

Оценка влияния длительности второй фазы деполяризующего биполярного трапецеидального импульса дефибрилляции с энергетически оптимальной длительностью паузы между фазами на его энергетическую эффективность

Аннотация

На основе данных моделирования реакции находящегося в состоянии имитационной фибрилляции кардиомиоцита на деполяризующие биполярные трапецеидальные импульсы дефибрилляции с энергетически оптимальным значением длительности паузы между фазами импульса были построены графики зависимости доли цикла фибрилляции, на которой импульс дефибрилляции вызывает долговременное удлинение рефрактерного периода кардиомиоцита (индекса полноты дефибрилляции), от относительной энергии импульса дефибрилляции. Моделирование проводилось для длительностей первой фазы импульса 4, 6 и 8 мс и длительностей второй фазы 2, 3, 4, 5 и 6 мс. Результаты моделирования показали, что независимо от длительности первой фазы импульса в диапазоне значений 4...8 мс энергетически оптимальная длительность второй фазы составляет 4...5 мс.

Введение

Биполярный трапецеидальный импульс является наиболее широко реализуемым в выпускаемых в настоящее время дефибрилляторах. Это связано с простотой его реализации, в классическом исполнении осуществляемой путем непосредственного разряда накопительного конденсатора на сопротивление нагрузки с переключением полярности, осуществляемым мостовой схемой. Однако эта простота достигается за счет изменения длительности дефибрилляционного импульса в широких пределах в зависимости от сопротивления нагрузки, при этом его энергетическая эффективность может значительно ухудшаться.

В экспериментальных исследованиях было установлено, что импульсы дефибрилляции вызывают долговременное удлинение рефрактерного периода кардиомиоцитов, что препятствует распространению волн фибрилляции [1]-[4]. В исследовании [5] это явление получило подтверждение на модели кардиомиоцита желудочков сердца человека *ten Tusscher-Panfilov 2006* [6] в среде моделирования *BeatBox* [7]. Гипотеза о роли долговременного удлинения рефрактерного периода кардиомиоцитов в дефибрилляции сердца послужила основой для ряда исследований зависимости энергетической эффективности биполярных дефибрилляционных импульсов от параметров их формы. В частности, в работе [8] была исследована зависимость энергетической эффективности биполярного трапецеидального импульса от длительности паузы между его фазами.

Целью данного исследования является сравнение зависимостей индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующего биполярного трапецеидального импульса дефибрилляции с оптимальной длительностью паузы между фазами, установленной в работе [8], и коэффициенте амплитуды второй фазы $-0,5$ при различных значениях длительностей первой и второй фаз.

Материалы и методы

Исследования проводили на модели миоцита желудочков сердца человека *ten Tusscher-Panfilov 2006* [6], находящейся под воздействием имитационной фибрилляции, в среде моделирования *BeatBox* [7] под операционной системой (ОС) *Fedora Linux* [9]. Моделирование выполняли на компьютере под ОС *Windows 11*, ОС *Fedora* была реализована в среде виртуализации *Oracle VM VirtualBox* [10].

Фибрилляцию имитировали подачей деполяризующих стимулов возбуждения амплитудой 80 мкА/см^2 и длительностью $0,5 \text{ мс}$ с частотой 240 мин^{-1} (предельной частотой возбуждения, воспринимаемой моделью кардиомиоцита).

В работе использовали методику непосредственного построения зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии дефибрилляционного импульса, реали-

зованную с использованием скрипта *GNU Octave* [11], которая описана в работе [8]. Исследовали дефибрилляционные биполярные трапецеидальные импульсы с длительностью первой фазы 4, 6 и 8 мс, энергетически оптимальной длительностью паузы между фазами 2 мс, установленной в работе [8], коэффициентом амплитуды второй фазы $-0,5$ и длительностью второй фазы 2, 3, 4, 5 и 6 мс. Формы импульсов при длительности первой фазы 6 мс представлены на *рис. 1*, остальные формы импульсов есть в материалах к работе (папка «*Figures\Fig1*»).

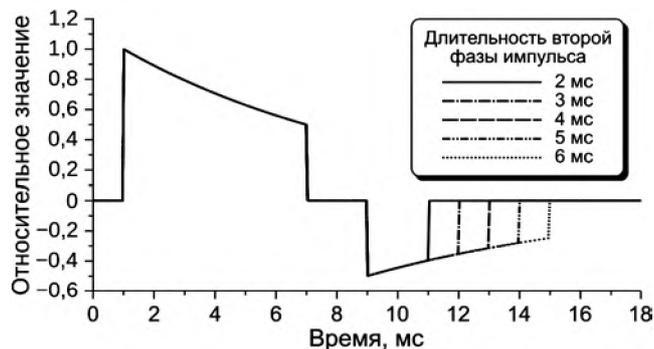


Рис. 1. Временные диаграммы исследованных дефибрилляционных импульсов с длительностью первой фазы 6 мс

Все материалы, относящиеся к работе, размещены на онлайн-ресурсе *ResearchGate* [12].

Результаты и обсуждение

На полученных диаграммах зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии исследованных деполяризующих биполярных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов для сравнения представлены диаграмма для монополярного полусинусоидального импульса с энергетически оптимальной длительностью 5 мс и биполярного полусинусоидального импульса с энергетически оптимальной длительностью фаз 5 мс, коэффициентом амплитуды второй фазы $-0,5$ и длительностью задержки между фазами 0 мс.

Зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих биполярных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с длительностью паузы между фазами 2 мс, коэффициентом амплитуды второй фазы $-0,5$ и длительностями второй фазы 2, 3, 4, 5 и 6 мс при длительности первой фазы 4 мс представлена на *рис. 2*, при длительности первой фазы 6 мс – на *рис. 3*, при длительности первой фазы 8 мс – на *рис. 4*.

Из *рис. 2-4* видно, что при всех исследованных значениях длительности первой фазы импульса энергетически оптимальные значения длительности второй фазы находятся в диапазоне 4...5 мс. При длительности 6 мс ухудшаются показатели

индекса полноты дефибрилляции при больших значениях относительной энергии, а при длительностях второй фазы 2 и 3 мс энергетическая эффективность импульсов уступает биполярному полусинусоидальному импульсу.

Заключение

Результаты моделирования показали, что энергетически оптимальная длительность биполярного трапецеидального импульса достигается при длительности второй фазы 4...5 мс независимо от длительности первой фазы в диапазоне значений 4...8 мс.

Работа выполнена в рамках государственного задания Минобрнауки РФ (проект FSMR-2024-0003).

Список литературы:

1. Sweeney R.J., Gill R.M., Steinberg M.I., Reid P.R. Ventricular refractory period extension caused by defibrillation shocks // Circulation. 1990. Vol. 82. № 3. PP. 965-972.
2. Sweeney R.J., Gill R.M., Reid P.R. Characterization of refractory period extension by transcardiac shock // Circulation. 1991. Vol. 83. № 6. PP. 2057-2066.
3. 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. Vol. 69. № 3. PP. 842-856.
4. Tovar O.H., Jones J.L. Relationship between «extension of refractoriness» and probability of successful defibrillation // American Journal of Physiology. 1997. Vol. 272. № 2. PP. H1011-H1019.

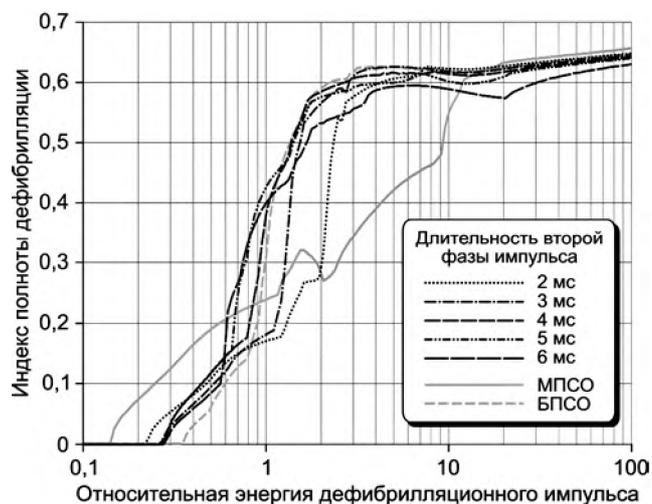


Рис. 2. Зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих биполярных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с длительностью первой фазы 4 мс, паузы между фазами 2 мс, коэффициентом амплитуды второй фазы $-0,5$ и ряде значений длительности второй фазы

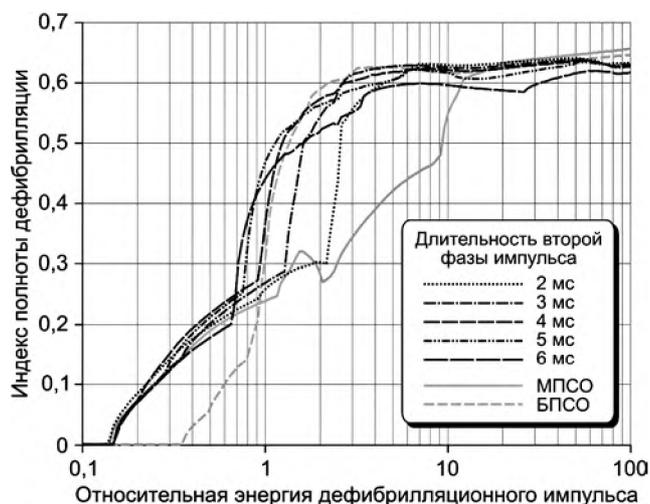


Рис. 3. Зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих биполярных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с длительностью первой фазы 6 мс, паузы между фазами 2 мс, коэффициентом амплитуды второй фазы $-0,5$ и ряде значений длительности второй фазы

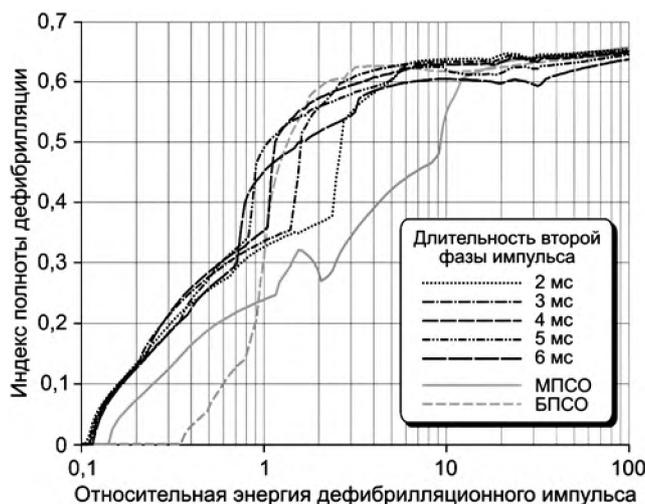


Рис. 4. Зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих биполярных трапецеидальных дефибрилляционных импульсов с длительностью первой фазы 8 мс, паузы между фазами 2 мс, коэффициентом амплитуды второй фазы $-0,5$ и ряде значений длительности второй фазы

5. *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. Vol. 10. № 7. PP. 355-366.
6. *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. Vol. 291. № 3. PP. H1088-H1100.
7. *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.
8. *Горбунов Б.Б.* Оценка влияния длительности паузы между фазами деполяризирующих биполярных полусинусоидального и трапециoidalного импульсов дефибриляции на их энергетическую эффективность // *Медицинская техника*. 2024. № 2. С. 42-46.
9. Fedora Linux | The Fedora Project / <https://fedoraproject.org/>. 2025.
10. Oracle VM VirtualBox / <https://www.virtualbox.org/>. 2025.
11. GNU Octave: Scientific Programming Language / <https://www.gnu.org/software/octave/>. 2025.
12. Evaluation of the influence of the duration of the second phase of a depolarizing biphasic truncated exponential defibrillation pulse with an energetically optimal duration of the pause between phases on its energy efficiency: Supplementary resources / <https://www.researchgate.net/publication/388921247>. 2025.

*Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер,
Институт биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
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,
Александр Юрьевич Герасименко,
д-р техн. наук, профессор, начальник,
научно-исследовательская лаборатория
«Биомедицинские нанотехнологии»,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
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,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: boris.b.gorbunov@org.miet.ru*

Д.В. Пасынков, И.А. Егошин, А.А. Колчев, И.В. Ключкин, О.О. Пасынкова

Классификация тканей молочной железы на ультразвуковых изображениях

Аннотация

Рассматривается задача классификации различных видов тканей молочной железы на цифровых ультразвуковых изображениях. Предлагается методика классификации на основе применения классификатора случайного леса, где в качестве признаков изображения используются собственные значения матрицы Гессе и дескриптор локальных бинарных шаблонов. Проведена оценка эффективности предложенной методики. Разработанная методика обеспечивает приемлемое с клинической точки зрения классифицирование нормальных тканей молочной железы.

Введение

Ультразвуковые (УЗ) исследования молочной железы проводятся весьма широко с целью раннего выявления рака данного органа. При этом УЗ-визуализация представляет собой один из самых сложных для интерпретации методов лучевой диагностики, в рамках которого можно проводить сегментацию. Это связано с тем, что УЗ-изображения имеют характерную зернистую текстуру из-за наличия спекл-шумов, связанных с физикой процесса отражения ультразвука, и множественных артефактов [1], а также малый уровень контраста, высокий уровень шума и неоднородность яркости, что часто обуславливает применение методов предварительной обработки, способных подавить шум и усилить контраст [2]. Однако эти методы чувствительны к шумам, артефактам и неоднородностям на УЗ-изображениях, что при недостаточно высоком разрешении или слабом сигнале может усилить не только по-

лезные структуры, но и помехи. С другой стороны, при подобных преобразованиях теряется часть исходной информации. Это приводит к искажению анатомических структур, созданию ложных границ и маскированию реальных изменений, что становится особенно актуальным, учитывая крайне широкий диапазон соотношений содержания нормальных (жировой, фиброзной, железистой) и патологических (опухолевой) тканей у различных пациенток, а также значительные межиндивидуальные различия их изображений. В результате использование пороговых методов для разделения фона и переднего плана обычно оказывается малоэффективным [3], [4].

В последние годы появился интерес к разработке методов автоматического выделения геометрических границ объектов, визуализируемых с помощью УЗ, а также анализа характеристик свойств тканей на изображениях [5], [6] с использованием методов, основанных на извлечении различных текстурных признаков тканей на них, например Харалика, Тамуры и др.,