

Оригинальная статья / Original Paper

DOI 10.15826/urej.2021.5.4.002 УДК 615.841:616.12-008:577.352.54

Сравнение энергетической эффективности дефибрилляционных импульсов на базе гипотезы гарантированной дефибрилляции

Б. Б. Горбунов¹ ✉, В. А. Востриков², И. В. Нестеренко¹,
Д. В. Тельшев³

¹ Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
Россия, 124498, Москва, г. Зеленоград, пл. Шокина, 1

² ООО «Зеленоградский инновационно-технологический центр
медицинской техники», Россия, 124527, г. Москва, г. Зеленоград,
Солнечная аллея, 6

³ Первый Московский государственный медицинский университет имени
И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации
(Сеченовский Университет), Россия, 119991, Москва, ул. Трубецкая,
д. 8, стр. 2

✉ boris.b.gorbunov@org.miet.ru

Аннотация

Целью данного исследования является сравнение на основе гипотезы гарантированной дефибрилляции энергетической эффективности биполярного трапецеидального импульса с фиксированной длительностью фронта и среза с основными типами дефибрилляционных импульсов: классической трапецеидальной (truncated exponential) со спадом вершины 50%, прямоугольной и полусинусоидальной. Результаты компьютерного моделирования на базе гипотезы гарантированной дефибрилляции показали, что дефибрилляционные импульсы энергетически эффективны (имеют низкие значения пороговой энергии дефибрилляции) в достаточно узком диапазоне значений длительности фаз, за пределами которого наблюдается быстрый рост пороговой энергии. По энергетической эффективности трапецеидальный импульс с полными фронтами и срезом очень близок к полусинусоидальному, и при этом он имеет более широкий диапазон энергетически эффективных длительностей. Существенно более высокую минимальную пороговую энергию гарантированной дефибрилляции имеют прямоугольный и классический трапецеидальный со спадом вершины 0,5 импульсы, при этом классический трапецеидальный импульс имеет более равномерную характеристику в области энергетически эффективных длительностей. Из полученных результатов можно предположить, что максимальную длительность фаз дефибрилляционного импульса следует ограничивать значением не более 9 мс. При этом номинальная выделенная энергия на сопротивлении нагрузки 175 Ом должна составлять не менее 140 Дж. Возможность увеличения длительности импульса без значимого падения его энергетической эффективности по-

зволит обеспечить выделение большей энергии у больных с высоким сопротивлением грудной клетки и, соответственно, большую вероятность проведения успешной дефибрилляции. Указанное выше увеличивает также вероятность проведения успешной дефибрилляции у больных при ошибках наложения дефибрилляционных электродов или использовании сухих многоразовых дефибрилляционных электродов.

Ключевые слова

дефибрилляция, форма дефибрилляционного импульса, энергетическая эффективность, моделирование, модель кардиомиоцита, цикл фибрилляции, гипотеза гарантированной дефибрилляции

Для цитирования

Горбунов Б. Б., Востриков В. А., Нестеренко И. В., Тельшев Д. В. Сравнение энергетической эффективности дефибрилляционных импульсов на базе гипотезы гарантированной дефибрилляции. *Ural Radio Engineering Journal*. 2021;5(4):353–368. DOI: 10.15826/urej.2021.5.4.002.

Comparison of the energy efficiency of defibrillation pulses based on the hypothesis of guaranteed defibrillation

B. B. Gorbunov¹ ✉, **V. A. Vostrikov²**, **I. V. Nesterenko¹**,
D. V. Telyshev³

¹ National Research University of Electronic Technology (MIET),
1, pl. Shokin, Zelenograd, Moscow, 124498, Russia

² LLC “Zelenograd Innovative and Technological Center of Medical Equipment”,
6, Solnechnaya Alleya, Zelenograd, Moscow, 124527, Russia

³ I.M. Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University),
8-2, ul. Trubetskaya, Moscow, 119991, Russia

✉ boris.b.gorbunov@org.miet.ru

Abstract

The aim of this study is to compare, on the basis of the guaranteed defibrillation hypothesis, the energy efficiency of a trapezoidal defibrillation pulse with fixed rise and fall times with the main types of defibrillation pulses: truncated exponential with the tilt of 50%, rectangular and half-sine. The study was carried out using the ten Tusscher–Panfilov 2006 human ventricular myocyte model subjected to simulated fibrillation in the BeatBox simulation environment. Depolarizing excitation stimuli with a high frequency were used to simulate fibrillation. The results of computer simulation based on the hypothesis of the guaranteed defibrillation showed that defibrillation pulses are energetically efficient (have low values of threshold energy of defibrillation) in a rather narrow range of phase duration values, beyond which a rapid increase in the threshold energy is observed. In terms of energy efficiency, the trapezoidal pulse with the sloping rise and fall is very close to the half-sine one, and at the same time it has a wider range of energetically effective durations.

Significantly higher minimum threshold energy of guaranteed defibrillation is a characteristic of rectangular and truncated exponential pulses, while the truncated exponential pulse has a more uniform characteristic in the area of energetically effective durations. From the results obtained, it can be assumed that the maximum duration of the phases of the defibrillation pulse should be limited to the value of no more than 9ms. In this case, the nominal delivered energy at the load impedance of 175Ω should be at least 140J. The possibility of increasing the pulse duration without a significant drop in its energy efficiency will ensure the delivery of more energy in patients with high transthoracic impedance and, accordingly, a greater probability of successful defibrillation. The above will also increase the probability of successful defibrillation in patients with defibrillation electrodes placement errors.

Keywords

defibrillation, defibrillation pulse waveform, energy efficiency, simulation, cardiomyocyte model, fibrillation cycle, guaranteed defibrillation hypothesis

For citation

Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Nesterenko I. V., Telyshev D. V. Comparison of the energy efficiency of defibrillation pulses based on the hypothesis of guaranteed defibrillation. *Ural Radio Engineering Journal*. 2021;5(4):353–368. (In Russ.) DOI: 10.15826/urej.2021.5.4.002.

Введение

В 2020 г. авторами по результатам моделирования, полученным на модели кардиомиоцита желудочков сердца человека ten Tusscher-Panfilov 2006, была сформулирована гипотеза гарантированной дефибрилляции [1]. Сравнительное моделирование формирования силовым блоком биполярных дефибрилляционных импульсов показало, что при высоких значениях сопротивлений нагрузки реализация трапецеидального импульса с пологими фронтами и срезами позволила обеспечивать большие значения его энергии и среднего тока по сравнению с квазисинусоидальным импульсом [2]. Следует отметить, что биполярный трапецеидальный импульс с пологим фронтом и срезами впервые реализован в дефибриляторе ДФР-02-УОМЗ (АО «ПО «УОМЗ», г. Екатеринбург), серийный выпуск которого был начат в 2003 г. [3]. Решение, примененное в формирователе импульса дефибрилятора, защищено патентом РФ 2218659 [4]. Исследование влияния длительности фронта и среза дефибрилляционного трапецеидального импульса на его энергетическую эффективность, проведенное на основе гипотезы гарантированной дефибрилляции, показало, что его энергетическая эффективность при фиксированной длительности фронта и среза сравнима в широком диапазоне длительностей импульса с энергетической эффективностью полусинусоидального импульса [5].

Целью данного исследования является сравнение на базе гипотезы гарантированной дефибрилляции энергетической эффективности трапецидального дефибрилляционного импульса с фиксированными длительностями фронта и среза с основными видами дефибрилляционных импульсов: классического трапецидального (truncated exponential) со спадом вершины 50%, прямоугольного и полусинусоидального.

В медицинской практике наиболее широко используется биполярный импульс с классической трапецидальной формой первой и второй фаз. Это объясняется простотой и дешевизной его реализации, поскольку он базируется на непосредственном разряде накопителя энергии на нагрузку. Из условия соблюдения постоянного отношения амплитуды второй фазы к первой (оптимальный диапазон значений $0,55 \pm 0,05$ [6]), длительность импульса изменяется пропорционально сопротивлению нагрузки. Следует отметить, что при длительности фаз дефибрилляционного импульса, близкой к оптимальной (для трапецидального импульса около 4 мс), максимальная доза энергии, обеспечивающая 100% успех дефибрилляции, составляет 200 Дж. Однако существует порочная практика навязывания в тендерах на приобретение дефибрилляторов максимальной дозы выбранной энергии 360 Дж. Этой практике косвенно способствует и стандарт на госзакупки автоматических наружных дефибрилляторов, в приложении Б которого указано требование к количеству разрядов с максимальной выбранной энергией от новой батареи помимо требований к количеству разрядов с энергией 200 Дж¹. Стабилизация длительности трапецидального импульса с использованием различных схемотехнических решений реализована в дефибрилляторе ДКИ-Н15Ст «БИФАЗИК+» (НПП «Метекол», Украина) и последних моделях клинических дефибрилляторов ООО Концерн «Аксион» (Россия).

Биполярный импульс с формой фаз, близкой к прямоугольной, и их фиксированными длительностями (6 мс у первой, 4 мс у второй), реализован в дефибрилляторах фирмы Zoll (США) под названием «прямолинейный (rectilinear) импульс». Максимальная выбранная доза энергии у этих дефибрилляторов составляет 200 Дж, при этом, по данным клинических исследований, дефибрилляция желудочков прекращалась первым разрядом прямолинейного импульса выбранной дозой энергии 120 Дж в 87,8% случаев [7]. Прямоугольные дефибрилляционные импульсы реализованы также в дефибрилляторах фирм METRAX GmbH и GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH (Германия).

¹ ГОСТ Р 57155-2016. Изделия медицинские электрические. Дефибрилляторы наружные автоматические. Технические требования для государственных закупок.

Биполярный импульс с близкой к полусинусоидальной формой обеих фаз впервые был реализован в 1972 г. в дефибрилляторе ДИ-03 (Львовский завод РЭМА, СССР), являющемся первым в мире дефибриллятором с биполярной формой импульса [8]. Впоследствии эта форма импульса получила название биполярный квазисинусоидальный импульс Гурвича – Венина. Согласно данным клинических исследований, при устранении первичной и вторичной фибрилляции желудочков сердца суммарная эффективность биполярного квазисинусоидального импульса Гурвича – Венина может достигать при энергии разрядов ≤ 115 Дж 86...90% и энергии ~ 200 Дж – 97...100% [9]. В настоящее время биполярный импульс с близкой к полусинусоидальной форме обеих фаз генерируется дефибрилляторами серии АНД-П (ООО ЗИТЦ-МТ, Россия) и РЕМА-21 (ТЗОВ Львівський завод РЕМА, Украина).

Результаты исследования энергетической эффективности еще одной известной формы биполярных импульсов – модулированных импульсов, представлены в работе [10]. Полученные в работе результаты показали, что немодулированный эквивалент модулированного дефибрилляционного импульса, представляющий собой классический трапецеидальный импульс, имеет меньшее значение пороговой энергии гарантированной дефибрилляции, чем сам модулированный импульс.

Материалы и методы

Исследование проводили на модели миоцита желудочков сердца человека ten Tusscher-Panfilov 2006 [11], находящейся под воздействием имитационной фибрилляции, в среде моделирования BeatBox [12] под операционной системой Fedoga. Фибрилляцию имитировали подачей деполяризующих стимулов возбуждения амплитудой 80 мкА/см² и длительностью $0,5$ мс с частотой 240 мин⁻¹ (предельной частотой возбуждения, воспринимаемой моделью кардиомиоцита [13]). Методика исследования описана в работе [5]. Для приведения длительности фаз импульсов к реальным значениям был использован обоснованный в этой работе коэффициент деления $10,6$.

Исследовали зависимость энергетической эффективности первых фаз биполярных дефибрилляционных импульсов от их длительности, поскольку они играют основную роль в дефибрилляции и выделяют на нагрузке основную часть энергии импульса. Так, если обе фазы дефибрилляционного импульса имеют идентичную форму и амплитуда второй фазы составляет $0,5$ от амплитуды первой фазы, тогда первая фаза будет выделять на нагрузке 80% от всей энергии импульса. Кроме того, механизмы воздействия второй фазы на уменьшение пороговой энергии би-

полярного импульса до настоящего времени не выяснены, а увеличение его энергетической эффективности было установлено в экспериментах на животных и в клинических исследованиях.

На основании результатов, полученных в работе [5], были выбраны следующие параметры трапецеидального импульса с пологими фронтам и срезом: длительность фронта 1,2 мс; длительность среза 1,8 мс, спад вершины 0,2. Минимальное значение длительности импульса задавалось равным 3,45 мс (длительность фронта 1,2 мс; длительность вершины со спадом 0,2–0,45 мс и длительность среза 1,8 мс).

Данные моделирования и другие материалы, относящиеся к работе, размещены на онлайн-ресурсе ResearchGate [14].

Результаты и обсуждение

Диаграмма зависимости относительной пороговой энергии гарантированной дефибрилляции от длительности фазы импульса представлена на рис. 1. Значения относительной пороговой энергии представлены относительно минимальной пороговой энергии для полусинусоидальной формы фаз дефибрилляционного импульса.

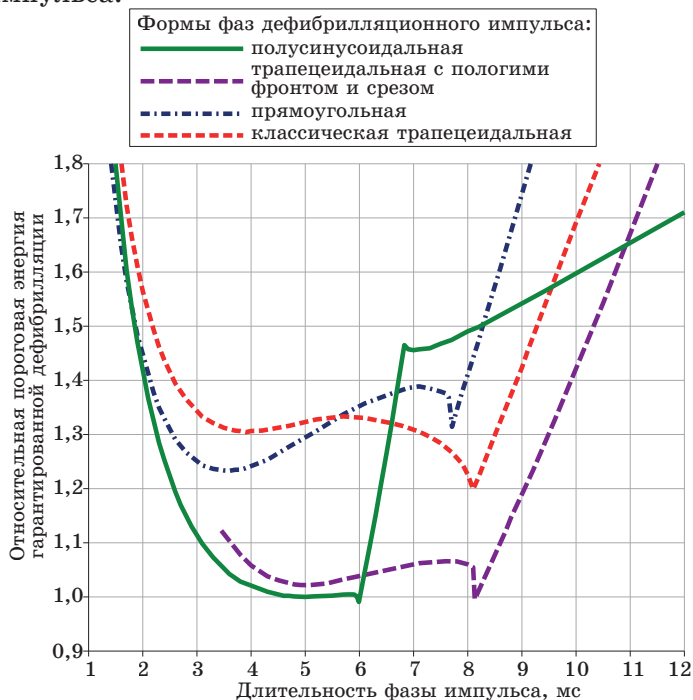


Рис. 1. Зависимость относительной пороговой энергии гарантированной дефибрилляции от длительности фазы импульса
 Fig. 1. Dependence of the relative threshold energy of the guaranteed defibrillation on the duration of the pulse phase

В табл. 1 приведены параметры энергетически оптимальных импульсов без учета локальных минимумов при больших значениях длительности импульсов. В табл. 2 представлены предельные значения длительности фазы импульса в зависимости от значений пороговой энергии гарантированной дефибрилляции относительно минимальной для данного импульса.

Таблица 1. Параметры энергетически оптимальных импульсов

Table 1. Parameters of energy-optimal pulses

Форма фаз биполярного импульса	Длительность фаз при минимальном значении пороговой энергии гарантированной дефибрилляции, мс	Относительная пороговая энергия гарантированной дефибрилляции, безразмерная величина
Полусинусоидальная	5,0	1,00
Трапецеидальная с пологими фронтами и срезом	5,0	1,02
Прямоугольная	3,6	1,23
Классическая трапецеидальная со спадом вершины 0,5	3,9	1,30

Таблица 2. Предельные значения длительности фазы импульса в зависимости от значений пороговой энергии гарантированной дефибрилляции относительно минимальной для данного импульса

Table 2. Limit values of the pulse phase duration depending on the values of the threshold energy of guaranteed defibrillation relative to the minimum for a given pulse

Форма фаз биполярного импульса	Длительность фазы импульса, мс, при пороговой энергии гарантированной дефибрилляции относительно минимальной для данного импульса, безразмерная величина				
	1,2	1,1	1,0	1,1	1,2
Полусинусоидальная	$\geq 2,6$	$\geq 3,1$	5,0	$\leq 6,2$	$\leq 6,4$
Трапецеидальная с пологими фронтами и срезом	–	$\geq 3,45$	5,0	$\leq 8,7$	$\leq 9,1$
Прямоугольная	$\geq 1,9$	$\geq 2,3$	3,6	$\leq 6,1$	$\leq 8,2$
Классическая трапецеидальная со спадом вершины 0,5	$\geq 2,0$	$\geq 2,4$	3,9	$\leq 9,0$	$\leq 9,5$

Энергетически оптимальные биполярные дефибрилляционные импульсы с энергией 200 Дж, выделенной на сопротивление нагрузки 100 Ом, представлены на рис. 2.

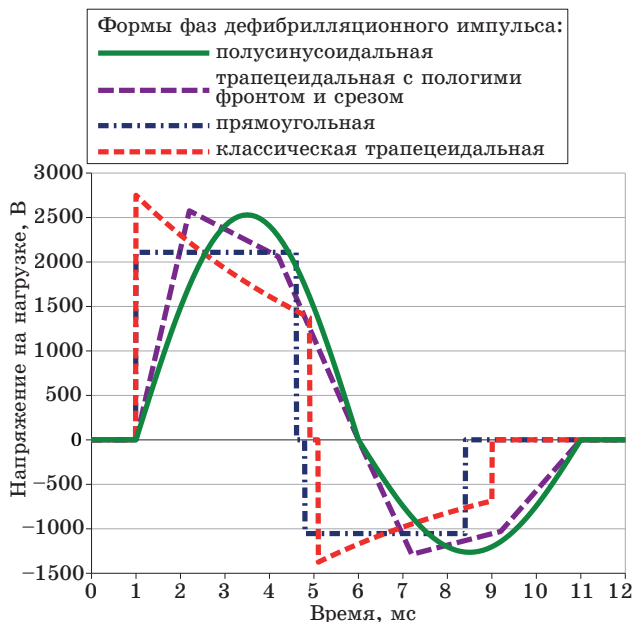


Рис. 2. Энергетически оптимальные биполярные дефибриляционные импульсы с энергией 200 Дж, выделенной на сопротивлении нагрузки 100 Ом

Fig. 2. Energy-optimal biphasic defibrillation pulses with 200J of energy delivered into the 100Ω load impedance

На рис. 1 и табл. 2 видно, что все представленные дефибриляционные импульсы энергетически эффективны в достаточно узком диапазоне значений длительности фаз, за пределами которого наблюдается быстрый рост пороговой энергии дефибриляции, причем как в области малых значений длительности, так и в области больших значений. Можно предположить, что это больше соответствует механизму дефибриляции, чем закон «силы-времени» Гоорвега – Вейса – Лапика, который достаточно точно описывает механизм возбуждения кардиомиоцитов [1; 15]. Механизм дефибриляции существенно отличается от механизма возбуждения кардиомиоцитов в первую очередь потому, что при фибрилляции большинство его кардиомиоцитов находятся в состоянии рефрактерности и не реагируют на обычные импульсы возбуждения. Это подтверждается также тем, что фибрилляция сердца возникает под воздействием переменного тока напряжением от 40 В при силе тока от 100 мА, в то время как для дефибриляции необходимы импульсы амплитудой напряжения до 2...3 кВ при силе тока до 10...30 А. Из полученных результатов можно сделать предположение, что максимальную длительность

фаз дефибриляционного импульса следует ограничивать значением не более 9 мс.

Полученные энергетически оптимальные значения длительности фаз импульсов (табл. 1) не противоречат применяющимся в клинической практике. Так, длительность первой фазы импульса дефибриллятора ДИ-03 составляет 4,5 мс. В публикации [16] со ссылкой на результаты нескольких экспериментальных исследований указывается энергетически оптимальная длительность для прямоугольного дефибриляционного импульса, равная 4 мс. Дефибриллятор ДФР-02-УОМЗ имеет длительность фаз, равную 5 мс. Дефибрилляторы серии АНД-П имеют форму импульса дефибриллятора ДИ-03 на сопротивлении нагрузки 100 Ом. Дефибриллятор “corpulsi³” (GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH, Германия) имеет длительность первой фазы 3,6 мс близкого к прямоугольному импульса².

По энергетической эффективности трапецеидальный импульс с пологими фронтами и срезом сравним с полусинусоидальным импульсом и при этом имеет более широкий диапазон энергетически эффективных длительностей. Существенно более высокую минимальную пороговую энергию гарантированной дефибрилляции имеют прямоугольный и классический трапецеидальный со спадом вершины 0,5 импульсы, при этом классический трапецеидальный импульс имеет более равномерную характеристику в области энергетически эффективных длительностей. Предположительно это связано с тем, что спад вершины импульса играет такую же роль, как и пологий срез импульса [5]. Прямолинейный импульс дефибрилляторов фирмы Zoll (США) лишь в первом приближении является прямоугольным [17]. Например, при выбранной энергии 200 Дж на нагрузке 100 Ом он представляет собой классический трапецеидальный импульс со спадом вершины 0,39. В других случаях вершина прямолинейного импульса имеет зубчатую форму, состоящую из четырех или двух отрезков классического трапецеидального импульса. Поэтому прямолинейный импульс может иметь более низкую пороговую энергию, чем прямоугольный импульс соответствующей длительности.

Классический трапецеидальный импульс формируется непосредственным разрядом накопителя энергии на сопротивление нагрузки. Поэтому при фиксированном спаде вершины импульса его длительность меняется пропорционально сопротивлению нагрузки. Таким образом, в диапазоне сопротивлений нагрузки

² “corpulsi³” Defibrillator User manual. GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH. Version ENG V2.1 – 04130.2. 2013.

25...175 Ом, требуемом по ГОСТ Р МЭК 60601-2-4-2013³, длительность импульса будет изменяться в $175/25 = 7$ раз. Однако область энергетической эффективности для него при пороговых энергиях гарантированной дефибрилляции, не превышающих более чем в 1,2 минимальную, находится в границах 2,0...9,5 мс (изменение длительности импульса в $9,5/2,0 \approx 4,8$ раза). Таким образом, для обеспечения высокой энергетической эффективности классического трапецеидального импульса в диапазоне сопротивлений нагрузки 25...175 Ом необходимы дополнительные меры, например использование добавочных резисторов или изменение емкости накопителя энергии в зависимости от сопротивления нагрузки.

На рис. 2 видно, что для формирования энергетически оптимальных импульсов дефибрилляции с энергией 200 Дж, выделенной на сопротивлении нагрузки 100 Ом, требуется, чтобы начальное напряжение на накопителе энергии приближалось к значению 3000 В. Минимальное начальное напряжение, 2750 В, необходимо для классического трапецеидального импульса, так как оно равно амплитуде первой фазы импульса. Для формирования остальных форм импульсов требуется начальное напряжение на накопителе энергии больше амплитуды первой фазы, так как в процессе формирования импульса будет расходоваться энергия накопителя, и напряжение на нем будет снижаться. Изменение напряжения на накопителе энергии в процессе формирования дефибрилляционных импульсов проиллюстрировано на рис. 3 работы [2]. Однако для того, чтобы обеспечить выделение энергии 200 Дж на нагрузке 175 Ом при оптимальной длительности фаз дефибрилляционного импульса, необходимо увеличить напряжение на накопителе энергии, а это связано с дополнительным увеличением стоимости формирователя дефибрилляционных импульсов, и соответственно, дефибриллятора. Чтобы этого избежать, можно при сопротивлениях нагрузки свыше 100 Ом увеличивать длительность фаз импульса. Например, для трапецеидального импульса с пологими фронтами и срезом верхняя граница диапазона эффективных длительностей по уровню 1,1 от минимальной энергии гарантированной дефибрилляции согласно табл. 2 составляет 8,7 мс. Таким образом, не увеличивая начальное напряжение на накопителе энергии от его значения для сопротивления нагрузки 100 Ом при оптимальной длительности фаз импульса, можно обеспечить энергетически эффективный разряд с выделенной энергией

³ ГОСТ Р МЭК 60601-2-4-2013. Изделия медицинские электрические. Часть 2-4. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к кардиодефибрилляторам.

200 Дж до сопротивления нагрузки $8,7/5,0 \cdot 100 \approx 175$ Ом. Конечно, ГОСТ Р МЭК 60601-2-4-2013 допускает снижение номинального значения выделенной энергии от значения выбранной энергии, однако уменьшение выделенной энергии на больших сопротивлениях нагрузки снижает вероятность успеха дефибрилляции. Поэтому необходимо, чтобы на сопротивлении нагрузки 175 Ом при выбранной энергии 200 Дж значение номинальной выделенной энергии было не менее 140 Дж.

Важность высокой энергетической эффективности дефибрилляционного импульса при высоких значениях сопротивления грудной клетки пациента (СГК), являющегося нагрузкой при нанесении разряда дефибриллятора, показали клинические исследования. Так, в случае применения одноразовых наклеиваемых электродов у взрослых пациентов продемонстрировано разброс значений СГК при переднебоковом расположении электродов $107,2 \pm 22,3$ Ом и при переднезаднем расположении $96,6 \pm 19,2$ Ом [18]. Следует отметить, что эти исследования были проведены в клинике, где наложение дефибрилляционных электродов выполнялось квалифицированными врачами. Вместе с тем на догоспитальном этапе реанимации с использованием автоматических наружных дефибрилляторов с одноразовыми наклеиваемыми электродами разброс СГК составил от 50 до 300 Ом (среднее значение 133 Ом) [19]. Очень высокое сопротивление у ряда больных могло быть связано с неправильным наложением дефибрилляционных электродов спасателями. Клиническое исследование с ручными электродами диаметром 12 см без нанесения разряда показало следующий диапазон СГК: у больных с сухими электродами – 76...236 Ом, с марлевыми прокладками, смоченными физиологическим раствором – 38...146 Ом и с электродами, смоченными гипертоническим раствором – 29...128 Ом (применяется при кардиоверсии) [20]. Таким образом, при проведении дефибрилляции желудочков сердца с помощью наклеиваемых электродов значения СГК могут превышать 175 Ом, регламентированный стандартом, поэтому желательно расширение диапазона рабочих сопротивлений нагрузки дефибриллятора до 300 Ом. Такой возможностью в настоящее время обладают дефибрилляторы фирмы Zoll (США) и дефибриллятор “corpuls³” (GS Elektromedizinische Geräte G. Stemple GmbH, Германия).

Заключение

Результаты проведенного в среде моделирования BeatBox под операционной системой Fedora компьютерного моделирования на базе гипотезы гарантированной дефибрилляции показали, что дефибрилляционные импульсы энергетически эффективны (имеют

низкие значения пороговой энергии дефибриляции) в достаточно узком диапазоне значений длительности фаз, за пределами которого наблюдается быстрый рост пороговой энергии. По энергетической эффективности трапецеидальный импульс с пологими фронтами и срезом очень близок к полусинусоидальному, и при этом он имеет более широкий диапазон энергетически эффективных длительностей. Существенно более высокую минимальную пороговую энергию гарантированной дефибриляции имеют прямоугольный и классический трапецеидальный со спадом вершины 0,5 импульсы, при этом классический трапецеидальный импульс имеет более равномерную характеристику в области энергетически эффективных длительностей. Из полученных результатов можно предположить, что максимальную длительность фаз дефибриляционного импульса следует ограничивать значением не более 9 мс. При этом номинальная выделенная энергия на сопротивлении нагрузки 175 Ом должна составлять не менее 140 Дж. Возможность увеличения длительности импульса без значимого падения его энергетической эффективности позволит обеспечить выделение большей энергии у больных с высоким сопротивлением грудной клетки и соответственно успешную дефибрилляцию. Указанное выше увеличит также вероятность проведения успешной дефибриляции у больных при ошибках наложения дефибрилляционных электродов или использовании сухих многоэлектродных дефибрилляционных электродов.

Благодарности

Настоящие исследования выполнены при реализации проекта «Создание высокотехнологичного производства медицинских изделий для восстановления функции сердца в обеспечение общедоступной дефибриляции».

Благодарим АО «ПО «УОМЗ», в лице главного конструктора КБ медицинских изделий Чупова Алексея Александровича, за активное развитие прикладных исследований в области электрической дефибриляции.

Acknowledgments

This research was carried out during the implementation of the project “Creation of high-tech production of medical devices for the restoration of heart function to ensure public defibrillation.”

We are grateful to JSC PA UOMP, represented by the chief designer of the design bureau of medical devices, Aleksey A. Chupov, for the active development of applied research in the field of electrical defibrillation.

Список литературы

1. Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Galyastov A. A., Nesterenko I. V., Telyshev D. V., Denisov M. V. Guaranteed defibrillation on a cardiomyocyte model. In: 2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering,

Radioelectronics and Information Technology (USBREIT). IEEE; 2020. P. 0058–0061. DOI: 10.1109/USBREIT48449.2020.9117701

2. Горбунов Б. Б., Востриков В. А., Нестеренко И. В., Тельшев Д. В. Сравнительное моделирование дефибрилляционных биполярных импульсов: квазисинусоидального и трапецеидального с пологими фронтами и срезом. *Медицинская техника*. 2020;(1):43–46. (На англ. яз.: DOI: 10.1007/s10527-020-09974-6)

3. Черемных В. А., Юзефович А. В. Электроимпульсная терапия жизнеопасных тахикардий. Что нужно знать при использовании дефибриллятора «ДФР-2-УОМЗ». *Интенсивная терапия*. 2005;(1):51–54.

4. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф., Селищев С. В., Старшинов Н. Н., Хлебников Ю. Б., Черемных В. А. *Устройство формирования биполярного сигнала*. Патент РФ № 2218659. Опубликовано 10.12.2003.

5. Горбунов Б. Б., Востриков В. А., Нестеренко И. В., Селищев С. В., Тельшев Д. В. Оценка влияния длительности фронта и среза дефибрилляционного монополярного трапецеидального импульса на его энергетическую эффективность на модели кардиомиоцита ten Tusscher-Panfilov. *Медицинская техника*. 2020;(4):31–34. (На англ. яз.: DOI: 10.1007/s10527-020-10020-8)

6. 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;129(Прил. 2):40–41.

7. Hess E. P., Agarwa D., Myers L. A., Atkinson E. J., White R. D. Performance of a rectilinear biphasic waveform in defibrillation of presenting and recurrent ventricular fibrillation: a prospective multicenter study. *Resuscitation*. 2011;82(6):685–689. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2011.02.008

8. 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):48–53.

9. Востриков В. А., Сыркин А. Л., Холин П. В., Разумов К. В. Внутрибольничная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного синусоидального импульса. *Кардиология*. 2003;43(12):51–58.

10. Горбунов Б. Б. Оценка влияния импульсной модуляции дефибрилляционного импульса на его энергетическую эффективность на основе гипотезы гарантированной дефибрилляции. *Медицинская техника*. 2021;(3):35–38. (На англ. яз.: DOI: 10.1007/s10527-021-10101-2)

11. ten Tusscher K. H., Panfilov A. V. Alternans and spiral breakup in a human ventricular tissue model. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*. 2006;291(3):H1088–H1100. DOI: 10.1152/ajpheart.00109.2006

12. Antonioletti M., Biktashev V. N., Jackson A., Kharche S. R., Stary T., Biktasheva I. V. BeatBox – HPC Simulation Environment for Biophysically and Anatomically Realistic Cardiac Electrophysiology. *PLoS One*. 2017;12(5):e0172292. DOI: 10.1371/journal.pone.0172292

13. Gorbunov B. B. Study of the impact of rectangular current pulses on the ten Tusscher-Panfilov model of human ventricular myocyte. *Journal of Biomedical Science and Engineering*. 2017;10(7):355–366.
14. Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Nesterenko I. V., Telyshev D. V. *Comparison of the energy efficiency of defibrillation pulses based on the hypothesis of guaranteed defibrillation: Supplementary resources*. Available at: <https://www.researchgate.net/publication/354734445> (Accessed: 21.09.2021)
15. Горбунов Б. Б. Исследование свойств мембраны клетки миокарда на модели Luo-Rudy. *Медицинская техника*. 2012;(3):32–34. (На англ. яз.: DOI: 10.1007/s10527-012-9282-9)
16. Cansell A. Wirksamkeit und Sicherheit der Impulskurvenformen bei transthorakaler Defibrillation. *Notfall & Rettungsmedizin*. 1998;1(6):372–380. DOI:10.1007/s100490050087
17. Lopin M. L., Ayati S. *Electrotherapy circuit having controlled current discharge based on patient-dependent electrical parameter*. US Patent No 6096063. Published 1.08.2000.
18. Krasteva V., Matveev M., Mudrov N., Prokopova R. Transthoracic impedance study with large self-adhesive electrodes. *Bioautomation*. 2006;(4)57–68.
19. Li Y., Quan W., Freeman G., Tang W. Abstract 118: Distribution of transthoracic impedance measured in pre-hospital sudden cardiac arrest. *Circulation*. 2010;122(suppl_21):A118.
20. 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):45–47.

References

1. Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Galyastov A. A., Nesterenko I. V., Telyshev D. V., Denisov M. V. Guaranteed defibrillation on a cardiomyocyte model. In: *2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT)*. IEEE; 2020, pp. 0058–0061. DOI: 10.1109/USBEREIT48449.2020.9117701
2. Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Nesterenko I. V., Telyshev D. V. Comparative modeling of biphasic defibrillation pulses: quasi-sinusoidal and trapezoidal with sloping rise and fall. *Biomedical Engineering*. 2020;54(1):60–64. DOI: 10.1007/s10527-020-09974-6
3. Cheremnykh V. A., Yuzefovich A. V. Electrical impulse therapy for life-threatening tachyarrhythmias. What you need to know when using the DFR-2-UOMZ defibrillator. *Intensivnaya terapiya*. 2005;(1):51–54. (In Russ.)
4. Gorbunov B. B., Gusev A. N., Kurikov S. F., Selishchev S. V., Starshinov N. N., Khlebnikov Yu. B., Cheremnykh V. A. *Bipolar signal shaping device*. RU patent No. 2218659. Published on 2003.12.10. (In Russ.)
5. Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Nesterenko I. V., Selishchev S. V., Telyshev D. V. Evaluation of the influence of the rise and fall times of a

monophasic trapezoidal defibrillation pulse on its energy efficiency using the ten Tusscher–Panfilov cardiomyocyte model. *Biomedical Engineering*. 2020;54(4):270-274. DOI: 10.1007/s10527-020-10020-8

6. Vostrikov V.A., Bogushevich M.S. Influence of the amplitude of the 2nd phase of a biphasic sinusoidal pulse on the efficiency of external defibrillation of the ventricles of the heart. *Byulleten' eksperimental'noy biologii i meditsiny*. 2000;129(Suppl. 2):40–41. (In Russ.)

7. Hess E.P., Agarwa D., Myers L.A., Atkinson E.J., White R.D. Performance of a rectilinear biphasic waveform in defibrillation of presenting and recurrent ventricular fibrillation: a prospective multicenter study. *Resuscitation*. 2011;82(6):685–689. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2011.02.008

8. Venin I.V., Gurvich N.L., Liberzon A.P., Tabak V.Ya., Tsukerman B.M., Sherman A.M. DI-03 and DKI-01 defibrillators. *Novosti meditsinskogo priborostroyeniya*. 1973;(3):48–53. (In Russ.)

9. Vostrikov V.A., Syrkin A.L., Kholin P.V., Razumov K.V. Inhospital ventricular defibrillation: the effectiveness of the biphasic sinusoidal pulse. *Kardiologiya*. 2003;43(12):51–58. (In Russ.)

10. Gorbunov B.B. Evaluation of the effect of chopping modulation of a defibrillation pulse on its energy efficiency based on the hypothesis of guaranteed defibrillation. *Biomedical Engineering*. 2021;55(3):199–203. DOI: 10.1007/s10527-021-10101-2

11. ten Tusscher K.H., Panfilov A.V. Alternans and spiral breakup in a human ventricular tissue model. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*. 2006;291(3):H1088–H1100. DOI: 10.1152/ajpheart.00109.2006

12. Antonioletti M., Biktashev V.N., Jackson A., Kharche S.R., Stary T., Biktasheva I.V. BeatBox – HPC Simulation Environment for Biophysically and Anatomically Realistic Cardiac Electrophysiology. *PLoS One*. 2017;12(5):e0172292. DOI: 10.1371/journal.pone.0172292

13. Gorbunov B.B. Study of the impact of rectangular current pulses on the ten Tusscher-Panfilov model of human ventricular myocyte. *Journal of Biomedical Science and Engineering*. 2017;10(7):355–366.

14. Gorbunov B.B., Vostrikov V.A., Nesterenko I.V., Telyshev D.V. *Comparison of the energy efficiency of defibrillation pulses based on the hypothesis of guaranteed defibrillation: Supplementary resources*. Available at: <https://www.researchgate.net/publication/354734445> (Accessed: 21.09.2021)

15. Gorbunov B.B. A study of the myocardium cell membrane using the Luo-Rudy model. *Biomedical Engineering*. 2012;46(3):117–119. DOI: 10.1007/s10527-012-9282-9

16. Cansell A. Wirksamkeit und Sicherheit der Impulskurvenformen bei transthorakaler Defibrillation. *Notfall & Rettungsmedizin*. 1998;1(6):372–380. DOI:10.1007/s100490050087

17. Lopin M.L., Ayati S. *Electrotherapy circuit having controlled current discharge based on patient-dependent electrical parameter*. US Patent No 6096063. Published 1.08.2000.

18. Krasteva V., Matveev M., Mudrov N., Prokopova R. Transthoracic impedance study with large self-adhesive electrodes. *Bioautomation*. 2006;(4)57–68.

19. Li Y., Quan W., Freeman G., Tang W. Abstract 118: Distribution of transthoracic impedance measured in pre-hospital sudden cardiac arrest. *Circulation*. 2010;122(suppl_21):A118.

20. Razumov K. V., Vostrikov V. A., Kholin P. V. Method for optimization of electropulse therapy of life-threatening arrhythmias in patients with coronary heart disease. *Anesteziologiya i reanimatologiya*. 2003;(6):45–47.

Информация об авторах

Горбунов Борис Борисович, ведущий инженер, Институт биомедицинских систем, Национальный исследовательский университет «МИЭТ», г. Зеленоград, г. Москва, Россия, boris.b.gorbunov@org.miet.ru.

Вячеслав Александрович Востриков, доктор медицинских наук, медицинский соисполнитель, ООО «Зеленоградский инновационно-технологический центр медицинской техники», г. Зеленоград, г. Москва, Россия, vostricov.v@yandex.ru.

Игорь Валерьевич Нестеренко, ведущий инженер, Институт биомедицинских систем, Национальный исследовательский университет «МИЭТ», г. Зеленоград, г. Москва, Россия, nesterenko@bms.zone.

Тельшев Дмитрий Викторович, доктор технических наук, доцент, директор Института бионических систем и инжиниринга, Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), г. Москва, Россия, dmitry.telyshev@zitc-mt.ru.

Information about the authors

Boris B. Gorbunov, Leading Engineer, Institute of Biomedical Systems, National Research University of Electronic Technology (MIET), Zelenograd, Moscow, Russia, boris.b.gorbunov@org.miet.ru.

Vyacheslav A. Vostrikov, Doctor of Medical Sciences, Medical Co-Executor, LLC “Zelenograd Innovative and Technological Center of Medical Equipment”, Zelenograd, Moscow, Russia, vostricov.v@yandex.ru

Igor V. Nesterenko, Leading Engineer, Institute of Biomedical Systems, National Research University of Electronic Technology (MIET), Zelenograd, Moscow, Russia, nesterenko@bms.zone.

Dmitry V. Telyshev, Doctor of Technical Sciences, Associate Professor, Director of the Institute of Bionic Systems and Engineering, I. M. Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russia, dmitry.telyshev@zitc-mt.ru.

Поступила / Received: 27.09.2021

Принята в печать / Accepted: 12.02.2022