

30. Podgaetsky V. M., Tereshenko S. A., Smirnov A. V., Vorob'ev N. S. // Optics Commun. — 2000. — N. 180. — P. 217–223.
 31. Reiss S. M. // Biophoton. Int. — 1999. — Vol. 6, N 6. — P. 36–45.
 32. Reiss S. M. // Biophoton. Int. — 2001. — Vol. 8, N 9. — P. 40–45.
 33. Reiss S. M. // Biophoton. Int. — 2002. — Vo. 9, N 3. — P. 42–48.
 34. Schmidt F. E. W., Fry M. E., Hillman E. M. C. et al. // Rev. Scient. Instrum. — 2000. — Vol. 71, N 1. — P. 256–265.
 35. Srinivasan S., Pogue B. W., Dehghani H. et al. // Optics Express. — 2006. — Vol. 14, N 12. — P. 5394–5410.
 36. The Biomedical Optics Research Laboratory. — <http://www.medphys.ucl.ac.uk/research/borl/>
 37. Three-dimensional tomography of living cells — <http://itam.nsc.ru/lab17/res/vilev/vilevl.htm>

38. Yates T. D., Hebden J. C., Gibson A. P. et al. // J. Biomed. Optics. — 2005. — Vol. 10, N 5. — P. 054011(1–10).
 39. Yates T., Hebden J. C., Gibson A. et al. // Phys. Med. Biol. — 2005. — Vol. 50, N 11. — P. 2503–2517.

Поступила 21.09.06

DEVELOPMENT OF OPTICAL INTROSCOPY IN MEDICAL ENGINEERING

V. M. Podgaetsky, D. A. Potapov, S. V. Selishchev, S. A. Tereshchenko

Summary. The basic features of the process of development of medical optical introsopes are considered. Design characteristics of preproduction and production models of devices for diagnosis of the brain and the mammary gland are described.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ. 2007

УДК 615.471.03:616.12

А. М. Антропов, Б. Б. Горбунов, А. Н. Гусев, С. В. Селищев

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ ДЕФИБРИЛЛЯТОР С ПРОГРАММИРУЕМОЙ ФОРМОЙ ИМПУЛЬСА

Московский государственный институт электронной техники (технический университет), Зеленоград
 E-mail: bms@miee.ru

Введение

До настоящего времени, несмотря на интенсивные исследования, не существует единой, приемлемой теории для механизма (механизмов) электрической дефибрилляции, которая бы объясняла большинство экспериментальных данных [23]. В том числе не понятна причина более эффективной дефибрилляции при использовании биполярного электрического импульса, чем монополярного [19, 20].

Для поиска оптимальных параметров формы электрического импульса был создан автоматизированный комплекс для экспериментов на животных (свиньи) [22]. Данный автоматизированный комплекс позволял синтезировать произвольные формы импульсов длительностью 3–12 мс, числом фаз 1–18, величиной пикового напряжения 145–360 В. Однако полученные в данной работе результаты носят достаточно абстрактный характер и не позволяют использовать их для оптимизации формы импульсов дефибрилляции [21]. В развитии результатов работы [22] была выполнена работа [16]. Представленный в ней автоматизированный комплекс позволял синтезировать произвольные формы импульсов длительностью

5 мс, что является его существенным недостатком, так как длительности импульсов, используемых в реальных дефибрилляторах, существенно больше ~ 8–20 мс. К сожалению, работе [16] присущи те же недостатки, что и работе [22]. Также известен пример реализации генератора импульсов дефибрилляции произвольной программируемой формы, предназначенный для экспериментов с формами импульсов для имплантируемых дефибрилляторов [17]. Этот генератор не обеспечивает формирование импульсов с параметрами, необходимыми для внешней дефибрилляции.

В данной работе представлены результаты проектирования экспериментального внешнего электрического дефибриллятора с программируемой формой импульсов, предназначенного для экспериментов по определению оптимальной формы импульса дефибрилляции.

Требования к экспериментальному дефибриллятору с программируемой формой импульса

В результате анализа публикаций по исследованиям эффективности различных форм импульсов дефибрилляции и на основе собственного опыта

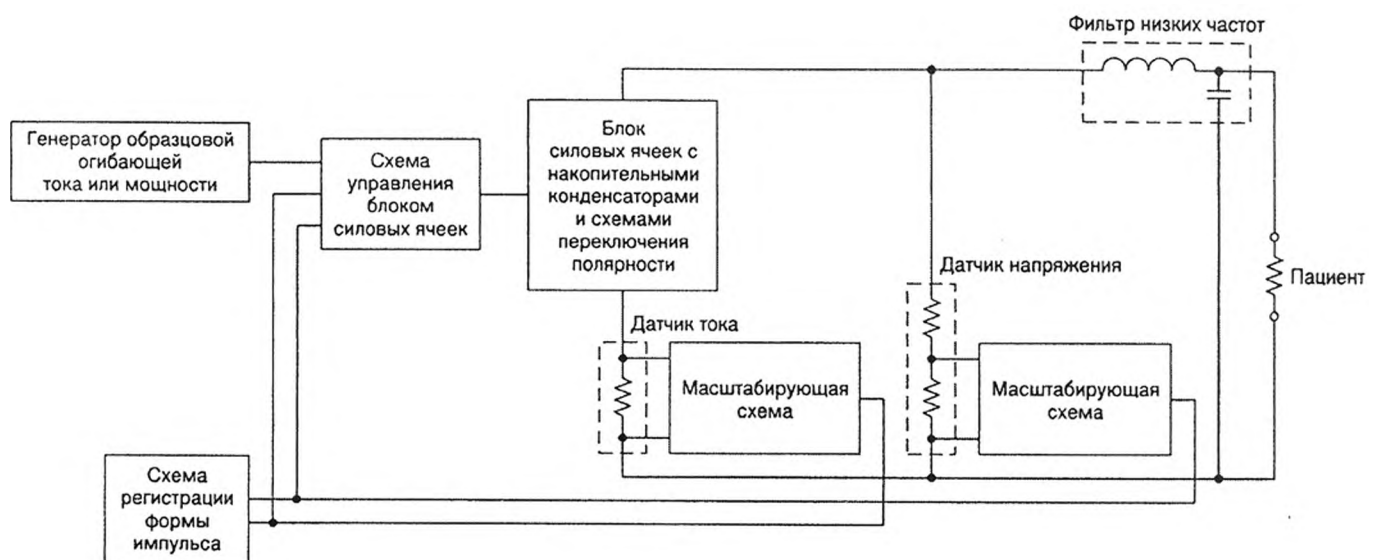


Рис. 1. Структура силового блока экспериментального дефибриллятора.

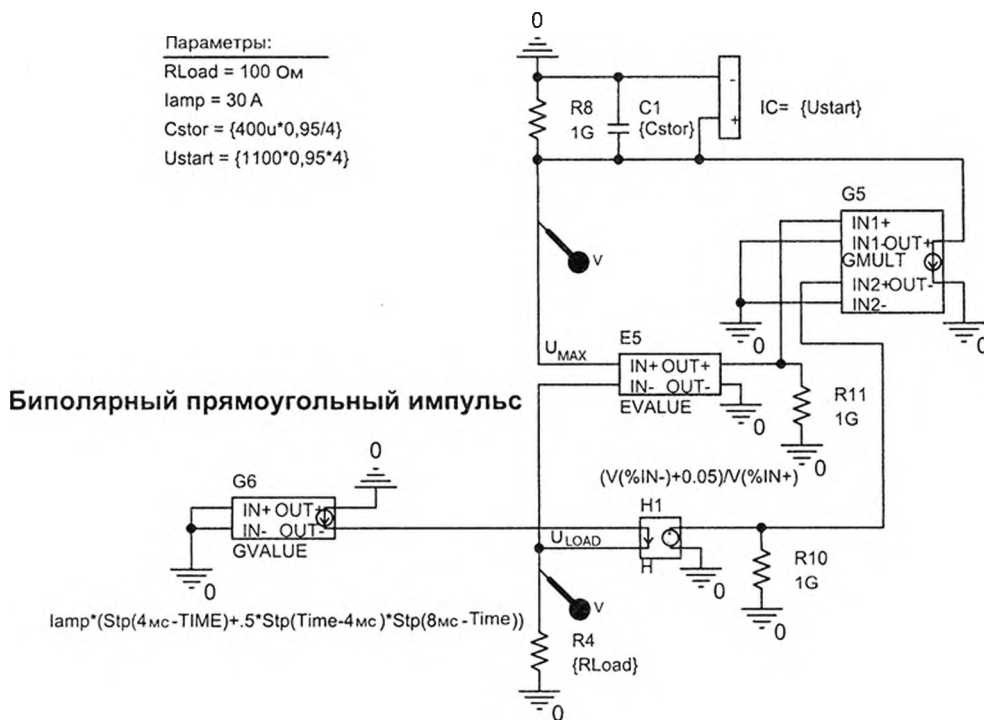


Рис. 2. Писпайс-модель для определения емкости накопительных конденсаторов.

разработки дефибрилляторов были сформулированы следующие требования к экспериментальному внешнему электрическому дефибриллятору с программируемой формой импульсов:

- обеспечение выбора формы импульса дефибрилляции с возможностью загрузки до 10 различных форм и переключения между ними в процессе работы, с однозначной визуальной индикацией используемой формы;
- частота дискретизации форм импульса — до 50 кГц;
- дискретность задания формы импульса — не менее 10 разрядов для положительной и отрицательной полярностей;
- обеспечение формирования биполярных многофазных импульсов дефибрилляции общей длительностью до 50 мс;
- задержка переключения фаз импульсов (переключения полярности) должна составлять не более 200 мкс;

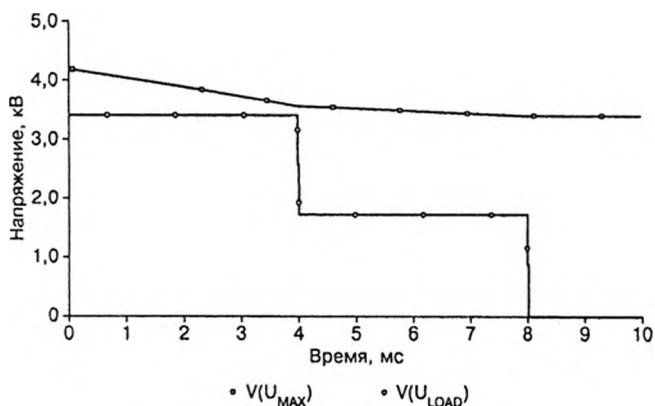


Рис. 3. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 400 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 200 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 17 А.

- диапазон рабочих сопротивлений нагрузки 25—200 Ом;
- дискретность задания амплитуды тока первой фазы импульса не более 1 А;
- диапазон задания значений тока первой фазы импульса 1—30 А в диапазоне сопротивлений 25—100 Ом, 1—22 А в диапазоне сопротивлений от 100 до 150 Ом, 1—17 А в диапазоне сопротивлений от 150 до 200 Ом;
- обеспечение измерения сопротивления нагрузки методом измерения биоэлектрического импеданса;
- индцирование оценки значения энергии выбранного импульса при измеренном значении сопротивления нагрузки;
- сохранение текущих значений и напряжения на нагрузке в течение импульса с дискретностью 50 кГц и обеспечение возможности пересылки этих данных в компьютер;

- обеспечение индикации энергии импульса дефибрилляции;
- обеспечение индикации ЭКГ от электродов дефибрилляции с записью протокола работы в энергонезависимую память;
- наличие режима кардиоверсии с синхронизацией импульса дефибрилляции по R-зубцу ЭКГ;
- питание от аккумулятора с отдельным зарядным устройством, подключаемым к сети переменного тока 220 В, 50 Гц;
- соответствие требованиям безопасности по ГОСТу Р 50267.4 для класса II, тип ВФ.

Структура силового блока экспериментального дефибриллятора

Для экспериментального дефибриллятора выбрана структура силового блока дефибриллятора ДФР-

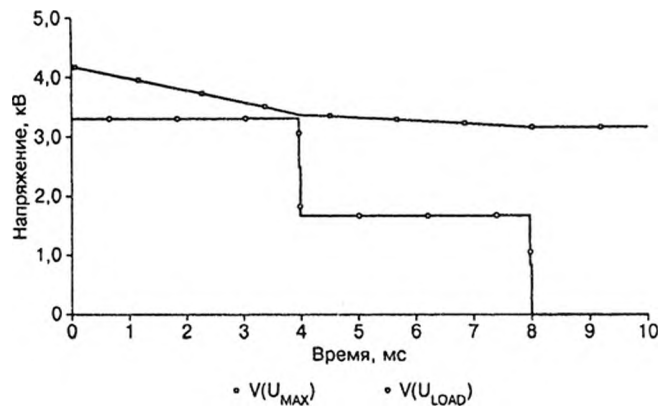


Рис. 4. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 400 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 150 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 22 А.

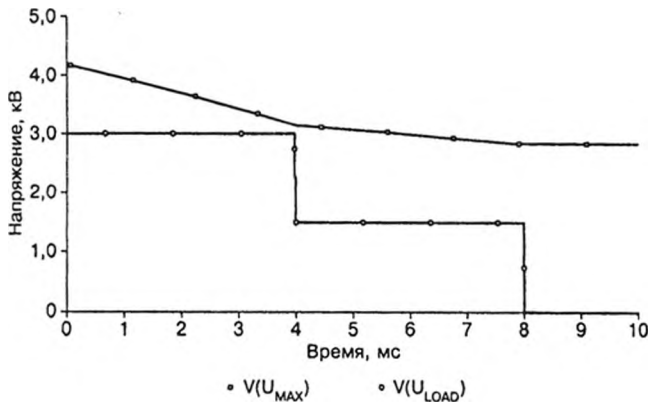


Рис. 5. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 200 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 100 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 30 А.

02 УОМЗ [6, 8], но с формированием импульса дефибриляции по образцовой огибающей тока или мощности. Структура силового блока экспериментального дефибриллятора представлена на рис. 1.

Необходимое количество силовых ячеек определяется максимальным рабочим напряжением ячейки и необходимым значением суммарного напряжения последовательно включенных ячеек. Соответственно увеличение рабочего напряжения ячейки приводит к уменьшению необходимого количества ячеек.

Рабочее напряжение силовых ячеек зависит от рабочего напряжения применяемых накопительных конденсаторов и возможностей серийных полупроводниковых приборов силовой электроники. В настоящее время оптимальным с точки зрения стоимости и возможности регулирования является применение IGBT-транзисторов с рабочим напряжением порядка 1 кВ. В этом случае суммарное напряжение последовательно включенных 4 силовых

ячеек может достигать 4 кВ, что допустимо требованиями к безопасности дефибрилляторов.

Наиболее перспективными для использования в качестве накопительных конденсаторов силовых ячеек в настоящее время являются импульсные пленочные конденсаторы. Например, экспериментальные конденсаторы фирмы "Аегоvox" QW142EW400 емкостью 400 мкФ и рабочим напряжением 1440 В имеют массу 110 г и объем 284 см³. Соответственно их массовая удельная энергоемкость составляет 3,8 Дж/г, а объемная — 1,5 Дж/см³. По массовой энергоемкости эти конденсаторы в 4 раза лучше выпускаемых в настоящее время импульсных электролитических конденсаторов. Проектирование прибора будет производиться с расчетом на возможность применения импульсных пленочных конденсаторов.

Для определения значения емкости накопительных конденсаторов была использована писпайс-модель, представленная на рис. 2.

При моделировании учитывались следующие особенности силовых ячеек:

- емкость накопительных конденсаторов во всех ячейках одинакова;
- в процессе формирования импульса накопительные конденсаторы во всех ячейках разряжаются равномерно.

В качестве формируемого импульса для модели был использован наиболее энергоемкий прямоугольный биполярный импульс. При амплитуде тока первой фазы 17 А на нагрузке 200 Ом его энергия составляет 380 Дж, при амплитуде тока первой фазы 22 А на нагрузке 150 Ом — 360 Дж, при амплитуде тока первой фазы 30 А на нагрузке 100 Ом — 450 Дж. Фазы импульса при моделировании для наглядности имеют одну полярность.

При правильно подобранной емкости накопительного конденсатора суммарное напряжение всех последовательно включенных ячеек должно

Параметры:

TauQG = 1,56 мс
 TmaxQG1 = (3*TauQG)
 TmaxQG2 = (2*TmaxQG1)
 TmaxQG3 = (3*TmaxQG1)
 TmaxQG4 = (4*TmaxQG1)
 TendQG = (5*TmaxQG1)

Параметры:

RLoad = 100 Ом
 Iamp = 30 А
 Cstor = 400u*0,95/4
 Ustart = (850*0,95^4)

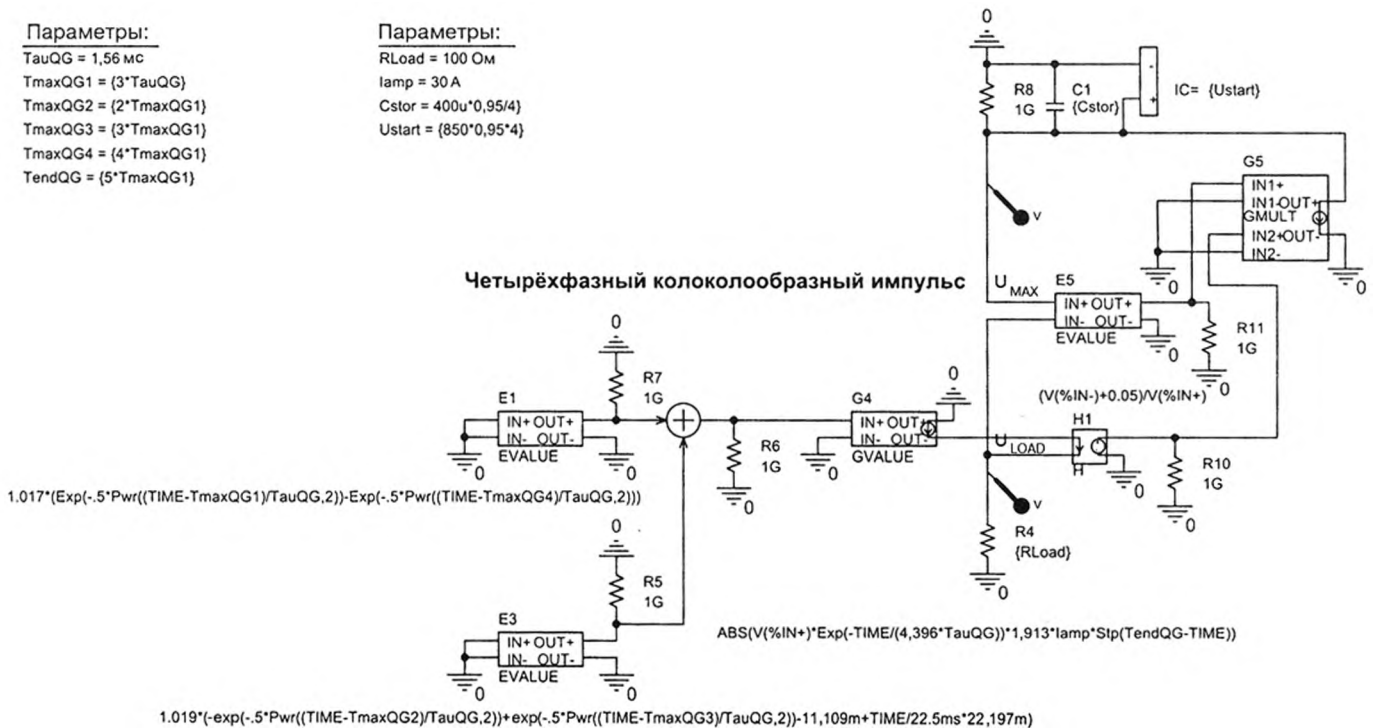


Рис. 6. Писпайс-модель разряда накопительных конденсаторов при формировании четырехфазного колоколообразного импульса.

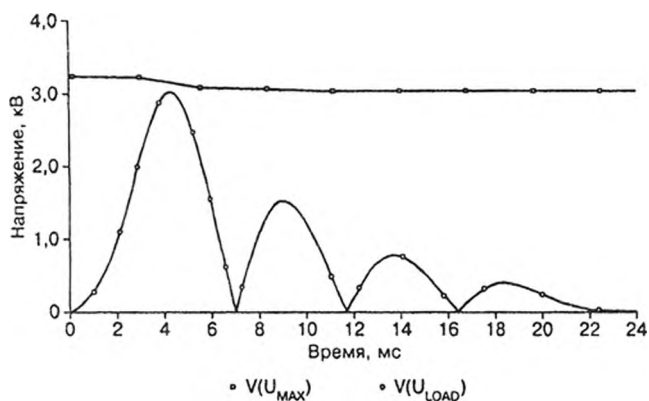


Рис. 7. Результат моделирования разряда накопительных конденсаторов при формировании четырехфазного колоколообразного импульса.

быть всегда выше текущего значения напряжения на нагрузке. В модели конденсатор С1 имеет емкость последовательного соединения накопительных конденсаторов всех ячеек, и до начала импульса он заряжен суммарным напряжением всех ячеек. Текущая мощность разрядки этого конденсатора равна текущей мощности импульса на сопротивлении нагрузки R4.

В результате моделирования была определена минимальная емкость накопительного конденсатора для силовых ячеек экспериментального дефибриллятора 400 мкФ. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 400 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 200 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 17 А приведен на рис. 3, при 150 Ом и 22 А — на рис. 4, 100 Ом и 30 А — на рис. 5. Энергия, содержащаяся в накопительных конденсаторах до начала формирования импульса дефибрилляции, составляет 830 Дж.

При емкости накопительного конденсатора 400 мкФ для формирования четырехфазного колоколообразного импульса с амплитудой тока первой фазы 30 А на нагрузке 100 Ом достаточно заряжать накопительные конденсаторы до напряжения 850 В. Энергия этого импульса равна 300 Дж. Писпайс-модель разряда накопительных конденсаторов силовых ячеек при формировании четырехфазного колоколообразного импульса представлена на рис. 6, результат моделирования для амплитуды тока первой фазы 30 А на нагрузке 100 Ом — на рис. 7.

Заключение

В инженерной практике проектирование внешних электрических дефибрилляторов базируется, с одной стороны, на множестве экспериментальных данных по эффективности тех или иных форм и параметров электрических импульсов, а с другой стороны, на технических возможностях реализации данных форм импульсов в конкретных аппаратах [10, 13]. На основе результатов многочисленных исследований в настоящее время общепризнано, что биполярная форма импульса эффективнее, чем монополярная (см., например, работы [12, 14]). Также показано, что на эффективность биполярного синусоидального импульса влияет соотношение амплитуд первой и второй фаз импульса [2]. Однако в литературе практически отсутствуют данные о

результатах сравнения эффективности дефибрилляции различных форм биполярных импульсов между собой. В настоящее время наиболее известным и практически единственным исследованием в этой области является работа [14]. В ней использовались 6 коммерческих дефибрилляторов: 2 с монополярным импульсом и 4 с биполярным импульсом. Причем параметры воздействия соответствовали протоколам, рекомендованным фирмами-производителями. В экспериментах на лабораторных животных (свиньи) было установлено, что на малых сопротивлениях ~ 40 Ом эффективность всех 4 испытанных форм биполярных импульсов коммерчески доступных дефибрилляторов практически одинакова и близка к 100%. Однако на больших сопротивлениях ~ 90 Ом эффективность этих же форм биполярных импульсов существенно уменьшается, вплоть до 60%, причем она существенно различается для разных форм импульсов. Кроме того, из представленных в работе [14] данных нельзя сделать вывод о предпочтительности той или иной формы, так как разные формы импульсов сравнивались при различных параметрах: энергиях, токах и других характеристиках. Такая ситуация является типичной. Разные фирмы-производители внешних электрических дефибрилляторов используют различные формы биполярных импульсов и представляют только такие экспериментальные данные, которые подтверждают наибольшую эффективность их конкретной формы импульса. Таким образом, на основе данных литературы невозможно классифицировать различные формы биполярных импульсов по степени их эффективности. Более того, зачастую различные экспериментальные данные носят противоречивый характер [9].

Следует отметить, что биполярная форма импульса для внешней электрической дефибрилляции была впервые предложена группой отечественных ученых под руководством Н. Л. Гурвича (серийный дефибриллятор с биполярной формой импульса Венина—Гурвича был создан в 1970 г. [1]). Его высокая эффективность по сравнению с эффективностью монополярного импульса получила международное признание [16]. Более того, из ряда экспериментальных исследований следует, что импульс Гурвича эффективнее некоторых других биполярных импульсов [3, 4, 18]. На основе анализа спектра существенных импульсов дефибрилляции выдвинута гипотеза, что наиболее эффективным является импульс колоколообразной формы, описываемый кривыми Гаусса [5].

Исследованы также и многофазные импульсы дефибрилляции. Получены данные, свидетельствующие о более высокой эффективности трехфазного импульса по отношению к биполярному [11]. Также установлено, что при высоком сопротивлении грудной клетки (при котором для дефибрилляции требуется большая энергия импульса) четырехфазный импульс эффективнее трехфазного [15].

Проектируемый экспериментальный внешний электрический дефибриллятор обеспечивает формирование импульсов дефибрилляции произвольной формы, в том числе и многофазных, обеспечивая реализацию всех известных форм импульсов, применяемых в серийных дефибрилляторах, и экспериментальных форм импульсов. Важной особенностью этого дефибриллятора является постоян-

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 оптико-механический 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.* // Клини. 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. *Dosdall 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 специалистами-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