

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ / TECHNICAL SCIENCES

2.4.2. Электротехнические комплексы и системы

Научная статья

УДК 621.3

<https://doi.org/10.37493/2307-907X.2025.3.1>



ВЫСОКОВОЛЬТНЫЙ БЛОК ДЕФИБРИЛЛЯТОРА С ПОВЫШЕННОЙ ОТДАЧЕЙ ЭНЕРГИИ ОТ УПРАВЛЯЕМОГО КОНДЕНСАТОРНОГО НАКОПИТЕЛЯ

Евгений Эдуардович Горохов-Мирошников¹, Геннадий Васильевич Слюсарев^{2*}

^{1,2} Северо-Кавказский федеральный университет (д. 1, ул. Пушкина, Ставрополь, 355017, Российская Федерация)

¹ eegm@mail.ru; <https://orcid.org/0009-0009-8847-0210>

² gslusarev@ncfu.ru; <https://orcid.org/0000-0003-3070-4132>

* Автор, ответственный за переписку

Аннотация. Введение. Известно, что сочетание основных параметров дефибрилляционного импульса, таких как его длительность, крутизна переднего фронта, амплитуда тока, энергия и форма, соотношение амплитуд фаз, должно обеспечивать терапевтический эффект при минимальном повреждении сердца. Поддержание параметров импульса осложняется зависимостью от сопротивления разрядной цепи, определяемой сопротивлением грудной клетки пациента. **Цель.** Исследование возможности улучшения терапевтической эффективности и безопасности дефибрилляции при снижении потребности дефибриллятора в энергии для формирования дефибрилляционного импульса. **Материалы и методы.** Рассмотрены методы компенсации сопротивления грудной клетки пациента при дефибрилляции. Эффективность и безопасность дефибрилляции во многом определяются возможностью дефибриллятора регулировать ток и энергию дефибрилляционного импульса. Дефибрилляторы, реализующие метод регулирования параметров импульса на основе энергии, обеспечивают зависимость длительности импульса от сопротивления цепи разряда и не обладают достаточной терапевтической эффективностью для пациентов с высоким значением сопротивления грудной клетки. Дефибрилляторы, использующие метод регулирования параметров импульса на основе тока, более эффективны, так как обеспечивают оптимальные длительности дефибрилляционного импульса с минимальной энергией в пределах возможных значений сопротивления цепи пациента. **Результаты и обсуждение.** Экспериментально подтверждено, что принципиальное значение для достижения терапевтического эффекта имеет форма дефибрилляционного импульса. Анализ формы импульса дефибрилляторов массовых серий выпуска выявил, что в них не применяются импульсы с пологим фронтом, обладающие дополнительной терапевтической ценностью. Установлено, что возможно сформировать импульс с практически постоянной отдаваемой энергией в широком диапазоне сопротивлений пациента. На модели предложенного высоковольтного блока показана возможность увеличения отдаваемой энергии от конденсаторной батареи при формировании импульса оптимальной длительности с пологим фронтом. При этом применены параллельно-последовательные перестройки конденсаторов батареи, алгоритм которых планируют в зависимости от сопротивления грудной клетки пациента, что позволяет повысить величину отдаваемой энергии более 8 5% от накопленной энергии конденсаторной батареи. **Заключение.** Полученные результаты могут быть использованы для создания нового поколения серийных дефибрилляторов с улучшенными терапевтическими возможностями и сниженными производственными затратами.

Ключевые слова: дефибрилляция, управляемая конденсаторная батарея, бифазный импульс, импульс с пологим фронтом, высоковольтный блок

Для цитирования: Горохов-Мирошников Е. Э., Слюсарев Г. В. Высоковольтный блок дефибриллятора с повышенной отдачей энергии от управляемого конденсаторного накопителя // Вестник Северо-Кавказского федерального университета. 2025. № 3 (108). С. 9–22. <https://doi.org/10.37493/2307-907X.2025.3.1>

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Статья поступила в редакцию 17.03.2025;

одобрена после рецензирования 18.04.2025;

принята к публикации 24.04.2025.

Research article

HIGH-VOLTAGE DEFIBRILLATOR UNIT WITH INCREASED ENERGY OUTPUT FROM A CONTROLLED CAPACITOR STORAGE

Evgeny E. Gorokhov-Miroshnikov¹, Gennady V. Slyusarev^{2*}

^{1,2} North-Caucasus Federal University (1, Pushkin str., Stavropol, 355017, Russian Federation)

¹ eegm@mail.ru; <https://orcid.org/0009-0009-8847-0210>

² gslyusarev@ncfu.ru; <https://orcid.org/0000-0003-3070-4132>

* Corresponding author

Abstract. Introduction. It is known that the combination of the main parameters of the defibrillation pulse, such as its duration, leading edge steepness, current amplitude, energy and shape, phase amplitude ratio, should provide a therapeutic effect with minimal damage to the heart. Maintaining the pulse parameters is complicated by the dependence on the discharge circuit resistance determined by the patient's chest resistance. **Goal.** The study aims to specify the possibility of improving the therapeutic efficacy and safety of defibrillation while reducing the defibrillator's need for energy to generate a defibrillation pulse. **Materials and methods.** The methods of compensating for the patient's chest resistance during defibrillation are considered. The effectiveness and safety of defibrillation are largely determined by the defibrillator's ability to regulate the current and energy of the defibrillation pulse. Defibrillators that implement the method of regulating pulse parameters based on energy provide dependence of the pulse duration on the discharge circuit resistance and do not have sufficient therapeutic efficacy for patients with a high chest resistance. Defibrillators using the method of regulating the pulse parameters based on the current are more effective, as they provide optimal durations of the defibrillation pulse with minimum energy within the possible values of the patient's circuit resistance. **Results and discussion.** It has been experimentally confirmed that the shape of the defibrillation pulse is of fundamental importance for achieving the therapeutic effect. Analysis of the pulse shape of mass-produced defibrillators revealed that they do not use pulses with a flat front, which have additional therapeutic value. It has been established that it is possible to form a pulse with a virtually constant output energy in a wide range of patient resistances. The model of the proposed high-voltage unit shows the possibility of increasing the energy output from the capacitor bank when forming a pulse of optimal duration with a flat front. In this case, parallel-series restructuring of the battery capacitors is used, the algorithm of which is planned depending on the resistance of the patient's chest, which allows increasing the amount of energy given off by more than 85% of the accumulated energy of the capacitor bank. **Conclusion.** The obtained results can be used to create a new generation of mass-produced defibrillators with better therapeutic capabilities and reduced production costs.

Keywords: defibrillation, controlled capacitor bank, biphasic pulse, flat-front pulse, high-voltage unit

For citation: Gorokhov-Miroshnikov EE, Slyusarev GV. High-voltage defibrillator unit with increased energy output from a controlled capacitor storage. Newsletter of North-Caucasus Federal University. 2025;3(108):9-22. (In Russ.). <https://doi.org/10.37493/2307-907X.2025.3.1>

Conflict of interest: the authors declare no conflicts of interests.

The article was submitted 17.03.2025;

approved after reviewing 18.04.2025;

accepted for publication 24.04.2025.

Введение / Introduction. Возможные значения сопротивления грудной клетки пациента (далее СГК) при дефибрилляции рассмотрены в работе [1], где отмечено, что СГК может принимать значения в диапазоне 12–210 Ом в зависимости от индивидуальных особенностей пациента. В современных моделях дефибрилляторов используются различные методы компенсации СГК. Широкое распространение получил метод прогнозирования СГК до заряда накопителя энергии. Применение этого метода позволяет зарядить накопитель энергии до напряжения, которое соответствует прогнозируемому значению СГК. Чаще всего прогнозирование СГК используют в дефибрилляторах в сочетании с методом компенсации СГК на основе регулирования энергии, когда для получения требуемой пациенту энергии импульса регулируют его длительность в зависимости от значения СГК. В результате длительность фаз импульса при высоких значениях СГК значительно выходит за пределы оптимальной длительности 10 мс, то есть за пределы полезного времени раздражения сердца, что, в свою очередь, снижает среднее значение тока импульса и его терапевтическую эффективность. Пациенты с высоким значением СГК, более 100 Ом, находятся в зоне риска. Увеличение тока за счёт наращивания энергии приводит к морфологическим и функциональным повреждениям пациента.

В работе [2] показано, что такие методы практически не устранили взаимосвязи между высоким значением СГК и неудачей при дефибрилляции, а попытки прогнозирования СГК путём

соответствующих измерений не могут обеспечить высокой точности [3]. В более ранних исследованиях [4] также подтверждено, что увеличение длительности фаз импульса более 10 мс и нарушение оптимального соотношения их длительности, снижают терапевтическую эффективность. Но такие методы позволяют использовать относительно невысокое напряжение заряда конденсаторов (около 2000 В), уменьшить размеры ёмкостного накопителя и, соответственно, себестоимость самого дефибриллятора. Для дальнейшего снижения себестоимости в конструкцию дефибриллятора закладывается конденсаторный накопитель энергии заниженной ёмкости, что приводит к отрицательной допустимой погрешности на максимальной устанавливаемой энергии. При этом производители дефибрилляторов преследуют свою выгоду, а новые разработки отечественных дефибрилляторов, основанные на применении отмеченных выше методов, обеспечивают ограниченную терапевтическую эффективность.

Для устранения недостатков, присущих отечественным дефибрилляторам, авторами поставлена цель – исследовать возможности улучшения терапевтической эффективности и безопасности дефибрилляции при снижении потребности дефибриллятора в энергии конденсаторного накопителя.

Материалы и методы исследований / Materials and methods of research. В дефибрилляторах с компенсацией СГК за счёт регулирования энергии импульса для формирования требуемого тока (метод на основе регулирования тока) терапевтическая эффективность заметно выше при значениях СГК выше 100 Ом. Это связано с тем, что длительность импульса поддерживается постоянной на оптимальном для дефибрилляции уровне. При этом конденсаторный накопитель энергии заряжают исходя из ожидаемой потребности в энергии для всех возможных значений СГК.

Клинические данные [5] подтверждают большую вероятность неудачи при последнем разряде при использовании метода компенсации СГК пациента на основе энергии по отношению к методу на основе тока. Но дефибрилляторы на основе тока с оптимальной длительностью импульса сложнее в производстве и имеют более высокую себестоимость. При этом следует отметить, что официальные рекомендации по дефибрилляции значительно отстают от современных исследований. Серьёзной проблемой при сравнении современных дефибрилляторов является разнообразие применяемых в них технологий формирования дефибрилляционного импульса и различия в формах импульсов, уровнях энергии и длительностях [6].

В исследованиях метода дефибрилляции на основе регулирования тока R. E. Kerber и др. [7] описаны эксперименты по улучшению показателей дефибрилляции. Показаны негативные последствия для пациентов при завышении амплитуды тока, а также приведены результаты экспериментальных исследований по повышению выживаемости пациентов с высоким значением СГК. Для экспериментов использовались два дефибриллятора – стандартный и модернизированный. Применение модернизированного варианта дефибриллятора позволило удвоить энергию для пациентов с высоким значением СГК, превышающим 70 Ом. Для таких пациентов модернизированный и стандартный дефибрилляторы показали успех дефибрилляции 75 % и 36 % соответственно. Всего было проведено 1009 разрядов для 347 пациентов. При этом наблюдалась чёткая связь между пиковым током и успешностью разряда. Результаты этих исследований были учтены при создании новых дефибрилляторов. К примеру, поставляемые в Россию в промышленных масштабах дефибрилляторы Zoll (США) показали себя с лучшей стороны для пациентов с высоким значением СГК. Форма импульсов дефибрилляторов поддерживается условно при изменении СГК пациента [8]. Но важно то, что в этих дефибрилляторах при постоянной длительности фаз импульса 10 мс, отдаваемая энергия растёт с увеличением СГК, а не падает, как у других моделей дефибрилляторов. Так, в дефибрилляторах ZOLL R Series® при установленной энергии 200 Дж на сопротивлении 50 Ом можно получить отдаваемую энергию 230 Дж, а на сопротивлении 175 Ом – 260 Дж. При этом на сопротивлении 175 Ом средний ток импульса первой фазы составляет 13,2 А, амплитуда импульса 15,6 А при накопленной энергии в конденсаторе 380 Дж.

Объективно производитель оборудования заинтересован в снижении себестоимости дефибриллятора, что при отсутствии прогрессивных технических решений заведомо означает отказ от более высоких терапевтических результатов. Для современных дефибрилляторов на основе тока отдаваемая пациенту энергия составляет около 60 % от накопленной энергии. Это связано с тем, что высвобождение энергии прерывается при снижении напряжения в конденсаторной батарее до определённого уровня [9, 10, 11], при котором лечебный эффект уже невозможен. Повышающий высоковольтный преобразователь, не обладающий высокой эффективностью, заряжает высоковольтные конденсаторы энергией, которая не будет использована полностью. Для заряда конденсаторной батареи требуется дополнительное время, что заметно задерживает дефибрилляцию. В этом случае требуется более мощный импульсный высоковольтный преобразователь энергии, получающий электропитание от автономного низковольтного источника напряжения 9–12 В. При формировании импульса энергия заряда конденсаторного накопителя дополнительно рассеивается на внутренних элементах дефибриллятора, прежде всего на токоограничивающих и защитных компонентах. Таким образом, накопительные конденсаторы, высоковольтный преобразователь, источники питания (аккумуляторная батарея и сетевой преобразователь), устройства охлаждения обладают повышенными мощностью, габаритами, массой и, соответственно, ценой. Ещё больше накопленной энергии требуется для формирования наиболее эффективных для дефибрилляции форм импульсов. Так, в более ранних [4] и современных исследованиях [12, 13] показано, что импульс с пологим фронтом обеспечивает меньшие повреждения сердечных тканей и более низкий порог дефибрилляции по сравнению с импульсами традиционной трапециoidalной формы.

При разработке дефибриллятора возникает противоречие между потребностями снижения себестоимости и массы дефибриллятора, с одной стороны, и повышением его терапевтической эффективности и безопасности, с другой стороны. Для разрешения этого противоречия авторами решены задачи повышения отдачи энергии от управляемой конденсаторной батареи с практически полным её разрядом при формировании дефибрилляционного импульса и оптимизации его формы.

Для формирования импульса с пологим фронтом с отдаваемой энергией 200 Дж уменьшение потребности в накопленной энергии до уровня, не превышающего 300 Дж, позволило бы снизить массу и себестоимость производства высоковольтного блока дефибриллятора на 20–30 %.

При решении поставленных задач выбрано техническое решение, основанное на высвобождении энергии из конденсаторной батареи с использованием управляемых параллельно-последовательных перестроек её заряженных конденсаторов. Преимущества такой конденсаторной батареи для формирования ступенчатого импульса произвольной формы подробно рассмотрены в работах [14, 15], в которых предложено использовать многократные параллельно-последовательные перестройки схем разряда конденсаторов в ходе формирования дефибрилляционного импульса с учётом текущего значения СГК. При этом длительность импульса может корректироваться или оставаться неизменной. В качестве средства регулирования тока предложено использовать переключаемую конденсаторную группу, для которой необходимы как минимум два отдельных конденсатора. Она может быть представлена в виде эквивалентного конденсатора с двумя значениями ёмкости и напряжения в зависимости от состояния управляющего ключа. Эквивалентный конденсатор одной конденсаторной группы может образовывать отдельный конденсатор для другой конденсаторной группы.

В работе [15] в качестве примера показан наиболее предпочтительный вариант для реализации конденсаторной батареи дефибриллятора с последовательным соединением трёх-, двухконденсаторных групп с изменением напряжения на выходе батареи до 2 раз. Кроме того, возможен четырёхконденсаторный вариант с таким же числом ключей, но с изменением напряжения до 4 раз. Но для целей оптимизации накопленной энергии предпочтительна двухконденсаторная схема, которая обеспечивает равномерный разряд конденсаторов, или конденсаторная батарея с по-

следовательным соединением нескольких таких схем. При этом разряд каждого из конденсаторов батареи не прерывается в течение всей фазы импульса.

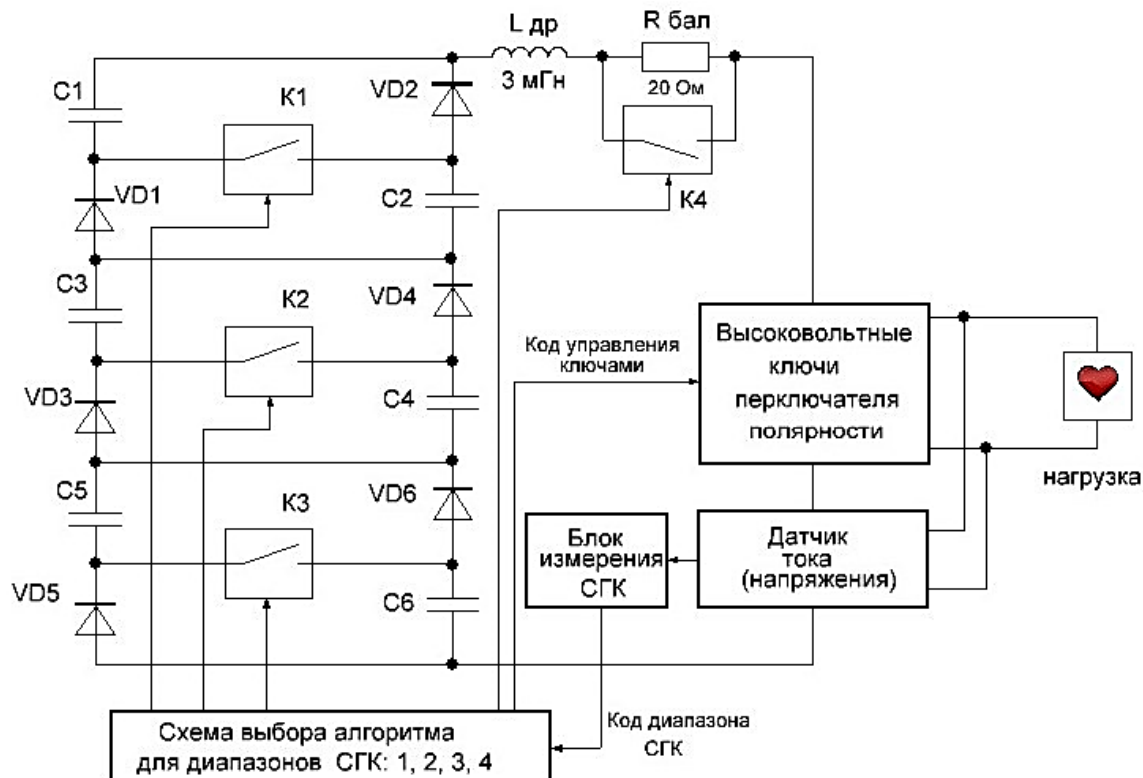


Рис. 1. Функциональная схема высоковольтного блока дефибриллятора с управляемой конденсаторной батареей / Fig. 1. Functional diagram of a high-voltage defibrillator unit with a controlled capacitor bank

*Источник: составлено авторами / Source: compiled by the authors

На рисунке 1 представлена функциональная схема блока дефибриллятора с управляемой конденсаторной батареей с последовательным соединением предварительно заряженных трёх-, двухконденсаторных групп (C1-C2, C3-C4, C5-C6) для получения максимального значения отдаваемой энергии в нагрузку. Ключи K1-K3 обеспечивают динамические параллельно-последовательные перестройки соответствующих конденсаторных групп. Ключ K4 шунтирует балластный резистор. Датчик тока (напряжения) позволяет определить значение СГК пациента в любой момент формирования импульса. Ключи K1-K4 и высоковольтные ключи переключателя полярности, обеспечивающего формирование бифазного импульса, находятся под управлением схемы выбора алгоритма. Высоковольтные ключи переключателя полярности обеспечивают формирование положительной и отрицательной фазы импульса, межфазной паузы и блокируют ток разряда заряженных конденсаторов C1-C6.

Предлагаемый метод дефибрилляции основан на регулировке напряжения заряда конденсаторов, которое определяет установленную энергию. Измерение СГК пациента производится после заряда конденсаторов в начале формирования дефибрилляционного импульса, а затем устанавливается диапазон сопротивлений, к которому относится измеренное значение СГК. После установки диапазона сопротивлений схема выбора алгоритма запускает соответствующую систему команд для управления всеми ключами блока (см. рисунок 1). Разбиение фаз формирования

импульса на отдельные интервалы времени с определённым для каждого интервала сочетанием схем соединения конденсаторов батареи и ключей переключателя полярности производится для получения бифазного импульса, обеспечивающего снижение порога дефибрилляции. Системы команд заранее планируются под конкретные требования к формируемому импульсу и отлаживаются на компьютерном симуляторе программы для аналогового и цифрового моделирования электрических и электронных цепей с интегрированным визуальным редактором Micro-Cap (разработка фирмы Spectrum Software). С применением симулятора получена модель переключаемого конденсаторного накопителя энергии, позволяющего определять значения тока, энергии, остаточного заряда каждого конденсатора C1-C6 в любой момент времени для требуемой нагрузки (СГК).

В таблице 1 приведены параметры конденсаторной батареи.

Таблица 1 / Table 1

Параметры конденсаторной батареи при установленной энергии 200 Дж / Parameters of the capacitor bank at an installed energy of 200 J

Наименование параметра	Значение параметра
Ёмкость отдельного конденсатора (C1-C6), мкФ	270
Число конденсаторов, шт.	6
Напряжение заряда каждого конденсатора ($U_{c1} \dots U_{c6}$)	540
Максимальное напряжение на конденсаторной батарее в режиме хранения заряда, В	1 620
Максимальное напряжение на конденсаторной батарее в режиме формирования импульса, В	3 000
Начальная накопленная энергия батареи $W_{\text{нак}}$, Дж	236
Сопротивление балластного коммутируемого резистора в цепи конденсаторной батареи $R_{\text{бал}}$, Ом	20
Индуктивность дросселя в цепи конденсаторной батареи, мГн	3
Активное сопротивление дросселя, Ом	6

* Источник: составлено авторами / Source: compiled by the authors

В таблице 2 авторами приведены результаты моделирования параметров импульса посредством функциональной схемы, представленной на рисунке 1.

Таблица 2 / Table 2

Параметры бифазного импульса с пологим фронтом при установленной энергии 200 Дж / Parameters of a biphasic pulse with a flat front at a set energy of 200 J

Квазисинусоидальный бифазный импульс							
	25	50	75	100	125	150	175
Амплитуда тока первой фазы, А	39	34	26	25	21	18	16
Средний ток первой фазы, А	32	27	21	18	16	13	12
Отдаваемая энергия $W_{\text{отд}}$, Дж	152	203	209	207	203	206	200
Остаточная энергия $W_{\text{ост}}$, Дж	2,2	3,3	7,9	9,8	17,7	18,9	26,8
Суммарные потери накопленной энергии, Дж	84	33	27	29	33	30	36
Соотношение амплитуд фаз импульса	0,56	0,53	0,66	0,52	0,62	0,56	0,6
Коэффициент использования энергии ($\eta = W_{\text{отд}} / W_{\text{нак}}$)	0,64	0,86	0,89	0,88	0,86	0,87	0,85
Длительность положительной фазы, мс	5	5	5	5	5	6	6
Длительность отрицательной фазы, мс	4						
Длительность межфазной паузы, мс	0,5						

Из данных таблиц 1 и 2 следует, что при начальной накопленной энергии 236 Дж можно сформировать импульс с практически постоянной отдаваемой энергией 200 Дж в диапазоне сопротивлений нагрузки (СГК) 50-175 Ом. При этом по мере роста СГК пациента падает значение отдаваемой энергии конденсаторной батареи. Значение отдаваемой энергии при высоких значениях СГК (175 Ом и более) можно было бы повысить посредством дополнительного увеличения длительности импульса первой фазы, что приведёт к снижению среднего тока импульса и соответственно снижению его терапевтической эффективности импульса.

В таблице 3 приведены границы программируемых условных диапазонов СГК, используемых для управления конденсаторными группами.

Таблица 3 / Table 3

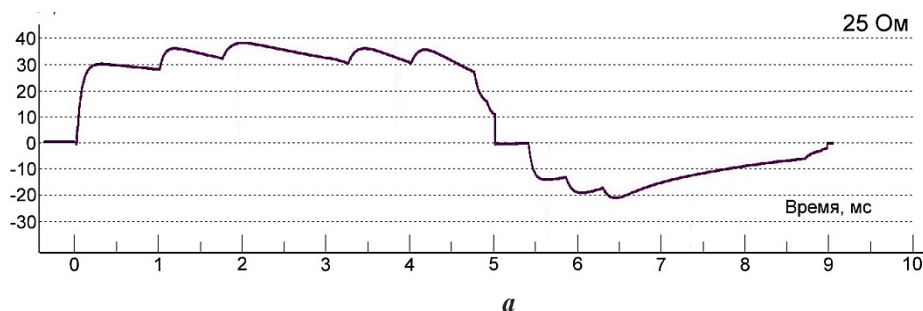
Границы условных диапазонов СГК / The boundaries of the conditional ranges of CR

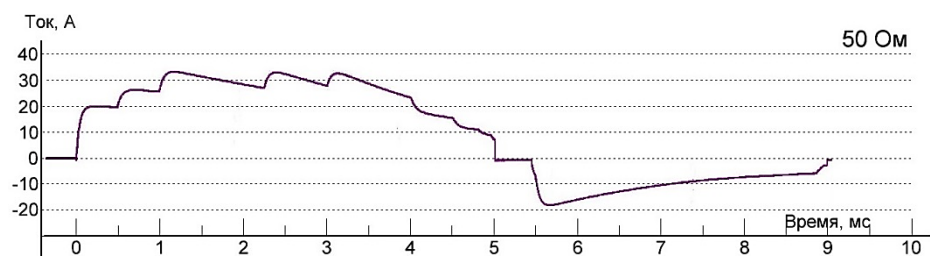
Наименование параметра	Программируемый диапазон сопротивления грудной клетки (СГК), Ом							
	1-й (12-39)		2-й (40-90)		3-й (91-140)		4-й (141-250)	
	12	40	40	90	90	140	140	250
Отдаваемая энергия на краях диапазона СГК при установленной энергии 200 Дж ($U_{c1} \dots U_{c6}$) = 540 В	110	175	198	208	206	200	207	180
Отдаваемая энергия на краях диапазона СГК при установленной энергии 150 Дж ($U_{c1} \dots U_{c6}$) = 470 В	84	132	150	157	155	150	160	140

* Источник: составлено авторами / Source: compiled by the authors

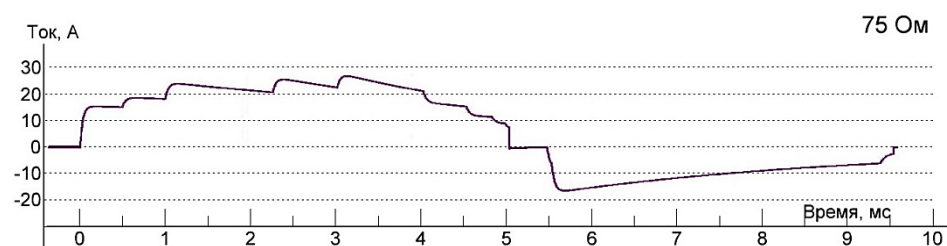
При этом следует выполнить требование стандарта [16] в том, что увеличение (или снижение) выбранной энергии должно приводить к соответствующему увеличению (или снижению) отдаваемой энергии. Выполнение этого требования подтверждается данными таблицы 3 для значений отдаваемой энергии на границах смежных диапазонов при изменении оператором установленной энергии в сторону её увеличения от 150 до 200 Дж (или уменьшения от 200 до 150 Дж).

На рисунке 2 приведены временные диаграммы импульса с пологим фронтом (по типу квазисинусоидального импульса) для значений сопротивления нагрузки 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175 Ом и максимальной устанавливаемой энергии 200 Дж. При потребности в снижении устанавливаемой энергии, снижают напряжение заряда конденсаторов. Алгоритмы управления ключами К1-К4 (см. рисунок 1) остаются неизменными, при этом форма импульса, значения коэффициента η , соотношения амплитуд фаз тока совпадают со значениями, приведёнными на рисунке 2.

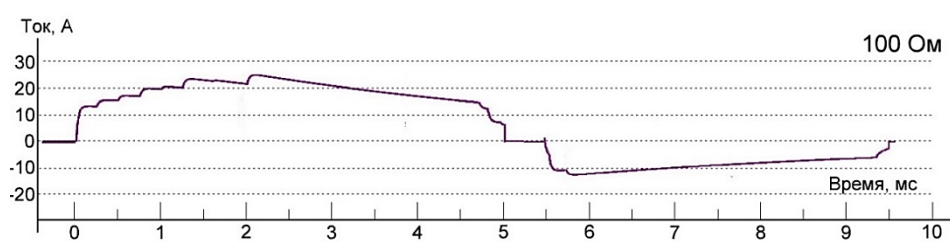




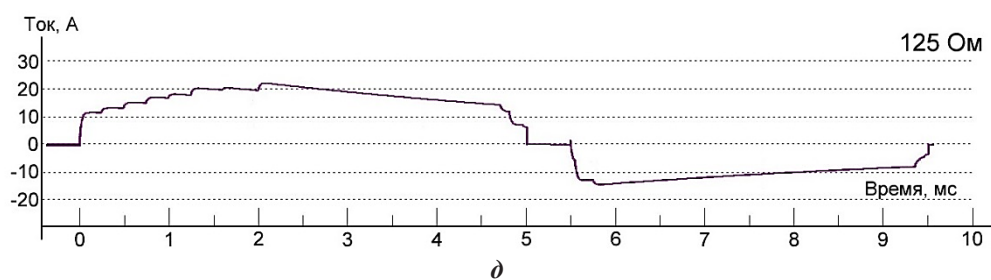
б



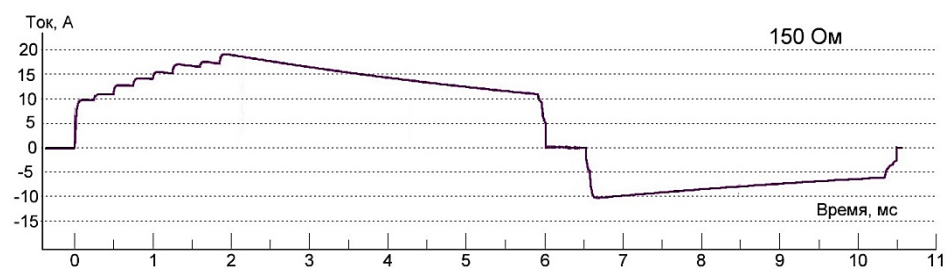
в



г



д



е

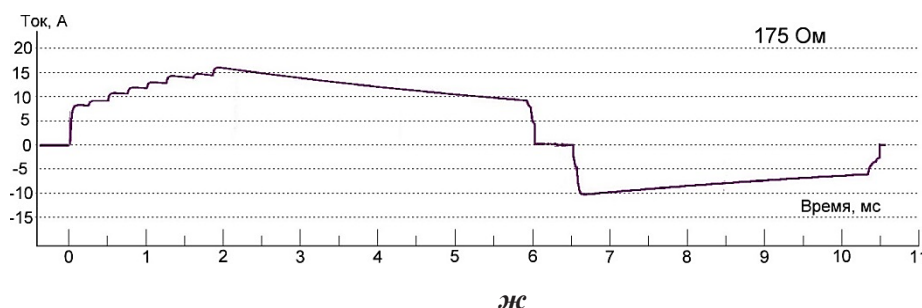


Рис. 2. Временные диаграммы импульса с выбранной энергией 200 Дж, полученные при моделировании на заданных сопротивлениях нагрузки: а – 25 Ом; б – 50 Ом; в – 75 Ом; г – 100 Ом; д – 125 Ом; е – 150 Ом; ж – 175 Ом / Fig. 2. Time diagrams of a pulse with a selected energy of 200 J, obtained during simulation at specified load resistances: а – 25 ohms; б – 50 ohms; в – 75 ohms; г – 100 ohms; д – 125 ohms; е – 150 ohms; ж – 175 ohms

*Источник: составлено авторами/ Source: compiled by the authors

Для формирования переднего фронта положительной фазы импульса включают соответствующие ключи блока переключения полярности и постепенно увеличивают напряжение на конденсаторной батарее за счёт переключения конденсаторов в последовательное соединение посредством ключей К1-К3 (см. рисунок 1). Ступени импульсов образуют участки экспоненциального спада тока с постоянной времени, определяемой сопротивлением нагрузки (СГК) и текущим значением ёмкости конденсаторной батареи. При одновременном включении максимального количества ключей К1-К3 формируется вершина первой фазы импульса. На низких значениях сопротивления нагрузки 25, 50, 75 Ом вершина импульса может содержать несколько участков экспоненциального спада тока с различными значениями постоянной времени. На высоких значениях сопротивления, превышающих 100 Ом, вершина импульса содержит один участок спада, соответствующий постоянной времени разряда для последовательного соединения конденсаторов С1-С6. С момента, когда начинается последовательное отключение ключей К1-К3, начинает формироваться задний фронт первой фазы импульса. Блокировку тока для формирования межфазной паузы обеспечивают выключением всех ключей блока переключения полярности. По истечении времени, отведённого на межфазную паузу, приступают к формированию отрицательной фазы импульса. Для этого включают соответствующие ключи блока переключения полярности и процесс повторяют. При этом отрицательная фаза должна быть короче положительной фазы, а соотношение амплитуд фаз не должно выходить из интервала $0,6 \pm 0,1$ для получения максимального терапевтического эффекта от бифазного импульса [17, 18]. Специальных требований к форме отрицательной фазы не выработано. Отрицательная фаза носит вспомогательный характер и предназначена, согласно одной из основных гипотез бифазной дефибрилляции [4], для компенсации остаточного заряда в клетках миокарда. Сложность поддержания параметров импульса связана с тем, что напряжение конденсаторной батареи быстро снижается на малых значениях СГК и медленно снижается на высоких значениях СГК.

При анализе временных диаграмм импульса (см. рисунок 2) особое внимание было уделено формированию переднего фронта импульса на повышенных значениях СГК, начиная со 100 Ом как на наиболее сложных для достижения дефибрилляции значениях СГК. Увеличение числа ступеней импульса достигалось программируемым подключением в цепь балластного резистора 20 Ом посредством отключения шунтирующего его ключа К4 в различных вариантах перестройки конденсаторов С1-С6 (см. рисунок 1).

Результаты исследований и их обсуждение / Research results and their discussion. Предлагаемый высоковольтный блок с управляемой конденсаторной батареей (см. рисунок 1) по сравнению с высоковольтным блоком, используемым в дефибриляторе ZOLL R Series®, требует примерно на 140 Дж меньше накопленной энергии.

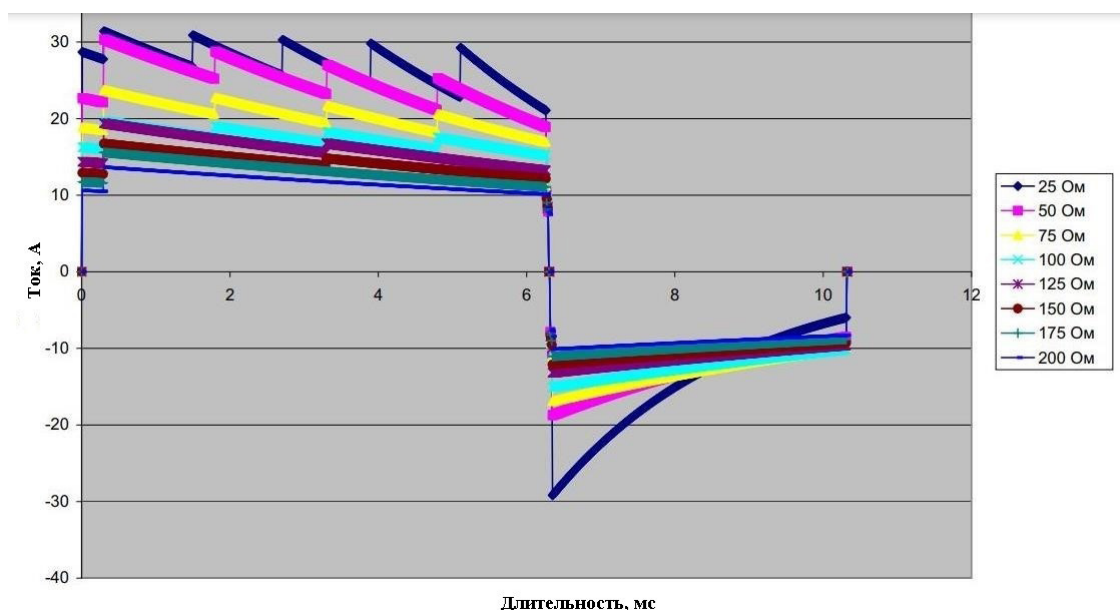


Рис. 3. Прямолинейные биполярные импульсы (Rectilinear Biphasic waveform) ZOLL Medical Corporation) при разряде дефибриллятора ZOLL R Series® с установленной энергией 200 Дж на нагрузке от 25 до 200 Ом; ось X – длительность, мс; ось Y – ток, А / Fig. 3. Rectilinear bipolar pulses (Rectilinear Biphasic waveform) by ZOLL Medical Corporation) during discharge of a ZOLL R Series® defibrillator with an installed energy of 200 J at a load from 25 to 200 ohms; X – axis-duration, ms; Y – axis-current, A

* Источник: [8] / Source: [8]

Преимущество формы импульсов (рисунок 2), формируемых посредством предлагаемого высоковольтного блока, перед импульсами, формируемыми блоком, используемым в дефибрилляторе ZOLL R Series® (см. рисунок 3), состоит в наличии пологого фронта импульса, а также в 1,6 раза меньшей потребности в накопленной энергии. При этом в наиболее сложном для дефибрилляции диапазоне значений СГК, более 100 Ом, длительность фронта составляет 2 мс. Экспериментально подтверждено, что импульс с таким фронтом обеспечивает меньший порог дефибрилляции и более безопасен [4, 12, 13]. Так, в монографии [4] показано, что повышение эффективности импульса при «выпрямлении» переднего фронта пологого импульса до практически нулевого значения в большинстве опытов не наблюдалось, хотя обеспечивало возрастание энергии импульса. В дефибрилляторах известных современных моделей массовых серий импульс с пологим фронтом не применяется, тем не менее реаниматологи не обеспокоены безопасностью и эффективностью этих дефибрилляторов. Большинство реаниматологов, скорее всего, не имеют четкого представления о параметрах и особенностях применяемых дефибрилляторов и пользуются нормативными рекомендациями (ILCOR) по выбору энергии импульса, которые подготовлены для наиболее общих случаев [19]. При этом медицинский персонал в первую очередь интересуется эффективностью проводимой терапии, а не особенности технологии формирования дефибрилляционного импульса. Исследования [3, 20] показывают высокую погрешность задания энергии импульса дефибрилляции, связанную с измерением СГК, которая влияет на эффективность и безопасность дефибрилляции и может поставить в затруднительное положение реаниматолога. Дефибрилляторы, выполненные на основе предлагаемого технического решения, будут иметь более высокую точность задания энергии и запас по терапевтической эффективности. Такие дефибрилляторы были бы незаменимы для случаев неоднократного применения к одному и тому

же пациенту [21], для лечения пациентов с сочетанием высокого СГК и высокого порога дефибрилляции, а также для случаев догоспитального реанимационного применения, например, в зоне чрезвычайной ситуации.

Результаты работ [4, 7, 8] демонстрируют, что дальнейшее снижение крутизны пологого фронта первой фазы импульса приводит к ещё большему снижению порога дефибрилляции. В предлагаемом схмотехническом решении существует практическая возможность формирования импульса с крайне низкой крутизной фронта. Однако внедрение дефибрилляторов с таким фронтом потребует предварительного проведения клинических исследований и, возможно, изменения действующих стандартов [22].

Показана возможность снижения потребности в начальной накопленной энергии дефибриллятора до 236 Дж при формировании импульса 200 Дж, в том числе и для пациентов с высоким значением СГК. Получен рекордно высокий уровень отдаваемой энергии от перестраиваемого конденсаторного накопителя дефибриллятора ($\eta = 85\%$) в диапазоне значений СГК 40–175 Ом. Таким образом, подтверждена техническая возможность осуществления дефибрилляции при практически полном использовании энергии конденсаторной батареи. Кроме того, существенно повышаются шансы на успех последнего разряда для пациентов, нуждающихся в повторных разрядах, за счёт сокращения времени на перезаряд конденсаторной батареи.

Заключение / Conclusion. Предложена лучшая альтернатива современным дефибрилляторам на основе энергии. Экономия пространства корпуса дефибриллятора, полученная за счёт снижения потребности в накопленной энергии, дополнительно обеспечивает возможность уменьшения объёма корпуса дефибриллятора и его веса, что критически важно для автономных устройств. Кроме того, положительный эффект снижения потребности в накопленной энергии усилен за счёт формы импульса с пологим фронтом в пределах оптимальной длительности фаз. Сформированный импульс обладает преимуществами над используемыми для дефибрилляции импульсами, так как дефибрилляция достигается меньшими дозами энергии, что делает электрическое воздействие на пациента более безопасным.

Возможности предлагаемого высоковольтного блока исследованы на экспериментальном макете в диапазоне энергий импульса от 2 до 360 Дж с различными параметрами переключаемых накопительных конденсаторов. В результате получена приемлемая сходимость результатов с данными, полученными на программном симуляторе моделей переключаемого конденсаторного накопителя. Достигнута возможность снижения производственных затрат на изготовление высоковольтного блока дефибриллятора. Полученные результаты могут быть использованы для создания нового поколения серийных дефибрилляторов с улучшенными терапевтическими возможностями.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Heyer Y., Baumgartner D., Baumgartner C. A Systematic Review of the Transthoracic Impedance during Cardiac Defibrillation. *Sensors*. 2022. No. 22(7). P. 2808. <https://doi.org/10.3390/s22072808>
2. Association between transthoracic impedance and electrical cardioversion success with biphasic defibrillators: An analysis of 1055 shocks for atrial fibrillation and flutter / M. M. Sadek, V. Chaugai, M. J. Cleland, T. J. Zakutney, D. H. Birnie, F. D. Ramirez // *Clinical Cardiology*. 2018. No. 41. P. 666–670. <https://doi.org/10.1002/clc.22947>
3. Krasteva V., Hatib F. A., Trendafilova E., Daskalov I. Possibilities for predictive measurement of the transthoracic impedance in defibrillation // *Journal of Medical Engineering & Technology* 2001. No. 25(5). P. 195–200. <https://doi.org/10.1080/03091900110074654>.
4. Гурвич Н. Л. Основные принципы дефибрилляции сердца. М.: Медицина, 1975. 232 с
5. A comparison of defibrillation efficacy between different impedance compensation techniques in high impedance porcine model / Y. Li, G. Ristagno, T. Yu, J. Bisera, M. H. Weil, W. Tang // *Resuscitation*. 2009. No. 80(11). P. 1312–1317. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2009.08.004>.

6. Ziad Nehme, Janet Bray. Defibrillation trials: POSED a challenge // *Resuscitation Plus*. 2017. No. 17. P. 100586. <https://doi.org/10.1016/j.resplu.2024.100586>.
7. Kerber R. E. et al. Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment // *Circulation*. 1988. No. 77(5). P. 1038–1046. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.77.5.1038>.
8. Руководство по эксплуатации ZOLL R Series® ALS/ раздел «Характеристики прямолинейной бифазной кривой R Series». A16-A27. URL: https://etalon-medical.ru/f/instruktsiya_zoll_r_series.pdf (дата обращения 05.05.2025).
9. Darragh K. M. et al. A low tilt waveform in the transthoracic defibrillation of ventricular arrhythmias during cardiac arrest // *Resuscitation*. 2012. No. 83(12). P. 1438–1443. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2012.04.018>.
10. Irnich W. Optimal truncation of defibrillation pulses // *Pacing Clin Electrophysiol*. 1995 Jun; No. 18(6). P. 673–688.
11. Li W., Li J., Wei L. et al. A framework of current based defibrillation improves defibrillation efficacy of biphasic truncated exponential waveform in rabbits. // *Sci Rep* 2021. No. 11. P. 1586. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-80521-9>.
12. Huang J., Walcott G., Ruse R., Bohanan S., Killingsworth C., Ideker R. Ascending-Ramp Biphasic Waveform Has a Lower Defibrillation Threshold and Releases Less Troponin I Than a Truncated Exponential Biphasic Waveform // *Circulation*. 2012. No. 126(11). P. 1328–1333. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.112.109777>.
13. Ascending Defibrillation Waveform Significantly Reduces Myocardial Morphological Damage and Injury Current / J. Huang, R. Ruse, G. Walcott, S. Litovsky, S. Bohanan, D. Gong et al. // *JACC: Clinical Electrophysiology*. 2019. No. 5(7). P. 854–862. <https://doi.org/10.1016/j.jacep.2019.04.006>.
14. Горохов-Мирошников Е. Э. Способ разряда перестраиваемой батареи конденсаторов при дефибрилляции. Евразийский патент на изобретение № 034946. 2020.
15. Формирование дефибрилляционного биполярного импульса со ступенчатым регулированием его формы и фиксированной длительностью / Е. Э. Горохов-Мирошников, Г. В. Слюсарев, Б. Б. Горбунов, В. А. Востриков, И. В. Нестеренко // *Медицинская техника*. 2020. № 2(320). С. 18–21.
16. ГОСТ Р МЭК 60601-2-4-2013. Изделия медицинские электрические. Часть 2-4. Частные требования безопасности с учётом основных функциональных характеристик к кардиодефибрилляторам. В: Ч. 2-4. Частные требования безопасности с учётом основных функциональных характеристик к кардиодефибрилляторам: сб. ГОСТов. М.: Стандартинформ, 2014.
17. Востриков В. А., Богусевич М. С. Влияние амплитуды 2-й фазы биполярного синусоидального импульса на эффективность наружной дефибрилляции желудочков сердца // *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины*. 2000. Т. 129. Прил. № 2. С. 40–41.
18. Горбунов Б. Б., Востриков В. А. и др. Сравнение энергетической эффективности дефибрилляционных импульсов на базе гипотезы гарантированной дефибрилляции // *Ural Radio Engineering Journal*. 2021. № 5(4). P. 353–368. <https://doi.org/10.15826/urej.2021.5.4.002>.
19. Charles D. Deakin, Clifton W. Callaway, Jasmeet Soar. Caution when comparing different defibrillation waveforms and energies // *Resuscitation*. 2016. No. 102. P. e2. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2016.03.010>.
20. Tae-Jin Ha et al. Study on the Improvement of Electrical Facility System of Automated External Defibrillators by Real-Time Measurement of Thoracic Impedance // *Appl. Sci*. 2020. <https://doi.org/10.3390/app10093323>.
21. Скрытые повреждения миокарда после сердечно-легочной реанимации у подростка без предшествующей патологии сердца / А. С. Шарыкин, И. И. Трунина, Ю. В. Потанина, Э. А. Шакарова, И. Ф. Острейков, И. Л. Степанищев, Т. В. Селютина // *Российский вестник перинатологии и педиатрии*. 2014. № 59(4). С. 69–73.
22. Tobias Neumann et al. First-time evaluation of ascending compared to rectangular transthoracic defibrillation waveforms in modelled out-of-hospital cardiac arrest // *Resuscitation Plus*. 2020. No. 1-2. <https://doi.org/10.1016/j.resplu.2020.100006>.

REFERENCES

1. Heyer Y, Baumgartner D, Baumgartner C. A Systematic Review of the Transthoracic Impedance during Cardiac Defibrillation. *Sensors*. 2022;22(7):2808. <https://doi.org/10.3390/s22072808>
2. Sadek MM, Chaugai V, Cleland MJ, Zakutney TJ, Birnie DH, Ramirez FD. Association between transthoracic

- impedance and electrical cardioversion success with biphasic defibrillators: An analysis of 1055 shocks for atrial fibrillation and flutter. *Clinical Cardiology*. 2018;(41):666-670. <https://doi.org/10.1002/clc.22947>
3. Krasteva V, Hatib FA, Trendafilova E, Daskalov I. Possibilities for predictive measurement of the transthoracic impedance in defibrillation. *Journal of Medical Engineering & Technology* 2001;25(5):195-200. <https://doi.org/10.1080/03091900110074654>.
 4. Gurvich NL. Basic principles of cardiac defibrillation. Moscow: Medicine; 1975. 232 p. (In Russ.).
 5. Li Y, Ristagno G, Yu T, Bisera J, Weil MH, Tang W. A comparison of defibrillation efficacy between different impedance compensation techniques in high impedance porcine model. *Resuscitation*. 2009;80(11):1312-1317. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2009.08.004>
 6. Ziad Nehme, Janet Bray. Defibrillation trials: POSED a challenge. *Resuscitation Plus*. 2017;(17):100586. <https://doi.org/10.1016/j.resplu.2024.100586>.
 7. Kerber RE. et al. Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment. *Circulation*. 1988;77(5):1038-1046. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.77.5.1038>.
 8. ZOLL R Series® ALS Operation Manual/section «R Series Rectilinear Biphasic Waveform Characteristics». A16-A27. Available from: https://etalon-medical.ru/f/instruksiya_zoll_r_series.pdf [Accessed 05 May 2025].
 9. Darragh KM. et al. A low tilt waveform in the transthoracic defibrillation of ventricular arrhythmias during cardiac arrest. *Resuscitation*. 2012;83(12):1438-1443. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2012.04.018>
 10. Irnich W. Optimal truncation of defibrillation pulses. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1995 Jun;18(6):673-88.
 11. Li W, Li J, Wei L. et al. A framework of current based defibrillation improves defibrillation efficacy of biphasic truncated exponential waveform in rabbits. *Sci Rep*. 2021;(11):1586. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-80521-9>.
 12. Huang J, Walcott G, Ruse R, Bohanan S, Killingsworth C, Ideker R. Ascending-Ramp Biphasic Waveform Has a Lower Defibrillation Threshold and Releases Less Troponin I Than a Truncated Exponential Biphasic Waveform. *Circulation*. 2012;126(11):1328-1333. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.112.109777>.
 13. Huang J, Ruse R, Walcott G, Litovsky S, Bohanan S, Gong D. et al. Ascending Defibrillation Waveform Significantly Reduces Myocardial Morphological Damage and Injury Current. *JACC: Clinical Electrophysiology*. 2019;5(7):854-862. <https://doi.org/10.1016/j.jacep.2019.04.006>.
 14. Gorokhov-Miroshnikov EE. Method for discharging a tunable capacitor bank during defibrillation. Patent No. 034946. 2020.
 15. Gorokhov-Miroshnikov EE, Slyusarev GV, Gorbunov BB, Vostrikov VA, Nesterenko IV. Formation of a defibrillation bipolar pulse with stepwise regulation of its shape and fixed duration. *Medical Technology*. 2020;2(320):18-21.
 16. Union State Standard No 60601-2-4-2013. Medical electrical equipment. Part 2-4. Particular safety requirements based on the essential performance characteristics of cardiac defibrillators. Part 2-4. Particular safety requirements based on the essential performance characteristics of cardiac defibrillators: collection of GOSTs. Moscow: Standartinform; 2014.
 17. Kerber RE. et al. Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment. *Circulation*. 1988;77(5):1038-1046. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.77.5.1038>.
 18. Gorbunov BB, Vostrikov VA, et al. Comparison of the energy efficiency of defibrillation pulses based on the hypothesis of guaranteed defibrillation. *Ural Radio Engineering Journal*. 2021;5(4):353-368. <https://doi.org/10.15826/urej.2021.5.4.002>. (In Russ.)
 19. Charles D Deakin, Clifton W Callaway, Jasmeet Soar. Caution when comparing different defibrillation waveforms and energies. *Resuscitation*. 2016;(102):e2. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2016.03.010>.
 20. Tae-Jin Ha et al. Study on the Improvement of Electrical Facility System of Automated External Defibrillators by Real-Time Measurement of Thoracic Impedance. *Appl. Sci*. 2020. <https://doi.org/10.3390/app10093323>.
 21. Sharykin AS, Trunina II, Potanina YuV, Shakarova EA, Ostreikov IF, Stepanishchev IL, Selyutina TV. Latent myocardial damage after cardiopulmonary resuscitation in a teenager without prior cardiac disease. *Rossiyskiy Vestnik Perinatologii i Pediatrii* (Russian Bulletin of Perinatology and Pediatrics). 2014;59(4):69-73. (In Russ.)
 22. Tobias Neumann et al. First-time evaluation of ascending compared to rectangular transthoracic defibrillation waveforms in modelled out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation Plus*. Vol. 1–2, March-June 2020, <https://doi.org/10.1016/j.resplu.2020.100006>.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ

Евгений Эдуардович Горохов-Мирошников – руководитель специального конструкторского бюро, Северо-Кавказский федеральный университет.

Геннадий Васильевич Слюсарев – доктор технических наук, ведущий научный сотрудник департамента науки, Северо-Кавказский федеральный университет, Scopus ID: 57205303570, Researcher ID: AFA-8122-2022.

ВКЛАД АВТОРОВ

Евгений Эдуардович Горохов-Мирошников. Проведение исследования, имитационное моделирование, визуализация, написание черновика рукописи.

Геннадий Васильевич Слюсарев. Разработка концепции, научное руководство, валидация результатов, написание и редактирование текста.

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Evgeny E. Gorokhov-Miroshnikov – Head of the Special Design Bureau, North-Caucasus Federal University.

Gennady V. Slyusarev – Dr. Sci. (Techn.), Leading Researcher at the Department of Science, North-Caucasus Federal University, Scopus ID: 57205303570, Researcher ID: AFA-8122-2022.

CONTRIBUTION OF THE AUTHORS

Evgeny E. Gorokhov-Miroshnikov. Conducting research, simulation modeling, visualization, writing a draft of the manuscript.

Gennady V. Slyusarev. Concept development, scientific guidance, validation of results, writing and editing the text.