

## ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ МОНОПОЛЯРНЫХ ИМПУЛЬСОВ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ МЕТОДОМ ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ

**Б. Б. Горбунов**

*Московский государственный институт электронной техники  
(технический университет) (МИЭТ), Зеленоград, Москва*

Для теоретического сравнения монополярных импульсов дефибрилляции различных форм и определения оптимальных значений их длительности предлагается метод характеристической энергии, основанный на физической модели воздействия электрического импульса на мембрану клетки миокарда. Метод позволяет определить оптимальную длительность монополярного импульса заданной формы и в первом приближении сравнивать эффективность импульсов различной формы. Для биполярных и многофазных импульсов дефибрилляции этот метод может быть применён к фазам импульса по отдельности. Для импульса треугольной нарастающей формы метод даёт меньшую характеристическую энергию, чем для импульса треугольной спадающей формы, что подтверждается экспериментальными данными. Исследованные с помощью метода импульсы дефибрилляции различной формы по своей эффективности разбиты на четыре группы: высокой, средней, низкой и сверхнизкой эффективности.

### ВВЕДЕНИЕ

Существующие теории предполагают, что для успешной дефибрилляции клеточные мембраны всего или большей части миокарда должны быть поляризованы электрическим импульсом до определённого порогового напряжения (*Kroll, 1993*). Поскольку воздействие электрического тока импульса на ткани организма может привести к их повреждению (особенно при высоком сопротивлении грудной клетки пациента), желательно, чтобы дефибрилляция обеспечивалась при минимальной энергии импульса. Таким образом, критерием оптимальности импульса дефибрилляции может служить минимальная по сравнению с другими импульсами энергия, необходимая для пороговой поляризации клеточных мембран миокарда при прочих равных условиях.

Существует метод оценки эффективности импульсов дефибрилляции, основанный на модели Вейса-Лапика, предложенной в начале XX в. (*Kroll, 1993*). Главным недостатком этой модели является то, что она не делает различий между формами импульсов с одинаковым средним значением тока. Например, из этой модели следует, что импульсы треугольной нарастающей и треугольной спадающей форм при одинаковой длительности должны иметь одинаковую пороговую амплитуду тока дефибрилляции и, соответственно, одинаковую пороговую энергию дефибрилляции. Между тем, экспериментально

установлено, что импульс треугольной нарастающей формы требует меньшей энергии для дефибрилляции (меньшей амплитуды тока), чем импульс треугольной спадающей формы (*Schuder et al.*, 1966; *Qu et al.*, 2005).

Для теоретического сравнения монополярных импульсов дефибрилляции различных форм и определения оптимальных значений длительности импульсов дефибрилляции предлагается метод характеристической энергии импульса дефибрилляции, который выявляет указанные выше различия.

Для биполярных и многофазных импульсов дефибрилляции этот метод может быть применён к фазам импульса по отдельности, причём наибольшее значение имеет эффективность первой фазы импульса. Так, например, в биполярном квазисинусоидальном импульсе, каким является импульс Гурвича–Венина (*Гурвич и др.*, 1971; *Венин и др.*, 1973а; *Венин и др.*, 1973б; *Венин и др.*, 1982), оптимальное соотношение амплитуд первой и второй фазы составляет 1:0,55 (*Востриков, Богушевич*, 2000), поэтому в первой фазе импульса выделяется 77 % энергии всего импульса. Близкие к этому соотношения характерны и для трапецеидальных биполярных импульсов.

Поскольку в настоящее время разработаны технологии, позволяющие синтезировать импульсы дефибрилляции произвольно заданной формы (*Горбунов и др.*, 2000, 2001, 2002, 2004; *Gorbunov et al.*, 2001, 2002; *Антропов и др.*, 2007; *Antropov et al.*, 2008), результаты настоящей работы могут быть использованы для определения оптимальной формы импульса дефибрилляции в экспериментах на животных.

### МЕТОД ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ

Метод характеристической энергии основан на использовании модели воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда (рис. 1) (*Kroll*, 1994; *Krasteva et al.*, 2000). В ней импульс дефибрилляции воздействует на сопротивление грудной клетки пациента  $R_s$  и на модель, описывающую отклик мембраны клетки миокарда на внешнее воздействие, состоящую из последовательно соединённого резистора  $R_m$  и конденсатора  $C_m$ . Величиной,

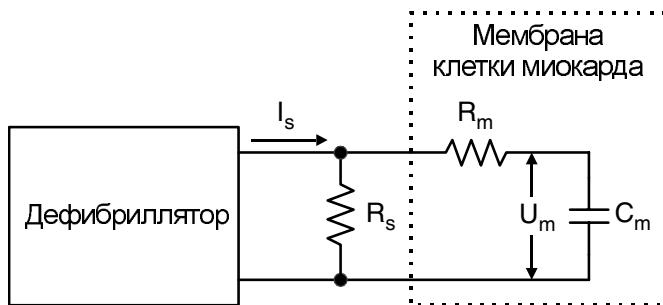


Рис. 1. Модель воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда

определяющей реакцию мембраны на импульс дефибрилляции, является постоянная времени  $\tau_m$ :

$$\tau_m = R_m \cdot C_m.$$

Характеристическая энергия — это энергия импульса, выделяемая на сопротивлении нагрузки  $R_s$  величиной 1 Ом в модели, представленной на рис. 1, необходимая для получения амплитуды напряжения отклика  $U_m$ , равной 1 В.

Для определения характеристической энергии моделируется воздействие монополярного импульса дефибрилляции с амплитудой тока  $I_s$ , равной 1 А, на резистор  $R_s$  со значением 1 Ом. В результате моделирования определяется амплитуда отклика мембраны  $U_m$  и энергия импульса  $E_s$ . По полученному значению амплитуды отклика мембраны определяется характеристическая амплитуда импульса дефибрилляции  $I_{dfch}$ , при которой амплитуда отклика мембраны будет равна 1 В:

$$I_{dfch} = 1 \text{ A} \frac{1 \text{ В}}{U_m}.$$

Характеристическая энергия импульса дефибрилляции будет равна

$$E_{sch} = E_s \left( \frac{1 \text{ В}}{U_m} \right)^2.$$

Из двух разных импульсов (или импульса одной формы при разных значениях длительности) более эффективным будет тот, у которого характеристическая энергия меньше.

### ВЫЧИСЛЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ МОНОПОЛЯРНОГО ПРЯМОУГОЛЬНОГО ИМПУЛЬСА

Энергия прямоугольного монополярного импульса дефибрилляции с амплитудой 1 А и длительностью  $T_{rect}$  будет составлять:

$$E_s = T_{rect} (1 \text{ А})^2 1 \text{ Ом}.$$

Поскольку при прямоугольном импульсе отклик мембраны нарастает экспоненциально до конца импульса, его амплитуда описывается формулой

$$U_m = 1 \text{ А} \times 1 \text{ Ом} \left( 1 - e^{-T_{rect}/\tau_m} \right).$$

Отсюда характеристическая амплитуда импульса будет равна

$$I_{dfch} = 1 \text{ А} \frac{1}{1 - e^{-T_{rect}/\tau_m}}.$$

Подобная зависимость была предложена Блэром в 1932 г. (*Mouchawar et al.*, 1989).

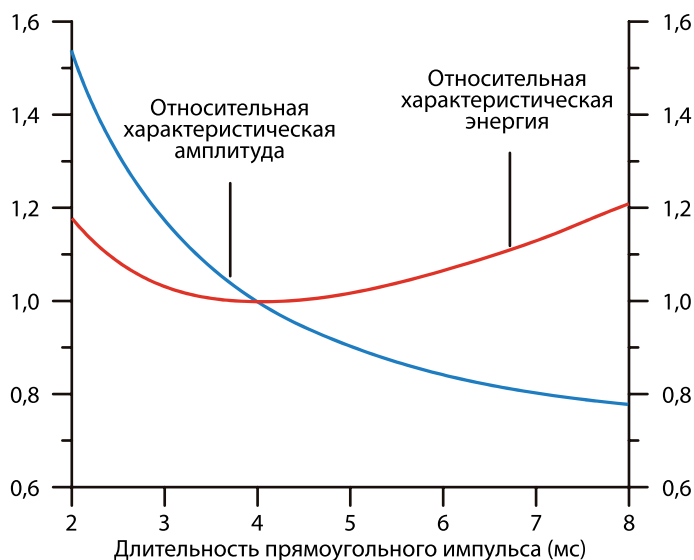
Характеристическая энергия прямоугольного импульса составит

$$E_{sch} = T_{rect} \left( 1 \text{ A} \frac{1}{1 - e^{-T_{rect}/\tau_m}} \right)^2 1 \text{ Ом}.$$

Подставив значение  $\tau_m$ , равное 3,2 мс, и вычислив  $E_{sch}$  для ряда значений  $T_{rect}$ , можно установить, что минимум характеристической энергии прямоугольного монополярного импульса, равный 7,86 мДж, достигается при длительности импульса  $T_{rect}$ , равной 4,0 мс, что подтверждается экспериментальными исследованиями (Cansell, 1998). Результаты вычисления характеристической энергии прямоугольного импульса для значений длительности импульса в диапазоне 2,2...7,4 мс представлены в табл. 1.

**Таблица 1.** Значения характеристических амплитуды и энергии прямоугольного импульса в зависимости от длительности импульса

Длительность импульса $T_{rect}$ (мс)	Характеристическая амплитуда импульса		Характеристическая энергия импульса	
	абсолютная $I_{dch}$ (А)	относительная	абсолютная $E_{sch}$ (мДж)	относительная
2,2	2,011	1,435	8,901	1,1328
2,4	1,895	1,352	8,621	1,0972
2,6	1,798	1,283	8,403	1,0694
2,8	1,715	1,224	8,234	1,0479
3,0	1,644	1,173	8,105	1,0315
3,2	1,582	1,129	8,008	1,0192
3,4	1,528	1,090	7,939	1,0104
3,6	1,481	1,056	7,893	1,0045
3,8	1,439	1,027	7,867	1,0012
4,0	1,402	1,000	7,857	1,0000
4,2	1,368	0,976	7,863	1,0007
4,4	1,338	0,955	7,882	1,0031
4,6	1,312	0,936	7,912	1,0070
4,8	1,287	0,918	7,953	1,0122
5,0	1,265	0,903	8,004	1,0186
5,2	1,245	0,888	8,063	1,0261
5,4	1,227	0,875	8,129	1,0346
5,6	1,210	0,864	8,203	1,0440
5,8	1,195	0,853	8,284	1,0543
6,0	1,181	0,843	8,370	1,0653
6,2	1,168	0,834	8,463	1,0770
6,4	1,157	0,825	8,560	1,0894
6,6	1,146	0,817	8,663	1,1025
6,8	1,136	0,810	8,770	1,1161
7,0	1,126	0,804	8,881	1,1303
7,2	1,118	0,798	8,997	1,1450
7,4	1,110	0,792	9,116	1,1602



**Рис. 2.** Графики характеристических амплитуды и энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции в зависимости от длительности импульса, полученные по методу характеристической энергии

Как видно из табл. 1, характеристическая энергия прямоугольного монополярного импульса дефибрилляции не превышает минимального значения более чем на 10 % в диапазоне длительностей импульса от 2,4 до 6,4 мс. Однако при уменьшении длительности импульса по отношению к оптимальной увеличивается характеристическая амплитуда, а при увеличении длительности по отношению к оптимальной она уменьшается. На рис. 2 представлены графики относительных значений характеристических амплитуды и энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции, полученные по методу характеристической энергии, в зависимости от длительности импульса в диапазоне значений от 2 до 8 мс.

### СРАВНЕНИЕ КРИВЫХ ДЛИТЕЛЬНОСТЬ – ЭНЕРГИЯ ДЛЯ ПРЯМОУГОЛЬНОГО ИМПУЛЬСА, ПОЛУЧЕННЫХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ И МОДЕЛИ ВЕЙСА–ЛАПИКА

Согласно модели Вейса–Лапика (Kroll, 1993) достаточный для электростимуляции средний ток  $I_{ave}$  импульса длительностью  $d$  определяется выражением

$$I_{ave} = I_r \left( 1 + \frac{d_c}{d} \right),$$

где  $I_r$  — постоянный ток, достаточный для электростимуляции (ток реобазы);  $d_c$  — длительность импульса, при которой достаточный для электростимуляции средний ток импульса в два раза больше тока реобазы (хронаксия).

Тогда при хронаксии  $d_c$ , равной 4 мс, минимальное значение энергии прямоугольного импульса с амплитудой, достаточной для электростимуляции, также будет иметь длительность 4 мс. В табл. 2 для сравнения представлены относительные значения пороговой энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции, полученные по методу характеристической энергии и по модели Вейса–Лапика.

**Таблица 2.** Относительные значения пороговой энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции, полученные по методу характеристической энергии и по модели Вейса–Лапика в зависимости от длительности импульса

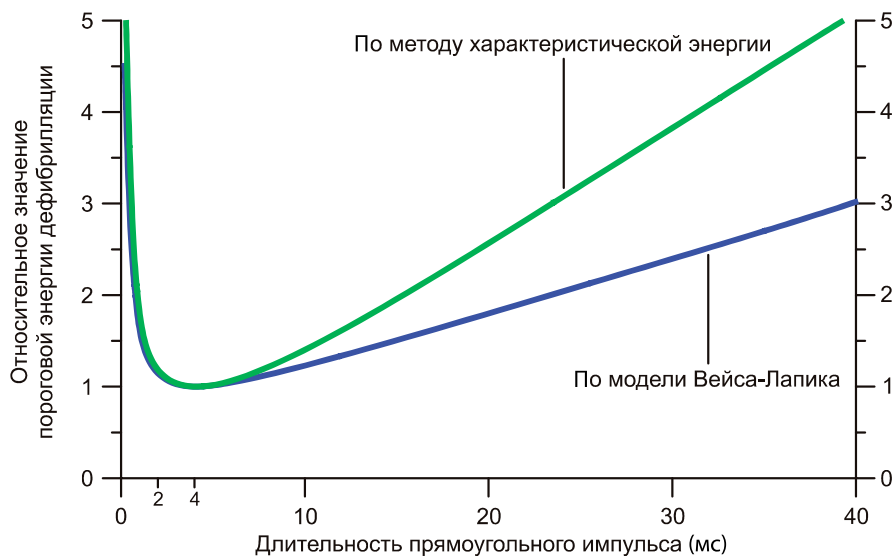
Длительность импульса (мс)	Относительная энергия прямоугольного импульса	
	по методу характеристической энергии	по модели Вейса–Лапика
2,2	1,1328	1,0920
2,4	1,0972	1,0667
2,6	1,0694	1,0471
2,8	1,0479	1,0321
3,0	1,0315	1,0208
3,2	1,0192	1,0125
3,4	1,0104	1,0066
3,6	1,0045	1,0028
3,8	1,0012	1,0007
4,0	1,0000	1,0000
4,2	1,0007	1,0006
4,4	1,0031	1,0023
4,6	1,0070	1,0049
4,8	1,0122	1,0083
5,0	1,0186	1,0125
5,2	1,0261	1,0173
5,4	1,0346	1,0227
5,6	1,0440	1,0286
5,8	1,0543	1,0349
6,0	1,0653	1,0417
6,2	1,0770	1,0488
6,4	1,0894	1,0563
6,6	1,1025	1,0640
6,8	1,1161	1,0721
7,0	1,1303	1,0804
7,2	1,1450	1,0889
7,4	1,1602	1,0976

Как видно из данных табл. 2, метод характеристической энергии при малых значениях длительности импульса даёт хорошее совпадение с результатами, полученными по модели Вейса–Лапика, а при увеличении длительности импульса относительно оптимальной длительности пороговая энергия по методу характеристической энергии увеличивается быстрее. На рис. 3 представлены графики относительных значений пороговой энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции, полученные по методу характеристической энергии и по модели Вейса–Лапика в зависимости от длительности импульса в диапазоне значений от 0,25 до 40 мс.

### ОПТИМАЛЬНЫЕ ПАРАМЕТРЫ МОНОПОЛЯРНЫХ ИМПУЛЬСОВ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ РАЗЛИЧНОЙ ФОРМЫ, ПОЛУЧЕННЫЕ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ

Программа моделирования PSpice (Cadence PSpice A/D...) обеспечивает возможность подсчёта выделяемой на элементах моделируемой схемы энергии, поэтому с её помощью легко рассчитать значение характеристической энергии для монополярного импульса произвольной формы и длительности.

Сравнив характеристические энергии монополярного импульса дефибрилляции одной формы, различающиеся длительностью, можно установить длительность оптимального импульса, имеющего минимальную для данной формы импульса энергию. Исследованные формы импульса в порядке увеличения характеристической энергии при значении  $\tau_m$ , равном 3,2 мс, представлены в табл. 3.



**Рис. 3.** Графики относительных значений пороговой энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции в зависимости от длительности импульса, полученные по методу характеристической энергии и по модели Вейса–Лапика

**Таблица 3.** Характеристические параметры оптимальных импульсов дефибрилляции различной формы

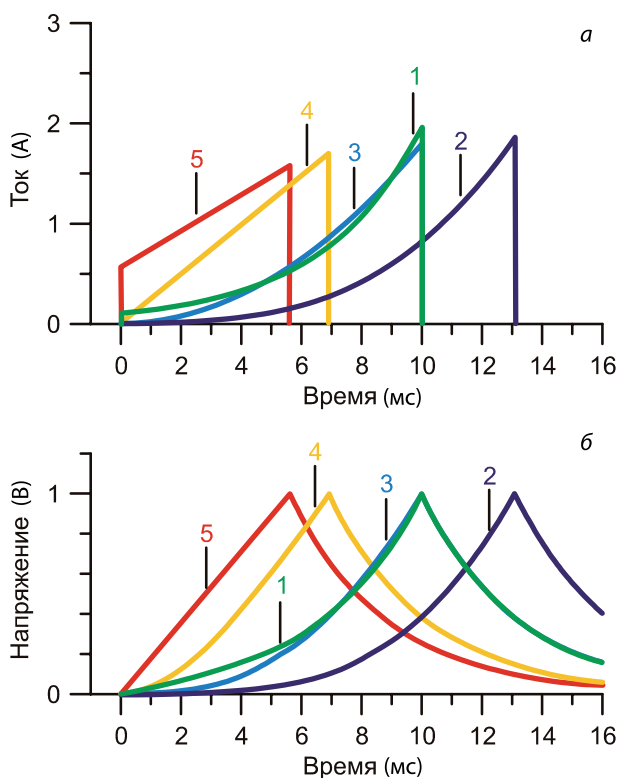
Форма импульса	Характеристические параметры импульса с минимальной энергией			Диапазон длительности импульса для характеристической энергии не более чем 110 % от оптимальной	
	длительность (мс)	амплитуда (А)	энергия (мДж)	нижняя граница (мс)	верхняя граница (мс)
<i>Группа импульсов высокой эффективности</i>					
Экспоненциальная нарастающая (с начальным значением 0,05)	10,0	1,96	6,43	5,4	18,2
Параболическая 3-го порядка	13,1	1,86	6,45	7,3	23,3
Параболическая 2-го порядка	10,0	1,80	6,49	5,6	17,5
Треугольная нарастающая	6,9	1,70	6,62	4,0	11,8
С линейным нарастанием отклика	5,6	1,58	6,90	3,2	10,1
<i>Группа импульсов средней эффективности</i>					
Прямоугольная	4,0	1,40	7,87	2,4	6,5
Колоколообразная	9,4	1,71	8,01	5,2	17,0
Полусинусоидальная	5,9	1,66	8,09	3,3	10,4
Трапецидальная со спадом до 0,7	3,7	1,80	8,53	2,2	5,9
<i>Группа импульсов низкой эффективности</i>					
Трапецидальная со спадом до 0,5	3,4	2,25	9,33	2,1	5,6
Трапецидальная со спадом до 0,35	3,4	2,70	10,38	2,0	7,1
Треугольная спадающая	4,6	2,33	10,48	3,0	11,3
Экспоненциальная (со спадом до 0,05)	9,6	2,72	11,79	4,5	20,4
<i>Группа импульсов сверхнизкой эффективности (первые фазы биполярных импульсов дефибриллятора DEFIGARD 5000)</i>					
На нагрузке 150 Ом (скважность импульсов модуляции 1,20)	6,00	2,27	12,6	—	—
На нагрузке 100 Ом (скважность импульсов модуляции 1,47)	4,10	3,00	13,6	—	—
На нагрузке 50 Ом (скважность импульсов модуляции 2,75)	4,10	5,67	25,3	—	—
На нагрузке 25 Ом (скважность импульсов модуляции 3,54)	4,00	8,82	35,2	—	—

Импульсы, представленные в табл. 3, разбиты на четыре группы: высокой, средней, низкой и сверхнизкой эффективности. Группа импульсов сверхнизкой эффективности представлена первой фазой биполярных импульсов дефибриллятора DEFIGARD 5000 фирмы SCHILLER MEDICAL S.A.S. Биполярные импульсы дефибрилляторов этой фирмы формируются с использованием

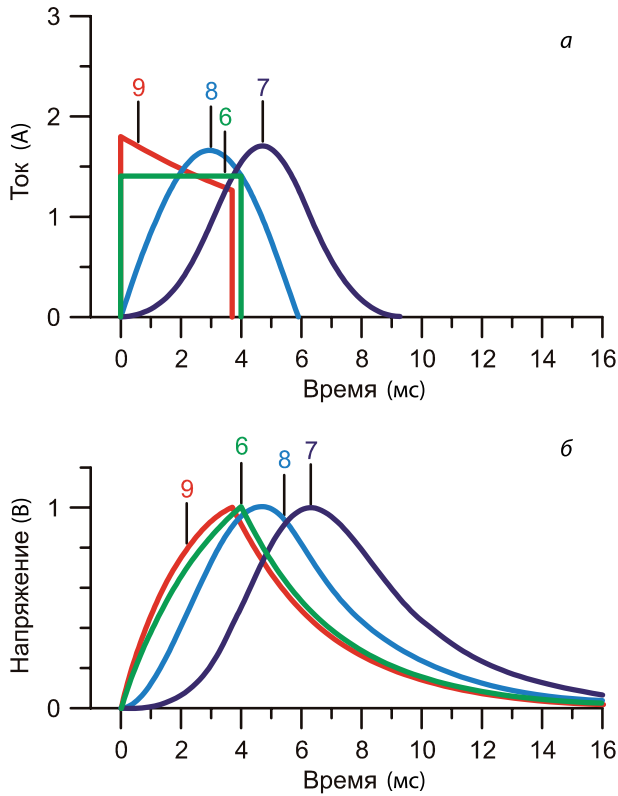


импульсной модуляции частотой 5 кГц по технологии, именуемой Multipulse Biowave®. Сквозность импульсов модуляции зависит от сопротивления нагрузки. По этой же технологии формируются импульсы и в других дефибрилляторах фирмы. Импульс самой низкой эффективности (первая фаза биполярного импульса дефибриллятора DEFIGARD 5000 на нагрузке 25 Ом) имеет характеристическую энергию, на 450 % превышающую характеристическую энергию импульса самой высокой эффективности (экспоненциальной нарастающей формы). Если исключить из рассмотрения группу импульсов сверхнизкой эффективности, то самым низкоэффективным импульсом будет импульс экспоненциальной спадающей формы, характеристическая энергия которого превышает характеристическую энергию импульса экспоненциальной нарастающей формы всего на 83 %.

Временные диаграммы группы импульсов высокой, средней, низкой эффективности и откликов на них мембраны клетки миокарда представлены соответственно: на рис. 4, где 1 — экспоненциальная нарастающая форма импульса (с начальным значением 0,05), 2 — параболическая форма импульса 3-го порядка, 3 — параболическая форма импульса 2-го порядка, 4 — треугольная



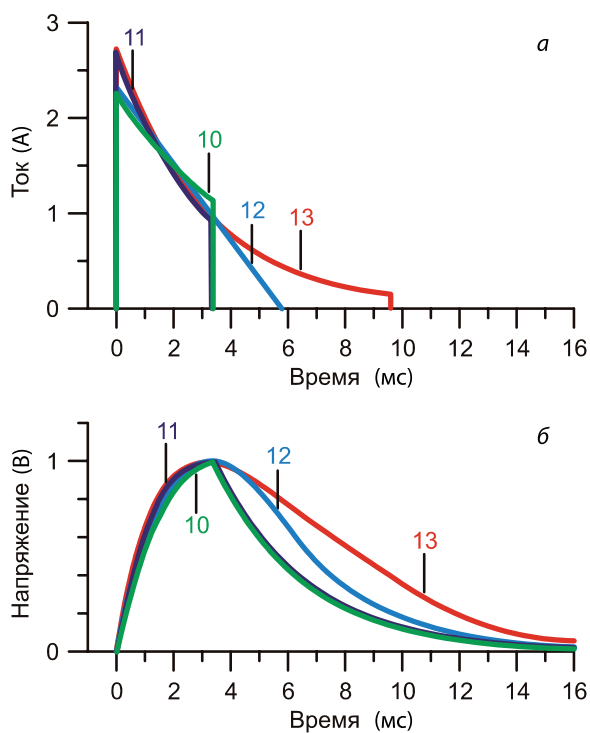
**Рис. 4.** Группа импульсов высокой эффективности: *а* — импульсы дефибрилляции; *б* — отклики мембраны клетки миокарда



**Рис. 5.** Группа импульсов средней эффективности:  
*а* — импульсы дефибрилляции; *б* — отклики мембраны клетки миокарда

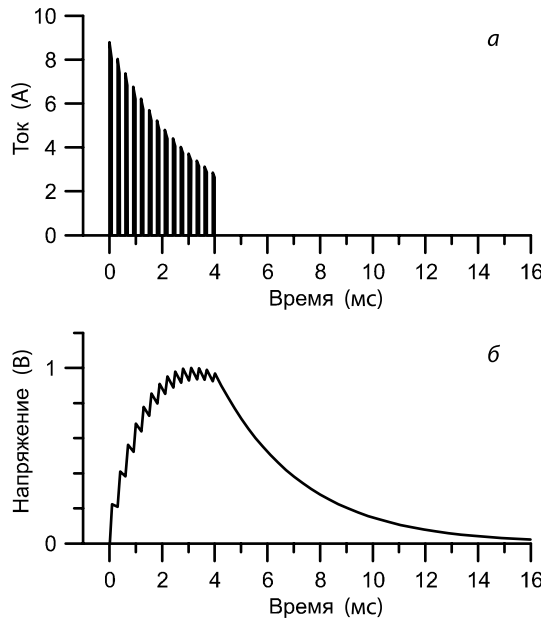
нарастающая форма импульса, 5 — форма импульса с линейным нарастанием отклика); на рис. 5, где 6 — прямоугольная форма импульса, 7 — колоколообразная форма импульса, 8 — полусинусоидальная форма импульса, 9 — трапециевидальная форма импульса со спадом до 0,7; на рис. 6, где 10 — трапециевидальная форма импульса (со спадом до 0,5), 11 — трапециевидальная форма импульса (со спадом до 0,35), 12 — треугольная спадающая форма импульса, 13 — экспоненциальная форма импульса (со спадом до 0,05). Временные диаграммы первой фазы биполярного импульса дефибриллятора DEFIGARD 5000 (группа импульсов сверхнизкой эффективности) на нагрузке 25 и 150 Ом и откликов мембраны на неё представлены на рис. 7 и 8 соответственно.

Как видно из рис. 4–8, группа высокой эффективности представлена импульсами нарастающей формы, группа средней эффективности — импульсами симметричной и квазисимметричной формы, группа низкой эффективности — импульсами спадающей формы и группа сверхнизкой эффективности — модулированными импульсами.

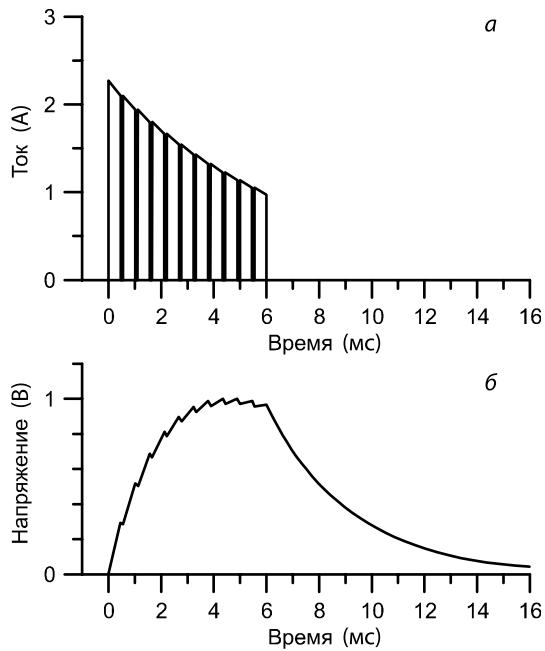


**Рис. 6.** Группа импульсов низкой эффективности: *a* — импульсы дефибрилляции; *б* — отклики мембраны клетки миокарда

В группе высокоэффективных импульсов все импульсы имеют максимальное (амплитудное) значение в конце импульса, что при реализации в дефибриляторе будет негативно сказываться на коэффициенте использования энергии накопительных конденсаторов или потребует увеличения на них начального напряжения. Однако по результатам моделирования в программе PSpice (Cadence PSpice A/D...) импульс с линейным нарастанием отклика имеет наилучшие характеристики для реализации в дефибриляторе. При этом его характеристическая энергия лишь незначительно превышает характеристическую энергию других импульсов группы: на 7,5 % — энергию самого эффективного экспоненциально нарастающего импульса и на 4,4 % — энергию треугольного нарастающего импульса. Подобный импульс (так называемой трапециевидной формы с восходящей вершиной) был исследован в эксперименте (*Веселюнас, Смайлис, 1986*). Пороговая энергия дефибрилляции у него была меньше, чем у монополярных импульсов дефибрилляции прямоугольной формы и трапецеидального (так называемого трапециевидного импульса с нисходящей вершиной). Минимальная пороговая энергия дефибрилляции у него была при длительности 6 мс, что близко к результату, полученному методом характеристической энергии.



**Рис. 7.** Первая фаза биполярного импульса дефибрилятора DEFIGARD 5000 на нагрузке 25 Ом: *а* — импульсы дефибриляции; *б* — отклики мембраны клетки миокарда



**Рис. 8.** Первая фаза биполярного импульса дефибрилятора DEFIGARD 5000 на нагрузке 150 Ом: *а* — импульсы дефибриляции; *б* — отклики мембраны клетки миокарда

Импульсы из группы импульсов средней эффективности имеют характеристическую энергию, всего на 22...25 % превышающую характеристическую энергию импульса самой высокой эффективности, при этом они гораздо более удобны для реализации в дефибриляторе.

К сожалению, наиболее удобны для реализации в дефибриляторе импульсы из группы импульсов низкой эффективности, чья характеристическая энергия превышает характеристическую энергию импульса самой высокой эффективности на 45...83 %.

Данные для группы импульсов сверхнизкой эффективности свидетельствуют о том, что импульсная модуляция серьёзно ухудшает характеристики импульсов дефибрилляции. Этот теоретический результат нашёл подтверждение в экспериментальных исследованиях на животных (*Sullivan et al.*, 2007).

Все рассматриваемые импульсы дефибрилляции имеют достаточно широкий диапазон длительностей, в котором характеристическая энергия не превышает минимального значения более чем на 10 %.

В заключение сравним полученные характеристические параметры импульсов треугольной нарастающей и треугольной спадающей форм. Импульс треугольной нарастающей формы относится к группе высокоэффективных импульсов. При оптимальной длительности 6,9 мс он имеет характеристическую энергию 6,62 мДж. Импульс треугольной спадающей формы относится к группе низкоэффективных импульсов. При оптимальной длительности 4,6 мс он имеет характеристическую энергию 10,48 Дж, в 1,6 раза большую, чем у импульса треугольной нарастающей формы. Такое соотношение соответствует результатам экспериментальных исследований (*Schuder et al.*, 1966; *Qu et al.*, 2005).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Метод характеристической энергии основан на физической модели воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда (*Kroll*, 1994; *Krasteva et al.*, 2000). Он даёт для импульса треугольной нарастающей формы меньшую характеристическую энергию, чем для импульса треугольной спадающей формы, что подтверждается экспериментальными данными (*Schuder et al.*, 1966; *Qu et al.*, 2005). Метод позволяет определить оптимальную длительность монополярного импульса заданной формы и в первом приближении сравнивать эффективность импульсов различной формы. Для биполярных и многофазных импульсов дефибрилляции этот метод может быть применён к фазам импульса по отдельности.

В качестве примера рассмотрим первую фазу импульса дефибрилятора Zoll M Series (США), имеющую длительность 6 мс (*Schönegg et al.*, 2002). По результатам, полученным методом характеристической энергии для прямоугольного импульса (см. табл. 1), энергия первой фазы импульса дефибрилятора Zoll M Series будет на 6,5 % больше оптимальной при амплитуде импульса 84 % от амплитуды оптимального импульса. Таким образом, при незначительном

увеличении энергии импульса по отношению к оптимальной достигается снижение необходимой амплитуды импульса на 16 %.

Ещё один вывод можно сделать относительно фаз широко распространённых трапецидальных биполярных импульсов: к импульсам группы средней эффективности относятся только импульсы трапецидальной формы со спадом не более 0,7 от начального значения, по форме приближающиеся к прямоугольному импульсу, а импульсы трапецидальной формы со спадом не менее 0,5 (применяются в большинстве дефибрилляторов с трапецидальным биполярным импульсом) относятся уже к группе низкой эффективности (см. табл. 3).

Также с уверенностью можно сказать, что модуляция импульсов дефибрилляции уменьшает их эффективность. Этот вывод подтверждается экспериментальными исследованиями.

### ЛИТЕРАТУРА

- Антропов А. М., Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Селищев С. В.* (2007) Экспериментальный дефибриллятор с программируемой формой импульса // Мед. техника. 2007. № 1. С. 9–13.
- Венин И. В., Гонопольский О. Л., Смердов А. А.* (1982) Исследование разрядного контура дефибриллятора // Новости мед. техники. 1982. Вып. 6. С. 28–32.
- Венин И. В., Гурвич Н. Л., Либерзон А. П., Табак В. Я., Цукерман Б. М., Шерман А. М.* (1973а) Дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01 // Новости мед. приборостроения. 1973. Вып. 3. С. 48–53.
- Венин И. В., Гурвич Н. Л., Табак В. Я., Шерман А. М.* (1973б) Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса // Новости мед. приборостроения. 1973. Вып. 3. С. 84–90.
- Веселюнас И. И., Смайлис А. И.* (1986) Сравнительная оценка эффективности дефибриллирующих импульсов различной формы // Кардиология. 1986. № 8. С. 28–32.
- Востриков В. А., Богушевич М. С.* (2000) Влияние амплитуды 2-й фазы биполярного синусоидального импульса на эффективность наружной дефибрилляции желудочков сердца // Бюл. эксперимент. биологии и медицины. Прил. № 2. 2000. Т. 129. С. 40–41.
- Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Жирин Д. В., Селищев С. В.* (2004) Выбор и реализация биполярной формы импульса для внешних электрических дефибрилляторов // Мед. техника. 2004. № 3. С. 18–22.
- Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф., Мамекин К. А., Селищев С. В., Старшинов Н. Н., Хлебников Ю. Б.* (2001) Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. № 12. С. 56–66.
- Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф., Мамекин К. А., Селищев С. В., Старшинов Н. Н., Хлебников Ю. Б.* (2002) Внешний дефибриллятор-монитор с формой электрического импульса, не зависящей от изменений сопротивления пациента // Тр. Научно-практич. конф. «Электростимуляция-2002». М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА» (НИИ мед. приборостроения РАМН). 2002. С. 104–117.
- Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф., Селищев С. В., Старшинов Н. Н., Хлебников Ю. Б.* (2000) Силовой блок внешнего дефибриллятора с задаваемой формой импульса

- са // Тр. Международ. конф. «Биомедприбор-2000». 24–26 окт. 2000. М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2000. Т. 1. С. 212–214.
- Гурвич Н. Л., Табак В. Я., Бозушевич М. С., Венин И. В., Макарычев В. А. (1971) Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. 1971. № 8. С. 126–130.
- Antropov A. M., Bupalov V. A., Gorbunov B. B., Gusev A. N., Mamekin K. A., Nesterenko I. V., Selishchev S. V.* (2008) Real-Time Control of the Defibrillation Waveform with Digital Signal Processor // Proc. 4th Russian-Bavarian Conf. on Biomedical Engineering at Moscow Inst. of Electronic Technology (Technical Univ.). Zelenograd, Moscow, Russia, July 8–9, 2008. P. 241–245.
- Cadence PSpice A/D and Advanced Analysis [Электрон. текстовые и графич. дан.] Режим доступа: [http://www.cadence.com/products/orcad/pspice\\_simulation](http://www.cadence.com/products/orcad/pspice_simulation).
- Cansell A.* (1998) Wirksamkeit und Sicherheit der Impulskurvenformen bei Transthorakaler Defibrillation // Notfall und Rettungsmedizin. Dec. 1998. V. 1. Nr. 6. P. 372–380.
- Gorbunov B. B., Antropov A. M., Gusev A. N., Hlebnikov Yu. B., Kurekov S. F., Selishchev S. V.* (2002) Real-Time Shaping of the Embedded Waveform for External Defibrillation // Proc. 2nd European Medical and Biological Engineering Conf. EMBEC'02. Dec. 04–08, 2002. Vienna, Austria. Pt. 1. P. 728–729.
- Gorbunov B. B., Gusev A. N., Hlebnikov Yu. B., Kurekov S. F., Selishchev S. V.* (2001) Real-time control of the embedded waveform for external defibrillation // Engineering in Medicine and Biology Society, 2001: Proc. 23rd Ann. Intern. Conf. IEEE. Istanbul, Turkey, 2001. V. 1. P. 294–297. ISSN: 1094-687X.
- Krasteva V., Cansell A., Daskalov I.* (2000) Modeling Transthoracic Defibrillation Waveforms // J. Medical Engineering and Technology. Mar./Apr. 2000. V. 24. Nr. 2. P. 63–67.
- Kroll M. W.* (1993) A minimal model of the monophasic defibrillation pulse // Pacing and Clinical Electrophysiology. Apr. 1993. V. 16. Iss. 4. P. 769–777.
- Kroll M. W.* (1994) A Minimal Model of the Single Capacitor Biphasic Defibrillation Waveform // Pacing and Clinical Electrophysiology. Nov. 1994. V. 17. Iss. 11. P. 1782–1792.
- Mouchawar G. A., Geddes L. A., Bourland J. D., Pearce J. A.* (1989) Ability of the Lapicque and Blair Strength-Duration Curves to Fit experimentally Obtained Data from the Dog Heart // IEEE Trans. on Biomedical Engineering. Sept. 1989. V. 36. Iss. 9. P. 971–974.
- Qu F. L. L., Nikolski V. P., Sharma V., Efimov I. R.* (2005) Mechanisms of superiority of ascending ramp waveforms: new insights into mechanisms of shock-induced vulnerability and defibrillation // American J. Physiology — Heart and Circulatory Physiology. 2005. V. 289. P. H569–H577.
- Schönegg M., Schöchlin J., Bolz A.* (2002) Patient-dependent current dosing for semi-automatic external defibrillators (AED) // Biomedizinische Technik. Biomedical engineering. (Berl.). 2002. V. 47. Suppl. 1. P. 302–305.
- Schuder J. C., Rahmoeller G. A., Stoeckle H.* (1966) Transthoracic ventricular defibrillation with triangular and trapezoidal waveforms // Circulation Research. 1966. V. 19. P. 689–694.
- Sullivan J. L., Melnick S. B., Chapman F. W., Walcott G. P.* (2007) Porcine Defibrillation Thresholds with Chopped Biphasic Truncated Exponential Waveforms // Resuscitation. Aug. 2007. V. 74. Iss. 2. P. 325–331.

**EVALUATION OF MONOPOLAR DEFIBRILLATION PULSE  
EFFICIENCY BY CHARACTERISTIC ENERGY METHOD****B. B. Gorbunov***Moscow Institute of Electronic Technology (Technical University)  
(MIET), Zelenograd, Moscow*

New method for theoretical comparison of monopolar defibrillation pulses with different waveforms and determination of optimal values of defibrillation pulse duration is proposed. The method, named as characteristic energy method, is based on a physical model of the effect of electrical pulse on myocardium cell membrane. The method allows determining the optimal pulse duration of monopolar defibrillation pulse of given waveform. It also provides comparative analysis of the efficacy of different waveform pulses. For the case of bipolar and multiphase defibrillation pulses the method may be applied to each pulse phase separately. For the case of triangular ascending pulse the application of the characteristic energy method shows lower characteristic energy than for a triangular descending pulse that is confirmed by experimental data. The defibrillation pulses of various waveforms investigated by proposed method are divided into four groups by efficiency: high, medium, low and ultralow.