

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

### ЗНАЧЕНИЕ ЗАДНЕГО ФРОНТА ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПУЛЬСА ПРИ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА

Лаборатория экспериментальной физиологии по оживлению организма (руководитель — член-корр. АМН СССР проф. В. А. Неговский) АМН СССР и Всесоюзный научно-исследовательский и конструкторский институт радиоэлектронной медицинской аппаратуры (дир. В. И. Савельев) Министерства медицинской промышленности СССР, Москва

Поступила 28/II 1973 г.

Эффект электрической дефибрилляции сердца рассматривается как результат синхронизации процесса возбуждения под влиянием раздражающего действия тока. Такое понимание механизма дефибрилляции сердца основано, в частности, на наступлении возбуждения сердца в нормальном состоянии под влиянием импульса дефибриллирующей силы, а также на совпадении кривых, отображающих закономерную зависимость время — сила раздражения при дефибрилляции сердца и возбуждении его во время диастолы [1]. Согласно представлению о роли возбуждающего действия тока при дефибрилляции, казалось возможным повысить эффективность дефибриллирующего импульса путем увеличения крутизны его переднего фронта, поскольку обычно используемый для дефибрилляции сердца колебательный разряд имеет относительно большее время нарастания тока — более 3 мсек. Однако экспериментальная проверка этого предположения показала, что с увеличением крутизны переднего фронта дефибриллирующего импульса не повышается его эффективность [2]. Кроме того, было установлено, что, увеличивая амплитуду заднего фронта при двухфазной форме импульса, можно значительно повысить его эффективность и снизить величину дефибриллирующего тока [3]. Об особой роли заднего фронта импульса (анэлектротона) в эффекте дефибрилляции сердца можно судить также по данным Geddes и соавт. [5], Schuder и соавт. [7], согласно которым увеличение продолжительности аperiodического разряда или пилообразного импульса приводит к снижению их эффективности. Поскольку увеличение продолжительности указанных импульсов обуславливает изменение крутизны заднего фронта, снижение эффективности импульса может быть объяснено именно падением градиента заднего фронта.

Для выяснения этого вопроса мы изучили сравнительную эффективность дефибриллирующего импульса при разной крутизне градиента падения его заднего фронта.

## Материал и методы

Опыты проведены на 35 собаках весом от 6 до 30 кг под нембуталовым наркозом. Испытания заключались в измерении пороговых величин дефибрилирующего тока при разной продолжительности испытуемых импульсов — от 3 до 30 мсек. ( $t$  — время аperiodического разряда у основания, равное  $2 CR$ ). Вариации продолжительности импульса достигались путем изменения емкости (от 50 до 300 мкф) или введения добавочных сопротивлений (до 120 ом) в разрядную цепь. При небольшой индуктивности в цепи (0,05 гн) импульсы имели пилообразный вид с крутым подъемом переднего фронта и более или менее отлогим падением заднего фронта соответственно продолжительности импульса.

## Результаты исследования

Определение зависимости пороговой величины дефибрилирующего тока от продолжительности импульса показало, что при нарастании по-

Таблица 1

Выписка из протокола опыта № 19  
от 3/IX 1971 г. Собака-самец, вес 14,5 кг

Цепь разряда	Продолжительность импульса (в мсек)	Дефибрилирующий ток (в а)	
		неэффективный	эффективный
50 мкф, 0,05 гн <sup>1</sup>	6	10,7	11,2
50 мкф + 40 ом	10	11,8	13,3
50 мкф + 80 ом	14	14,8	15,8
50 мкф + 120 ом	18	19,4	20,0

<sup>1</sup> Сопротивление грудной клетки собаки около 60 ом.

Таблица 2

Выписка из протокола опыта № 39 от 10/XII 1971 г.  
Собака-самка, вес 13,5 кг

Емкость разряда (в мкф)	Продолжительность импульса (в мсек)	Дефибрилирующий ток (в а)	
		неэффективный	эффективный
66	8	11,5	14
100	12	14,5	17,9
132	16	20,0	21,7
150	18	40,0	—

следней до 8—10 мсек. (у основания) закономерно наблюдается понижение порога [1].

С увеличением продолжительности импульса за пределы 10—12 мсек. происходило нарастание пороговой величины дефибрилирующего тока. Для иллюстрации такой закономерности приводим краткие выписки из двух протоколов опытов (табл. 1—2).

Такие же результаты получены при изменении продолжительности импульса путем увеличения емкости разряда.

Результаты опытов свидетельствуют о закономерном возрастании пороговой величины дефибрилирующего тока с увеличением продолжительности импульса. Нарастание порога начинается при 10—12 мсек. и продолжается до 18—30 мсек., пока эффект дефибриляции не прекращается (см. в табл. 2 результат последнего испытания). Подобное явление наблюдалось во всех опытах: при продолжительности импульса до 10 мсек. среднее значение дефибрилирующего тока было равно 9,1 а, при продолжительности импульса до 18 мсек. — 20,5 а, среднее значение градиента заднего фронта дефибрилирующих импульсов составило 1,26 а/мсек.

Как видно из приведенных данных, при различных индивидуальных вариациях пороговых величин дефибрилирующего тока наблюдается закономерное их возрастание с увеличением продолжительности импульса более 10—12 мсек.

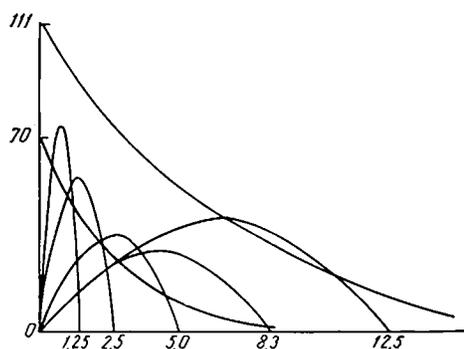
Закономерное возрастание пороговой величины дефибрилирующего тока при увеличении продолжительности аperiodического разряда может быть связано только с изменением крутизны заднего фронта, поскольку передний фронт при этом сохраняет постоянную крутизну. Сопоставление

величин нарастания порога при увеличении продолжительности импульса показывает, что дефибрилляция эффективна при определенной крутизне градиента заднего фронта. Это дает основание полагать, что эффект дефибрилляции сердца связан в первую очередь с действием анэлектротона, т. е. с моментом выключения тока, а не с влиянием катэлектротона, как это можно было допустить, исходя из представления о роли возбуждающего действия тока в прекращении фибрилляции сердца.

При вычислении этого градиента получены значительные его вариации у разных собак (от 0,5 до 4 *a/мсек*) соответственно значительным вариациям их веса (от 6 до 30 *кг*) и других индивидуальных особенностей подопытных животных. Среднее значение градиента составляло 1,26 *a/мсек*.

### Обсуждение

Полученные нами данные можно сопоставить с результатами исследования Geddes и соавт. [5], которые также наблюдали снижение пороговой величины тока при нарастании продолжительности разряда до 3—4 мсек.



Пороговые величины дефибрилирующего тока при разной длительности импульса (по данным Geddes и соавт. [5]).

На оси абсцисс — время (в мсек.); на оси ординат — ток (в *ма/г*).

(на уровне 0,37 амплитудного значения тока) и резкое ее нарастание при увеличении длительности разряда до 7—15 мсек., что соответствует 14—30 мсек. — двойной продолжительности по основанию импульса. На построенных нами, по данным Geddes и соавт. [5], графиках (см. рисунок) видна такая же закономерная зависимость эффекта дефибрилляции сердца от степени крутизны заднего фронта импульса, какая была установлена в наших опытах. Эта закономерность наблюдается в равной мере при дефибрилляции сердца как разрядами конденсатора, а так и полисинусоидными импульсами. Как видно из рисунка, кривые падения тока идут параллельно.

Это означает, что градиент падения тока сохраняется одинаковым при любой продолжительности импульса, несмотря на резкое возрастание величины дефибрилирующего тока.

Не меньший интерес в этом отношении представляют результаты исследований Schuder и соавт. [7], изучавших на интактных собаках сравнительную эффективность треугольных импульсов с отлогим задним фронтом при разной их продолжительности. Амплитуда тока была постоянной (20 *a*), оценка эффективности проводилась по статистическому подсчету процента успешных дефибрилляций для отдельной группы импульсов той или иной продолжительности. Эти подсчеты показали, что эффективность импульсов при достижении ими продолжительности 8—16 мсек. (по основанию импульса) возрастает почти до 100%, далее (за пределы 16 мсек.) резко снижается и при 32 мсек. успешные дефибрилляции составляют менее 50%.

Нетрудно убедиться, что по достижении предела эффективной продолжительности импульса (16 мсек.) при амплитуде тока 20 *a* градиент падения тока заднего фронта составит 1,25 *a/мсек*, т. е. будет равен почти тому же значению, какое было установлено в наших опытах (1,26 *a/мсек*.) Такое совпадение величин градиентов эффективного тока в наших опытах и в опытах, проведенных по другой методике [7], не случайно и связано, очевидно, с основной закономерностью электрической дефибрилляции сердца — наступлением ее под действием анэлектротона, эффективность которого оп-

ределяется крутизной падения заднего фронта электрического импульса<sup>1</sup>. Ведущее значение анэлектротона в эффекте электрической дефибрилляции сердца находит объяснение в особом его состоянии при фибрилляции — состоянии более или менее глубокой рефрактерности. Как показали Hoffman и Cranefield [6], Decker [4], при рефрактерности сердца возбуждающий эффект анэлектротона начинает проявляться тогда, когда катэлектротон еще не возбуждает сердце. Полученные нами данные позволяют предполагать, что подобное явление — возбуждение анэлектротонном — наблюдается и при дефибрилляции сердца, когда подавляющая часть волокон его находится в состоянии глубокой рефрактерности.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Гурвич Н. Л. Фибрилляция и дефибрилляция сердца. М., 1957. — 2. Гурвич Н. Л., Макарычев В. А., Венин И. В. и др. Кардиология, 1972, № 10, с. 104. — 3. Гурвич Н. Л., Табак В. Я., Богущевич М. С. и др. Там же, 1971, № 8, с. 126. — 4. Decker E., Circulat. Res., 1970, v. 27, p. 811. — 5. Geddes L. A. et al. Circulat. Res., 1970, v. 27, p. 551. — 6. Hoffman B. F., Cranefield P. P., Electrophysiology of the Heart. New York, 1960. — 7. Schuder J. C., Stoeckle H., Rahmouel G. A., Circulat. Res., 1966, v. 17, p. 543.

#### THE SIGNIFICANCE OF THE POSTERIOR FRONT OF ELECTRIC IMPULSE IN CARDIAC DEFIBRILLATION

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

#### Summary

Study of cardiac defibrillation by aperiodic discharges (50—300 mcf) of varying duration (10—30 msec) showed that threshold parameters of the defibrillating current in these conditions are inversely proportional to the duration of discharge (the average threshold parameter is 9.1 a for 10 msec and 20.5 a for 18 msec). It has been found that the efficacy of the defibrillating current is determined by the steepness of fall (gradient) of the rear front of the impulse, i. e. by the anelectroton. This possibility is explained by relative refractoriness of the cardiac tissue during fibrillation, when reactivity on the action of anelectroton is more marked than on the catelectroton.