

22. Casallas I., Urbina R., Paez-Rueda C.I., Perilla G., Pérez M., Fajardo A. Analysis of the soft-switching tuning effect on the figures of merit involved in the design of a class-E amplifier with finite DC-feed inductance // Electronics. 2021. Vol. 10. № 14. PP. 1705-1-1705-24.
23. Park S., Rivas-Davila J. Duty cycle and frequency modulations in class-E dc-dc converters for a wide range of input and output voltages // IEEE Transactions on Power Electronics. 2018. Vol. 33. № 12. PP. 10524-10538.
24. Ahmadi M.M., Ghandi S. A class-E power amplifier with wideband FSK modulation for inductive power and data transmission to medical implants// IEEE Sensors Journal. 2018. Vol. 18. № 17. PP. 7242-7252.
25. Carta R., Thoné J., Gosset G., Cogels G., Flandre D., Puers R. A self-tuning inductive powering system for biomedical implants // Procedia Engineering. 2011. Vol. 25. PP. 1585-1588.
26. Trigui A., Hached S., Mounaim F., Ammari A.C., Sawan M. Inductive power transfer system with self-calibrated primary resonant frequency // IEEE Transactions on Power Electronics. 2015. Vol. 30. № 11. PP. 6078-6087.
27. Issi F., Kaplan O. Design and application of wireless power transfer using Class-E inverter based on Adaptive Impedance-Matching Network // ISA Transactions. 2022. Vol. 126. PP. 415-427.
28. Huang Z., Wang L., Zhang Y., Liu R. Design of WPT RF Power Supply Based on Dual Directional Coupler and Capacitor Array Impedance Matching Network // IEEE Access. 2020. Vol. 8. PP. 68209-68218.
29. Selyutina E. V., Mindubaev E.A. The Effect of Class E Power Amplifier Duty Cycle on Output Characteristics of the Inductive Power Transfer System with Capacitive Tuning / Proceedings of the 2022 Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering, ElConRus 2022. 2022. PP. 1601-1604.
30. Selyutina E.V., Gurov K.O., Mindubaev E.A. The Effect of the Operating Frequency on the Output Characteristics of a Wireless Transcutaneous Energy Transfer System Based on a Class E Power Amplifier with Tunable Capacitors // Biomedical Engineering. 2021. Vol. 55. № 2. PP. 103-106.
31. Kanso® 2 Sound Processor. User Guide [электронный ресурс] / <https://cochlearimplanthelp.com/wp-content/uploads/2021/01/cochlear-kanso-2-user-guide.pdf> (дата обращения: 28.10.2025).
32. Аудиопроцессор SONNET 2. Руководство пользователя [электронный ресурс] / <https://www.ci-market.ru/upload/iblock/lcb/nsrtzsbmul2f7iq0o74xp159cfl6d1t.pdf> (дата обращения: 28.10.2025).
33. NEVRO. Patient Manual [электронный ресурс] / [https://s28.q4cdn.com/260621474/files/doc\\_downloads/patient\\_manuals/2021/07/Patient-Manual-\(11052\).pdf](https://s28.q4cdn.com/260621474/files/doc_downloads/patient_manuals/2021/07/Patient-Manual-(11052).pdf) (дата обращения: 28.10.2025).

Елена Викторовна Селютина,  
инженер,  
Эдуард Адипович Миндубаев,  
канд. техн. наук, доцент,  
Арсений Анатольевич Данилов,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
Институт биомедицинских систем,  
ФГАОУ ВО «Национальный  
исследовательский университет «Московский  
институт электронной техники»,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
e-mail: opplyana@gmail.com

**Б.Б. Горбунов, А.Н. Гусев, А.Ю. Герасименко, С.В. Селищев**

## **Исследование воздействия четырехфазного трапецидального дефибрилляционного импульса на модель кардиомиоцита**

### **Аннотация**

На основе данных моделирования реакции находящегося в состоянии имитационной фибрилляции кардиомиоцита на деполяризующий и гиперполяризующий четырехфазный трапецидальный импульс дефибрилляции выполнено сравнение с энергетически оптимальным биполярным трапецидальным импульсом. Результаты моделирования показали, что четырехфазный дефибрилляционный импульс с длительностью первой фазы 6 мс, остальных фаз – 4 мс, длительностью паузы между фазами 2 мс и коэффициентом амплитуды второй фазы 0,5 имеет значительно более высокую энергетическую эффективность по сравнению с биполярным импульсом с одинаковой формой первых двух фаз. По сравнению с формированием биполярного трапецидального импульса формирование четырехфазного импульса требует лишь добавления еще двух циклов переключения мостового переключателя полярности.

### **Введение**

Побуждением к выполнению этого исследования были результаты, полученные при моделировании воздействия на модель кардиомиоцита дефибрилляционных импульсов первых импульсных дефибрилляторов [1]. Поскольку разрядная схема первых импульсных дефибрилляторов содержала индуктор, в зависимости от сопротивления нагрузки они имели значительные амплитуды второй и последующих фаз. Особенно этот эффект был выражен при сопротивлении нагрузки 25 Ом у дефибриллятора «Premia». При этом моделирование воздействия такого дефибрилляционного импульса на модели кардиомиоцита показало, что при больших значениях относительной энергии он обеспечивает более высокое значение индекса полноты дефибрилляции по сравнению с энергетически оптимальным биполярным полусинусоидальным импульсом. Следует

отметить, что в период с 1989 по 2016 годы был опубликован ряд работ, показывающих преимущество трехфазной и четырехфазной форм дефибрилляционного импульса над биполярной [2]-[9]. В работе [2] в эксперименте на монослое кардиомиоцитов трехфазный прямоугольный импульс обеспечил уменьшение постшоковых аритмий по сравнению с биполярным импульсом. В работе [4] в эксперименте на животных четырехфазный трапецидальный дефибрилляционный импульс показал более высокую эффективность по сравнению с биполярным, особенно при высоких значениях сопротивления нагрузки. В работе [8] в эксперименте на животных четырехфазный трапецидальный дефибрилляционный импульс показал более высокую эффективность по сравнению с трехфазным при высоких значениях сопротивления нагрузки.

В современной практике наружной дефибрилляции среднее значение сопротивления грудной клетки находится в верх-

ней части диапазона сопротивлений нагрузки, определенного стандартом для дефибрилляторов (25...175 Ом) [10], [11], поэтому эффективность дефибрилляционного импульса особенно важна именно при высоких значениях сопротивления нагрузки. Возможное уменьшение постшоковых аритмий также является положительным фактором для использования четырехфазного дефибрилляционного импульса.

**Целью рассматриваемого исследования** является поиск формы четырехфазного дефибрилляционного импульса, близкой к энергетически оптимальной.

## Материалы и методы

Исследования проводили на модели миоцита желудочков сердца человека ten Tusscher-Panfilov 2006 [12] в среде моделирования BeatBox [13], [14] под операционной системой «Fedora Linux» [15]. Моделирование выполняли на компьютере под операционной системой «Windows 11», операционная система «Fedora Linux» была реализована в среде виртуализации Oracle VM VirtualBox [16]. Обмен файлами между операционными системами осуществляли через общую папку.

Моделирование энергетической эффективности импульсов выполняли по методике, описанной в работе [17]. В дополнение к скриптам BeatBox и GNU Octave [18] из этой работы были написаны скрипты для моделирования воздействия четырехфазных трапецидальных импульсов.

В данной работе под четырехфазным трапецидальным дефибрилляционным импульсом понимается импульс, сгенерированный силовым блоком, содержащим накопительный конденсатор и мостовой переключатель полярности, который подает напряжение от накопительного конденсатора на нагрузку в соответствии с заданной временной диаграммой, в результате чего формируются фазы дефибрилляционного импульса. В схему силового блока могут быть также включены дополнительные элементы, обеспечивающие стабилизацию формы генерируемого импульса на диапазоне сопротивлений нагрузки. Такая схема силового блока достаточно проста и широко используется в выпускаемых дефибрилляторах с биполярной формой импульса. Для формирования такой схемой четырехфазного импульса нужно лишь сформировать четыре цикла переключения мостового переключателя полярности вместо двух. Временные диаграммы деполяризующих четырехфазных трапецидальных дефибрилляционных импульсов с различным значением коэффициента амплитуды второй фазы и биполярного полусинусоидального импульса с энергетически оптимальной длительностью фаз 5 мс, коэффициентом амплитуды второй фазы 0,5 и длительностью паузы между фазами 0 мс (БПСО) представлены на рис. 1.

Данные моделирования и другие материалы, относящиеся к работе, размещены на онлайн-ресурсе ResearchGate [19].

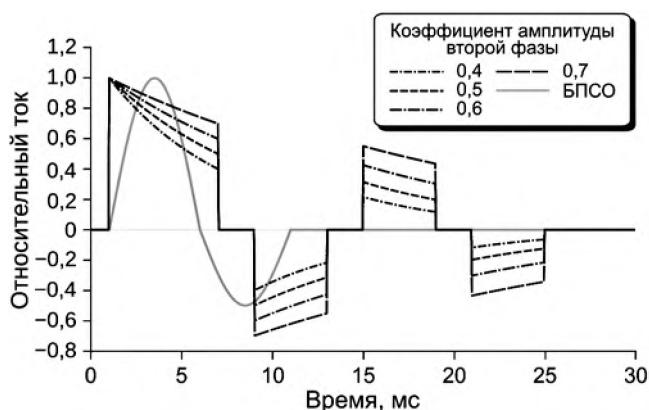


Рис. 1. Временные диаграммы деполяризующих дефибрилляционных импульсов: четырехфазных трапецидальных с различными значениями коэффициента амплитуды второй фазы и энергетически оптимального биполярного полусинусоидального (БПСО)

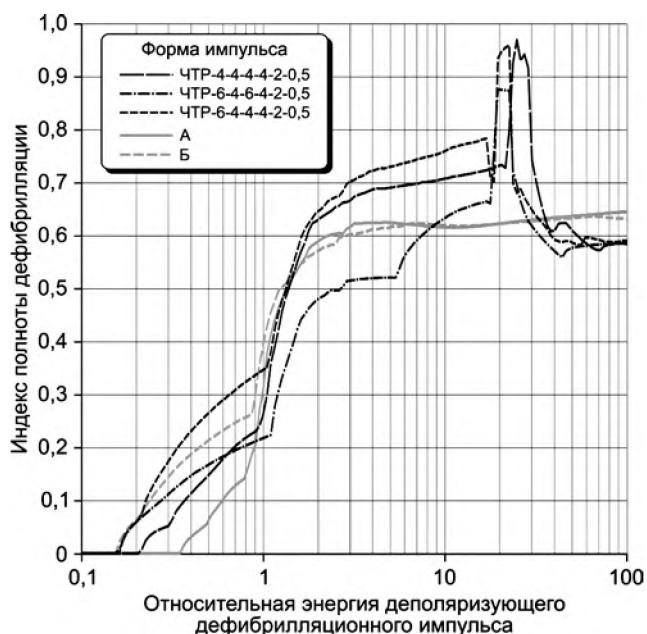


Рис. 2. Зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих четырехфазных трапецидальных дефибрилляционных импульсов: ЧТР- $d_1-d_2-d_3-d_4-d_p-k_2$ , где  $d_n$  – длительность фазы  $n$ , мс;  $d_p$  – длительность паузы между фазами импульса, мс;  $k_2$  – коэффициент амплитуды второй фазы импульса

## Результаты и обсуждение

На полученных диаграммах зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии исследованных четырехфазных трапецидальных дефибрилляционных импульсов для сравнения представлены диаграммы соответственно деполяризующих и гиперполяризующих биполярного полусинусоидального импульса с энергетически оптимальной длительностью фаз 5 мс, коэффициентом амплитуды второй фазы 0,5 и длительностью паузы между фазами 0 мс (А) и биполярного трапецидального импульса с длительностями первой фазы 6 мс, второй фазы 4 мс, паузы между фазами 2 мс и коэффициентом амплитуды второй фазы 0,5 (Б). 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 мА<sup>2</sup>·мс/см<sup>4</sup>.

На рис. 2 представлены зависимости индексов полноты дефибрилляции для деполяризующих четырехфазных трапецидальных дефибрилляционных импульсов с различными длительностями фаз при фиксированных длительности паузы между фазами 2 мс и коэффициенте амплитуды второй фазы 0,5.

Из рис. 2 видно, что наименьшей энергетической эффективностью обладает четырехфазный трапецидальный импульс с длительностью первой и третьей фаз 6 мс и второй и четвертой фаз 4 мс. Он хуже представленных для сравнения биполярных полусинусоидального и трапецидального импульсов. Наиболее эффективным вариантом оказался четырехфазный трапецидальный импульс с длительностью первой фазы 6 мс и остальных фаз 4 мс. Импульс с длительностью всех фаз, равной 4 мс, также оказался эффективнее представленных биполярных импульсов. Более высокий индекс полноты дефибрилляции двух последних импульсов по сравнению с биполярными в диапазоне относительных энергий от 2 до 10 позволяет надеяться на повышение вероятности устраниния фибрилляции при максимальном значении энергии дефибрилляционного импульса в критических случаях.

На рис. 3 представлены зависимости индексов полноты дефибрилляции для гиперполяризующих четырехфазных трапецидальных дефибрилляционных импульсов с различными длительностями фаз при фиксированных длительности паузы между фазами 2 мс и коэффициенте амплитуды второй фазы 0,5.

Из рис. 3 видно, что в диапазоне значений относительной энергии от 0,1 до 2 все представленные импульсы значимо не различаются. Следует отметить, что при значении относительной энергии 2 быстрый рост индекса полноты дефибрилляции у деполяризующих импульсов уже завершен. Биполярный трапецидальный импульс имеет резкий провал индекса полноты дефибрилляции в диапазоне относительной энергии от 5 до 30, который отсутствует у четырехфазных импульсов. Такой провал отсутствует и у биполярного полусинусоидального импульса.

## Заключение

Результаты моделирования показали, что деполяризующий четырехфазный дефибрилляционный импульс с длительностью первой фазы 6 мс, остальных фаз – 4 мс, длительностью паузы между фазами 2 мс и коэффициентом амплитуды второй фазы 0,5 имеет значимо более высокую энергетическую эффективность по сравнению с биполярным импульсом с одинаковой формой первых двух фаз. Полученные результаты нуждаются в экспериментальном подтверждении, однако следует отметить, что многофазный синусоидальный затухающий импульс фактически был реализован в первых импульсных дефибрилляторах ИД-1-ВЭИ и «Прета». По сравнению с формированием биполярного трапецидального импульса формирование четырехфазного импульса требует лишь добавления еще двух циклов переключения мостового переключателя полярности.

*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. 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.

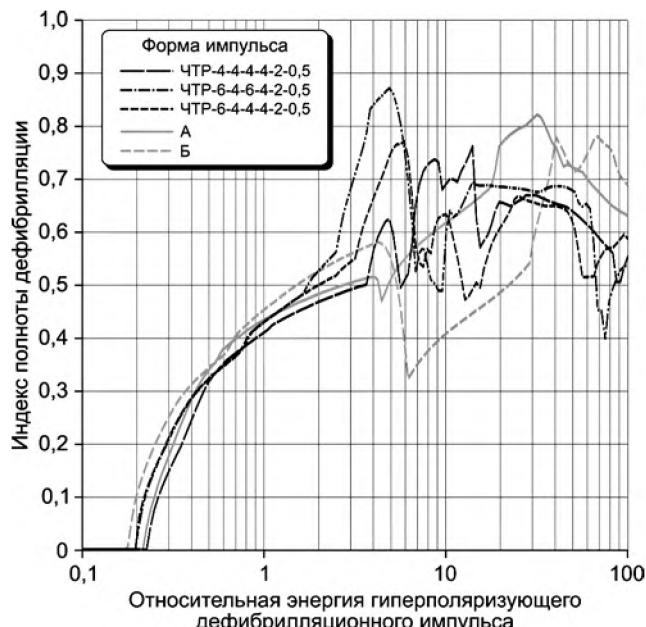


Рис. 3. Зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии гиперполяризующих четырехфазных трапецидальных дефибрилляционных импульсов: ЧТР- $d1-d2-d3-d4-dp-k2$ , где  $dn$  – длительность фазы  $n$ , мс;  $dp$  – длительность паузы между фазами импульса, мс;  $k2$  – коэффициент амплитуды второй фазы импульса

2. Jones J.L., Jones R.E. Improved safety factor for triphasic defibrillator waveforms // Circulation Research. 1989. Vol. 64. № 6. PP. 1172-1177.
3. 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.
4. 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.
5. Zhang Y., Ramabhadran R.S., Boddicker K.A., Bawany 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.
6. Mischke K., Zarse M., Brehmer K., Stellbrink C., Hanrath P., Schauerte P. Comparative efficacy of triphasic and biphasic internal defibrillation // Progress in Biomedical Research. 2003. Vol. 8. № 4. PP. 224-228.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. Krasteva V., Matveev M., Mudrov N., Prokopova R. Transthoracic impedance study with large self-adhesive electrodes in two conventional positions for defibrillation // Physiological Measurement. 2006. Vol. 27. № 10. PP. 1009-1022.
11. 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.
12. 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.
13. Antionoletti 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.
14. BeatBox – HPC Environment for Biophysically and Anatomically Realistic Cardiac Simulations / <https://empslocal.ex.ac.uk/people/staff/vnb262/software/BeatBox/> (дата доступа: 10.07.2024).
15. Fedora Linux | The Fedora Project / <https://fedoraproject.org/> (дата доступа: 07.09.2025).
16. Oracle VM VirtualBox / <https://www.virtualbox.org/> (дата доступа: 10.07.2024).
17. Горбунов Б.Б. Оценка влияния длительности паузы между фазами деполяризующих биполярных полусинусоидального и трапециoidalного импульсов дефибрилляции на их энергетическую эффективность // Медицинская техника. 2024. № 2. С. 42-46.
18. GNU Octave: Scientific Programming Language / <https://www.gnu.org/software/octave/> (дата доступа: 07.09.2025).
19. Study of the effect of a quadriphasic truncated exponential defibrillation pulse on a cardiomyocyte model: Supplementary resources / <https://www.researchgate.net/publication/395335217> (дата доступа: 07.09.2025).

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,

Алексей Николаевич Гусев,  
Head of R&D,  
Metrax GmbH,  
Rottewil, Germany,  
г. Москва,

Александр Юрьевич Герасименко,  
д-р техн. наук, профессор,  
зам. директора по научной работе,  
Институт биомедицинских систем,  
ФГАОУ ВО «Национальный  
исследовательский университет «Московский  
институт электронной техники»,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
зав. лабораторией,

лаборатория биомедицинских нанотехнологий,  
Первый Московский государственный  
медицинский университет  
им. И.М. Сеченова Минздрава России  
(Сеченовский Университет),  
г. Москва,

Сергей Васильевич Селищев,  
д-р физ.-мат. наук, профессор, директор,  
Институт биомедицинских систем,  
ФГАОУ ВО «Национальный  
исследовательский университет «Московский  
институт электронной техники»,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
e-mail: boris.b.gorbunov@org.miet.ru

\* \* \* \* \*