

И. В. Венин,
Н. Л. Гурвич,
В. Я. Табак,
А. М. Шерман

Схема формирования биполярного дефибрилирующего импульса

Характерной особенностью электроимпульсного лечения острых и хронических нарушений сердечного ритма является воздействие на грудную клетку или обнаженное сердце пациента импульсом, мгновенная мощность которого может достигать величин порядка 25—60 *кв*, при этом на организме больного рассеивается энергия до 150 *дж*. Столь сильное воздействие, кроме терапевтического эффекта (дефибриляция сердца), может сопровождаться повреждающим действием [9, 11]. Исходя из этого, основным критерием оптимизации электрических параметров импульса для дефибриляции следует считать обеспечение максимальной терапевтической эффективности при минимальной вероятности повреждающего действия. Одним из путей достижения этого является применение для дефибриляции биполярного импульса, по форме приближающегося к одному периоду синусоиды [2, 4, 5]. Однако реализация этой возможности долгое время была затруднена, поскольку отсутствовал приемлемый способ формирования мощного биполярного импульса. Задача формирования такого импульса и стабилизации его параметров, имеющих терапевтическое значение, была решена при разработке во ВНИКИРЭМА дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01*. Серийное производство этих аппаратов освоено Львовским заводом РЭМА.

Рассмотрим схему формирования биполярного импульса и основные дестабилизирующие факторы, влияющие на его параметры, оценим степень этого влияния.

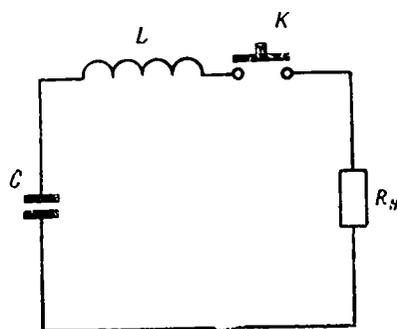


Рис. 1. Индуктивно-емкостный разрядный контур.

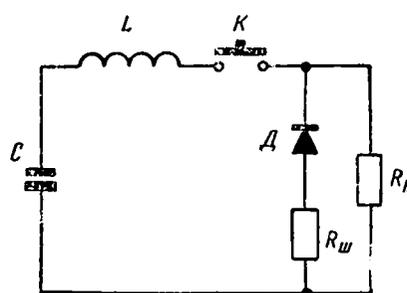


Рис. 2. Индуктивно-емкостный разрядный контур с диодно-резисторным шунтом.

* Защищены авторским свидетельством «Дефибриллятор», № 258526, с приоритетом от 5 мая 1968 г. на имя И. В. Венина, Н. Л. Гурвича, Б. М. Олифера, Т. В. Пасичника, В. И. Савельева, В. Н. Сидорова, Б. М. Цукермана, А. М. Шермана. «Бюллетень изобретений и товарных знаков», 1970, № 1.

В большинстве моделей дефибрилляторов для формирования импульса применяется индуктивно-емкостный разрядный контур (рис. 1*). Основные варианты параметров элементов схем формирования и характеристики ряда моделей дефибрилляторов приведены в таблице.

Основные параметры схем формирования и осциллограммы импульсов отечественных и зарубежных дефибрилляторов Таблица

Тип дефибриллятора	Вес аппарата, кг	Упрощенная схема формирования импульса	Максимальное напряжение и энергия заряда		Осциллограммы импульса, нагрузка 45 ом	Параметры импульса, нагрузка 45 ом			
			U_c , кв	W_c , дж		$T/2$, мсек	I_1 , а	I_2/I_1	W_n^1 , дж
ИД1-ВЭИ	36		6	450		9	35	$\leq 0,3$	233
ИД-66	22		7	600		7,8	45	$\leq 0,3$	360
SDD Defibrillator фирмы "Electronics for Medicine", США и др	15,8		7,7	500		4,4	60	$\leq 0,3$	371
Портативные дефибрилляторы ряда зарубежных фирм	12-16		1,2-4	≤ 400		5-7	до 80	0	до 380
CES 6678 фирмы "Thomson Medical Telco", Франция	12		3,1	400		2,5 (на уровне 0,5)	до 70	0	до 400
ДИ-03 ДКИ-01	22		7	400		4,5	35	$\pm 0,1$	138

Импульсы дефибрилляторов ИД1-ВЭИ, ИД-66 и SDD (см. таблицу) имеют выраженный колебательный характер и различаются продолжительностью полупериода колебаний ($T/2$) и амплитудами тока в нагрузке. Соотношение токов во втором и первом полупериодах разряда (I_2/I_1) не превышает 0,3. Ряд зарубежных фирм выпускает дефибрилляторы, генерирующие импульс апериодической формы. При конструировании дефибрилляторов, формирующих апериодический импульс, открывается возможность уменьшения напряжения заряда до 4000 в (в дефибрилляторах с колебательной формой импульса это напряжение достигает 6000—7000 в). При этом обеспечивается получение больших амплитуд разрядного тока при одинаковых энергоемкостях заряда (в сравнении с дефибрилляторами, формирующими импульс колебательной формы), достигается снижение веса и габаритов аппаратов, то есть улучшаются их конструктивные характеристики. Однако применение для дефибрил-

* На рис. 1 и 2 С — конденсатор, L — катушка индуктивности, К — замыкатель, R_n — нагрузка дефибриллятора.

ляции импульсов аperiodической формы характеризуется худшими клиническими показателями, в сравнении с импульсами колебательной формы [6, 7, 10, 11].

В дефибриляторе GES 667B фирмы «Thomson» формируется импульс при разряде конденсатора 80 мкф без катушки индуктивности в цепи. Применение такого импульса для дефибриляции может сопровождаться повреждениями сердца, при этом возрастает опасность возникновения фибрилляции желудочков [5, 11].

Схема формирования биполярного импульса (рис. 2) отличается от получившего распространение в дефибриляторах индуктивно-емкостного разрядного контура применением диодно-резисторного шунта D , $R_{ш}$, включенного параллельно нагрузке R_n дефибрилятора. Диод включается в прямой полярности по отношению к напряжению заряда накопительного конденсатора C , то есть ток через шунт $R_{ш}$ проходит только в первом полупериоде разряда. Такое шунтирование уменьшает активное эквивалентное сопротивление цепи в первом полупериоде разряда и увеличивает реверс напряжения на конденсаторе к концу первого полупериода. Ток через нагрузку во втором полупериоде (диод D закрыт) при этом возрастает. Применение диодно-резисторного шунта обеспечивает формирование биполярного импульса без существенного усложнения и снижения надежности схемы формирования.

Экспериментальные исследования и результаты применения в клинике для лечения нарушений ритма сердца (с 1969 г.) подтвердили высокую эффективность биполярных импульсов [3, 6, 7, 10].

В таблице приведены характеристики импульсов различных дефибрилляторов при номинальных значениях параметров элементов схем формирования и нагрузке 45 ом. Однако при воздействии различных дестабилизирующих факторов возможно изменение параметров импульса, имеющих терапевтическое значение [1], что может привести к снижению эффективности импульса при лечении нарушений ритма сердца. Такими дестабилизирующими факторами являются следующие.

1. Величины возможных значений сопротивления нагрузки дефибриллятора. В диапазоне токов, применяемых для дефибриляции, электрическое сопротивление биологических тканей нелинейно, имеет активный характер и величина его находится в пределах 30—70 ом [8].

2. Вариация параметров элементов схемы формирования импульса — емкости конденсатора и индуктивности катушки в пределах $\pm 10\%$, активного сопротивления катушки в пределах $\pm 20\%$. Вариация этих параметров характеризует производственные различия отдельных образцов аппаратов данной модели и может быть причиной изменения параметров импульса дефибриллятора в процессе эксплуатации, при старении элементов схемы и воздействии климатических факторов.

3. Погрешность измерения напряжения (энергоемкости) заряда накопительного конденсатора при дозировке воздействия. В известных моделях дефибрилляторов эта погрешность находится в пределах 4—10%.

Поскольку влияние дестабилизирующих факторов на параметры импульса имеет статистический характер, для каждого из параметров импульса следует вычислить область возможных значений. Границы таких областей определяются наиболее неблагоприятными вариантами сочетаний дестабилизирующих факторов.

Сопоставление результатов вычисления областей возможных значений параметров импульса для различных вариантов построения схем формирования может служить критерием для выбора варианта схемы формирования.

На рис. 3 и 4 приведены результаты вычисления областей возможных значений параметров I_2/I_1 и $T/T_{ном}$ для схемы формирования (см. рис. 1) и параметра $T/T_{ном}$ для схемы с диодно-резисторным шунтом (см. рис. 2). Эти области вычислены для схем формирования с приме-

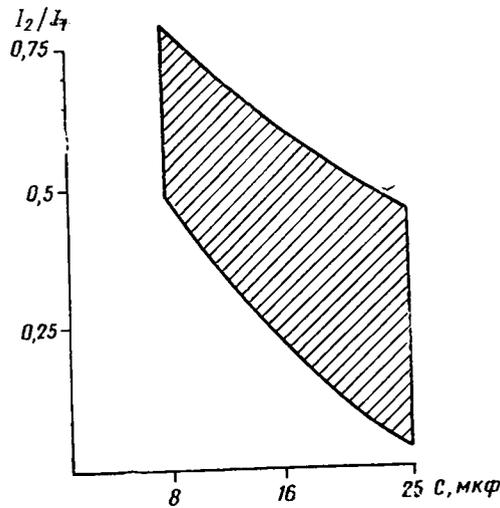


Рис. 3. Область возможных значений соотношения токов I_2/I_1 для схемы индуктивно-емкостного разрядного контура.

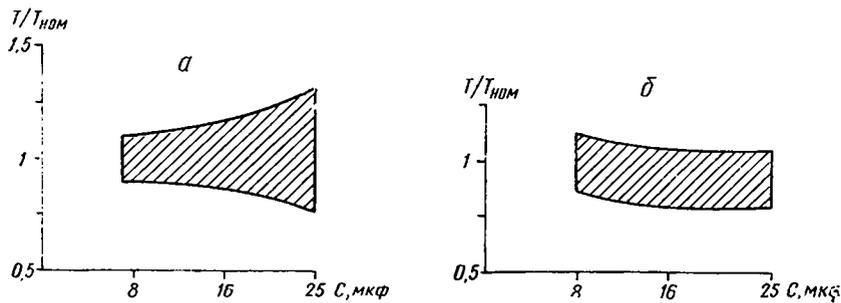


Рис. 4. Область возможных отклонений продолжительности периода разряда от номинальной величины 9 мсек:
 а — для схемы индуктивно-емкостного разрядного контура; б — для схемы с диодно-резисторным шунтом.

нением накопительных конденсаторов C емкостью 8—25 мкф. Для каждого из этих значений емкости были рассчитаны катушки индуктивности, обеспечивающие при номинальных значениях емкости и номинальной нагрузке 45 ом формирование импульса с периодом разряда $T_{ном} = 9$ мсек, принятом за номинальное значение. Области возможных значений параметров импульсов вычислены с учетом вариации параметров элементов схемы в граничных пределах, указанных выше. Допустимое изменение сопротивления $R_{ш}$ (см. рис. 2) принято равным $\pm 5\%$.

Применение для формирования импульса индуктивно-емкостного разрядного контура с емкостью 25 мкф сопряжено с вариацией продолжительности периода разряда T в пределах 0,82—1,61 $T_{ном}$, то есть отклонения могут достигать величины $+61\%$ (см. рис. 4а). Для этого же варианта схемы параметр импульса I_2/I_1 находится в пределах 0,47—0,05, то есть при неблагоприятных сочетаниях отклонений параметров элементов схемы формирования и нагрузки в допустимых пределах импульс дефибрилятора с конденсатором 25 мкф может изменять форму от колебательного разряда до предельного аperiодического ($I_2/I_1 = 0,05$). Следует учитывать, что продолжительность периода разряда и соотношение токов I_2/I_1 — важнейшие параметры дефибрилирующего импульса, определяющие его терапевтическую эффективность и безопасность при воздействии на сердце. Неучтенные изменения этих параметров делают дозировку дефибрилирующего воздействия неопределенной, что

затрудняет выработку объективных методических указаний по применению метода лечения, усложняет сопоставление и анализ результатов лечения.

Применение индуктивно-емкостного разрядного контура обеспечивает получение лучших результатов при емкости 8 мкф . При этом величина I_2/I_1 может находиться в пределах $0,5-0,8$, а продолжительность периода разряда — $0,92-1,15 T_{\text{ном}}$. Однако применение емкости 8 мкф в дефибрилляторах, как показывают расчеты, сопряжено с необходимостью заряда конденсатора до 10000 в (соответствует 400 дж). При этом существенно усложняется конструкция аппарата.

Наибольшее распространение в известных дефибрилляторах с колебательной формой разряда (импульса) получило применение конденсатора емкостью $16-17 \text{ мкф}$ при максимальных напряжениях заряда $7000-7700 \text{ в}$ и индуктивности в цепи разряда порядка $0,1 \text{ гн}$. При таких параметрах элементов схемы формирования соотношения токов I_2/I_1 находится в пределах $0,2-0,6$ (см. рис. 3), а продолжительность периода разряда — $0,88-1,22 T_{\text{ном}}$. Включение в контур с такими параметрами диодно-резисторного шунта при величине $R_{\text{ш}}=80 \text{ ом} \pm 5\%$ обеспечивает стабилизацию продолжительности периода разряда в пределах $0,84-1,05 T_{\text{ном}}$ (см. рис. 4б). Расчеты показывают, что соотношение токов I_2/I_1 при этом не выходит за пределы $0,6 \pm 0,1$, то есть достигается стабилизация формы импульса.

Следует отметить, что построение индуктивно-емкостного разрядного контура с малым декрементом затухания для увеличения соотношения токов I_2/I_1 , очевидно, нецелесообразно, поскольку в этом случае возрастают амплитуды токов и в последующих полупериодах разряда (третьем, четвертом и т. д.). Применение для дефибрилляции медленно затухающего разряда нежелательно, так как при этом разряд теряет преимущества одиночного импульса и превращается в короткое воздействие переменного тока [2]. Применение же диодно-резисторного шунта в индуктивно-емкостном разрядном контуре, обеспечивая увеличение соотношения I_2/I_1 , не приводит к возрастанию амплитуд тока в последующих периодах. Применение резистора $R_{\text{ш}}=40 \text{ ом}$ (при емкости конден-

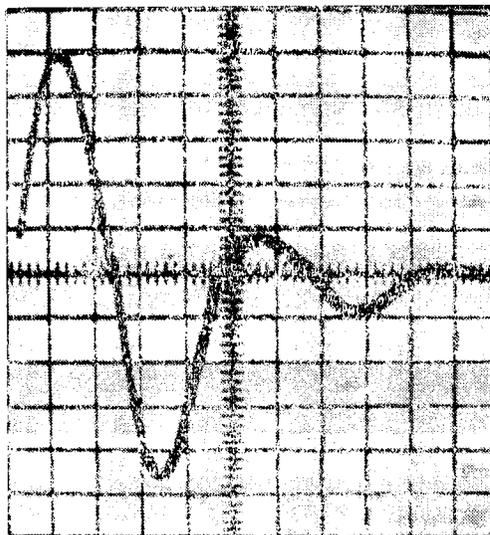


Рис. 5. Осциллограмма импульса тока в нагрузке 45 ом , $C=16 \text{ мкф}$, $L=0,1 \text{ гн}$, напряжение заряда 7000 в , амплитуда тока 25 а , продолжительность периода разряда 9 мсек .

сатора 16 мкф и индуктивности 0,1 гн) обеспечивает формирование импульса с равными амплитудами тока в первом и втором полупериоде ($I_2/I_1=1$). Осциллограмма разряда такого контура на нагрузку 45 ом приведена на рис. 5. Однако экспериментальные исследования в опытах на животных показали, что оптимальным для данного способа формирования импульса является соотношение $I_2/I_1=0,6$ (3), что и было реализовано в дефибрилляторах ДИ-03 и ДКИ-01.

Одним из важнейших параметров дефибрилляторов, от которого существенно зависит погрешность дозировки, является нагрузочная характеристика — зависимость суммарной энергии, выделяющейся на нагрузку в первом и втором полупериодах разряда W , от величины нагрузки при постоянной энергии заряда.

На рис. 6а представлена нормализованная нагрузочная характеристика дефибриллятора (зависимость отношения суммарной энергии, выделяющейся на нагрузку в первом и втором полупериодах разряда W , к суммарной энергии $W_{ном}$ при номинальных параметрах элементов схемы и нагрузке 45 ом от сопротивления нагрузки R_n). Область возможных значений $W/W_{ном}$ (на рис. 6а заштрихована) вычислена для индуктивно-емкостного разрядного контура с конденсатором $C=16$ мкф $\pm 10\%$, индуктивностью 0,1 гн $\pm 10\%$, сопротивлением катушки 10 ом $\pm 20\%$, с учетом погрешности измерения напряжения заряда конденсатора $\pm 5\%$ для нагрузок в диапазоне 20—70 ом.

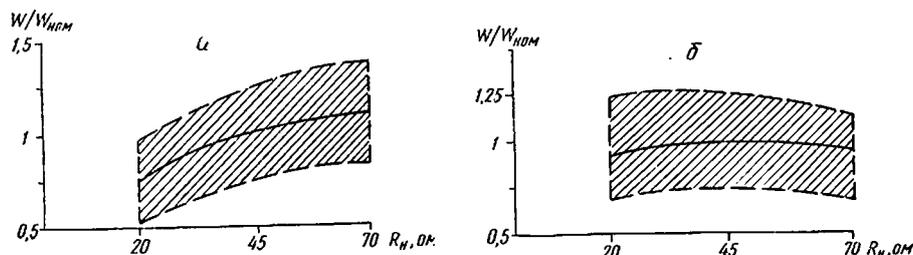


Рис. 6. Нагрузочная характеристика дефибриллятора: а — с индуктивно-емкостным разрядным контуром; б — с индуктивно-емкостным разрядным контуром и диодно-резисторным шунтом.

Сплошной линией на рис. 6а показана нагрузочная характеристика при номинальных значениях емкости, индуктивности и напряжения заряда. Характерным для приведенной нагрузочной характеристики является зависимость энергии, выделяющейся на нагрузку, от сопротивления нагрузки. Так, при номинальных значениях параметров элементов схемы с изменением нагрузки в диапазоне 20—70 ом отклонения выделяющейся на нагрузку энергии от номинального значения находятся в пределах от $-0,28$ до $+0,09$. Суммарное же отклонение выделяющейся энергии, с учетом влияния дестабилизирующих факторов для этой схемы, составляет от $-0,465$ до $+0,35$. Эти величины и определяют погрешность дозировки дефибриллирующего импульса (но энергии), возникающую в результате неопределенности сопротивления нагрузки и вариации допусков на параметры элементов схемы.

Нагрузочная характеристика описанного контура при включении диодно-резисторного шунта с $R_{ш}=80$ ом приведена на рис. 6б.

При номинальных значениях параметров элементов схемы и изменении нагрузки в диапазоне 20—70 ом (сплошная линия на рис. 6б) отклонения выделяющейся на нагрузку энергии от номинального значения не превышает величины $-0,07$, что в четыре раза меньше соответствующей величины для контура без диодно-резисторного шунта. Отклонение величины выделяющейся энергии от номинального значения с учетом влияния дестабилизирующих факторов находится в пределах от

—0,32 до +0,25, что также меньше аналогичных цифр, характеризующих контур без диодно-резисторного шунта.

К достоинствам схемы с диодно-резисторным шунтом следует отнести также ограничение энергии, выделяющейся на нагрузке при увеличении сопротивления, в то время как на нагрузке схемы без такого шунта энергия растет с ростом величины сопротивления (см. рис. 6а). увеличивая тем самым опасность возникновения ожогов.

Выводы

1. Параметры импульса дефибриллятора, имеющие терапевтическое значение, могут изменяться под воздействием дестабилизирующих факторов. Степень этого влияния зависит от типа схемы формирования.
2. Применение диодно-резисторного шунта в индуктивно-емкостном разрядном контуре обеспечивает формирование биполярного импульса, улучшает его функциональные характеристики и повышает стабильность основных параметров.

ЛИТЕРАТУРА

1. Венин И. В. [и др.]. Некоторые вопросы создания и перспективы усовершенствования импульсных дефибрилляторов. Материалы Всесоюзного семинара-совещания. Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений. М., 1970.
2. Гурвич Н. Л., Макарычев В. А. Дефибрилляция сердца двухфазным электрическим импульсом. «Кардиология», 1967, № 7.
3. Гурвич Н. Л. [и др.]. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике. «Кардиология», 1971, № 8.
4. Гурвич Н. Л. Зависимость пороговых величин напряжения и емкости конденсаторного разряда, прекращающего фибрилляцию сердца. «Бюллетень экспериментальной биологии и медицины», 1943, № 17.
5. Гурвич Н. Л. Фибрилляция и дефибрилляция сердца. М., Медгиз, 1957.
6. Дулевичус З., Гасюнас В. Гемодинамические сдвиги после дефибрилляции монополярным и биполярным импульсом в эксперименте. В кн.: Ритм сердца в норме и патологии. Вильнюс, 1970.
7. Лукотевичуте А., Смайлис А., Гасюнас В. Применение биполярного импульса в клинике для лечения мерцания предсердий. В сб.: «Материалы научной конференции «Электрическая стимуляция и дефибрилляция сердца». Каунас, 1969.
8. Макарычев В. А., Цукерман Б. М., Гурвич Н. Л. Характеристики электрического импульса, применяемого для прекращения сердечных аритмий. «Бюллетень экспериментальной биологии и медицины», 1966, № 11.
9. Сыркин А. Л., Недоступ А. В., Маевская И. В. Электроимпульсное лечение аритмий сердца. М., Изд-во «Медицина», 1970.
10. Янушкевичус З. [и др.]. Сравнительная эффективность биполярного и монополярного импульса при лечении мерцания и трепетания предсердий в клинике. В кн.: «Ритм сердца в норме и патологии». Вильнюс, 1970.
11. Peleska V. Electric Impuls Therapy in Cardiac Tachyarrhythmias-Theoretical Principles and Clinical Aspects. «Bio-Med. Eng.», 1969, vol. BME-16, № 2, p. 123—131.