

ОПТИМАЛЬНАЯ ФОРМА ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПУЛЬСА ДЛЯ УСТРАНЕНИЯ АРИТМИИ СЕРДЦА

Н. Л. ГУРВИЧ

Лаборатория экспериментальной физиологии по оживлению организма АМН СССР,
Москва, СССР

Для лечения некоторых сердечных аритмий (фибрилляция желудочков, мерцание и трепетание предсердий, пароксизмальная тахикардия) в последние годы, как известно, широко применяют сильные электрические воздействия на сердце. Многочисленные наблюдения позволили установить, что при рецидивах нарушений ритма часто возникает необходимость в многократных повторных сеансах электротерапии — иногда до нескольких десятков раз в сутки. В связи с этим весьма актуальным является изучение возможности уменьшить силу и продолжительность действия применяемого тока, исключив тем самым опасность повреждения сердца.

Дальнейшее усовершенствование методики электролечения аритмий основано на правильном понимании назначения сильного тока — вызывать одновременное возбуждение всех волокон миокарда и проводящей системы. В соответствии с таким пониманием механизма дефибрилляции решение вопроса о подборе оптимального импульса должно основываться на общеизвестных закономерностях реакций возбудимых тканей на электрическое разряжение (в первую очередь, на закономерности отношений между временем и силой раздражения). Согласно сказанному, продолжительность импульса может быть ограничена до «полезного времени» раздражения сердца, т. е. примерно 10 мсек. Возможно и целесообразно укорочение импульса примерно до 7—6 мсек., поскольку в указанном промежутке времени кривая зависимости порога силы от длительности раздражения сердца возрастает незначительно.

Намного более сложен вопрос о возможности уменьшения силы дефибриллирующего тока, большая величина которого обусловлена необходимостью равномерного охвата возбуждением тканей сердца. Однако при воздействии сильного тока возникает опасность функционального повреждения миокарда и проводящей системы, что подтверждается клиническими и экспериментальными данными. Представляет интерес, что при одном и том же количестве энергии кратковременный импульс высокого напряжения оказывает значительно более вредное влияние на сердце, чем продолжительный импульс меньшего напряжения. Это делает понятным важность адекватного распределения тока во времени.

Как известно, наиболее доступным способом получения импульса большой мощности является применение разряда высокого напряжения.

Основатели методики электрической дефибрилляции сердца Prevost и Battelli (14), а позднее Lape и Maison (10), Kouwenhoven и Milnor (9) и другие применяли для этой цели (в эксперименте) аperiодический разряд конденсатора. Форма импульса при этом разряде имеет существенный недостаток — начальная высоковольтная часть разрядного тока в большей степени вредит сердцу, чем служит полезному эффекту — его возбуждению. Неудовлетворительные результаты этих опытов скомпрометировали методику дефибрилляции сердца разрядом конденсатора и создали ложное впечатление о преимуществе переменного тока перед одиночным импульсом.

В 1940 г. нами было показано (2), что включение индуктивности в цепь разряда значительно повышает его эффективность и позволяет прекращать фибрилляцию при значительно меньшем токе, который не оказывает вредного влияния на сердце. Перераспределение силы тока оказывается при этом более благоприятным в двух отношениях. Индуктивность, во-первых, устраняет высоковольтную часть разрядного тока и, во-вторых, увеличивает продолжительность импульса, делая его более эффективным, т. е. способным возбудить сердце при меньшей силе тока (3).

Проведенные испытания показали, что оптимальный импульс получается при разряде с частотой колебания порядка 70—80 гц, т. е. при продолжительности полупериода 6—7 мсек. При таком разряде (емкость 16 мкф, индуктивность 0,4 гн) амплитуда тока второй полуволны составляет примерно 40% амплитуды первой при относительной симметричности переднего и заднего фронта. Попытки увеличить крутизну нарастания переднего фронта до «прямоугольного» не оказали существенного влияния на величину порога. Наоборот, более быстрое спадение заднего фронта волны при уменьшении индуктивности резко снижало эффективность импульса и вызывало необходимость значительного увеличения силы тока.

Сконструированный по указанному принципу аппарат-дефибриллятор (типа ИД-1-ВЭИ) начал применяться для дефибрилляции желудочков в клиниках Советского Союза с 1952 г. В 1959 г. А. А. Вишнеvский, Б. М. Цукерман (1) использовали его для устранения мерцательной аритмии. Советскую модель импульсного дефибриллятора применили в Чехословакии (13), а позднее — в США (11) и ряде других стран.

Широкое внедрение в клиническую практику импульсного дефибриллятора не обходится, к сожалению, без серьезных недоразумений. Это, в первую очередь, касается неправильного названия аппарата, получившего наименование «дефибриллятора постоянного тока». Формальная ошибка приводит к искажению идеи применения одиночного импульса оптимальной формы и созданию аппаратов, генерирующих аperiодический разряд. Преимущество одиночного импульса заклю-

чается в том, что он ограничен по продолжительности пределами «полезного времени» раздражения, а не в том, что он представляет собой «постоянный ток». Импульс в виде колебательного разряда (а только такой разряд имеет оптимальную форму) напоминает скорее переменный ток, чем постоянный. С равным успехом можно вместо такого импульса применять кратковременное — в пределах одного периода — воздействие переменного тока, что было нами доказано в эксперименте и с успехом практикуется сейчас французскими авторами в клинике (8).

Эксперименты, проведенные нами совместно с Макарычевым (4, 5), показали, что вторая полуволна колебательного разряда полностью «учитывается» сердцем в эффекте дефибрилляции. Это доказывается тем, что в случае ее устранения (путем выпрямления тока) порог повышается, и возникает необходимость увеличить ток первой полуволны на ту величину, которую имела вторая полуволна. Отсюда следует, что действие первых двух полуволн колебательного разряда равно действию импульса постоянного тока с амплитудой, равной сумме этих полуволн.

Изучение этого вопроса позволило установить, что физиологическая суммация раздражающего влияния тока при перемене его направления находится в согласии с зависимостью эффекта возбуждения от быстроты нарастания тока (независимо от изменения его знака). Данная закономерность проявляется как при раздражении сердца слабым переменным током, вызывающим фибрилляцию желудочков, так и при ее прекращении сильным током. В том и другом случае выпрямление переменного тока приводит к необходимости увеличения его силы в два раза для получения должного эффекта. Применяя одиночный двухфазный импульс (как бы один период переменного тока) с равной амплитудой обеих фаз, можно уменьшить силу тока в два раза. При этом повышение эффективности импульса сопровождается снижением опасности повреждения сердца, поскольку интенсивность электролиза определяется абсолютным значением тока одного направления. Возможность снижения дефибрилирующего тока и уменьшения его вредного влияния подтвердилась при многочисленных испытаниях двухфазного импульса в эксперименте.

Как было уже упомянуто, в последнее время созданы модели импульсного дефибрилятора, генерирующие разряд аperiodической формы. Побуждением к такому видоизменению аппарата служило, по-видимому, желание более рационально использовать энергию разряда путем уменьшения ее рассеивания на катушке индуктивности (омическое сопротивление которой — 30 ом — соизмеримо с сопротивлением тела человека — 30—50 ом). Такая мысль является ошибочной по следующим причинам: во-первых, аperiodический разряд менее эффективен и требует, следовательно, большей энергии, чем колебательный разряд. Во-вторых, аperiodический разряд не удовлетворяет принципу опти-

мальности действия импульса, поскольку увеличение силы тока приближает его к тому пределу, когда он начинает проявлять вредное влияние на сердце. Для иллюстрации различной эффективности импульса в зависимости от его формы можно привести сравнительную оценку величин напряжения и тока при дефибрилляции сердца с помощью аппаратов разных типов. Для сравнения мы избрали: 1) импульсный дефибриллятор ИД-1-ВЭИ, генерирующий колебательный разряд со значительной амплитудой второй полуволны (30—40% первой) и продолжительностью полупериода 7 мсек.; 2) дефибриллятор в «Кардиовертере» Лауна, имеющий относительно малую индуктивность (100 мГн) и генерирующий более короткий импульс (4 мсек.); 3) дефибриллятор «Дефикард», имеющий ничтожную индуктивность и генерирующий разряд аperiодической формы.

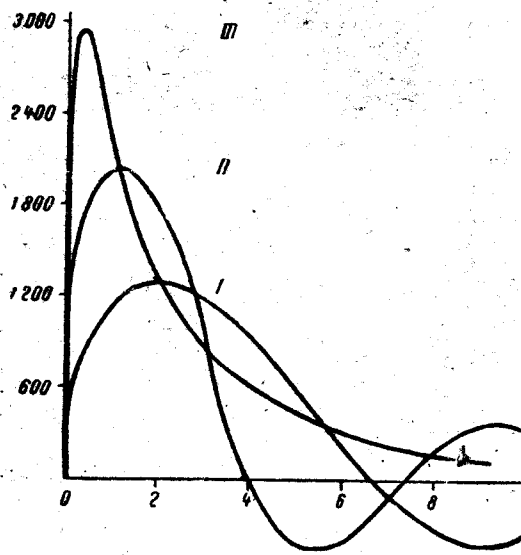


Рис. 1. Зависимость величины дефибрилирующего напряжения от формы и продолжительности импульса при энергии — 200 вт/сек. По оси абсцисс — время в м/сек, по оси ординат — напряжение в вольтах. I. Двухфазный импульс, продолжительность полупериода — 6,5 мсек, амплитуда напряжения — 1250 в (аппарат ИД-1-ВЭИ). II. Двухфазный импульс, продолжительность полупериода — 4 мсек, амплитуда напряжения — 2000 в («Кардиовертер» Лауна); III. Аperiодический разряд аппарата «Дефикард», амплитуда напряжения — 3000 в

Расчеты и прямые осциллографические записи показали, что при разряде одинаковой энергии напряжение на больном и ток, протекающий через грудную клетку, значительно различаются в зависимости от длительности импульса, определяемой величиной индуктивности в цепи. При одной и той же мощности разряда на аппарате ИД-1-ВЭИ и кардиовертере Лауна (200 вт/сек.) напряжение на больном в первом случае составляет 1250 в., во втором — 2000, а ток — соответственно 25—30 и 40—50 а. Еще хуже обстоит дело при применении аппарата «Дефикард»: при той же мощности импульса напряжение на больном достигает 3000 в., а ток — 60—75 а, т. е. в 2,4 раза больше, чем при дефибрилляции сердца аппаратом ИД-1-ВЭИ (рис. 1).

Неудивительно, что прохождение чрезмерно сильного тока через грудную клетку больного при пользовании ап-

паратами, генерирующими импульс неадекватной формы, часто приводит к тому, что после дефибрилляции возникают такие же осложнения, какие наблюдаются при продолжительном воздействии на сердце переменного тока, в том числе — асистолия. Очевидно, что в случае многократной дефибрилляции возможность спасения жизни больного таким аппаратом становится весьма сомнительной.

Следует сказать, что и при пользовании аппаратом, генерирующим импульс оптимальной формы, также следует остерегаться применения излишне высокого напряжения разряда. Такую ошибку часто совершают при попытке достигнуть нужного результата первым же воздействием, не учитывая, что чрезмерно сильный ток может оказать нежелательный побочный эффект. Клинический опыт показывает, что разряд напряжением 4000 в является достаточным для устранения аритмий сердца примерно у 2/3 больных (6, 7). Поэтому следует считать неоправданным применение более высокого напряжения до испытания действия разряда в 4000 в (имеется в виду аппарат ИД-1-ВЭИ). Исключение может быть сделано только для больных атлетического сложения, при ожирении, а также в случаях патологического увеличения размеров сердца.

В заключение необходимо указать еще на одну частую ошибку, связанную с непониманием сущности механизма электрической дефибрилляции сердца. На примере действия медикаментозных средств иногда полагают, что чем сильнее ток, тем продолжительнее его терапевтическое действие и тем более стойким будет полученный эффект. На основе такого представления при рецидивах аритмии нередко пытаются «окончательно» устранить ее разрядом чрезмерно высокого напряжения. Такую тактику вряд ли можно считать правильной. Накопленный в настоящее время опыт применения электроимпульсной терапии убедительно показывает, что надежность результатов в значительной мере зависит от снижения побочного влияния на сердце сильного тока.

1. Вишневский А. А., Цукерман Б. М., Смеловский С. И. Устранение мерцательной аритмии методом электрической дефибрилляции предсердий. Клинич. медицина, 1959, т. 37, № 8, стр. 26—29.

2. Гурвич Н. Л. Значение физической характеристики конденсаторного разряда в восстановлении нормальной деятельности фибриллирующего сердца. Рефераты работ учреждений отделения биологических наук АН СССР, 1940, стр. 375—376.

3. Гурвич Н. Л. Фибрилляция и дефибрилляция сердца. М., Медгиз, 1957.

4. Гурвич Н. Л. и Макарычев В. А. Дефибрилляция сердца двухфазными электрическими импульсами. — «Кардиология», 1967, № 7, стр. 109—112.

5. Гурвич Н. Л. и Макарычев В. А. К вопросу об оптимальных критериях электрического импульса для дефибрилляции сердца.— Доклады АН СССР, 1968, т. 178, № 4, стр. 971—972.

6. Животовская Э. Г. Электроимпульсная терапия и некоторые седативные средства в лечении сердечных аритмий. Автореф. канд. дисс., Челябинск, 1968.

7. Лукошевичуте А. И. Лечение некоторых нарушений сердечного ритма импульсным током. Автореф. докт. дисс., Каунас, 1968.

8. Bouvrain Y., Bisot J., Gourgon R., Foushard A. Fibrillation et flutter auriculaires traites par shok électrique. Press med., 1967, 75, 323—328.

9. Kouwenhoven W. B., Milnor W. K. Treatment of ventricular fibrillation using capacitor discharge. J. appl. Physiol., 1954, 7, 253—257.

10. Lape H. E., Maison C. L. Cardiac resuscitation and survival. Am. J. Physiol., 1953, 172, 417—426.

11. Lown B. Cardioversion of arrhythmias — Modern Concepts cardiovascular Dis., 1964, 3, 863—868, 869—873.

12. Mathivat A., Rosenthal D., Veri Cl. Traitement par shoks électriques externes de 330 cas de fibrillation et flutter auriculaires, Archives Mal. du Coeur, 1966, 59, 505—514.

13. Peleska B. Transthoracalni a prima defibrillace — Roshledy Chir., 1957, 36, 11, 731—752.

14. Prevost J. L., Battelli F. Quelques effets des descharge électrique sur le coeur des mammiferes — J. Physiol. et Pathol. gen., 1900, 2, 40—50.

АСПЕКТЫ ВОССТАНОВИТЕЛЬНОГО ПЕРИОДА ПРИ РЕАНИМАЦИИ В УРОЛОГИИ

К. БЛАЖА, С. ДУВАН

Первая городская клиника. Бухарест, СРР

В настоящем сообщении мы коснемся только реанимации при итеративной урологической хирургии дистального отдела мочевыводящего аппарата.

Необходимо, прежде всего, определить отношение нашей клиники к таким классическим понятиям, как «итеративная хирургия» и «восстановительный период». Под «итеративной хирургией» мы понимаем все вмешательства, повторяемые один или несколько раз и касающиеся одного и того же отдела организма. Под «восстановительным периодом» мы понимаем отрезок времени, отделяющий момент возникновения