

4. *Suri J.S., Chang R.-F., Kathuria C., Fenster A.* Advances in Diagnostic and Therapeutic Ultrasound Imaging. – Artech House, 2008. 431 p.
5. *Minavathi M., Murali S., Dinesh M.S.* Classification of Mass in Breast Ultrasound Images Using Image Processing Techniques // International Journal of Computer Applications. 2012. Vol. 42. № 10. PP. 29-36.
6. *Андреев А.Ю., Бобков С.П.* Сегментация символов в изображении модифицированным методом жука // Современные наукоемкие технологии. 2014. Т. 37. № 1. С. 85-88.
7. *Воробель Р.А.* Цифровая обработка изображений на основе теории контрастности / Дис. д-ра техн. наук. 05.13.06. – Львов, 1999. 369 с.
8. *Li K., Guo J., Yi Z.* A collaborative contour detector by gradient and active contours for ultrasound kidney images // International Journal of Computer Mathematics. 2018. Vol. 96. № 6. PP. 1292-1312.

*Иван Александрович Егоян,
аспирант,
кафедра прикладной математики
и информатики,
ФГБОУ ВПО «Марийский
государственный университет»,*

*Дмитрий Валерьевич Пасынков,
канд. мед. наук, зав. отделением,
отделение лучевой диагностики,
ГБУ Республики Марий Эл «Республиканский
онкологический диспансер»,
г. Йошкар-Ола,
Алексей Анатольевич Колчев,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
ФГАОУ ВО «Казанский (Приволжский)
федеральный университет»,
Иван Владимирович Ключикин,
д-р мед. наук, профессор,
кафедра общей хирургии,
ФГБОУ ВО «Казанский государственный
медицинский университет» Министерства
здравоохранения Российской Федерации,
г. Казань,
Ольга Олеговна Пасынкова,
канд. мед. наук, доцент,
кафедра экологии,
ФГБОУ ВПО «Марийский
государственный университет»,
г. Йошкар-Ола,
e-mail: jung191@mail.ru*

*Б.Б. Горбунов, В.А. Востриков, Е.Э. Горохов-Мирошников,
И.В. Нестеренко, Г.В. Слюсарев*

Формирование дефибрилляционного биполярного импульса со ступенчатым регулированием его формы и фиксированной длительностью

Аннотация

Представлен силовой блок конструкции Е.Э. Горохова-Мирошникова, предназначенный для формирования дефибрилляционного биполярного импульса со ступенчатым регулированием его формы и оптимальной фиксированной длительностью (~10 мс) в диапазоне сопротивления нагрузки 25...175 Ом. Блок, сконструированный с применением электронных компонентов относительно небольшой стоимости, обеспечивает высокий коэффициент использования накопленной энергии. Приведены основные характеристики биполярного импульса, формируемого макетом силового блока. Описаны особенности конструирования силового блока для формирования дефибрилляционного импульса.

Введение

В соответствии с действующим нормативным документом: «Если дефибриллятор оборудован средствами установки непрерывной или ступенчатой выбранной энергии, то должна быть включена индикация выбранной энергии в джоулях, выраженной как номинальная энергия в джоулях, доставляемая на сопротивление нагрузки 50 Ом» [1]. Максимальное значение выбранной энергии не должно превышать 360 Дж. Доставкаемая энергия на других сопротивлениях нагрузки (25, 75, 100, 125, 150, 175 Ом) может отличаться от выбранного значения, и ее значение должно быть нормировано для всех перечисленных сопротивлений. Выходное напряжение дефибриллятора не должно превышать 5 кВ на нагрузке 175 Ом.

Хотя в нормативном документе [1] регламентированы значения энергии импульса, проведенные исследования показали, что основными параметрами, определяющими дозозависимый успех дефибрилляции, являются амплитуда тока (точнее, его среднее значение) и длительность его воздействия [2], [3].

Согласно данным [4], при устранении первичной и вторичной фибрилляций желудочков сердца суммарная эффективность биполярного квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина [5] при энергии разрядов ≤ 115 Дж может достигать 86...90 %, а при ~200 Дж – 97...100 %. Дозозависимая эффективность указанного импульса (диапазон 40...195 Дж) при ус-

транении пароксизмальной фибрилляции предсердий длительностью до 48 ч у больных с различными формами ишемической болезни сердца и сопротивлением грудной клетки 42...143 Ом представлена в публикации [6].

У некоторых современных дефибрилляторов с биполярной трапецидальной формой импульса максимальная набираемая энергия составляет не 200, а 360 Дж, что более характерно для дефибрилляторов с импульсом монополярной формы. При выбранной энергии 200 Дж применение указанных выше дефибрилляторов с биполярным трапецидальным импульсом у больных с высоким сопротивлением грудной клетки в ряде случаев не обеспечивает достаточной силы тока для проведения успешной дефибрилляции сердца. Основной причиной этого является способ формирования импульса, который заключается в непосредственном разряде накопителя энергии с фиксированной емкостью на сопротивление нагрузки. В связи с этим при увеличении сопротивления длительность импульса возрастает (нередко до значений, которые могут выходить за пределы «полезного времени раздражения сердца»), а сила тока уменьшается [2], [3], [7]-[9]. В результате для достижения большей величины тока требуется увеличивать энергию биполярного трапецидального импульса до 300...360 Дж. Следует отметить, что при высоком сопротивлении грудной клетки пока не получено убедительных клинических данных преимущества биполярных трапецидальных импульсов с увеличивающейся длительностью и максимальной энергией больше 200 Дж.

Стабилизация длительности импульса требует увеличения максимального напряжения на накопителе энергии, что повышает его стоимость. По этой причине максимальное напряжение на накопителе энергии в большинстве дефибрилляторов составляет около 2 кВ. Таким образом, использование электронных компонентов меньшей стоимости, обеспечивающих использование накопителя энергии с более высоким максимальным напряжением, является актуальной задачей.

Конструкция силового блока для формирования биполярного импульса со ступенчатым регулированием его формы и оптимальной фиксированной длительностью

Функциональная схема блока представлена на рис. 1. Блок состоит из трех идентичных двухконденсаторных ячеек А1...А3, сглаживающего индуктора L1, модуля управления А4, датчика тока А5, мощного резистора R1, включаемого транзисторным ключом К6, параллельно соединенного с транзисторным ключом и варистором FV1, разрядного тиристорного ключа К1 и мостового коммутатора полярности, состоящего из схемы гашения тока на транзисторном ключе К6, соединенного параллельно с варистором FV1 и тиристорных ключей К4, К5, К7, К8. В формировании импульса участвуют двухконденсаторные ячейки и резистор R1 с ключом К2. Последовательно соединенный с резистором R1 ключ К6 замкнут в течение всего времени формирования импульса. Размыканием ключа К2 в начале и конце формирования каждой фазы импульса обеспечивается уменьшение тока в нагрузке. Варистор FV1 служит для ограничения напряжения на транзисторном ключе К2. Резистор R1 также обеспечивает разряд конденсаторов ячеек после завершения формирования дефибрилляционного импульса через тиристорный ключ К1. Во время разряда размыкается ключ К6. Модуль управления А4, управляя коммутацией ключей в двухконденсаторных ячейках и мостовом коммутаторе полярности, задает форму дефибрилляционного импульса на сопротивлении нагрузки Rн и обеспечивает разряд оставшейся в конденсаторах ячеек энергии после завершения формирования импульса.

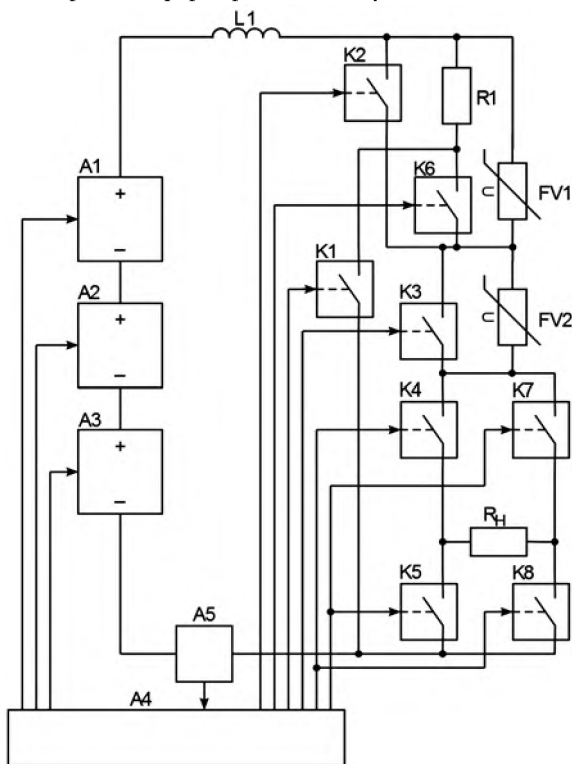


Рис. 1. Функциональная схема блока

Функциональная схема двухконденсаторной ячейки представлена на рис. 2. Идея применения конденсаторной ячейки подсказана патентом США 5461297 [10]. Ячейка содержит два

одинаковых полярных электролитических конденсатора С1 и С2, транзисторный ключ К1 и диоды D1 и D2. Конденсаторы заряжаются до одинакового напряжения, зависящего от выбранной энергии.

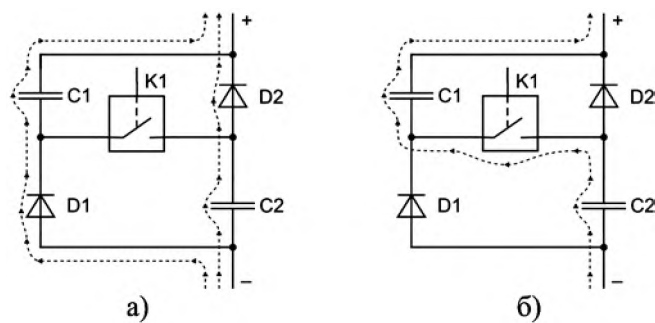


Рис. 2. Функциональная схема двухконденсаторной ячейки:
а) пути тока при разомкнутом ключе К;
б) путь тока при замкнутом ключе К

При разомкнутом ключе К (рис. 2а) конденсаторы в ячейке разряжаются параллельно через диоды D1 и D2, при этом напряжение на ячейке равно напряжению на конденсаторах и через каждый из конденсаторов С1 и С2 протекает половина тока разряда ячейки. При замкнутом ключе К (рис. 2б) напряжение на ячейке равно удвоенному напряжению на конденсаторах и ток разряда ячейки протекает через каждый из конденсаторов. Если начальное напряжение на конденсаторах ячейки было одинаковым, то в процессе разряда напряжение на них также остается одинаковым. Поскольку ток разряда проходит через все три соединенных последовательно ячейки, в ячейках с замкнутым ключом К конденсаторы разряжаются быстрее, чем в ячейках с разомкнутым ключом. Это следует учитывать при формировании дефибрилляционного импульса.

Конструирование силового блока дефибриллятора требует согласования емкости накопителя энергии с диапазоном значений сопротивления нагрузки (25...175 Ом) [11]. Например, если входящий в состав накопителя энергии конденсатор разрядился до половины от начального напряжения, то при разряде было использовано 75 % накопленной в нем энергии. С другой стороны, слишком большой разряд накопителя приведет к невозможности реализовать необходимую форму завершающей части импульса. Так как для обеспечения высокой эффективности дефибрилляционного импульса необходимо обеспечить его оптимальную длительность на всем диапазоне значений сопротивления нагрузки, накопитель энергии с фиксированной эквивалентной емкостью не подходит для совмещения двух показателей: высокой эффективности использования накопленной энергии и формирования импульса со стабильной оптимальной длительностью (~10 мс). Идеальным является накопитель энергии с динамическим изменением емкости в диапазоне, соответствующем диапазону изменения сопротивления нагрузки (175 / 25 = 7).

Эквивалентная емкость трех последовательно соединенных ячеек может динамически изменяться в четыре раза и принимать четыре значения: $C \cdot 2/3$, $C \cdot 1/3$, $C \cdot 2/9$ и $C \cdot 1/6$, где C – емкость конденсаторов в ячейках. При этом если напряжение на всех конденсаторах ячеек имеет одинаковое значение U_c , то напряжение на трех последовательно соединенных ячейках может динамически изменяться в два раза и принимать следующие значения: $U_c \cdot 3$, $U_c \cdot 4$, $U_c \cdot 5$, $U_c \cdot 6$.

Перед началом формирования первой фазы импульса замыкается ключ К3 схемы гашения тока, а затем ключи К4, К8 первой диагонали мостового коммутатора (рис. 1). Плавность нарастания напряжения на тиристорах мостового коммутатора и тока через его первую диагональ в пределах допустимых для тиристорных значений dv/dt и di/dt обеспечивают индуктор L1, прохождение тока через резистор R1 при разомкнутом ключе К6 и разомкнутые ключи К в двухконденсаторных ячейках (рис. 2).

В конце формирования первой фазы импульса прекращение протекания тока через первую диагональ мостового переключателя полярности, необходимое для гашения тиристорov, обеспечивается размыканием ключа К3, после чего индуктор напряжения на варисторе FV2 возрастает и по достижении порогового значения сопротивление варистора резко уменьшается, в результате чего индуктор разряжается на сопротивление нагрузки через варистор. Это способствует снижению значений dv/dt и di/dt , что должно исключить появление коммутационных колебаний при проведении дефибрилляции в цепи пациента. Так обеспечивают прерывание тока через первую диагональ мостового коммутатора на время, необходимое для полного восстановления запирающих свойств тиристорov. Это время должно гарантированно превышать время выключения тиристорov и зависит от предшествующего прямого тока через открытые тиристоры, амплитуды и скорости нарастания повторного прямого напряжения, формируемого второй фазой импульса при замыкании ключа К3 и ключей второй диагонали моста. Несанкционированное включение ранее выключенных тиристорov первой диагонали за счет эффекта dv/dt вызовет аварийное опрокидывание тиристорного моста.

После этого для формирования второй фазы импульса замыкается ключ К3 и затем ключи К5, К7 второй диагонали моста. Включение тиристорov в начале фаз импульса и гашение их в конце фаз всегда производится при разомкнутых ключах К ячеек А1...А3 и разомкнутом ключе К2 (в цепь разряда последовательно включен резистор R1).

Решения, примененные в блоке, защищены патентами РФ 2497274, 2510774, 2648868 и евразийской заявкой на изобретение 201700396 [12]-[15].

Методика формирования биполярного дефибрилляционного импульса со ступенчатым регулированием его формы и оптимальной фиксированной длительностью

Формирование биполярного дефибрилляционного импульса обеспечивается жесткой последовательностью управляющих сигналов ключей К в двухконденсаторных ячейках А1...А3 и ключа К2 (рис. 1), выбираемой в зависимости от значения сопротивления нагрузки R_n . Управляющие сигналы ключа К2 и ключей мостового переключателя полярности заданы независимо от значения сопротивления нагрузки.

В исходном состоянии ключи К в двухконденсаторных ячейках А1...А3 и все остальные ключи, кроме замкнутого ключа К6, разомкнуты. Для формирования дефибрилляционного импульса выполняется следующая последовательность действий:

- 1) выбирают энергию импульса;
- 2) конденсаторы в ячейках заряжаются до уровня, установленного для выбранной энергии;
- 3) замыкается ключ К3 и затем ключи К4 и К8;
- 4) по показаниям датчика тока А5 определяется значение сопротивления нагрузки R_n ;
- 5) в соответствии с измеренным значением сопротивления нагрузки выбирается последовательность управляющих сигналов ключей двухконденсаторных ячеек А1...А3, обеспечивающая формирование импульса;
- 6) в конце формирования второй фазы импульса для полного разряда конденсаторных ячеек через резистор R1 размыкается транзисторный ключ К6 и замыкается тиристорный ключ К1.

Параметры макета силового блока для формирования биполярного импульса

Макет блока формирования биполярного дефибрилляционного импульса изготовлен со следующими параметрами: конденсаторы накопителя энергии в ячейках емкостью 390 мкФ с максимальным напряжением зарядки 460 В при выбранной

энергии 200 Дж, при этом накопленная энергия составляет 248 Дж, а суммарное начальное напряжение на последовательно соединенных конденсаторах накопителя энергии – 2,76 кВ; индуктор L1 3 мГн, 3 Ом; резистор R1 51 Ом; форма импульса, близкая к биполярному квазисинусоидальному импульсу Гурвича-Венина [5]; длительность первой фазы 5 мс; длительность второй фазы 4 мс; пауза между фазами импульса 0,5 мс. Фотография макета блока, испытанного многократными разрядами с максимальной энергией, представлена на рис. 3. Форма дефибрилляционного импульса при выбранной энергии 200 Дж в пределах диапазона сопротивления нагрузки 25...175 Ом представлена на рис. 4, значения параметров импульса приведены в табл. 1.

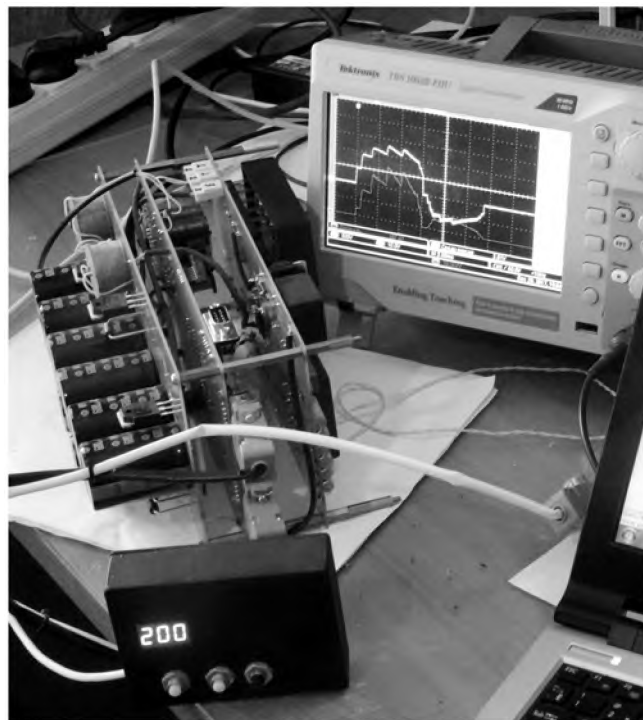


Рис. 3. Внешний вид макета силового блока формирования биполярного дефибрилляционного импульса

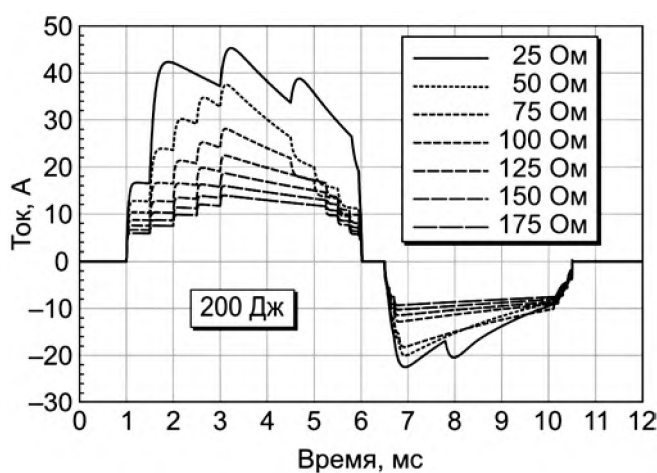


Рис. 4. Форма биполярного импульса со ступенчатым регулированием его формы и фиксированной длительностью при выбранной энергии 200 Дж на диапазоне сопротивлений нагрузки 25...175 Ом

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования РФ в рамках государственного задания № 20.9216.2017/6.7.

Список литературы:

- ГОСТ Р МЭК 60601-2-4-2013 Изделия медицинские электрические. Часть 2-4. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к кардиодефибрилляторам.
- Chen B., Yu T., Ristagno G., Quan W., Li Y. Average current is better than peak current as therapeutic dosage for biphasic waveforms in a ventricular fibrillation pig model of cardiac arrest // Resuscitation. 2014. Vol. 85. № 10. PP. 1399-1404.
- Tang W., Weil M.H., Sun S., Jorgenson D., Morgan C., Klouche K., Snyder D. The effects of biphasic waveform design on post-resuscitation myocardial function // Journal of the American College of Cardiology. 2004. Vol. 43. № 7. PP. 1228-1235.
- Востриков В.А., Сыркин А.Л., Холин П.В., Разумов К.В. Внутрибольничная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного квазисинусоидального импульса // Кардиология. 2003. Т. 43. № 12. С. 51-58.
- Востриков В.А., Горбунов Б.Б. Игорь Викторович Венин и его вклад в разработку отечественных дефибрилляторов // Общая реаниматология. 2013. Т. 9. № 5. С. 68-73.
- Востриков В.А., Разумов К.В. Эффективность электрической кардиоверсии пароксизмальной фибрилляции предсердий при использовании биполярного квазисинусоидального импульса у больных ишемической болезнью сердца // Общая реаниматология. 2014. Т. 10. № 2. С. 41-49.
- Li Y., Ristagno G., Yu T., Bisera J., Weil M.H., Tang W. A comparison of defibrillation efficacy between different impedance compensation techniques in high impedance porcine model // Resuscitation. 2009. Vol. 80. № 11. PP. 1312-1317.
- Ristagno G., Yu T., Quan W., Freeman G., Li Y. Current is better than energy as predictor of success for biphasic defibrillatory shocks in a porcine model of ventricular fibrillation // Resuscitation. 2013. Vol. 84. № 5. PP. 678-683.
- Anantharaman V., Wan P.W., Tay S.Y., Manning P.G., Lim S.H., Chua S.J., Mohan T., Rabind A.C., Vidya S., Hao Y. Role of peak current in conversion of patients with ventricular fibrillation // Singapore Medical Journal. 2017. Vol. 58. № 7. PP. 432-437.
- Crafford I.D. Series-parallel switchable capacitor charging system / Патент США № 5461267; опублик. 24.05.1993 г.
- Востриков В.А., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Нестеренко И.В. Способ стабилизации длительности трапецидального биполярного дефибрилляционного импульса и устройство для его применения / Евразийский патент № 26549; опублик. 28.04.2017 г.
- Горохов-Мирошников Е.Э., Козидубов Е.Н. Формирователь импульсов энергии с регулируемой формой / Патент РФ № 2497274; опублик. 27.10.2013 г.
- Горохов-Мирошников Е.Э. Высоковольтный коммутатор с динамическим ограничением энергии / Патент РФ № 2510774; опублик. 10.04.2014 г.
- Горохов-Мирошников Е.Э. Способ и устройство формирования импульса дефибрилляции / Патент РФ № 2648868; опублик. 28.03.2018 г.
- Горохов-Мирошников Е.Э. Способ разряда перестраиваемой батареи конденсаторов при дефибрилляции / Евразийская заявка на изобретение № 201700396; заявл. 5.09.2017 г.

Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер,

Институт биомедицинских систем,

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,

г. Зеленоград, г. Москва,

Вячеслав Александрович Востриков,

д-р мед. наук, ведущий научный сотрудник,

НИИ общей реаниматологии им. В.А. Неговского,

ФНКЦ реаниматологии и реабилитологии,

г. Москва,

Евгений Эдуардович Горохов-Мирошников,

руководитель,

СКБ полупроводниковых приборов,

г. Ставрополь,

Игорь Валерьевич Нестеренко,

ведущий инженер,

Институт биомедицинских систем,

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,

г. Зеленоград, г. Москва,

Геннадий Васильевич Слюсарев,

д-р техн. наук, профессор,

Северо-Кавказский федеральный университет,

г. Ставрополь,

e-mail: boris.b.gorbunov@org.miet.ru

Таблица 1

Значения параметров импульса при выбранной энергии 200 Дж в зависимости от сопротивления нагрузки

Параметр	Значение параметра при сопротивлении нагрузки, Ом						
	25	50	75	100	125	150	175
Амплитуда первой фазы импульса, А	45,3	37,5	28,1	22,5	18,7	16,0	13,9
Средний ток первой фазы импульса, А	34,6	24,3	18,7	16,0	13,5	11,7	10,3
Отношение амплитуд второй фазы к первой	0,50	0,53	0,65	0,57	0,61	0,64	0,67
Энергия импульса, Дж	186	204	201	183	170	158	147
Коэффициент использования накопленной энергии	0,75	0,82	0,81	0,74	0,69	0,64	0,59