интерполяции; 2) численное дифференцирование и вычисление пространственных производных  $\partial\Psi/\partial x$ ,  $\partial\Psi/\partial y$  и амплитуд вектора  $g = [(\partial\Psi/\partial x)^2 + (\partial\Psi/\partial y)^2]^{1/2}$ , который имеет физический смысл интенсивности градиента магнитного поля; 3) построение нулевых изолиний  $\partial\Psi/\partial x = 0$  и  $\partial\Psi/\partial y = 0$ , которое дает количество и местоположение всех точек экстремумов магнитного поля (в том числе и точек  $M^+$  и  $M^-$ ); 4) вычисление отношения абсолютных значений измеряемой характеристики  $\Psi$  в точках  $M^+$  и  $M^-$ ; 5) вычисление “расстояния”  $\delta$  между точками  $M^+$  и  $M^-$  “глобального” максимума и минимума; 6) вычисление коэффициента корреляции между измеренным и предполагаемым дипольным распределением магнитного поля.

На следующем шаге выполнения алгоритма определяются:

1. Угол  $\theta$  между нормалью к отрезку  $AB$ , соединяющему точки  $M^+$  и  $M^-$ , и референтным направлением, например осью координат  $OX$ .

2. Номер сектора, в котором найден угол  $\theta$ .

3. Построение и оценка пространственного спектра распределения магнитного поля между точками плоскости измерений  $M^+$  и  $M^-$ .

4. Построение и оценка пространственного спектра на интервале карты, соответствующем проекции отрезка  $AB$  на ось координат  $OX$ .

Для количественной оценки пространственного спектра двух соседних моментов времени кардиоцикла  $t_i$  и  $t_{i+1}$  используется алгоритм вычисления количества инверсий, магнитного поля, который состоит в следующем:

— сравниваются длины линии спектра в каждой точке;

— если длина линии спектра в последующий момент времени ( $t_{i+1}$ ) превышает длину линии спектра в предыдущий момент времени, то число инверсий увеличивается на единицу (правило 1, применяется на восходящем участке  $ST$ - $T$ -сегмента);

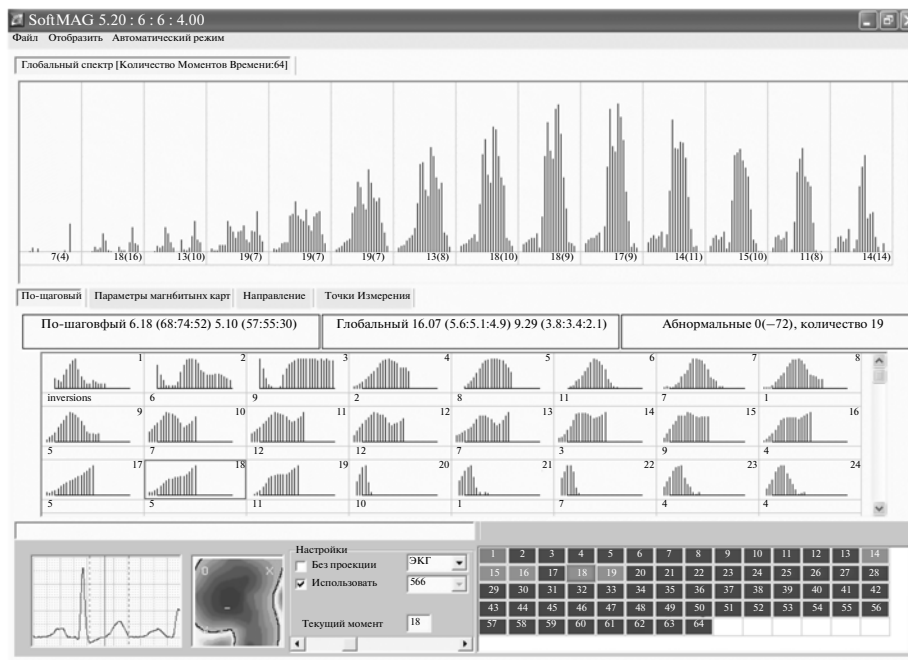
— если длина линии спектра в последующий момент времени ( $t_{i+1}$ ) меньше длины линии спектра в предыдущий момент времени, то число инверсий увеличивается на единицу (правило 2, применяется на нисходящем участке  $ST$ - $T$ -сегмента).

Более полное описание алгоритма и основные математические преобразования выполнены в [3], на рис. 8 и 9 приведены примеры отображения данных на разных этапах работы программы Spcwin.exe.

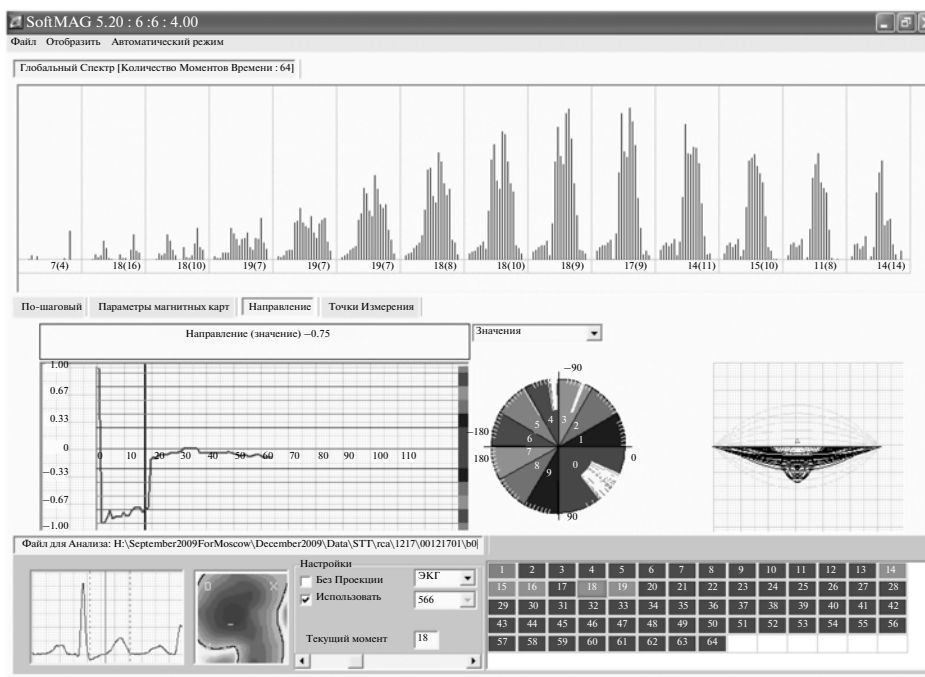
## 5. ЛОКАЛИЗАЦИЯ ИСТОЧНИКА БИОМАГНИТНОГО СИГНАЛА

Положение источника биомagnetного сигнала по отношению к плоскости измерений на выбранном интервале исследования кардиоцикла зависит от анатомических особенностей каждого пациента и от перемещения фронта волны возбуждения. Изменяются также и его электромагнитные параметры. Это значит, что при выявлении и анализе диагностических параметров, связанных только с анализом карт распределения магнитного поля, возможны некорректные сравнения их в группе пациентов и с одинаковым диагнозом, и с различными диагнозами [4]. Поэтому в магнитокардиографии необходим пространственно-временной анализ магнитного поля для получения информации о величинах параметров и о пространственной структуре источников поля в сердце, магнитное поле которых и регистрируют в точках пространства. При этом анализ и оценка распределения источников биомagnetного поля, которые однозначно соответствуют измеренному полю, позволяют корректно сравнивать соответствующие диагностические параметры групп пациентов. Таким образом, методы преобразования магнитометрической информации должны быть направлены, по сути, на решение обратной задачи.

Под обратной задачей в электродинамике (магнитостатике) понимают нахождение пространственного распределения источников поля по известным (например, измеренным) значениям величин пара-



**Рис. 8.** Пространственно-временной спектр магнитокардиосигнала на всем интервале исследований и на каждом шаге.



**Рис. 9.** Вычисление, оценки и отображение на экране компьютера параметров, характеризующих процесс реполяризации.

метров магнитного поля. Функциональные связи между параметрами распределения, а также типом источников поля и измеренными значениями поля считаются неизвестными и их также необходимо установить.

Известно, что обратная задача в такой (классической) постановке не имеет однозначного решения. Задача упрощается и может стать однозначной, если определить “функциональные связи”. Другими словами, если определить тип источни-

ка поля (точечный диполь, распределенный слой тока в плоскости, распределенный ток в объеме), то становятся известными соотношения между параметрами источника поля и значениями поля в точках измерения. Как правило, обосновать модель источника поля в общем случае сложно. При выполнении биомагнитных исследований выбор модели источника поля определяется, с одной стороны, соотношением между размерами области возбуждения, расстоянием до измерителя (точки наблюдения) и диаметром петли трансформатора магнитного потока, а с другой — физической сутью процессов, которые изучаются, например фокальная активность при синдроме Вольфа—Паркинсона—Уайта (WPW-синдром), эпилептический фокус при исследовании мозга и т.д.

Локализация дополнительного пути проведения при WPW-синдроме — одна из практических задач, в которой патологию можно представить в виде элементарного источника поля — диполя. При этом в известных подходах принципиальным является предположение о том, что источник магнитного поля — электрический диполь, а методы решения обратной задачи в этом случае, как правило, приближенные.

Если в качестве модели источника биомагнитного сигнала использовать модель магнитного диполя, то решение обратной задачи можно получить аналитически. Идея аналитического метода решения обратной задачи основана на использовании свойств тензора пространственных производных вектора магнитной индукции  $\vec{B}$  в однородной, немагнитной, непроводящей среде (в точках измерения  $\text{div } \vec{B} = 0$ ,  $\text{rot } \vec{B} = 0$ ). В этом случае матрицы первых ( $D_1$ ) и вторых ( $D_2$ ,  $i = x, y, z$ ) пространственных производных вектора  $\vec{B}$  симметричны, не имеют следа и обладают следующими свойствами: их собственные значения вещественны и различны; собственные векторы независимы и ортогональны; в системе координат, базисом которой служат собственные векторы, они имеют диагональный вид. Другими словами, если в качестве базиса новой системы координат принять нормированные собственные векторы матрицы  $D_1$  или  $D_2$ , можно получить аналитическое решение обратной задачи сначала в собственной системе координат, а затем, путем обратного перехода — в заданной. Аналитическое решение и исследование этой задачи выполнено в [5, 6].

На следующем этапе были проведены исследования по развитию аналитического метода решения обратной задачи для источника поля в виде набора  $N$  магнитных диполей [7]. При этом предполагается, что для каждого диполя существует, по крайней мере, одна точка в границах плоско-

сти измерений, где магнитное поле диполя совпадает с заданными (вычисленными по результатам измерений) значениями величин вектора магнитной индукции и всех его пространственных производных первого порядка.

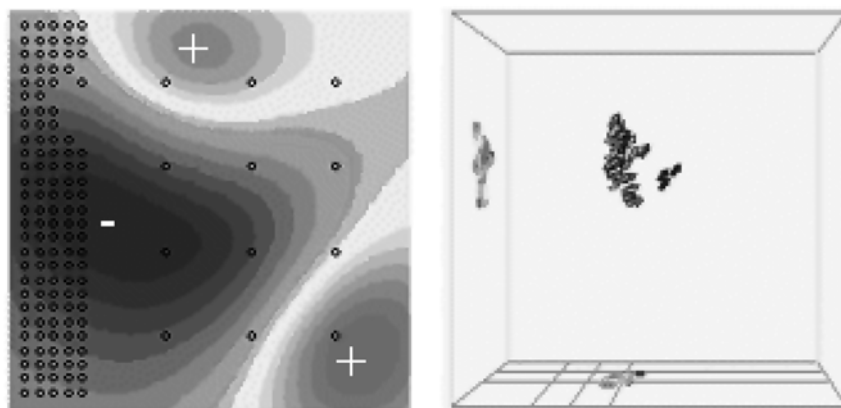
На первом шаге решения этой задачи выполнен анализ магнитного поля в плоскости, соответствующей размерам и положению плоскости измерений магнитного сигнала сердца человека, а в качестве источника поля использован магнитный диполь с координатами  $(r_x, r_y, r_z)$  и вектором магнитного момента  $(\vec{M}_x, \vec{M}_y, 0)$ . Найдено местоположение точек плоскости, где квадрат модуля градиента магнитного поля  $q^2 = (\partial \vec{B}_z / \partial x)^2 + (\partial \vec{B}_z / \partial y)^2$  имеет максимальное/минимальное значение. Получены три решения, которые позволили предложить, что в плоскости измерений магнитного сигнала существуют несовпадающие области, являющиеся проекцией объема  $V$  источника поля на плоскость измерений. Количество, местоположение, границы и относительная мощность этих областей могут быть найдены при анализе интенсивности градиента  $q$  величин параметров магнитного поля.

Таким образом, при решении обратной задачи необходимо сделать пространственный анализ магнитного поля в плоскости измерений и установить “порог” значений  $q$ , ниже которого соответствующие точки плоскости измерений можно считать наиболее удаленными “в электромагнитном смысле” от источника биомагнитного сигнала. Для того чтобы отобразить в явном виде процедуру выбора точек наблюдения для решения обратной задачи, а также соответствие “область плоскости измерений” — “группа диполей”, на рис. 10 приведены в качестве примера промежуточные (пошаговые) результаты применения алгоритма [4, 5]. Местоположение узлов интерполированной решетки в плоскости измерений, которые были выбраны и использованы для решения обратной задачи, показано на магнитных картах. Алгоритм отображения параметров набора диполей (их количество, местоположение и векторы магнитного момента) более подробно описан нами в [7].

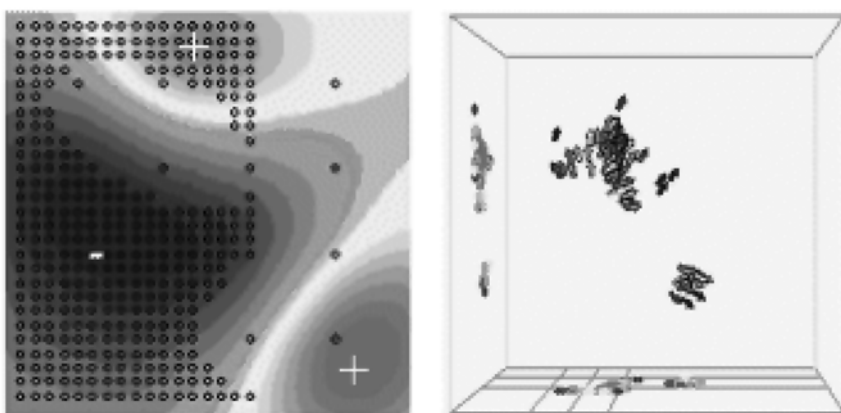
В примере рис. 10 был использован порог для  $q = 0.75$ , т.е. все точки плоскости измерений, где величина  $q \geq 0.75$ , были исключены из полного набора, по отношению к которому выполнено аналитическое решение обратной задачи. Далее, для каждого из оставшихся  $N$  узлов интерполированной сетки (в нашем случае  $N < 961$ ) аналитически решается обратная задача, что дает  $N^2$  векторов  $\vec{r}_i, \vec{M}_i$ .

Дальнейший анализ решений обратной задачи включает следующие шаги:

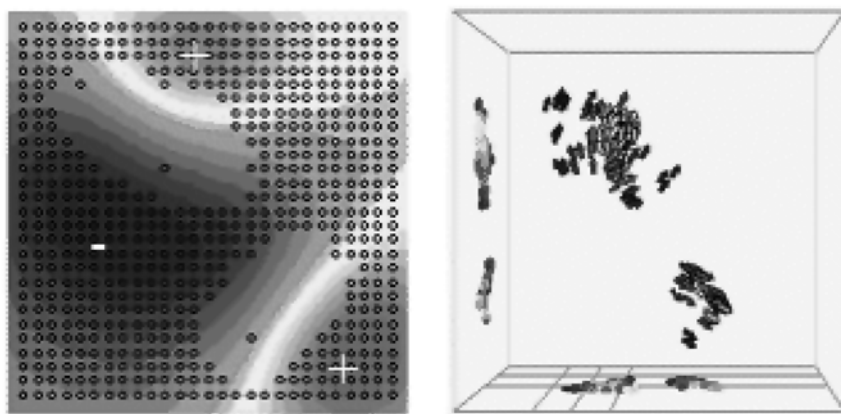
1) если предположить, что источником магнитного поля является диполь с параметрами  $\vec{r}_i$  и  $\vec{M}_i$ , то



Шаг №1



Шаг №2



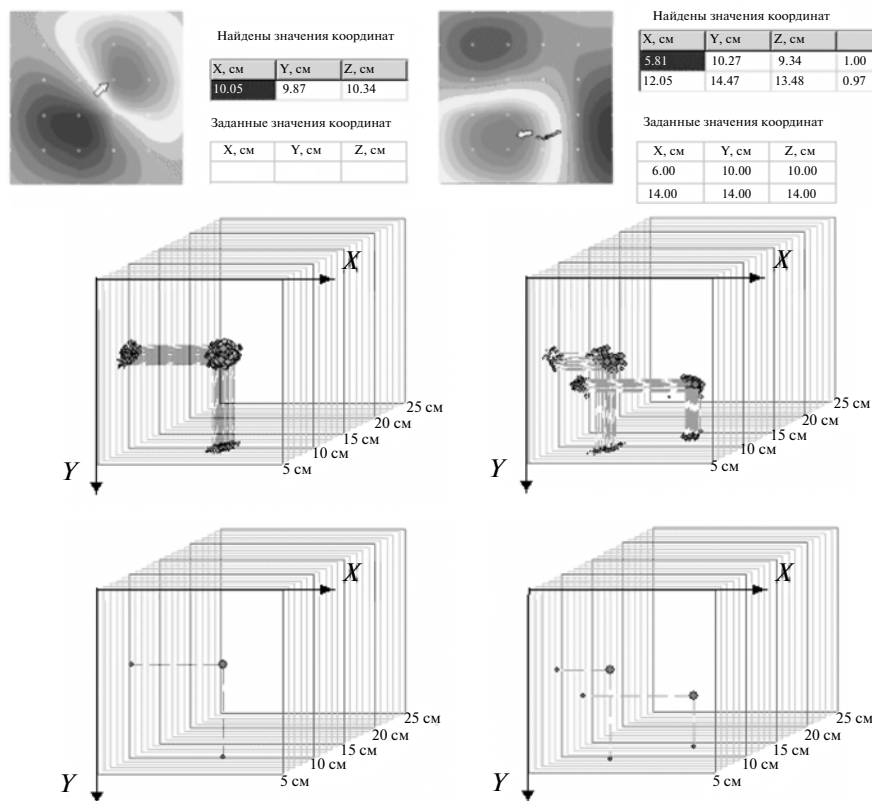
Шаг №3

Рис. 10. Пример “пошагового” решения обратной задачи для источников поля  $M_1, M_2$ .

решение прямой задачи позволяет вычислить значения вектора магнитной индукции и его пространственных производных первого (или второго) порядка в соответствующем узле решетки, а также значения магнитного поля  $\Psi$  в каждом из  $6 \times 6$  узлов стандартной сетки измерений;

2) по полученным результатам расчета и измеренным значениям вычисляется квадратичный функционал погрешности

$$\xi_i = \sum_{i=1, N} [\Psi(r_i, M_i) - \Psi]^2; \quad (3)$$



**Рис. 11.** Примеры решения обратной задачи магнитостатики (численный эксперимент) для одного (а) и двух (б) источников магнитного поля.

3) выделяется пара векторов  $\vec{r}_i, \vec{M}_i$ , для которой квадратичный функционал погрешности  $\xi$  имеет минимальное значение, полученные значения используются как координаты и вектор магнитного момента эффективного дипольного источника (правило усреднения 1);

4) для каждой пары векторов  $\vec{r}_i, \vec{M}_i$  вычисляется значение параметра

$$\rho_i = \sum_{k \neq i} \left[ 1 + (r_{xi} - r_{xk})^2 + (r_{yi} - r_{yk})^2 + (r_{zi} - r_{zk})^2 \right]^{-1}, \quad (4)$$

который имеет смысл скалярной пространственной плотности решений с номером  $i$ ;

5) выделяется пара векторов  $\vec{r}_i, \vec{M}_i$ , для которой скалярная пространственная плотность  $\rho$  имеет максимальное значение, найденные значения используются как координаты и вектор магнитного момента эффективного дипольного источника (правило усреднения 2).

Итак, в результате решения обратной задачи получен набор векторов  $(\vec{r}_{x1}, \vec{r}_{y1}, \vec{r}_{z1}), \vec{r}_2, \dots, \vec{r}_K$ , которые описывают местоположение дипольного источника. Сформулируем задачу следующим образом:

для трехмерного распределения точек  $(\vec{r}_{x1}, \vec{r}_{y1}, \vec{r}_{z1}), \vec{r}_2, \dots, \vec{r}_K$ , требуется выделить: а) точку про-

странства (координаты), в ближайшей окрестности которой расположено наибольшее количество решений; б) точки пространства, где имеются локальные максимумы количества “соседних” решений; в) количество этих точек (областей) пространства и их удельный вес (мощность) в исходном трехмерном распределении источников поля.

Все эти условия выполнены с помощью специальных алгоритмов анализа решения обратной задачи, которые включают:

- оценку векторной плотности решений;
- вычисление плотности решений по подобластям;
- вычисление и анализ скалярной плотности решений в узлах трехмерной регулярной решетки;
- анализ скалярной плотности решений на основе диаграмм Вороного [8];
- построение и анализ трехмерной проекции решений обратной задачи.

Аналитический метод решения обратной задачи магнитостатики реализован в виде программного блока и входит в состав программно-инструментальных средств магнитометрических систем “МАГ-СКАН”.

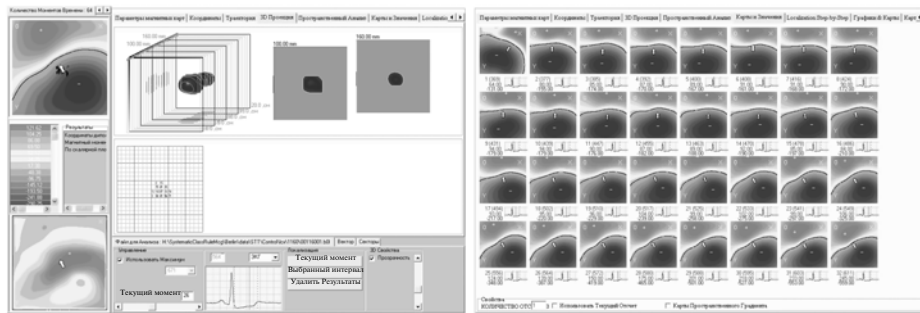


Рис. 12. Варианты представления данных обработки МКГ пациента на экране компьютера при работе Marloc.exe в “пошаговом” режиме.

На рис. 11 показаны варианты отображения на экране монитора компьютера результатов работы алгоритма и визуализации полного набора решенной обратной задачи. При этом в каждой из плоскостей сечений, параллельных плоскости измерений и представляющих собой набор, образующий виртуальный трехмерный объем с источником биоманнитного сигнала, найдено соответствующее количество дипольных источников поля для заданного момента времени [7].

Поскольку для измерения величин параметров магнитного поля сердца в нашем случае применяют девятиканальный магнитокардиограф на основе СКВИД-градиентометров второго порядка с аксиальными трансформаторами магнитного потока, то измерения выполняют в пространстве над грудной клеткой пациента в четырех позициях (36 узлах) измерительной сетки. Поэтому для применения предложенного аналитического метода решения обратной задачи при создании программы Marloc.exe был разработан и исследован алгоритм получения из измеренных данных МКГ вектора магнитной индукции и всех его пространственных производных первого и второго порядка необходимых для решения обратной задачи. При преобразовании данных измерений учитываются конструктивные параметры трансформаторов магнитного потока магнитометрической системы [9], а независимое решение обратной задачи магнитостатики для дипольного источника поля (магнитного диполя) можно получить по отношению к любой заданной точке плоскости измерений (это одно из принципиальных отличий нашего подхода к решению обратной задачи от известных).

На рис. 12–14 приведены примеры отображения результатов анализа МКГ пациента на разных этапах работы программы Marloc.exe.

Программа Marloc.exe допускает работу и в автоматическом режиме под управлением управляющей программы SoftMAG при работе с группами пациентов.

## 6. ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МИОКАРДА: ОБРАТНАЯ ЗАДАЧА МАГНИТОСТАТИКИ ДЛЯ ИСТОЧНИКА ПОЛЯ В ВИДЕ ПЛОСКОЙ СИСТЕМЫ ТОКОВ

Часто анализ магнитокардиосигнала направлен на исследование и диагностику патологий, связанных с изменением электрофизиологических характеристик в большом объеме миокарда, — выявление пациентов с ишемической болезнью сердца (ИБС); объективный мониторинг кардиопациентов после различных курсов лечения (фармакологических или, например, после процедуры проведения ангиопластики); локализация бассейна коронарной артерии, которая является причиной ИБС и т.д.

Решение перечисленных задач обеспечивает программа Sigwin.exe, которая входит в состав программного обеспечения магнитокардиографов “МАГ-СКАН”. Результатами ее работы являются:

- представление источника биоманнитного сигнала в виде системы токов, распределенной в плоскости, параллельной плоскости измерений;
- решение обратной задачи и определение пространственно-временного распределения источников кардиоманнитного сигнала в сердце на выделенном интервале кардиоцикла;
- анализ и оценивание решения обратной задачи;
- получение диагностических параметров, которые могут быть использованы для выработки диагностического заключения (задача классификации).

При постановке обратной задачи предполагается, что магнитное поле сердца в произвольной точке плоскости измерений описывается вектором магнитной индукции  $\vec{B}$  и пространственными производными этого вектора первого  $D_1$  ( $\partial B_k / \partial r_i$ ;  $k, i = x, y, z$ ) и второго  $D_{2k}$  порядка ( $\partial^2 B_k / \partial r_i \partial r_j$ ;  $k, i, j = x, y, z$ ). Поскольку точки измерения расположены в немагнитной, непроводя-

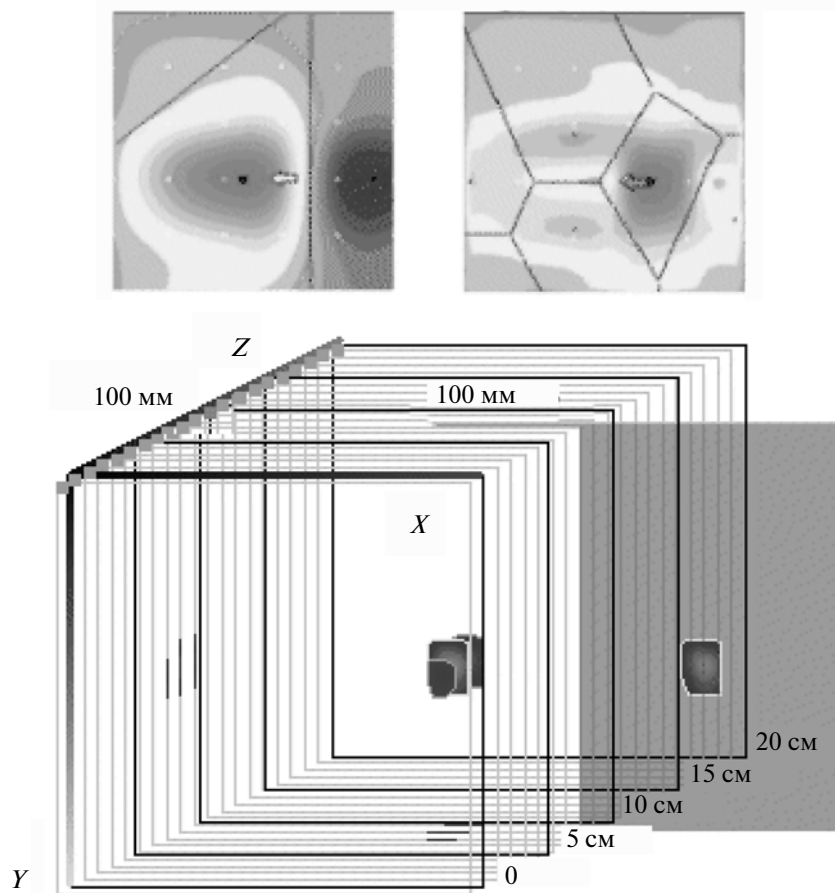


Рис. 13. Пример решения обратной задачи и визуализации данных МКГ при локализации одного источника поля.

щей, однородной среде (в воздухе), то вектор магнитной индукции удовлетворяет однородным уравнениям Максвелла (2).

Введем векторы  $\vec{R}$  и  $\vec{r}$ , которые описывают местоположение точки наблюдения в лабораторной системе координат и в системе координат, связанной с объемом  $V$  замкнутой системы токов  $j(\vec{r}')$  — источника магнитного поля. Тогда из уравнений Максвелла (2) получаем следующие соотношения связи между характеристиками магнитного поля и источника:

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V [\vec{j}(\vec{r}')(\vec{r} - \vec{r}')] dV / |\vec{r} - \vec{r}'|^3. \quad (5)$$

А предполагая распределение вектора плотности тока  $\vec{j}$  квазистатическим и распределенным в плоскости, параллельной плоскости измерений ( $z = z_0$ ), можно найти с использованием закона Био-Савара составляющую вектора магнитного поля  $\vec{B}_z$  в точках измерения

$$B_z(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{j_x(\vec{r}')(y - y')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} dV - \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{j_y(\vec{r}')(x - x')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} dV, \quad (6)$$

где  $\vec{j}(\vec{r}')$  — вектор плотности токов в точке  $\vec{r}'$ , а  $\mu_0$  — магнитная постоянная.

Обратная задача в этом случае формулируется следующим образом: считая, что магнитное поле в точках наблюдения (измерения) описывается уравнением (4) и источник поля расположен в плоскости, параллельной плоскости измерений, требуется найти пространственную конфигурацию двумерной системы токов, магнитное поле которой соответствует измеренному.

Решение и анализ этой задачи выполнены в [10] с помощью аппарата интегральных преобразований Фурье. При этом исходными данными для работы алгоритма являются значения величин параметров магнитного поля в 36 ( $6 \times 6$ ) узлах стандартной сетки измерений (результаты цифровой фильтрации и



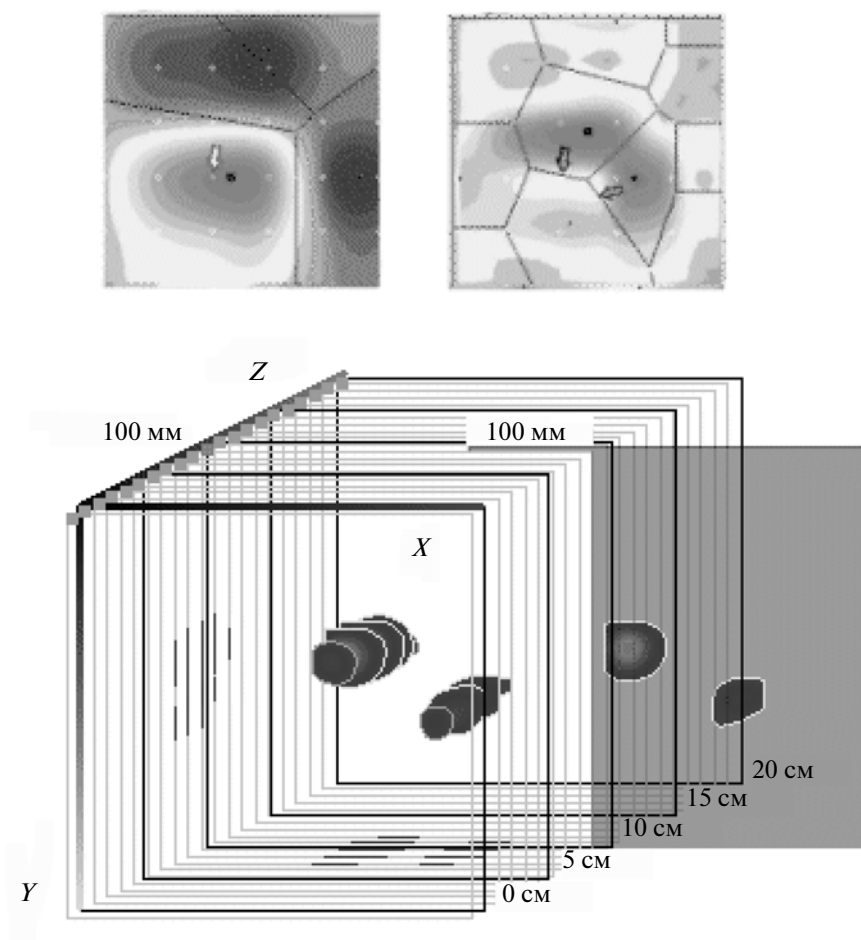


Рис. 14. Пример решения обратной задачи и визуализации данных МКГ при локализации двух источников поля.

усреднения магнитного сигнала объекта) для заданных моментов времени  $t_1, t_2, \dots, t_N$  усредненного цикла. Для этих моментов времени выполнена процедура локализации дипольного источника и в результате определены следующие параметры:

- значения величин параметров магнитного поля в 961 точке ( $31 \times 31$ ) прямоугольной решетки (совпадает с плоскостью измерений), при этом узлы стандартной сетки являются также и узлами интерполяции;

- координаты ( $r_x, r_y, r_z$ ) и вектор магнитного момента ( $M_x, M_y, M_z$ ) дипольного источника;

- полный набор не усредненных решений обратной задачи в дипольном приближении ( $\vec{r}_i, \vec{M}_i$ ),  $i = 1, K$ .

Координата  $r_z$  дипольного источника не является фиксированным параметром и определяется по результатам измерений магнитного поля в исследуемый момент времени. Поэтому ее значение можно использовать в качестве координаты плоской системы токов. В результате получаем следующую схему вычислений:

- 1) вычисляется распределение значений фурье-образа параметра  $\Psi$  в волновой плоскости;

- 2) в тех же точках волновой плоскости вычисляется значение фурье-образа  $z$ -й составляющей вектора магнитной индукции  $B_z$  с учетом заданной пространственной конфигурации трансформатора магнитного потока СКВИД-магнитометра;

- 3) в этих же точках волновой плоскости вычисляется значение фурье-образа вектора плотности тока (по заданному значению координаты  $r_z$ );

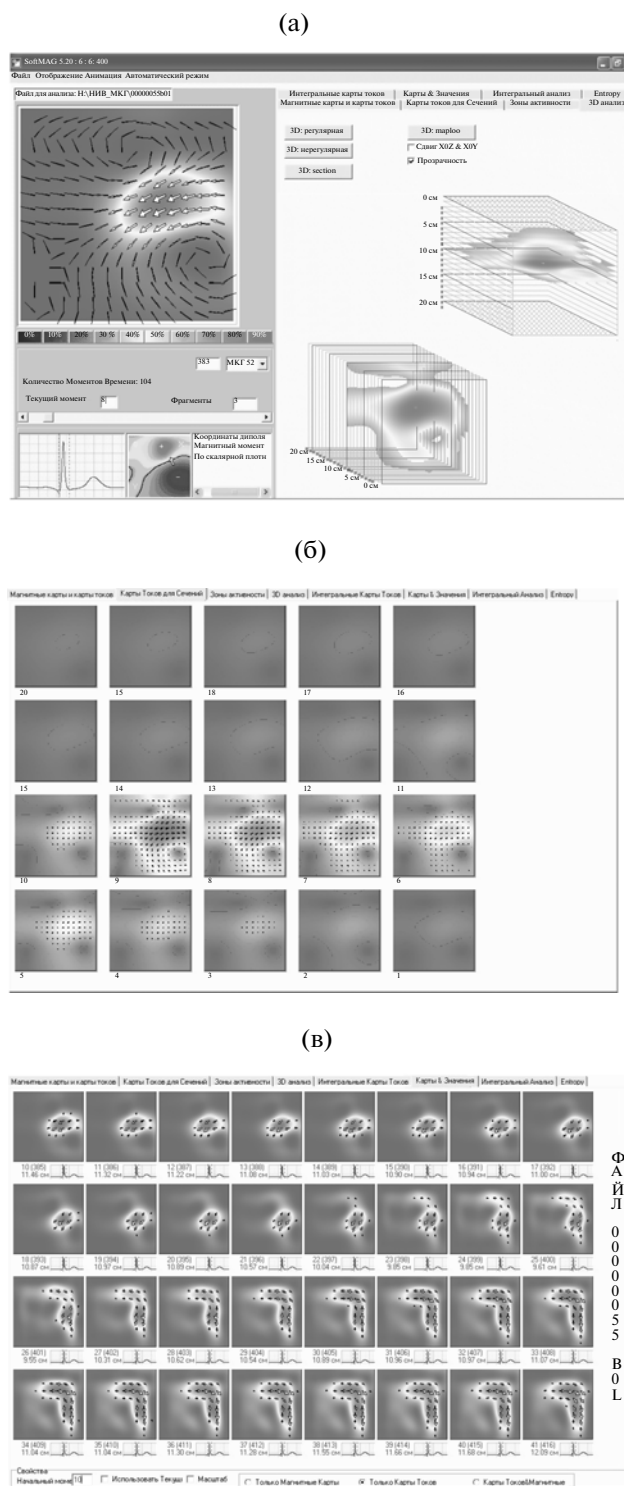
- 4) с помощью обратного преобразования Фурье вычисляются значения векторов плотности тока в каждом из  $31 \times 31$  узлов интерполированной решетки в лабораторной (заданной) системе координат.

Масштабирование по специальному алгоритму дает пространственную конфигурацию системы токов с учетом измеренных значений магнитного поля и заданной координаты плоскости (слоя) трехмерного объема с источником магнитного поля, параллельной плоскости измерений.

На рис. 15 приведены примеры отображения результатов анализа магнитометрических данных на разных этапах работы программы Curwin.exe. Данная программа Curwin.exe допускает работу и в автоматическом режиме под управлением управляющей программы SoftMAG.

## 7. ИССЛЕДОВАНИЕ ГРУПП ПАЦИЕНТОВ: ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ МУЛЬТИВАРИАНТНОЙ СТАТИСТИКИ

На практике задача исследований в магнитокардиографии ставится как задача классификации (распознавания образов), которая состоит в отнесении некоторого индивидуума (пациента)  $w$  к одной из  $k$  популяций  $W_1, W_2, \dots, W_k$  на основе измерения  $p$  параметров  $X_1, \dots, X_p$ . В нашем случае измеренными параметрами  $X_1, \dots, X_p$ , являются результаты решения обратной задачи в виде найденной в дискретном наборе точек ( $31 \times 31 = 961$ ) структуры распределения вектора плотности токов в плоскости, параллельной плоскости измерений. Таким образом, для одной “карты” распределения вектора плотности токов получают 1922 числа ( $961 \times 2$ ), характеризующих это распределение. Так как исследуемый интервал кардицикла может содержать десятки и сотни таких карт (в пределе, при данной частоте дискретизации — 1000 за время одного кардицикла), а пациентов в группе также десятки и/или сотни, то для анализа такого многомерного объема “исходных” данных необходимо использовать специальные методы [11]. Учитывая, что число точек плоскости, в которых найдены составляющие вектора плотности тока, дискретно и фиксировано, на первом этапе выполняется параметризация данных распределения вектора плотности тока по алгоритмам, которые описаны нами ранее [12, 13]. В результате таблица параметров для анализа содержит число параметров от нескольких десятков до нескольких сотен (в зависимости от гипотез, по которым выполняется классификация), что не является критичным для поиска решающих правил методами мультимвариантной статистики. В программном обеспечении диагностических комплексов “МАГ-СКАН” предусмотрена возможность получения автоматического заключения по найденному решающему правилу. Решающее правило построено на исследовании репрезентативных групп здоровых пациентов и пациентов с верифицированным кардиологическим диагнозом. Причем на первой странице отчета отображается общая информация о пациенте и исследовании ритма ЭКГ по второму стандартному отведению, а на второй — результаты классификации (группа “1” — норма; группа “2” — есть отклонения от нормы, требуются дополнительные исследования; группа “3” — пограничное состояние) пациента и графическое представление параметров “нормы” и текущего исследования, на



**Рис. 15.** Примеры отображения данных преобразования МКГ при решении обратной задачи в “пошаговом” режиме работы программы Curwin.exe: а и б — послойное решение обратной задачи для заданного момента времени кардицикла; в — последовательность карт распределения вектора плотности токов на исследуемом интервале кардицикла.

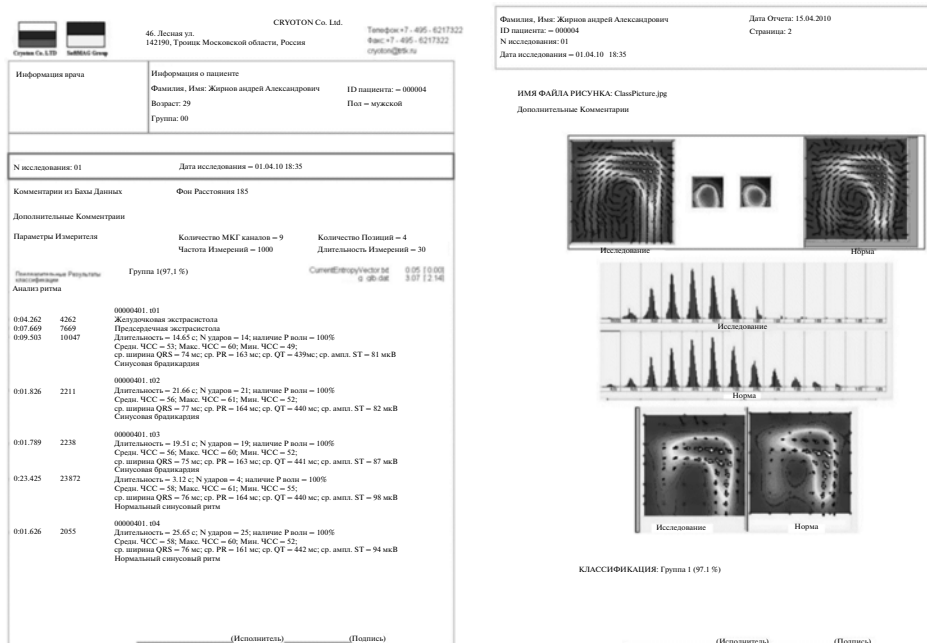


Рис. 16. Вариант отображения автоматического заключения после выполнения процедуры “классификация”.

основании сравнения которых принято решение о его принадлежности к соответствующей “группе”. Пример автоматического заключения после обработки МКГ пациента приведен на рис. 16.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе выполненных исследований разработана структура, алгоритмы и создано в полном объеме программное обеспечение магнитокардиографических комплексов для раннего выявления и мониторинга заболеваний сердца. Программное обеспечение протестировано и используется при выполнении реальных исследований МКГ в кардиологических клиниках. Основу программного обеспечения магнитокардиографа составляют: программа ввода и регистрации МКГ; база данных МКГ исследований; блок программ предобработки МКГ сигналов; блок программ исследования усредненных кардиокомплексов; блок программ исследования и анализа гомогенности процесса реполяризации желудочковой системы сердца; блок программ локализации фокусных патологий; блок программ анализа и оценивания электрической активности миокарда. Программное обеспечение в своем составе содержит алгоритмы анализа и оценивания пространственно-временных характеристик магнитного поля сердца и его источников. Числовые оценки автоматически заносятся в таблицы диагностических параметров.

В автоматическом режиме блоки программ Projbma.exe, Spcwin.exe, Maploc.exe, Curwin.exe управляются программой SoftMAG. В этом случае обработка данных МКГ пациентов выполняется автоматически по заранее составленному списку файлов (директорий с данными МКГ), с минимальным отображением информации на экране компьютера, а результаты численных оценок магнитокардиосигнала каждого пациента записываются в специальные файлы (таблицы) диагностических параметров. Таблицы параметров используют для выработки правил классификации групп пациентов.

Результаты исследований и созданное программное обеспечение магнитокардиографических комплексов для раннего выявления и мониторинга заболеваний сердца являются основой для решения важных диагностических задач кардиологии.

Авторы и разработчики программного обеспечения магнитокардиографических комплексов “МАГ-СКАН” выражают искреннюю благодарность всем коллегам по работе, замечания которых способствовали улучшению результатов наших исследований в данной области.

## СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ

1. www.cryoton.ru
2. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М.: МЕДпресс, 1998.
3. Примин М.А., Недайвода И.В. // Электрон. моделирование. 1998. Т. 20. № 3. С. 109.

4. Примин М.А., Недайвода И.В., Васильев В.Е. и др. // Управляющие системы и машины. 2002. № 1. С. 48.
5. Primin M., Nedayvoda I. // Int. J. Appl. Electromagnetics Mechanics. 1997. № 8. P. 119.
6. Примин М.А., Гуменюк-Сычевский В.И., Недайвода И.В. Методы и алгоритмы локализации источника магнитного поля. Киев: Наукова думка, 1992.
7. Primin M., Nedayvoda I. // Int. J. Appl. Electromagnetics Mechanics. 2009. V. 29. № 2. P. 65.
8. Spatial Tessellations: Conceptss and Applications of Voronoi Diagrams. J. Wiley and Sons, Ltd., 2000.
9. Primin M., Nedayvoda I. // Eng. Simulation. 1998. № 16. P. 111.
10. Примин М.А., Недайвода И.В., Васильев В.Е. // Управляющие системы и машины. 2007. № 5. С. 5.
11. Tabachnik B.G., Fidell L.S. Using multivariate statistics. N.Y.: HarperCollins College Publ., 1996.
12. Примин М.А., Недайвода И.В., Васильев В.Е. // Управляющие системы и машины. 2008. № 4. С. 11.
13. Примин М.А., Недайвода И.В., Васильев В.Е. // Управляющие системы и машины. 2009. № 3. С. 7.