

ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ СЕРДЦА ДВУХФАЗНЫМ ИМПУЛЬСОМ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ И КЛИНИКЕ

Н. Л. Гурвич, В. Я. Табак, М. С. Богусевич, И. В. Венин, В. А. Макарычев

Лаборатория экспериментальной физиологии по оживлению организма (зав.— член-корр. АМН СССР проф. В. А. Неговский) АМН СССР и Всесоюзный институт радиоэлектронной медицинской аппаратуры (дир. В. И. Савельев)

Поступила 26/X 1970 г.

Основной принцип электроимпульсного метода устранения фибрилляции желудочков и других видов аритмий сердца заключается в синхронизации возбуждения всех волокон миокарда и проводниковой ткани с помощью сильного электрического раздражения. Установление этого принципа позволило решить вопрос об оптимизации электрического воздействия путем ограничения его продолжительности и силы [2]. Но даже при этих условиях дефибриллирующий ток достигает значительной величины — порядка 25—35 а, что доказано прямыми его измерениями при электролечении аритмий сердца в клинике [6].

Эти данные побудили нас изучить возможность снижения силы дефибриллирующего тока путем использования раздражающего эффекта анэлектротона, т. е. заднего фронта

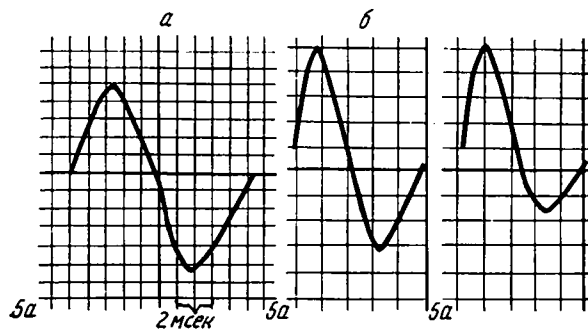


Рис. 1. Осциллограммы тока двухфазных импульсов, генерируемых разными аппаратами.

По оси ординат — сила тока (каждое деление 5а), по оси абсцисс — время (каждое деление 2 мсек). а — первая экспериментальная модель: соотношение амплитуд тока обеих фаз 1:1,1 (25 и 28а, напряжение заряда 7 кВ, R = 60 ом); б — аппарат ДКИ-01: соотношение амплитуд тока обеих фаз 1:0,6 (25 и 15а, напряжение заряда 5 кВ, R = 80 ом); в — ДКИ-01 без шунта: соотношение амплитуд тока 1:0,3 (25 и 8а, напряжение заряда 3,5 кВ, R = 40 ом).

эффекта возбуждения эффект электролиза (и связанная с ним опасность повреждения) определяется величиной тока одного направления и не суммируется за счет обеих фаз тока.

Идея о возможности снижения дефибриллирующего тока при двухфазной форме импульса была реализована в конструкции новой модели импульсного дефибриллятора ДИ-03 и ее модификации в комплекте с кардиосинхронизатором ДКИ-01, разработанным во Всесоюзном институте радиоэлектронной медицинской аппаратуры (Львов). Начальный вариант модели предусматривал генерацию двухфазного импульса с одинаковой амплитудой обеих фаз (рис. 1, а). Предварительные испытания показали, что энергия разряда более рационально используется при несколько меньшем значении амплитуды тока 2-й полуволны (примерно 65% амплитуды тока 1-й полуволны).

Соответственно поставленной задаче — выяснению возможности уменьшения силы тока и его вредного влияния на сердце при дефибрилляции

двухфазным импульсом — мы изучали в экспериментах на собаках отношение величины повреждающего напряжения к величине дефибрилирующего напряжения («коэффициент оптимальности») на новой и старой модели импульсного дефибрилятора. При этом емкость и индуктивность обеих моделей были одинаковыми. Конструктивной особенностью нового аппарата являлось шунтирование 1-й полуволны разряда; 2-я полуволна вследствие этого приобрела более значительную амплитуду (рис. 1, б, в).

Методика

Основные данные зависимости коэффициента оптимальности от формы импульса получены в опытах на 17 собаках весом от 6 до 26 кг (табл. 1). До опыта им вводили под кожу 2% раствор пантопона из расчета 8 мг на 1 кг веса животного. Электроды дефибрилятора (эластические диски диаметром 7—8 см, высотой 2,5—3 см) фиксировали на правой и левой стороне грудной клетки по линии расположения сердца и оставляли в этом положении в течение всего опыта.

Пороговую величину повреждающего напряжения определяли, последовательно повышая напряжение испытуемых разрядов дефибрилятора до достижения минимального эффекта повреждения сердца — появления на ЭКГ нескольких атипичных желудочковых комплексов (типа Q—S) непосредственно после разряда. Эти испытания повторяли через 1—3 мин.

После установления пороговых величин повреждающего напряжения для каждой модели дефибрилятора определяли пороговую величину дефибрилирующего напряжения при многократном вызывании фибрилляции желудочков электротравмой. В данном случае пороговую величину определяли, последовательно повышая напряжение разряда. При удачном ориентировочном подборе порогового напряжения его пороговая величина устанавливалась 2—3 разрядами, произведенными в течение 15—20 сек. после наступления фибрилляции. Интервалы между испытаниями равнялись 10—15 мин.

Во всех случаях пороговые величины напряжения разряда устанавливали при сохранении их на постоянном уровне в повторных испытаниях. Во время опыта непрерывно регистрировали артериальное давление и дыхательные движения грудной клетки. Запись ЭКГ при определении повреждающего действия тока включалась немедленно после разряда. В некоторых опытах электрокардиограф был под защитой кардиосинхронизатора, что позволило не прерывать запись ЭКГ во время разряда.

Результаты и их обсуждение

1. *Величина повреждающего напряжения.* Степень нарушения нормальной работы сердца под влиянием разряда была различной в зависимости от напряжения последнего. Разряды напряжением 2—3 кВ вызывали лишь учащение синусовой автоматии в виде ответной реакции организма на болевое раздражение. Следует учитывать, что действительная величина напряжения на объекте была ниже в 4 раза для новой и в 2,8 раза для старой модели дефибрилятора, чем величина напряжения на конденсаторе аппарата. Разряды с напряжением 4—7 кВ приводили к появлению одиночных и групповых экстрасистол и нарушению внутрижелудочковой проводимости вплоть до поперечной блокады сердца.

Пороговая величина повреждающего напряжения варьировала у разных животных в зависимости от их веса и состояния. Наиболее низкие величины повреждающего напряжения (1,5—3 кВ) отмечены у мелких собак и у собак, взятых в опыт повторно. У крупных здоровых собак пороговая величина повреждающего напряжения достигала 5—6 кВ.

Таблица 1

Дефибрилирующее и повреждающее напряжение и коэффициент оптимальности на новой и старой модели дефибрилятора

Эффект электрического воздействия	Напряжения (в кВ)		Соотношение величин (новая и старая модель)
	новая модель	старая модель	
Повреждение	5,0 ± 0,35	3,55 ± 0,3	1,40
Дефибриляция	2,23 ± 0,22	2,13 ± 0,19	1,05
Коэффициент оптимальности	2,43 ± 0,25	1,9 ± 0,23	1,28

Величина повреждающего напряжения была различной на испытуемых моделях дефибриллятора (рис. 2). Среднее ее значение на новой модели составляло $5 \pm 0,35$ кв, на старой — $3,53 \pm 0,3$ кв (см. табл. 1). Такое различие связано с разной величиной тока 1-й полуволны, генерируемого этими аппаратами при одинаковом напряжении разряда. Как показали осциллограммы тока, эффект повреждения наступал при определенной величине тока 1-й полуволны (порядка 17—26 а у разных животных) независимо от величины тока 2-й полуволны. Поскольку для получения импульса с равной амплитудой тока 1-й полуволны на новой модели дефибриллятора требовалось большее напряжение разряда (в соотношении 4 : 2,8), пороговая величина повреждающего напряжения была на ней соответственно в 1,5 раза выше, чем на старой модели.

2. *Величина дефибриллирующего напряжения.* В отличие от повреждающего напряжения величина дефибриллирующего напряжения существенно не различалась на разных моделях дефибриллятора: среднее ее значение составляло $2,23 \pm 0,22$ кв для новой и $2,13 \pm 0,19$ кв для старой модели

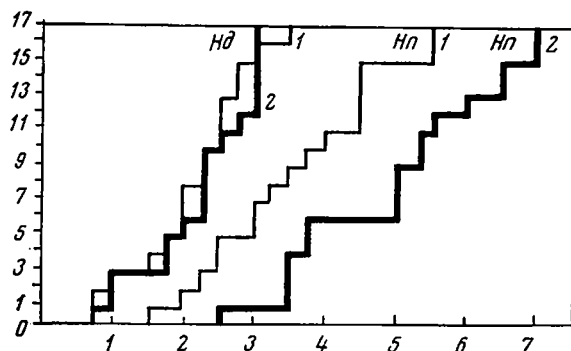


Рис. 2. Диаграмма величин дефибриллирующего и повреждающего напряжения.

По оси ординат — число подопытных животных; по оси абсцисс — напряжение (в кв); H_d — дефибриллирующее, H_p — повреждающее напряжение; 1 — старая модель; 2 — новая модель дефибриллятора.

(см. табл. 1). Если учесть более значительное падение напряжения на объекте при разряде новой модели импульсного дефибриллятора (в 4 раза), чем при разряде старой модели (в 2,8 раза), становится очевидным значительное снижение дефибриллирующего тока (1-й полуволны двухфазного импульса) при пользовании новой моделью импульсного дефибриллятора. Среднее его значение (по данным измерений осциллограмм тока в 6 опытах) составляло соответственно 12, 25 и 10,5 а.

3. *Коэффициент оптимальности дефибриллирующего тока.* Соотношение величин повреждающего и дефибриллирующего напряжения может служить в известной степени показателем оптимальности той или иной формы импульса дефибрилляции сердца. Числовое выражение этого соотношения можно, таким образом, характеризовать как коэффициент оптимальности дефибриллирующего импульса.

Расчеты, произведенные отдельно для каждой собаки, показали, что при значительных вариациях у разных собак в зависимости от их состояния величина коэффициента оптимальности была для новой модели импульсного дефибриллятора всегда выше, чем для старой. Среднее его значение (по данным всех 17 опытов) составляло соответственно $2,43 \pm 0,25$ и $1,9 \pm 0,23$. Таким образом, можно полагать, что степень оптимальности импульса новой модели превышает в 1,28 раза степень оптимальности импульса старой модели дефибриллятора.

Более высокий коэффициент оптимальности импульса, обладающего 2-й полуволной значительной амплитуды, объясняется способностью такого импульса дефибриллировать сердце при меньшем значении тока 1-й полуволны в результате суммации эффекта раздражения обеих фаз тока. Это способствует увеличению расстояния между дефибриллирующим и повреждающим током, поскольку последний определяется значением тока одного лишь направления, т. е. амплитудой 1-й полуволны.

Клинические испытания. Новая модель импульсного дефибриллятора ДКИ-01 была испытана в клинике на 41 больном. Нормальный ритм сердца

был восстановлен у 40 больных, в том числе у 8 из 16 больных мерцательной аритмией при напряжении разряда до 4 кВ, а у 15 из 25 больных другими видами аритмии при напряжении разряда до 3 кВ (табл. 2).

Среднее значение дефибриллирующего напряжения составляло 4,5 кВ при мерцательной аритмии, 3,2 кВ при трепетании предсердий и 2,6 кВ при пароксизмальной тахикардии желудочкового и наджелудочкового происхождения. Указанные величины дефибриллирующего напряжения близко совпадают с данными других исследователей, устранявших аритмии сердца аппаратами, генерирующими однофазный импульс (при незначительной амплитуде 2-й полуволны).

Т а б л и ц а 2

Напряжение разряда при устранении аритмий сердца двухфазным импульсом

Вид аритмии	Число больных						Без эффекта	
	всего	напряжение (в кВ)						
		2,1-3	3,1-4	4,1-5	5,1-6	6,1-7		
Мерцательная аритмия	16	1	7	5	3	—	—	
Трепетание предсердий, пароксизмальная тахикардия	25	15	7	2	—	—	1	
Всего ¹	41	16	14	7	3	—	1	
Мерцательная аритмия	9	Нет подразделения по видам аритмий						
Трепетание предсердий, пароксизмальная тахикардия	16							
Всего ²	25	3	8	5	2	2	5	

¹ Данные выездного центра Лаборатории экспериментальной физиологии АМН СССР.

² Данные Республиканской каунасской клинической больницы (1970).

А. Лукашевичуте [4] устранила аритмию у 48% больных напряжением разряда 4 кВ, пользуясь аппаратом ИД-1-ВЭИ (емкость 22 мкФ). В. А. Богословский и А. В. Недоступ [1, 7] установили, что средняя величина напряжения при устранении аритмии аппаратом ПРЕМА (емкость 16 мкФ) составляет 4,5—4,8 кВ. Resenkov и McDonald [8] прекращали мерцательную аритмию дефибриллятором Лауна (16 мкФ, 0,1 гн) у 50% больных при энергии разряда 150 Дж (4,3 кВ). Приведенные данные показывают, что при устранении аритмии двухфазным импульсом не требуется большего напряжения, чем при однофазном импульсе, несмотря на более значительное снижение напряжения на выходе и соответствующее уменьшение тока 1-й полуволны. Это дает основание полагать, что при электролечении аритмий сердца двухфазными импульсами значительно уменьшается возможность нарушения функций сердца сильным током.

А. Лукашевичуте и соавт. [5] сообщили об устранении у 21 из 27 больных аритмий сердца двухфазными импульсами, генерируемыми модифицированной моделью ИД-1-ВЭИ. В табл. 2 приведены результаты успешного лечения теми же авторами 20 из 25 больных. Peleška [9] не мог констатировать значения 2-й полуволны в эффекте дефибрилляции при частоте 50 гц. Недостаточно высокая эффективность двухфазных импульсов, по данным других авторов, объясняется, по-видимому, другой формой импульса, его продолжительностью и режимом смены фаз. В частности, отсутствие возбуждающего эффекта 2-й полуволны [9] можно, по-видимому, объяснить недостаточной крутизной заднего фронта волны при частоте 50 гц. Как упоминалось выше, испытанная нами первая модель генератора двухфазных

импульсов с равной амплитудой тока обеих фаз также оказалась недостаточно эффективной, и потребовались многочисленные испытания различных вариантов этой модели, прежде чем удалось найти оптимальную и эффективную форму импульса, реализованную в аппаратах ДИ-03 и ДКИ-01.

В ы в о д ы

1. Воздействие сильных электрических импульсов на сердце способно вызвать различные нарушения его деятельности в виде появления одиночных и групповых экстрасистол, более длительных приступов тахикардии и нарушения проводимости вплоть до поперечной блокады.

2. Повреждающий эффект электрического тока на сердце проявляется при более значительной силе тока, чем та, которая требуется для дефибрилляции. Соотношение величин повреждающего и дефибрилирующего тока зависит от формы импульса и может служить в качестве показателя (коэффициента) степени оптимальности той или иной формы электрического воздействия для дефибрилляции сердца.

3. Проведенные опыты показали, что коэффициент оптимальности для двухфазного электрического импульса существенно превышает этот коэффициент для однофазного импульса ($2,43 \pm 0,25$ и $1,9 \pm 0,23$ соответственно). Клинические испытания также показали способность двухфазного импульса прекращать аритмии сердца при меньшей силе тока по сравнению с однофазным импульсом.

Л И Т Е Р А Т У Р А

Богословский В. А. Электроимпульсная терапия нарушений ритма сердца. Автореф. дисс. канд. М., 1969.— 2. Гурвич Н. Л. Фибрилляция и дефибрилляция сердца. М., 1957.— 3. Гурвич Н. Л., Макарычев В. А. Кардиология, 1967, № 7, с. 109.— 4. Лукашевичуте А. И. Лечение некоторых нарушений сердечного ритма импульсным током. Автореф. дисс. докт. Каунас, 1968.— 5. Лукашевичуте А. И. Смайлис А., Гасюнас В. и др. В кн.: Электрическая стимуляция и дефибрилляция сердца. Каунас, 1969, с. 53.— 6. Макарычев В. А., Цукерман Б. М., Гурвич Н. Л. Бюлл. exper. биол., 1966, № 11, с. 32.— 7. Недоступ А. В. Электроимпульсная терапия мерцательной аритмии. Автореф. дисс. канд. М., 1968.— 8. Resnekov L., McDonald L., Brit. Heart. J., 1968, v. 30, p. 786.— 9. Peleška B., I.E.E.E. Trans. Bio—Med. Eng., 1969, v. 16, p. 123.

DEFIBRILLATION OF THE HEART WITH A BIPHASIC IMPULSE IN EXPERIMENTAL AND CLINICAL CONDITIONS

N. L. Gurvich, V. Ya. Tabak, M. S. Bogushevich, I. V. Venin, V. A. Makarychev

С у м м а р у

In experiments on dogs the authors demonstrate that a single electric impulse of high tension (defibrillator discharge of 4—6 kv through the thoracic wall) could cause different injuries of heart functions — from the appearance of solitary extrasystoles to atrioventricular heart block. The injurious tension, determined by the appearance of solitary extrasystoles, exceeds the defibrillating tension by 1.9 ± 0.23 and 2.43 ± 0.25 times depending on the form of the impulse (single or biphasic respectively). This correlation may serve as an index of the degree of the optimal form of the impulse for the treatment of cardiac arrhythmia. Elimination of cardiac arrhythmia in the clinic with a biphasic impulse was achieved with the value of the current and energy lesser than with the use of a single-phase impulse, this diminishing the probability of any injury of the cardiac functions in the treatment of arrhythmia.