

Оценка энергетической эффективности первых импульсных дефибрилляторов

Аннотация

Рассмотрены характеристики первых импульсных (DC) дефибрилляторов серийного производства: ИД-1-ВЭИ (СССР), «Prema» (Чехословацкая Социалистическая Республика) и «Cardioverter» (США). На основе данных моделирования реакции находящегося в состоянии имитационной фибрилляции кардиомиоцита на деполяризующие импульсы этих дефибрилляторов при значениях сопротивления нагрузки 25, 50 и 100 Ом 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. По результатам моделирования импульсов дефибрилляторов при сопротивлении нагрузки 25 Ом выявлена повышенная энергетическая эффективность импульса дефибриллятора «Prema», предположительно связанная с большой амплитудой нескольких фаз импульса.

Введение

Серийное производство первого в мире импульсного дефибриллятора ИД-1-ВЭИ было начато в СССР в 1952 году [1]. В 1957 году в Чехословацкой Социалистической Республике было начато производство импульсного дефибриллятора «Prema» [2], [3]. Однако в его разрядном контуре использовался индуктор на ферритовом сердечнике, из-за которого снижалась длительность дефибрилляционного импульса. Впоследствии эта ошибка была признана, и в работе [4] были представлены рекомендации по замене индуктора с ферритовым сердечником на индуктор без сердечника, содержащие чертеж и данные для его изготовления. В 1962 году в США было начато производство импульсного дефибриллятора «Cardioverter» [5], [6]. Во всех трех дефибрилляторах использовались колебательные разрядные RLC-контур, что при низких значениях сопротивления нагрузки предполагает многофазность дефибрилляционного импульса.

Целью данного исследования является сравнение параметров импульсов и сравнение зависимостей индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих импульсов первых импульсных дефибрилляторов ИД-1-ВЭИ, модифицированного «Prema» и «Cardioverter» при значениях сопротивления нагрузки 25, 50 и 100 Ом.

Материалы и методы

Экспериментальные исследования включали в себя моделирование формы и энергетической эффективности импульсов дефибрилляторов. Исследовались параметры дефибрилляционных импульсов при значениях сопротивления нагрузки 25, 50 и 100 Ом. Все материалы, относящиеся к работе, размещены на онлайн-ресурсе ResearchGate [7].

Моделирование формы импульсов дефибрилляторов

Моделирование формы дефибрилляционных импульсов проводилось в программе Micro-Cap 12 в среде операционной системы Windows. В разрядных контурах всех трех дефибрилляторов накопительный конденсатор C , заряженный до напряжения V_C , разряжается на сопротивление нагрузки R_{LOAD} через индуктор L с собственным сопротивлением R_L . Дефибрилляторы отличаются значениями параметров этих ком-

понентов разрядного контура. Параметры разрядного контура ИД-1-ВЭИ взяты из работы [8]. Для моделирования формы импульса дефибриллятора «Prema» использовались данные с учетом его доработки [4], максимальное напряжение на накопительном конденсаторе взято из работы [2]. Параметры разрядного контура «Cardioverter» взяты из патента [9], максимальное напряжение на накопительном конденсаторе получено из максимального значения энергии 400 Дж, накапливаемой в нем [10]. Параметры разрядных контуров дефибрилляторов приведены в табл. 1.

Критическое сопротивление нагрузки R_{CR} вычислялось по формуле

$$R_{CR} = 2\sqrt{\frac{L}{C}} - R_L.$$

При сопротивлении нагрузки $R_{LOAD} < R_{CR}$ разряд имеет колебательный характер.

Также модель формы импульса для разрядного RLC-контура с произвольными параметрами была построена в таблице OpenOffice Calc [7].

Моделирование энергетической эффективности импульсов дефибрилляторов

Исследования проводились на модели миоцита желудочков сердца человека ten Tusscher-Panfilov 2006 [11], находящейся под воздействием имитационной фибрилляции, в среде моделирования BeatBox [12]. Методика моделирования описана в работе [13].

Скрипты BeatBox

В работе были использованы три скрипта BeatBox, для каждого из исследуемых дефибрилляторов. От скриптов, использованных в работе [13], они отличались моделями формы импульса и количеством параметров, принимаемых из командной строки.

При запуске из скрипта GNU Octave скрипты получали через командную строку следующие параметры дефибрилляционного импульса: сопротивление нагрузки R_{LOAD} [Ом], коэффициент амплитуды импульса K_{AMP} и задержку импульса дефибрилляции от первого импульса возбуждения [мс].

Поскольку все три значения сопротивления нагрузки меньше критического сопротивления, использовалась только ко-

Таблица 1

Параметры разрядных контуров дефибрилляторов

Дефибриллятор	Накопительный конденсатор		Индуктор		Критическое сопротивление нагрузки R_{CR} , Ом
	Емкость C , мкФ	Максимальное напряжение, В	Индуктивность L , Гн	Сопротивление R_L , Ом	
ИД-1-ВЭИ	24	6 000	0,25	25	179
Prema	16	5 000	0,2	21	203
Cardioverter	16	7 000	0,1	20	138

лебательная модель разрядного контура дефибрилляторов. Для этого по формуле (1) вычислялись коэффициент затухания и по формуле (2) – частота колебаний:

$$\beta = \frac{R_{LOAD} + R_L}{2L}; \quad (1)$$

$$\omega = \sqrt{\frac{1}{LC} - \beta^2}. \quad (2)$$

Текущее значение плотности тока $I(t)$ для времени t от начала дефибрилляционного импульса задавалось по формуле

$$I(t) = K_{AMP} e^{-\beta t} \sin(\omega t). \quad (3)$$

Амплитуда первой фазы импульса в формуле (3) зависит от сопротивления нагрузки, однако необходимости вводить нормирующий коэффициент не было, поскольку скрипт GNU Octave вычисляет свой коэффициент нормирования энергии K_E [14].

Скрипт GNU Octave

Скрипт GNU Octave отличался от скрипта, использованного в работе [13], количеством параметров, передаваемых скрипту BeatBox.

Результаты и обсуждение

Результаты моделирования параметров импульсов дефибрилляторов при максимальном значении напряжения на накопительном конденсаторе, указанном в табл. 1, приведены в табл. 2.

Временные диаграммы форм импульсов дефибрилляторов при максимальном значении напряжения на накопительном конденсаторе представлены на рис. 1. На временных диаграммах для сравнения представлены формы монополярного полусинусоидального импульса с энергетически оптимальной длительностью 3,3 мс по уровню 0,5 от амплитуды (МПСО, МНСО) и биполярного полусинусоидального импульса с энергетически оптимальной длительностью фаз 3,3 мс по уровню 0,5 от амплитуды фаз, коэффициентом амплитуды второй фазы $-0,5$ и длительностью паузы между фазами 1 мс (БПСО, ВНСО) с выделенной на нагрузке энергией 360 Дж.

Из табл. 2 видно, что при значении сопротивления нагрузки 25 Ом форма импульсов близка к энергетически оптимальной биполярной (biphasic). При значении сопротивления нагрузки 100 Ом форма импульса приближается к аperiодической. Выделяемая на нагрузке энергия при максимальном напряжении на накопительном конденсаторе у дефибрилляторов ИД-1-ВЭИ и «Cardioverter» различается незначительно, в то время как у дефибриллятора «Prema» она в два раза меньше. Полученная в результате моделирования длительность импульса «Cardioverter» незначительно отличается от приведенной в работах [5], [6] длительности 2,5 мс.

На полученных диаграммах зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии исследованных деполяризующих дефибрилляционных импульсов для сравне-

ния представлены диаграммы для импульсов МПСО и БПСО. На рис. 2 представлена зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих импульсов дефибрилляторов при сопротивлении нагрузки 25 Ом, на рис. 3 – при сопротивлении нагрузки 50 Ом, на рис. 4 – при сопротивлении нагрузки 100 Ом. Следует отметить, что низкие значения сопротивления нагрузки свойственны дефибрилляции на открытом сердце, а при трансторакальной дефибрилляции значения сопротивления нагрузки близки к 100 Ом. Кроме того, для дефибрилляции на открытом сердце требуется значительно меньшая энергия, чем для трансторакальной дефибрилляции.

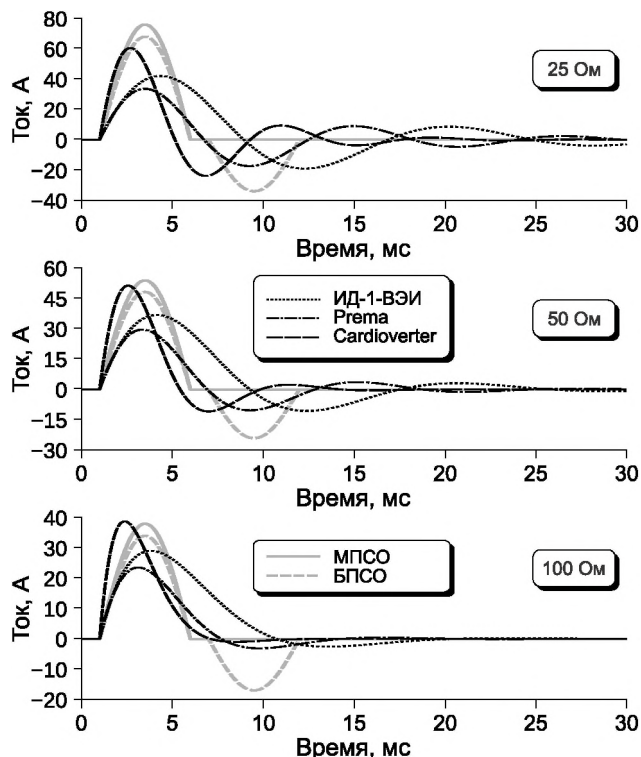


Рис. 1. Временные диаграммы форм импульсов дефибрилляторов при значениях сопротивления нагрузки 25, 50 и 100 Ом

При сопротивлении нагрузки 25 Ом наибольшую энергетическую эффективность показал импульс дефибриллятора «Prema», при этом он был лучше БПСО. Коэффициент амплитуды второй фазы у этого импульса равен коэффициенту амплитуды у БПСО, но есть также и достаточно большие третья и четвертая фазы. С учетом результатов, полученных в работе [13] для трапецидального биполярного импульса с оптимальной длительностью паузы между фазами, можно предположить, что многофазный трапецидальный импульс будет иметь еще более высокую энергетическую эффективность. Это

Таблица 2

Результаты моделирования параметров импульсов дефибрилляторов

Дефибриллятор	Сопротивление нагрузки, Ом	Амплитуда тока первой фазы, В	Коэффициент амплитуды второй фазы	Выделенная на нагрузке энергия, Дж	Длительность импульса по уровню 0,5 от амплитуды
ИД-1-ВЭИ	25	42	- 0,45	215	5,2
	50	37	- 0,29	288	5,2
	100	29	- 0,09	346	5,4
Prema	25	34	- 0,52	109	3,8
	50	29	- 0,35	141	3,8
	100	24	- 0,10	165	3,9
Cardioverter	25	61	- 0,39	218	2,7
	50	51	- 0,21	280	2,7
	100	39	- 0,03	327	2,9

нуждается в проведении дальнейших исследований и экспериментов на животных. Импульс дефибриллятора ИД-1-ВЭИ на низких значениях энергии не хуже МПСО, но при больших значениях имеет существенно более низкий индекс полноты дефибрилляции. Предположительно, это связано с тем, что его длительность значительно больше оптимальной.

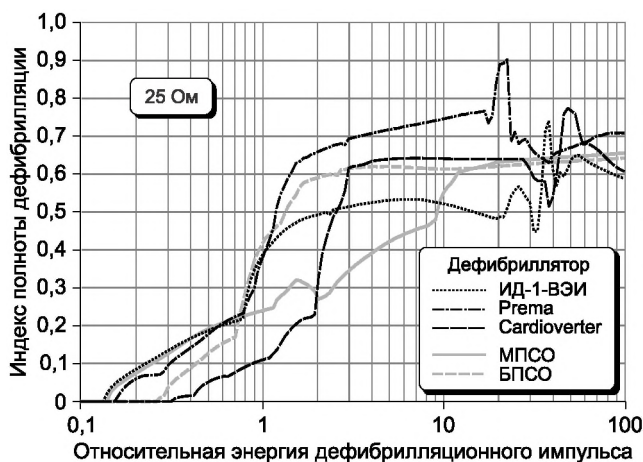


Рис. 2. Зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих импульсов дефибрилляторов при сопротивлении нагрузки 25 Ом

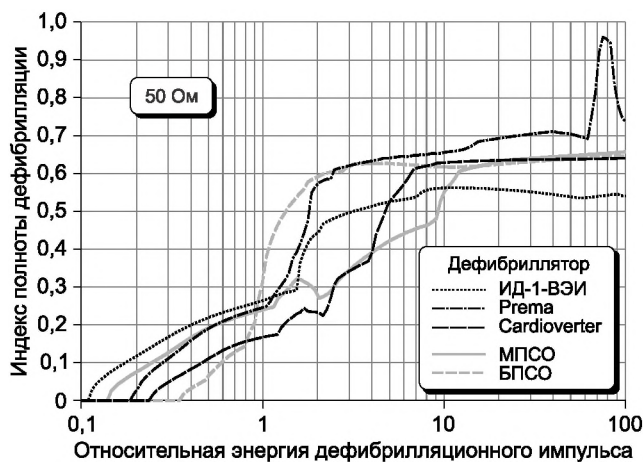


Рис. 3. Зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих импульсов дефибрилляторов при сопротивлении нагрузки 50 Ом

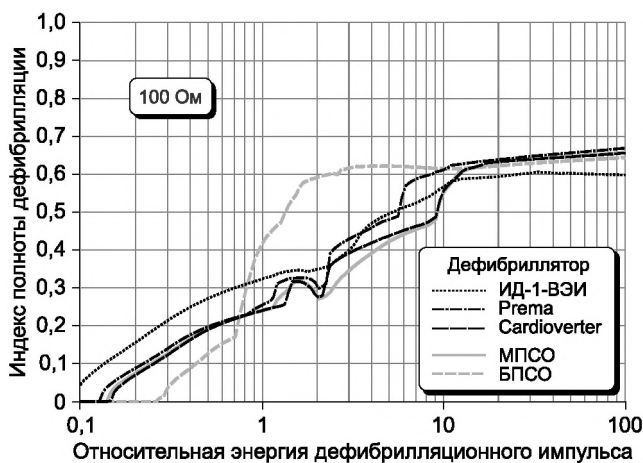


Рис. 4. Зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих импульсов дефибрилляторов при сопротивлении нагрузки 100 Ом

Импульс «Cardioverter» на нагрузке 25 Ом показал самую низкую энергетическую эффективность при низких значениях энергии и только на высоких значениях оказался лучше импульса дефибриллятора ИД-1-ВЭИ. При сопротивлении нагрузки 50 Ом энергетическая эффективность импульса дефибриллятора ИД-1-ВЭИ оказалась несколько выше при низких значениях энергии. При сопротивлении нагрузки 100 Ом зависимость индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии импульса дефибрилляторов «Prema» и «Cardioverter» сближаются с зависимостью МПСО.

Заключение

Моделирование формы импульсов дефибрилляторов показало, что при значении сопротивления нагрузки 25 Ом форма импульсов близка к энергетически оптимальной биполярной (biphasic). При значении сопротивления нагрузки 100 Ом форма импульса приближается к аperiодической. Выделяемая на нагрузке энергия при максимальном напряжении на накопительном конденсаторе у дефибрилляторов ИД-1-ВЭИ и «Cardioverter» различается незначительно, в то время как у дефибриллятора «Prema» она в два раза меньше.

Моделирование зависимости индекса полноты дефибрилляции от относительной энергии деполяризующих импульсов показало, что при сопротивлении нагрузки 25 Ом наиболее энергетически эффективностью имеет импульс дефибриллятора «Prema», при этом он был лучше БПСО. Коэффициент амплитуды второй фазы у этого импульса равен коэффициенту амплитуды у БПСО, но есть также и достаточно большие третья и четвертая фазы, которые, предположительно, обеспечивают его повышенную энергетическую эффективность. С учетом результатов, полученных в работе [13] для трапециевидного биполярного импульса с оптимальной длительностью паузы между фазами, можно предположить, что многофазный трапециевидный импульс будет иметь еще более высокую энергетическую эффективность. Это нуждается в проведении дальнейших исследований и экспериментов на животных.

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

Список литературы:

1. Гурвич Н.Л. Восстановление жизненных функций организма после смертельной электротравмы / Конференция, посвященная проблеме патофизиологии и терапии терминальных состояний в клинике и практике неотложной помощи (10-12 декабря 1952 г.). Тезисы докладов. – М.: Издательство Академии медицинских наук СССР, 1952. С. 23-24.
2. Peleška B. Transthorakální a primá defibrilace // Rozhledy v chirurgii. 1957. Vol. 36. № 11. PP. 731-755.
3. Peleška B. La défibrillation transthoracique et directe a haute tension // Anésthésie, Analgésie et Réanimation. 1958. Vol. 15. № 2. PP. 238-274.
4. Peleška B., Blažek Z. Vliv sériově zařazené indukčnosti u kondenzátorových defibrilátorů na defibrilační práh srdce a návrh na úpravu dosavadního typu defibrilátoru Prema // Rozhledy v chirurgii. 1963. Vol. 42. № 10. PP. 704-711.
5. Lown B., Neuman J., Amarasingham R., Berkovits B.V. Comparison of alternating current with direct electroshock across the closed chest // American Journal of Cardiology. 1962. Vol. 10. № 2. PP. 223-233.
6. Lown B., Amarasingham R., Neuman J. New method for terminating cardiac arrhythmias. Use of synchronized capacitor discharge // JAMA. 1962. Vol. 182. № 5. PP. 548-555.
7. Evaluation of the energy efficiency of the first DC defibrillators: Supplementary resources / <https://www.researchgate.net/publication/380209340>.
8. Акопян А.А., Гурвич Н.Л., Жуков И.А., Неговский В.А. О возможности оживления организма при фибрилляции сердца воздействием импульсного тока // Электричество. 1954. № 10. С. 43-49.

9. *Berkovits B.V.* Defibrillator / US patent № 3,236,239 (Feb. 22, 1966). Filed July 17, 1962.
10. American Optical Lown Cardioverter / In: Medical electronic laboratory equipment 1967-1968. – Oxford, New York: Pergamon Press, 1967. PP. 632-638.
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. Vol. 291. № 3. PP. H1088-H1100.
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. Vol. 12. № 5. Art. ID: e0172292.
13. *Горбунов Б.Б.* Оценка влияния длительности паузы между фазами деполяризирующих биполярных полусинусоидально-го и трапецеидального импульсов дефибрилляции на их энергетическую эффективность // Медицинская техника. 2024. № 2. С. 42-46.

*Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер,
Институт биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Зеленоград, г. Москва,*

*мл. научный сотрудник,
Центр цифрового биоинженерия и
персонализированного здравоохранения,
Первый Московский государственный
медицинский университет
им. И.М. Сеченова Минздрава
России (Сеченовский Университет),
г. Москва,
Алексей Николаевич Гусев,
Head of R&D,
Metrax GmbH,
Rottweil, Germany,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор, директор,
Институт биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
Вячеслав Александрович Востриков,
д-р мед. наук, медицинский соисполнитель,
ООО «Зеленоградский инновационно-
технологический центр
медицинской техники»,
г. Зеленоград, г. Москва,
e-mail: boris.b.gorbunov@org.miet.ru*

*З.А. Константинова, А.М. Беляев, А.Н. Дмитриев, П.Г. Спицына, Р.Д. Чехвалов,
Л.Р. Кондауров, С.Н. Морозова, А.Н. Сергеева*

Сравнение математических моделей распространения потенциала на поверхности скальпа при формировании зрительных вызванных потенциалов

Аннотация

Рассматривается распределение зрительного вызванного потенциала (ЗВП) на поверхности скальпа для моделей горизонтально-слоистой среды, многослойной концентрической среды и имитационной модели на основе МРТ-изображения. Оценивается вклад глубины залегания источника, и рассчитывается чувствительность потенциала к параметрам модели.

Введение

Формулировка обратной задачи (ОЗ) электроэнцефалографии (ЭЭГ) заключается в определении параметров источников электрической активности головного мозга (ГМ) на основе зарегистрированных потенциалов на поверхности скальпа [1]. Для ее решения разрабатывают адекватную математическую модель формирования ЭЭГ. Рассмотрение ГМ и окружающих тканей как объемного проводника – один из широко применяемых подходов. Элементарный электрический источник ЭЭГ – пирамидный нейрон, который рассматривается как токовый диполь [1], [2]. При увеличении числа зафиксированных в пространстве диполей до сотен [1], [3] возможно рассмотрение источников как распределенных, однако это требует повышения вычислительной мощности в случае прямой задачи, а в случае ОЗ используются алгоритмы с допущениями, далекими от физиологической адекватности [4], [5].

Представление модели ГМ и окружающих тканей претерпело большую эволюцию, начиная с моделей, имеющих аналитическое решение [6] горизонтально-слоистой среды или многослойной сферической среды, подробно изложенных в [7] и применяемых для задач ЭЭГ [8], [9], заканчивая неоднородными пространственными моделями. Дальнейшим приближением геометрической модели к форме ГМ является сферическая модель с выемкой [10] для оценки влияния борозды на зна-

чение скальпового потенциала. Однако такой подход не учитывает индивидуальные различия в морфологии ГМ и окружающих тканей, что может приводить к значительным отклонениям от наблюдаемых данных. Одним из решений является использование МРТ- или КТ- изображений, на основе которых моделируется распределение потенциала с помощью метода конечных элементов [1], [5] и формируется имитационная модель. Несмотря на то что ОЗ является некорректной, активно применяются алгоритмы [1], [4], [5] для решения ОЗ ЭЭГ (LORETA, MUSIC и др.). Погрешность этих алгоритмов по локализации источников может составлять до 4 см [2], поэтому необходимо оценивать чувствительность потенциала к глубине залегания источника и определять границу раздела тканей со значительными различиями в электропроводности, что потенциально обосновывает использование редуцированных моделей для построения «сглаженных» решений, но устойчивых к погрешностям локализации источника.

Решение ОЗ ЭЭГ имеет большое значение для понимания нейрофизиологических процессов [1], проходящих в когнитивной, сенсорной [11], [12] и двигательной системах, а также для решения ряда практических вопросов, например, в диагностике, – определение очага эпилептической активности [4], получение маркеров состояния пациента с рассеянным склерозом в динамике [13]. Также это позволит увеличить эффективность интерфейсов мозг-компьютер на основе стационарных ЗВП [14].