



## СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ДЕФИБРИЛЛИРУЮЩИХ ИМПУЛЬСОВ БИПОЛЯРНОЙ ФОРМЫ

Востриков В. А., Горбунов Б. Б.

Московская медицинская академия им. И. М. Сеченова,  
Московский государственный институт электронной техники

Установлено, что эффективность электрических импульсов монополярной (МП) и биполярной (БП) форм, используемых для дефибрилляции желудочков сердца, снижается при значительном уменьшении или, наоборот, увеличении их длительности по отношению к оптимальному диапазону. Последний находится в пределах  $\approx 5\text{--}8$  мс (МП-импульсы) и  $\approx 8\text{--}12$  мс (БП-импульсы) [1–4]. Учитывая вышесказанное, мы выдвинули гипотезу, что механизм электрической дефибрилляции сердца является резонансным процессом, поэтому эффективность импульса, наряду с его длительностью и количеством фаз, может зависеть также от его частотного спектра.

### Метод исследования

В данном исследовании сравнивали частотный спектр следующих биполярных импульсов: квазисинусоидального (импульс Гурвича – Венина) [5], прямоугольного, импульс дефибриллятора ДФР-02-«УОМЗ» и трапецидального импульса (рис. 1).

Для сравнения частотного спектра импульсов была использована программа электронного моделирования PSpice, входящая в состав пакета электронного проектирования Orcad 9.2. Частотные спектры импульсов получали с помощью метода Фурье-преобразования. Моделировали «токовые» импульсы с одинаковой амплитудой тока и соотношением первой и второй фаз импульса (1:0,5). Длительность фаз прямоугольного и трапецидального импульсов составляла 4 + 4 мс, а квазисинусоидального импульса Гурвича – Венина и дефибриллятора



Рис. 1. Формы дефибриллирующих импульсов

ДФР-02-«УОМЗ» соответственно 5 + 5 мс. Модели генераторов данных импульсов были представлены источниками тока, управляемыми напряжением с функцией, зависящей от времени.

### Результаты исследования и их обсуждение

В процессе применения к полученным формам импульсов преобразования Фурье были получены спектральные характеристики импульсов, представленные на рис. 2. Наиболее узким спектром из рассматриваемых дефибриллирующих импульсов обладает квазисинусоидальный импульс Гурвича – Венина. По данным экспериментальных исследований на животных, при сравнении трех различных биполярных импульсов наибольшая терапевтическая эффек-

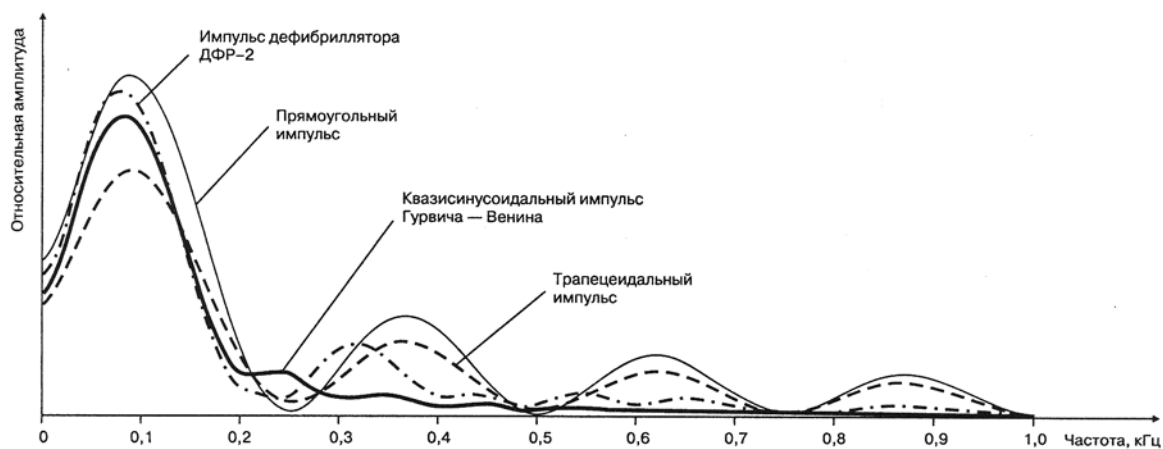


Рис. 2. Частотные спектры дефибрилирующих импульсов

тивность (по критерию пороговой дефибриляции) была выявлена у квазисинусоидального импульса [6, 7]. Следует отметить, что импульс дефибриллятора ДФР-02-«УОМЗ», разработанный на кафедре биомедицинских систем МГИЭТ, по спектральным характеристикам оказался наиболее близким к импульсу Гурвича – Венина. Согласно нашей рабочей гипотезе, основанной на результатах сравнения спектра импульсов, эффективность дефибрилирующего импульса обусловлена характером его спектра, а именно: его высокочастотные составляющие должны уменьшать эффективность дефибриляции. В настоящее время существует импульс с более узким частотным спектром по сравнению с квазисинусоидальным импульсом – это импульс колоколообразной формы, описываемый кривыми Гаусса. Новая форма тока дефибрилирующего импульса, полученная нами с помощью электронного моделирова-

ния, описывается функцией, представленной в приложении. На рис. 3 представлены колоколообразный импульс и импульс Гурвича – Венина. На рис. 4 – частотные спектры этих импульсов.



Рис. 3. Дефибрилирующие импульсы колоколообразный и Гурвича – Венина.

Для того чтобы лучше были видны их отличия, импульс Гурвича – Венина смещен от начала координат на 2 мс

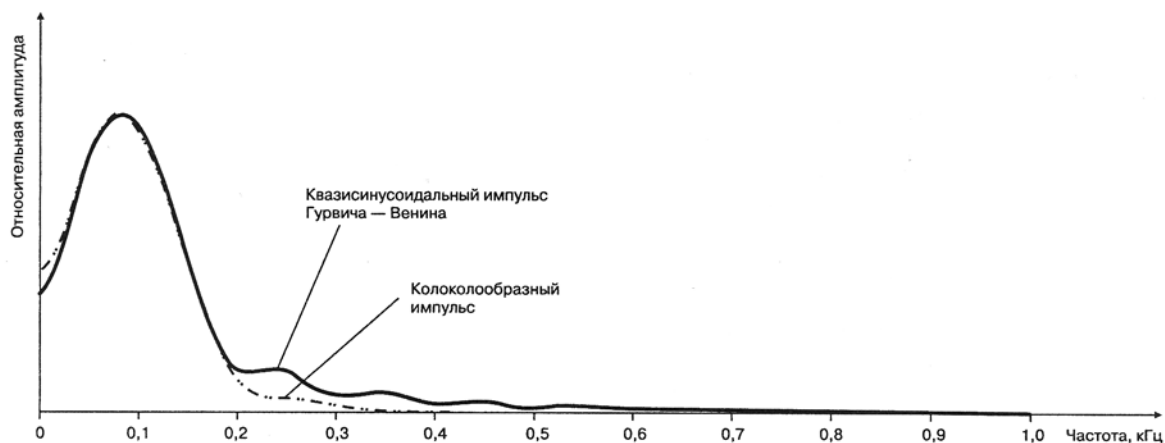


Рис. 4. Частотные спектры колоколообразного импульса и импульса Гурвича – Венина



Колоколообразный импульс, построенный на основе кривых Гаусса, имеет более узкий частотный спектр, чем импульс Гурвича – Венина, поэтому можно предположить, что колоколообразный импульс окажет-

ся более эффективным (с точки зрения минимальной пороговой энергии дефибриляции), чем все известные импульсы биполярной формы, используемые в настоящее время в кардиореанимационной практике.

Формы тока дефибрилирующих импульсов были описаны следующими функциями:

**Прямоугольный импульс:**  $\text{Имп}(T) = I_{\text{amp}} \times (\text{Stp}(4\text{ms}-T) - .5 \times \text{Stp}(T-4\text{ms}) \times \text{Stp}(8\text{ms}-T))$ , где  $I_{\text{amp}}$  – амплитуда тока импульса,  $\text{Stp}(x) = 0$  при  $x \leq 0$  и  $\text{Stp}(x) = 1$  при  $x > 0$ ,  $T$  – текущее значение времени.

**Трапецидальный импульс:**  $\text{Имп}(T) = I_{\text{amp}} \times \text{Sgn}(4\text{ms}-T) \times \text{Stp}(8\text{ms}-T) \times \text{Exp}(-T/T_t)$ , где  $I_{\text{amp}}$  – амплитуда тока импульса,  $\text{Sgn}(x) = -1$  при  $x < 0$ ,  $\text{Sgn}(x) = 0$  при  $x = 0$ ,  $\text{Sgn}(x) = 1$  при  $x > 0$ ,  $\text{Stp}(x) = 0$  при  $x \leq 0$  и  $\text{Stp}(x) = 1$  при  $x > 0$ ,  $T$  – текущее значение времени,  $\text{Exp}(x)$  – экспонента,  $T_t = 5,77$  мс. **Квазисинусоидальный импульс Гурвича – Венина:**  $\text{Имп}(T) = I_{\text{amp}} \times \text{Sin}(T \times \text{Pi}/T_{s1}) \times \text{Exp}(-T/T_{s2}) \times 1,38 \times \text{Stp}(T_{s3}-T)$ , где  $T$  – текущее значение времени,  $I_{\text{amp}}$  – амплитуда тока импульса,  $\text{Sin}(x)$  – синус,  $\text{Pi}$  – число пи,  $T_{s1} = 5$  мс,  $\text{Exp}(x)$  – экспонента,  $T_{s2} = 1,44 \times T_{s1}$ ,  $\text{Stp}(x) = 0$  при  $x \leq 0$  и  $\text{Stp}(x) = 1$  при  $x > 0$ ,  $T_{s3} = 2 \times T_{s1}$ .

## Приложение

**Импульс дефибрилятора ДФР-2:**  $\text{Имп}(T) = I_{\text{amp}} \times \text{Table}(T, 0, 0, 1\text{ms}, 1, 4.3\text{ms}, .7, 5\text{ms}, 0, 6\text{ms}, -0.5, 9.3\text{ms}, -35, 10\text{ms}, 0)$ , где  $I_{\text{amp}}$  – амплитуда тока импульса,  $\text{Table}$  – табличная (кусочно-линейная) функция, в которой задается аргумент и пары чисел «аргумент – соответствующее ему значение функции», представляющие собой последовательность точек, между которыми значение функции изменяется линейно (точек, соединяемых на графике прямыми линиями),  $T$  – текущее значение времени. **Колоколообразный импульс:**  $\text{Имп}(T) = I_{\text{amp}} \times ((\text{Exp}(-.5 \times \text{Pwr}((T-T_{\text{max}})/\text{Tau}, 2)) - K_1 - \text{Exp}(-5 \times \text{Pwr}((T-T_{\text{max}})/\text{Tau}, 2))) \times \text{Exp}(-T/\text{Tau}_2) \times K_2 + T \times K_3) \times \text{Stp}(T_{s3}-T)$ , где  $I_{\text{amp}}$  – амплитуда тока импульса,  $T$  – текущее значение времени,  $\text{Exp}(x)$  – экспонента,  $\text{Pwr}(x, 2)$  – возведение в квадрат числа  $x$ ,  $\text{Tau} = 1,5$  мс,  $T_{\text{max}} = 3 \times \text{Tau}$ ,  $K_1 = 11,3$  мс,  $T_{\text{max}2} = 2 \times T_{\text{max}}$ ,  $\text{Tau}_2 = 4,52 \times \text{Tau}$ ,  $K_2 = 1,91$ ,  $K_3 = 2,78$  мс /  $\text{Tau}$ ,  $\text{Stp}(x) = 0$  при  $x \leq 0$  и  $\text{Stp}(x) = 1$  при  $x > 0$ ,  $T_{s3} = 8,33 \times \text{Tau}$ .

## Литература

1. Гурвич Н. Л., Макарычев В. А. К вопросу об оптимальных критериях электрического импульса для дефибриляции: Доклады Академии наук СССР. 1968. Т. 178, № 4. С. 971–972.
2. Tacker W. A., Geddes L. A. Electrical defibrillation. CRC Press., Boca Raton, 1980. 278 p.
3. Baubin M., Cansell A., Summan G. et al. Impulse waves of external defibrillators // Resuscitation. 1998. Vol. 37, № 2. P. S42.
4. Cansell A. Wirksamkeit und Sicherheit. Der Impuls-kurvenformen bei transthorakaler Defibrillation // Notfall & Rettungsmedizin. 1998. 1: 372–380. © Springer-Verlag, 1998.
5. Венин И. В., Гурвич Н. Л., Олифер Б. М. и др. Дефибрилятор. А. с. № 258526 от 23 сентября 1969 г. (СССР).
6. Walcott G. P., Melnick S. B., Chapman F. W. et al. Relative efficacy of monophasic and biphasic waveforms for transthoracic defibrillation after short and long duration of ventricular fibrillation // Circulation. 1998. Vol. 98, № 20. P. 2210–2215.
7. Qu F. Y., Nikolski V. P., Wollenzier B. R., Efimov I. R. Comparison of three biphasic waveforms: Gurvich waveform is more efficient // Proc. of the Second Joint EMBS/BMES Conference, Houston, TX, USA, October 23–26, 2002. P. 1439–1440.