

Н. Л. Гурвич,
И. В. Венин,
В. Я. Табак,
М. С. Богушевич

Влияние сопротивления нагрузки на эффективность импульса при дефибрилляции

Фибрилляция сердца характеризуется разрозненными и разновременными сокращениями отдельных мышечных пучков, неспособными поддерживать кровоток в организме. Это состояние можно прекратить синхронизацией возбуждения в сердце посредством сильного электрического раздражения. Такое понимание механизма электрической дефибрилляции сердца позволило разработать рациональный способ электрического воздействия на сердце быстрозатухающим колебательным разрядом с продолжительностью полупериода, равной «полезному времени» раздражения сердца, то есть 8—10 мсек [1]. При этом эффект дефибрилляции приписывался току первого полупериода разряда, имеющему наибольшую амплитуду.

В последующих работах отечественных [2] и зарубежных [4, 5] исследователей уточнялись оптимальные для дефибрилляции параметры импульса. Было установлено, что устранение тока во втором полупериоде разряда вызывает необходимость соответствующего увеличения тока первого полупериода, что свидетельствует о наличии эффекта суммирования раздражающего действия тока в первом и втором полупериодах разряда. Таким образом, возникла идея [1, 2] повышения эффективности импульса не увеличением силы тока, а лишь изменением его направления, то есть приданием импульсу формы, близкой к одному периоду синусоиды. Дефибриллирующий импульс такой формы принято называть биполярным. Экспериментальные и клинические исследования подтвердили его высокую эффективность [3]. Увеличение длительности импульса прямоугольной формы, треугольной с крутым передним и пологим задним фронтами и др. за пределы 7—10 мсек приводит к снижению их эффективности при дефибрилляции [4, 5]. Однако, поскольку импульсы такой продолжительности для дефибрилляции сердца в клинике не применяются, результаты этих исследований не рассматривались как ограничения параметров импульса.

Основные параметры импульсов, применяемых для дефибрилляции, приведены в работе И. В. Венина (и др.) «Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса», помещенной в настоящем сборнике. Показано, что дестабилизирующие факторы влияют на параметры импульса, имеющие терапевтическое значение. При этом характер такого влияния различен для различных схем формирования. До настоящего времени в литературе отсутствуют сведения об исследованиях влияния дестабилизирующих факторов на эффективность импульса при дефибрилляции сердца.

При дефибрилляции сердца в условиях клиники может иметь место вариация сопротивления нагрузки дефибриллятора в пределах нескольких десятков ом как вследствие индивидуальных характеристик пациен-

та, так и вследствие ошибок в методике выполнения процедуры лечения (недостаточно смоченные прокладки под электродами и т. п.).

Предметом нашей работы являлось исследование в экспериментах на животных влияния увеличения сопротивления нагрузки дефибриллятора на его эффективность. Работа выполнена в Лаборатории по оживлению организма АМН СССР совместно с ВНИКИРЭМА.

Для формирования импульсов с различными параметрами использовалась специально разработанная во ВНИКИРЭМА экспериментальная установка (рис. 1). Она содержит набор высоковольтных конденсаторов и катушек индуктивности и обеспечивает возможность путем несложной коммутации на передних панелях блоков составлять различные варианты схем формирования дефибриллирующих импульсов, в том числе схемы с диодно-резисторным и индуктивным шунтами. Источник высокого напряжения установки снабжен специальным устройством, позволяющим заряжать выбранный накопительный конденсатор до пяти заранее заданных уровней (поочередно или в любой последовательности). Применение такого устройства повышает оперативность работы при определении пороговой дефибриллирующей величины тока. Установка оснащена специальным блоком для измерения и запоминания амплитуд тока и напряжения в первом и втором полупериодах пяти поочередных импульсов.

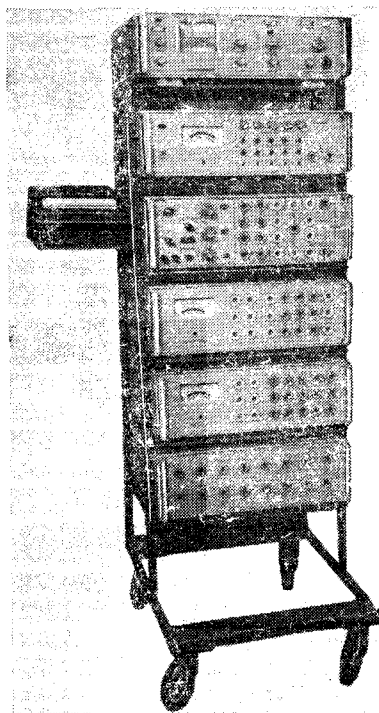


Рис. 1. Экспериментальная установка для исследования дефибриляции сердца в опытах на животных.

Исследование влияния сопротивления нагрузки на эффективность импульсов выполнялось для следующих вариантов схем формирования:

1. Индуктивно-емкостный разрядный контур с конденсатором 50 мкф и индуктивностью $0,05 \text{ гн}$, включенной последовательно с нагрузкой.

2. Индуктивно-емкостный разрядный контур с конденсатором 50 мкф и индуктивностью $0,05 \text{ гн}$, включенной последовательно с нагрузкой, и индуктивностью $0,05 \text{ гн}$, включенной параллельно нагрузке (индуктивно-емкостный разрядный контур с индуктивным шунтом). Применение такого контура планируется в новой модели дефибриллятора (ДИД-04), разрабатываемой ВНИКИРЭМА.

3. Индуктивно-емкостный разрядный контур с конденсатором 16 мкф и индуктивностью $0,11 \text{ гн}$, включенной последовательно нагрузке (типа «Кардиовертера Лауна»).

4. Индуктивно-емкостный разрядный контур с емкостью 16 мкф и индуктивностью $0,11 \text{ гн}$, включенной последовательно с нагрузкой, и диодно-резисторной цепочкой с сопротивлением 80 ом , включенной параллельно нагрузке. Аналогичный контур применяется в дефибрилляторах ДИ-03 и ДКИ-01, разработанных во ВНИКИРЭМА.

5. Индуктивно-емкостный разрядный контур с конденсатором 16 мкф , индуктивностью $0,11 \text{ гн}$, включенной последовательно с нагрузкой, и индуктивностью $0,11 \text{ гн}$, включенной параллельно нагрузке.

Методика проведения опытов заключалась в определении пороговых величин дефибрилирующего тока для импульсов, формируемых перечисленными выше 5 вариантами разрядных контуров, при разряде непосредственно через животное и при включении последовательно с электродами резисторов 20; 40; 60 и 80 *ом*. Включением резисторов при этом имитировалась возможная вариация сопротивления биологического объекта при дефибриляции.

Опыты проводились на взрослых собаках, находившихся под легким нембуталовым наркозом. Фибрилляция желудочков вызывалась у них воздействием (в течение 1—2 *сек*) переменным током от осветительной сети (127 *в*) через электроды-иглы, введенные под кожу передней и задней конечностей. Дефибриляция производилась разрядами через грудную клетку посредством пары трансторакальных электродов в течение первых 15—30 *сек* после наступления фибрилляции. Напряжение разрядов выбиралось таким образом, чтобы первый разряд был подпороговым, а затем повышалось до достижения пороговой для дефибриляции величины. В опытах регистрировались величина напряжения заряда и амплитуда тока, проходящего через электроды.

Включение дополнительного сопротивления в цепь разряда, 1-й схемы, формирующей аperiodический импульс, вызывало значительное, непропорциональное возрастание пороговой величины напряжения разряда и дефибрилирующего тока.

Приведем результаты измерений на животном весом 16 *кг*.

Дополнительное сопротивление, <i>ом</i>	Напряжение заряда, <i>кв</i>	Амплитуда тока, <i>а</i>	Эффект дефибриляции
0	1,8	20,0	Отсутствует
0	2,0	23,3	Имеется
40	3,2	27,7	Отсутствует
40	3,4	29,4	Имеется
80	4,0	—	Отсутствует
80	4,4	39,5	Имеется

При преобразовании аperiodического разряда в биполярный импульс шунтированием выхода индуктивностью 0,05 *гн* (2-я схема формирования) исчезает эффект повышения порогового дефибрилирующего тока с увеличением сопротивления в цепи разряда.

Дополнительное сопротивление, <i>ом</i>	Напряжение заряда, <i>кв</i>	Амплитуда тока, <i>а</i>	Эффект дефибриляции
0	3,2	22,7	Отсутствует
0	3,4	24,1	Имеется
40	4,2	23,0	Отсутствует
40	4,5	25,5	Имеется

Значительно менее выражено или даже полностью отсутствует влияние увеличения сопротивления цепи разряда на пороговую величину дефибрилирующего тока для схем, генерирующих колебательный разряд (3-я схема формирования).

Результаты испытаний 3—5-й схем показывают отсутствие закономерной зависимости колебаний пороговой величины дефибрилирующего тока от изменений сопротивления в цепи.

Схема формирования	Дополнительное сопротивление, <i>ом</i>	Напряжение заряда, <i>кв</i>	Амплитуда тока, <i>а</i>	Эффект дефибриляции
3	0	1,1	9,6	Отсутствует
		1,2	11,2	Имеется
3	20	1,3	9,8	Отсутствует
		1,5	10,8	Имеется
3	40	1,7	10,0	Отсутствует
		1,9	11,0	Имеется
3	60	2,2	11,0	Отсутствует
		2,4	13,4	Имеется
4	60	2,8	9,3	Отсутствует
		3,0	10,1	Имеется
4	40	2,4	—	Отсутствует
		2,6	9,8	Имеется
4	20	2,0	8,2	Имеется
		1,8	6,7	Отсутствует
4	20	2,0	8,4	Имеется
		1,4	5,0	Отсутствует
5	0	1,5	7,6	Имеется
		1,2	—	Отсутствует
5	20	1,4	8,5	Имеется
		1,4	5,8	Отсутствует
5	40	1,6	7,3	Имеется
		2,0	6,5	Отсутствует
5	60	2,2	9,0	Имеется
		2,4	7,5	Отсутствует
		2,6	9,1	Имеется

Проведенные опыты показали, что при увеличении сопротивления разрядной цепи возможно понижение эффективности дефибрилирующего импульса, что выражается в необходимости увеличения силы тока через электроды для достижения эффекта дефибриляции. Это явление особенно четко обнаруживается при аperiодической форме разряда. Включение добавочного сопротивления 80 *ом* в цепь разряда приводило в этом случае почти к удвоению пороговой величины дефибрилирующего тока (23,3 *а* — без сопротивления и 39,5 *а* с сопротивлением 80 *ом*), что требовало увеличения напряжения заряда с 2 до 4,4 *кв* (энергоемкость заряда при этом выходит за пределы 400 *дж*). Включение же сопротивления в цепь разряда, формирующую биполярный импульс, не снижало эффект. Полученные результаты дают основание высказать предположение о существенной роли параметров заднего фронта импульса (продолжительности и крутизны) в эффекте дефибриляции. В пользу этого вывода говорит и работа [4]. В ней отмечается, что при увеличении продолжительности разряда от 0,1 до 3 *мсек*, исчисляемой на уровне 0,37 амплитудного значения тока, происходит снижение порогового дефибрилирующего тока. Дальнейшее увеличение продолжительности до 7, 10 и 15 *мсек* приводит к противоположному эффекту — падению эффективности импульса и возрастанию дефибрилирующего тока в 1,5; 2,74; 5 раз соответственно.

Аналогичное явление — падение эффективности импульса при увеличении его продолжительности за определенный предел, наблюдается при дефибриляции сердца импульсами треугольной формы с крутым передним и пологим задним фронтом [5]. Эффективность импульса начала снижаться при продолжительности 15—20 *мсек*, исчисляемой по основанию импульса, и достигала нулевого значения при 64 *мсек*.

Осциллограммы импульсов разряда также показывают, что включение дополнительного сопротивления в цепь разряда ведет к увеличению длительности аperiодического импульса (рис. 2).

Приведенные данные, указывающие на существенное влияние параметров заднего фронта импульса на эффект дефибриляции сердца, тре-

буют коренной переоценки наших представлений о путях оптимизации дефибриллирующего импульса. Очевидно, что высокая его эффективность может быть достигнута только при обеспечении стабильности параметров заднего фронта импульса (его продолжительности и крутизны), в частности при изменении сопротивления нагрузки вследствие ухудшения контакта электродов с телом больного.

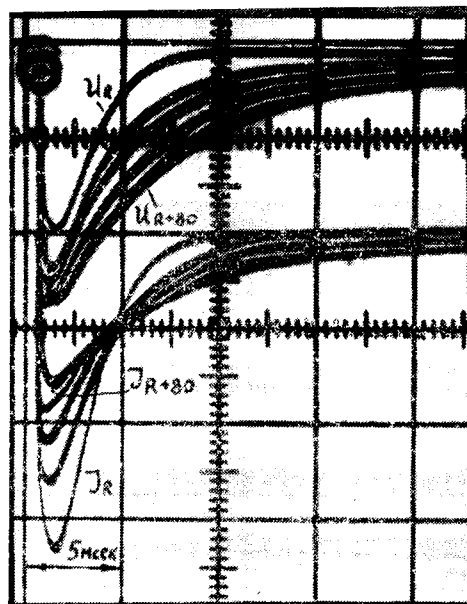


Рис. 2. Осциллограммы токов $I_1 — I_5$ и напряжений $U_1 — U_5$ на нагрузке разрядного контура ($C=50$ мкф, $L=0,05$ гн) при сопротивлениях 45; 65; 80; 105 и 125 ом соответственно.

Выводы

1. Увеличение сопротивления нагрузки дефибриллятора может привести к снижению эффективности импульса. Это влияние наиболее выражено для импульсов аperiodической формы.
2. При конструировании дефибрилляторов необходимо принимать меры для уменьшения влияния дестабилизирующих факторов на параметры заднего фронта импульса — его продолжительность и крутизну.
3. Одним из путей стабилизации эффективности импульса при дефибрилляции является применение схем формирования с индуктивным шунтом.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гурвич Н. Л. Фибрилляция и дефибрилляция сердца. М., Медгиз, 1957.
2. Гурвич Н. Л., Макарычев В. А. Дефибрилляция сердца различными видами электрического тока. «Кардиология», 1968, № 2.
3. Гурвич Н. Л. [и др.]. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике. «Кардиология», 1971, № 8.
4. Schuder G. C., Stoeckle H., Nahmodler I. C. Transthoracic ventricular defibrillation with triangular and trapezoidal waveform. «Circulation Res», 1966, vol. 17, № 5, p. 543—550.
5. Geddes L. A. et al. Strength-duration current for ventricular defibrillation in dogs. «Circulation Res.», 1970, vol. 27, № 4, p. 551—560.