

## МОДЕЛИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

О.И. Хомутов, Ш.М.Х. Аль Гаиль, Е.В. Бочкарева

В настоящее время существует ряд математических методов, позволяющих оценить диагностическую информативность электрокардиограмм и использовать их для диагностики различных заболеваний, совершенно не затрагивая механизмов образования этих кривых и не касаясь физических представлений о работе сердца. Существенную роль при этом играет использование электронных цифровых вычислительных машин. Как было показано выше, в вычислительных программах либо применяются формализованные (насколько возможно) врачебные диагностические признаки, либо классификация электрокардиограмм ведется при помощи специальных кибернетических алгоритмов, причем пути решения задачи в принципе продолжают формально совпадать с традиционным эмпирическим подходом принятым в медицине.

Другой подход к исследованию электрической активности сердца – метод моделирования внутренней структуры сердца как электрического генератора. Моделирование состоит в построении некоторой системы, которая в формализованном виде воспроизводит известные данные о реальном объекте, а так же позволяет получить новые данные о нем. Выполняя одновременно роль объекта исследования, заменяющего оригинал, и специфического средства исследования, модели могут служить критерием истины по отношению к реализуемым в них гипотезам, а также, с другой стороны, являются промежуточным этапом в поисках новых гипотез и теорий [1, 2].

Модельный подход помогает преодолеть многие трудности и неудобства, присущие чисто эмпирическим методам. Он позволяет сократить объем эмпирического поиска, систематизировать огромный объем накопленной информации, установить общий язык (на базе общепринятой физической терминологии) между исследователями разных специальностей, работающими в области электрокардиологии. И, наконец, он обеспечивает необходимую наглядность интерпретации измеряемых величин, которая не только способствует повышению эффективности и более широкому распространению этого метода, но и облегчает его связь с другими диагностическими методами. Таким образом, модельный подход открывает физически обоснованный путь решения основной, диагностической задачи электрокардиографии, ко-

торый в сочетании с эмпирическим путем может привести к ее оптимальному решению.

Последовательность основных этапов моделирования, отражающих наиболее существенные качественные ситуации изучаемого процесса, и обобщенное схематическое представление путей решения задач электрокардиографии показаны на рисунке 1. Здесь указаны основные этапы исследования

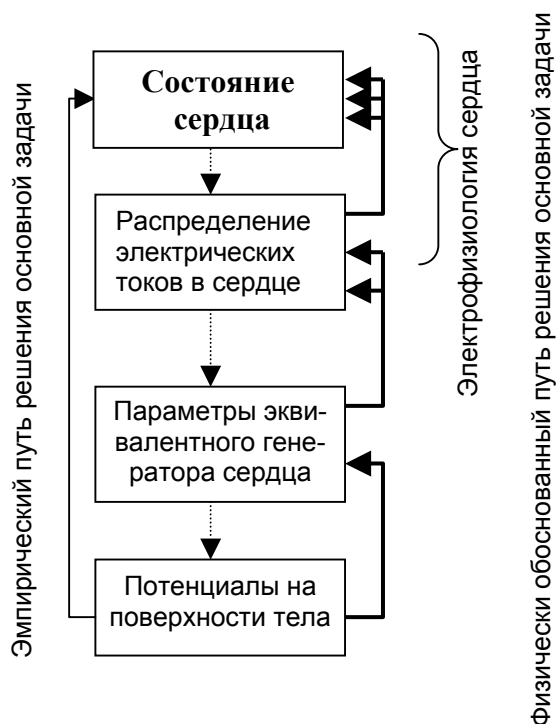


Рисунок 1 – Пути решения задач электрокардиографии. Сплошными линиями показано направление решения основной (диагностической) задачи: полужирные стрелки – физически обоснованный путь, тонкие стрелки – эмпирический путь. Штриховыми стрелками показано направление исследования электрокардиологических явлений методами моделирования. Разветвления стрелок указывают на неоднозначность решения

и основные совокупности данных, получаемые на каждом этапе.

При решении диагностической задачи – задачи определения действительного электрического состояния сердца по поверхностному потенциалу – неудобно использовать

описание этого состояния в виде реальных распределенных источников тока, так как такие источники имеют бесконечно большое число переменных параметров (степеней свободы) и, кроме того, решение обратной задачи электродинамики в этом смысле неоднозначно. Поэтому между действительными генераторами и поверхностным потенциалом вводят промежуточную совокупность электрических характеристик – так называемый эквивалентный электрический генератор сердца. В качестве эквивалентного генератора обычно выбирают идеализированный электрический генератор достаточно простой структуры с небольшим числом переменных параметров, который при принятых предположениях относительно пассивных электрических свойств тела дает на его поверхности потенциал, совпадающий с требуемой точностью с действительным потенциалом. Возможность построения довольно простых эквивалентных генераторов обусловлена особенностями структуры действительных генераторов сердца, а также тем фактом, что потенциал измеряется на значительном удалении от местоположения генераторов и поэтому отражает только основные особенности их структуры.

Первая известная модель электрической активности сердца была предложена в 1913 г. Эйнтховеном. Согласно его гипотезе, тело человека можно представить в виде равностороннего треугольника, в центре которого расположено сердце как точечный источник электрических потенциалов (“Треугольник Эйнтховена”) [3]. При этом эквивалентный генератор представляет собой один фиксированный диполь, который математически описывается вектором в трехмерном пространстве. В ряде случаев такой аппроксимации оказывается достаточно для решения электрокардиографических задач. При этом электрический процесс, происходящий в сердце, удастся наглядно изобразить в виде вектора, непрерывно изменяющего свою величину и направление в пространстве (рисунок 2, а).

Эквивалентный генератор другого типа представляет собой также диполь, но не расположенный в фиксированной точке, а непрерывно изменяющий свое положение в пространстве. В этом случае электрический процесс изображается фактически двумя векторами, один из которых характеризует момент диполя, а другой – положение его относительно неподвижной системы координат (рисунок 2, б).

Эквивалентный генератор еще одного типа, получивший название многодипольного эквивалентного генератора, представляет

собой совокупность из сравнительно небольшого числа диполей, расположенных на некоторых участках сердца и характеризующих суммарную электрическую активность соответствующих участков. Во время сердечного цикла эти диполи сохраняют неизменную ориентацию и изменяют только свою интенсивность. Таким образом, этот эквивалентный генератор можно изобразить в виде нескольких векторов, изменяющих только абсолютную величину (рисунок 2, в).

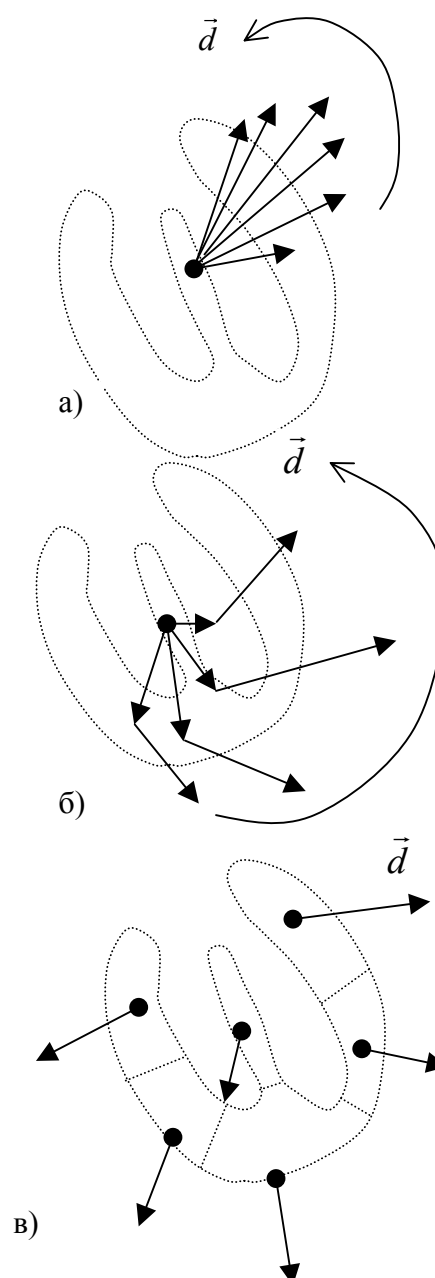


Рисунок 2 – Изменение поля электрической напряженности сердца в процессе генеза миокарда. а) однозарядная модель; б) дипольная модель; в) мультидипольная модель

## МОДЕЛИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Дипольно-векторное представление, будучи достаточно простым, весьма наглядно; оно характеризует три основных свойства электрического генератора: его интенсивность, направление и локализацию в пространстве. Поэтому дипольно-векторные модели успешно применяются на различных этапах электрокардиологических исследований. Они легли в основу специального направления электрокардиографического метода – векторкардиографии. Но дипольные модели, несмотря на свое широкое распространение, являются лишь удобной формой представления электрической активности сердца, имеющей слабое физическое обоснование.

Помимо эквивалентных генераторов, основанных на дипольном представлении электрического генератора сердца, получили распространение модели, основанные на мультипольном разложении электромагнитного поля. Мультипольный эквивалентный генератор представляет собой совокупность мультиполей, расположенных в принятом геометрическом центре сердца. Максимальный порядок мультиполей выбирают, исходя из требуемой точности аппроксимаций поверхностного потенциала.

Существует и ряд других теорий построения модели эквивалентного электрического генератора сердца, сыгравших определенную роль в формировании взглядов на природу электрокардиограммы и информативность электрокардиографических отведений.

Согласно теории интерференции монофазных кривых (или теории бикардиограммы), предложенной А.Ф.Самойловым, электрокардиограмма представляет собой алгебраическую сумму двух монофазных кривых противоположной полярности, зарегистрированных от двух участков сердца при их возбуждении. При этом сам Самойлов считал, что желудочковый комплекс электрокардиограммы есть результат взаимодействия кривых, отражающих потенциалы верхушки и основания сердца, а Вебер полагал его выражением потенциалов правого и левого желудочков [3].

Теория дифференцирования трансмембранного потенциала действия (ТМПД) возникла в связи с попытками связать форму электрокардиограммы с формой ТМПД. Сущность этой теории, предложенной Бердон-Сандерсоном и Пейджем, сводится к утверждению, что из-за наличия емкостной составляющей сопротивления клеточной мембраны ЭКГ с желудочковым комплексом типа R или

RS и с отрицательным зубцом T является первой производной ТМПД.

К недостаткам этих теорий следует прежде всего отнести их слабую или недостаточно аргументированную связь с реальными физическими процессами в миокарде.

В настоящее время в связи с попытками решения задачи автоматизации электрокардиографической диагностики появились модели, основанные на параметрическом описании ЭКГ и ее отдельных элементов. В частности, С.М.Бурковым, В.Ф.Сафиним и С.И.Страховой на основе визуального сходства ЭКГ с кривыми, описывающими сечения резонансной фотоионизации атомов, разработана модель, описывающая QRS-комплекс электрокардиограммы в случаях нормы и патологии параметрической формулой. Параметры, входящие в формулу, вычисляются для каждой конкретной ЭКГ по специальным алгоритмам и результаты вычислений используются для дальнейшей диагностики.

Другим примером такого подхода является параметрическая модель ЭКГ, предложенная А.Н.Тушевым и Е.В.Горбуновой. Для минимизации степени сложности модели электрокардиографический сигнал представляется посредством кусочно-полиномиальной зависимости. А так как ЭКГ в общем случае представляет собой набор компонент из зубцов, волнообразных участков и прямолинейных сегментов, форма которых хорошо изучена, то степень полинома для различных составляющих кардиологического сигнала определяется вариабельностью соответствующего сегмента или интервала сигнала, как в условиях нормы, так и в условиях патологии. Такое представление сигнала кусочно-полиномиальной зависимостью позволяет промоделировать любую патологию [4, 5].

Несмотря на свои положительные стороны, такой подход, практически полностью игнорирующий данные о морфологии и физиологии сердца, затрудняет логическую интерпретацию и осмысливание физической сущности получаемых результатов, а также, ввиду эмпирического синтеза моделей, принципиально не позволяет разрешить многие проблемы электрокардиографии.

Таким образом, в настоящее время связь параметров эквивалентного генератора и его структуры с распределением электрических токов в сердце и состоянием сердца представляется недостаточно исследованной и изученной. Однако связь между первыми двумя элементами схемы (рис. 1), рассматриваемая сверху вниз, т.е. в направлении решения модельной задачи электрокардиографии, представляет собой обширный набор

хорошо изученных явлений, фактов, воспроизводимых опытов, накопленных в основном физиологией и электрофизиологией сердца. В связи с этим представляется целесообразным подойти к решению промежуточной задачи определения параметров эквивалентного генератора, следуя путями модельной задачи электрокардиографии, и, используя полученные результаты, попытаться сформулировать основные закономерности генеза электрокардиограммы, что окажет влияние на преодоление многих трудностей, встречающихся при решении основной, диагностической задачи электрокардиографии.

Остановимся теперь более подробно на сути и особенностях собственно диагностического процесса.

Сложность такого процесса, недостаточность разработки теоретических основ ряда заболеваний и отсутствие методов быстрого и непосредственного исследования состояния ряда органов и систем, а также организма в целом, является одной из основных причин возникновения диагностических ошибок. При этом в большинстве случаев диагностические ошибки обусловлены субъективными факторами. На первом месте стоят недостаточное обследование больного и плохое знание врачом сущности болезни. Большое значение имеют ошибки в клиническом мышлении врача. Квалификация врача во многом определяется тем, в какой степени он способен получить максимум сведений при минимуме обследований больного. В целом между диагностическими возможностями современной клинической медицины и ее практической реализацией в деятельности широкой массы врачей имеется огромный разрыв. Однако, поскольку нереально, чтобы практическая медицина впредь пополнялась исключительно врачами, имеющими выдающиеся способности по данному роду деятельности, то вполне естественно, что в проблеме постановки диагноза автоматизация призвана играть значительную роль.

Во-первых, она должна в значительной степени улучшить врачебную технологию сбора данных о больном, существенно расширить возможности получения новой диагностической информации и облегчить ее обработку. Во-вторых, применение автоматизированных диагностических комплексов должно в определенной мере компенсировать недостатки квалификации и изъядны в клиническом мышлении врача. Вот почему успехи современной практической медицины находятся во все возрастающей зависимости от того, насколько широко и полно она

применяет современные достижения. Практическая медицина остро нуждается в методах получения о больном объективной, точной, специфичной, минимальной (по количеству показателей) и простой (по методам регистрации) информации. Однако в настоящее время имеется значительный разрыв между возможностями автоматизированной аппаратуры и фактическим использованием ее в медицине. Известно, что при помощи медицинской электроники можно получить несколько тысяч значений ряда важнейших физиологических показателей [6,7]. Стремление получить большое число различных данных при помощи медицинской радиоэлектроники вызывает необходимость обработки огромного объема медико-физиологической информации. Между тем, из-за недостатка времени, отсутствия специальной аппаратуры для автоматической обработки количественных значений и кривых, а также из-за трудностей научной интерпретации всевозможных материалов и данных врач в состоянии использовать только незначительную часть последних. Поэтому многие исследования оказываются ненужными и излишними. На деле получается, что сбор и обработка такой бесполезной для диагностического процесса информации у данного врача должны рассматриваться как помехи в канале «больной - врач». Поскольку такое положение, по-видимому, сохранится еще долго, то целесообразно положить в основу использования автоматизированной диагностической аппаратуры принцип режекции ненужных сигналов во время сбора и обработки медико-физиологической информации. Решение этой задачи, в свою очередь, невозможно без использования закономерностей и положений теории информации, которые дадут врачу способы получения объективной оценки диагностической значимости каждого признака и симптома, а также возможности определения набора нужных симптомов и оптимальных методов исследования у каждого конкретного больного. Применение математического анализа полученной информации позволит поставить на прочную основу искусство диагноза и лечебной тактики.

Таким образом, в самом общем виде перед медицинской автоматизированной аппаратурой стоит задача существенного улучшения диагностических возможностей основной массы врачей. При решении этой задачи целесообразно учитывать объективные требования диагностического процесса, условия работы и квалификацию врача.

## МОДЕЛИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

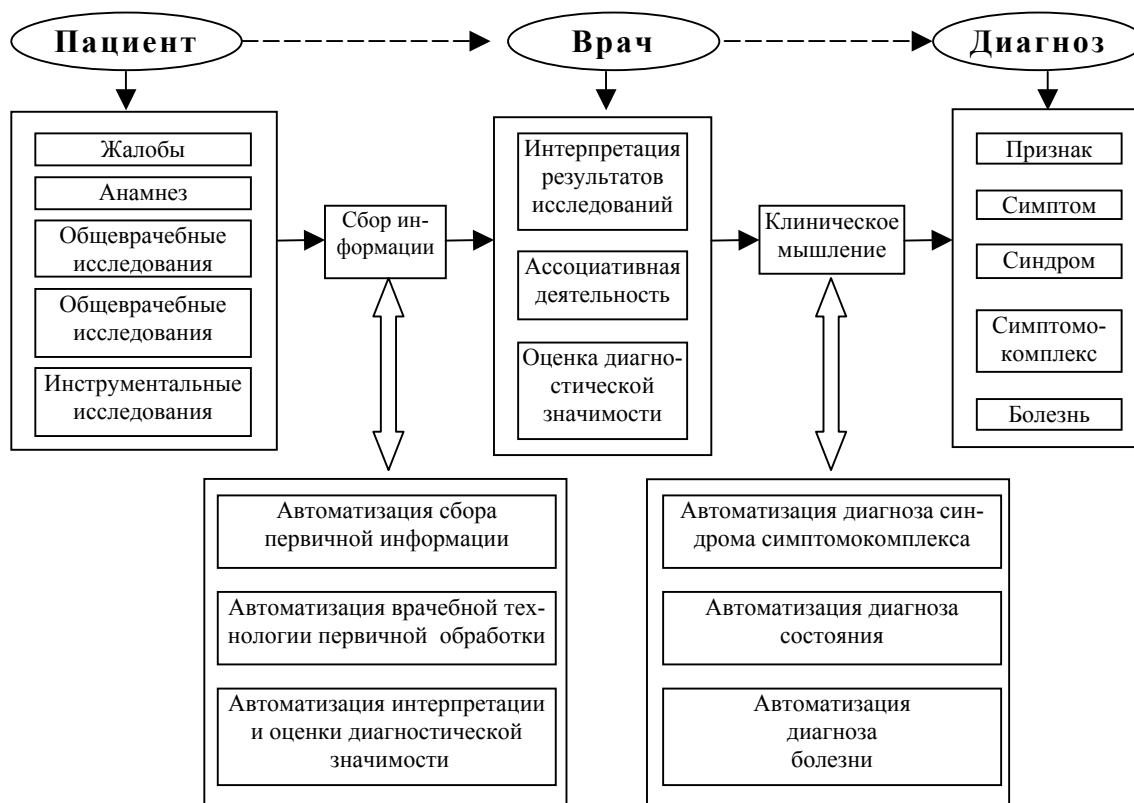


Рисунок 3 – Схема диагностического процесса с применением средств автоматизации

На рисунке 3 представлена схема диагностического процесса и показана роль в этом процессе средств автоматизации.

Во-первых, автоматизированная диагностическая аппаратура призвана улучшить первое и важнейшее звено диагностического процесса — этап сбора, первичной обработки, интерпретации и оценки получаемых данных. Это тем более актуально, что в настоящее время сбор информации в большинстве случаев рассматривается как самостоятельная задача. Другое направление автоматизации призвано улучшить второе звено диагностического процесса – этап синтеза, обобщения и заключения, т. е. этап клинического мышления врача. Нет сомнений, что применение автоматизированной аппаратуры для решения этих задач поднимет на более высокий уровень диагностический и лечебный процессы и существенно снизит число врачебных ошибок.

Автоматизация первичной обработки данных представляет собой процесс выделения из исходного аналогового или дискретного сигнала информационных (диагностических) признаков.

Сигнал преобразуется в последовательность определенного вида элементов, каждый из которых может нести информацию о

*ВЕСТНИК АлтГТУ им. И.И. Ползунова №2 2006*

конкретном участке сигнала. В результате такого преобразования сигнала, во-первых, достигается сокращение избыточности исходного представления, а во-вторых, получаемая последовательность элементов служит удобной базой для последующего анализа. Посредством логического разбора последовательности элементов распознаются характерные точки каждого обнаруженного базисного комплекса сигнала. Существует несколько основных групп методов распознавания базисов сигнала при оперативном анализе:

1. Простейшие пороговые методы.
2. Структурные методы.
3. Методы сравнения с образцами (корреляционные методы).
4. Методы на основе цифровой фильтрации.

Простейшие пороговые методы основываются на применении несложных логических правил по отношению к исходному сигналу или к первой его производной, в качестве оценки которой обычно используется разность смежных отсчетов сигнала. Факт обнаружения высокочастотных структурных параметров сигнала фиксируется при превышении сигналом (или модулем сигнала) некоторого порога. Такие методы отличаются относительной простотой, но обладают невысокой

устойчивостью к помехам и к изменчивости сигнала. Кроме того, для обеспечения надежной работы этих алгоритмов необходима подстройка порога обнаружения базиса сигнала для каждого пациента. Из-за этих недостатков простейшие пороговые методы находят ограниченное применение.

Структурные методы распознавания базиса основаны на предварительной сегментации сигнала, в ходе которой входной сигнал представляется в виде последовательности простейших сегментов (горизонтальных и наклонных отрезков прямой, фрагментов полиномов 2-го и 3-го порядка). Сегментированный сигнал подвергается далее грамматическому разбору с использованием алгоритма, в основу которого положены эмпирические представления об его структуре. Структурные методы характеризуются наглядностью, удобством для программирования, универсальностью, а также возможностью снижения избыточности информации, описывающей сигнал. Однако следует отметить и некоторые недостатки структурных методов, к которым можно отнести потерю части информации о сигнале при его сегментации, невозможность учета всех встречающихся вариантов структуры сигнала, подверженность скачкообразному изменению результатов анализа при незначительных случайных отклонениях в форме входного сигнала [8].

Использование методов сравнения с образцами предполагает вычисление в текущем режиме взаимной корреляционной функции между входным сигналом и одним или несколькими образцами сигналов. Обнаружение высокочастотных структурных параметров сигнала может осуществляться по превышению полученной функцией взаимной корреляции заданного порога. Такой алгоритм может дать хорошее качество обнаружения даже в условиях значительных помех. Однако реализация корреляционных методов распознавания в системах оперативной обработки сигнала связана с чрезвычайно высокими требованиями к производительности используемого процессора и может быть осуществлена лишь с применением специализированных сверхбыстродействующих вычислительных устройств. В связи с этим, часто предлагаются упрощенные методы получения оценок взаимной корреляционной функции, хотя результаты анализа в таких случаях оказываются несколько ниже.

Подход, основанный на использовании цифровой фильтрации для распознавания высокочастотных структурных параметров

сигнала, может рассматриваться как один из вариантов упрощенной реализации корреляционных методов [9]. При этом процедура распознавания распадается на два взаимосвязанных этапа. Сначала сигнал пропускается через цифровой фильтр (или цепочку фильтров) с частотной характеристикой, соответствующей спектру базиса, полученному усреднением спектральных оценок большого числа комплексов различных морфологий. Это адекватно вычислению взаимной корреляционной функции между сигналом и некоторым "типовым" базисом. На следующем этапе анализа предварительно обнаруживается основной комплекс сигнала и определяется его опорная точка, которая служит для совмещения во времени текущего комплекса с усредненными образцами ранее найденных комплексов, относящихся к различным классам формы. Вычисляются коэффициенты взаимной корреляции, на основании которых и происходит анализ. Данный метод является результатом компромисса между принципиально достижимым высоким качеством обнаружения базиса сигнала с помощью корреляционных методов и ограниченной производительностью широко распространенных микропроцессоров. Сравнительная вычислительная простота описанного метода объясняется тем, что при этом обычно используются легко реализуемые цифровые фильтры, а вычисление корреляционной функции выполняется для каждого образца в одной-единственной точке (то есть, вычисляется не функция, а коэффициент взаимной корреляции).

Полученная информационная последовательность сигнала служит необходимой основой для дальнейшей автоматизированной диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Предложения о создании полуавтоматических и автоматических систем, моделирующих действия врача-диагноста, были высказаны после накопления большого объема клинической информации, эмпирически показывающей связь отдельных элементов электрокардиограммы с физиологическими процессами в миокарде. Усилиями большого числа специалистов-кардиологов эта информация была обобщена и систематизирована, созданы электрокардиографические атласы для решения диагностических задач, специальные таблицы и приспособления, облегчающие измерение и вычисление параметров кривых, определение ориентации электрической оси сердца и т. д. Эти попытки решения

## МОДЕЛИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

задачи автоматизации диагностики в наиболее общей, примитивной форме заложили феноменологическую и методологическую базу для дальнейших исследований в этой области. Примером приборов, использующих принцип параметризации электрокардиограммы и решающих узко специализированные диагностические задачи, являются кардиомониторы разных систем, предназначенные для длительного наблюдения за больным и подачи сигнала тревоги при внезапных угрожающих нарушениях ритма сердца. Близкая по замыслу система создана для обнаружения внезапных смещений интервала RS - T и инверсии зубца T у коронарных больных [10].

Известны устройства другого типа, также обладающие жесткой программой, но предназначенные только для логических операций с результатами измерения параметров электрокардиограммы. Примером может служить прибор, созданный фирмой Toshiba (Япония). На каждый вопрос о соответствующем параметре электрокардиограммы, появляющийся на световом табло, человек-оператор дает ответ, нажимая соответствующую клавишу прибора. В зависимости от характера ответа вновь следует тот или иной вопрос. Этот диалог прибора и оператора завершается появлением на табло одного или нескольких предусмотренных заранее электрокардиографических заключений. К недостаткам таких приборов относятся невозможность «обучения» прибора и неизбежная ограниченность характера ответов. Ввиду дороговизны и сложности, а главное, из-за незначительности помощи, которую они могут оказать врачу, эти приборы широкого распространения не получили.

Более перспективным методом автоматизации диагностического процесса является реализация логики диагностического обследования с применением ЭВМ. Их преимущество заключается в наличии электронной памяти и возможности создания гибких программ, обеспечивающих испытание и выбор любых диагностических алгоритмов, в том числе с обучением и самообучением.

В качестве примера такого подхода можно привести программный метод, позволяющий диагностировать нарушения сердечного ритма и внутрисердечной проводимости, а также их сочетания (табл. 1.1). Метод основан на логике, моделирующей деятельность врача, и представляет собой скользящий алгоритм, позволяющий улавливать даже однократные (в одном цикле) изменения, что дос-

тигается путем сравнения характеристик каждого кардиоцикла по отношению к предыдущему.

Исходя из возможных вариаций зубцов и интервалов ЭКГ и их взаимоотношений образован набор диагностических признаков (табл. 1.2). Из этого набора признаков составлены характерные сочетания для различных видов нарушений ритма и проводимости. Наличие соответствующего признака обозначается единицей, отсутствие – нулем.

Диагностика нарушений ритма и функции сердечной проводимости осуществляется в три этапа:

1. Диагностика по полному симптомокомплексу.
2. Диагностика по показателям QRS и SV1.
3. Диагностика без учета изменений комплекса QRS и зубца SV1.

Такая поэтапная диагностика связана с возможностью сочетания у одного больного двух и более патологий, например, блокады ножки пучка Гиса, о чем свидетельствует соответствующее изменение комплекса QRS, и мерцательной аритмии, определяемой по другим признакам.

Фактически подобные алгоритмы, называемые часто «моделирующими деятельность врача», сводятся к описанному в литературе классу алгоритмов распознавания: таксономий в булевом пространстве признаков [11]. Таксономичные функции представляются в СДНФ (совершенной дизъюнктивной нормальной форме). Диагностика осуществляется путем сопоставления симптомокомплекса контролируемой ЭКГ с набором симптомокомплексов различных типов патологии, хранящихся в памяти ЭВМ. В качестве контролируемой используется ЭКГ во втором стандартном отведении или в отведении «А» по Нэбу. В некоторых случаях для уточнения диагностики дополнительно используется ЭКГ в отведении V1, где определяется амплитуда зубца S.

Поскольку акт дыхания вызывает изменение частоты сердечных сокращений в пределах 10 % (дыхательная аритмия), изменения показателей длительности сердечного цикла на соседних интервалах RR в расчет не принимаются (в среднем одному дыхательному циклу соответствует 4-5 сердечных). Программа состоит из двух подпрограмм. Первая из них формирует симптомокомплекс, вторая – определяет принадлежность полученного симптомокомплекса к одному или нескольким видам нарушения ритма и проводимости.

Достоинства такого метода автоматизированной диагностики:

1. Высокая точность, ограниченная только качеством предварительной обработки ЭКГ и уровнем современных знаний о сущности той или иной патологии.
2. Удобство использования, повышение оперативности диагностики.
3. Объективность исследования.

Недостатки:

1. Жесткая логика принятия решений, невозможность автоматизированного накопления информации и использования ее для обучения системы.
2. Эмпирические правила построения алгоритма диагностики, которые принципиально ограничивают возможности использования такой системы.

В частности, появление новых сведений о сущности той или иной патологии приводит к необходимости сбора соответствующей клинической информации, ручной ее обработки и систематизации, а затем внесения изменений в диагностический алгоритм.

Помимо систем с жесткой логикой, существуют и получают все большее распространение экспертные диагностические системы, построенные на принципах теории информации.

Когда диагностическая система реализована на ЭВМ и наделена знаниями экспертов, любой специалист даже невысокой квалификации, пользуясь этой системой, сможет продемонстрировать столь же высокие результаты работы, что и признанный эксперт. Главная цель создания системы в основном и состоит в том, чтобы поднять качество работы среднего специалиста или даже неспециалиста до уровня признанных авторитетов в этой области. Система, реализованная на высокоскоростной ЭВМ, часто способна работать быстрее, чем рассуждает эксперт. Комплексные интеллектуальные системы легко тиражировать, делая заложенные в них знания всеобщим достоянием, их можно быстро изменять, а также накапливать в них огромное количество информации на протяжении ряда лет [12, 13].

Человек по сравнению с интеллектуальной системой обладает гигантскими знаниями. Ограничения, существующие на допустимые размеры баз знаний систем, во многом определяют то, что компьютерные технологии применяются для решения достаточно узкого круга задач и не покрывают ряда областей, где успешно работают люди. Проблемы, связанные с размерами, возникают не

вследствие трудности сохранения в памяти ЭВМ огромного количества данных – в этом компьютер не уступает человеку, а в сложности эффективной обработки больших баз знаний: быстрой выборки необходимых правил (ассоциативного мышления), как можно более раннего сужения пространства решений (интуиции), быстрого пополнения с обновлением знаний и т. п.

С другой стороны, построение интеллектуальной системы, способной сравниться по результатам работы с человеком хотя бы в узкой предметной области, представляет собой длительный и трудоемкий процесс. На создание, например, системы MYCIN, специализирующейся на диагностике бактериемии и менингита, ушло более 50 человеко-лет. Эта система создавалась в крупном исследовательском центре – в Станфордском университете [14]. Поэтому для первичной диагностики рациональнее было бы использовать программную систему, реализующую работу более простых методов взамен сложной экспертной системы, требующей для своей разработки больших человеческих затрат, а по качеству работы уступающей сложной экспертной системе всего на 10-15% [15].

В этом случае возможными подходами к решению проблемы первичной диагностики сердечно-сосудистой системы является использование таких методов, как метода потенциальных функций либо метода обучения нейронных сетей, основанного на методе обратного распространения ошибки.

Метод потенциальных функций основан на построении классификатора образов по заданной обучающей выборке, и алгоритм, реализованный на основе этого метода, дает результаты правильного распознавания класса заболевания примерно в 80% общих случаев [16].

Метод нейронных сетей дает лучшее качество, но требует применения очень больших обучающих выборок и, как правило, медленно сходится.

Таким образом, использование современных информационных технологий является перспективным способом улучшения качества диагностического процесса.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Рязанов Г.А. Опыт и моделирование при изучении электромагнитного поля. – М.: Наука, 1966. – 208 с.



## МОДЕЛИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

2. Математическое моделирование медицинских и биологических систем. Сборник научных трудов под ред. Мазурова В.Д., Смирнова А.И. – Свердловск: УрО АН СССР, 1988. – 101 с.
3. Моделирование и автоматический анализ ЭКГ. – М.: Наука, 1973. – 183 с.
4. Тушев А.Н. Методы расчета активных фильтров в медицинских диагностических системах. Диссертационная работа на соискание степени кандидата технических наук. – Барнаул: АлтГТУ, 1997. – 109 с.
5. Горбунова Е.В. Исследование и разработка методов оценивания контролируемых параметров сигналов в автоматизированных кардиологических диагностических комплексах. Диссертационная работа на соискание степени кандидата технических наук. – Барнаул: АлтГТУ, 1999. – 137 с.
6. Приборы и устройства для теоретической и практической медицины. Сборник научных трудов под ред. Смирнова В.В. – Киев: Наукова думка, 1985. – 143 с.
7. Электронная аппаратура для электрофизических исследований. Сборник статей под ред. Мещерского Р.М. – М.: Наука, 1969. – 93 с.
8. Дадашев Р.С. и др. Современные методы биомедицинских измерений. – М.: Гос. ком. стандартов Совета Министров СССР, ВНИИКИ, 1973. – 76 с.
9. Математические задачи обработки информации. Сборник научных трудов. – М.: Наука, 1979. – 270 с.
10. Новая техника в медицинской практике. Материалы межотраслевой медико-технической конференции под ред. Меньшикова В.В. – М.: 1 ММИ, 1978. – 168 с.
11. Применение математических методов в медико-биологических исследованиях. Сборник статей под ред. Чумакова М.П. – М.: АМН СССР, 1972. – 242 с.
12. Александров В.В., Шнейдеров В.С. Обработка медико-биологических данных на ЭВМ. – Ленинград: Медицина. Ленинградское отделение, 1984. – 157 с.
13. Fink P., Lusth J., Duran J. A general expert system design for diagnostic problem solving. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intel. - 1985. - Vol. 7 №5 – p. 553-560.
14. Элти Дж., Кумбс М. Экспертные системы: концепция и примеры. – М.: Финансы и статистика, 1987. – 191 с.
15. Аджимоллаев Т.А., Абдулаев Э.Р. ЦВМ и их применение в медицине. – Ташкент: ТашгосМИ, 1978. – 49 с.
16. Автоматизация медико-биологических исследований на основе ЭВМ. Сборник статей под ред. Штарк М.Б. – Новосибирск: Сибирский филиал АМН СССР, 1978. – 96 с.