

ELECTRODE SIZE AND POSITION INFLUENCE ON THE EFFECTIVENESS OF ELECTRICAL SHOCK TREATMENT OF ATRIAL FIBRILLATION

Z. KIUDELIENE, A. LUKOSEVICIUTE

The influence of electrode position and size upon the effectiveness of defibrillation in the treatment of atrial fibrillation was studied. It has been shown that the electrode size is a factor of no importance. On the other hand, the anterior position of electrodes was more effective than the anterior-posterior one (97.73 ± 2.24 per cent vs 86.73 ± 4.73 per cent). Also, the ventricular ectopic beats were of less frequent occurrence with this position (2.83 ± 2.3 per cent vs 15.56 ± 5.42 per cent).

УДК 616.12-008.313

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ МОНОПОЛЯРНОГО И БИПОЛЯРНОГО ИМПУЛЬСОВ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

А. И. СМАЙЛИС, В.-К. К. ГАСЮНАС, Г. В. ГАСЮНЕНЕ

В настоящее время для дефибрилляции сердца применяются электрические импульсы различной формы и длительности. В Советском Союзе впервые разработаны и используются дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01 с увеличенной амплитудой второй полуволны импульса. Однако результаты исследований сравнительной эффективности монополярных и биполярных импульсов (МИ и БИ) часто противоречивы [4, 6]. Неодинаковые результаты, вероятно, обусловлены различной длительностью примененных импульсов, различными способами формирования импульса, от которых зависят амплитуды последующих полуволн и т. д.

Вопрос об оптимальной форме импульса становится особенно важным, если учесть, что для дефибрилляции сердца во время инфаркта миокарда требуется значительно больше энергии [7].

В настоящей работе исследована эффективность МИ и БИ при различной длительности полупериода импульсов и при различном соотношении амплитуд полуволн БИ.

Методы исследований

Эксперименты выполнены на собаках. Для обезболивания применялся гексеналовый или тиопенталовый наркоз. Во время опытов животных интубировали, однако в большинстве случаев они дышали самостоятельно. Фибрилляцию желудочков сердца вызывали нетравмирующим способом — учащением ритма сердца импульсами электрического стимулятора. Это позволило вызывать фибрилляцию многократно при относительной стабильности порогов дефибрилляции.

Дефибрилляция осуществлялась через дискообразные электроды, имплантированные подкожно с обеих сторон грудной клетки. Пороги дефибрилляции определялись ступенчато, путем увеличения напряжения заряда дефибриллятора до устранения фибрилляции. Импульсы напряжения и тока дефибриллятора записывались на осциллографе Н 700.

Биполярный импульс формировали по способу И. В. Венина и др. [1]. Для изменения соотношения амплитуд полуволи изменяли величину резистора диодно-резисторного шунта. Во второй серии экспериментов для генерирования импульсов различной длительности меняли емкость конденсатора, и индуктивность катушки, что способствовало сохранению постоянной формы импульсов.

Все применяемые в настоящее время дефибрилляторы являются модификациями дефибриллятора Н. Л. Гурвича, т. е. они генерируют импульс затухающей синусоиды. Полупериод колебаний импульса дефибриллятора зависит от суммарного активного сопротивления цепи разряда, основную часть которого составляет сопротивление биологического объекта. Непостоянство длительности импульсов вызывает неточности их оценки. Так как примененный нами метод фотозаписи импульсов на осциллографе Н 700 не дает информации о длительности импульса, мы измеряли по записям лишь амплитуды напряжения и тока и рассчитывали сопротивление объекта. По заранее установленной зависимости длительности импульса от сопротивления объекта рассчитывали энергию каждой полуволи.

Результаты исследований

Выполнены три серии опытов на 78 собаках.

В первой серии опытов сравнивались пороги дефибрилляции дефибриллятора ИД-1 с порогом БИ, амплитуды полуволи которого были примерно равными. Длительность полупериода обоих импульсов была одинаковой. Пороги дефибрилляции в каждом эксперименте устанавливались по нескольку раз (в среднем более пяти раз для каждого вида импульса), и вычислялись средние величины. Сопоставление средних пороговых параметров импульсов показало, что сумма амплитуд полуволи тока БИ во всех опытах превышала амплитуду тока первой полуволи МИ; в 73,5% опытов эта разница была достоверной, в остальных — мало достоверной или недостоверной. В то время как токи обоих видов импульсов в большинстве экспериментов статистически достоверно различаются, разница энергий МИ и БИ в 59,4% экспериментов недостоверна. Средняя пороговая энергия во всей серии опытов была: для МИ — $21,2 \pm 2,8$ Дж, для БИ — $23,8 \pm 2,8$ Дж, а средний пороговый ток для МИ — $7,3 \pm 0,4$ А, для БИ — $11,6 \pm 0,7$ А.

Оценка результатов только по средним значениям порогов для всей серии опытов не является точной, так как средние результаты в большей степени определяются экспериментами, в которых поро-

ги были высокими. Некоторые авторы рекомендуют рассчитывать параметры импульса на единицу веса сердца животного. Мы выявили умеренную корреляционную связь между весом тела животных и порогом дефибрилляции по току, поэтому и попытались сравнить пороги дефибрилляции по току на 1 кг веса животного. Средний пороговый ток на 1 кг веса составил: для БИ — $1,04 \pm 0,05$ А, для МИ — $0,65 \pm 0,03$ А, а их соотношение — 1,6.

Во второй серии опытов мы изменяли длительность полупериода импульсов в пределах 1,6—9,4 мс и в этом диапазоне длительностей сравнивали пороги МИ и БИ. При сравнении эффективности импульсов различной длительности особое внимание уделяли сохранению постоянной формы импульсов, поэтому наши данные более достоверны, чем результаты Peleška [5], исследовавшего импульсы различной длительности при непостоянной их форме. МИ в этой серии были строго монополярными (последующие полувольты отсекались диодами); отношение амплитуд второй и первой полувольты БИ составляло 70%. По сравнению с первой серией опытов МИ был лишен последующих, хотя и небольших по амплитуде полувольт, вторая полувольты БИ была уменьшена на 30%. Допуская, что доля участия второй полувольты в процессе дефибрилляции зависит от соотношения амплитуд полувольт, вправе ожидать различные результаты в первой и во второй сериях опытов.

Пороги дефибрилляции рассчитывались в относительных величинах. За единицу измерения были приняты наименьшие пороговые значения тока и энергии. Кривые экспериментов, построенные методом наименьших квадратов, представлены на рис. 1. Как видим, во второй серии опытов, как и в первой, сумма амплитуд полувольты БИ при всех исследованных длительностях импульсов была больше амплитуды МИ, но в отличие от первой серии опытов средняя энергия МИ при всех длительностях превышала энергию БИ.

В третьей серии экспериментов исследовалась эффективность импульсов различных форм, начиная от монополярного и кончая бифазным, амплитуда второй полувольты которого составляла до 150% первой. Длительность полупериода импульсов не менялась и составляла 5 мс. Соотношение амплитуд тока заранее определить не-

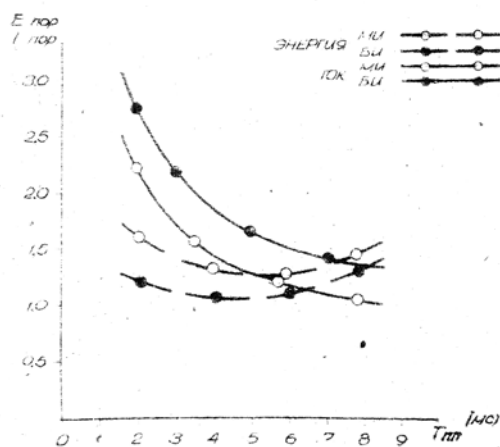


Рис. 1. Зависимости пороговых токов и пороговых энергий (в относительных величинах) от длительности полупериода импульса.

возможно (оно зависит от сопротивления объекта), поэтому сопротивление шунта выбиралось таким, чтобы на эталонном сопротивлении нагрузки 75 Ом амплитуда второй полуволны составляла 25, 50, 75 и 100% первой. Реальное соотношение амплитуд полуволн, амплитуду тока и напряжения рассчитывали после проявления фотозаписей импульсов.

На каждой собаке мы выполнили несколько серий испытаний, в каждой меняя условия опыта (электрической стимуляцией блуждающего нерва или введением антиаритмических веществ). Как правило, серия испытаний состояла из определения порогов дефибрилляции монополярного импульса и четырех бифазных импульсов с различным соотношением амплитуд полуволн. На 25 собаках выполнено 76 серий испытаний, определено 438 порогов дефибрилляции. Для сопоставления порогов дефибрилляции, установленных на разных собаках (или на одной и той же собаке, но в различных условиях), параметры порогового монополярного импульса в каждой серии принимали за единицу, а ток (сумму амплитуд первых двух полуволн), пиковую мощность и энергию биполярного импульса рассчитывали в относительных величинах. Для расчета зависимости пороговых параметров от соотношения амплитуд полуволн использовали метод наименьших квадратов, аппроксимируя зависимость параболой третьего порядка (рис. 2). Данные экспериментов обрабатывали на ЭВМ «Минск-22». Были получены следующие зависимости:

порогового тока

$$I_{\text{пор}} = -0,11 x^3 + 0,076 x^2 + 0,311 x + 1,006,$$

пороговой энергии

$$E_{\text{пор}} = -0,294 x^3 + 0,894 x^2 - 0,783 x + 1,012,$$

пороговой пиковой мощности

$$P_{\text{пор}} = 0,042 x^3 + 0,361 x^2 - 0,96 x + 1,016,$$

где x — соотношение амплитуд второй и первой полуволн тока.

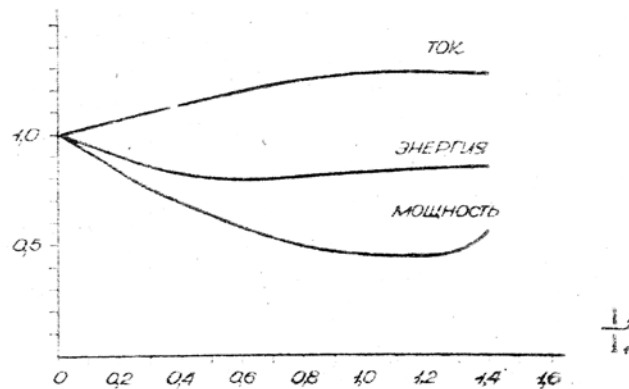


Рис. 2. Зависимость пороговых параметров (в относительных величинах) от соотношения амплитуд полуволн тока.

Такой метод оценки влияния величины второй полуволны является целесообразным, поскольку каждый установленный порог дефибрилляции при реально измеренном соотношении полуволн отражается в рассчитанных зависимостях.

Обсуждение

Интерес, проявляемый исследователями к биполярной форме импульса дефибриллятора, обусловлен двумя причинами.

Во-первых, смещение носителей заряда в биологическом объекте, вызываемое первой полуволной, может быть компенсировано действием второй полуволны противоположной полярности. Менее выраженное повреждающее действие БИ, установленное некоторыми авторами, видимо, можно объяснить этим явлением.

Во-вторых, Н. Л. Гурвичем и В. А. Макарычевым [3] было выявлено, что эффект дефибрилляции зависит от суммы амплитуд тока первых двух полуволн импульса, т. е. биологический объект одинаково реагирует на раздражение обеими полуволнами.

Однако уже первая серия опытов показала, что простое увеличение амплитуды второй полуволны дефибриллятора ИД-1 не приводит к желаемому результату. Вследствие этого увеличиваются пороговый ток и в меньшей степени пороговая энергия. Мы полагаем, что доля участия второй полуволны в процессе дефибрилляции может зависеть от длительности импульса и от амплитуды второй полуволны импульса относительно первой. Косвенным доказательством вероятности второго предположения может служить тот факт, что в первой серии опытов те импульсы дефибриллятора ИД-1, амплитуда второй полуволны которых была сравнительно большой, обладали большей эффективностью по сравнению с БИ, нежели аperiодические импульсы. Так, если амплитуда второй полуволны МИ не превышала 10% первой, соотношение энергии пороговых БИ и МИ было $1,1 \pm 0,12$, соответственно при второй полуволне, составляющей 10—20% первой, — $1,29 \pm 0,09$, и составляющей 20—30% — $1,28 \pm 0,14$.

Вторая серия опытов показала, что эффект суммирования полуволн слабо зависит от длительности импульса. Некоторое увеличение энергии и тока БИ (по отношению к МИ) в области больших длительностей мы объясняем тем, что длительность раздражения биполярным импульсом (два полупериода) при этом достигает 18,8 мс, что значительно превышает «полезное время раздражения сердца». Зависимости пороговых параметров БИ и МИ от длительности полупериода имеют одинаковый характер. Кривые пороговой энергии достигают минимума при длительности полупериода 5,0 мс; кривые порогового тока сходны с классическими кривыми «сила—длительность», изученными Гоорвегом, Вейсом и Лапиком. Тот факт, что кривые зависимости порога возбуждения от длительности

для различных тканей организма сходны с кривыми, построенными при дефибриляции сердца. Н. Л. Гурвич [2] использовал в качестве доказательства, что ответной реакцией фибриллирующего сердца на раздражение электрическим током является возбуждение. Установленная в наших экспериментах аналогичная зависимость при дефибриляции чисто монополярным импульсом и БИ еще раз свидетельствует о правильности объяснения процесса дефибриляции.

Из кривых рис. 2 видно, что при увеличении амплитуды второй полуволны пороговый ток увеличивается, достигая максимальной величины при соотношении полуволн, равном 1,2. При этом порог по току на 30% превышает порог МИ. Минимальные значения энергии и пиковой мощности соответствуют соотношениям амплитуд полуволн — 0,65 и 1,1. При выборе оптимального соотношения полуволн следует учитывать и пороговый заряд, значения которого на рисунке не показаны. Заряд максимален при МИ и равен нулю при соотношении амплитуд полуволн 1 : 1.

Таким образом, строгое суммирование полуволн импульса по току отсутствует. В то же время нельзя отрицать влияния второй полуволны на эффект дефибриляции. Вторая полуволна действительно участвует в процессе дефибриляции. Добавление ее к МИ позволяет уменьшить амплитуду первой полуволны. Явление суммирования полуволн является более сложным, чем простое суммирование по току. Суммирование полуволн зависит от длительности полупериода импульса, соотношения амплитуд полуволн. Представленные данные отражают средние параметры пороговых импульсов в сериях экспериментов, однако у отдельных животных явление суммирования может быть различным: одни собаки оказались более чувствительными к воздействию МИ, другие — к воздействию БИ. Остается неясным, от каких физиологических свойств сердца зависит наблюдаемая разница результатов. Сам метод определения порогов дефибриляции тоже вносит погрешности, обусловленные по крайней мере тремя причинами: 1) скачкообразным увеличением амплитуды импульса от попытки к попытке; 2) неодинаковым интервалом времени от начала фибрилляции до ее устранения; 3) неодинаковым функциональным состоянием фибриллирующего сердца (фибриляция вялая или тоническая) в момент попытки, что в свою очередь зависит от показателей гемодинамики до фибрилляции.

Минимальные значения тока, энергии, пиковой мощности и заряда наблюдаются при различных длительностях полуволны и различном соотношении амплитуд полуволн. Следовательно, компромиссный выбор оптимальных параметров импульса требует разъяснения физиологического действия энергии, тока, напряжения, заряда и пиковой мощности. Большое количество проведенных экспериментов позволяет предложить рациональные единицы дозировки импульсного воздействия на сердце. При этом возможны два случая. Первый случай — когда сравниваются результаты дефибри-

ляции дефибрилляторами различных конструкций. Авторы часто не указывают длительности и формы импульса, что усложняет сравнение результатов. Ясно, что величины электрического тока и напряжения при различных видах дефибриллирующих импульсов не отражают ни терапевтической эффективности, ни повреждающего действия их. Примером может служить опыт применения «чистого» разряда конденсатора (без наличия индуктивности в цепи) и переменного тока. В первом случае, несмотря на большие пиковые токи и напряжения (следовательно, большие пиковые мощности), эффективность была низкой, а повреждения большими. Низкая эффективность и большое количество осложнений были свойственны также и низкоамплитудному переменному току при большой длительности воздействия. Однако такие формы тока устарели, и все выпускаемые в настоящее время дефибрилляторы генерируют импульс затухающей синусоиды. Наиболее стабильным пороговым параметром таких исследованных нами импульсов оказалась энергия воздействия. При одновременном изменении длительности импульса в пределах 1,6—9,4 мс и соотношения амплитуд полуволн в пределах 0—150% колебания пороговой энергии не превышают $\pm 30\%$ от средней. Пределы изменения порогового тока и пиковой мощности значительно больше. Следовательно, если неизвестна форма импульса, результаты лечения различными дефибрилляторами лучше всего сравнивать по примененной энергии.

Во втором случае, если речь идет об однотипных дефибриллирующих импульсах, вопрос о выборе рациональных параметров дозирования представляется в ином свете. В Советском Союзе дефибрилляторы градуированы в единицах напряжения, за рубежом — в единицах энергии. По данным первой серии опытов были построены графики зависимости процента эффективности от дозы воздействия. Оказалось, что зависимость эффективности от дозы более линейна, если применяется градуировка по напряжению. Тогда одинаковым ступеням повышения дозы соответствует более равномерный прирост эффективности. Кроме того, выбор рациональных единиц дозирования обусловлен тем, что при трансторакальной дефибрилляции на раздражаемый объект — сердце действует лишь часть импульсной энергии, а большая часть теряется в окружающих тканях. Сопротивление грудной клетки человека дефибриллирующему импульсу может колебаться в довольно широких пределах (по нашим измерениям — от 35 до 120 Ом). Среднее сопротивление для МИ было $65,2 \pm 2,8$ Ом, для БИ — $71,5 \pm 5,5$ Ом. Многие авторы, не учитывая колебаний сопротивления грудной клетки, приводят лишь данные об импульсном токе. Однако такая оценка является односторонней. Например, для одного больного эффективным оказался импульс в 40 А при напряжении 1500 В, для другого — соответственно 30 А и 2000 В. Можно ли утверждать, что порог дефибрилляции у одного из этих больных выше? Оценка по току или по напряжению приводит к противоположным результатам, в то время как оценка по пиковой мощности или по энергии дает одина-

ковый результат. В работе Weber [8] приводится эквивалентная схема грудной клетки человека, из которой следует, что половина тока пересекает миокард; потери импульсного напряжения в несколько раз больше потерь тока. Это означает, что терапевтический эффект при трансторакальном воздействии более точно соответствует величине импульсного тока, нежели напряжения. Оценивая вместе и ток, и напряжение, можно применять единицы мощности или энергии.

Остается неясным, какой из параметров импульса наилучшим образом отражает повреждение и, следовательно, какое снижение этого параметра наиболее целесообразно. Электрическая энергия импульса дефибриллятора превращается в тепловую, вызывая повышение температуры тканей, а в местах наибольшей плотности тока даже ожоги, поэтому снижение пороговой энергии имеет большее значение. Пиковая мощность, равная максимальной энергии в единицу времени, пропорциональна максимальной скорости повышения температуры. Согласно закону Фарадея, ионы смещаются пропорционально количеству электрического заряда. При МИ заряд достигает максимальной величины, при БИ появляется возможность снизить общее количество заряда до нуля. Однако проведенные эксперименты показали, что при равных амплитудах полуволн возрастают пороги дефибрилляции и полная компенсация заряда возможна лишь за счет увеличения тока и энергии. Учитывая все упомянутые параметры, можно рекомендовать оптимальную длительность 5—6 мс и оптимальную величину второй полуволны 50—100% от первой.

В заключение следует отметить, что при иных способах формирования БИ могут быть и другие закономерности, ибо на эффект дефибрилляции влияют и амплитуды последующих (третьей и т. д.) полуволн, крутизна фронтов импульса и т. п.

Выводы

1. В процессе дефибрилляции участвует и вторая полуволна биполярного импульса. Суммирование терапевтического действия полуволн зависит от соотношения амплитуд полуволн тока.

2. Минимальные значения порогового дефибрилирующего тока, энергии, пиковой мощности и электрического заряда наблюдаются при различных длительностях полупериода и различном соотношении амплитуд полуволн. Учитывая все факторы, можно рекомендовать длительность полупериода импульса 5—6 мс и величину второй полуволны тока 50—100% от первой.

3. Наиболее постоянным параметром при сравнении различных пороговых импульсов колебательного разряда конденсатора является энергия импульса.

ЛИТЕРАТУРА

1. Венин И. В., Гурвич Н. Л., Олифер Б. М., Пасичник Т. В., Савельев В. И., Сидоров В. Н., Цукерман Б. М., Шерман А. М. Дефибриллятор. Авторское свидетельство № 258526, кл. 30, 13/04, 1969.
2. Гурвич Н. Л. Фибрилляция и дефибрилляция сердца. М., 1957.
3. Гурвич Н. Л., Макарычев В. А. Дефибрилляция сердца двухфазными электрическими импульсами. — «Кардиология», 1967, 7, 7, 109—112.
4. Чеботарев Я. П. Оптимальные средства электрической дефибрилляции сердца. Автореф. канд. дисс. М., 1969.
5. Peteska V. Electric impulse therapy in cardiac tachyarrhythmias — theoretical principles and clinical aspects. — "IEEE Trans. Biom. Engin.", 1969, BME-16, 2, 123—131.
6. Tacker W. A., Geddes L. A., Bourland J. D. Defibrillation of the dog ventricles using single and multiple half sinusoidal current pulses. — "Cardiovasc. Res. Cent. Bull.", 1971, 10, 2, 57—67.
7. Tacker W. A., Geddes L. A., Cabler P. S., Moore A. G. Electrical threshold for defibrillation of canine ventricles following myocardial infarction. — "Am. Heart J.", 1974, 88, 4, 476—481.
8. Weber P. A. Zur Technik der Geräte für die elektrische Defibrillation des Herzens. — "Schweiz. Med. Wochenschrift", 1969, 99, 1563—1568.

A COMPARISON OF THE EFFECTIVENESS OF MONO- VERSUS DIPHASIC PULSES IN DEFIBRILLATION

A. SMAILYS, V. GASIONAS, G. GASIONIENE

The defibrillation effectiveness of mono- and diphasic electrical impulses has been investigated in dog (78) upon variation of their duration and of the amplitude of the second half-wave of diphasic pulse.

The minimal values for a threshold defibrillation current, energy, and peak power were obtained at different pulse durations and half-wave amplitude ratios. The results obtained have shown that the optimal duration of a half-wave is 0.005—0.006 sec and the optimal amplitude of the second half-wave makes up 50—100 per cent of the first half-wave.

УДК 612.172.2:621.391

СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО АНАЛИЗА РИТМОГРАММ, ПОСТРОЕННАЯ НА БАЗЕ ЭВМ БЭСМ-6

Д. И. ЖЕМАГИТИЕ, В. П. КУСАС, А. И. СЕНКУС, Л. А. ТЕЛЬКСНИС,
К. З. ЮШКЯВИЧЮС

Оценка функционального состояния сердца и его регуляторных механизмов имеет большое значение при решении ряда проблем клинической, космической и спортивной медицины, а также вопросов гигиены труда. При решении большинства этих задач необходимо длительное наблюдение в условиях движения исследуемого, что приводит к необходимости поиска достаточно точных информативных количественных характеристик, простых как при приеме