

РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК
СИБИРСКОЕ ОТДЕЛЕНИЕ
А В Т О М Е Т Р И Я

№ 2

1993

УДК 61.007 : 61 : 612.822

С. С. Белоносов, В. Г. Гришин, Е. М. Грибков, З. Б. Кругляк, В. И. Несин,
В. И. Пугачев, И. Н. Сковородни, М. Б. Штарк

(Новосибирск)

КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА АВТОМАТИЗАЦИИ
В МЕДИЦИНСКОЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ
(«Компьютерный ВЭМ-тест» — "Stress-test system")

Рассматривается компьютерная система автоматизации исследований сердечно-сосудистой системы пациента под воздействием физической нагрузки (кардиовелоэргометрический тест) в условиях кардиологических отделений и кабинетов функциональной диагностики.

Введение. Ранее нами в рамках методологии КАМАК было рассмотрено, проанализировано, создано и освоено в исследовательской и клинической практике семейство систем автоматизации медико-биологических исследований [1—3]. Опыт, полученный в результате эксплуатации и аппаратно-программного развития этих систем, позволил нам прийти к заключению, что единственной системотехнической идеей организации автоматизированных (на базе ЭВМ) исследований в экспериментальной биологии и клинической медицине является модульная программно изменяемая (конфигурируемая) конструкция, инвариантная к характеру конкретного эксперимента.

Настоящая статья является естественным продолжением и развитием этих работ в области создания измерительно-вычислительных медицинских систем реального времени, предназначенных для мониторинга и анализа ключевых функций организма человека в процессе естественных и искусственно создаваемых нагрузок.

Свойства и возможности такой медицинской системы реального времени в этой статье демонстрирует автоматизированная велоэргометрическая процедура «ВЭМ-тест», предназначенная для осуществления методики анализа состояния сердечно-сосудистой системы под воздействием изменяющейся физической (кардиовелоэргометрия) или лекарственной нагрузки, широко применяющейся в кабинетах функциональной диагностики.

Постановка задачи. Для углубленного изучения деятельности сердечно-сосудистой системы в кабинетах функциональной диагностики производят длительную запись электрокардиограммы (ЭКГ) пациента в трех или шести отведениях и контроль артериального давления (АД) с одновременным воздействием физической нагрузки. Запись ЭКГ производится на стандартном 3- или 6-канальном электрокардиографе, контроль АД осуществляется ручным тонометром. Для задания нормированных нагрузок обычно используется велоэргометр или беговая дорожка. В стандартной методике нагрузка задается ступенями по 50, 75, 100, 125 Вт и т. д., длительность каждой ступени составляет 3 мин. Причем в процессе проведения пробы врачу необходимо контролировать частоту сердечных сокращений (ЧСС), АД (измерение АД производится медсестрой), форму кардиосигнала в регистрируемых отведениях, следить по секундомеру за временем и периодически изменять нагрузку на велоэргометре. С учетом обработки полученных записей ЭКГ выполнение всей методики занимает 40—80 мин. Причем поскольку запись ЭКГ производится

небольшими отрезками в конце каждой ступени нагрузки, большой объем информации теряется для врача. В этих условиях возникает необходимость в разработке компьютерной системы для автоматизации вышеописанной процедуры. Кроме того, не менее важным для врача-исследователя является необходимость оценить динамику восстановления деятельности сердца, нарушенной нагрузкой, проанализировать характер изменений работы сердца и предпринять необходимые, корректирующие лечение воздействия.

В нашей стране разработкой подобных систем занимается ПО им. С. П. Королева (Киев), в частности, система «Пульс-ЗМА» предназначена для автоматизации велоэргометрической пробы, но использование малоомощной 8-разрядной микроЭВМ для обработки данных значительно сокращает возможности этой системы.

За рубежом этой проблемой занимается большое количество крупных фирм, в частности, "Hewlett-Packard", "Siemens", "Quinton", "Marquette", причем для обработки данных в разработках этих фирм используются спец-процессоры или универсальные персональные компьютеры класса IBM AT-286, AT-386. Тем не менее ни одна из этих систем не удовлетворяет сформулированным выше требованиям. Именно эти обстоятельства, представляющиеся нам узловыми, были основными мотивами для разработки аппаратных и программных средств системы автоматизации в функциональной диагностике.

Нами разработана автоматизированная система «Компьютерный ВЭМ-тест», базирующаяся на компьютере IBM AT-286 и приборном крейте.

Описание системы. Назначение. Система «Компьютерный ВЭМ-тест» предназначена для осуществления автоматизации исследований сердечно-сосудистой системы пациента под воздействием физической нагрузки (кардио-велоэргометрический тест) в условиях отделений и кабинетов функциональной диагностики. Конфигурация аппаратных средств приведена на рис. 1.

Конструкция. Аппаратура сбора данных и управления внешними устройствами размещена в приборном крейте. В качестве базовой конструкции вы-

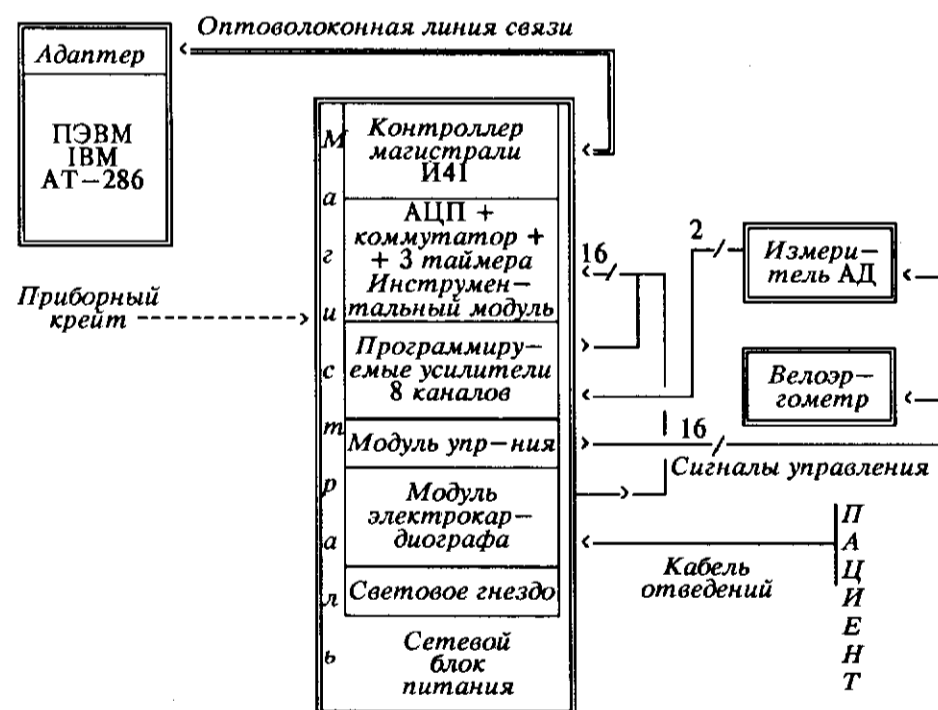


Рис. 1

бран крейт в стандарте Евромеханика высотой 3U, позволяющий разместить до 20 модулей. Электрически модули в крейте объединены магистралью И41, которая по протоколу обмена и набору сигналов наиболее близка к шине компьютера АТ-286. Аппаратура сбора данных и управления разбита на отдельные модули по функциональному признаку. Таким образом, развитие системы обеспечивается созданием новых модулей без изменения основной конструкции.

Управление модулями и потоками данных осуществляет компьютер через крейт-контроллер. Связь между адаптером (установленным в компьютере) и крейт-контроллером производится через оптоволоконную линию связи. Использование оптоволоконной линии обеспечивает гальваническую развязку приборного крейта от компьютера (требование для медицинских систем), высокую скорость передачи информации (не менее 8 Мбод) и полное отсутствие помех.

Базовый набор модулей в крейте содержит: модуль источника питания; модуль крейт-контроллера; инструментальный модуль в составе 16-канального коммутатора, 12-разрядного АЦП (время преобразования 5 мкс), 12-разрядного ЦАП и трех таймеров; модуль управления, содержащий 16 электронных ключей и 16 реле; 8-канальный модуль программируемых усилителей, позволяющий программно изменять коэффициент усиления от 0,25 до 32 с шагом 0,25 по каждому каналу отдельно; модуль электрокардиографа (12 стандартных отведений ЭКГ).

Все модули управляются и обмениваются цифровой информацией по шине И41, а передача аналоговых сигналов осуществляется через разъемы, размещенные на передних панелях модулей. Потенциалы от пациента преобразуются и усиливаются модулем электрокардиографа, затем оцифровываются АЦП с частотой 250 Гц на канал и через оптоволоконную линию связи передаются в компьютер для последующей обработки. Сигналы от внешних медицинских приборов (в данном случае измеритель АД) предварительно усиливаются модулем программируемых усилителей и также поступают на АЦП. Управление велоэргометром и измерителем АД осуществляется модулем управления.

Конструктивные параметры измерительного тракта: скорость опроса каналов, время АЦП-преобразования и скорость передачи данных — значительно превышают потребности данного класса исследований, что обеспечивает возможность дальнейшего расширения системы.

Управление аппаратурой приборного крейта и обработкой данных осуществляется программной системой «ВЭМ-тест».

Описание задачи. Задачей программы «ВЭМ-тест» являются осуществление автоматизации проведения стандартного велоэргометрического теста (с возможностью модификации его параметров) и исследование состояния сердечно-сосудистой системы. При этом регистрация ЭКГ осуществляется по одной из двух схем — НЭБ и 12 стандартных отведений.

Перед началом теста производится настройка программы: ввод паспортных данных пациента, выбор схемы регистрации ЭКГ, калибровка каналов электрокардиографа, ввод параметров ступеней теста.

В процессе выполнения теста "on line" реализуются 50-герцевая фильтрация и выравнивание базовой линии входных сигналов, мониторинг ЭКГ в трех отведениях по выбору с расчетом ЧСС величины депрессии ST-сегмента и анализом ритма сердца, а также вводятся вручную или измеряются автоматически значения артериального давления в конце каждой ступени. При обнаружении нарушения ритма сердца программа выводит на экран патологический участок ЭКГ, а оператор может запомнить его на диске. В течение последних 30 с каждой ступени система производит полную регистрацию всех выбранных отведений ЭКГ с записью их на диск для последующего анализа.

На экране в реальном времени отображаются следующие параметры (рис. 2): в левой части экрана — три выбранных для мониторинга отведения ЭКГ, над кривыми ЭКГ — цифровые значения депрессии ST-сегмента; в правой нижней части экрана — динамические тренды значений ЧСС, АД и депрессии ST-сегмента для каждого мониторируемого отведения. При достижении параметрами установленных границ система генерирует визуаль-

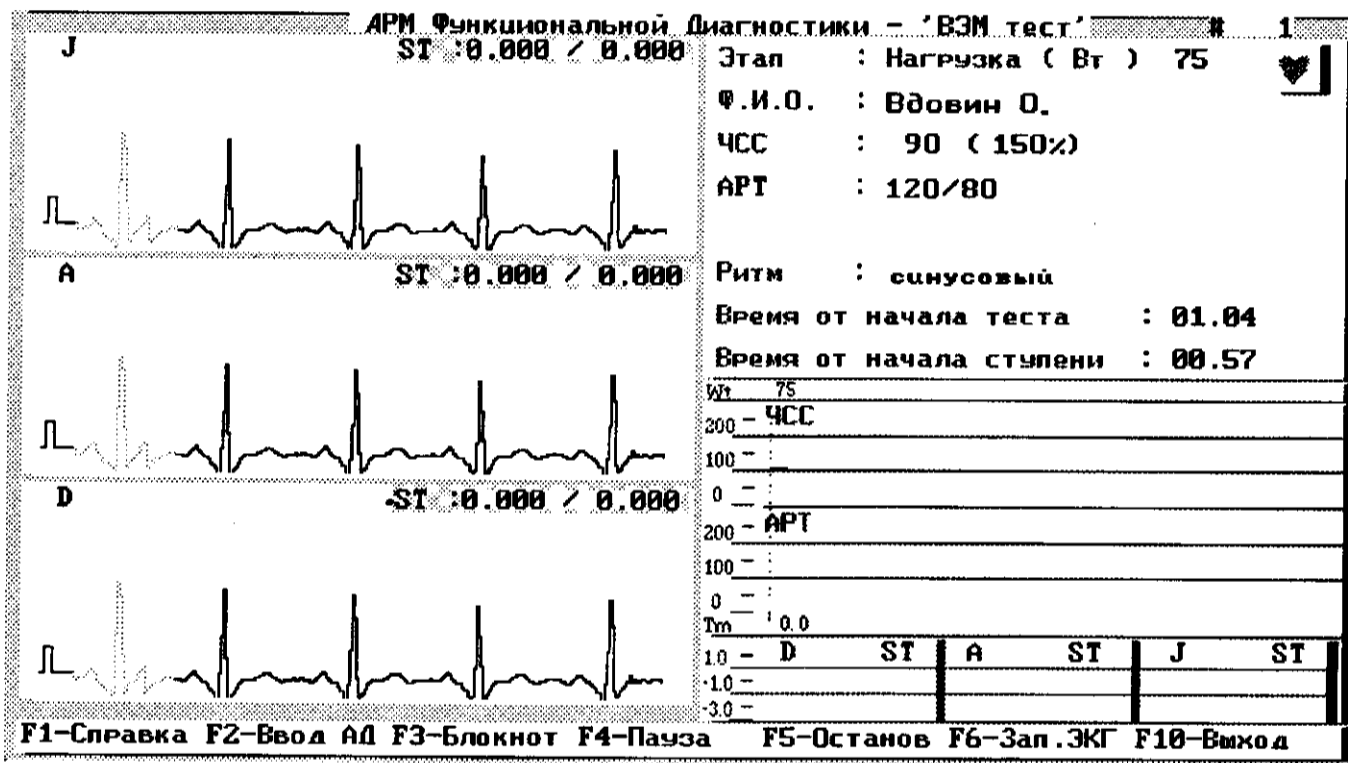


Рис. 2

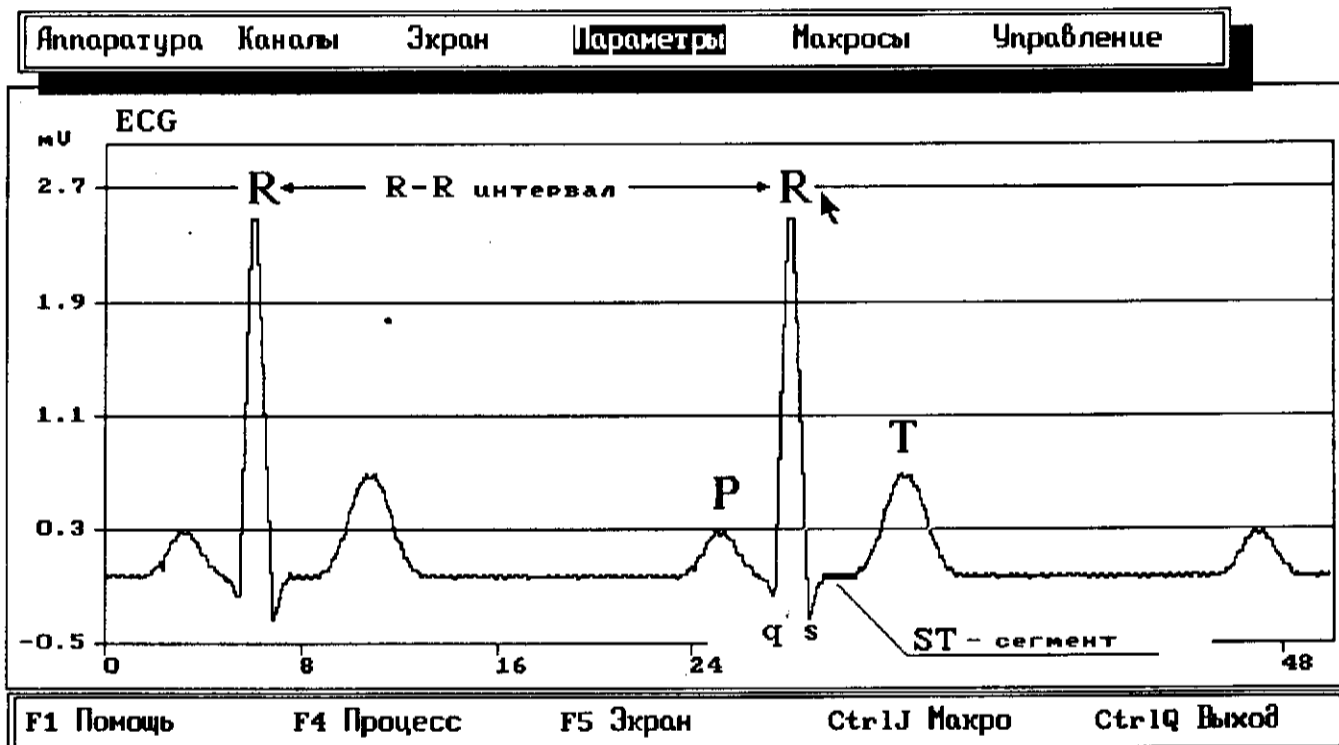


Рис. 3

ный и акустический сигналы тревоги. Оператор в любой момент может приостановить или прекратить тест, а также на последней ступени теста добавить новую ступень нагрузки. Система автоматически осуществляет управление велоэргометром в соответствии с протоколом.

По окончании теста система автоматически производит полный анализ реализаций ЭКГ, записанных в конце каждой ступени, затем пользователь вводит заключение о выполненном ВЭМ-тесте. Кроме того, после завершения пробы оператор может просмотреть результаты текущего теста (а также результаты любого проведенного ранее теста) на экране в виде таблиц и графиков, образцы нормальных и патологических участков ЭКГ, содержимое электронного блокнота. Все формы вывода информации можно вывести на принтер. Поскольку наиболее важным аспектом проведения пробы является диагностика в реальном масштабе времени возникающих у пациента нарушений сердечного ритма, этому было уделено особое внимание.

Алгоритмы анализа нарушений ритма сердца. Для разработки алгоритмов обнаружения аритмий изучались их записи, а принципы набора критериев их идентификации обсуждались с экспертами. Для пояснения описания алгоритмов на рис. 3 приведено изображение нормальной электрокардиограммы с обозначением характерных интервалов и зубцов (R -, P -, T -зубцы, qRs -комплекс, ST -сегмент).

Используемый алгоритм способен идентифицировать следующие нарушения ритма:

1. Резкая брадикардия — это критическое падение частоты сердечных сокращений, и для ее идентификации необходимо учитывать только ритм ЭКГ. Если один R - R -интервал больше, чем 1,5 с, или средний R - R -интервал больше 1,2 с, выдается сообщение об этом классе аритмий [4].

2. Тахикардия представляет собой значительное увеличение частоты сердечных сокращений и может быть обнаружена также с помощью простого анализа ритма: при значении R - R -интервала менее 0,25 с выдается сообщение о тахикардии.

3. Асистолия и фибрилляция желудочков могут быть определены по отсутствию QRS -комплекса в течение длительного времени (если QRS -комплекс не обнаруживается более чем 1,6 с).

4. Выпадение сокращения может быть обнаружено по R - R -интервалу, если он приблизительно равен двум предшествующим интервалам, между которыми нет промежуточного сокращения. Если R - R -интервал больше двух средних своих значений, но меньше 1,5 с, то диагностируется блокада синусового узла; по этому же критерию определяются I и II тип блокады по Мобитцу.

5. Обнаружение желудочковых экстрасистол требует более сложных критериев. Необходимо преждевременное появление QRS -комплекса, за которым следует полная компенсаторная пауза. При этом QRS -комплекс расширяется и T -зубец принимает положение, противоположное тому, какое он имел при нормальном сокращении; R -зубец отсутствует. Обнаружение преждевременных сокращений желудочков связано со значительными трудностями. Одна из них — это определение того, является ли это сокращение действительно преждевременным или оно есть всего лишь проявление синусовой аритмии. По данным [5] установлено, что если R - R -интервал меньше 0,9 среднего R - R -интервала, в который не входит последнее сокращение, в этом случае имеет место экстрасистолия. Для определения полной компенсаторной паузы используется сумма последующего и запомненного R - R -интервалов.

6. Экстрасистолический феномен $R + T$ является сравнительно опасным видом аритмии. При этом преждевременное сокращение желудочка происходит во время фазы его реполяризации. Так как T -зубец находится в первой трети R - R -зубца, то, если этот интервал меньше одной трети предыдущего среднего $R - R$ и за ним следует полная компенсаторная пауза, регистрируется феномен $R + T$ [5].

7. Бигемения — состояние, при котором каждая желудочковая экстрасистола чередуется с одним нормальным сокращением, поэтому если обнаруживаются хотя бы две экстрасистолы, то регистрируется бигемения.

8. Тригемения — синдром, при котором за двумя нормальными сокращениями желудочков следуют одно преждевременное и полная компенсаторная пауза. Полная компенсаторная пауза определяется следующим образом: имеются два интервала — $R - R_t - 2$ и $R - R_t - 1$, каждый из которых меньше 0,9 среднего интервала (перед первой экстрасистолой). Сумма значений этих двух интервалов и последнего $R-R$ -интервала должна быть приблизительно равна удвоенному среднему интервалу.

Интерполированная экстрасистола определяется, если сумма значений $R-R$ -интервала преждевременного сокращения и следующего $R-R$ -интервала приблизительно равна среднему значению нормального $R-R$ -интервала.

9. Предсердные экстрасистолы представляют собой преждевременные сокращения предсердий с последующей неполной компенсаторной паузой [6].

Для проверки программного обнаружения аритмий использовались тестовые записи электрокардиограммы с указанными выше нарушениями ритма и наиболее часто встречаемыми артефактами ЭКГ, а также ЭКГ здоровых людей. На втором этапе проводились клинические испытания созданного программного обеспечения. Как в первом, так и во втором случае алгоритм устойчиво работал, обеспечивая своевременное обнаружение нарушений ритма.

Заключение. В ходе опытной эксплуатации показаны работоспособность системы и удобства ее использования медицинским персоналом. Система обеспечивает пользователя надежным контролем состояния пациента в ходе тестирования и адекватными результатами анализа деятельности сердечно-сосудистой системы в условиях физической нагрузки.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Штарк М. Б., Постоенко Ю. К., Рейн А. Э. и др. КАМАК-системы в экспериментальной биологии и медицине.—Новосибирск: Наука, 1978.
2. Астафьев С. В., Третьяков В. П., Штарк М. В., Яновский Г. Я. Аппаратное и программное обеспечение унифицированного измерительного тракта для микроэлектродных исследований // Автометрия.—1984.—№ 4.
3. Третьяков В. П., Штарк М. В., Шульман Е. И., Яновский Г. Я. Принципы построения и функционирования проблемно-ориентированных программных систем автоматизации исследований в экспериментальной биологии на основе микроЭВМ и КАМАК // Автометрия.—1986.—№ 3.
4. Орлов В. И. Руководство по электрокардиографии.—М.: Медицина, 1984.
5. Янушкевичус З. И., Вредикис Ю. Ю., Лукошявичюте А. Й. и др. Нарушения ритма и проводимости сердца.—М.: Медицина, 1984.
6. Исаков И. И., Кушаковский М. С., Журавлева Н. Б. Клиническая электрокардиография.—М.: Медицина, 1984.

Поступила в редакцию 6 января 1993 г.