

## Заключение

Выявлено, что одним из эффективных методов лечения различных заболеваний является тепловое воздействие на рефлексогенные зоны человеческого организма. При этом в качестве технического средства для его осуществления эффективным является использование термоэлектрических устройств. Разработана модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны, основанная на решении одномерной нестационарной задачи теплопроводности для слоистой структуры с граничными условиями 2-го и 3-го рода.

В результате численного эксперимента получены зависимости изменения температуры «прибор – объект воздействия» в пространственных и временных координатах для различных значений холодопроизводительности (теплопроизводительности) ТЭБ, а также условий контакта с биологическим объектом. Установлено, что температурный режим проведения процедур непосредственно зависит от мощности ТЭБ; потери в воздействующем наконечнике за счет его конечной теплопроводности составляют порядка 1,5 К, потери за счет неплотности контакта устройства с объектом воздействия – примерно 2 К. Результаты сопоставления теоретических и опытных данных определяют приемлемую точность модели прибора, которая составляет не более 7 %.

### Список литературы:

1. Герцик Г.Я., Орлов Ю.Н., Герцик Ю.Г. и др. Методики и устройства для вспомогательного исследования акупунктурных точек и меридианов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. № 10. С. 17-25.

2. Баранов А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья // Вестник Международной академии холода. 2006. № 1. С. 15-18.
3. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 6. С. 3-10.
4. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Аминов Г.И., Юсуфов Ш.А. Приборы для локального температурного воздействия на человеческий организм // Известия вузов. Северо-Кавказский регион. Технические науки. 2003. № 2. С. 3-6.
5. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А. Модель термоэлектрической системы для криотермоаппликации // Вестник МАХ. 2003. № 3. С. 16-18.

*Тагир Абдурашидович Исмаилов,  
д-р техн. наук, профессор, президент,  
Олег Викторович Евдулов,  
канд. техн. наук, доцент,  
Наби Абдулаевич Набиев,  
аспирант,  
Сарат Гусеновна Магомедова,  
аспирант,  
кафедра теоретической и общей электротехники,  
ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный  
технический университет»,  
г. Махачкала,  
e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru*

**Б.Б. Горбунов, В.А. Востриков, И.В. Нестеренко, Д.В. Тельшев**

## Сравнительное моделирование дефибрилляционных биполярных импульсов: квазисинусоидального и трапецеидального с пологими фронтами и срезом

### Аннотация

На модели силового блока дефибриллятора, генерирующего импульсы произвольной формы при сопротивлениях нагрузки 25...250 Ом, были получены характеристики биполярных импульсов: квазисинусоидального (импульс Гурвича-Венина) и трапецеидального с пологими фронтами и срезом. При высоких сопротивлениях нагрузки (100...250 Ом) реализация указанного выше трапецеидального импульса, по сравнению с квазисинусоидальным, позволила получить большие значения среднего тока первой фазы и энергии импульса соответственно на 11...20 и 25...35 %.

### Введение

Задачей разработки современной модели дефибриллятора для устранения опасных для жизни тахикардий является генерация высокоэффективного биполярного импульса. В первую очередь это относится к большим с высоким и очень высоким межэлектродным сопротивлением грудной клетки (СГК). Стоимость силового блока такого дефибриллятора не должна при этом значительно возрастать.

Следует отметить, что значения амплитудного и среднего токов при оптимальной длительности импульса и соотношении его первой и второй фаз являются наиболее важными факторами успешной дефибрилляции [1], [2], которые, в свою очередь, зависят от максимального напряжения в накопителе энергии силового блока. Хотя существующий стандарт регламентирует выходное напряжение дефибриллятора на уровне 5 кВ при сопротивлении нагрузки 175 Ом [3], в реальной жизни максимальное напряжение на накопителе энергии большинства выпускаемых дефибрилляторов не превышает 2,3 кВ (например, в дефибрилляторе «Philips HeartStart MRX» в качестве накопителя энергии используется конденсатор 105 мкФ, 2,1 кВ; в дефибрилляторах «Zoll AED Plus», «E-Series» и «M-Series» – конденсатор 115 мкФ, 2,3 кВ; в дефибрилляторе «Physio-Control

LIFEPAC 12» – конденсатор 196 мкФ, 2,3 кВ, который заряжается максимально до 2,1 кВ). Это связано с увеличением стоимости силового блока по мере повышения максимального напряжения в накопителе энергии.

В рассматриваемой работе исследована модель силового блока, генерирующего импульсы указанной выше формы, с максимальным суммарным напряжением в накопителе энергии 3 кВ и оптимальной длительностью биполярных импульсов ~ 9,5 мс. Указанный блок рассчитан на применение компонентов силовой электроники невысокой стоимости.

Впервые квазисинусоидальный биполярный импульс Гурвича-Венина был реализован в 1972 году в серийном дефибрилляторе ДИ-03 [4]. По данным клинических исследований, при устранении первичной и вторичной фибрилляции желудочков суммарная эффективность дефибрилляции импульсом Гурвича-Венина при энергии разрядов  $\leq 115$  Дж может достигать 86...90 %, а при энергии  $\leq 200$  Дж – 97...100 % [диаметр используемых ручных электродов 11,5 см, расположение переднебоковое, сопротивление грудной клетки (СГК) 22...125 Ом] [5]. При устранении пароксизмальной фибрилляции предсердий дозозависимая эффективность указанного импульса (диаметр ручных электродов 11,5/11,5 и 8,5/11,5 см; СГК 42...154 Ом) представлена в работах [6], [7].

На модели животных (домашние свиньи, СГК 100 Ом) у импульса Гурвича-Венина в большей части экспериментов был установлен меньший энергетический порог дефибрилляции по сравнению с биполярным прямолинейным импульсом (дефибриллятор «E Series» фирмы «ZOLL Medical Corporation», США) и при использовании двух видов классических биполярных трапецидальных импульсов (дефибрилляторы «LIFEPAC 12» фирмы «Physio-Control Corporation», США, и «HeartStart MRx» фирмы «Koninklijke Philips N.V.», Нидерланды) во всех опытах [8], [9]. Меньшие энергетические пороги дефибрилляции у модифицированного квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина, по сравнению с прямолинейным и трапецидальными импульсами, были получены и в экспериментах на изолированном сердце кролика [10]. Исследование на модели кардиомиоцита показало, что энергетические пороги его возбуждения импульсами Гурвича-Венина и трапецидального с пологими фронтами и срезом при равной оптимальной длительности различаются незначительно [11], [12].

Впервые биполярный трапецидальный импульс с пологими фронтами и срезом был использован в 2003 году в дефибрилляторе ДФР-02-VOM3 (АО «ПО VOM3», Российская Федерация) [13]. Форма указанного импульса была предложена В.А. Востриковым и Б.Б. Горбуновым [14]. При его разработке учитывались данные клинических наблюдений и результаты экспериментальных исследований дозозависимой эффективности импульса Гурвича-Венина, а также особенности формирования импульсов произвольной формы в силовом блоке дефибриллятора.

## Материалы и методы

Модель силового блока дефибриллятора, обеспечивающего формирование импульсов произвольной формы, построена в среде моделирования PSpice («Cadence Design Systems, Inc.», США). Функциональная схема модели представлена на рис. 1.

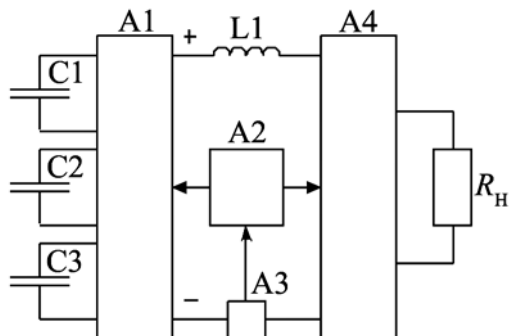


Рис. 1. Функциональная схема модели силового блока дефибриллятора, обеспечивающего формирование импульсов произвольной формы: A1 – схема формирования импульса; A2 – схема управления формированием импульса; A3 – датчик тока; A4 – мостовой переключатель полярности; C1...C3 – конденсаторы накопителя энергии; L1 – индуктор;  $R_n$  – сопротивление нагрузки

Формирование осуществлялось методом широтно-импульсной модуляции с обратной связью по образцовой форме тока. Минимальные длительность/пауза сигналов управления формированием ограничивались значением 100 мкс. В качестве источника энергии для формирования импульсов использовался накопитель энергии, содержащий три конденсатора C1...C3 номинальной емкостью 235 мкФ. Каждый из них (коэффициент моделируемой емкости 0,9) при дозе энергии ~ 200 Дж имел начальное напряжение 1000 В. Для моделирования импульсов суммарное начальное напряжение конденсаторов накопителя составило 3000 В (начальная энергия накопителя 317 Дж). Для сглаживания модуляции использовался индуктор L1 30 мГн сопротивлением 13,5 Ом. Такое значение сопротивления индуктора было выбрано с целью ограничения тока при сопротивлении нагрузки  $R_n$  меньше 50 Ом, и уменьшения массы ин-

дуктора, расчетное значение которой составило 200 г. Переключение полярности импульса обеспечивалось мостовым переключателем полярности. В схеме модели учитывались все возможные потери, включая внутреннее сопротивление конденсаторов C1...C3 и падение напряжения на ключах управления. Кроме того, были учтены задержки сигналов управления.

Моделирование проводили для ряда значений сопротивления нагрузки  $R_n$  25, 50, 75, 100, 125, 150, 175 и 250 Ом. Амплитуда тока первой фазы образцовой формы импульса задавалась с дискретностью 0,5 А для каждого из значений сопротивления нагрузки. Максимальная амплитуда тока подбиралась таким образом, чтобы можно было формировать неискаженную форму импульса. Отношение амплитуды тока первой и второй фаз образцовой формы импульса 1:0,55 [15], [16].

## Результаты и обсуждение

На рис. 2 представлена форма биполярных импульсов, которые были генерированы моделью силового блока дефибриллятора. Параметры импульсов приведены в табл. 1.

Как видно из табл. 1, средний ток и энергия у трапецидального импульса с пологими фронтами и срезом больше, чем у квазисинусоидального импульса (табл. 2).

Причины, которые приводят к более высоким значениям среднего тока у трапецидального импульса с пологими фронтами и срезом, проиллюстрированы на примере динамики разряда накопителя энергии при сопротивлении нагрузки 100 Ом (рис. 3). Суммарное напряжение конденсаторов накопителя энергии, показанное на рисунке, ограничивает сверху возможное текущее значение напряжения импульса.

Из рис. 3 видно, что первая фаза квазисинусоидального импульса характеризуется меньшим интервалом времени, чем трапецидального, в течение которого сигнал близок к амплитудному значению (в этот интервал происходит интенсивный разряд энергии накопителя). У трапецидального импульса за счет более быстрого нарастания на фронте и плавного спада вершины обеспечивается более глубокий разряд накопителя энергии. Указанные различия в форме первой фазы импульсов обеспечивают большую величину среднего тока и энергии по сравнению с первой фазой квазисинусоидального импульса.

Одним из важных экстракардиальных факторов, влияющих на зависимость от дозы разряда эффективность и общий успех дефибрилляции желудочков и предсердий, является межэлектродное СГК. При использовании ручных электродов с контактным материалом и адекватной силой их прижатия к грудной клетке среднее значение СГК находится в диапазоне от ~ 60 до ~ 90 Ом, максимальное сопротивление составляет около 150 Ом [5]-[7]. В настоящее время в мировой практике для дефибрилляции широко применяются одноразовые наклеиваемые электроды. Однако в случае их использования среднее значение СГК (межэлектродное сопротивление) может превышать 100 Ом. Так, в исследовании [17] во время догоспитальной остановки сердца у 749 больных СГК составило при первом разряде ( $133 \pm 45$ ) Ом, при втором – ( $126 \pm 34$ ) Ом и после четвертого – ( $123 \pm 36$ ) Ом. Следует отметить, что при первом разряде максимальное значение СГК достигало 300 Ом! В другом аналогичном исследовании [18] у 300 больных СГК находилось в диапазоне от 50 до 250 Ом.

Очень высокое СГК может также регистрироваться и при неправильном использовании ручных электродов. Так, например, при использовании «сухих» электродов (т. е. без контактного материала) среднее значение СГК составило ( $117 \pm 15$ ) Ом, максимальное – 236 Ом (СГК измеряли до нанесения разряда) [19]. Наряду с указанным, при наличии на поверхности ручных электродов высохшего геля может также регистрироваться очень высокое СГК. Следует отметить, что при высоком межэлектродном СГК и большом пороге дефибрилляции эффективность не только первых разрядов, но в целом и успех электрической дефибрилляции сердца могут снижаться.

## Закключение

Результаты, полученные на модели указанного выше силового блока, свидетельствуют о том, что при высоком сопротивлении нагрузки (100...250 Ом) формирование трапецеидального импульса с пологими фронтами и срезом обеспечивает большие значения среднего тока первой фазы (на 11...20 %) и большие значения энергии импульса (на 25...35 %) по сравнению с импульсом квазисинусоидальной формы. Эти данные позволяют рассматривать трапецеидальный импульс в качестве альтернативы квазисинусоидальному для проведения дефибрилляции с наклеиваемыми электродами, а также ручными электродами, если нельзя исключить возможность появления ситуаций, приводящих к значительному увеличению межэлектродного сопротивления.

Хотя методология и методы исследования несут в себе воз-

Таблица 1

Параметры импульсов, генерируемых моделью силового блока дефибриллятора

Параметры	Сопротивление нагрузки, Ом							
	25	50	75	100	125	150	175	250
Квазисинусоидальный								
Амплитуда образцовой формы тока, А	39,0	36,5	27,0	23,0	19,5	16,5	14,5	11,0
Амплитуда тока первой фазы, А	37,5	35,0	27,2	22,3	18,9	16,1	14,2	10,5
Средний ток первой фазы, А	25,5	22,7	17,6	14,9	12,7	10,9	9,7	7,3
Энергия, Дж	123	195	168	158	144	126	115	92
Коэффициент использования энергии накопителя	0,39	0,62	0,53	0,50	0,45	0,40	0,36	0,29
Трапецеидальный импульс с пологими фронтами и срезом								
Амплитуда образцовой формы тока, А	40,0	32,5	27,0	22,5	20,0	16,5	15,0	11,5
Амплитуда тока первой фазы, А	41,3	33,4	27,3	22,7	19,2	16,7	14,7	10,7
Средний ток первой фазы, А	29,2	23,8	19,8	16,6	14,5	12,6	11,6	8,5
Энергия, Дж	165	206	213	197	187	162	152	124
Коэффициент использования энергии накопителя	0,52	0,65	0,67	0,62	0,59	0,51	0,48	0,39

Таблица 2

Отношение значений параметров трапецеидального импульса с пологими фронтами и срезом к значениям импульса Гурвича-Венина

Отношение значений параметров	Сопротивление нагрузки, Ом							
	25	50	75	100	125	150	175	250
Средний ток первой фазы	1,15	1,05	1,13	1,11	1,14	1,16	1,20	1,16
Энергия	1,34	1,06	1,27	1,25	1,30	1,29	1,32	1,35

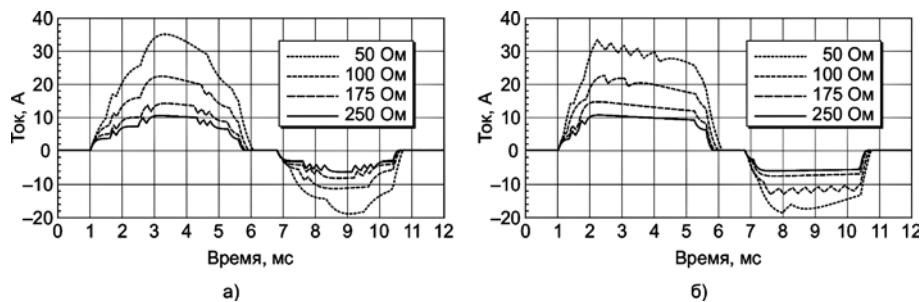


Рис. 2. Форма биполярных импульсов, генерируемых моделью силового блока дефибриллятора при различных сопротивлениях нагрузки: а) квазисинусоидального; б) трапецеидального с пологими фронтами и срезом

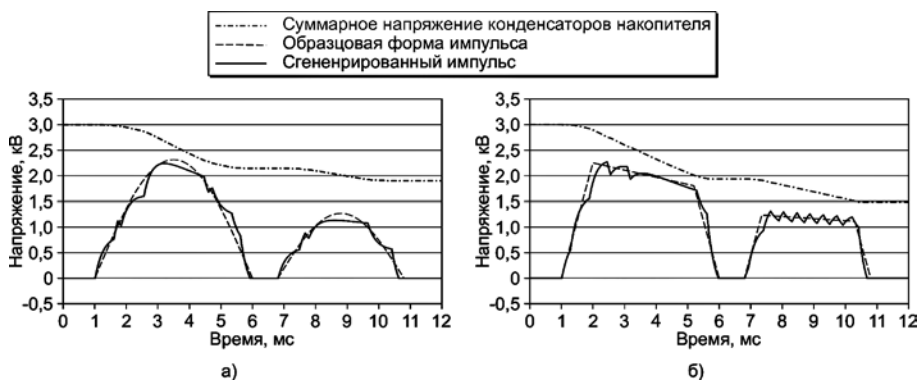


Рис. 3. Динамика разряда накопителя энергии в процессе формирования импульсов при сопротивлении нагрузки 100 Ом (представлена форма импульсов до мостового переключателя полярности): а) квазисинусоидального; б) трапецеидального с пологими фронтами и срезом

возможность предвзятой оценки полученных результатов, анализ данных литературы, экспериментальные и клинические исследования авторов свидетельствуют о возможности реализации указанной выше альтернативы.

**Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования РФ (соглашение № 075-15-2019-1705 от 22 ноября 2019 г., уникальный идентификатор проекта RFMEFI60519X0187).**

*Список литературы:*

1. 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.
2. 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.
3. ГОСТ Р МЭК 60601-2-4-2013 Изделия медицинские электрические. Часть 2-4. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к кардиодефибрилляторам.
4. Венин И.В., Гурвич Н.Л., Либерзон А.П., Табак В.Я., Цукерман Б.М., Шерман А.М. Дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01 // Новости медицинского приборостроения. 1973. № 3. С. 48-53.
5. Востриков В.А., Сыркин А.Л., Холин П.В., Разумов К.В. Внутривольничная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного квазисинусоидального импульса // Кардиология. 2003. Т. 43. № 12. С. 51-58.
6. 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.
7. Востриков В.А., Разумов К.В., Горбунов Б.Б. Влияние размера электродов на эффективность электрической кардиоверсии пароксизмальной фибрилляции предсердий // Медицинская техника. 2016. № 3. С. 26-29.
8. Востриков В.А., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Гусев Д.В., Иткин Г.П., Коньшева Е.Г., Мамекин К.А., Нестеренко И.В., Селищев С.В., Тельшев Д.В. Сравнение на высокоомных моделях экспериментальных животных эффективности биполярных импульсов дефибрилляции: трапецеидальных, прямолинейного и квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина // Медицинская техника. 2010. № 6. С. 1-6.
9. Vostrikov V., Gorbunov B., Gusev A., Gusev D., Itkin G., Nesterenko I., Selishchev S. Comparison of threshold defibrillation between quasi-sinusoidal and rectilinear biphasic waveforms in high impedance porcine model // Resuscitation. 2011. Vol. 82. Suppl. 1. PP. S16-S17.
10. Qu F., Zarubin F., Wollenzier B., Nikolski V.P., Efimov I.R. The Gurvich waveform has lower defibrillation threshold than the rectilinear waveform and the truncated exponential waveform in the rabbit heart // Canadian Journal of Physiology and Pharmacology. 2005. Vol. 83. № 2. PP. 152-160.
11. Востриков В.А., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н. Компьютерное моделирование воздействия первых фаз дефибрилляционных импульсов биполярной формы на мембрану кардиомиоцита // Общая реаниматология. 2014. Т. 10. № 1. С. 25-32.

12. Vostrikov V.A., Gorbunov B.B., Moroz V.V., Kuzovlev A.N. Study of the impact of the first phase of bipolar defibrillation pulses on the cardiomyocyte model // Resuscitation. 2015. Vol. 96. Suppl. 1. P. 81.
13. Черемных В.А., Юзефович А.В. Электроимпульсная терапия жизнеопасных тахикардий. Что нужно знать при использовании дефибриллятора ДФР-2-УОМЗ // Интенсивная терапия. 2005. № 1. С. 51-54.
14. Востриков В.А., Горбунов Б.Б. Сравнение биполярных импульсов, генерируемых внешними дефибрилляторами // Клиническая анестезиология и реаниматология. 2006. Т. 3. № 6. С. 20-23.
15. Востриков В.А., Богушевич М.С. Влияние амплитуды 2-й фазы биполярного синусоидального импульса на эффективность наружной дефибрилляции желудочков сердца // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 2000. Т. 129. Приложение № 2. С. 40-41.
16. Vostrikov V.A., Venin I.V. Comparison of efficiency of biphasic sinusoidal waveform with different amplitude of second phases in transthoracic defibrillation of dogs // Resuscitation. 2000. Vol. 45. № 1. P. S6.
17. Li Y., Quan W., Freeman G., Tang W. Abstract 118: Distribution of transthoracic impedance measured in pre-hospital sudden cardiac arrest // Circulation. 2010. Vol. 122. Suppl. 21. P. A118.
18. Li Y., Quan W., Freeman G., Tang W. Abstract 16068: Evaluation of current-based impedance compensation defibrillation in pre-hospital sudden cardiac arrest with different transthoracic impedances // Circulation. 2010. Vol. 122. Suppl. 21. P. A16068.
19. Разумов К.В., Востриков В.А., Холин П.В. Способ оптимизации электроимпульсной терапии жизнеопасных аритмий у больных с ишемической болезнью сердца // Анестезиология и реаниматология. 2003. № 6. С. 45-47.

*Борис Борисович Горбунов,  
ведущий инженер,  
Институт биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский  
университет «МИЭТ»,  
г. Зеленоград, г. Москва,  
Вячеслав Александрович Востриков,  
д-р мед. наук, мед. соисполнитель,  
Первый Московский государственный  
медицинский университет им. И.М. Сеченова  
Министерства здравоохранения Российской  
Федерации (Сеченовский Университет),  
г. Москва,  
Игорь Валерьевич Нестеренко,  
ведущий инженер,  
Институт биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский  
университет «МИЭТ»,  
г. Зеленоград, г. Москва,  
Дмитрий Викторович Тельшев,  
канд. техн. наук, доцент, директор,  
Институт бионических систем и инжиниринга,  
Первый Московский государственный  
медицинский университет им. И.М. Сеченова  
Министерства здравоохранения Российской  
Федерации (Сеченовский Университет),  
г. Москва,  
e-mail: boris.b.gorbunov@org.miet.ru*

\* \* \* \* \*