

# ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ НЕКОТОРЫХ ПАРАМЕТРОВ ИМПУЛЬСА НА ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА

И. В. Венин, М. С. Богусевич\*, А. И. Редько, С. В. Сериков

\* ГУ НИИ общей реаниматологии РАМН, Москва  
НПП «МЕТЕКОЛ», Львов — Нежин, Украина

## Evaluation of Impact of Some Pulse Parameters on the Efficiency of Electric Cardiac Defibrillation

I. V. Venin, M. S. Bogushevich\*, A. I. Redko, S. V. Serikov

\* Research Institute of General Reanimatology, Russian Academy of Medical Sciences, Moscow  
METEKOL Research-and-Production Enterprise, Lvov-Nezhin, Ukraine

**Цель.** Проверка гипотезы о резонансном характере процесса электрической дефибрилляции сердца и изучение влияния частотного спектра импульсов разной формы на эффективность дефибрилляции. **Материалы и методы.** В настоящей работе исследован частотный спектр импульсов, эффективность которых при дефибрилляции известна. Рассмотрены импульсы: треугольные с крутым передним и пологим задним фронтом, импульс с пологим передним и крутым задним фронтом, биполярный асимметричный трапецидальный импульс дефибриллятора ДКИ-Н-15 Ст БИФАЗИК+ и импульс обратный ему. Спектры импульсов вычислены и графически представлены с использованием программы Mathematica компании Wolfram Research Inc. **Результаты.** Показано, что различный характер зависимости эффективности дефибрилляции от длительности импульсов с инкрементом и декрементом затухания противоречит гипотезе о резонансном характере процесса электрической дефибрилляции сердца. Импульсы с одинаковым частотным спектром могут иметь существенную разницу эффективности при дефибрилляции. На эффективность может влиять интервал между фазами импульса. **Заключение.** Значение модуля спектральной характеристики при нулевой частоте биполярного импульса может рассматриваться как один из параметров, характеризующих эффективность и безопасность дефибриллирующего воздействия. **Ключевые слова:** фибрилляция, дефибрилляция, резонансный процесс, частотный спектр.

**Objective:** to test the hypothesis of the resonance pattern of an electric cardiac defibrillation process and to study the impact of the frequency spectrum of pulses of various shape on the efficiency of defibrillation. **Material and methods.** The frequency spectrum of pulses the efficiency of which during defibrillation was known was examined. Delta pulses with a steep anterior and flat posterior front; a pulse with a flat anterior and steep posterior front, a bipolar asymmetric trapezoidal pulse from a DKI-N-15 St BIFASIK+ defibrillator, and its returning pulse were considered. The pulse spectra were calculated and plotted using the Mathematica program (Wolfram Research Inc.). **Results.** The different pattern of a relationship of the efficiency of defibrillation to the duration of pulses with a damping increment or decrement is shown to be contradictory to the hypothesis of the resonance pattern of an electric cardiac defibrillation process. The pulses with the equal frequency spectrum may have a great efficiency difference during defibrillation. The efficiency may be affected by the pulse phase interval. **Conclusion.** The value of a spectrum module at the zero frequency of pulse phases may be regarded as one of the parameters characterizing the efficiency and safety of defibrillation exposure. **Key words:** fibrillation, defibrillation, resonance process, frequency spectrum.

Результатом совместных исследований НИИ Общей реаниматологии АМН СССР и ВНИКИ РЭМА (Львов, Украина) было создание впервые в мире и внедрение в клиническую практику бывшего СССР в 1968—1970 гг. дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01 с биполярным (квазисинусоидальным асимметричным) импульсом.

Влияние основных параметров квазисинусоидального асимметричного биполярного импульса на его эффективность и безопасность при дефибрилляции изучалось в экспериментах [1—8]. По результатам этих исследований и опыта применения дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01 в медицинской практике, был разработан (совместно НИИ ОР АМН СССР и НПО РЭМА) и в 1974 г. утвержден, отраслевой стандарт Мин-

медпрома СССР и Минздрава СССР [9]. Стандарт впервые нормировал основные дозоопределяющие параметры биполярного квазисинусоидального асимметричного дефибриллирующего импульса — длительность первой и второй полуволн, соотношение амплитуд токов второй и первой полуволн, диапазон максимальных токов в нагрузке 50 Ом.

Биполярный квазисинусоидальный импульс дефибриллятора ДИ-03 до настоящего времени рассматривается, как эталон эффективности и безопасности при дефибрилляции [10, 11]. Дефибрилляторы ДИ-03, по нашим данным, спустя 20 лет после прекращения их производства Львовским заводом РЭМА, с успехом применяются в ряде (в том числе и центральных) клиник Украины, при наличии в этих клиниках современных

дефибрилляторов, производимых фирмами США и ЕС. В дальнейшем, по результатам экспериментальных исследований и многолетней подконтрольной клинической их эксплуатации, требования к параметрам импульса уточнялись при разработке стандартов России [12] и Украины [13], гармонизированных со стандартом Международной Электротехнической Комиссии (МЭК) [14].

В настоящее время, в связи с выходом 2-й редакции стандарта МЭК [15], предстоит разработка гармонизированных с ним национальных стандартов России и Украины. В этой связи особый интерес представляют результаты современных исследований влияния параметров дефибрилирующих импульсов на их эффективность и безопасность.

Наше внимание привлекла публикация [11], авторы которой выступили с гипотезой: «Механизм электрической дефибриляции сердца является резонансным процессом, поэтому, эффективность импульса, наряду с его длительностью и количеством фаз, может зависеть от его частотного спектра».

В частности, при разработке дефибриллятора ДФР-02-«УОМЗ» с прямоугольным импульсом, авторы стремились приблизить спектр импульса к спектру квазисинусоидального биполярного импульса (как наиболее эффективного) и уменьшить высокочастотную составляющую спектра импульса дефибриллятора ДФР-02, предполагая, что при этом импульс «окажется более эффективным (с точки зрения минимальной пороговой энергии дефибриляции), чем все известные импульсы биполярной формы, используемые в настоящее время в кардиореанимационной практике» [11].

Ранее [16], мы исследовали частотный спектр квазисинусоидальных биполярных асимметричных импульсов, которые формировались предложенным нами разрядным контуром с диодно-резисторным шунтом [5, 7] и сопоставляли его с частотным спектром монополярных импульсов (LOWN, EDMARK) в диапазоне нагрузок от 25 до 100 Ом. Тогда нам казалась привлекательной идея рассматривать процесс дефибриляции сердца, как резонансный. Контролируя при разработке схем формирования импульса частотный спектр, представлялось возможным создать на этой основе обобщенный параметр, определяющий эффективность и безопасность дефибрилирующего импульса, для нормирования в стандартах и других нормативно-технических документах на дефибрилляторы. Однако, по причинам, которые будут изложены далее, у нас возникли сомнения в перспективности этого направления исследований.

Цель настоящего исследования — проверка гипотезы о резонансном характере процесса электрической дефибриляции сердца и изучение влияния частотного спектра импульсов разной формы на эффективность дефибриляции.

Рассмотрим гипотезу о резонансном характере процесса электрической дефибриляции сердца. Если эта гипотеза верна и процесс электрической дефибриляции сердца имеет действительно резонансный характер, то импульсы разной формы, частотный спектр ко-

торых одинаков, должны обеспечивать одинаковую эффективность при дефибриляции сердца «по критерию пороговой дефибриляции».

## Материалы и методы

В данном исследовании рассматриваются частотные спектры ряда импульсов:

- импульс с «крутым» передним и пологим задним фронтом (с декрементом амплитуды) и импульс с пологим передним и «крутым» задним фронтом (с инкрементом амплитуды);
- биполярный трапециидальный асимметричный импульс, в частности дефибриллятора ДКИ-Н-15Ст БИФА-ЗИК+. Этот дефибриллятор был разработан совместно, НПП МЕТЕКОЛ (г. Нежин, Украина) и ГУ НИИ Общей реаниматологии РАМН и с 2002 года используется в клиниках, прежде всего, Украины. Анализировался частотный спектр импульса этого дефибриллятора с интервалом времени между позитивной и негативной фазами равным 1,5 мс и такой же импульс без интервала времени между фазами;
- импульс «обратный» импульсу дефибриллятора ДКИ-Н-15Ст БИФА-ЗИК+ с амплитудой позитивной фазы меньшей амплитуды негативной фазы.

Спектры импульсов вычислены и графически представлены с использованием программы Mathematica компании Wolfram Research Inc.

Треугольные импульсы с инкрементом и декрементом единичной амплитуды, описываются формулами:

$$y_1 = 1 - t/\tau \quad (1) \quad y_2 = t/\tau \quad (2)$$

где:  $y_1, y_2$  — амплитуда,  $t$  — время,  $\tau$  — длительность импульса.

Учитывая, что функции  $y_1$  и  $y_2$  за пределами длительности импульса обращаются в ноль, интеграл Фурье, дающий разложение функции в непрерывный спектр, можно записать для обоих случаев как:

$$S(W) = \int_0^\tau (1-t/\tau) \cdot \text{Exp}[-iWt] dt \quad (3)$$

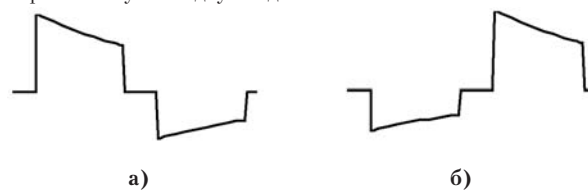
$$S(W) = \int_0^\tau (t/\tau) \cdot \text{Exp}[-iWt] dt \quad (4)$$

где:  $S(W)$  — спектральная функция,  $W$  — угловая частота.

После интегрирования и упрощения выражений (3) и (4) модуль спектральной характеристики для обоих случаев запишется в виде:

$$|S(W)| = \sqrt{\frac{2 + W^2 \tau^2 - 2 \cos[W\tau] - 2W\tau \sin[W\tau]}{W^4 \tau^2}} \quad (5)$$

Рассмотрим частотный спектр трапециидальных биполярных импульсов двух видов:



**Рис. 1** Биполярные асимметричные трапециидальные импульсы.

а) — известный (вторая полуволна меньше первой), который применяется в большинстве современных дефибрилляторов.

б) — гипотетический «обратный» — первая полуволна меньше второй.

Нетрудно показать, что модуль спектральной характеристики таких импульсов описывается одним и тем же выражением:

$$|S(W)| = \sqrt{\frac{4e^{-\frac{2\tau}{\sigma}} \sigma^2 (-\cos[W\tau] + \cosh[\frac{\tau}{\sigma}]) (-\cos[W(\tau+\tau)] + \cosh[\frac{\tau}{\sigma}])}{1 + W^2 \sigma^2}} \quad (6)$$

Где:  $\omega$  — угловая частота,  $\tau$  — длительность импульсов,  $\tau_1$  — сдвиг между первой и второй полуволной,  $\sigma$  — произведение сопротивления нагрузки на емкость разрядного конденсатора.

## Результаты и обсуждение

$$|S(f)| = \sqrt{\frac{2+4f^2\pi^2\tau^2-2\cos[2f\pi\tau]-4f\pi\tau\sin[2f\pi\tau]}{16f^4\pi^4\tau^2}} \quad (7)$$

Модуль спектральной характеристики как функция частоты  $f$  для обоих типов треугольных импульсов, описываемых выражениями (1) и (2) определяется как:

График модуля спектральной характеристики треугольного импульса обоих видов и длительностью  $\tau=10$  мс выглядит следующим образом:

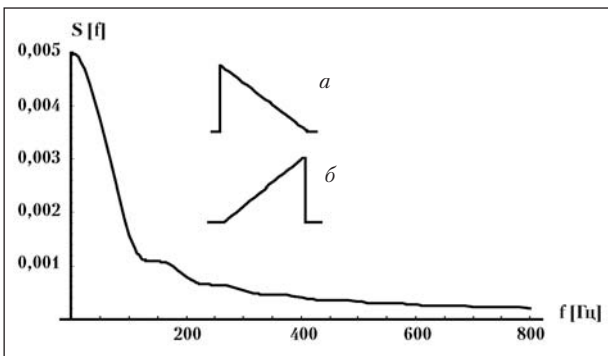


Рис. 2. График модуля спектральной функции треугольных импульсов при длительности, равной 10 мс.

$a$  — с декрементом амплитуд;  $b$  — с инкрементом амплитуд и длительности, равной 10 мс.

Модуль спектральной характеристики как функция частоты  $f$  для асимметричных биполярных трапециидальных импульсов с длительностью импульса первой и второй волны  $\tau$  и интервалом времени между импульсами  $\tau_1$  запишется так:

$$|S(f)| = 2\sqrt{\frac{e^{-\frac{2\tau}{\sigma}}\sigma^2(-\cos[2f\pi\tau]+\cosh[\frac{\tau}{\sigma}])(-\cos[2f\pi(\tau+\tau_1)]+\cosh[\frac{\tau}{\sigma}])}{1+4f^2\pi^2\sigma^2}} \quad (8)$$

Анализ показал, что модуль спектральной характеристики треугольных импульсов с инкрементом и де-

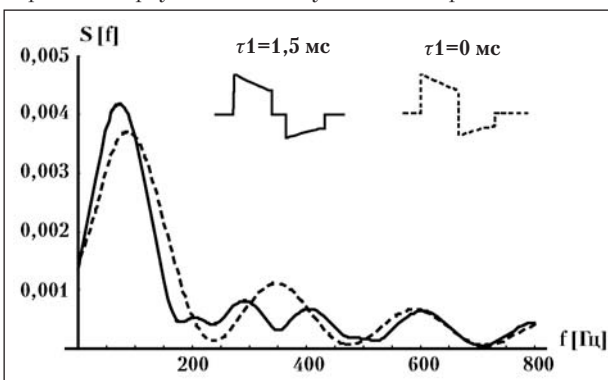


Рис. 3. График модуля спектральной характеристики асимметричных биполярных трапециидальных импульсов с длительностью импульса первой и второй волны  $\tau=4,2$  мс и интервалом времени между импульсами  $\tau_1=1,5$  мс и  $\tau_1=0$  мс.

крементом затухания (импульсы а) и б) на рис. 1) одинаков при одинаковой их длительности.

В фундаментальном экспериментальном исследовании Schuder J.C. et al. [17,18], в широком диапазоне временных параметров была изучена эффективность при дефибриляции сердца треугольных импульсов с инкрементом и декрементом затухания. Рассмотрим некоторые результаты этого исследования.

Как показал приведенный выше анализ, для каждого значения длительности на рис. 4, спектральная ха-

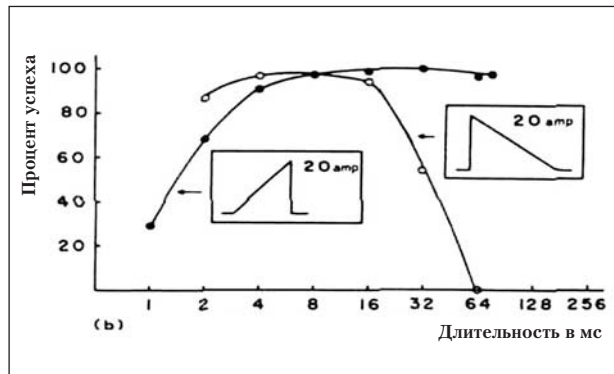


Рис. 4. Зависимость процента успеха вентрикулярной дефибриляции от длительности треугольных импульсов с инкрементом и декрементом затухания и амплитудой тока 20 А. Schuder et al. [17,18].

рактеристика импульсов с инкрементом и декрементом затухания амплитуд идентична.

В исследовании Schuder J. C. et al. эффективность импульсов с инкрементом и декрементом затухания амплитуд при длительностях от 4 до 16 мс практически одинакова. При дальнейшем увеличении длительности, характер зависимости эффективности импульсов от их длительности различен для импульсов с инкрементом и декрементом затухания амплитуд. Если эффективность импульсов с инкрементом затухания сохраняется на уровне 100%, то эффективность импульсов с декрементом затухания уменьшается и становится равной нулю при длительности 64 мс. (Отметим существенную разницу в эффективности при дефибриляции треугольных импульсов с инкрементом и декрементом затухания амплитуд при длительности 64 мс). Различный характер зависимости эффективности при дефибриляции от длительности для импульсов с инкрементом и декрементом затухания противоречит гипотезе авторов [11] о «резонансном характере процесса электрической дефибриляции сердца». Однако вряд ли можно полностью отрицать влияние частотного спектра импульса на его эффективность при дефибриляции сердца. Электрическая дефибриляция, точнее модель «системы дефибрилятор-сердце», значительно сложнее, чем просто звено с резонансной или частотно-зависимой, не резонансной характеристикой. По-видимому, в такой модели следует рассматривать и другие звенья. Например, звено, реагирующее на изменение тока во времени. Для такого звена треугольные импульсы с инкрементом и декрементом затухания амплитуд будут существенно различаться. Очевидно наличие в модели звена «порогового типа» и других

звеньев. Основываясь на результатах приведенного выше анализа, можно предположить, что характеристика «резонансного звена модели» не имеет доминирующего влияния на эффективность импульса при дефибрилляции.

Выше мы показали, что плотность частотного спектра двух видов биполярных трапецидальных импульсов (рис. 1) одинакова при одинаковой величине интервала времени  $\tau$  между окончанием первой и началом второй полуволн импульса. Что касается эффективности при дефибрилляции таких двух видов биполярных импульсов, нам не известны сравнительные исследования их эффективности при дефибрилляции. Наш опыт экспериментальных исследований показывает, что биполярный квазисинусоидальный импульс резко уменьшает эффективность в случае, когда амплитуда тока второй фазы равна [2] или больше амплитуды первой при равных их длительностях.

На рис. 3 приведены графики спектральной плотности частот биполярного трапецидального импульса дефибриллятора ДКИ-Н-15Ст БИФАЗИК+ при номинальном значении  $\tau=1,5$  мс и при отсутствии временно-го интервала  $\tau=0$  мс. Можно отметить, что при изменении интервала  $\tau$  от 0 мс до 1,5 мс амплитуда основной частоты спектральной плотности увеличивается на 15%, частота снижается приблизительно с 120 Гц до 100 Гц, а амплитуда гармоник до частоты 580 Гц снижается примерно вдвое. Заметим, что изменение спектральной плотности частот биполярного трапецидального импульса при изменении интервала  $\tau$  более значимы, чем различия в спектрах биполярных квазисинусоидальных и колоколообразных импульсов, обнаруженные авторами [11]. Изменение этого интервала в процессе может быть обеспечено простыми программными средствами. Очевидно, что роль интервала между фазами биполярного импульса заслуживает внимания исследователей.

Ранее мы обращали внимание, что модуль спектральной характеристики при нулевой частоте  $F(0)$  «...совпадает с суммарным зарядом  $Q$ , который переносится по цепи пациента к моменту окончания дефибрил-

лирующего воздействия [16]. Величина  $Q$  определяет смещение носителей тока в биообъекте, поэтому  $Q$ , по-видимому, следует рассматривать как один из параметров, характеризующих безопасность воздействия». Отметим, что для монополярных импульсов величина  $Q$  имеет максимальное значение; для биполярных импульсов с равными амплитудами тока и длительностями обеих фаз импульсов величина  $Q=0$ ; для биполярных импульсов, амплитуда или длительность второй фазы которых меньше, чем первой фазы, величина  $Q$  имеет промежуточное значение. Известно, что эффективность монополярных импульсов и биполярных с равными фазами значительно меньше эффективности биполярных асимметричных импульсов. Видимо значение  $Q$  может быть критерием оптимизации соотношения параметров фаз биполярного импульса. Такой подход хорошо согласуется с положениями Charge-Burping Theory [19].

## Заключение

1. Импульсы с одинаковым частотным спектром могут иметь существенно различную эффективность при дефибрилляции, что не согласуется с гипотезой авторов [10], о резонансном характере «процесса электрической дефибрилляции сердца».

2. Аппарат спектрального анализа может использоваться при конструировании схем формирования импульса для предотвращения появления в его спектре гармоник, отличных от доминирующих для данной формы.

3. Интервал времени между фазами биполярного дефибриллирующего импульса может влиять на его эффективность при дефибрилляции.

4. Значение модуля спектральной характеристики при нулевой частоте  $S(0)$  биполярного импульса может рассматриваться, как один из параметров, характеризующих эффективность и безопасность дефибриллирующего воздействия.

## Литература

1. Гурвич Н. Л. Основные принципы дефибрилляции сердца. М.: Медицина; 1975.
2. Гурвич Н. Л., Табак В. Я., Богушевич М. С. и др. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике. Кардиология 1971; 126–130.
3. Гурвич Н. Л., Богушевич М. С., Табак В. Я., Венин И. В. Безопасная величина напряжения при электролечении аритмий сердца. Кардиология 1972; 4: 88–92.
4. Венин И. В., Гурвич Н. Л., Либерзон А. П. и др. Дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01. В кн.: Новости медицинского приборостроения. М.; 1973. 48–53.
5. Венин И. В., Гурвич Н. Л., Табак В. Я., Шерман А. М. Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса. В кн.: Новости медицинского приборостроения. М.; 1973. 84–90.
6. Negovsky V. A., Smerdov A. A., Tabak V. Y. et al. Criteria of efficiency and safety of the defibrillating impulse. Resuscitation 1980; 8: 53–67.
7. Венин И. В., Гурвич Н. Л., Цукерман Б. М. и др. Дефибриллятор, А.с. N 258526 с приоритетом от 5.05.1968 г. Бюл. изобретений и товарных знаков 1970; 1.
8. Венин И. В. История создания отечественных дефибрилляторов. В кн.: Тр. НИИ ОР РАМН. 2. М.; 2001. 17–27.
9. ДЕФИБРИЛЛЯТОРЫ. ОСТ64-1-116-74.
10. Ou F., Zarubin F., Wollenzier B. et al. The Gurvich waveform has lower defibrillation threshold than the rectilinear waveform and the truncated exponential waveform in the rabbit heart. J. Physiol. Pharmacol. 2005; 83 (2): 152–160.

11. Востриков В. А., Горбунов Б. Б. Сравнительный анализ частотных характеристик дефибриллирующих импульсов биполярной формы. Клинич. анестезиология и реаниматология 2004; 1 (3): 16–18.
12. ГОСТ Р 5267.4-92 (МЭК 601-2-4-83). ИЗДЕЛИЯ МЕДИЦИНСКИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ Ч.2. Частные требования безопасности к дефибрилляторам и дефибрилляторам-мониторам.
13. ДСТУ 3996-2000 Дефибрилляторы и дефибрилляторы-мониторы. Общие технические требования. Киев: ГОССТАНДАРТ Украины; 2001.
14. IEC STANDARD. Publ.601-2-4. Pt. 2: Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators and defibrillator-monitors; 1983.
15. INTERNATIONAL STANDARD IEC 60601-2-4, 2 ed. 2002-08. Medical electrical equipment – Pt. 2-4: Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators.
16. Венин И. В., Гонопольский О. Л., Смердов А. А. Исследование разрядного контура дефибрилляторов. В кн.: Новости медицинской техники. М.; 1982. 28–32.
17. Schuder J. C., Rahmoeller G. A., Nellis S. H. et al. Trans-thoracic ventricular defibrillation with very high amplitude rectangular pulses. J. Appl. Physiol. 1967; 22: 1110–1114.
18. Schuder J. C. The role of an engineering oriented medical research group in developing imported methods and devices for achieving ventricular defibrillation: The University of Missouri experience. Pace 1993; 16 (Pt. 1): 95–124.
19. Swerdlow Ch. D., Fan W., Brewer J. E. Charge-Burping theory correctly predicts optimal ratios of phase duration for biphasic defibrillation waveforms. Circulation 1996; 94: 2278–2284.

Поступила 19.03.07