Ural Radio Engineering Journal. 2021;5(4):369–379 ISSN 2588-0454

Оригинальная статья / Original Paper

**DOI** 10.15826/urej.2021.5.4.003 **УДК** 615.841:616.12-008:577.352.54

# Области эффективности полусинусоидальных монополярного и биполярного деполяризующих дефибрилляционных импульсов на диаграмме энергия / фаза цикла фибрилляции

**Б. Б. Горбунов**[1] ✉, **И. В. Нестеренко**[1], **Д. В. Телышев**[2], **С. В. Селищев**[1]

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

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

✉ boris.b.gorbunov@org.miet.ru

## Аннотация

Целью данного исследования является сравнение областей эффективности полусинусоидальных монополярного и биполярного деполяризующих дефибрилляционных импульсов на диаграмме энергия / фаза цикла фибрилляции. Результаты компьютерного моделирования показали, что области эффективности у монополярного и биполярного дефибрилляционных импульсов имеют существенное различие. У биполярного импульса доля цикла фибрилляции, на которой обеспечивается удлинение рефрактерности, при низких значениях энергии дефибрилляционного импульса существенно превышает таковую у монополярного импульса. Можно предположить, что этим обеспечивается энергетическое преимущество биполярного импульса дефибрилляции перед монополярным.

## Ключевые слова

дефибрилляция, монополярный деполяризующий дефибрилляционный импульс, биполярный деполяризующий дефибрилляционный импульс, области эффективности, моделирование, модель кардиомиоцита, цикл фибрилляции, гипотеза гарантированной дефибрилляции

## Для цитирования

Горбунов Б. Б., Нестеренко И. В., Телышев Д. В., Селищев С. В. Области эффективности полусинусоидальных монополярного и биполярного деполяризующих дефибрилляционных импульсов на диаграмме энергия / фаза цикла фибрилляции. *Ural Radio Engineering Journal*. 2021;5(4):369–379. DOI: 10.15826/urej.2021.5.4.003.

© Горбунов Б. Б., Нестеренко И. В., Телышев Д. В., Селищев С. В., 2021

Ural Radio Engineering Journal. 2021;5(4):369–379 ISSN 2588-0454



# Areas of effectiveness of half-sine monophasic and biphasic depolarizing defibrillation pulses on the diagram of energy / phase of fibrillation cycle

**B. B. Gorbunov[1]✉, I. V. Nesterenko[1], D. V. Telyshev[2], S. V. Selishchev[1]**

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

[2] 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 the areas of effectiveness of half-sine monophasic and biphasic depolarizing defibrillation pulses in the diagram of energy / phase of fibrillation cycle. The study was carried out on the ten Tusscher-Panfilov 2006 model of the human ventricular myocyte under the influence of simulated fibrillation in the BeatBox simulation environment under the Fedora operating system. The simulation was carried out on a computer under the Windows 10 operating system, the Fedora operating system was implemented in the Oracle VM VirtualBox virtualization environment. The results of computer simulations have shown that the areas of effectiveness for monophasic and biphasic defibrillation pulses are significantly different. In a biphasic pulse, the fraction of a fibrillation cycle at which refractoriness is extended is significantly higher than that of a monophasic pulse at low defibrillation pulse energies. It can be assumed that this provides the energy advantage of a biphasic defibrillation pulse over a monophasic one.

## Keywords

defibrillation, monophasic depolarizing defibrillation pulse, biphasic depolarizing defibrillation pulse, areas of effectiveness, simulation, cardiomyocyte model, fibrillation cycle, guaranteed defibrillation hypothesis

## For citation

Gorbunov B. B., Nesterenko I. V., Telyshev D. V., Selishchev S. V. Areas of effectiveness of half-sine monophasic and biphasic depolarizing defibrillation pulses on the diagram of energy / phase of fibrillation cycle. *Ural Radio Engineering Journal*. 2021;5(4):369–379. (In Russ.) DOI: 10.15826/urej.2021.5.4.003.

## Введение

Механизмы преимущества дефибрилляции биполярным дефибрилляционным импульсом по сравнению с монополярным до настоящего времени практически не изучены. Само преимущество биполярного дефибрилляционного импульса было установлено в экспериментах на животных с монополярным импульсом,

у которого отсекалась вторая фаза, имеющая небольшую амплитуду [1]. В дальнейшем преимущество биполярного дефибрилляционного импульса было подтверждено в многочисленных экспериментах на животных и клинических исследованиях [2–7].

В 2018 г. по результатам моделирования, полученным на модели кардиомиоцита желудочков сердца человека ten Tusscher-Panfilov 2006 [8], на основе гипотезы о роли удлинения рефрактерности кардиомиоцитов при дефибрилляции сердца [9–13] были построены области эффективности для прямоугольных монополярных дефибрилляционных импульсов различной длительности [14].

Целью данного исследования является сравнение областей эффективности полусинусоидальных монополярного и биполярного деполяризующих дефибрилляционных импульсов на диаграмме энергия / фаза цикла фибрилляции с оптимальными длительностями фаз, установленными на базе гипотезы гарантированной дефибрилляции [15].

## Материалы и методы

Исследование проводили на модели миоцита желудочков сердца человека ten Tusscher-Panfilov 2006 [8], находящейся под воздействием имитационной фибрилляции, в среде моделирования BeatBox [16] под операционной системой Fedora. Моделирование выполняли на компьютере под операционной системой Windows 10, операционная система Fedora была реализована в среде виртуализации Oracle VM VirtualBox.

Фибрилляцию имитировали подачей деполяризующих стимулов возбуждения амплитудой 80 мкА/см$^2$ и длительностью 0,5 мс с предельной частотой возбуждения, воспринимаемой моделью кардиомиоцита частотой 240 мин$^{-1}$ (период повторения импульсов возбуждения – 250 мс) [17]. Методика исследования описана в работе [14]. Для приведения длительности фаз импульсов к реальным значениям был использован обоснованный в работе [18] коэффициент деления 10,6.

Исследовали монополярный полусинусоидальный импульс длительностью 5 мс (53 мс на модели кардиомиоцита) и биполярный полусинусоидальный импульс с такой же длительностью фаз, без паузы между фазами, и коэффициентом амплитуды второй фазы 0,5. Также определялась пороговая энергия возбуждения этими импульсами кардиомиоцита, находящегося в состоянии покоя. Монополярный импульс с пороговой энергией возбуждения и биполярный импульс с такой же пороговой энергией представлены на рис. 1. Поскольку часть 20% энергии биполярного импульса приходится на его вторую фазу, ам-

плитуда первой фазы при одинаковой энергии у биполярного импульса меньше.

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

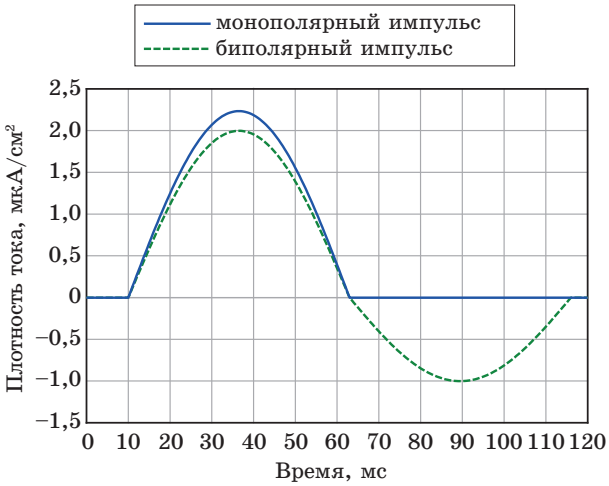


**Рис. 1.** Формы монополярного и биполярного деполяризующих дефибрилляционных импульсов с пороговым коэффициентом энергии возбуждения монополярным импульсом модели кардиомиоцита, находящегося в состоянии покоя

**Fig. 1.** Waveforms of monophasic and biphasic depolarizing defibrillation pulses with the threshold energy of excitation by a monophasic pulse of a cardiomyocyte model in a resting state

## Результаты и обсуждение

Нижние и верхние границы областей эффективности полусинусоидального монополярного деполяризующего дефибрилляционного импульса представлены на рис. 2, нижние и верхние границы областей эффективности полусинусоидального биполярного деполяризующего дефибрилляционного импульса — на рис. 3. В пределах областей эффективности под воздействием дефибрилляционного импульса происходит удлинение рефрактерности кардиомиоцита, что создает препятствие для распространения волн фибрилляции [14]. Вне этих областей удлинение рефрактерности кардиомиоцита не происходит. Фазы цикла имитационной фибрилляции представлены в задержках от начала цикла (окончания импульса возбуждения), выраженных в доле длительности цикла имитационной фибрилляции (250 мс). Шкала энергий дефибрилляционного импульса представлена относительно порогового коэффициента энергии возбуждения монополярным импульсом модели кардиомиоцита, находящегося в состоянии покоя. Пороговая энергия возбуждения

модели кардиомиоцита биполярным импульсом выше на 25%, поскольку возбуждение обеспечивается первой фазой импульса. На рис. 2 и 3 есть области эффективности при энергиях дефибрилляционного импульса, меньших порога возбуждения кардиомиоцита. При воздействии на кардиомиоцит импульсом с энергией не менее пороговой, кардиомиоцит формирует потенциал действия (происходит деполяризация кардиомиоцита), при этом появляется риск развития фибрилляции. Предположительно именно они обеспечивают возможность низкоэнергетической дефибрилляции серией импульсов, не вызывая при этом вторичной фибрилляции.

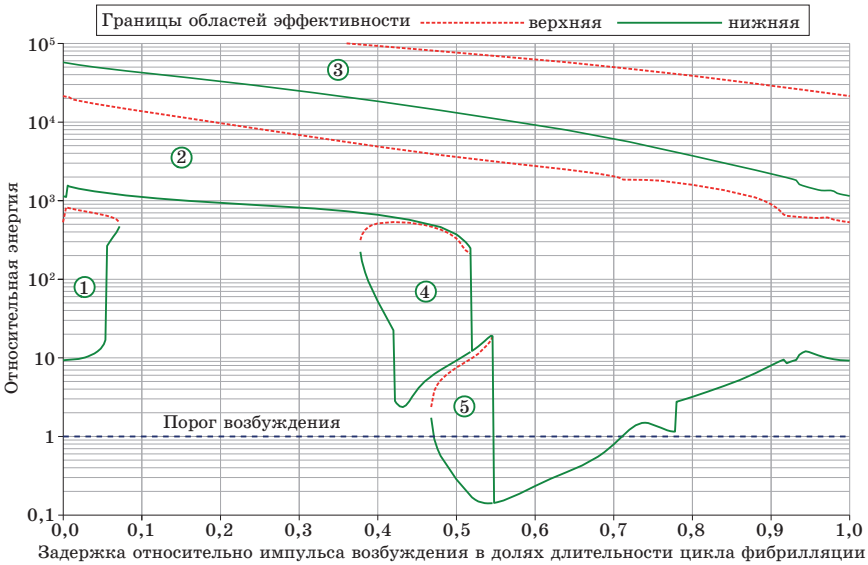


**Рис. 2.** Нижние и верхние границы областей эффективности полусинусоидального монополярного деполяризующего дефибрилляционного импульса (обозначены номера областей эффективности)

**Fig. 2.** Lower and upper boundaries of the areas of effectiveness of a half-sine monophasic depolarizing defibrillation pulse (numbers of areas of effectiveness are indicated)

Из рис. 2 и 3 также видно, что области эффективности у монополярного и биполярного дефибрилляционных импульсов имеют существенное различие. У биполярного импульса доля цикла фибрилляции, на которой обеспечивается удлинение рефрактерности, при низких значениях энергии дефибрилляционного импульса существенно превышает таковую у монополярного импульса. Можно предположить, что этим обеспечивается энергетическое преимущество биполярного импульса дефибрилляции перед монополярным.

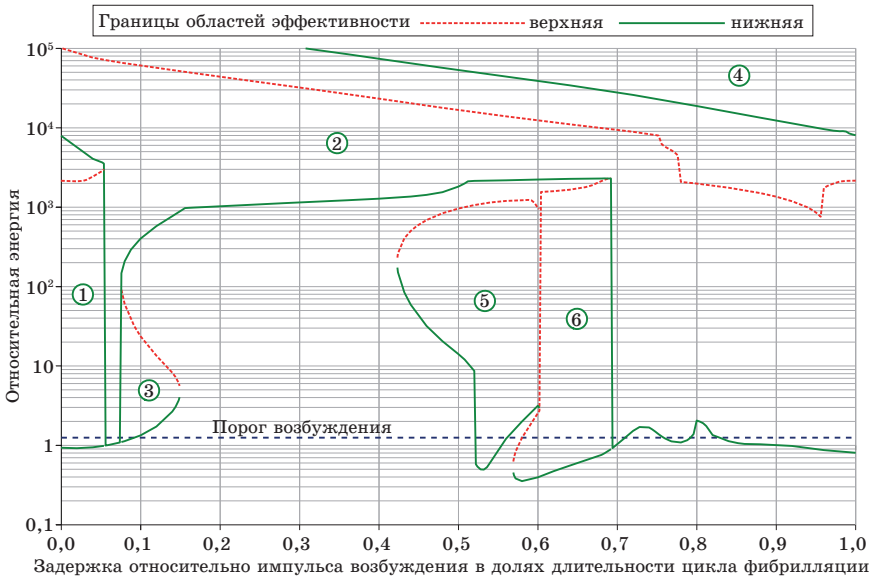


**Рис. 3.** Нижние и верхние границы областей эффективности полусинусоидального биполярного деполяризующего дефибрилляционного импульса (обозначены номера областей эффективности)

**Fig. 3.** Lower and upper boundaries of the areas of effectiveness of a half-sine biphasic depolarizing defibrillation pulse (numbers of areas of effectiveness are indicated)

## Заключение

Результаты компьютерного моделирования показали, что области эффективности у монополярного и биполярного дефибрилляционных импульсов имеют существенное различие. У биполярного импульса доля цикла фибрилляции, на которой обеспечивается удлинение рефрактерности, при низких значениях энергии дефибрилляционного импульса существенно превышает таковую у монополярного импульса. Можно предположить, что этим обеспечивается энергетическое преимущество биполярного импульса дефибрилляции перед монополярным.

## Благодарности

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

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

## 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 UOMZ, 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. Гурвич Н.Л., Макарычев В.А. Электроимпульсный метод лечения аритмий сердца. В: Павленко С.М. (ред.). *Фибрилляция и дефибрилляция сердца: Материалы симпозиума 21–22 июня 1966 г.* М.; 1966. С. 97–100.

2. Гурвич Н.Л., Макарычев В.А. Дефибрилляция сердца двухфазными электрическими импульсами. *Кардиология*. 1967;(7):109–112.

3. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богушевич М.С., Венин И.В., Макарычев В.А. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике. *Кардиология*. 1971;11(8):126–130.

4. Negovsky V.A., Gurvich N.L., Tabak V.Y., Bogushevich M.S. The nature of electric defibrillation of the heart. *Resuscitation*. 1973;2(4):255–259. DOI: 10.1016/0300-9572(73)90030-0

5. Greene H.L., DiMarco J.P., Kudenchuk P.J., Scheinman M.M., Tang A.S., Reiter M.J., Echt D.S., Chapman P.D., Jazayeri M.R., Chapman F.W., Ahmed M., Johnson J.L., Niskanen R.A. Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion. *The American Journal of Cardiology*. 1995;75(16):1135–1139. DOI: 10.1016/S0002-9149(99)80745-0

6. Schuder J.C., McDaniel W.C., Stoeckle H. Comparison of effectiveness of relay-switched, one-cycle quasisinusoidal waveform with critically damped sinusoid waveform in transthoracic defibrillation of 100-kilogram calves. *Medical Instrumentation*. 1988;22(6):281–285.

7. Walcott G.P., Melnick S.B., Chapman F.W., Jones J.L., Smith W.M., Ideker R.E. Relative efficacy of monophasic and biphasic waveforms for transthoracic defibrillation after short and long durations of ventricular fibrillation. *Circulation*. 1998;98(20):2210–2215. DOI: 10.1161/01.cir.98.20.2210

8. 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

9. Sweeney R.J., Gill R.M., Steinberg M.I., Reid P.R. Ventricular refractory period extension caused by defibrillation shocks. *Circulation*. 1990;82(3):965–972. DOI: 10.1161/01.cir.82.3.965

10. Sweeney R.J., Gill R.M., Reid P.R. Characterization of refractory period extension by transcardiac shock. *Circulation*. 1991;83(6):2057–2066. DOI: 10.1161/01.CIR.83.6.2057

11. Dillon S. M. Optical recordings in the rabbit heart show that defibrillation strength shocks prolong the duration of depolarization and the refractory period. *Circulation Research*. 1991;69(3):842–856. DOI: 10.1161/01.RES.69.3.842

12. Towar O. H., Jones J. L. Relationship between "extension of refractoriness" and probability of successful defibrillation. *The American journal of physiology*. 1997;272(2 Pt 2):H1011–H1019. DOI: 10.1152/ajpheart.1997.272.2.H1011

13. Trayanova N. A., Aguel F., Skouibine K. Extension of refractoriness in a model of cardiac defibrillation. In *Biocomputing '99 – Proceedings of the Pacific Symposium*. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.; 1999. P. 240–251.

14. Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Nesterenko I. V., Telyshev D. V. Areas of effectiveness of defibrillating pulse in the energy/phase diagram for the fibrillation cycle on the cardiomyocyte model. *International Journal of Bioelectromagnetism*. 2018;20(1):1–4.

15. 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. P. 0058–0061. DOI: 10.1109/USBEREIT48449.2020.9117701

16. 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

17. 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.

18. Горбунов Б. Б., Востриков В. А., Нестеренко И. В., Селищев С. В., Телышев 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)

19. Gorbunov B. B., Nesterenko I. V., Telyshev D. V., Selishchev S. V. Areas of effectiveness of half-sine monophasic and biphasic depolarizing defibrillation pulses on the diagram of energy / phase of fibrillation cycle: Supplementary resources. Available at: https://www.researchgate.net/publication/356893474 (Accessed: 9.12.2021)

## References

1. Gurvich N. L., Makarychev V. A. Electro impulse method for treating cardiac arrhythmias. In: Pavlenko C. M. (ed.). *Cardiac fibrillation and defibrillation: Proceedings of a symposium June 21–22, 1966*. Moscow; 1966, pp. 97–100. (In Russ.)

2. Gurvich N. L., Makarychev V. A. Defibrillation of the heart with biphasic electrical impulses. *Kardiologiya*. 1967;(7):109–112. (In Russ.)

3. Gurvich N. L., Tabak V. Ya., Bogushevich M. S., Venin I. V., Makarychev V. A. Defibrillation of the heart with a biphasic pulse in experiment and clinic. *Kardiologiya*. 1971;11(8):126–130. (In Russ.)

4. Negovsky V. A., Gurvich N. L., Tabak V. Y., Bogushevich M. S. The nature of electric defibrillation of the heart. *Resuscitation*. 1973;2(4):255–259. DOI: 10.1016/0300-9572(73)90030-0

5. Greene H. L., DiMarco J. P., Kudenchuk P. J., Scheinman M. M., Tang A. S., Reiter M. J., Echt D. S., Chapman P. D., Jazayeri M. R., Chapman F. W., Ahmed M., Johnson J. L., Niskanen R. A. Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion. *The American Journal of Cardiology*. 1995;75(16):1135–1139. DOI: 10.1016/S0002-9149(99)80745-0

6. Schuder J. C., McDaniel W. C., Stoeckle H. Comparison of effectiveness of relay-switched, one-cycle quasisinusoidal waveform with critically damped sinusoid waveform in transthoracic defibrillation of 100-kilogram calves. *Medical Instrumentation*. 1988;22(6):281–285.

7. Walcott G. P., Melnick S. B., Chapman F. W., Jones J. L., Smith W. M., Ideker R. E. Relative efficacy of monophasic and biphasic waveforms for transthoracic defibrillation after short and long durations of ventricular fibrillation. *Circulation*. 1998;98(20):2210–2215. DOI: 10.1161/01.cir.98.20.2210

8. 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

9. Sweeney R. J., Gill R. M., Steinberg M. I., Reid P. R. Ventricular refractory period extension caused by defibrillation shocks. *Circulation*. 1990;82(3):965–972. DOI: 10.1161/01.cir.82.3.965

10. Sweeney R. J., Gill R. M., Reid P. R. Characterization of refractory period extension by transcardiac shock. *Circulation*. 1991;83(6):2057–2066. DOI: 10.1161/01.CIR.83.6.2057

11. Dillon S. M. Optical recordings in the rabbit heart show that defibrillation strength shocks prolong the duration of depolarization and the refractory period. *Circulation Research*. 1991;69(3):842–856. DOI: 10.1161/01.RES.69.3.842

12. Towar O. H., Jones J. L. Relationship between “extension of refractoriness” and probability of successful defibrillation. *The American journal of physiology*. 1997;272(2 Pt 2):H1011–H1019. DOI: 10.1152/ajpheart.1997.272.2.H1011

13. Trayanova N. A., Aguel F., Skouibine K. Extension of refractoriness in a model of cardiac defibrillation. *In Biocomputing ‘99 – Proceedings of the Pacific Symposium*. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.; 1999, pp. 240–251.

14. Gorbunov B. B., Vostrikov V. A., Nesterenko I. V., Telyshev D. V. Areas of effectiveness of defibrillating pulse in the energy/phase diagram for the fibrillation cycle on the cardiomyocyte model. *International Journal of Bioelectromagnetism*. 2018;20(1):1–4.

15. 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

16. 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

17. 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.

18. 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

19. Gorbunov B.B., Nesterenko I.V., Telyshev D.V., Selishchev S.V. Areas of effectiveness of half-sine monophasic and biphasic depolarizing defibrillation pulses on the diagram of energy / phase of fibrillation cycle: Supplementary resources. Available at: https://www.researchgate.net/publication/356893474 (Accessed: 9.12.2021)

## 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.

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

**Телышев 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.

**Сергей Васильевич Селищев**, доктор физико-математических наук, профессор, директор Института биомедицинских систем, Национальный исследовательский университет «МИЭТ», г. Зеленоград, г. Москва, Россия, sersel@miee.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.

**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.

**Sergey V. Selishchev**, Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor, Director of the Institute of Biomedical Systems, National Research University of Electronic Technology (MIET), Zelenograd, Moscow, Russia, sersel@miee.ru.

Поступила / Received: 15.12.2021
Принята в печать / Accepted: 12.02.2022