

Моделирование воздействия однополярного четырехфазного трапецеидального дефибрилляционного импульса на модель кардиомиоцита

Аннотация

На основе данных моделирования реакции находящегося в состоянии имитационной фибрилляции кардиомиоцита на деполяризующий и гиперполяризующий однополярные четырехфазные трапецеидальные импульсы дефибрилляции выполнено сравнение с энергетически оптимальным биполярным трапецеидальным импульсом. Результаты моделирования показали, что однополярный четырехфазный дефибрилляционный импульс имеет значимо более высокую энергетическую эффективность по сравнению с биполярным импульсом с одинаковой формой первых двух фаз. Кроме того, однополярный четырехфазный импульс реализует возможность достижения значения индекса полноты дефибрилляции, близкого к единице, что повышает вероятность успешной дефибрилляции. По сравнению с формированием биполярного трапецеидального импульса формирование однополярного четырехфазного импульса исключает необходимость в высоковольтном мостовом переключателе полярности.

Введение

Так сложилось, что под многофазными дефибрилляционными импульсами понимаются биполярные импульсы с чередованием полярностей фаз. Действительно, первое клиническое применение получила дефибрилляция переменным током [1]. Затем первые импульсные дефибрилляторы формировали импульс за счет разряда колебательного RLC-контура [2]. И хотя эти импульсы назывались монополярными, они имели разнополярные фазы небольшой амплитуды. Первый дефибриллятор, генерирующий двухфазный биполярный импульс, имел колебательный RLC-контур, содержащий дополнительные элементы, стабилизирующие амплитуду второй фазы [3]. Затем появились дефибрилляторы, генерировавшие двухфазный трапецеидальный импульс, который также были биполярным. Поэтому не вызывает удивления, что в исследованиях многофазных импульсов они также были биполярными [4]–[11]. Единственным исключением из этого ряда является ранняя работа Н.Л. Гурвича [12]. В истории дефибрилляции известны и чисто однофазные дефибрилляционные импульсы, например критически демпфированный импульс Эдмарка, долгое время использовавшийся в дефибрилляторах серии «LIFEPAC» фирмы «Physio-Control» (США) [13], [14]. Монополярный трапецеидальный импульс имел также малоизвестный дефибриллятор ДФ-84, выпускавшийся в СССР [15].

Обнаружение влияния паузы между фазами биполярного импульса на повышение его энергетической эффективности позволило предположить, что энергетически эффективными могут быть и многофазные однополярные импульсы [16]. Даже если биполярный трапецеидальный и многофазный однополярный импульсы окажутся равно эффективными, генерация однополярного многофазного импульса обеспечивает существенное снижение стоимости дефибриллятора за счет исключения из схемы силового блока высоковольтного мостового переключателя полярности.

Целью данного исследования является оценка энергетической эффективности монополярного четырехфазного дефибрилляционного импульса.

Материалы и методы

Исследования проводили на модели миоцита желудочков сердца человека ten Tusscher-Panfilov 2006 [17] в среде моделирования BeatBox [18], [19] под операционной системой Fedora Linux [20], [21]. Моделирование выполняли на компьютере под операционной системой Windows 11, операционная система Fedora Linux была реализована в среде виртуализации Oracle VM VirtualBox [22]. Обмен файлами между операционными системами осуществляли через общую папку.

Фибрилляцию имитировали стимуляцией модели кардиомиоцита импульсами возбуждения амплитудой 80 мкА/см² и

длительностью 0,5 мс с частотой 240 мин⁻¹ (предельной частотой возбуждения, воспринимаемой моделью кардиомиоцита).

Моделирование энергетической эффективности импульсов выполняли по методике, описанной в работе [16]. В процессе моделирования для многократного запуска скрипта BeatBox с разными значениями параметров использовался скрипт научного языка программирования GNU Octave.

Временные диаграммы деполяризующих дефибрилляционных импульсов, использованных при моделировании, представлены на рис. 1. Исключение составляют однополярные двухфазный и трехфазный трапецеидальные импульсы, которые представлены соответствующими фазами четырехфазного импульса.

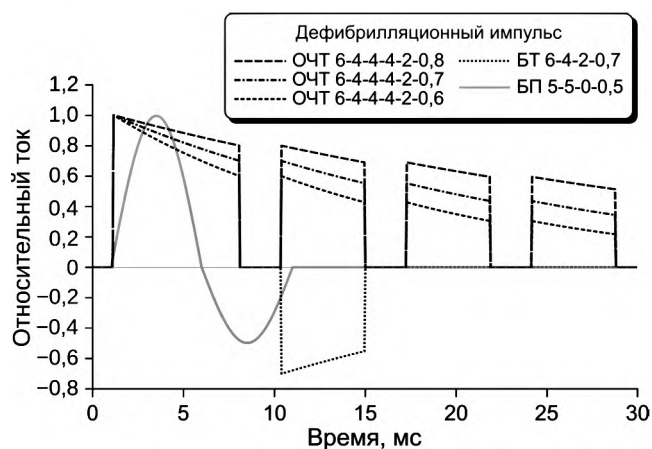


Рис. 1. Временные диаграммы деполяризующих дефибрилляционных импульсов: БП d_1 - d_2 - dp - k_2 – биполярный полусинусоидальный; БТ d_1 - d_2 - dp - k_2 – биполярный трапецеидальный; ОЧТ d_1 - d_2 - d_3 - d_4 - dp - k_2 – однополярный четырехфазный трапецеидальный, где d_1 , d_2 , d_3 , d_4 – длительность фаз 1-4, мс; dp – длительность паузы между фазами, мс; k_2 – коэффициент амплитуды второй фазы

Полученные результаты моделирования, использованные скрипты BeatBox и GNU Octave, а также другие материалы, относящиеся к работе, размещены на онлайн-ресурсе ResearchGate [23].

Результаты и обсуждение

За единицу относительной энергии принимали пороговый коэффициент энергии возбуждения модели кардиомиоцита, находящейся в состоянии покоя, монополярным полусинусоидальным импульсом дефибрилляции с энергетически оптимальной длительностью 5 мс, равный 132,1 мкА²·мс/см⁴. В легендах рисунков приняты следующие обозначения дефибрил-

ляционных импульсов: БП $d1-d2-dp-k2$ – биполярный полусинусоидальный, БТ $d1-d2-dp-k2$ – биполярный трапецеидальный, ОБТ $d1-d2-dp-k2$ – однополярный двухфазный трапецеидальный, ОТТ $d1-d2-dp-k2$ – однополярный трехфазный трапецеидальный, ОЧТ $d1-d2-d3-d4-dp-k2$ – однополярный четырехфазный трапецеидальный, где $d1, d2, d3, d4$ – длительность фаз 1-4, мс; dp – длительность паузы между фазами, мс; $k2$ – коэффициент амплитуды второй фазы.

На рис. 2 представлены графики зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих дефибрилляционных импульсов, полученные при опробовании различных однополярных многофазных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов.

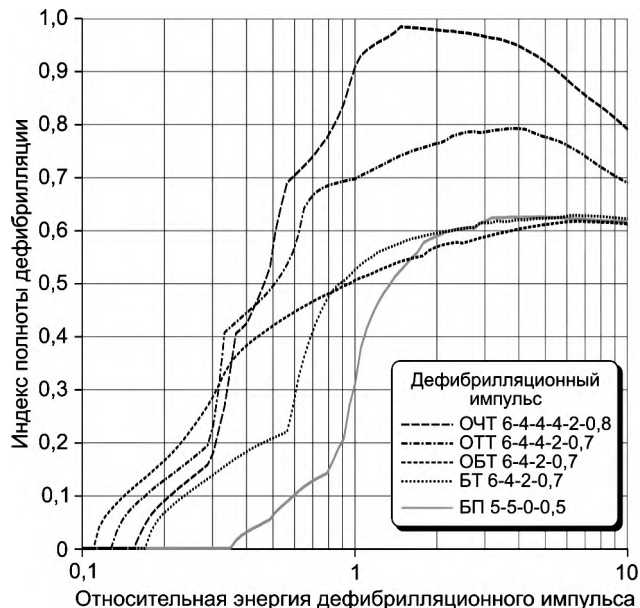


Рис. 2. Графики зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих дефибрилляционных импульсов, полученные при опробовании различных однополярных многофазных трапецеидальных импульсов

Сначала был получен график зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии дефибрилляционного импульса для однополярного двухфазного импульса. Он оказался незначительно хуже, чем у энергетически оптимального биполярного импульса. Однополярный трехфазный импульс уже превосходил энергетически оптимальный биполярный импульс, при этом максимальный индекс полноты дефибрилляции у него приближался к 0,8 против близкого к 0,6 у биполярного импульса. И наконец, сохраняя преимущество однополярного трехфазного импульса, однополярный четырехфазный импульс обеспечил максимальный индекс полноты дефибрилляции, близкий к единице.

На рис. 3 представлены графики зависимости индексов полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих однополярных четырехфазных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с различными коэффициентами амплитуды второй фазы.

На рис. 4 представлены графики зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии гиперполяризующих однополярных четырехфазных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с различными коэффициентами амплитуды второй фазы.

Гиперполяризующий однополярный четырехфазный трапецеидальный дефибрилляционный импульс, так же как и деполяризующий, обеспечивает максимальный индекс полноты дефибрилляции, близкий к единице, что повышает вероятность успешной дефибрилляции. Кроме того, однополярный четырехфазный трапецеидальный дефибрилляционный импульс превосходит не только биполярный двухфазный, но и биполярный четырехфазный [24] импульсы.

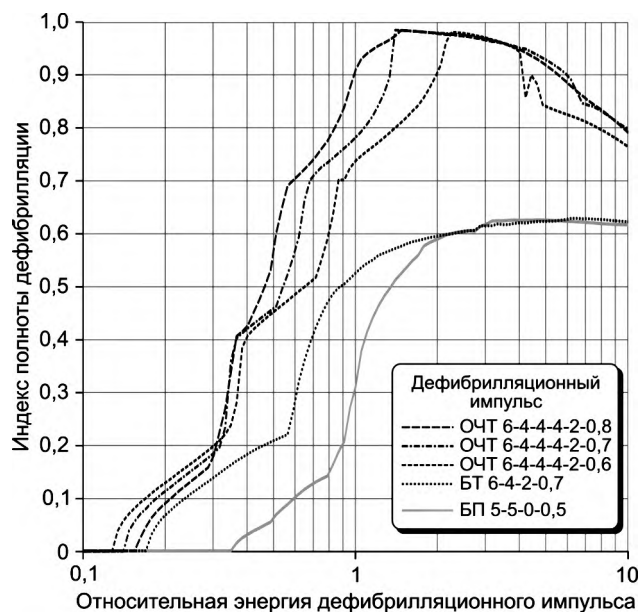


Рис. 3. Графики зависимости индексов полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих однополярных четырехфазных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с различными коэффициентами амплитуды второй фазы

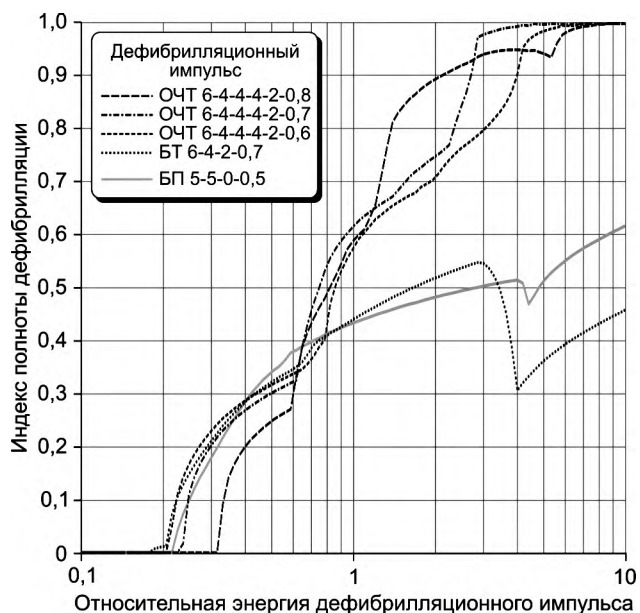


Рис. 4. Графики зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии гиперполяризующих однополярных четырехфазных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с различными коэффициентами амплитуды второй фазы

Следует отметить, что для однополярного четырехфазного импульса использовались параметры энергетически оптимального биполярного импульса, но его энергетически оптимальные параметры могут отличаться.

Если полученные результаты моделирования подтвердятся в экспериментах, это произведет революцию в схемотехнике силовых блоков дефибрилляторов. Снижению стоимости дефибрилляторов, генерирующих однополярный четырехфазный трапецеидальный дефибрилляционный импульс, способствуют два фактора: отсутствие высоковольтного мостового переключателя полноты и снижение максимального напряжения на накопительном конденсаторе.

Заключение

Результаты моделирования показали, что однополярный четырехфазный трапецеидальный дефибрилляционный им-

пульс превосходит не только биполярный двухфазный, но и биполярный четырехфазный импульсы. В случае экспериментального подтверждения полученных результатов дефибрилляторы, генерирующие однополярный четырехфазный трапецеидальный дефибрилляционный импульс, будут иметь более низкую стоимость по сравнению с дефибрилляторами, генерирующими биполярный трапецеидальный импульс, и при этом обеспечивать повышенную вероятность успешной дефибрилляции. Энергетически оптимальные значения параметров однополярного четырехфазного трапецеидального импульса нуждаются в уточнении.

Работа выполнена в рамках крупного научного проекта Министерства науки и высшего образования Российской Федерации, Соглашение № 075-15-2024-555 от 25 апреля 2024 года.

Список литературы:

1. Beck C.S., Pritchard W.H., Feil H.S. Ventricular fibrillation of long duration abolished by electric shock // Journal of the American Medical Association. 1947. Vol. 135. № 15. PP. 985-986.
2. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Селищев С.В., Востриков В.А. Оценка энергетической эффективности первых импульсных дефибрилляторов // Медицинская техника. 2024. № 5. С. 42-45.
3. 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. Вып. 3. С. 48-53.
4. Jones J.L., Jones R.E. Improved safety factor for triphasic defibrillator waveforms // Circulation Research. 1989. Vol. 64. № 6. PP. 1172-1177.
5. Huang J., KenKnight B.H., Rollins D.L., Smith W.M., Ideker R.E. Ventricular defibrillation with triphasic waveforms // Circulation. 2000. Vol. 101. № 11. PP. 1324-1328.
6. McDaniel W.C., Magin T., Madsen R.W., Bonagura J.D., Schuder J.C., Curtis J.J. Transthoracic defibrillation of dogs with Edmark, biphasic, and quadriphasic waveforms // Journal of Electrocardiology. 2002. Vol. 35. № 1. 45-52.
7. Zhang Y., Ramabhadran R.S., Boddicker K.A., Bawaney I., Davies L.R., Zimmerman M.B., Wuthrich S., Jones J.L., Kerber R.E. Triphasic waveforms are superior to biphasic waveforms for transthoracic defibrillation: Experimental studies // Journal of the American College of Cardiology. 2003. Vol. 42. № 3. PP. 568-575.
8. Mischke K., Zarse M., Brehmer K., Stellbrink C., Hanrath P., Schauer P. Comparative efficacy of triphasic and biphasic internal defibrillation // Progress in Biomedical Research. 2003. Vol. 8. № 4. PP. 224-228.
9. Zhang Y., Boddicker K.A., Davies L.R., Jones J.L., Kerber R.E. Surgical open-chest ventricular defibrillation: Triphasic waveforms are superior to biphasic waveforms // Pacing and Clinical Electrophysiology. 2004. Vol. 27. № 7. PP. 941-948.
10. Zhang Y., Rhee B., Davies L.R., Zimmerman M.B., Snyder D., Jones J.L., Kerber R.E. Quadriphasic waveforms are superior to triphasic waveforms for transthoracic defibrillation in a cardiac arrest swine model with high impedance // Resuscitation. 2006. Vol. 68. № 2. PP. 251-258.
11. Tang C., Wang P., Gong Y., Wei L., Li Y., Zhang S. The effects of second and third phase duration on defibrillation efficacy of triphasic rectangle waveforms // Resuscitation. 2016. Vol. 102. PP. 57-62.
12. Гурвич Н.Л. Прекращение фибрилляции сердца повторными конденсаторными разрядами подпороговой силы // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 1945. Т. 20. № 3. С. 55-58.
13. Edmark K.W. Simultaneous voltage and current waveforms generated during internal and external direct current pulse defibrillation // Surgical Forum. 1963. № 14. PP. 262-264.
14. Edmark K.W., Thomas G.I., Jones T.W. DC pulse defibrillation // The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 1966. Vol. 51. № 3. PP. 326-333.
15. Defibrillator DF-84 Elektronika / In: The history of defibrillation in the USSR, Russia and Ukraine: Technology at the service of medicine / B. Gorbunov, I. Venin, V. Vostrikov. – Saarbrücken: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2017. PP. 59-60.
16. Горбунов Б.Б. Оценка влияния длительности паузы между фазами деполяризующих биполярных полусинусоидального и трапецеидального импульсов дефибрилляции на их энергетическую эффективность // Медицинская техника. 2024. № 2. С. 42-46.
17. Ten Tusscher K.H.W.J., Panfilov A.V. Alternans and spiral breakup in a human ventricular tissue model // American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology. 2006. Vol. 291. № 3. PP. H1088-H1100.
18. 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. Vol. 12. № 5. Art. e0172292.
19. BeatBox – HPC Environment for Biophysically and Anatomically Realistic Cardiac Simulations / <https://empslocal.ex.ac.uk/people/staff/vnb262/software/BeatBox/> (дата доступа: 06.01.2026).
20. Fedora Linux | The Fedora Project / <https://fedoraproject.org/> (дата доступа: 06.01.2026).
21. Installing the BeatBox simulation environment on Fedora operating system for the root superuser (in Russian/English) / <https://www.researchgate.net/publication/386267240> (дата доступа: 06.01.2026).
22. Oracle VM VirtualBox // URL: <https://www.virtualbox.org/> (дата доступа: 06.01.2026).
23. Study of the effect of a unipolar quadriphasic truncated exponential defibrillation pulse on a cardiomyocyte model: Supplementary resources / <https://www.researchgate.net/publication/399487091> (дата доступа: 06.01.2026).
24. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Герасименко А.Ю., Селищев С.В. Исследование воздействия четырехфазного трапецеидального дефибрилляционного импульса на модель кардиомиоцита // Медицинская техника. 2025. № 6. С. 29-32.

Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет Московский институт
электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
инженер,
Дизайн-центр гибкой биоэлектроники,
Институт бионических технологий
и инжиниринга,
Первый Московский государственный
медицинский университет
им. И.М. Сеченова Минздрава
России (Сеченовский Университет),
г. Москва,
e-mail: boris.b.gorbunov@org.miet.ru