

во формы импульса при изменении сопротивления нагрузки в пределах 25—200 Ом. Проектирование выполняется в рамках проекта № 05-08-50300, финансируемого Российским фондом фундаментальных исследований.

При проектировании экспериментального дефибриллятора используется опыт, полученный при разработке на кафедре биомедицинских систем Московского государственного института электронной техники первого в мире серийного дефибриллятора, в котором реализована фиксированная программируемая форма импульса дефибрилляции, — ДФР-02 УОМЗ [6—8], выпускаемого ФГУП "Уральский оптикомеханический завод". Дефибриллятор ДФР-02 УОМЗ является уникальным прибором, на сегодняшний день не имеющим зарубежных и отечественных аналогов. В настоящее время в рамках Национального проекта "Здоровье" этими дефибрилляторами оснащаются машины скорой помощи.

ЛИТЕРАТУРА

1. Богусевич М. С., Венин И. Г., Гурвич Н. Л. и др. // Кардиология. — 1971. — № 8. — С. 126—130.
2. Богусевич М. С., Востриков В. А. // Бюл. экспер. биол. — 2000. — Т. 129, прил. № 2. — С. 40—41.
3. Востриков В. А., Разумов К. В., Холин П. В. // Анестезиол. и реаниматол. — 1999. — № 1. — С. 44—47.
4. Востриков В. А., Разумов К. В., Сыркин А. Л., Холин П. В. // Кардиология. — 2003. — № 12. — С. 51—58.
5. Востриков В. А., Горбунов Б. Б. // Клин. анестезиол. и реаниматол. — 2004. — Т. 1, № 3. — С. 16—19.
6. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф. и др. // Биомед. технол. и радиоэлектрон. — 2001. — № 12. — С. 56—66.
7. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф. и др. Устройство формирования биполярного импульса. Пат. РФ № 2218659 с приоритетом от 31.10.2001.
8. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф. и др. // Труды Научно-практической конф. "Электростимуляция — 2002". — М., 2002. — С. 104—117.

9. Селищев С. В. // Труды Научно-практической конф. "Электростимуляция — 2002". — М., 2002. — С. 23—31.
10. Alferness C., Edeker R. E. // IEEE EMBS Magazine. — 1990. — Vol. 9, N 2. — P. 25—27.
11. Bawaney I., Boddicker K. A., Davies L. R. et al. // J. Am. Coll. Cardiol. — 2003. — Vol. 42, N 3. — P. 568—575.
12. Chapman P. D., Thakur R. K., Troup P. J., Wetherbee J. N. // Can. J. Cardiol. — 1996. — Vol. 12, N 4. — P. 407—411.
13. Chapman F. W., Ideker R. E., Jones J. L. et al. // Circulation. — 1998. — Vol. 98. — P. 2210—2215.
14. Chapman F. W., Ideker R. E., Melnick S. B. et al. // Resuscitation. — 2003. — Vol. 57. — P. 73—83.
15. Davies L. R., Jones J. L., Kerber R. E. et al. // Resuscitation. — 2006. — Vol. 68, N 2. — P. 251—258.
16. Dongxu G., Malkin R. // J. Cardiovasc. Electrophysiol. — 2004. — Vol. 15. — P. 447—454.
17. Dossall D. J., Rothe D. E., Sweeney J. D. // Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA, Sept. 1—5, 2004. — San Francisco, 2004. — P. 3971—3974.
18. Efimov I. R., Nikolski V., Qu f. // Proceedings of Second Joint EMBS/BMES Conference, Houston, TX, USA, Oct. 23—26, 2002. — Houston, 2002. — P. 1439—1440.
19. Geddes L. A., Wavel W. // Biomed. Instrument. Technol. — 2000. — Vol. 34. — P. 39—54.
20. Levis T. J., Keener J. P. // J. Theor. Biol. — 1999. — Vol. 200. — P. 1—17.
21. Lin S., Swerdlow C. H. // J. Cardiovasc. Electrophysiol. — 2002. — Vol. 13. — P. 371—373.
22. Malkin R. A. // J. Cardiovasc. Electrophysiol. — 2002. — Vol. 13. — P. 361—370.
23. Tacker W. A. // Biomedical Engineering Handbook / Ed. J. P. Bronzino. — Boca Raton, 1995. — P. 1275—1283.

Поступила 21. 09. 06

AN EXPERIMENTAL DEFIBRILLATOR WITH PROGRAMMABLE PULSE SHAPE

A. A. Antropov, B. B. Gorbunov, A. N. Gusev, S. V. Selishchev

Summary. Results of development of an experimental external electric defibrillator with programmable pulse shape are described. The defibrillator can be used for experimental determination of the optimal shape of defibrillation pulse.

© Д. А. ПРИЛУЦКИЙ, 2007

УДК 615.471.03:616.12-008:318-07

Д. А. Прилуцкий

ТЕСТИРОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ РАСПОЗНАВАНИЯ РИТМА ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКИХ ДЕФИБРИЛЛЯТОРОВ

Московский государственный институт электронной техники (технический университет), ООО "Медицинские компьютерные системы", Зеленоград
E-mail: pdima@mks.ru

С середины 90-х годов в мире серийно производятся автоматические внешние дефибрилляторы (АВД). Основным их отличием от клинических дефибрилляторов является то, что АВД предназначены для оказания экстренной помощи не только специалистам-медиками, но и людьми, прошедшими минимальную подготовку. Одним из основных элементов такого устройства является программный алгоритм распознавания ритма по ЭКГ, который должен отличать так называемые шоковые ритмы — фибрилляцию желудочков (ФЖ) и иногда желудочковую тахикардию (ЖТ) от ритмов, при которых нет необходимости проводить дефибрилляцию [4, 9].

Спектр таких алгоритмов достаточно широк [1, 7]. Важная часть разработки АВД — тестирование алгоритма и определение возможности его использования в серийном устройстве с точки зрения требований нормативных документов (стандартов), безопасности и производительности.

В данной работе представлена методика тестирования алгоритмов распознавания ритма, кото-

рую возможно адаптировать для большинства АВД. Ее эффективность определяется двухэтапным тестированием на стандартных базах данных ЭКГ с применением общедоступных программных утилит. Однако для успешной реализации этой методики необходимо, чтобы при разработке программного модуля с алгоритмом выполнялись приведенные в статье требования.

Требования к алгоритму и критерии оценки

По стандартам безопасности для программируемых медицинских устройств IEC60601-1-4 Международной электротехнической комиссии [10] и ГОСТа Р 50267.0.4 [2] при разработке программного обеспечения медицинского изделия следует непрерывно контролировать соответствие требованиям и проводить процедуры управления риском. При анализе риска для автоматического дефибриллятора, как правило, выясняется, что одним из ключевых и критических элементов обеспечения

безопасности в работе устройства является алгоритм распознавания ритма, который необходимо тестировать (верифицировать) для обеспечения приемлемого уровня безопасности.

Минимальные требования к алгоритму определены в частном стандарте безопасности для кардиодефибрилляторов IEC60601-2-4, опубликованном в 2004 г. [11]. В этом стандарте указано, что алгоритм определения ФЖ должен иметь чувствительность выше 90% для ЭКГ-сигнала с амплитудой пик-пик 200 мкВ или более в отсутствие артефактов (в том числе дыхания). Для устройств с детекцией ЖТ чувствительность должна превышать 75%. Специфичность должна быть не менее 95% в отсутствие артефактов.

Максимальное время срабатывания алгоритма распознавания ритма согласно пункту 105.1 стандарта IEC60601-2-4:2004 не должно превышать 20 с с момента предыдущего разряда. Однако согласно пункту 101.3 того же стандарта суммарное время срабатывания алгоритма и время зарядки не должны превышать 30 с. Таким образом, время срабатывания алгоритма должно быть не более 15 с, при условии, что накопление энергии отводится до 15 с — типичное значение для современных дефибрилляторов.

Общая методика оценки алгоритма приведена в IEC60601-2-4:2004 и базируется на вычислении следующих параметров:

- чувствительности — доли фибрилляций, которые признаны фибрилляцией в результате применения алгоритма, от общего количества фибрилляций, проверенных с помощью данного алгоритма;
- специфичности — доли нефибрилляций, которые признаны нефибрилляциями в результате применения алгоритма, от общего количества нефибрилляций, проверенных с помощью данного алгоритма.

Для вычисления этих параметров к наборам данных применяют тестируемый алгоритм и определяют:

- А — правильное определение фибрилляции,
- В — неправильное определение ритма как фибрилляции,
- С — неправильное определение фибрилляции как ритма, ею не являющегося,
- D — правильное определение ритма, не являющегося фибрилляцией.

Результаты тестирования представляются в виде таблицы для каждой базы данных (см. таблицу).

Далее чувствительность алгоритма определяется как отношение $A/(A + C)$, а специфичность — как отношение $D/(B + D)$.

Иногда дополнительно используют параметры истинно позитивной оценки, вычисляемый как отношение $A/(A + B)$, а также ложнопозитивной оценки, вычисляемой как $B/(B + D)$.

Очевидно, что наборов данных, не имеющих записей с участками фибрилляции, чувствительность, а иногда и истинно позитивная оценка не могут быть вычислены.

	Фибрилляция	Другие ритмы
Фибрилляция определена (разряд рекомендуется)	A	B
Фибрилляция не определена (разряд не рекомендуется)	C	D

Согласно IEC60601-2-4:2004, в руководстве по эксплуатации должен быть приведен также отчет о производительности алгоритмов распознавания ритма. Такое распознавание производится на репрезентативных базах данных ЭКГ, включающих как минимум записи с ФЖ различной амплитуды, ЖТ с различной частотой и шириной QRS, синусовые ритмы, включая суправентрикулярную тахикардию, фибрилляциями и мерцаниями предсердий, синусовыми ритмами с PVC, асистолиями и со встроенным водителем ритма.

В стандарте не определены конкретные базы данных для тестирования, а только предъявлены требования к ним. Поэтому разработчик может эти наборы данных собрать и аннотировать собственными силами. С этой целью возможно использование рекомендаций из технического отчета AAMI TIR No.24:1999 Американской ассоциации развития медицинских инструментов (Association for the Advancement of Medical Instruments), в которых описываются номенклатура, составные части и принципы разработки, аннотирования, оценки и применения баз данных физиологических сигналов для тестирования медицинских устройств [5].

Однако мероприятие это трудоемкое, затратное по времени и дорогое из-за требований к аппаратуре регистрации, унификации записей и необходимости привлечения квалифицированных медицинских экспертов. Поэтому при тестировании алгоритмов анализа ритма применяют одну или несколько известных баз данных, ссылки на которые есть в американском национальном стандарте ANSI/AAMI EC57:1998 [6]:

- АНА-база данных Американской сердечной ассоциации (American Heart Association) для оценки алгоритмов выявления желудочковых аритмий. Включает 80 записей по 35 мин каждая, в том числе 10 записей с ЖТ и 9 с ФЖ;

- MIT—BIH-база данных аритмий Массачусетского технологического института (Massachusetts Institute of Technology) совместно с Нью-Йоркским госпиталем (Beth Israel Hospital). Содержит 48 записей по 30 мин каждая;

- ESC-база данных Европейского общества кардиологии. Содержит 90 2-часовых записей. Предназначена для контроля алгоритма смещения ST-T сегмента, но применяется также для анализа ритмов, в том числе для определения специфичности алгоритмов выявления ФЖ;

- NST-база данных с зашумленными записями стресс-тестов. Содержит 12 записей по 30 мин каждая плюс 3 записи шума. Поставляется совместно с MIT—BIH-базой данных;

- CU-база данных желудочковых аритмий Крейгтонского университета (Creighton University). Содержит 35 записей по 8 мин каждая. Также поставляется совместно с MIT—BIH-базой данных. Как правило, применяется для обучения и технологического тестирования алгоритмов, так как не полностью аннотирована.

Источники получения этих баз данных [6]:

- АНА: ECRI, 5200 Butler Pike, Plymouth Meeting, PA 19462, США;
- MIT—BIH, NST, CU: MIT—BIH Database Distribution, MIT Room E25-505, Cambridge, MA 02139, США;

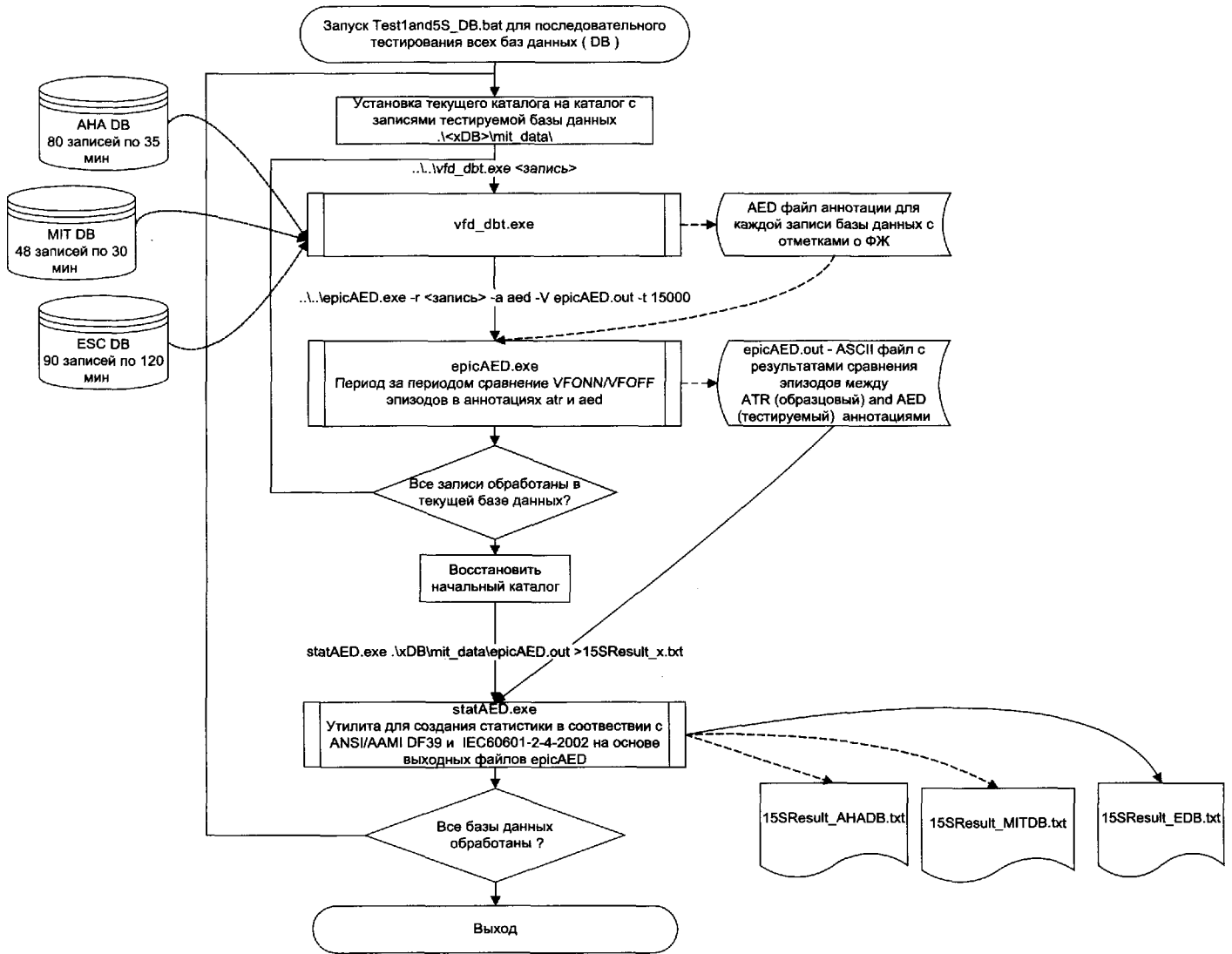


Рис. 1. Схема поточного тестирования алгоритма на персональном компьютере.

• ESC: CNR Institute of Clinical Physiology, Computer Laboratory, via Trieste, 41 56100 Pisa, Италия.

Базы данных АНА, MIT–VIN, ESC и NST содержат оцифрованные выборки из двухканальных холтеровских записей с отметкой каждого сердечного сокращения, идентифицированных экспертом-кардиологом, а также отметки смены ритма. База данных CU содержит одноканальные записи только с отметками смены ритма.

Дополнительная информация о базах данных, а также большинство аннотированных записей ЭКГ доступны на Интернет-сайте Национального центра исследовательских ресурсов Национального института здоровья США (National Center for Research Resources of the National Institutes of Health) [13].

Как правило, для публичной оценки (сертификации) алгоритмов для автоматических дефибрилляторов приводятся параметры, полученные на базах данных АНА и MIT–VIN, реже на одной из них.

Этапы тестирования

Как правило, испытания алгоритма определения ритма проводят в два этапа:

1. Тестирование алгоритма на компьютере.

2. Тестирование алгоритма на реальном изделии — автоматическом дефибрилляторе.

Такое разделение производят для оптимизации затрат на тестирование. Суммарно перечисленные базы данных содержат 15 680 мин записей (261 ч, или почти 11 сут), только АНА и MIT–VIN — 4240 мин (71 ч). Поэтому на первом этапе тестируют алгоритм на персональном компьютере с мощным процессором и значительным объемом памяти, что позволяет проводить тесты в сотни раз быстрее.

На втором этапе тестирование производят в режиме реального времени. Обычно оцифрованный сигнал из баз данных преобразуют в аналоговую форму, масштабируют и подают на вход регистрации ЭКГ автоматического дефибриллятора. В дефибрилляторе выполняется штатная встроенная программа или модифицированная для тестирования, что менее предпочтительно. Таким образом, одновременно с алгоритмом проверяется аналого-цифровой тракт дефибриллятора, включая встроенные фильтры.

Для эффективности такого подхода должен выполняться ряд требований:

• автономность и независимость программного модуля анализа ритма от других программных модулей;

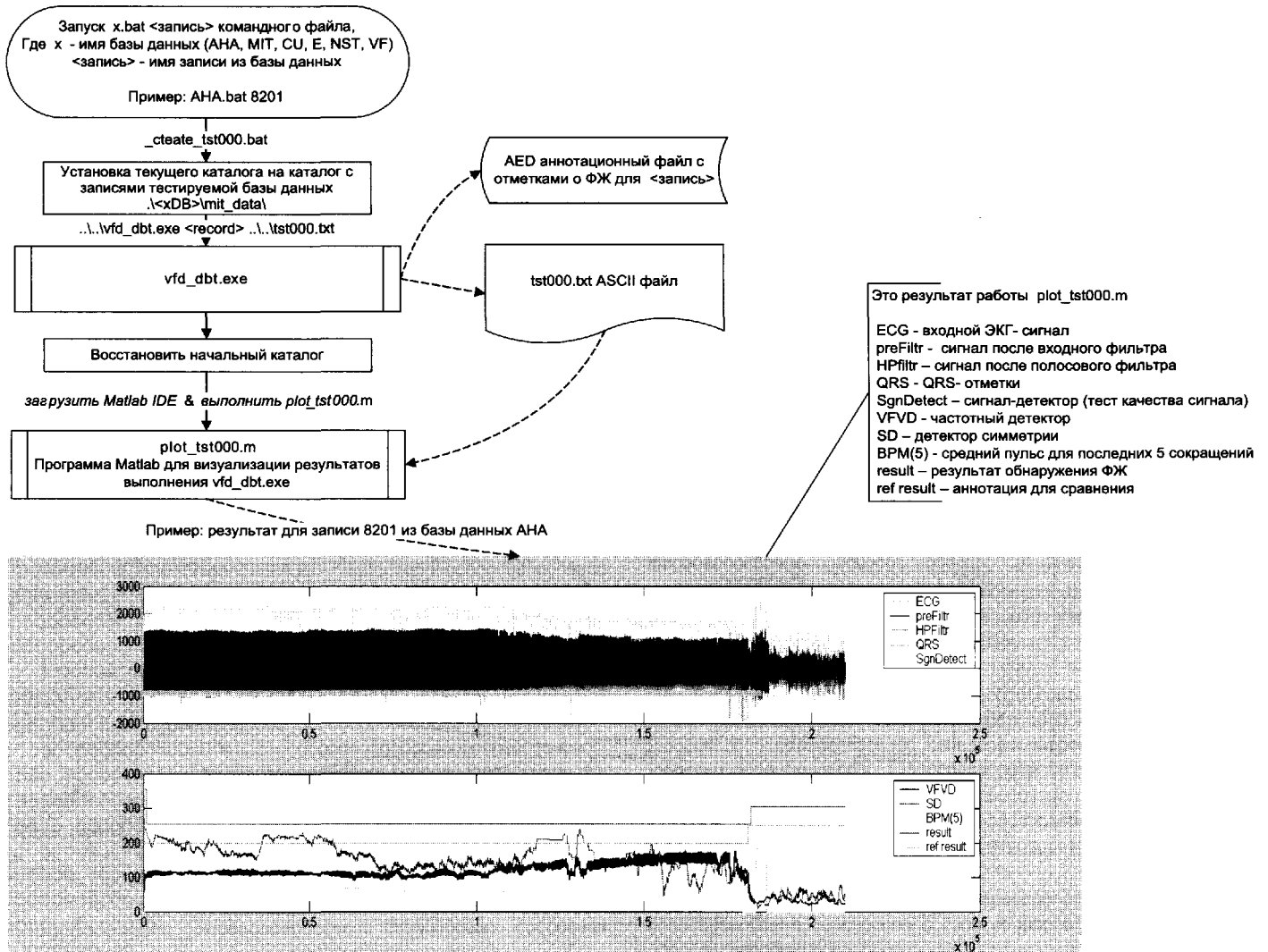


Рис. 2. Тестирование алгоритма на отдельной записи ЭКГ.

- кросс-платформенная и кросс-компиляторная переносимость программного модуля анализа между компьютером и цифровой аппаратурой (процессором) дефибриллятора, позволяющая без каких-либо изменений исполняемого программного кода компилировать этот модуль для обеих платформ;

- при подготовке данных для первого этапа тестирования должны учитываться реальные параметры аналого-цифрового тракта дефибриллятора — частота дискретизации, количество разрядов аналого-цифрового преобразователя, эффективное разрешение, частотные и фазовые характеристики фильтров, задержки сигнала;

- должна быть обеспечена корректная подготовка аналогового сигнала для второго этапа (цифроаналоговое преобразование, фильтрация и масштабирование);

- должен иметься предусмотренный конструкцией информационный выход дефибриллятора с гарантированным временем сообщения о состоянии/срабатывании алгоритма анализа ритма — это может быть цифровой технологический интерфейс или выходной логический сигнал.

При выполнении этих условий результаты тестирования на первом и втором этапах будут очень близки.

Тестирование на компьютере

Реализованный вариант процедуры тестирования алгоритма анализа ритма на персональном компьютере под управлением операционной системы Windows 2000/XP обеспечивал следующие возможности:

1. Поточное тестирование записей из одной или нескольких баз данных с формированием статистических отчетов и вычислением параметров производительности по каждой из баз данных (рис. 1). На основе аннотации на записи выделяются равные по длительности участки с монотонным ритмом (без ФЖ и с ФЖ). Участки с переходным ритмом для анализа не используются. Длительность участков сравнения выбирается исходя из требований к конечному изделию — в большинстве случаев это время, отведенное для анализа ритма или близкое. Считается, что ФЖ обнаружена верно, если это произошло на участке с аннотированной ФЖ.

2. Тестирование отдельной записи и формирование синхронных графиков, демонстрирующих состояние алгоритма в различные моменты времени, а также аннотаций по ФЖ (рис. 2).

Технически обе возможности выполнены посредством автоматизации на основе командных

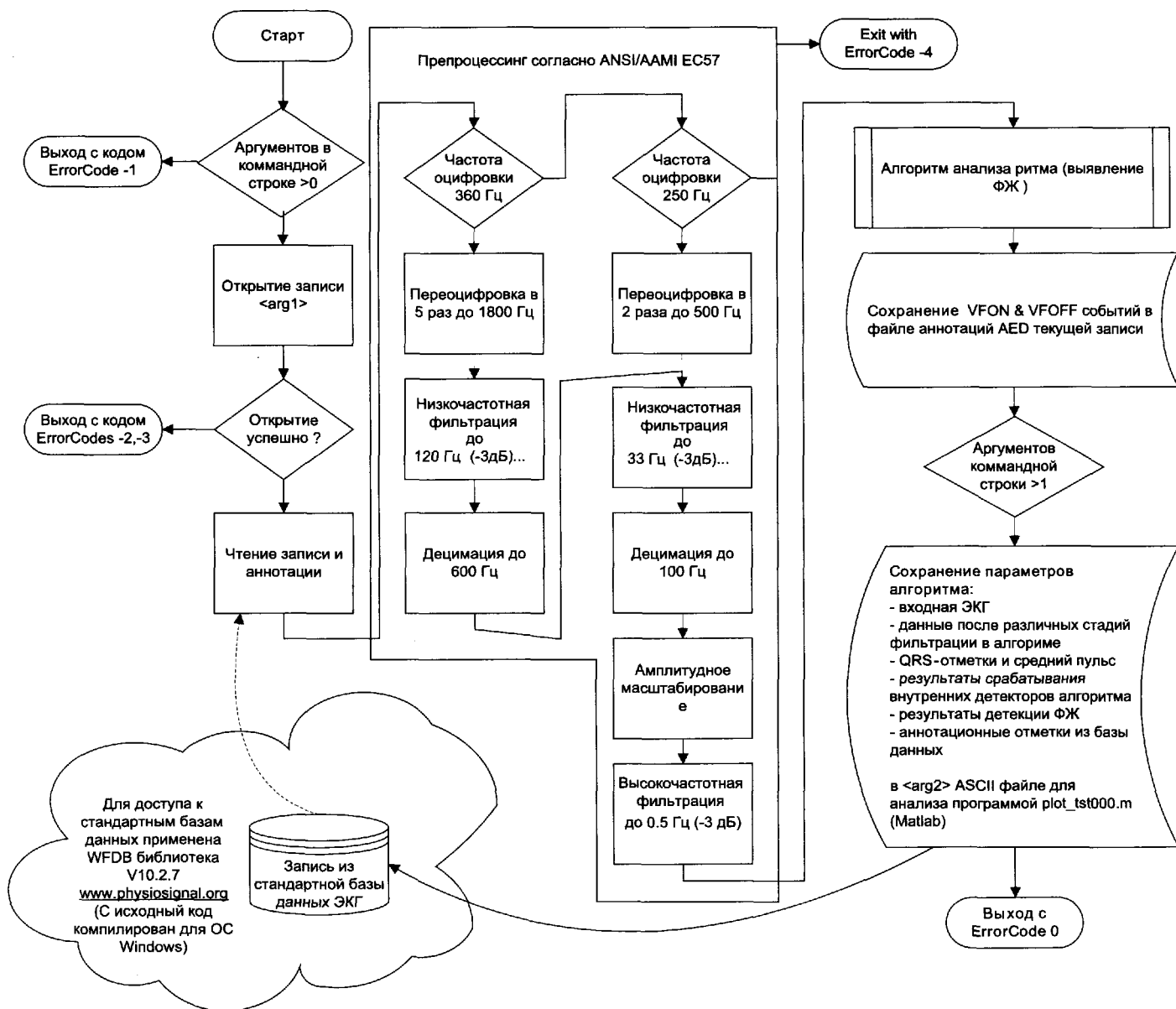


Рис. 3. Алгоритм работы программы vfd_dbt.exe.

файлов, использующих инструкции командного DOS/Windows процессора.

Программный модуль анализа ритма инкапсулирован в программу vfd_dbt.exe (рис. 3), являющуюся консольным приложением Windows, выполняющим следующие основные функции:

- 1) разбор командной строки;
- 2) открытие и чтение указанной записи ЭКГ в формате, поддерживаемом библиотекой WFDB [16];
- 3) подготовку данных для эмуляции отсчетов, поступаемых на вход алгоритма в реальном изделии — изменение частоты выборки отсчетов, высокочастотная фильтрация и амплитудное масштабирование;
- 4) подачу на вход алгоритма всех сразу подготовленных данных или отдельными порциями, типичными для работы в изделии в режиме реального времени;
- 5) формирование файла аннотации по результатам работы алгоритма в формате WFDB с записями событий перехода ритма.

Для изменения частоты выборки отсчетов использовались априорные знания о возможной частоте отсчетов входного сигнала — 250, 360 и 500 Гц в соответствии с записями ЭКГ из используемых наборов данных. Непосредственно изменение частоты выборки производилось в три стадии: переоцифровка до частоты отсчетов, минимально кратной входной и выходной частотам, низкочастотная фильтрация и децимация [3, 8, 15].

При поточном тестировании использовались модифицированные утилиты из PhysioToolKit [14], рекомендованные [6] для данных целей:

- ericAED.exe — консольная утилита, разработанная на базе eric, но дополнительно к функции сравнения файлов аннотаций обеспечивающая разделение записей на участки с монотонным ритмом;
- statAED.exe — консольная утилита, разработанная на базе stat, дополнительно обеспечивающая расчет параметров производительности алгоритма.

Пример результатов работы программы statAED.exe для базы данных АНА (приведены на-

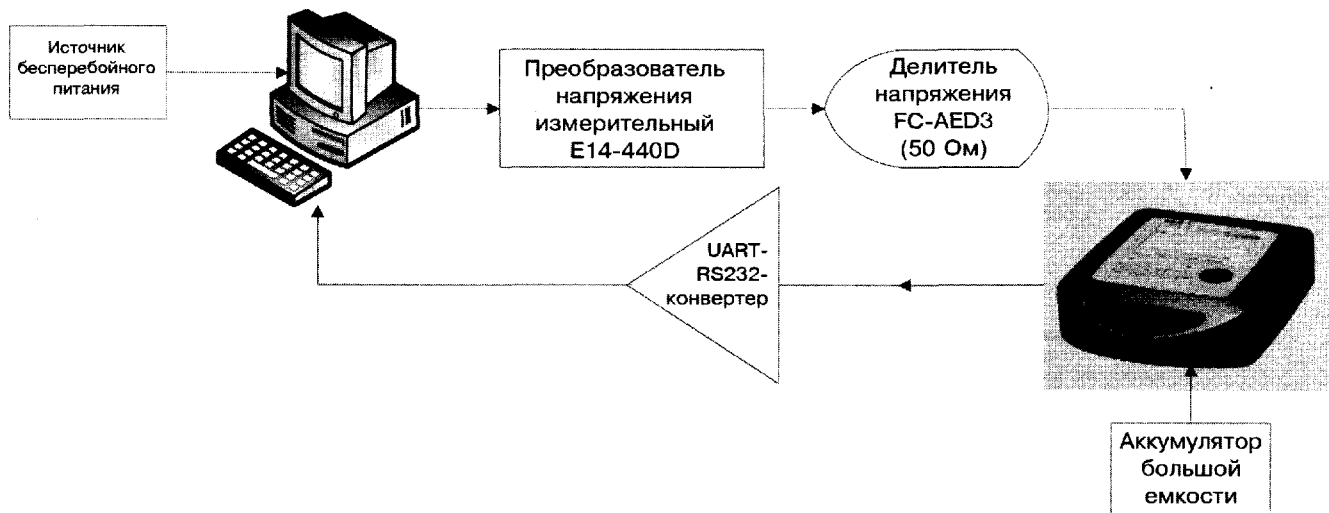


Рис. 4. Тестирование алгоритма анализа ритма на изделии.

чальные и завершающие строки файла со статистикой).

При тестировании отдельной записи для визуализации применяется специально разработанная программа `plot_tst0.m` на языке MatLab [12]. Входные данные для этой визуализации также подготавливаются посредством `vfd_dbt.exe`.

Тестирование на автоматическом дефибриляторе

Тестирование алгоритма анализа ритма на автоматическом внешнем дефибриляторе производилось согласно схеме, приведенной на рис. 4. Процессом управлял персональный компьютер с помощью Windows XP. К нему по интерфейсу USB подключался модуль цифроаналогового преобразователя (преобразовать напряжения измерительный E14-440D производства "L-Card" — www.lcard.ru), к выходу которого был подключен резистивный делитель с выходным сопротивлением 50 Ом (FC-AED3 производства ООО "Медицинские компьютерные системы" — www.mks.ru). К выходу делителя подключался вход ЭКГ-дефибрилятора (разъем к электродам). Обратная связь от дефибрилятора к компьютеру осуществлялась по технологическому последовательному UART-интерфейсу через переходное устройство UART—RS232 с гальваниче-

ской развязкой. В связи с длительностью тестирования питание дефибрилятора проводилось от внешнего аккумулятора большой емкости. Энергопитание компьютера осуществлялось от источника бесперебойного питания.

Для управления процессом сбора данных разработана программа `aedl_eml.exe`, которая обеспечивает:

- 1) разбор командной строки;
- 2) открытие и чтение указанной записи ЭКГ в формате, поддерживаемом библиотекой WFDB [16];
- 3) регулярную выдачу отчетов на преобразователь напряжения E14-440D;
- 4) чтение данных с COM-порта от дефибрилятора (RS232-интерфейс);
- 5) формирование файла аннотации по результатам работы в формате WFDB с записями событий перехода ритма.

Далее обработка данных и получение статистики производятся программами `epicAED.exe` аналогично тому, как это делается при тестировании алгоритма на компьютере.

Заключение

Тестирование алгоритма анализа ритма для автоматических дефибриляторов — обязательное

(VF detection & comparison by epicAED)

Record	Time (sec)	TP	TN	FP	FN
1201	0015—0030	0	1	0	0
1201	0030—0045	0	1	0	0
1201	0045—0060	0	1	0	0
1201	0060—0075	0	1	0	0
8210	2025—2040	1	0	0	0
8210	2040—2055	1	0	0	0
8210	2055—2070	1	0	0	0
8210	2070—2085	1	0	0	0

Additional calculation according to ANSI/AAMI DF39 and IEC60601-2-4-2002

All periods	11021	
	VF rhythm	other rhythms
SHOCK	299	0
NO CHOK	3	10719
Sensitivity	99.0%	
Specificity	100.0%	
True predictive	100.0%	
False positive	0.0%	

требование, вытекающее из стандартов безопасности, и необходимость, обусловленная процедурой анализа риска. Корректное тестирование с положительными результатами во многом определяет безопасность и эффективность применения таких дефибрилляторов. Для тестирования предпочтительно использовать общедоступные аннотированные базы данных ЭКГ-ритмов. Тестирование эффективно проводить в два этапа — эмуляция на компьютере и проверка в режиме реального времени на изделии.

Описанная технология тестирования в разное время и с небольшими вариациями применялись при верификационных испытаниях двух различных автоматических дефибрилляторов ("Primedix™" фирмы "MetraX" (Германия) и АД-1 — разработка ООО "Медицинские компьютерные системы" (Россия), доказала свою эффективность и была одобрена сертификационными органами.

Данная работа выполнена при частичной финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, проект № 05-08-50300.

ЛИТЕРАТУРА

1. Горбунов Б. В., Гусев А. Н., Каменский С. А., Селищев С. В. // Мед. техника. — 2004. — № 3. — С. 22—28.
2. ГОСТ Р 50267.0.4—99 (МЭК 60601-1-4—96). Изделия медицинские электрические. Ч. 1—4. Требования безопасности к программируемым медицинским электронным системам. — М., 1996.
3. Прилуцкий Д. А. // Мед. техника. — 2004. — № 3. — С. 28—34.
4. 2005 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care. // Circulation. — 2005. — Vol. 112. — Suppl. 24. — P. IV—1-IV—211.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2007

УДК 615.471.03:616.11.2-07:681.131

Р. М. Баяевский¹, А. А. Охрицкий², А. В. Пашенко¹, Д. А. Прилуцкий³, И. И. Фунтова¹

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ПОЛИГРАФА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ КАРДИОРЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЫ

¹Государственный научный центр — Институт медико-биологических проблем РАН, Москва, ²Московский государственный институт электронной техники (технический университет), ³ООО "Медицинские компьютерные системы", Зеленоград
E-mail: pdima@mks.ru

В настоящее время приборы — полиграфы, регистрирующие одновременно ряд физиологических параметров, нашли применение в медицине и психологии.

Отдельно выделены полиграфы для научных исследований, предназначенные для решения специальных задач. Как правило, в этих полиграфах компьютер управляет регистрацией данных и служит для обработки результатов.

В статье описывается реализация программного обеспечения (ПО) регистрации сигналов от полиграфа для исследований кардиореспираторной системы. Особенность описываемого ПО — поддержка языка сценариев эксперимента и проб с гипервентиляцией и возможность тестируемого самостоятельно управлять регистрацией без участия оператора.

Типы полиграфов

Оценка психофизиологического состояния человека с помощью полиграфа применяется в

5. AAMI TIR No. 24:1999 Acquisition and use of physiologic waveform databases for testing of medical devices
6. ANSI/AAMI ECR57:1998 Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST-segment measurement algorithms
7. Anton Amann*1, Robert Tratnig2 and Karl Unterkofler. Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators. // BioMedical Engineering OnLine 2005, 4:60. Интернет URL <http://www.biomedical-engineering-online.com>.
8. Douglas F. Elliott Handbook of Digital Signal Processing: Engineering Applications. — New York, 1987.
9. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2005. // Resuscitation. — 2005. — Vol. 67. — Suppl. 1. — P. S7—S23.
10. IEC 60601-1-4:1996, Medical electrical equipment — Part 1—4: General requirements for safety — Collateral Standard: Programmable electrical medical systems
11. IEC 60601-2-4:2002, Medical electrical equipment — Part 2—4: General requirements for safety — Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators
12. Math Work, Inc. — www.mathworks.com
13. PhysioBank — physiologic signal archives for biomedical research // — <http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg>
14. PhysioToolkit — open source software for biomedical science and engineering // — <http://www.physionet.org/physiotools/>
15. Vaidyanathan P. P. Multirate Systems and Filter Banks//Prentice-Hall, 1992. ISBN 0-13605-718-7
16. Waveform Database interface library V10.2.7 (WFDB) — <http://www.physiosignal.org>

Поступила 21.09.06

TESTING OF RHYTHM IDENTIFICATION ALGORITHMS FOR AUTOMATIC DEFIBRILLATORS

D. A. Prilutskii

Summary. Testing of rhythm identification algorithms used in automatic defibrillators is required by safety standards. The safety and efficiency of automatic defibrillators depends to a considerable extent on the adequacy of the testing procedure. It is recommended to use annotated public databases of ECG rhythms for testing of rhythm identification algorithms. An effective testing procedure includes two stages: computer simulation and real-time testing of the defibrillator.

криминалистике, при оперативно-розыскной, следственной и кадровой работе [4]. Эти полиграфы, так называемые детекторы лжи, используются в методике выявления возможно скрываемой человеком информации. Эксперимент представляет собой опрос человека и одновременный анализ физиологических сигналов, возникающих непроизвольно в ответ на вопросы. Считается, что реакции, несущие информацию о значащих событиях, более выражены, чем реакции на вопросы с меньшей значимостью. Набор сигналов для регистрации обусловлен спецификой задачи и, как правило, включает:

- кожно-гальваническую реакцию, характеризующую проводимость кожи вследствие потоотделения;
- плетизмограмму, характеризующую кровотоки;
- артериальное давление;
- дыхание;
- двигательную активность;
- акустический сигнал.