

## Вывод

При электрической дефибриляции механизм ответной реакции на внешнее электрическое воздействие клеток миокарда, находящихся вдали от электродов, на расстояниях существенно больше нескольких миллиметров, может быть обусловлен наличием у биоэлектродитов собственных электрических емкостей. При этом величина трансмембранного потенциала  $u \approx -\chi_i \phi_e D_o / (D_i + D_e)$ , причем  $\chi_i = 10^{-5} - 10^{-3}$ .

## ЛИТЕРАТУРА

1. Бокерия Л. А., Ревиншвили А. Ш. // Труды Научно-практической конф. Электростимуляция-2002. — М., 2002. — С.9—11.
2. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Электродинамика сплошных сред. — М., 1982.
3. Селищев С. В. // Труды Научно-практической конф. Электростимуляция-2002. — М., 2002.
4. Терлецкий Я. П., Рыбаков Ю. П. Электродинамика. — М., 1980.
5. Efimov I. R., Aguel F., Cheng Y. et al. // Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. — 2000. — Vol. 279. — P. H1055—H1070.
6. Entcheva E., Trayanova N. A., Claydon F. J. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1999. — Vol. 46, N 3. — P. 260—270.
7. Fishler M. G. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1997. — Vol. 44, N 1. — P. 10—18.
8. Geddes L. A., Wavel W. // Biomed. Instrument. Technol. — 2000. — Vol. 34. — P. 39—54.
9. Heriquez C. S., Plonsey R. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1990. — Vol. 37, N 9. — P. 850—860.
10. Heriquez C. S., Plonsey R. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1990. — Vol. 37, N 9. — P. 850—860.
11. Langrill D. M., Roth B. J. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 2001. — Vol. 48, N 10. — P. 1207—1211.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2004

УДК 615.47.03:616.12

Б. Б. Горбунов, А. Н. Гусев, Д. В. Журинов, С. В. Селищев

## ВЫБОР И РЕАЛИЗАЦИЯ БИПОЛЯРНОЙ ФОРМЫ ИМПУЛЬСА ДЛЯ ВНЕШНИХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ДЕФИБРИЛЛЯТОРОВ

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

### Введение

По современным представлениям, биполярная форма электрического импульса наиболее эффективна для внешней дефибриляции [3—5, 7, 9, 11]. Однако до настоящего времени не существует единого мнения о наилучшей форме биполярного импульса, т. е. обладающей наилучшей эффективностью дефибриляции.

Проектирование современных внешних электрических дефибрилляторов (ВЭД) базируется, с одной стороны, на коммерческих требованиях, предъявляемых к каждому типу дефибрилляторов, с другой стороны, на множестве экспериментальных данных по эффективности дефибриляции [3].

В данной статье представлено сравнение параметров наиболее распространенных биполярных форм импульсов для ВЭД. Рассмотрены электрические схемы генераторов, используемые для формирования этих импульсов, даны рекомендации по их выбору.

12. Nighswonger G. // Medical Device & Diagnostic Industry, 2001, March (<http://www.device-link.com>).
13. Plonsey R., Barr R. C. // IEEE Eng. Med. Biol. — 1998. — Vol. 17, N 5. — P. 130—137.
14. Pumir A., Krinsky V. I. // Physica D. — 1996. — Vol. 91. — P. 205—219.
15. Rigaud B., Hamzaoui L., Frikha M. R. et al. // Physiol. Meas. — 1995. — Vol. 16. — P. A15—A28.
16. Selishchev S. V. // EMBEC'02. — Vienna, 2002. — Pt 1. — P. 712—713.
17. Sobie E. A., Susil R. C., Tung L. // Biophys. J. — 1997. — Vol. 73. — P. 1410—1423.
18. Trayanova N. A., Roth B. J., Malden L. J. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1993. — Vol. 40, N 9. — P. 899—908.
19. Trayanova N. // Herzsch. Elektrophys. — 1999. — N 10. — S. 137—148.
20. Tsai J.-Z., Will J. A., Van-Stelle S. H. et al. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 2002. — Vol. 49, N 5. — P. 472—483.
21. Tung L. // Optical Mapping of Cardiac Excitation and Arrhythmias / Eds D. S. Rosenbaum, J. Jalife. — Armonk, N. Y., 2001. — P. 313—332.

Поступила 05.02.04

## PASSIVE PROPAGATION OF THE TRANSMEMBRANE POTENTIAL INDUCED BY THE CAPACITIES OF THE MYOCARDIUM BIOELECTROLYTES IN ITS ELECTRIC DEFIBRILLATION

S.N. Rybkin, S.V. Selishchev

**Summary.** The mechanism of passive propagation of transmembrane potential (TMP), caused by the availability of their own electric capacities in bioelectrolytes, is elucidated within the framework of the bi-domain description of the myocardium electrophysiological properties. The above mechanism is related with the possibility of the external and internal bioelectrolytes and has, in respect to each other, electric charges unbalanced by their absolute capacity; it is explained by the ability of such charges to diffuse rapidly enough through bioelectrolytes and, owing to their electric induction, to intensify the TMP.

### Форма и эффективность дефибриляции биполярных импульсов ВЭД

На рис. 1 представлены наиболее распространенные биполярные формы импульсов дефибриляции, реализованные в коммерчески доступных ВЭД. Форма импульса S1 используется фирмой "Медтроник Физико-Контроль", S2 — фирмой "Филипс", S3 — реализована в отечественном дефибриляторе ДКИ-Н-04, S4 — используется фирмой "Золл", S5 — разработана и реализована в отечественном дефибриляторе ДФР-2 кафедрой биомедицинских систем МИЭТ, S6 — используется фирмой "Шиллер". Длительность импульсов S1—S3 увеличивается с ростом сопротивления нагрузки, длительность импульсов S4—S6 фиксирована, т. е. не зависит от сопротивления нагрузки. Кроме того, для импульса S5 и его форма не зависит от сопротивления нагрузки.

Исследованию эффективности дефибриляции посвящено большое количество работ. Рассмотрим результаты сравнения эффективности дефибриляции биполярными импульсами коммерческих ВЭД на основе работы [12]. Сравнили эффектив-

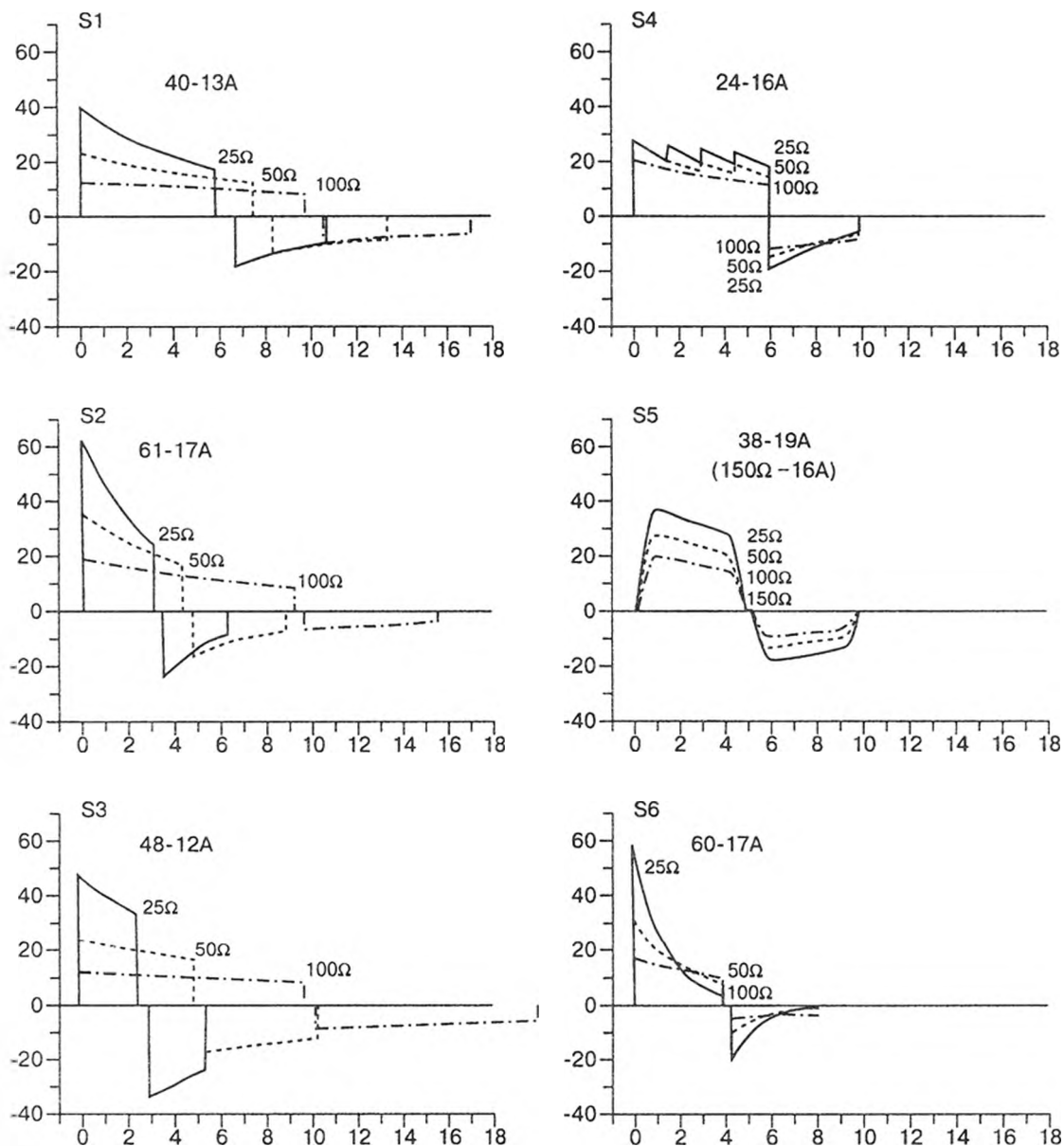


Рис. 1. Биполярные импульсы дефибрилляции: S1 — импульс фирмы "Медтроник Физио-Контрол", S2 — импульс фирмы "Филипс", S3 — импульс дефибриллятора ДКИ-Н-04, S4 — импульс фирмы "Золл", S5 — импульс дефибриллятора ДФР-2, S6 — импульс фирмы "Шиллер" (огibaющая по среднему току).

По осям абсцисс — время, мс; по осям ординат — ток, А.

ность импульсов следующих ВЭД: ЛайфПак 12 фирмы "Медтроник Физио-Контрол" (рис. 1, S1), ФорэРаннэр фирмы "Филипс" (рис. 1, S2), Фест-Сэйв фирмы "СурВиваЛинк" и ВЭД серии М фирмы "Золл" (рис. 1, S4).

На рис. 2 представлены результаты исследований. При сопротивлении нагрузки около 40 Ом эффективность дефибрилляции достаточно высока и практически одинакова для всех форм биполярных импульсов (см. рис. 2, а). При сопротивлении нагрузки около 100 Ом эффективность дефибрилляции существенно отличается для разных форм биполярных импульсов (см. рис. 2, б). На основании этих результатов авторы данного исследования делают вывод о том, что эффективность импульса S1 наиболее высока, к ней близка эффективность импульса S2, а за ними следует эффективность импульса S4, а затем эффективность импульса фирмы "СурВиваЛинк".

Однако при выборе параметров импульсов дефибрилляции для конкретного вида ВЭД авторы данной статьи следовали рекомендациям, которые фирма-производитель дает именно для этого вида ВЭД [12]. Таким образом, реально сравнивалась не столько эффективность дефибрилляции разных ВЭД, как эффективность протоколов дефибрилляции, рекомендованных фирмами-изготовителями. Эти протоколы существенно отличаются по энергетическим характеристикам. Особенно ярко отличия проявляются в рекомендованных протоколах для энергии последовательности из трех импульсов. Так, по протоколу фирмы "Медтроник Физио-Контрол" (S1) энергия первого импульса составляет 200 Дж, второго — 300 Дж, третьего — 360 Дж. По протоколу фирмы "Золл" (S4) энергия первого импульса составляет 120 Дж, второго — 150 Дж, третьего — 200 Дж.

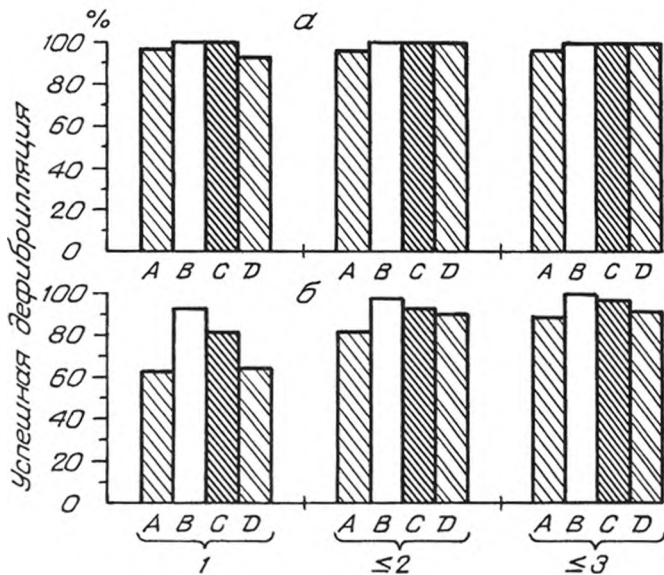


Рис. 2. Результаты исследований.

а — низкоомные сопротивления, б — высокоомные сопротивления (столбец А — "Сюрвивалинк", В — "Медтроник Физио-Контрол", С — "Филипс", D — "Золл"). По осям абсцисс: 1, 2, 3 — импульсы.

Используя эти экспериментальные данные (см. рис. 2, б), можно оценить энергетическую эффективность успешной дефибрилляции через параметр  $D = P/E$ , где  $P$  — вероятность дефибрилляции, а  $E$  — необходимая для этого энергия. Для первых импульсов:  $D(S1) \sim 0,45\%/Дж$ ,  $D(S4) \sim 0,53\%/Дж$ . Для двух импульсов:  $D(S1) \sim 0,20\%/Дж$ ,  $D(S4) \sim 0,33\%/Дж$ . Для трех импульсов:  $D(S1) \sim 0,12\%/Дж$ ,  $D(S4) \sim 0,18\%/Дж$ . Таким образом, импульс S4 энергетически эффективнее.

Как видно на рис. 1, форма импульса S5 близка к форме импульса S4, причем импульс дефибрилятора ДФР-2 при той же энергии имеет больший ток.

### Реализация импульсов дефибрилляции

Принципы реализации импульсов S1—S3 близки, поэтому их рассмотрим на примере схемы, предложенной фирмой "Медтроник Физио-Контрол" [10]. На рис. 3 изображена выходная цепь, имеющая четыре отведения (H — мост). Каждое из четырех отведений выходной цепи имеет транзисторный ключ. Включением и выключением данных транзисторов формируется отрицательная и положительная полярность импульса. Управление ключами производится микропроцессором, который осуществляет изменение длительности импульса в зависимости от сопротивления пациента. Максимальное напряжение в схеме достигает 1,5 кВ, что позволяет использовать в схеме недорогие комплектующие. Остаточное напряжение на конденсаторе при сопротивлении пациента 25 Ом равняется 450—500 В, что приводит к незначительным тепловым потерям на резистивных элементах схемы.

Принцип реализации импульса S4 представлен на рис. 4 [6]. Основным источником энергии является конденсатор C1, который заряжается при открытых транзисторных ключах Sw6 и Sw10 (цепь разомкнута) и закрытых ключах Sw1 и Sw2. Как только ключи Sw6 и Sw10 закрываются (замыкая тем самым цепь), ключи Sw1 и Sw2 открываются. Замыкание транзисторных ключей Sw2, Sw5 и Sw11, Sw12 формирует положительную полярность импульса, а замыкание ключей Sw8, Sw9, Sw4 и Sw7 формирует отрицательную полярность им-

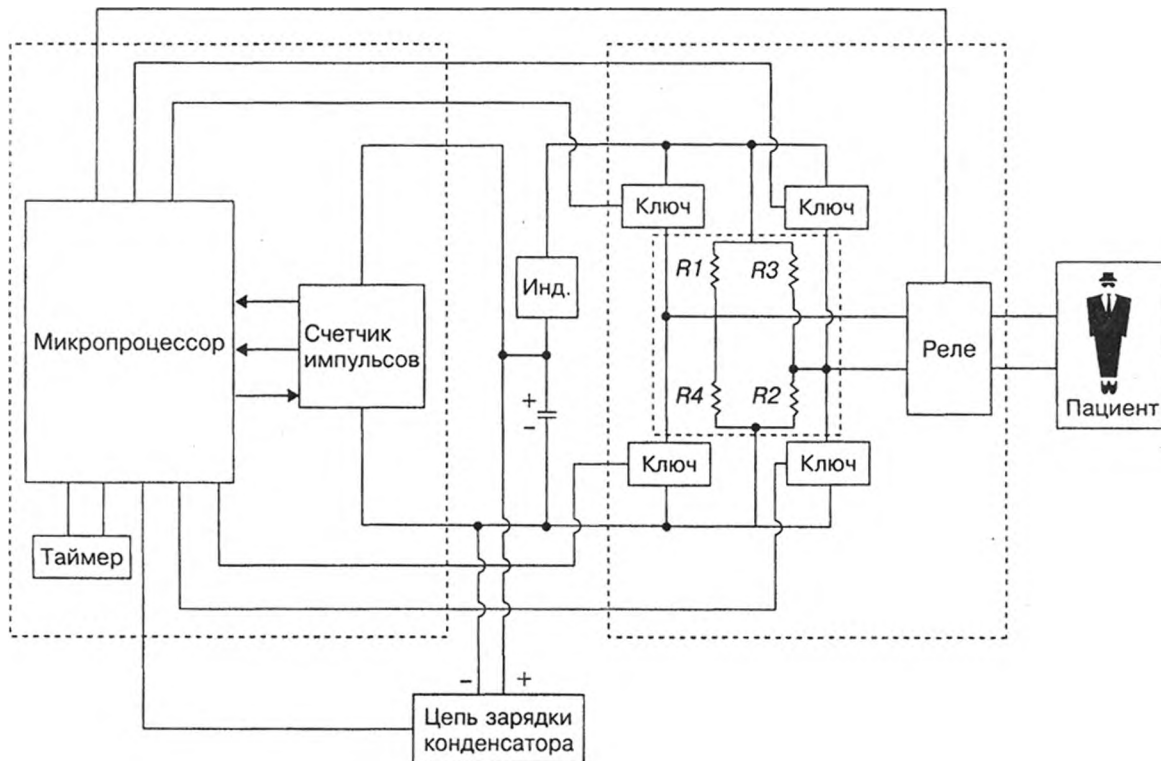


Рис. 3. Блок-схема генератора биполярной трапецидальной формы импульса фирмы "Медтроник Физио-Контрол".

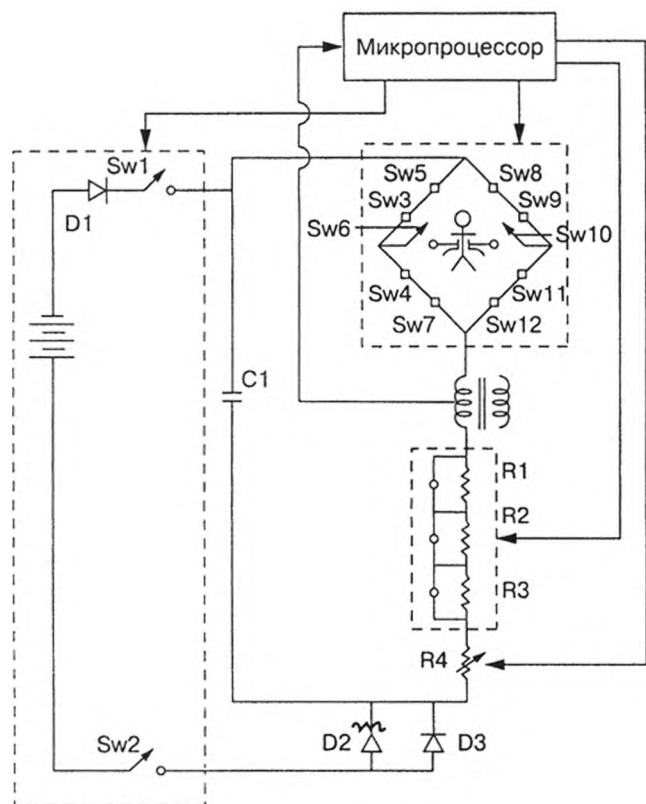


Рис. 4. Генератор импульса фирмы "Золл".

пульса. В каждую пару ключей встроен дополнительный конденсатор, который, разряжаясь вместе с конденсатором C1, и формирует пилообразные импульсы. Управление ключами осуществляется микропроцессором, который также управляет блоком сопротивлений и сопротивлением R4, предназначенным для выбора энергии, выделяемой в нагрузку. Данная схема достаточно проста и малогабаритна, максимальное напряжение в схеме достигает 1,5—1,8 кВ, что позволяет реализовать данный генератор на базе недорогих комплектующих, остаточное напряжение на конденсаторах достигает порядка 400 В.

Для реализации формы импульса S5 формирование напряжения с широтно-импульсной модуляцией осуществляет блок силовых ячеек с накопительными конденсаторами и схемой переключения полярности [1, 2]. Блок силовых ячеек подключается к пациенту через LC-фильтр низких частот, фильтрующий высокочастотные составляющие широтно-импульсной модуляции. Последовательно с блоком силовых ячеек включен резистор, используемый в качестве датчика тока, а параллельно блоку — резистивный делитель напряжения, используемый в качестве датчика напряжения. Через масштабирующие схемы, коэффициент передачи которых переключается в зависимости от заданной энергии импульса, сигналы с датчиков тока и напряжения поступают на входы обратной связи схемы управления блоком силовых ячеек. В схеме управления формируется приведенное значение текущей мощности на выходе блока силовых ячеек, которое сравнивается со значением, поступающим с выхода генератора образцовой огибающей мощности. По результатам сравнения формируются

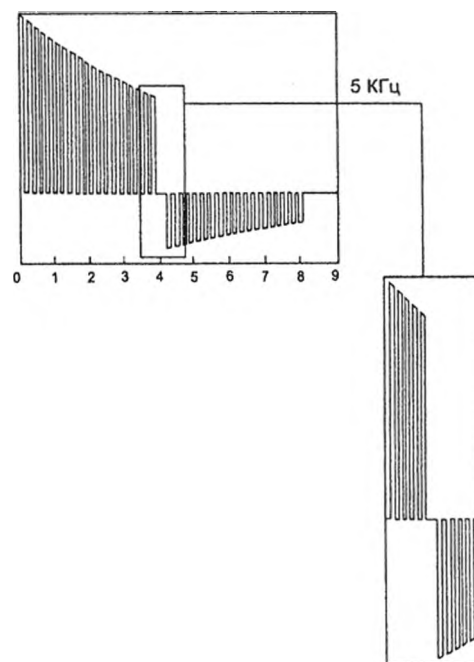


Рис. 5. Импульс, использующийся в дефибрилляторах фирмы "Шиллер".

сигналы управления блоком силовых ячеек таким образом, чтобы приблизить приведенное текущее значение мощности к текущему значению мощности на выходе генератора образцовой огибающей мощности. Изменяя форму сигнала генератора образцовой огибающей мощности, можно получать разные формы импульса на выходе дефибриллятора.

Фирмой "Шиллер" было предложено использовать биполярный трапециевидный импульс, промодулированный с частотой 5 кГц (рис. 5) [8]. Для его реализации используется безмостовая схема генератора, в которой имеются два конденсатора, обеспечивающих положительную и отрицательную фазы импульса, благодаря чему на всем диапазоне сопротивлений нагрузки обеспечивается соотношение амплитуд фаз импульса 1:0,5. Кроме того, используются два транзисторных ключа, обеспечивающих модуляцию.

### Заключение

В настоящее время не существует единой точки зрения на выбор и принципы реализации биполярной формы импульса для ВЭД. По мнению авторов данной работы, наиболее перспективны импульсы с фиксированной длительностью и формой импульса, которые возможно реализовать в мостовых и безмостовых схемах генераторов.

На кафедре биомедицинских систем МИЭТ для формирования биполярных импульсов дефибрилляции применяется широтно-импульсная модуляция в блоке силовых ячеек с накопительными конденсаторами и схемой переключения полярности. На этом принципе был разработан биполярный импульс с независимой от изменений сопротивления пациента фиксированной длительностью и формой. Данный импульс используется в отечественном дефибрилляторе ДФР-2.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф. и др. // Труды Международной конф. по биомедицинскому приборостроению Биомедприбор-2000. — М., 2000. — Т. 1. — С. 212—214.
2. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф. и др. // Биомед. технол. и радиоэлектрон. — 2001. — № 12. — С. 56—65.
3. Селищев С. В. // Труды Научно-практической конф. Электростимуляция-2002. — М., 2002. — С. 23—31.
4. Achleitner U., Rheinberger K., Furtner B. et al. // Resuscitation. — 2001. — Vol. 50. — P. 61—70.
5. Anouk P., Chapman F. W., Lank P. et al. // Resuscitation. — 2003. — Vol. 58, N 1. — P. 17—24.
6. Ayati S., Lopin M. L. Method and Apparatus for Producing Electrotherapy Current Waveform with Ripple. US Pat. 5,904,706; 1999.
7. Calle A. P., Monsieurs K. G., Buylaert W. A. // Resuscitation. — 2002. — Vol. 53. — P. 41—46.
8. Cansell A., Daskalov I. Impulses or a Series of Impulses for Defibrillation and Device to Generate Them. US Pat. 6,493,580; 2002.
9. Page R. L., Kerber R. E., Russell J. K. et al. // J. Am. Coll. Cardiol. — 2003. — Vol. 39. — P. 1956—1961.
10. Sulivan J. L., Borschowa L. A. H-bridge Circuit for Generating a High-energy Biphasic Waveform in an External Defibrillator. US Pat. US 6,175,765 B1; 2001.
11. Walcott G. P., Melnick S. B., Chapman F. W. et al. // Circulation. — 1998. — Vol. 98. — P. 2210—2215.
12. Walker R. G., Melnik S. B., Chapman F. W. et al. // Resuscitation. — 2003. — Vol. 57. — P. 73—83.

Поступила 05.02.04

## A CHOICE AND REALIZATION OF BIPOLAR PULSES FOR EXTERNAL ELECTRIC DEFIBRILLATORS

B.B. Gorbunov, A.N. Gusev, D.V. Zhirin, S.V. Selishchev

**Summary.** There is a comparison of parameters of different bipolar pulses for external electric defibrillators described in the paper. The electric schemes of generators used in pulse shaping are elucidated; the appropriate recommendations concerning their choice are defined.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2004

УДК 615.47:616.12-008.318-036.11-08]:519.24

Б. Б. Горбунов, А. Н. Гусев, С. А. Каменский, С. В. Селищев

## СРАВНЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ И ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ АЛГОРИТМОВ РАСПОЗНАВАНИЯ ШОКОВЫХ РИТМОВ СЕРДЦА

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

### Введение

Согласно терминологии американской кардиологической ассоциации (АКА), шокowymi ритмами сердца (ШРС) принято называть патологические ритмы сердечной деятельности, которые требуют немедленного проведения дефибрилляции. Ритмы сердца, для которых применение дефибрилляции не рекомендовано, называют нешоковыми (НШРС). Существуют также патологические ритмы, для которых затруднительно однозначно определить необходимость проведения дефибрилляции; их относят к группе переходных ритмов сердца (ПРС) [13]. Эффективность детектирования (распознавания) ШРС оценивается на базах данных тестовых сигналов с использованием двух основных показателей: чувствительность и избирательность. Под чувствительностью понимают отношение числа верно распознанных эпизодов с ШРС к общему числу эпизодов ШРС в тестовом сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Избирательность определяется как отношение числа верно распознанных эпизодов ШРС в тестовом сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Избирательность определяется как отношение числа верно распознанных эпизодов с НШРС к общему числу эпизодов НШРС в тестовом сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Изменения показателей эффективности вследствие влияния на обрабатываемый сигнал различных помех отражают помехоустойчивость работы алгоритмов.

Многообразие алгоритмов распознавания ШРС можно разделить на три группы: методы анализа во временной области, методы анализа в частотной области и комбинационные методы.

Наиболее распространенными линейными алгоритмами первой группы являются: метод надпороговых интервалов [4, 17] и метод линейного регрессионного анализа автокорреляционной функ-

ции [3]. К распространенным алгоритмам второй группы относятся: метод спектрального анализа электрокардиосигнала [2] и метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции [14]. Линейные алгоритмы третьей группы используют для верификации определения ШРС комбинацией нескольких алгоритмов [12], отдельно в этой группе можно выделить метод обобщенного критерия [18].

Среди нелинейных алгоритмов наибольшее распространение получили методы, использующие в своей основе различные типы нейронных сетей, корреляционный анализ обрабатываемого сигнала и эталонных образцов [8, 11, 16]. Несмотря на указания авторов о высокой эффективности нелинейных алгоритмов, их применение на практике затруднительно, в частности из-за вычислительной сложности.

В данной статье представлено сравнение линейных алгоритмов анализа, обеспечивающих простоту необходимых вычислений, а следовательно, возможность реализации в портативном устройстве, в частности в автоматическом внешнем дефибриляторе (АВД). Показано, что метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции является наиболее предпочтительным для реализации в качестве алгоритма распознавания ШРС в АВД. Показана также предпочтительность использования комбинации метода надпороговых интервалов и метода спектрального анализа для реализации в носимом внешнем дефибриляторе.

### Классификация сердечной деятельности на шоковые, переходные и нешоковые ритмы

Согласно классификации АКА [14], к ШРС относятся: крупноволновая желудочковая фибрилляция, желудочковая тахикардия без пульса.

К НШРС относятся: нормальный синусовый ритм, атриовентрикулярная тахикардия, синусовая