

Б.Б. Горбунов

МЕТОД ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ ДЛЯ СРАВНЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ МОНОПОЛЯРНЫХ ИМПУЛЬСОВ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

Введение

Существующие теории предполагают, что для успешной дефибрилляции клеточные мембраны всего миокарда или большей его части должны быть поляризованы электрическим импульсом до определенного порогового напряжения [0]. 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 энергия, необходимая для пороговой поляризации клеточных мембран миокарда при прочих равных условиях.

Существует метод оценки эффективности импульсов дефибрилляции, основанный на модели Вейсса-Лапика, предложенной в начале XX века [0]. 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 [2], [3].

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 применен к фазам импульса по отдельности, причем наибольшее значение имеет эффективность первой фазы импульса. Так, например, в биполярном квазисинусоидальном импульсе, каким является импульс Гурвича-Венина [4]-[7], оптимальное соотношение амплитуд первой и второй фаз составляет 1:0,55 [0], 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 [9]-[16],

результаты этой 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, представленной на рис. 1 [17], [18]. В ней импульс дефибрилляции подается на резистор R_s , имитирующий сопротивление грудной клетки пациента, и на модель, описывающую отклик мембраны клетки миокарда на внешнее воздействие, состоящую из последовательно соединенного резистора R_m и конденсатора C_m . Величиной, определяющей реакцию мембраны на импульс дефибрилляции, является постоянная времени τ_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.

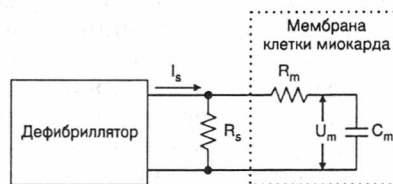


Рис. 1. Модель воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда

Для определения характеристической энергии моделируется воздействие монополярного импульса дефибрилляции с амплитудой тока I_s , равной 1 А, на резистор R_s с сопротивлением 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:

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

Характеристическая энергия импульса дефибрилляции будет равна

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

Из двух разных импульсов (или импульса одной формы при разных значениях длительности) более

Таблица 1

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

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

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

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

Отсюда характеристическая амплитуда импульса будет равна

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

Подобная зависимость была предложена Блэром в 1932 году [19].

Характеристическая энергия прямоугольного импульса будет равна

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

Подставив значение τ_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 соответствует результатам экспериментальных исследований [20]. Результаты вычисления характеристической энергии прямоугольного импульса для значений длительности импульса в диапазоне 2,2...7,4 мс представлены в табл. 1.

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 амплитуда 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.

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_{dfch}), 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

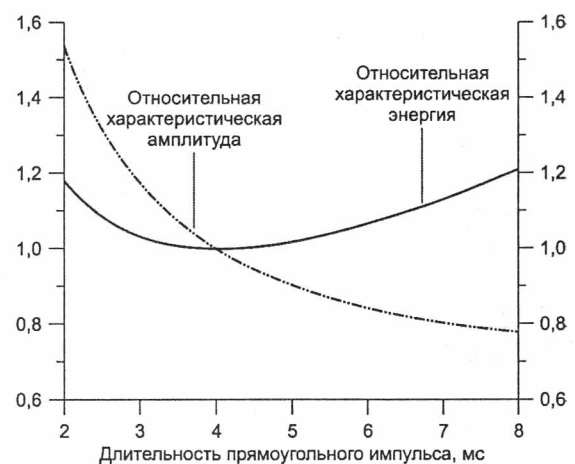


Рис. 2. Графики характеристических амплитуды и энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции в зависимости от длительности импульса, полученные по методу характеристической энергии

Сравнение кривых длительность-энергия для прямоугольного импульса, полученных с использованием метода характеристической энергии и с использованием модели Вейсса-Лапика

Согласно модели Вейсса-Лапика [1], достаточный для электростимуляции средний ток I_{ave} импульса длительностью d определяется выражением:

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

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 Вейсса-Лапика.

Как видно из табл. 2, метод характеристической энергии при малых значениях длительности импульса дает хорошее совпадение с результатами, полу-

ченными по модели Вейсса-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 Вейсса-Лапика в зависимости от длительности импульса в диапазоне значений от 0,25 до 40 мс.



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

Таблица 2

Относительные значения пороговой энергии монополярного прямоугольного импульса дефибрилляции в зависимости от длительности импульса, полученные по методу характеристической энергии и по модели Вейсса-Лапика

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
Группа импульсов высокой эффективности					
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
Группа импульсов средней эффективности					
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
Трапецеидальная со спадом до 0,7	3,7	1,80	8,53	2,2	5,9
Группа импульсов низкой эффективности					
Трапецеидальная со спадом до 0,5	3,4	2,25	9,33	2,1	5,6
Трапецеидальная 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

Оптимальные параметры монополярных импульсов дефибрилляции различной формы, полученные с использованием метода характеристической энергии

Программа моделирования «Pspice» [21] обеспечивает возможность подсчета выделяемой на элементах моделируемой схемы энергии, поэтому с ее помощью легко посчитать значение характеристической энергии для монополярного импульса произвольной формы и длительности.

Сравнив характеристические энергии монополярных импульсов дефибрилляции одной формы, но разной длительности, можно установить длительность оптимального импульса, имеющего минимальную для данной формы импульса энергию. Исследованные формы импульса в порядке увеличения характеристической энергии при значении τ_m равном 3,2 мс, представлены в табл. 3.

Импульсы, представленные в табл. 3, разбиты на 3 группы: высокой, средней, и низкой эффективности. Импульс самой низкой эффективности (экспоненциальной спадающей формы) имеет характеристическую энергию, на 83 % превышающую характеристическую энергию импульса самой высокой эффективности (экспоненциальной нарастающей формы).

Временные диаграммы группы импульсов высокой эффективности и откликов мембраны на них представлены на рис. 4, группы импульсов средней эффективности – на рис. 5, группы импульсов низкой эффективности – на рис. 6.

В группе высокоэффективных импульсов все импульсы имеют максимальное (амплитудное) зна-

чение в конце импульса, что при реализации в дефибрилляторе будет негативно сказываться на коэффициенте использования энергии накопительных конденсаторов или потребует увеличения начального напряжения на них. Однако по результатам моделирования в программе «Pspice» [21] импульс с линейным нарастанием отклика имеет наилучшие характеристики для реализации в дефибрилляторе. 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 называемый трапецеидальный импульс с восходящей вершиной) был исследован в эксперименте [22]. Пороговая энергия дефибрилляции у него была меньше, чем у монополярных импульсов дефибрилляции прямоугольной формы и трапецеидального импульса (так называемого трапецеидального импульса с нисходящей вершиной). Минимальная пороговая энергия дефибрилляции у него была при длительности 6 мс, что близко к результату, полученному методом характеристической энергии.

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

К сожалению, наиболее удобны для реализации в дефибрилляторе импульсы из группы импульсов низкой эффективности, чья характеристическая энергия

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
Группа импульсов высокой эффективности					
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
Группа импульсов средней эффективности					
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
Трапецеидальная со спадом до 0,7	3,7	1,80	8,53	2,2	5,9
Группа импульсов низкой эффективности					
Трапецеидальная со спадом до 0,5	3,4	2,25	9,33	2,1	5,6
Трапецеидальная 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

превышает характеристическую энергию импульса самой высокой эффективности на 45...83 %.

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 [2], [3].

Заключение

Метод характеристической энергии основан на физической модели воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда [17], [18]. Он дает для импульса треугольной нарастающей формы меньшую характеристическую энергию, чем для импульса треугольной спадающей формы, что подтверждается экспериментальными данными [2], [3]. 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 применен к фазам импульса по отдельности.

В качестве примера рассмотрим первую фазу импульса дефибриллятора «Zoll M Series» (США), имеющую длительность 6 мс [23]. По результатам,

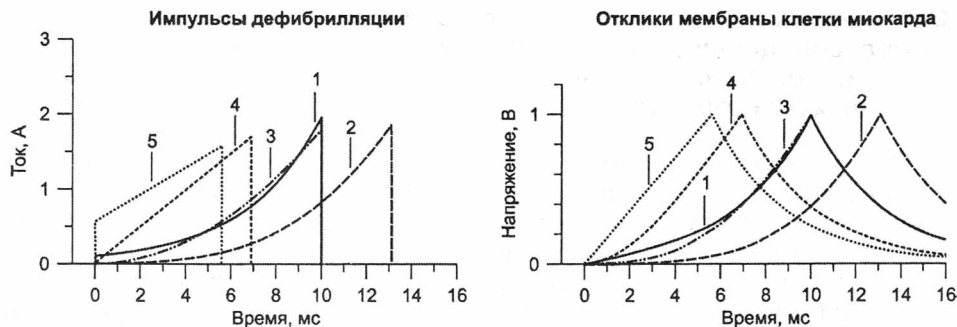


Рис. 4. Группа импульсов высокой эффективности: 1 – экспоненциальная нарастающая форма импульса (с начальным значением 0,5); 2 – параболическая форма импульса 3-го порядка; 3 – параболическая форма импульса 2-го порядка; 4 – треугольная нарастающая форма импульса; 5 – форма импульса с линейным нарастанием отклика



Рис. 5. Группа импульсов средней эффективности: 6 – прямоугольная форма импульса; 7 – колоколообразная форма импульса; 8 – полусинусоидальная форма импульса; 9 – трапецидальная форма импульса со спадом до 0,7



Рис. 6. Группа импульсов низкой эффективности: 11 – трапецидальная форма импульса со спадом до 0,5; 12 – трапецидальная форма импульса со спадом до 0,35; 13 – треугольная спадающая форма импульса; 14 – экспоненциальная форма импульса со спадом до 0,05

полученным методом характеристической энергии для прямоугольного импульса (табл. 1), энергия первой фазы импульса дефибриллятора «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 %.

Еще один вывод можно сделать относительно фаз широко распространенных трапецидальных биполярных импульсов: к импульсам группы сред-

ней эффективности относятся только импульсы трапецеидальной формы со спадом не более 0,7 от начального значения, по форме приближающиеся к прямоугольному импульсу, а импульсы трапецеидальной формы со спадом не менее 0,5 (применяются в большинстве дефибрилляторов с трапецеидальным биполярным импульсом) относятся уже к группе низкой эффективности (табл. 3).

Список литературы:

1. Kroll Mark W. A minimal model of the monophasic defibrillation pulse // Pacing and Clinical Electrophysiology. April 1993. Vol. 16. Issue 4.
2. Schuder J.C., Rahmoeller G.A., and Stoockle H. Transthoracic ventricular defibrillation with triangular and trapezoidal waveforms. // Circ Res. 1966. 19.
3. Fujian Qu, Li Li, Nikolski Vladimir P., Vinod Sharma and Efimov Igor R. Mechanisms of superiority of ascending ramp waveforms: new insights into mechanisms of shock-induced vulnerability and defibrillation // Am. J. Physiol. Heart Circ. 2005. Physiol. 289.
4. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богушевич М.С., Вейш И.В., Макарычев В.А. Дефибриляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. 1971. № 8.
5. Вейш И.В., Гурвич Н.Л., Либерзон А.П., Табак В.Я., Цукерман Б.М., Шерман А.М. Дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01 // Новости медицинского приборостроения. 1973. Вып. 3.
6. Вейш И.В., Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Шерман А.М. Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса // Новости медицинского приборостроения. 1973. Вып. 3.
7. Вейш И.В., Гопольский О.Л., Смердов А.А. Исследование разрядного контура дефибриллятора // Новости медицинской техники. 1982. Вып. 6.
8. Богушевич М.С., Востриков В.А. Влияние амплитуды 2-й фазы биполярного синусоидального импульса на эффективность наружной дефибрилляции желудочков сердца // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. Приложение № 2. 2000. Т. 129.
9. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Селицев С.В., Старшинов Н.Н., Хлебников Ю.Б. Силовой блок внешнего дефибриллятора с задаваемой формой импульса / Труды международной конференции «БИОМЕДПРИБОР-2000». Москва. ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». 24-26 октября 2000 г. Т. 1.
10. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Мамекин К.А., Селицев С.В., Старшинов Н.Н., Хлебников Ю.Б. Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. № 12.
11. Gorbunov B.B., Gusev A.N., Hlebnikov Yu.B., Kurekov S.F., Selishchev S.V. Real-time control of the embedded waveform for external defibrillation / Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference. Istanbul. Turkey. 2001.
12. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Мамекин К.А., Селицев С.В., Старшинов Н.Н., Хлебников Ю.Б. Внешний дефибриллятор-монитор с формой электрического импульса, не зависящей от изменения сопротивления пациента / Труды научно-практической конференции «ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ-2002». ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». Москва, 2002 г.
13. Gorbunov B.B., Antropov A.M., Gusev A.N., Hlebnikov Yu.B., Kurekov S.F., Selishchev S.V. Real-time shaping of the embedded waveform for external defibrillation / Proceedings of the 2nd European Medical and Biological Engineering Conference «EMBEC'02». December 04-08. 2002. Vienna, Austria. Part 1.
14. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Жирин Д.В., Селицев С.В. Выбор и реализация биполярной формы импульса для внешних электрических дефибрилляторов // Медицинская техника. 2004. № 3.
15. Антропов А.М., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Селицев С.В. Экспериментальный дефибриллятор с программируемой формой импульса // Медицинская техника. 2007. № 1.
16. Antropov A.M., Bepalov V.A., Gorbunov B.B., Gusev A.N., Mamekin K.A., Nesterenko I.V. and Selishchev S.V. Real-time control of the defibrillation waveform with digital signal processor / Proceedings of the 4th Russian-Bavarian Conference on Biomedical Engineering at Moscow Institute of Electronic Technology (Technical University) Zelenograd, Moscow, Russia. July 8/9, 2008.
17. Kroll Mark W. A minimal model of the single capacitor biphasic defibrillation waveform // Pacing and Clinical Electrophysiology. November 1994. Vol. 17. Issue 11.
18. Krasteva V., Cansell A. and Daskalov I. Modelling transthoracic defibrillation waveforms // Journal of Medical Engineering & Technology. March/April 2000. Vol. 24. № 2.
19. Mouchawar G.A., Geddes L.A., Bourland J.D., Pearce J.A. Ability of the Lopicque and Blair strength-duration curves to fit experimentally obtained data from the dog heart // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Sep. 1989. Vol. 36. Issue 9.
20. Cansell A. Wirksamkeit und Sicherheit der Impulskurvenformen bei transthorakaler Defibrillation // Notfall & Rettungsmedizin. December 1998. Vol. 1. № 6.
21. Cadence PSpice A/D and Advanced Analysis/ http://www.cadence.com/products/orcad/pspice_simulation.
22. Веселюнас И.И., Смайлис А.И. Сравнительная оценка эффективности дефибриллирующих импульсов различной формы // Кардиология. 1986. № 8.
23. Schonegg M., Schochlin J., Bolz A. Patient-dependent current dosing for semi-automatic external defibrillators (AED) // Biomed. Tech. (Berl). 2002. 47. Suppl. 1.

Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер-электроник,
кафедра «Биомедицинские системы»,
Московский государственный институт
электронной техники (технический
университет),
г. Зеленоград,
e-mail: borgor@bmslab.miet.ru