

И. ЧАЙКОВСКИЙ, М. БОЙЧАК, В. СОСНИЦКИЙ, Г. МЯСНИКОВ,
Е. РЫХЛИК, Т. СОСНИЦКАЯ, Ю. ФРОЛОВ, В. БУДНИК (Киев)

МАГНИТОКАРДИОГРАФИЯ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ: АЛГОРИТМЫ И ТЕХНОЛОГИИ АНАЛИЗА ДАННЫХ

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН и МОН Украины, Главный военный клинический госпиталь Министерства обороны Украины, Институт кибернетики НАН Украины, Национальная медицинская академия последипломного образования им. П.Л. Шупика Минздрава Украины <illya.chaikovsky@gmail.com>

Данная методологическая работа открывает цикл статей, посвящённых современному перспективному методу неинвазивной диагностики в кардиологии, – магнитокардиографии (МКГ). Дается определение метода МКГ, описываются этапы анализа МКГ-данных, электрофизиологические модели. Приведены наиболее информативные биомаркеры и технологии качественной и количественной интерпретации карт распределения плотности тока, кривых его суммарной величины. Предложен пошаговый алгоритм анализа МКГ-данных, который был использован при анализе данных.

Ключевые слова: магнитокардиография, методы анализа данных, электрофизиологические модели, карты распределения плотности тока.

Введение. Неинвазивная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний является одной из важнейших задач современной кардиологии. Среди новых прогрессивных методов диагностики важное место занимает магнитокардиография (МКГ) – метод неинвазивного электрофизиологического исследования сердца, заключающийся в бесконтактной регистрации и анализе над грудной клеткой человека магнитного поля, порождённого электрической активностью миокарда на протяжении сердечного цикла.

МКГ неразрывно связана с компьютерными информационными технологиями анализа данных. Под информационной технологией следует понимать последовательные преобразования исходного сигнала – «сырья технологии» до конечного продукта – медицинского вывода.

МКГ как относительно новый метод в настоящее время не имеет стандартизированной системы критериев, в отличие, например, от электрокардиографии (ЭКГ) [11]. Разные МКГ-лаборатории руководствуются несколько отличающимися подходами к анализу данных. На протяжении многих лет мы разрабатывали последовательную систему критериев анализа МКГ-данных. Особенность этой системы основана на биофизическом подходе, суть которого состоит в установлении связи между измеряемыми характеристиками магнитного поля сердца и реальными физико-физиологическими процессами, происходящими в миокарде. Другой важной особенностью является то, что разработанные нами методы анализа предназначены для использования МКГ-лабораторией, размещённой не в специальной экранированной от внешних магнитных шумов камере (как большинство МКГ-систем), а в обычном неэкранированном помещении в клинических условиях. Это даёт возможность значительно приблизить метод к повседневной клинической практике.

Цель работы – систематическое описание разработанного методологического инструментария, системы критериев и биомаркеров, используемых электрофизиологических моделей.

Исторический экскурс. История МКГ начинается с 1962 г., когда G. M. Baule и R. McFee [8] в Сиракузах (штат Нью-Йорк, США) впервые зарегистрировали

МКГ человека с помощью огромной индукционной катушки. Интересно, что первая в Европе МКГ была сделана через год в Советском Союзе, в Воронежском университете. Измерения проводили в удалённой от города местности, в соляной шахте. Следующей исторической вехой развития МКГ стал 1970 г., когда D. Cohen из Масачусетского технологического института впервые зарегистрировал МКГ человека с помощью СКВИДа [13].

В настоящее время функционирует около 40 МКГ-лабораторий в таких странах, как США, Германия, Китай, Южная Корея, Италия, Финляндия, Великобритания, Россия, Япония, Тайвань и др. Как правило, используют многоканальные (40–70 каналов) измерительные системы, установленные внутри магнитоэкранированного помещения. Ежегодно публикуется значительное количество исследований по МКГ. В Японии и Италии МКГ-исследование включено в перечень исследований, рекомендованных для диагностики ишемической болезни сердца. Магнитокардиограф как измерительное устройство получил сертификат Управления по контролю качества пищевых продуктов и лекарственных средств (FDA) США [7].

В Украине первая магнитокардиограмма была зарегистрирована в Харьковском институте терапии в 1990 г. [2]. В 1992 г. исследования в области МКГ были начаты совместно специалистами Института кибернетики и Института кардиологии. Особенности этих исследований было использование одноканальной МКГ-системы, установленной в обычном неэкранированном помещении [3].

Работы киевской МКГ группы, особенно сложных для диагностики случаев ишемии миокарда, в которых рутинные тесты были неинформативны, привлекли внимание западных коллег и с успехом продолжались в 12 ведущих клиниках Германии, Нидерландов, Швейцарии, а также Китая и Южной Кореи с помощью нескольких стационарных и мобильной МКГ-систем. В качестве методов сравнения, кроме эхоКГ и ЭКГ, использовали коронароангио- и сцинтиграфию миокарда, а также позитронно-эмиссионную томографию (ПЭТ). Проведено сравнение МКГ с электропотенциальным картированием тела (ПКТ). Исследование, проведённое в Эссене (Германия) в 2002–2005 гг., является наибольшим по количеству исследованных с помощью МКГ больных [15]. Также нами проводились эксперименты на животных [14].

Результаты исследований опубликованы в ведущих международных журналах, много раз докладывались на ежегодных конференциях Европейского и Американского обществ кардиологов, Американского колледжа кардиологов. Кроме того, предложенные киевской группой подходы к анализу МКГ-данных использовали другие группы, в том числе в исследованиях ведущих госпиталей США (клиники Мейо, Цедар-Синай, Джона Гопкинса) [20, 21] и Китая [16].

Основные положения и связь МКГ с ЭКГ

При возбуждении миокарда появляется электромагнитное поле, МКГ регистрирует и анализирует магнитную часть (компоненты) этого поля, тогда как ЭКГ – электрическую часть. Естественно, для объяснения возникновения МКГ-сигнала используют те же биофизические модели, что и для ЭКГ-сигнала.

Кривая изменения напряжения магнитного поля во время кардиоцикла называется МКГ-кривой, как и кривая изменения электрического потенциала – ЭКГ-кривой. ЭКГ- и МКГ-кривые имеют схожую форму и описываются одинаковым набором названий зубцов и интервалов – *PQRST*.

Однако, если зарегистрировать в одной и той же точке ЭКГ- и МКГ-кривую, то они не будут полностью тождественны относительно амплитуд позитивных и негативных зубцов в каждой точке измерения (рис.1).

В общем можно отметить, что МКГ-кривые в верхней части измерительной сетки больше напоминают ЭКГ-кривые в отведениях V_1-V_2 , в центральной части – V_3-V_4 , в нижней левой части – V_4-V_5 , в правой части карты – $V_{3R}-V_{5R}$ [18].

Особенно важно, что при всех различиях сохраняются такие признаки нормы, как отсутствие во всех точках смещения сегмента *ST* относительно изолинии или отсутствие патологического зубца *Q*. Они являются общими для МКГ и ЭКГ.

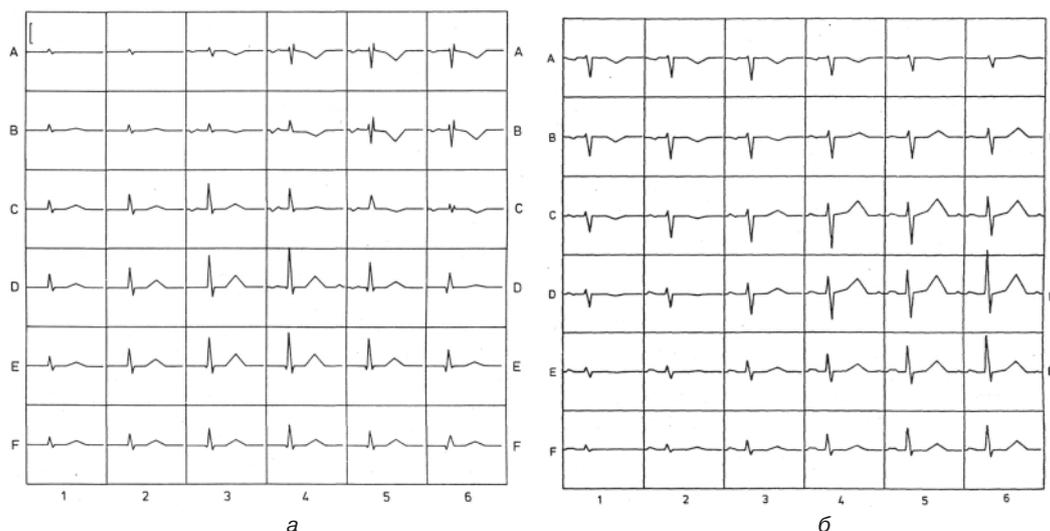


Рис. 1. МКГ- (а) и ЭКГ-кривые (б) в 36 узлах стандартной решётки

Преимущества магнитокардиографии

Как видно из предыдущего раздела, регистрация МКГ технически сложнее и дороже, чем ЭКГ. Поэтому для использования в клинической практике МКГ должна обладать существенно более высокой диагностической эффективностью по сравнению с ЭКГ. Эта диагностическая эффективность обусловлена фундаментальной разницей между данными двумя методами.

Магнитные измерения являются не только неинвазивными, но и бесконтактными. Таким образом исключается возникновение артефактов из-за недостаточной надёжности контактов электродов с кожей. МКГ более чувствительна к внутри- и внеклеточным активационным токам, тогда как грудные отведения ЭКГ (или потенциальное картирование – ПКТ) фиксируют разницу потенциалов, создаваемую вторичными (объёмными) токами непосредственно под кожей в объёме тела пациента.

Известно, что распространение фронтов волн возбуждения и восстановления миокарда осуществляется от эндокарда к эпикарду и обратно (соответственно) и обеспечивается в норме преимущественно радиальными токами действия. В общем случае временная и амплитудная корреляция между радиальными и тангенциальными компонентами токов задаётся токо-структурным взаимодействием внутри миокарда. При регистрации потенциальных сигналов (ЭКГ) имеется возможность анализировать динамику изменений преимущественно радиальных компонент тока. Измеряя перпендикулярную (Z) компоненту магнитного поля сердца, мы фактически регистрируем сигналы, связанные с током, направление которого тангенциально (параллельно) к плоскости измерений [22].

Вполне очевидно, что аномальные изменения тангенциальной компоненты тока будут демонстрировать возникновение функциональных и/или патологических изменений в токо-структурном взаимодействии даже при неизменной радиальной компоненте тока.

Следующим преимуществом является фиксированная и поэтому восстанавливаемая конфигурация детекторов. Определённость и периодичность положений измерительных точек сетки превосходят любую электродную систему. С учётом пространственных компонент магнитные поля сердца измеряются как векторные величины в МКГ, тогда как в ЭКГ электрическое поле сердца определяется как скалярная величина.

Это способствует тому, что МКГ-сигнал более полно и точно отображает происходящие в сердце электрические процессы. Другими словами, МКГ намного более чувствительна, чем ЭКГ, к изменениям в распределении плотности тока,

т. е. форма МКГ-сигнала изменяется и в тех случаях, когда форма ЭКГ-сигнала не отличается от нормы. Это преимущество МКГ наиболее очевидно на примере дислокации сегмента *ST* (рис. 2, 3).

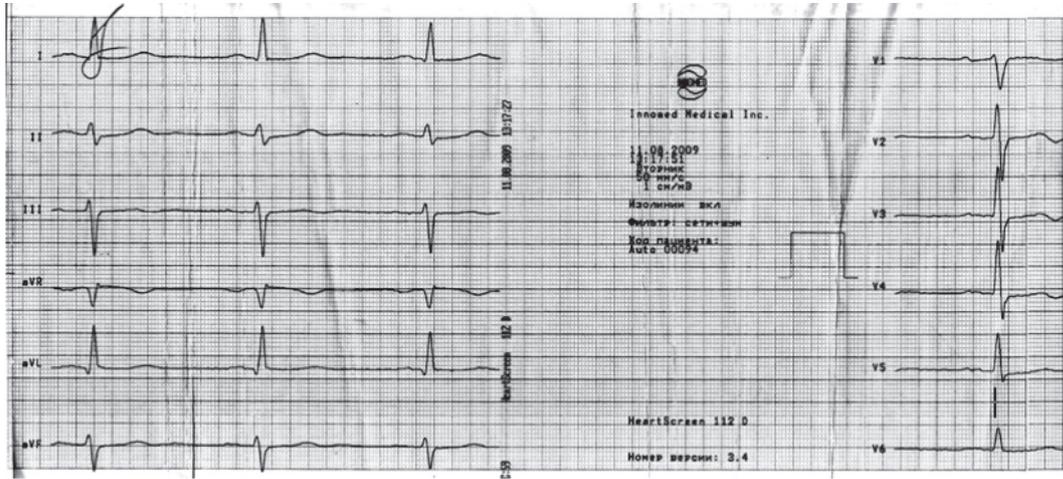


Рис. 2. ЭКГ в 12 отведениях больного Л.; диагноз: ишемическая болезнь сердца, стенокардия напряжения II функционального класса

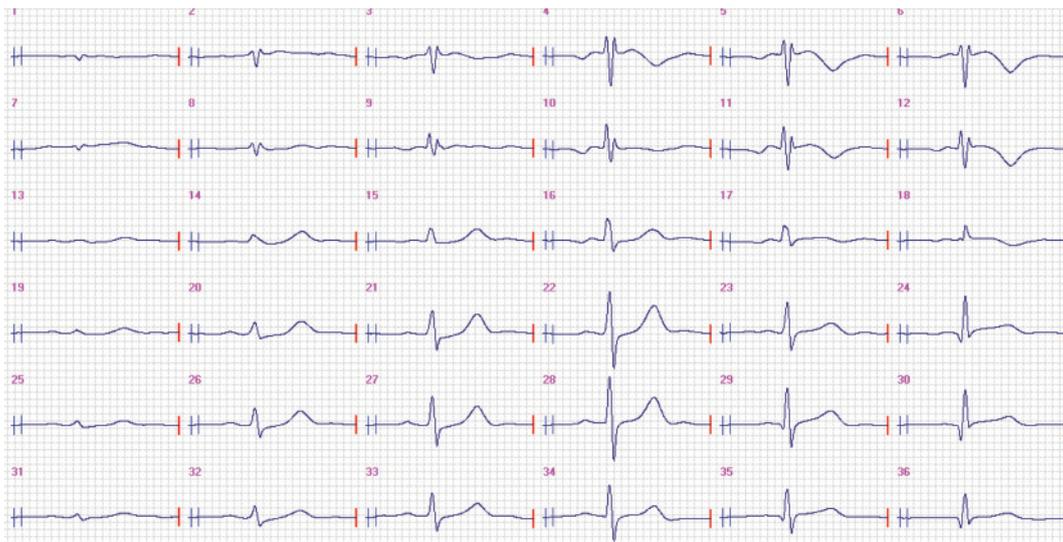


Рис. 3. МКГ в 36 точках больного Л.; диагноз: ишемическая болезнь сердца, стенокардия напряжения II функционального класса

На рис. 2, 3 изображены стандартные ЭКГ и МКГ, зарегистрированные в тот же день через 30 мин. Как видно на ЭКГ, ни в одном из отведений не зарегистрировано смещение сегмента *ST*, тогда как в точках 4 и 5 МКГ-сетки чётко видно элевацию, а в точках 14 и 20 – депрессию сегмента *ST*.

Этапы и технологии анализа МКГ-данных. Электрофизиологические модели

На начальном этапе развития МКГ методы её анализа копировали методы анализа ЭКГ, без изменений использовали номенклатуру названий зубцов, сегментов и интервалов, разработанную для анализа ЭКГ. На основе исследования морфологии кривых МКГ, зарегистрированных в разных точках, были построены атласы МКГ в норме и описаны все характерные зубцы и интервалы кардиоцикла для соответствующих положений измерителя.

Были разработаны количественные амплитудно-временные критерии для диагностики ряда симптомов, особенно гипертрофии отделов сердца.

Однако простой статистический подход к анализу некоторых МКГ-кривых не позволял выявить основное преимущество МКГ – высокую чувствительность к изменениям в распределении плотности тока. Поэтому следующим этапом в разработке методов анализа и интерпретации МКГ-данных стали методы, тесно связанные с использованием компьютерной техники, а именно мгновенных карт или ряда карт, последовательно расположенных во времени (динамическое картирование). Такие карты можно получать через каждую миллисекунду. Поскольку МКГ измеряются в дискретных точках, то для построения непрерывных линий разработаны методы интер- и экстраполяции.

Каждая такая карта представляет собой распределение измеряемой величины на поверхности тела, причём не только в точках измерения сигнала, но и во всех точках между ними, так как при построении карты используются методы интерполяции – реконструкции значений измеряемой величины между точками измерения полиномами 3-го порядка таким образом, что получают непрерывные линии.

Преимущества картирования следующие:

- уверенность в том, что не потеряны никакие важные данные, которые могли быть получены при регистрации в других точках;
- возможность изучения мультипольного генератора сердца и более точной оценки локальной электрической активности сердечной мышцы, нет необходимости ограничиваться анализом такой элементарной модели, как модель точечного диполя, которая является основой обычной ЭКГ и векторкардиографии;
- возможность получения информации в виде последовательных мгновенных карт, что позволяет детально изучать динамику процессов де- и реполяризации миокарда;
- возможность использовать для анализа данные современных и информативных методов изучения изображений, разработанных для многих приложений.

В ЭКГ с помощью картирования анализируется распределение потенциала на поверхности тела, в МКГ – распределение измеряемой компоненты магнитной индукции над поверхностью тела (если не было использовано решение обратной задачи магнитостатики) или векторов плотности тока во фронтальной плоскости, которая рассекает сердце на определённой глубине (если решение обратной задачи было использовано для анализа данных).

Решение обратной задачи магнитостатики – реконструкция структуры и величины электрических источников по параметрам магнитного поля, которое порождают эти источники.

Существует много методов решения обратной задачи. Мы используем решение в виде двухмерных (2М) карт векторов плотности тока во фронтальной плоскости, которое рассекает сердце на определённой глубине. Глубину вычисляют с помощью оптимизационной задачи как глубину залегания диполя по максимуму плотности токов в этой плоскости по сравнению со всеми другими плоскостями, расположенными выше или ниже [17].

При анализе МКГ-данных можно использовать карты распределения магнитного поля или векторные карты распределения плотности тока, т. е. с применением обратной задачи. Карты распределения плотности тока дают более полную и корректную информацию. Преимущества анализа этих карт можно разделить на физические и методологические. К первым относится нивелирование влияния на МКГ-сигнал экстракардиальных факторов, прежде всего разного расстояния от датчика к сердцу у разных людей в результате различия в антропометрических размерах. Ещё более важны методологические преимущества. Карты распределения магнитного поля (без применения обратной задачи) реконструируются подобно картам распределения потенциала на поверхности тела.

При анализе карт распределения магнитного поля (как и при анализе карт распределения потенциала на поверхности тела) трудно сопоставить картину,

наблюдающуюся на поверхности тела или над ней, с картиной прохождения тока внутри миокарда. Векторные же карты распределения плотности тока естественным и наглядным образом помогают интерпретировать локальные электрические явления в миокарде в соответствии с их реальным распределением по всему сердцу. Поэтому именно эти карты необходимо использовать врачу для формирования вывода о результатах МКГ-исследования.

Следует также отметить, что карты распределения плотности тока уникальны для МКГ и не имеют аналога в ЭКГ-диагностике. Причина этого в том, что решение обратной задачи, основанное на регистрации потенциалов на поверхности тела, является очень сложным. Оно требует точного определения координат каждого электрода, а также учёта влияния разной проводимости тканей, окружающих сердце (отличающиеся для каждого пациента), которая, как уже указывалось, для ЭКГ несравненно больше, чем для МКГ.

Структура и принципы интерпретации моментных карт распределения плотности тока

Каждая карта реконструируется на основе 36 точек измерения использованием интерполированных данных. Эти изображения отображают распределение потока электрических зарядов внутри сердца на одной из фронтальных плоскостей, секущей сердце, в которых длина и толщина стрелок пропорциональны плотности этих зарядов. Короткие и наиболее тонкие стрелки отображают наименьшую плотность электрических зарядов, а наиболее толстые – наибольшую плотность. Кроме того, используют разные варианты цветной кодировки векторов, чаще всего вариант, когда цвет стрелки отображает степень отклонения этого вектора от «должного» направления в данный момент кардицикла. Понятие «должного» направления будет рассмотрено ниже.

Анализ каждой отдельной карты можно разделить на два этапа: 1) анализ структуры карты; 2) анализ направлений и величины векторов.

Под структурой карты мы понимаем количество, относительную интенсивность и взаимное расположение зон повышенной электрической активности, т. е. групп наибольших векторов. Основной характеристикой структуры карты является её гомогенность (однородность), пример которой изображён на рис. 4.

Она характеризуется только одной областью наибольших векторов, расположенных в центральной части карты. Меньшие векторы образуют две окружности или два токовых вихря, которые симметричны и приблизительно равны по величине. Для сравнения на рис. 5 изображена существенно негомогенная карта, имеющая три группы приблизительно равных по величине векторов, расположенных в разных квадрантах карты.

Взаимное расположение этих групп векторов (их топология) также имеет диагностическое значение, о котором будет сообщено в следующих разделах. Принцип оценки гомогенности может быть применён для анализа карты на любом отрезке кардицикла – чем гомогеннее карта, тем ближе она к норме (исключения будут приведены отдельно) [10].

Вторая часть анализа карты, связанная с оценкой направления и величины векторов, чётко привязана к интервалу кардицикла, которому принадлежит данная карта. Принципы анализа изменений векторов плотности тока аналогичны используемым в векторкардиографии. В каждый момент времени оценивают направление и величину вектора. При этом для каждого моментного вектора известно нормальное направление, т. е. сектор в рамках круговой диаграммы, применяемой в ЭКГ, от 0° до 180° и от -180° до 0° , при попадании в какую-либо направление данного вектора считается нормальным, или «надлежащим».

Для примера рассмотрим «надлежащее» направление для интервала $ST-T$. Как известно, в период реполяризации желудочков суммарный вектор ЭДС во фронтальной плоскости должен быть направлен в сектор от 10° до 80° . На рис. 6 этот сектор окрашен в зелёный цвет. Примыкающие к нему справа и слева сектора окрашены в жёлтый цвет, символизирующий промежуточное между нормой и

патологией направление вектора. Наконец, оставшийся сектор круговой диаграммы (от 100° до -30°) окрашен в красный цвет, поскольку такое направление вектора на интервале $ST-T$ является патологическим.

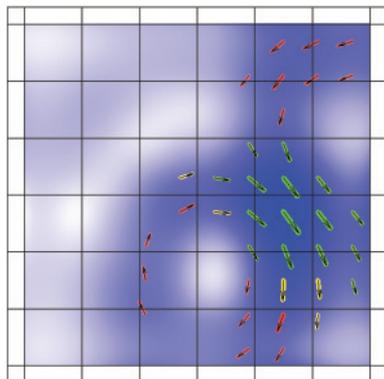


Рис. 4. Гомогенная карта распределения плотности тока на интервале $ST-T$

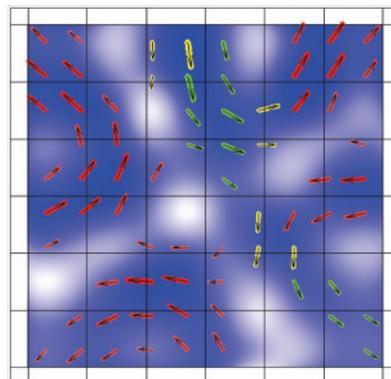


Рис. 5. Негомогенная карта распределения плотности тока на интервале $ST-T$

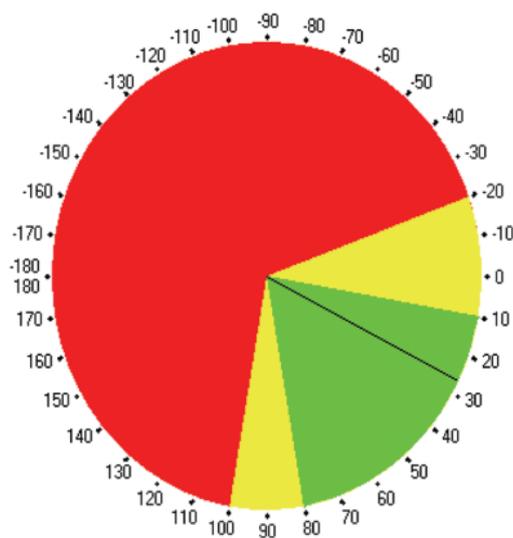


Рис. 6. Круговая диаграмма, отражающая цветовое кодирование «надлежащего» направления векторов для интервала $ST-T$

Если построить векторкардиографическую петлю во фронтальной плоскости для интервала $ST-T$, то каждый моментный суммарный вектор может быть окрашен в цвет, отвечающий цвету сектора, в какой он направлен. То же сделано для карты распределения плотности тока, в которой имеется 100 векторов, поскольку решение обратной задачи магнитостатики даёт возможность реконструировать элементарные локальные источники. Таким образом осуществляется разложение суммарного вектора на 100 составляющих, при этом для каждого из этих 100 векторов мы можем проанализировать направление и величину. Понятно, что такой анализ даёт значительно больше информации, чем анализ отдельных кривых, векторкардиографических петель или даже карт распределения магнитного поля или потенциала на поверхности тела человека. Анализ карт распределения плотности тока сочетает позитивные стороны этих методов – возможность полной оценки структуры карты (как при ПКТ) с анализом направления и величины

векторов (как в векторкардиографии). В этом ещё одно преимущество МКГ, которое можно назвать когнитивным, т. е. связанным с полнотой и удобством получения и обработки информации.

**Визуальный
(качественный) анализ
моментных карт
распределения тока**

На основе описанных выше принципов анализа (гомогенность, направление и локализация векторов) каждую карту можно легко отнести к одному из двух классов – норма, не норма. Кроме того, на базе анализа большого количества данных выделяют типы взаимного расположения групп наибольших векторов плотности тока, которые встречаются чаще всего. Они образуют достаточно характерные структуры и «образы». Примеры разных типов карт будут приведены в разделах, посвящённых тем или другим нозологиям.

**Количественный анализ
моментных карт
распределения тока**

Следующим этапом анализа является количественная оценка параметров каждой отдельной карты распределения тока. При этом можно использовать два подхода – анализ отдельных элементов карты, например максимального вектора, и количественный анализ всей карты в целом.

1. *Анализ параметров максимального вектора:* наиболее важными информативными характеристиками максимального вектора являются его направление и координаты его расположения на карте.

2. *Анализ параметров полной карты распределения тока.*

В настоящее время наиболее адекватной и надёжной количественной оценкой карты распределения плотности тока является предложенный нами «показатель аномальности» (ПА) карты, который рассчитывается для каждого момента времени:

$$ПА = \frac{\text{сумма длины векторов в «зелёной зоне»}}{\text{сумма длины векторов в «красной зоне»}} .$$

Этот показатель означает отношение суммы длины векторов, направленных в верном, «должном» для каждого момента времени направлении, к сумме длины векторов, имеющих неправильное направление.

Показатель нормируется на 100 %, т. е. может изменяться в диапазоне от 1 до 100. Он косвенно отображает гомогенность карты, т. е. при наличии зон патологической активности вклад векторов, имеющих неправильное направление, увеличивается.

**Электрофизиологическая
модель, лежащая в основе
анализа моментной карты
распределения тока**

Электрический генератор может быть определён как распределённый источник, локализованный на границе зоны между возбуждёнными и невозбуждёнными участками миокарда при его деполяризации или между восстановленными участками миокарда и невозстановленными в фазе реполяризации желудочков. Предположим, что этот источник помещён в проводящую среду с полностью однородной проводимостью. Эта модель даёт возможность представить два типа токов. Во-первых, так называемые первичные токи, порождённые градиентом концентрации ионов. Вследствие этого градиента возникает трансмембранный потенциал действия (ТПД), который служит источником вторичных токов. В случае одинакового во всех направлениях проведения среды имеется только один участок первичных токов наибольшей интенсивности, направленных в соответствии с моментом кардиоцикла, который отображает анализируемая карта (например, в период реполяризации желудочков, влево и вниз). Наибольшие по величине вторичные токи образуют два симметричных и равных вихря. Реальная карта распределения токов, которое отображает описанную электрофизиологическую картину, изображена на рис. 7. Результирующая карта имеет «идеальную» структуру диполя (рис. 7, а).

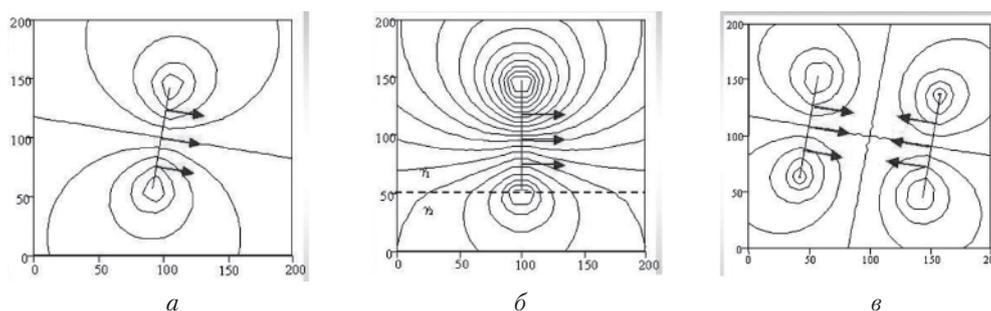


Рис. 7. Модель распределения токов. Стрелки отражают «первичные токи» (фронт волны возбуждения), концентрически ориентированные кривые – токовые линии «объёмных» токов: *a* – одна волна возбуждения в среде с однородной проводимостью; *б* – одна волна в среде с неоднородной проводимостью (две зоны с отношением проводимостей $\gamma_1/\gamma_2=3$); *в* – две волны возбуждения равной амплитуды

В результате разных патологических процессов, например ишемии, параметры проведения среды становятся неодинаковыми в поражённых и непоражённых участках. Вначале это приводит к деформации токовых вихрей, если степень неоднородности небольшая (рис.7, *б*), а при увеличении степени неоднородности – к появлению дополнительных границ раздела возбуждённых и невозбуждённых участков миокарда (рис. 7, *в*).

Естественно, при этом последовательно увеличивается доля векторов, направленных в «жёлтый» и «красный» секторы круговой диаграммы, а значит, увеличивается показатель аномальности карты.

Такая модель адекватна для распределения плотности токов в одной плоскости [12]. Однако миокард является сложной трёхмерной структурой, поэтому необходимо учитывать перераспределение плотности токов по глубине.

Направление максимального вектора плотности тока отображает направление волокон миокарда, в которых в анализируемый момент времени наблюдается максимальная электрическая активность. Изменение направления векторов плотности тока в условиях внешнего влияния как следствие работы адаптивного механизма или развития патологии позволяет утверждать, что зона максимальной электрической активности переместилась из одного миокардиального слоя волокон в другой [4]. Результаты экспериментальных исследований на физическом фантоме с моделированием линейных и вихревых источников электрической активности подтвердили правильность такой модели [19].

Качественный анализ процесса реполяризации желудочков

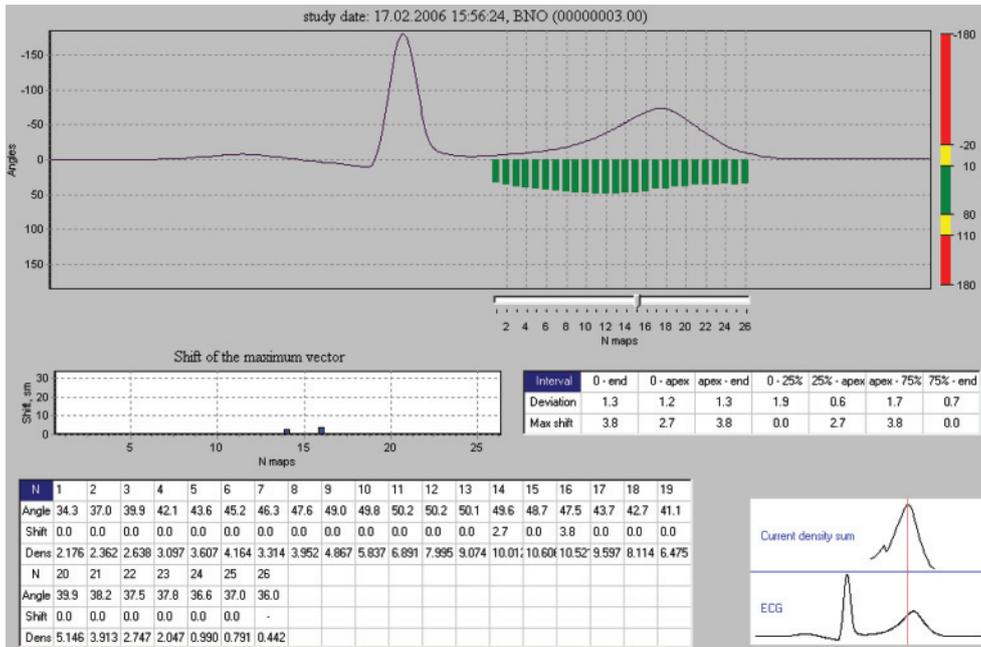
Ранее речь шла об анализе лишь одиночных карт распределения тока в определённый момент времени. Однако этого недостаточно для формирования вывода о том или ином заболевании. Для формирования МКГ-вывода необходимо проанализировать процесс де- и/или реполяризации в целом. Динамическое картирование (последовательный ряд карт с определённым шагом от начала до конца физиологического процесса) предоставляет такую возможность. Как было сказано выше, МКГ-исследование особенно информативно при анализе тангенциально (параллельно грудной клетке) распространяющихся токов. Именно так распространяются токи в фазе реполяризации желудочков. Поэтому в дальнейшем большое внимание будет уделено анализу интервала *ST–T*.

Проводится анализ всего интервала *ST–T*, при этом первая карта отвечает моменту времени непосредственно за точкой *J*, последняя – окончанию зубца *T*. Шаг между картами обычно составляет 10 мс, таким образом анализируется 20–25 последовательных карт. В случае зашумленной записи МКГ, во избежание неправильной интерпретации первых карт сегмента *ST*, в которых соотношение сигнал/шум особенно низкое, анализ начинают через 60 мс, т. е. пропускают первые 5 карт. Каждую отдельную карту оценивают в соответствии с принципами, описанными выше.

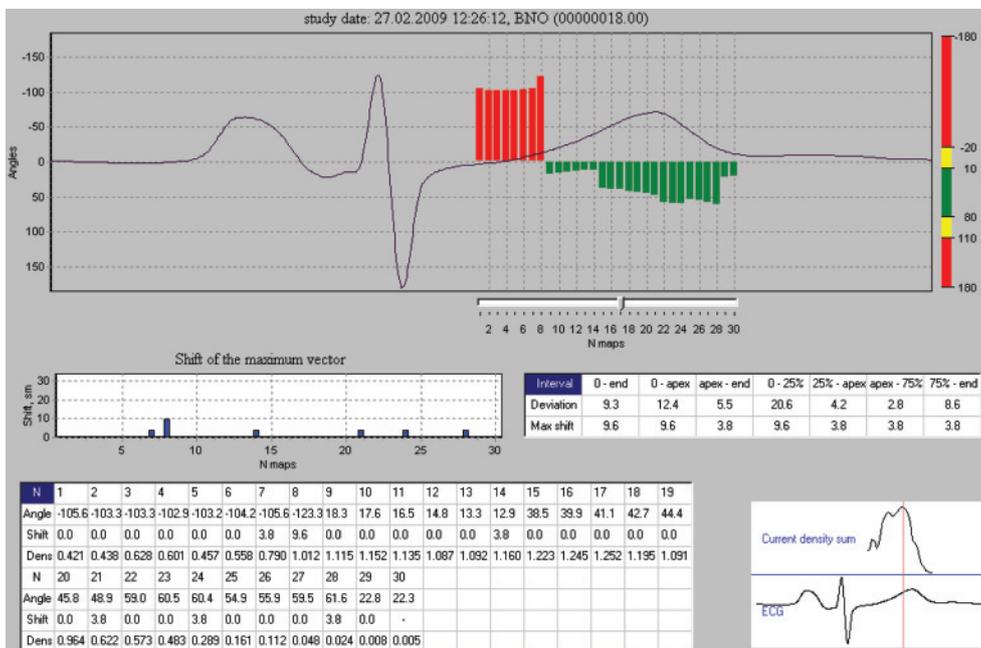
Количественный анализ процесса реполяризации желудочков, основанный на оценке параметров отдельных векторов

разница углов направления максимальной плотности тока на вершине зубца *T* и на вершине зубца *R*.

Оценивают следующие показатели МКГ на интервале *ST-T*: угол α направления максимального вектора плотности тока (МВПТ), смещение *d* МВПТ, девиация θ МВПТ с шагом 10 мс (рис. 8). Кроме того, оценивают параметр $\Delta - RT_{\text{apex}}$, рассчитываемый как



a



б

Рис. 8. Отображение динамики изменений угла направления и смещения во фронтальной плоскости максимального вектора плотности тока в период реполяризации желудочков: *a* – здоровый; *б* – больной ишемической болезнью сердца

Количественный анализ процесса реполяризации желудочков, основанный на изучении полных карт

Информативными характеристиками процесса реполяризации, как и при анализе одномоментной карты, является показатель аномальности, определение которого основано на учёте направлений векторов, и гомогенность процесса. Показатель аномальности

для интервала $ST-T$ определяется как среднее значение показателя аномальности для всех карт анализируемого интервала (рис. 9).

STT Analysis

Map #	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Abnormality score	43	42	35	42	41	41	39	38	36	28	20	18	18	21

Map #	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
Abnormality score	20	20	15	10	6	3	6	3	3	3	9

Average abnormality: **22**

Рис. 9. Показатель аномальности для каждой карты и средний показатель аномальности интервала для всего интервала $ST-T$ (здоровый)

Однородность реполяризации имеет два аспекта: пространственной структуры карт в течение анализируемого интервала и изменения суммарной величины тока в течение данного интервала.

1. Под *однородностью пространственной структуры карт* следует понимать степень схожести между собой карт внутри исследуемого интервала.

Для каждой карты (кроме первой) рассчитывают коэффициент корреляции с предыдущей картой от 0 до 100 %. Также рассчитывают среднее значение этого показателя для всего интервала ($\Pi_{ак}$). Чем выше этот показатель, тем более схожи карты внутри $ST-T$ интервала и тем выше гомогенность процесса реполяризации в целом. В идеальной ситуации все карты от начала до конца $ST-T$ интервала схожи между собой и коэффициент сходства более высок – 90 % (рис. 10, а).

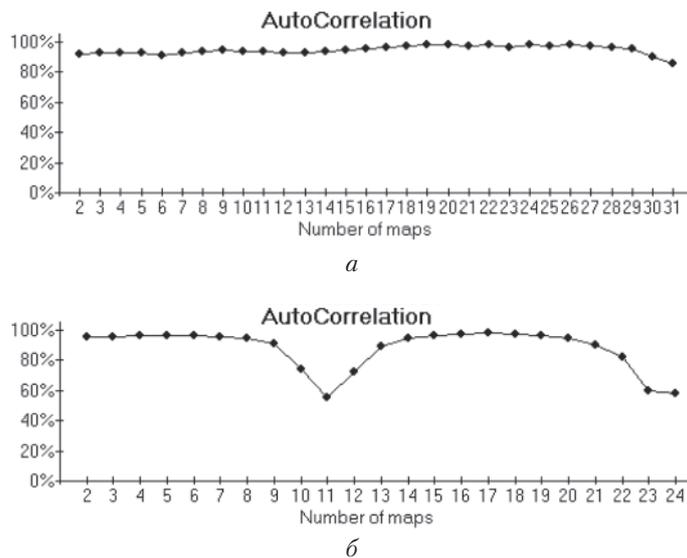


Рис. 10. Кривая корреляции карт на интервале $ST-T$ у здорового (а) и больного ишемической болезнью сердца (б)

Вместе с тем даже в норме в начале $ST-T$ интервала может быть промежуток времени (15–20 мс – 3–4 последовательные карты), в течение которого карты схожи между собой, но существенно отличаются от последующих карт, которые, в свою очередь, также схожи между собой. Таким образом, внутри интервала $ST-T$ есть два участка (кластера) – более короткий, охватывающий начальную фазу

$ST-T$ (часть ST сегмента), и более длинный, продолжающийся до конца интервала. При патологии увеличивается длительность первого участка, а в конце интервала может появиться третий кластер, охватывающий несколько карт на нисходящем колене зубца T (рис. 10, б).

Как количественный критерий D_k используют длительность 1-го и 3-го (при его наличии) кластеров в процентах от общей длительности $ST-T$ интервала.

2. *Однородность изменений суммарной величины тока ряда карт.* Суммарную величину тока каждой карты распределения плотности тока рассчитывают как модуль суммы всех длин векторов карты и измеряют в миллиамперах. Абсолютные значения этой величины мы не используем для диагностики, так как они критически зависят от расстояния между источником сигнала (т. е. поверхностью эпикарда) и плоскостью измерения, а это расстояние определяется исключительно антропометрическими характеристиками обследуемого. Однако кривая, которая образуется этими значениями от начала до конца $ST-T$ интервала, достаточно информативна. В норме она монотонно повышается к вершине зубца T , потом также монотонно снижается к изолинии (рис. 11, а). Допустимым является наличие короткой (10–15 мс) «полки» в начале интервала, т. е. участка, на котором сигнал практически не изменяется. После этого перегиба он начинает монотонно увеличиваться.

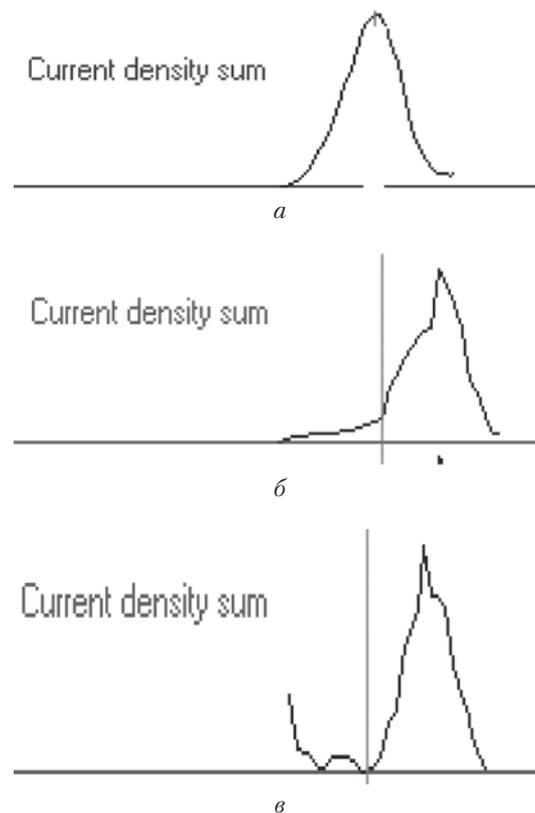


Рис. 11. Кривая суммарной величины тока на интервале $ST-T$ здорового (а) и больного ишемической болезнью сердца (б, в), на котором маркером отмечена точка перегиба

При патологии, как в случае анализа пространственной структуры карт, длительность первого участка увеличивается до точки перегиба, кроме того, форма его может изменяться (рис. 11, б).

В первый момент времени часто происходит уменьшение величины сигнала, потом имеет место более или менее длительная «полочка» и начинается увеличе-

ние сигнала. Таким образом, начальная фаза кривой приобретает U-образную форму (рис. 11, в).

Форма конечной части кривой также может изменяться. Она прерывается выше изолинии или достигает её, но затем следует ещё одно относительно низкоамплитудное отклонение.

В качестве количественного критерия D_T как и для D_K , используют длительность 1-го участка в процентах от общей длительности $ST-T$ интервала.

Описанные выше два разных аспекта однородности процесса реполяризации взаимодополняющие и их следует оценивать одновременно.

Таким образом, выделяют четыре количественных показателя, которые позволяют оценить реполяризацию желудочков в целом: аномальность (Π_a), автокорреляция ($\Pi_{ак}$), длительность первого кластера, выделенного на основе анализа карт распределения тока (D_K), и кривая суммарной величины тока (D_T).

Электрофизиологическая модель, лежащая в основе процесса реполяризации желудочков

Основным постулатом, на котором базируется данная электрофизиологическая модель, является пространственная дисперсия реполяризации, т. е. наличие участков миокарда, отличающихся от соседних параметрами проведения возбуждения и продолжительностью ТПД. Как известно, пространственная дисперсия реполяризации может быть разделена на трансмуральную и региональную, например апикально-базальную. На рис. 12 изображена известная схема фаз ТПД и их связь с формированием ЭКГ.

Как видно на рис. 12, начало интервала $ST-T$ отвечает началу фазы медленной реполяризации (плато) ТПД, когда происходит медленное и плавное возобновление отрицательного заряда внутренней поверхности мембраны клетки. Если все участки миокарда одновременно вступают в эту фазу ТПД, то в самом начале сегмента ST мы получаем карты нормальной структуры, и на кривой суммарной величины тока происходит медленное и монотонное увеличение величины сигнала.

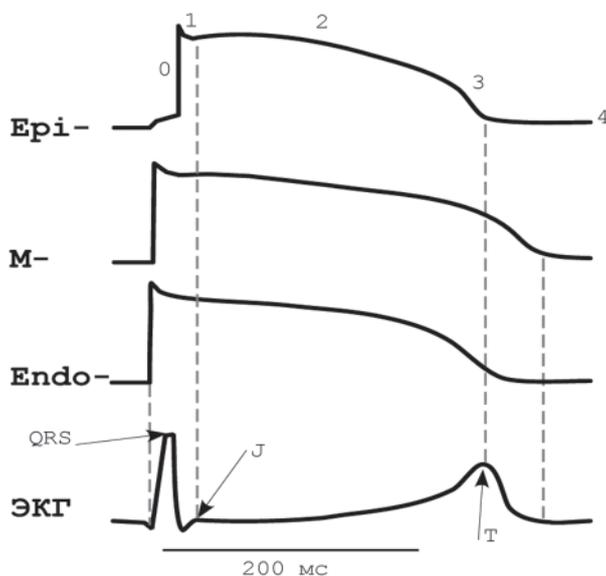


Рис. 12. Фазы трансмембранного потенциала действия миокарда и формирования ЭКГ-кривой

Однако обычно даже в норме наблюдается определённая дисперсия реполяризации. Трудно с определённой уверенностью говорить, с каким именно её видом, но мож-

но допустить, что в начале сегмента ST наиболее высокий вклад принадлежит региональной дисперсии.

С такой физиологичной, «доброкачественной» дисперсией реполяризации связаны несколько первых аномальных карт и короткая «полочка» на кривой суммарной величины тока. При увеличении степени дисперсии в результате изменения формы ТПД из-за ишемии или других патологических процессов в миокарде проявляется вклад участков, которые ещё находятся в фазе 1 ТПД, т. е. в них ещё не завершилась деполяризация. Это приводит к увеличению количества аномальных карт распределения тока и возникновению U-образного участка на кривой суммарной величины тока. Если в какой-то момент все участки миокарда находятся в одной фазе ТПД, наступает нормализация как структуры карт, так и суммарной величины тока. При выраженных нарушениях значительная дисперсия и нарушение в распределении плотности тока сохраняются до конца интервала. Длительность первого кластера карт распределения тока и первого участка на кривой суммарной величины тока, т. е. время, в течение которого часть миокарда находится в более ранней фазе ТПД по сравнению с окружающими участками, и определяет степень дисперсии реполяризации. В свою очередь, степень дисперсии отражает размер поражённой области и степень поражения. Более точные количественные связи между размером поражения его, глубиной и продолжительностью первого кластера карт распределения тока на кривой суммарной величины тока можно установить с помощью биофизического моделирования параметров электрического генератора сердца [1].

Собственно суть анализа МКГ-сигнала на протяжении интервала $ST-T$ состоит в определении оптимального порога между физиологической и патологической дисперсиями реполяризации. Отдельно следует рассмотреть нарушения на нисходящем колене зубца T , которые, согласно концепции Ch. Antzelevitch [6], связаны с реполяризацией М-клеток – клеток среднего слоя, расположенного между эндо- и эпикардом. Длительность ТПД в этой прослойке больше, чем в соседних слоях.

Было сделано предположение, что интервал между верхушкой и концом зубца T ($T_{ap} - T_c$) устанавливает индекс трансмуральной дисперсии реполяризации. Именно интервал $T_{apex} - T_{end}$ отображает трансмуральную дисперсию рефрактерности, которая может быть связана со 2-й фазой re-entry. С помощью МКГ-анализа этого участка кардиоцикла появляется возможность выявлять участки миокарда с аномально увеличенной гетерогенностью, которая служит независимым маркером высокой аритмогенной готовности и увеличения риска возникновения аритмии, в частности желудочковой тахикардии и фибрилляции желудочков [23].

Анализ комплекса QRS Как было упомянуто выше, в результате особенной чувствительности МКГ к токам с тангенциальным распространением наибольшее внимание при МКГ-исследовании уделено анализу $ST-T$ интервала. Тем не менее анализ комплекса QRS , во время которого ток распространяется главным образом радиально, также является информативным для решения ряда клинических задач.

Для анализа комплекса QRS может быть использован показатель аномальности, описанный выше. Напомним, что этот показатель является отношением суммы длины векторов, направленных в верном, «должном» для каждого момента времени, направлении, к сумме длины векторов, имеющих неправильное направление. В отличие от анализа интервала $ST-T$, это «надлежащее» направление изменяется в течение анализируемого интервала. Во время деполяризации возбуждение последовательно охватывает межжелудочковую перегородку (МЖП), передне-верхушечный участок, свободную стенку левого желудочка и его задне-базальный участок.

Начало и конец каждой из фаз деполяризации можно определить двумя способами: с учётом известных из векторкардиографии усреднённых значений дли-

тельности каждой фазы; адаптивным, базируясь на длительности зубцов Q , R , S в каждой записи. Показатель аномальности рассчитывают для каждой фазы ($\Pi_a QRS_1$, $\Pi_a QRS_2$, $\Pi_a QRS_3$, $\Pi_a QRS_4$) отдельно и для всего комплекса QRS ($\Pi_a QRST$) в целом [9].

Для иллюстрации возможностей такого подхода приводим результаты анализа комплекса QRS на протяжении раннего постинфарктного периода.

Нами было проведено исследование группы больных Q -инфарктом миокарда разной локализации. МКГ-исследование проводили 3 раза – на 2–5, 12–14 и на 26–28-й дни после госпитализации. Результаты исследования приведены в таблице.

Результаты магнитокардиографического исследования

Маркёр деполяризации, Π_a	Измерение		
	1-е	2-е	3-е
QRS_1	89 ± 7	$74 \pm 4^*$	$65 \pm 4^{**}$
QRS_2	80 ± 5	$71 \pm 4^*$	$61 \pm 3^{**}$
QRS_3	86 ± 8	$75 \pm 6^*$	$64 \pm 5^{**}$
QRS_4	83 ± 8	$71 \pm 5^*$	$59 \pm 7^{**}$
$QRST$	85 ± 7	$73 \pm 5^*$	$62 \pm 5^{**}$

* $P < 0,05$ по сравнению с первым измерением.

** $P < 0,05$ по сравнению со вторым измерением.

Как видно из таблицы, происходит последовательное статистически достоверное уменьшение как общего показателя аномальности, так и показателей аномальности каждой из фаз деполяризации. Необходимо отметить, что у большинства (79 %) больных существенных изменений на ЭКГ за период от 2-го к 3-му измерению не выявлено.

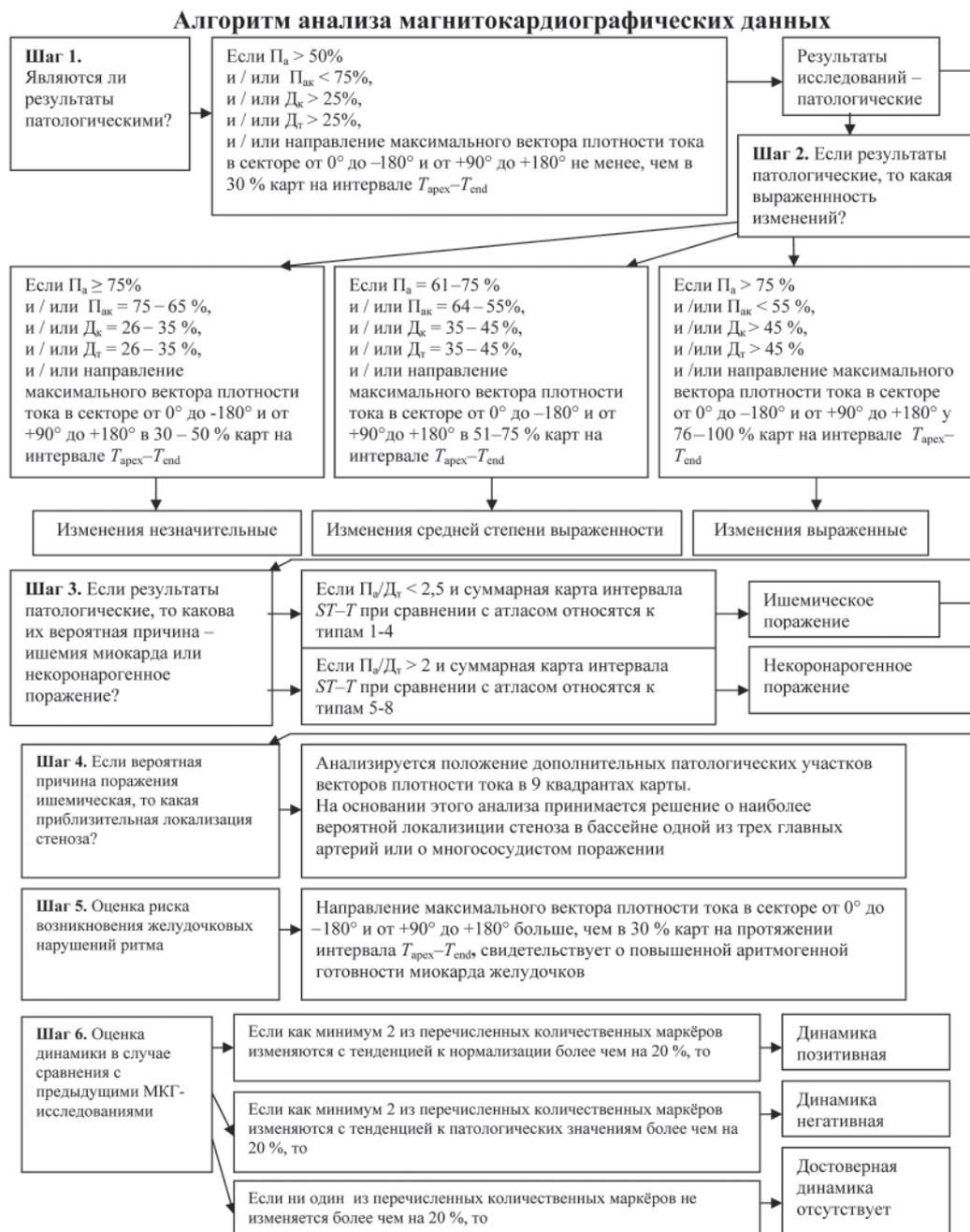
Соотношение между визуальным и количественным анализом МКГ-кривых

Каждый из этих видов анализа имеет свои преимущества. Визуальный анализ позволяет оценить структуру карты, т. е. взаимное расположение участков повышенной и сниженной электрической активности, во всей её полноте, многостороннее, чем это возможно при использовании лишь количественных критериев. Со временем врач-эксперт формирует «образы» нормальной карты, а также карт, отображающих разные заболевания, базируясь на плохо формализованных, но наиболее информативных признаках и правилах.

Визуальный анализ МКГ-карт имеет существенные недостатки, свойственные визуальной классификации любых диагностических медицинских изображений. К этим недостаткам относится необходимость достаточно длительного периода учёбы и относительно слабая воспроизводимость результатов. Количественный анализ, конечно, лишён этих недостатков, он более точен при сравнении результатов двух или более исследований. Поэтому эти виды анализа следует применять одновременно.

Пошаговый алгоритм анализа МКГ данных

Результатом анализа МКГ-данных является решение ряда диагностических задач. Для поддержки принятия решения врачом-экспертом мы на протяжении ряда лет разрабатывали алгоритмы анализа МКГ-данных [5]. На схеме приведён усовершенствованный алгоритм анализа МКГ-данных, состоящий из шести последовательных шагов. Каждый шаг этого алгоритма позволяет сделать клинически значимый вывод на основании количественных показателей, описанных в предыдущих разделах. При этом каждый последующий шаг расширяет и уточняет этот вывод.



Выводы. Магнитокардиография – современный неинвазивный метод визуализации электрической активности сердца. Он имеет существенные преимущества, заключающиеся прежде всего в высокой чувствительности к изменениям в распределении плотности тока. В статье обобщаются разработанные авторами методы и технологии анализа МКГ, основанные на многостороннем качественном и количественном анализе набора последовательных карт распределения плотности тока на протяжении интервала $ST-T$ и комплекса QRS . Предложенные алгоритмы демонстрируют высокую эффективность при решении различных диагностических задач в кардиологической клинике.

Авторы благодарны за финансовую поддержку Госинформнауки Украины, оказанную в рамках проектов М/300-2011 и ДЗ/466-2011.

С п и с о к л и т е р а т у р ы

1. Баум О. В., Волошин В. И., Попов Л. А. Биофизические модели электрической активности сердца // Биофизика. – 2006. – Т. 51, Вып. 6. – С. 1069–1086.
2. Корнейчук А. Магнито-, электро- и эхокардиография в оценке постинфарктных изменений миокарда // Врачеб. дело. – 1990. – № 6. – С. 12–14.
3. Лутай М. И., Чайковский И. А., Сосницкий В. Н. и др. Распределение магнитного поля в процессе реполяризации при хронической ИБС по данным магнитокардиографии // Укр. кардиол. журн. – 1995. – № 6. – С. 9–11.
4. Сосницкий В. Н., Стаднюк Л. А., Сосницкая Т. В. Магнитокардиография: новый взгляд на старые идеи // Сердце и сосуды. – 2004. – № 4. – С. 73–78.
5. Чайковский И. Медицинская информационная технология регистрации и анализа магнитного поля сердца человека // Укр. журн. мед. техники и технологии. – 1999. – Вып. 2–3. – С. 34–38.
6. Antzelevitch Charles. Modulation of transmural repolarization // Ann. N. Y. Acad. Sci. – 2005. – N. 1047. – P. 314–323.
7. Approval № K033488 of Food and Drug Administration (FDA) of USA, <http://www.cardiomag.com/Regulatory-Approvals.php>.
8. Baule G. M., McFee R. The magnetic heart vector // Am. Heart J. – 1970. – P. 721–729.
9. Chaikovskyy I., Budnyk M., Boychak M. et al. Evaluation of serial QRS changes during acute myocardial infarction based on magneto-cardiographic scoring system // Frontiers in Neuroscience Methods. Conference Abstract: Biomag 2010 – 17th Intern. Conf. on Biomagnetism. Dubrovnik. – Croatia, March 28 – April 1 2010.
10. Chaikovskyy I., Katz M., Katz D. Principles of MCG maps classification // Int. J. of Bioelectromagnetism. – 2003. – Vol. 5, N. 1. – P. 100–101.
11. Chaikovskyy I., Primin N., Hugenholtz P. et al. Approaches and methods for the clinical interpretation of the magnetocardiogram // УСИМ. – 2006. – № 2. – С. 33–43.
12. Chaikovskyy I., Vasetsky Yu., Fainzilberg L. New computerised methods for current density vector maps evaluation // Proc. of 14th International Conference on Biomagnetism. – Boston, 2004. – P. 412–414.
13. Cohen D., Hosaka H. Magnetic field produced by a current dipole // I. Electrocardiol. – 1975. – Vol. 9. – P. 439.
14. Duncker D., Chaikovskyy I., Van Deel E. MCG alterations associated with regional myocardial ischemia and reperfusion in swine // Int. J. of Bioelectromagnetism. – 2003. – Vol. 5, N 1. – P. 104–105.
15. Hailer B., Chaikovskyy I., Van leeuven P. et al. The value of MCG in pts with and without relevant stenoses of the coronary arteries using an unshielded system // PACE. – 2005. – Vol. 28. – P. 8–16.
16. Quan W. W., Lu G. P., Qi W. H. et al. Diagnostic value of magnetocardiography in patients with coronary heart disease and in-stent restenosis // Chinese med. J. – 2008. – Vol. 121. – P. 22–26.
17. Romanovych S., Steinberg F., Sosnytsky V., Ivanova S. Imaging of heart biomagnetic sources by current lines in a plane using the magnetic moments method // Proceedings of the EMBEC99. – 1999. – Part 1. – P. 410–411.
18. Saarinen M., Siltanen P., Karp P. The normal magnetocardiograms: morphology // Annals of Clin. Res. – 1978. – Vol. 10 (Suppl. 21). – P. 1–43.
19. Sosnytska T., Sutkovyy P., Sosnytsky V., Koronovska E. Magnetic Reconstruction of Circulating Excitation // S. Supek and A. Sušac (Eds.): Advances in Biomagnetism – BIOMAG2010, IFM-BE Proceedings. – 2010. – Vol. 28. – P. 417–419.
20. Steinberg B., Roguin A., Watkins S. et al. Magnetocardiogram recording in nonshielded environment- reproducibility and ischemia detection // Annals of Noninvasive Electrocardiology. – 2005. – Vol. 10. – P. 152–160.
21. Tolstrup K., Madsen B. E., Ruiz J. A. et al. Non-invasive resting magneto-cardiographic imaging for the rapid detection of ischemia in subjects presenting with chest pain // Cardiology. – 2006. – Vol. 106. – P. 270–276.
22. Wikswo I. Theoretical aspects of the EKG-MKG relationship // Biomagnetism. An Interdisciplinary approach. – N. Y.: Plenum Press, 1983. – P. 311–326.
23. Yan G. X., Antzelevitch C. Cellular basis for the normal T wave and the electrocardiographic manifestations of the long-QT syndrome // Circulation. – 1998. – P. 1928–1936.

МАГНІТОКАРДІОГРАФІЯ В КЛІНІЧНІЙ ПРАКТИЦІ:
АЛГОРИТМИ І ТЕХНОЛОГІЇ АНАЛІЗУ ДАНИХ

*І. Чайковський, М. Бойчак, В. Сосницький, Г. М'ясников, Е. Рихлік,
Т. Сосницька, Ю. Фролов, В. Будник (Київ)*

Дана методологічна праця відкриває цикл статей, присвячених сучасному перспективному методу неінвазивної діагностики в кардіології, – магнітокардіографії (МКГ). Наводиться визначення методу МКГ, описуються етапи аналізу МКГ-даних, електрофізіологічні моделі. Наведені найбільш інформативні біомаркери і технології якісної та кількісної інтерпретації карт розподілу щільності струму, кривих його сумарної величини. Запропоновано покроковий алгоритм аналізу МКГ-даних, використаний при аналізі даних.

Ключові слова: магнітокардіографія, методи аналізу даних, електрофізіологічні моделі, карти розподілу щільності струму.

MAGNETOCARDIOGRAPHY IN CLINICAL PRACTICE:
ALGORITHMS AND TECHNOLOGIES FOR DATA ANALYSIS

*I. Chaikovsky, M. Boichak, V. Sosnytsky, G. Miasnikov, K. Rykhlik,
T. Sosnytska, Yu. Frolov, V. Budnyk (Kiev)*

This methodological work is the first part of series of papers dedicated to the modern perspective method of non-invasive diagnostics in cardiology – magnetocardiography. Definition of magnetocardiography method is given, levels of magnetocardiography data analysis as well as electrophysiological models are described. The most informative biomarkers and technologies of qualitative and quantitative interpretation of current density distribution maps and curves of total current magnitude are presented. The step-by-step algorithm, which was used for the MCG-data analysis, is proposed.

Key words: magnetocardiography, methods of data analysis, electrophysiological models, maps of current density distribution.

ПРОБЛЕМНА СТАТТЯ

УДК 618.132–009.7

Поступила 03.03.2011

Н. А. УДОВИКА, С. Н. МАНИЩЕНКОВ

**СОВРЕМЕННЫЙ ВЗГЛЯД НА ПРОБЛЕМУ ХРОНИЧЕСКОЙ
ТАЗОВОЙ БОЛИ У ЖЕНЩИН**

Кафедра акушерства, гинекологии и перинатологии
ГУ «Луганский медицинский университет» <sobaka-una@mail.ru>

В статье изложены основные причины возникновения и последствия хронической тазовой боли (ХТБ) у женщин. Указано, что ХТБ – серьезная медицинская и социальная проблема, которая изменяет психику и поведение женщины, нарушает её социальную адаптацию. Патогенез ХТБ связан со стойким нарушением внутриорганной и регионарной гемодинамики, а возникающие при этом гипоксия и ацидоз обуславливают дегенерацию рецепторного и проводникового аппарата тазовых органов, дистрофию клеток солнечного и аортального нервных сплетений. Кратко описана этапность развития ХТБ и дана характеристика психогенной боли как диагноза исключения. Указаны основные возможные пути ликвидации боли, а также методы фармакологического, физио- и психотерапевтического воздействия при ХТБ.