

В.А. Востриков, Б.Б. Горбунов

ОПТИМИЗАЦИЯ БИПОЛЯРНЫХ ИМПУЛЬСОВ ДЛЯ НАРУЖНЫХ ДЕФИБРИЛЛЯТОРОВ НА ОСНОВЕ ГИПОТЕЗЫ РЕПОЛЯРИЗАЦИИ

Введение

В настоящее время для моделирования процесса дефибрилляции используется широкий спектр трехмерных пространственных моделей [1]. Однако большинство из них достаточно сложно использовать для выбора и оптимизации биполярного электрического импульса дефибрилляции. Поэтому на практике применяют более простые модели [2], [3].

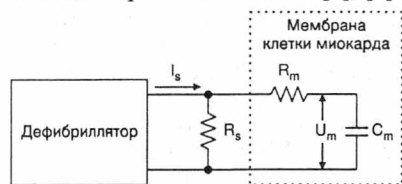


Рис. 1. Модель воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда

В данной работе предложен алгоритм оптимизации параметров биполярного импульса дефибрилляции, также основанный на простой модели воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда, представленной на рис. 1 [2], [3]. В этой модели 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 (сопротивление мембраны) и конденсатора C_m (емкость мембраны). Величиной, определяющей реакцию мембраны на импульс дефибрилляции, является постоянная времени мембран клеток миокарда τ_m :

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

Модель предполагает, что в исходном состоянии мембраны клеток миокарда не имеют заряда.

Предлагаемый алгоритм оптимизации параметров биполярного импульса дефибрилляции основан на гипотезе оптимального коэффициента реполяризации, которая предполагает, что для достижения минимального значения пороговой энергии дефибрилляции биполярного импульса вторая фаза должна обеспечить оптимальный коэффициент реполяризации мембран клеток миокарда. Составной частью алгоритма является оптимизация формы фаз биполярного импульса по методу характеристической энергии, рассматриваемой с использованием этой же модели воздействия импульса дефибрилляции на мембрану клетки миокарда [4]. Алгоритм включает в себя также введение паузы между фазами биполярного импульса дефибрилляции, обеспечивающей стабилизацию коэффициента реполяризации на диапазоне изменения значений τ_m и уменьшение энергии импульса.

Гипотеза оптимального коэффициента реполяризации

Для обоснования гипотезы оптимального коэффициента реполяризации рассмотрим результаты моделирования откликов мембран клеток миокарда на примере двух известных биполярных импульсов дефибрилляции.

Первый из них – импульс Гурвича-Венина [5]–[7], высокая эффективность которого показана в работе [8]. На рис. 2 представлены импульс Гурвича-Венина с амплитудой тока первой фазы, равной 1 А, и формы откликов мембран клеток миокарда на его воздействие. Модель импульса Гурвича-Венина построена в соответствии со схемой разрядного контура дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01 [9] для сопротивления грудной клетки 100 Ом.

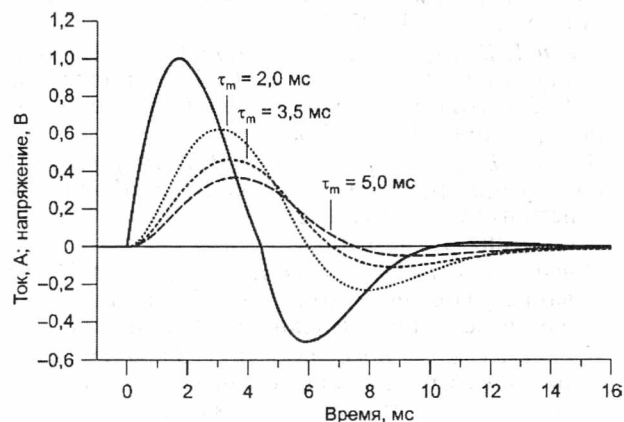


Рис. 2. Биполярный импульс дефибрилляции Гурвича-Венина и отклик мембран клеток миокарда на него

В табл. 1 представлены результаты моделирования параметров импульса, где коэффициент реполяризации – это отношение модулей разнополярных амплитуд отклика мембраны клеток миокарда на воздействие второй и первой фаз импульса.

Таблица 1

Значения параметров импульса Гурвича-Венина в зависимости от постоянной времени дефибрилляции

Параметр	Значение при постоянной времени дефибрилляции, мс		
	2	3,5	5
Характеристическая амплитуда тока первой фазы, А	1,59	2,15	2,70
Характеристическая энергия, мДж	6,8	12,4	19,6
Коэффициент реполяризации	0,37	0,23	0,13

Как видно из рис. 2 и табл. 1, вторая фаза импульса Гурвича-Венина (с амплитудой, равной $\approx 55\%$ от первой) сначала способствует разряду мембраны клеток миокарда до нуля (деполяризация), но затем при значениях τ_m , равных 2...5 мс, перезаряжает их до некоторого уровня с полярностью, противоположной заряду, полученному в первой фазе импульса (т. е. реполяризует их).

Второй биполярный импульс дефибрилляции представлен в работе [10]. Это импульс с полным разрядом конденсатора емкостью 120 мкФ в первой фазе и полным разрядом конденсатора емкостью 40 мкФ во второй фазе. На рис. 3 представлены вышеназванный импульс с амплитудой тока первой и второй фаз, равной 1 А, и формы откликов мембран клеток миокарда на него, в табл. 2 приведены результаты моделирования параметров импульса.

Как видно из рис. 3 и табл. 2, в указанном диапазоне изменения τ_m обеспечивается высокий коэффициент реполяризации. Возможно, эти значения коэффициента реполяризации не оптимальны, однако выигрыш в энергии по сравнению с монополярным импульсом дефибрилляции в данном случае существенен. Следует также отметить, что форма первой фазы импульса задерживает разряд мембран клеток миокарда.

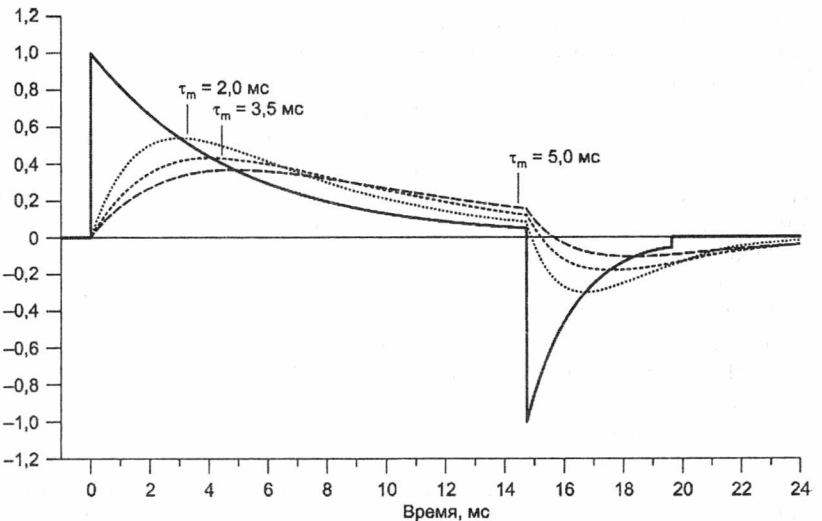


Рис. 3. Биполярный импульс с полным разрядом конденсаторов и отклик мембран клеток миокарда на него

фазы к первой с 0,5...0,6 до 0,37...0,42 также приводит к существенному снижению его эффективности. Аналогичные результаты были получены в работе [14] для биполярного трапецеидального импульса с соотношением амплитуд второй фазы к первой $0,21 \pm 0,03$; $0,62 \pm 0,08$ и $0,94 \pm 0,08$. В другом экспериментальном исследовании на животных [15] был определен оптимальный диапазон соотношения амплитуды второй фазы к первой для биполярного квазисинусоидального импульса 0,5...0,75. Это, вероятно, свидетельствует о том, что оптимальному по соотношению амплитуд фаз биполярного импульса дефибрилляции соответствует определенный коэффициент реполяризации мембран клеток миокарда.

На основе представленных данных выдвигается гипотеза, согласно которой для обеспечения максимальной эффективности биполярного импульса дефибрилляции его вторая фаза должна обеспечивать оптимальный коэффициент реполяризации мембран клеток миокарда.

В дальнейшем мы будем считать, что оптимальное значение коэффициента реполяризации равно 0,23. Такое значение обеспечивается импульсом Гурвича-Венина при $\tau_m = 3,5$ мс. Однако для определения реального значения оптимального коэффициента реполяризации необходимы экспериментальные исследования на животных и клинические наблюдения.

Пауза между фазами биполярного импульса

Важным для оптимизации биполярных импульсов дефибрилляции параметром является значение постоянной времени мембран клеток миокарда τ_m . Экспериментально установлено, что значение τ_m не является строго фиксированной величиной. В зависимости от индивидуальных особенностей больного, функционального и структурного состояния сердца, а также воздействия лекарственных препаратов τ_m может изменяться в некоторых пределах.

Значения параметров импульса с полным разрядом конденсаторов в зависимости от постоянной времени дефибрилляции

Параметр	Значение при постоянной времени дефибрилляции, мс		
	2	3,5	5
Характеристическая амплитуда тока первой фазы, А	1,85	2,31	2,74
Характеристическая энергия, мДж	11,2	17,5	24,6
Коэффициент реполяризации	0,56	0,42	0,30

На основании приведенных на рис. 2 и 3 примеров биполярных импульсов можно сделать вывод о том, что уменьшение пороговой энергии дефибрилляции биполярного импульса по сравнению с монополярным обеспечивается за счет поляризации мембран клеток миокарда во время второй фазы в противоположном первой фазе направлении (т. е. реполяризации).

Наиболее эффективный из известных биполярных импульсов дефибрилляции — импульс Гурвича-Венина имеет соотношение амплитуд второй фазы к первой 0,5...0,6. В то же время, когда амплитуды обеих фаз равны, его эффективность существенно снижается [11], [12]. С другой стороны, в экспериментальном исследовании [13] показано, что уменьшение соотношения амплитуды второй

Так, в работе [16] представлены результаты измерения хронаксии несколькими исследователями. Значения представленных результатов измерения находятся в диапазоне 1,8...4,1 мс, что соответствует диапазону изменения τ_m , равному 1,4...3,3 мс. В экспериментальном исследовании [17] у 9 собак хронаксия была измерена двумя методами, диапазон значений τ_m составил 1,2...4,1 мс. В работе [18] показано, что τ_m увеличивается у пациентов с ишемической болезнью сердца. Результаты экспериментов, приведенные в работе [19], позволяют сделать вывод, что τ_m увеличивается и при гипотермии. Наконец, в работе [20] авторы предполагают, что значение τ_m находится в диапазоне 2...5 мс. При этом необходимо отметить, что τ_m в данном случае более правильно называть постоянной времени дефибрилляции (так будем называть ее и в дальнейшем), а не постоянной времени мембраны клеток миокарда. Это связано с тем, что прямые измерения постоянной времени мембраны клеток миокарда показали, что она, в зависимости от внешних воздействий, изменяется в достаточно широком диапазоне (от 1 до 30 мс) [21]. Вместе с тем оптимальная длительность фаз биполярного импульса дефибрилляции находится в значительно более узких границах. По-видимому, это объясняется тем, что в близком к порогу дефибрилляции состоянии клеток миокарда постоянная времени их мембран изменяется в гораздо меньших пределах. Отметим, что достаточно долгое время было доступно измерение именно постоянной времени дефибрилляции с помощью построения кривых «длительность импульса-пороговая энергия дефибрилляции» [17].

В данной работе для стабилизации коэффициента реполяризации в диапазоне изменения значений τ_m и уменьшения энергии биполярного импульса дефибрилляции предлагается ввести паузу между его фазами.

В выпускаемых в настоящее время дефибрилляторах пауза между фазами биполярного импульса предназначена лишь для обеспечения переключения полярности импульса и поэтому имеет малую длительность. Вместе с тем в работе [22] сделан вывод, что интервал между фазами биполярного импульса дефибрилляции может влиять на его эффективность. На рис. 3 представлен биполярный импульс дефибрилляции длительностью около 20 мс, при воздействии которого интервал между амплитудными значениями отклика мембран клеток миокарда составляет более 13 мс. Эти данные свидетельствуют о том, что биполярный импульс дефибрилляции может быть эффективным и при достаточно большой длительности паузы между его фазами.

Одним из недостатков отсутствия паузы между первой и второй фазами биполярного импульса дефибрилляции является тот факт, что значительная часть энергии второй фазы затрачивается на деполяризацию мембран клеток миокарда и только оставшаяся часть – на их реполяризацию. Это хорошо видно на примере импульса Гурвича-Венина (рис. 2). В то же время при наличии паузы пос-

ле воздействия первой фазы импульса остаточный трансмембранный потенциал снижается самопроизвольно, т. е. без воздействия импульса. В этом случае энергия второй фазы может быть практически полностью использована для процесса реполяризации мембран клеток миокарда. Таким образом, наличие достаточной по длительности паузы после первой фазы биполярного импульса дефибрилляции может приводить к уменьшению энергии второй фазы, а значит, и суммарной эффективной энергии биполярного импульса.

Вторым недостатком отсутствия паузы между фазами является изменение значения коэффициента реполяризации в зависимости от значения τ_m (табл. 1, 2).

Для иллюстрации влияния паузы между фазами биполярного импульса дефибрилляции на его параметры возьмем импульс с прямоугольной формой фаз длительностью 4,4 мс, оптимальной для $\tau_m = 3,5$ мс. На рис. 4 представлена зависимость отношения амплитуды второй фазы импульса к первой от длительности паузы между фазами при коэффициенте реполяризации 0,23.

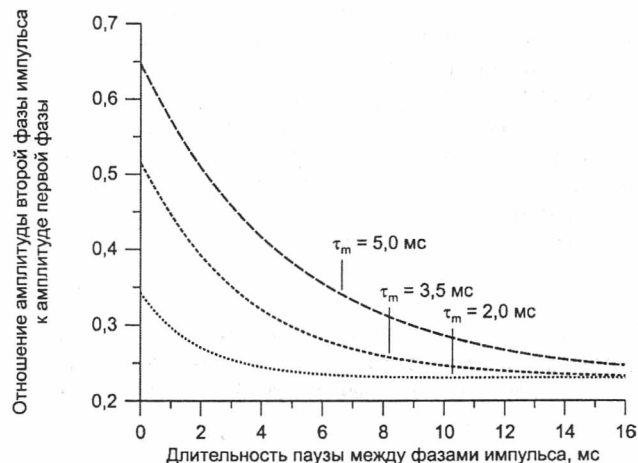


Рис. 4. Зависимость отношения амплитуды второй фазы импульса к первой от длительности паузы между ними у биполярного импульса дефибрилляции с прямоугольной формой фаз, обеспечивающего коэффициент реполяризации 0,23

Как видно из рис. 4, с увеличением длительности паузы между фазами импульса различия в соотношениях амплитуды второй фазы к первой при разных значениях τ_m уменьшаются. Если задать длительность паузы равной 11 мс и соотношение амплитуды второй фазы к первой равным 0,25, то в указанном диапазоне значений τ_m будет достигнута стабилизация коэффициента реполяризации в пределах $(0,23 \pm 10)\%$. На рис. 5 представлена зависимость относительной энергии импульса от длительности паузы между фазами при коэффициенте реполяризации 0,23.

Так, при длительности паузы 11 мс и $\tau_m = 5$ мс энергия импульса уменьшается на 24 % по сравнению с импульсом без паузы, при $\tau_m = 3,5$ мс – на 16 % и при $\tau_m = 2$ мс – на 5 %.

Таблица 4

Значения характеристических амплитуды тока и энергии прямоугольного монополярного импульса в зависимости от постоянной времени дефибрилляции

Длительность импульса, мс	Параметр	Значение при постоянной времени дефибрилляции, мс		
		2	3,5	5
2,5	Характеристическая амплитуда тока, А	1,40	1,96	2,54
	Характеристическая энергия, мДж	4,9	9,6	16,1
4,4	Характеристическая амплитуда тока, А	1,13	1,40	1,71
	Характеристическая энергия, мДж	5,6	8,6	12,8
6,3	Характеристическая амплитуда тока, А	1,05	1,20	1,40
	Характеристическая энергия, мДж	6,9	9,0	12,3

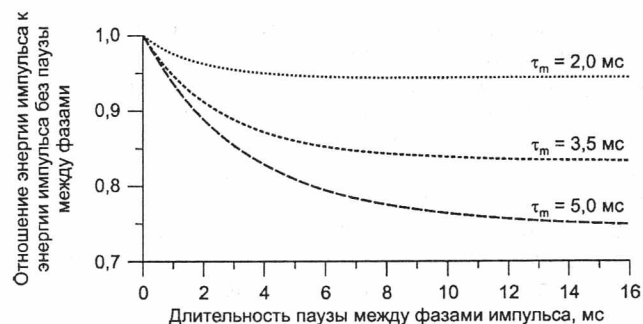


Рис. 5. Зависимость относительной энергии импульса от длительности паузы между фазами биполярного импульса дефибрилляции с прямоугольной формой фаз, обеспечивающего коэффициент реполяризации 0,23

Следовательно, достаточная по длительности пауза между фазами биполярного импульса дефибрилляции может существенно уменьшать величину его эффективной энергии.

Оптимизация формы фаз биполярного импульса

Поскольку предполагается, что τ_m может иметь любое значение в пределах от 2 до 5 мс, следует определить, для какого значения τ_m необходимо оптимизировать форму фаз биполярного импульса. Исследуем этот вопрос на примере прямоугольного монополярного импульса, используя для оптимизации метод характеристической энергии [4].

В табл. 3 представлены значения параметров оптимального прямоугольного монополярного импульса дефибрилляции при значениях $\tau_m = 2; 3,5; 5$ мс.

Таблица 3

Значения параметров оптимального прямоугольного монополярного импульса дефибрилляции в зависимости от постоянной времени дефибрилляции

Параметр	Значение при постоянной времени дефибрилляции, мс		
	2	3,5	5
Длительность, мс	2,5	4,4	6,3
Характеристическая амплитуда тока, А	1,40	1,40	1,40
Характеристическая энергия, мДж	4,9	8,6	12,3

Как видно из табл. 3, характеристическая энергия оптимального прямоугольного монополярного импульса дефибрилляции увеличивается с ростом τ_m . Поэтому оптимизировать длительность импульса целесообразно для значения τ_m , близкого к верхней границе диапазона изменения. В табл. 4 представлены характеристические параметры прямоугольного монополярного импульса дефибрилляции длительностью 2,5; 4,4; и 6,3 мс при значениях $\tau_m = 2; 3,5; 5$ мс.

Как видно из табл. 4, минимальные значения характеристической энергии и амплитуды тока для $\tau_m = 5$ мс получаются при длительности импульса 6,3 мс, а при длительности импульса 4,4 мс характеристическая энергия для $\tau_m = 5$ мс выше всего на 4 %. С другой стороны, при длительности импульса 4,4 мс и $\tau_m = 5$ мс характеристическая амплитуда тока на 22 % больше, чем при длительности импульса 6,3 мс для того же значения τ_m . Следовательно, длительность первой и второй фаз прямоугольного биполярного импульса дефибрилляции 6,3 мс является оптимальной для обеспечения дефибрилляции по всему диапазону значений τ_m .

Поскольку современные технологии позволяют генерировать несколько форм импульса в одном дефибрилляторе, то можно реализовать, по крайней мере, две разные формы биполярного импульса дефибрилляции: одну с формами фаз, оптимальными для $\tau_m = 3,5$ мс, вторую – для $\tau_m = 5$ мс. Вторую форму биполярного импульса дефибрилляции следует применять с максимальной амплитудой тока импульса в случаях устойчивой фибрилляции желудочков к разрядам первой формы.

Биполярный импульс с линейным нарастанием отклика, или линейный биполярный импульс

С использованием предлагаемого алгоритма оптимизации параметров биполярного импульса дефибрилляции предложим его новую форму.

В работе [4] все исследованные монополярные импульсы дефибрилляции были распределены в три группы: импульсы высокой, средней и низкой эффективности. К группе импульсов высокой эффективности относится монополярный импульс с линейным нарастанием отклика, который вполне допустим для реализации обеих фаз биполярного импульса в дефибрилляторе. На рис. 6 представлены монополярные импульсы дефибрилляции с ли-

нейным нарастанием отклика, оптимизированные для $\tau_m = 3,5$ мс (длительность 6,1 мс, максимальная амплитуда тока $I_{\max} = 22$ А) и $\tau_m = 5$ мс (длительность 8,7 мс, $I_{\max} = 20$ А), и, для сравнения, полусинусоидальные монополярные импульсы, оптимизированные для $\tau_m = 3,5$ мс (длительность 6,4 мс, $I_{\max} = 24$ А) и $\tau_m = 5$ мс (длительность 9,1 мс, $I_{\max} = 22$ А). Максимальные амплитуды тока импульсов были определены при моделировании силового блока для клинического дефибриллятора.

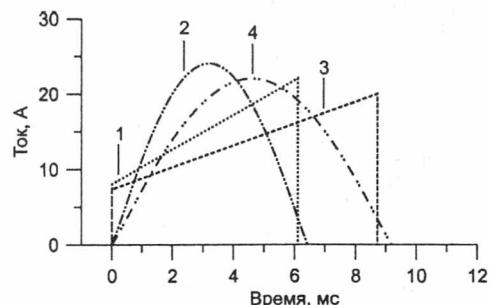


Рис. 6. Оптимальные монополярные импульсы дефибрилляции:

- 1 – импульс с линейным нарастанием отклика, оптимальный для $\tau_m = 3,5$ мс; 2 – полусинусоидальный импульс, оптимальный для $\tau_m = 3,5$ мс; 3 – импульс с линейным нарастанием отклика, оптимальный для $\tau_m = 5$ мс; 4 – полусинусоидальный импульс, оптимальный для $\tau_m = 5$ мс

Таблица 5

Значения параметров биполярного импульса с линейным нарастанием отклика

Параметр	Значение при постоянной времени дефибрилляции, мс		
	2	3,5	5
Характеристическая амплитуда тока первой фазы, А	1,28	1,56	1,91
Характеристическая энергия, мДж	5,3	8,0	11,7
Коэффициент реполяризации	0,26	0,25	0,21
Уменьшение энергии импульса по сравнению с импульсом Гурвича-Венина, %	23	35	40

Таким образом, можно предложить новый биполярный импульс дефибрилляции, использующий

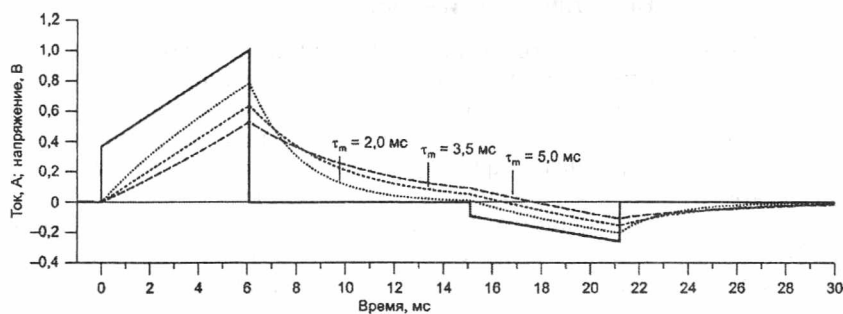


Рис. 7. Биполярный импульс дефибрилляции с линейным нарастанием отклика и отклик мембран клеток миокарда на него

эту форму фаз и обеспечивающий коэффициент реполяризации, близкий к 0,23 (рис. 7, табл. 5). Импульс имеет форму фаз, вызывающую линейное нарастание трансмембранного потенциала клеток миокарда, оптимизированную для $\tau_m = 3,5$ мс. Длительность первой и второй фаз составляет 6 мс, длительность паузы между фазами – 9 мс, отношение амплитуды второй фазы к первой – 0,26.

Будем называть его биполярным импульсом дефибрилляции с линейным нарастанием отклика, или линейным биполярным импульсом.

Как видно из табл. 5, предлагаемый биполярный импульс дефибрилляции теоретически обеспечивает, по сравнению с импульсом Гурвича-Венина, значительный выигрыш по энергии, особенно при высоких значениях τ_m ($\approx$ на 40 %).

Заключение

Выдвинута гипотеза оптимального коэффициента реполяризации, согласно которой для максимальной эффективности биполярного импульса дефибрилляции его вторая фаза должна обеспечивать оптимальную реполяризацию мембран клеток миокарда в противоположной первой фазе полярности и соответственно оптимальный коэффициент реполяризации.

Пауза между фазами биполярного импульса обеспечивает стабилизацию коэффициента реполяризации в диапазоне значений постоянной времени дефибрилляции и уменьшение энергии эффективного импульса.

Предлагается новый вид биполярного импульса дефибрилляции – биполярный импульс дефибрилляции с линейным нарастанием отклика, или линейный биполярный импульс. Теоретически данный импульс обеспечивает значительное уменьшение эффективной энергии по сравнению с импульсом Гурвича-Венина.

Форму биполярного импульса дефибрилляции, полученную с применением указанной выше методики, предполагается использовать в новых наружных дефибрилляторах, разрабатываемых с применением технологий, позволяющих синтезировать биполярные импульсы дефибрилляции произвольно заданной формы [23]–[30].

Список литературы:

1. Trayanova N. Defibrillation of the heart: insights into mechanisms from modelling studies // *Experimental physiology*. 2006. 91(2).
2. Kroll Mark W. A minimal model of the single capacitor biphasic defibrillation waveform // *Pacing and Clinical Electrophysiology*. November 1994. Vol. 17. Issue 11.
3. Krasteva V., Cansell A. and Daskalov I. Modelling transthoracic defibrillation waveforms // *Journal of Medical Engineering & Technology*. March/April 2000. Vol. 24. № 2.

4. Горбунов Б.Б. Метод характеристической энергии для сравнения эффективности монополярных импульсов дефибрилляции // Медицинская техника. 2009. № 2.
5. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богоушевич М.С., Венин И.В., Макарычев В.А. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. 1971. № 8.
6. Венин 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.
7. Венин И.В., Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Шерман А.М. Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса // Новости медицинского приборостроения. 1973. Вып. 3.
8. Qu F., Zarubin F., Wollenzier B., Nikolski V.P., Efimov I.R. The Gurvich waveform has lower defibrillation threshold than the rectilinear waveform and the truncated exponential waveform in the rabbit heart // Canadian Journal of Physiology and Pharmacology. February 2005. Vol. 83. № 1, 2.
9. Венин И.В., Гонопольский О.Л., Смердов А.А. Исследование разрядного контура дефибриллятора // Новости медицинской техники. 1982. Вып. 6.
10. Yamanouchi Yoshio at al. Fully Discharging Phases: A New Approach to Biphasic Waveforms for External Defibrillation // Circulation. Aug. 1999. 100.
11. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богоушевич М.С., Венин И.В., Макарычев В.А. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. 1971. № 8.
12. Negovsky V.A., Gurvich N.L., Tabak V.Y., Bogushevich M.S. The nature of electric defibrillation of the heart // Resuscitation. 1973. 2.
13. Востриков В.А., Богоушевич М.С. Влияние амплитуды 2-й фазы биполярного синусоидального импульса на эффективность наружной дефибрилляции желудочков сердца // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. Приложение 2. 2000. Т. 129.
14. Feese S.A., Tang A.S.L., Kavanagh K.M., Rollins D.L., Smith W.M. Strength-duration and probability of success curves for defibrillation with biphasic waveforms // Circulation. 1990. 82.
15. Гасюнас В.-К.К. Значение вида дефибриллирующих импульсов в терапевтическом и повреждающем действии тока на сердце // Автореферат дисс. на соискание уч. степени канд. биол. наук. Вильнюс, 1973.
16. Kroll Mark W. A minimal model of the monophasic defibrillation pulse // Pacing and Clinical Electrophysiology. April 1993. Vol. 16. Issue 4.
17. Mouchawar G.A., Geddes L.A., Bowland J.D., Pearce J.A. Ability of the Lapique 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.
18. Cheng Y., Mowrey K.A., Nikolski V., Tchou P.J., Efimov I.R. Mechanisms of shock-induced arrhythmogenesis during acute global ischemia // Am. J. Physiol. 2002. 282.
19. Гурвич Н.Л., Колганова Н.С. Оптимальная форма импульсов для электростимуляции сердца // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 1961. Т. LI. 5.
20. Kroll Mark W., Swerdlow Charles D. Optimizing defibrillation waveforms for ICDs // J. Interv. Card. Electrophysiol. 2007. 18.
21. Sharma V., Qu F., Nikolski V., DeGroot P., Efimov I. Direct measurements of membrane time constant during defibrillation strength shocks // Heart Rhythm. April 2007. Vol. 4. Issue 4.
22. Венин И.В., Богоушевич М.С., Редько А.И., Сериков С.В. Оценка влияния некоторых параметров импульса на эффективность дефибрилляции сердца // Общая реаниматология. 2007. III. 5-6.
23. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Селищев С.В., Старишиной Н.Н., Хлебников Ю.Б. Силовой блок внешнего дефибриллятора с задаваемой формой импульса // Труды международной конференции «БИОМЕДПРИОР-2000». Москва. ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». 24-26 октября 2000 г. Т. 1.
24. Gorbunov B.B., Gusev A.N., Hlebnekov T.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.
25. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Мамекин К.А., Селищев С.В., Старишинов Н.Н., Хлебников Ю.Б. Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. № 12.
26. Gorbunov B.B., Antropov A.M., Gusev A.N., Hlebnekov 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 «EMBECS'02». December 04-08. 2002. Vienna, Austria. Part 1.
27. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Мамекин К.А., Селищев С.В., Старишинов Н.Н., Хлебников Ю.Б. Внешний дефибриллятор-монитор с формой электрического импульса, не зависящей от изменений сопротивления пациента / Труды научно-практической конференции «ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ-2002», ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». Москва. 2002 г.
28. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Журиш Д.В., Селищев С.В. Выбор и реализация биполярной формы импульса для внешних электрических дефибрилляторов // Медицинская техника. 2004. № 3.
29. Антропов А.М., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Селищев С.В. Экспериментальный дефибриллятор с программируемой формой импульса // Медицинская техника. 2007. № 1.
30. 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.

Вячеслав Александрович Востриков,
ведущий научн. сотрудник,
НИЦ ММА им. И.М. Сеченова, г. Москва,
Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер-электроник,
кафедра «Биомедицинские системы»,
Московский государственный институт
электронной техники (технический
университет), г. Зеленоград,
e-mail: vostricov.v@mtu-net.ru