

АКАДЕМИЯ МЕДИЦИНСКИХ НАУК СССР

На правах рукописи

В. А. МАКАРЫЧЕВ

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ
РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ
ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ
ДЛЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

МОСКВА — 1966

АКАДЕМИЯ МЕДИЦИНСКИХ НАУК СССР

На правах рукописи

В. А. МАКАРЫЧЕВ

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ
РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ
ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ
ДЛЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

МОСКВА — 1966

Работа выполнена в Лаборатории экспериментальной физиологии по оживлению организма АМН СССР (заведующий — профессор В. А. Неговский).

Научный руководитель:
доктор мед. наук Н. Л. Гурвич

Официальные оппоненты:
доктор мед. наук проф. Ф. А. Орешук
доктор мед. наук проф. Н. М. Ливенцев

Защита назначена на 1966 г. в Межинститутском Совете по физиологии и биохимии АМН СССР (Москва, Солянка, 14).

Дата рассылки автореферата 1966 г.

Одним из достижений современной медицины является внедрение в клиническую практику электрического метода лечения фибрилляции желудочков и других аритмий сердца. Электрическая дефибрилляция сердца стала применяться в клинике с 1947 года, почти через полвека после открытия этого феномена в эксперименте на собаках Прево и Бателли (1899).

В течение ряда лет дефибрилляция проводилась на открытом сердце и необходимость торакотомии ограничивала использование этого метода почти исключительно областью грудной хирургии. В качестве электрического воздействия использовался переменный ток осветительной сети. Применение переменного тока продолжало практиковаться в зарубежных клиниках и позднее — при внедрении наружной дефибрилляции сердца вне операционной.

В клиниках Советского Союза дефибрилляция сердца проводится с 1952 года с помощью одиночного электрического импульса. Этот способ был разработан и теоретически обоснован исследованиями закономерностей возникновения и прекращения фибрилляции сердца в Лаборатории экспериментальной физиологии по оживлению организма АМН СССР. В результате этих исследований было установлено, что прекращение фибрилляции под действием сильного тока обусловлено возбуждающим эффектом электрораздражения, а не угнетением возбудимости сердца, — ошибочное понимание, которым обосновывали эмпирический способ использования переменного тока. В соответствии с данными положениями оказалось, что наиболее адекватным для дефибрилляции сердца является одиночный электрический импульс, равный по своей продолжительности «полезному времени» раздражения сердца, — порядка 10 миллисекунд (Н. Л. Гурвич, 1941—1957).

С 1959 года воздействие одиночным импульсом на сердце стали успешно применять и для электролечения мерцательной аритмии (А. А. Вишневский, Б. М. Цукерман, С. И. Смеловский).

Электролечение различных аритмий сердца за последнее время нашло широкое распространение и применяется более

чем в 2000 центрах всего мира (Лаун, 1964). В большинстве клиник в настоящее время применяется одиночный импульс, генерируемый различными типами импульсных дефибрилляторов. В СССР применяется дефибриллятор системы Н. Л. Гурвича типа ИД-1-ВЭИ с длительностью импульса 10 мсек; в ЧССР — аппарат Према I—III с длительностью импульса 10—16 мсек; в ФРГ — аппарат Диттмара с длительностью импульса 20 мсек; в США — аппарат Лауна с длительностью импульса 2,5 мсек и другие. Следует отметить, что кроме различной длительности воздействия в этих аппаратах используются импульсы различной формы: односторонний, двунаправленный, прямоугольный и другие.

Несмотря на признание большинством исследователей преимуществ применения импульсного тока, в отдельных клиниках еще и до сих пор используют переменный ток. Ряд исследователей (Джорно, 1964; Хоопс, 1964; Золл, 1964) считают способ воздействия на сердце — переменным током или одиночным импульсом — «методом выбора».

Широкая практика электролечения аритмий сердца, а также изменения условий дефибрилляции желудочков при возможности устранения гипоксии предварительным проведением непрямого массажа сердца вызывают необходимость дальнейших исследований по установлению оптимальных параметров электрического воздействия на сердце при отсутствии гипоксии. Ранее установленная в качестве оптимальной продолжительность импульса в 10 мсек была рассчитана на дефибрилляцию сердца при значительной степени гипоксии.

В соответствии с вышеизложенным, задачей нашего исследования являлось изучение сравнительной эффективности различных видов тока для дефибрилляции сердца и сопоставление степени их вредного влияния на миокард. Целью исследования было определение в эксперименте наиболее оптимальных параметров электрического воздействия и применение этого воздействия при лечении аритмий сердца в клинике. Для решения поставленных задач нами и была проведена настоящая экспериментально-клиническая работа.

Методика

Экспериментальной моделью, генетически родственной мерцательной аритмии и пароксизмальной тахикардии, служила фибрилляция желудочков. Фибрилляцию желудочков

вызывали у подопытных собак воздействием переменного тока осветительной сети (50 гц, 127 вольт) в течение 3 секунд через электроды — иглы, вкотые под кожу передней и задней лап. О наступлении фибрилляции судили по падению артериального давления и появлению характерных фибриллярных осцилляций на электрокардиограмме.

Дефибрилляцию сердца проводили последующими воздействиями на сердце сильного тока через круглые электроды (диаметром 7—12 см), которые накладывали на выбритую кожу с правой и левой стороны грудной клетки. Для обеспечения контакта и постоянного положения (что важно для сохранения постоянного значения дефибриллирующего тока), электроды были плотно прижаты к грудной клетке туга натянутой эластичной резиновой лентой.

Для дефибрилляции сердца применяли три вида электрических воздействий: переменный ток, постоянный пульсирующий ток и одиночный импульс разряда конденсатора через индуктивность. Источником переменного тока служили два автотрансформатора «Латр-2», соединенных последовательно. Максимальное напряжение на выходе установки достигало 560 вольт; длительность воздействия варьировалась от 0,06 до 0,4 секунд. Постоянный пульсирующий ток получали путем однополупериодного выпрямления переменного тока с помощью газотрона типа ВГ-237. Генератором одиночных импульсов служил экспериментальный образец импульсного дефибриллятора системы Н. Л. Гурвича, в котором величина емкости варьировалась от 1,6 до 40 мкф при сохранении постоянной индуктивности в цепи — 0,4 генри. Получаемый при этом затухающий колебательный разряд в ряде опытов преобразовывался в односторонний, а в других — в прямогульный импульс. Это достигалось путем включения в выходную цепь импульсного дефибриллятора в первом случае газотрона и во втором — дополнительного конденсатора с сопротивлением.

Пороговое значение дефибриллирующего тока и напряжения устанавливали путем последовательных испытаний электрических воздействий нарастающего напряжения (1—4 серии опытов). С этой целью в течение 15—40 секунд, до развития гипоксии миокарда, производили 2—4 воздействия при увеличении напряжения каждого последующего до достижения эффекта дефибрилляции. Пороговая величина дефибриллирующего тока проверялась 2—3 раза при повторно вызванной через 10—15 минут фибрилляции желудочков.

Во время опыта производилась непрерывная запись артериального давления в бедренной артерии посредством ртутного манометра и дыхательных движений грудной клетки на ленте кимографа. Эффект электрических воздействий на сердце — фибрилляция, дефибрилляция, изменение проводимости и ритма — изучали по записям электрокардиограммы на аппарате типа «Альвар».

В последней (5-й) серии опытов электрическое воздействие наносилось на нормально сокращающееся сердце собаки. Повторные воздействия возрастающего напряжения испытывали через 7—10 минут до достижения эффекта «повреждения» сердца. Критерием повреждающего эффекта служило появление на ЭКГ одиночных и групповых желудочковых экстрасистол.

Регистрация напряжения и тока производилась на фотопленку с помощью шлейфового осциллографа типа МПО-2 или двухлучевого катодного осциллографа типа ОК-21.

Определение маштабов осциллографических записей тока и напряжения производили при помощи калибровочных записей токов известного напряжения через эталонное сопротивление 50—60 ом (эквивалентное сопротивлению грудной клетки подопытного животного).

Экспериментальная часть работы была проведена на 51 собаке весом от 6 до 22 кг в пяти сериях опытов (663 испытания). Первая серия опытов по определению пороговых величин дефибриллирующего напряжения и тока для различных видов электрического воздействия — переменный, пульсирующий токи и одиночный импульс, была проведена на 27 собаках (234 испытания).

Вторая, третья и четвертая серии опытов по определению дефибриллирующих пороговых величин одиночного импульса различной формы и длительности были проведены на 20 собаках.

Проведение разных серий опытов на одних и тех же собаках было обусловлено характером исследования. Во всех 3-х сериях испытывалась эффективность различных импульсов для дефибрилляции сердца: во 2-й серии — импульсов синусоидальной формы (при разряде емкости через индуктивность), в 3-й серии — импульсов «прямоугольной» формы, в 4-й серии — импульсов монополярной формы. Пороговые величины дефибриллирующего тока импульсов синусоидальной формы, установленные во 2-й серии опытов, служили в качестве контрольных в опытах 3-й и 4-й серий. Всего

было проведено 332 испытания, в том числе 256 — во второй, 42 — в третьей и 34 — в четвертой серии опытов.

Пятая серия опытов была проведена на 4 других собаках (97 испытаний), с целью определения влияния импульсов различной формы и длительности на нормально сокращающееся сердце собаки.

Результаты исследований

Сопоставление эффективности одиночного и ритмического раздражения при дефибрилляции сердца являлось первой задачей исследования. С этой целью измерялись пороговые величины дефибриллирующего тока — переменного, постоянного пульсирующего длительностью до 0,4 сек. и одиночного импульса разряда конденсатора через индуктивность — длительностью менее 0,01 сек. (1 серия опытов). Постоянный пульсирующий ток отличается от переменного односторонненностью тока каждого цикла.

При сопоставлении величины переменного и импульсного токов в отношении эффекта дефибрилляции сердца принималась в расчет полная амплитуда двух полупериодов, т. е. сумма амплитуд положительной и отрицательной полуволн. При такой оценке физиологически действующая величина переменного тока превышает в 2,82 раза его эффективное значение. Коэффициент 2,82 получен как произведение суммы двух амплитуд на 1,41 — соотношение максимальной амплитуды к эффективной величине тока. Амплитуда пульсирующего тока превышает лишь в 1,41 раза эффективное значение.

Многократные измерения пороговых величин дефибриллирующего тока на одном и том же животном показали следующее:

а) пороговая величина дефибриллирующего тока при одиночном импульсе находилась у каждой собаки на относительно постоянном уровне при неизменных условиях опыта (длительность фибрилляции, положение электродов). У разных собак величина дефибриллирующего тока колебалась в значительных пределах — от 4,6 до 15 ампер — в зависимости от веса и других особенностей подопытного животного. Средние величины дефибриллировавшего тока (у 24 собак) составляли $9,1 \pm 2,54$ ампер, а максимального недефибриллировавшего — $8,3 \pm 2,3$ ампер;

б) в отличие от одиночного импульса переменный ток не имел строго определенной величины порога. Нередко ток,

дефибриллировавший сердце в одном испытании, оказывался недостаточным при следующем испытании, и эффект был получен только после значительного увеличения тока. В соответствии с этим средняя величина недефибриллировавшего тока (по данным опытов на 26 собаках) — $11,3 \pm 4,57$ ампер — заметно превышала величину дефибриллировавшего тока — $10,3 \pm 3,8$ ампер (у 22 собак). Обращают на себя внимание также значительные отклонения от средних величин. Минимальная величина дефибриллирующего переменного тока была 4 ампера (у собаки весом 6 кг), максимальная — 19,8 ампер (у собаки весом 20 кг);

б) при дефибрилляции сердца постоянным пульсирующим током величина порога варьировала от 8 до 13,6 ампер (по данным на 6 собаках весом от 6 до 20 кг). Средняя величина дефибриллировавшего и недефибриллировавшего тока совпадала и равнялась соответственно $10,4 \pm 2,14$ и $10,4 \pm 1,33$. Средние величины тока при одиночном импульсе у тех же собак были 11,7 и 11,2 ампера, при переменном токе — 14,1 и 16,5 ампера соответственно.

Сопоставление пороговых величин при дефибрилляции сердца одиночным импульсом и переменным током показало, что у большинства собак (15) величина последнего существенно не отличалась и составляла 0,83—1,20 пороговой величины импульсного тока. У 6 собак минимальный дефибриллирующий переменный ток был значительно выше — в 1,3—1,6 раза, чем ток одиночного импульса. У четырех собак мы не смогли дефибриллировать сердце переменным током силой 12,7, 12,6, 17,1 и 15,1 ампера, фибрилляция была устранена следующим разрядом конденсатора при токе соответственно 12,1, 10,5 и 12,9 ампера. (У одной из этих собак дефибриллирующий ток разряда конденсатора не осциллографировался).

О невозможности дефибрилляции сердца переменным током в эксперименте и клинике и успешного применения в таких случаях импульсного тока сообщают Лаун с сотр., 1962; Лефемине, 1962; Кокс с сотр., 1963; Станзлер с сотр., 1963; и др. Данный факт можно объяснить, с одной стороны, понижением лабильности сердца под действием длительного раздражения, с другой стороны, тем обстоятельством, что переменный ток дефибриллирующей силы при нанесении на нормально работающее сердце способен вызвать фибрилляцию желудочков, как это наблюдали Золл (1962), Лаун (1962), Диттмар, Вайдингер (1964).

Величина дефибриллирующего пульсирующего тока, со-

гласно результатам 6 опытов, составляла от 1,3 до 1,84 (в среднем 1,5) величины дефибриллирующего переменного тока (по расчету значения одного полупериода). Дефибриллирующий ток одиночного импульса (по сумме двух амплитуд) и пульсирующего тока находился в одних и тех же пределах. Равноэффективность тока двух полупериодов одиночного импульса и амплитуды цикла пульсирующего тока подтверждает, что в эффекте дефибрилляции колебательным разрядом играют роль, как первая так и вторая полуволна. Можно полагать по аналогии с одиночным импульсом, что дефибриллирующий эффект переменного тока также определяется суммой амплитуд двух полупериодов одного цикла переменного тока. Суммационный эффект положительной и отрицательной полуволны переменного тока был показан для феномена фибрилляции желудочков при электротравме Н. Л. Гурвичем, А. А. Акопяном и И. Д. Жуковым (1961).

Доказанный нами факт равенства пороговой величины дефибриллирующего тока одиночного импульса и более длительного раздражения пульсирующим током указывает, что механизм дефибрилляции сердца под влиянием различных токов (в том числе и переменного) один и тот же — а именно, возбуждение сердца электрическим раздражением. Применение продолжительных воздействий переменным током не является целесообразным и основано на ошибочном понимании механизма электрической дефибрилляции, как следствия угнетения возбудимости миокарда и подавления очагов гетеротопной активности (Маккей с сотр., 1951; Макмиллан, 1952, и др.).

Как показали результаты опытов, пороговая величина переменного и пульсирующего токов при увеличении их продолжительности с 0,06 до 0,4 секунды не изменяется. Это доказывает, что эффект дефибрилляции достигается при первых же периодах тока и свидетельствует о возможности ограничения его длительности до одного периода. Целесообразность ограничения продолжительности переменного тока до 1—2 периодов признают Эфферт с сотр., 1963; Боварин с сотр., 1962, 1964; Джув с сотр., 1964. Более длительные воздействия переменного тока не повышают его эффективность, а сопровождаются нарушением деятельности сердца. После дефибрилляции желудочков переменным током мы наблюдали мерцательную аритмию в 38% случаев; после одиночного импульса — значительно реже — в 4%; после пульсирующего тока — в 14% случаев. Лаун с соавт. (1962) наблюдал

мерцательную аритмию после дефибрилляции желудочков сердца собаки переменным током более чем в $\frac{2}{3}$ испытаний и лишь в единичных испытаниях — после одиночного импульса.

На основании наших экспериментальных данных можно заключить, что нецелесообразно применять для дефибрилляции сердца и лечения аритмий длительные воздействия переменным и пульсирующим током. Для этих целей следует пользоваться более эффективным и менее вредящим сердцу одиночным импульсом разряда конденсатора через индуктивность.

Следующей задачей нашего исследования являлось установление оптимальной длительности одиночного импульса.

С этой целью во второй серии опытов исследовались величины порогового напряжения, силы тока и необходимого количества энергии при устраниении фибрилляции желудочков разрядами конденсаторов емкости 1,6—2—4—8—16—40 микрофарад при неизменной индуктивности в цепи (0,4 генри). Продолжительность полупериода импульса соответственно емкости была 2,5—2,8—4—5,5—8,3—14 мсек.

Проведенные опыты показали, что пороговые величины дефибрилирующего напряжения и тока изменяются в обратной зависимости от изменения емкости. В иллюстрацию этого положения приводим данные опыта 36 на собаке весом 10 кг.

Таблица 1

Зависимость дефибрилирующих величин напряжения, тока и энергии от емкости разряда (опыт 36)

Емкость (мкф)	2	4	8	16	40
Напряжение (вольт)	4900	3300	2150	1850	1300
Ток (ампер)	12,8	11,9	9,7	8,8	7,5
Энергия (джоуль)	16	14,5	12,3	18,3	22,5
Напряжение (%) *	270%	175%	116%	100%	70%
Ток (%)	145%	135%	110%	100%	85%
Энергия (%)	87%	79%	67%	100%	123%

* За 100% приняты величины при емкости 16 мкф.

В таблице приведены данные о величине напряжения разряда на конденсаторе, тока и энергии при различной емкости. В нижней части таблицы представлены процентные

соотношения этих величин, при условии приравнивания их к ста процентам при емкости 16 мкф, которая испытывалась у всех 19 собак. Такой способ сопоставления оказался практически удобным при статистической обработке результатов наблюдения у всех 19 собак, поскольку ряд емкостей испытывался не у всех собак (табл. 2).

Таблица 2
Относительные величины напряжения, тока и энергии при дефибрилляции разрядами различной емкости (средние значения по данным 19 опытов)

Емкость (мкф) Число собак	1,6 5	2 13	4 16	8 16	16 19	40 7
Напряжение	280%	227%	175%	111%	100%	80%
Ток	165%	142%	132%	120%	100%	91%
Энергия	77%	64%	77%	64%	100%	167%

Из таблиц 1 и 2 видно, что величины дефибриллирующего напряжения и тока находятся в обратной зависимости от емкости разряда (т. е. длительности импульса). Большее изменение величин напряжения, чем тока объясняется непропорциональным изменением этих величин при разряде через индуктивность.

Построенные по данным таблиц 1—2 кривые зависимости напряжения и тока от длительности импульса имеют экспоненциальный характер с наибольшей крутизной при малых длительностях импульса (2,5—5,5 мсек). С увеличением длительности импульса крутизна этих кривых уменьшается и они приобретают вид асимптот, приближаясь к линии, параллельной абсциссе. Такой характер кривых напоминает зависимость между временем и силой электрического раздражения, установленную классическими исследованиями закономерностей возбуждения различных тканей организма (Горвег, 1892; Вейс, 1901; Лапик, 1926; Насонов Д. Н. и Розенталь Д. Л., 1953; Насонов Д. Н., 1962, и др.). «Полезное время» раздражения при дефибрилляции сердца находится в пределах 10—15 мсек. Эта величина близко совпадает с величиной «полезного времени» раздражения сердца во время диастолы (Рейс с сотр., 1963; Агнелакос, Торрес, 1964; Шнейдер, 1964, и другие). Данный факт показывает, что эффект дефибрилляции связан с возбуждением сердца и соответственно с этим определяется закономерностью взаимоотношения силы и длительности раздражения.

Третьим параметром дефибриллирующего разряда является величина электрической энергии. В отношении этого параметра следует отметить, что зарубежные исследователи придают исключительное значение и пользуются им для градуировки электрического воздействия, допуская мысль об одинаковой эффективности электрического воздействия на сердце при равном количестве энергии (Кувенховен, 1954, 1962; Лаун с сотр., 1962, 1964; Клемент с сотр., 1964, и др.).

В соответствии с различными величинами емкости и напряжения величина энергии дефибриллирующего разряда в наших опытах варьировала от 4,3 до 86 джоуль. При разрядах малых емкостей 2, 4 и 8 мкф энергия была наименьшей и находилась, примерно, на одном и том же уровне. При емкостях 16 и 40 мкф наблюдалось возрастание энергии (табл. 1—2). Таким образом, энергия дефибриллирующего разряда не является постоянной величиной и варьирует в зависимости от продолжительности импульса и, следовательно, не может сама по себе служить в качестве критерия для градуировки электрического воздействия на сердце.

При подборе оптимального импульса следует учитывать в равной степени все 3 параметра — напряжение, ток и энергию.

Как показали данные 2-й серии опытов, при короткой длительности импульса — 2,5 мсек, которая используется в аппарате Лауна, требуются значительные напряжение и ток. Длительные воздействия 16,6 мсек (Пелешка, 1966), 20 мсек (Диттмар, 1964) требуют при дефибрилляции большого количества энергии. Очевидно поэтому, что короткие и длительные воздействия не будут оптимальными. При «полезном времени» величина энергии дефибриллирующего стимула значительно превышает минимальную (при разрядах малой емкости), поэтому надо полагать, что импульс, соответствующий этой длительности, также не является оптимальным.

Учитывая, что величины напряжения и тока уменьшаются при увеличении емкости конденсатора — длительности импульса, мы приходим к выводу, что при равной энергии разряда оптимальным будет импульс, имеющий наибольшую продолжительность. По данным нашего исследования, такая длительность находится в пределах от 5,5 до 8,3 мсек. При такой продолжительности дефибрилляция сердца происходит при величинах напряжения и тока, близких к минимальным, а энергия разряда будет иметь наименьшее значение, следо-

вательно, опасность повреждения сердца таким импульсом будет минимальной.

В третьей серии опытов исследовались роль крутизны нарастания тока с целью выяснения сравнительной эффективности прямоугольного импульса и синусоидального импульса, полученного при колебательном разряде.

Крутизна переднего фронта импульса характеризуется временем нарастания силы тока до максимума. Время нарастания тока колебательного разряда при емкости 16 мкф равняется — 3,4 мсек, а для 40 мкф — 5,0 мсек.

«Прямоугольный» импульс был получен путем преобразования колебательного разряда включением на выходе параллельно объекту дополнительной емкости (4 мкф) и сопротивления (100 ом). Время нарастания крутизны переднего фронта этого импульса было менее 0,1 мсек.

Сравнение дефибриллирующих величин напряжения и силы тока при разрядах емкости 16 и 40 мкф для колебательного и «прямоугольного» импульсов позволяет выяснить значение времени нарастания крутизны переднего фронта импульса.

При емкости 16 мкф в опытах на 5 собаках (из 9) импульсы были равноэффективны. Пороговые величины дефибриллирующего напряжения и тока у остальных 4 собак были ниже при «прямоугольном» импульсе на 100—150 вольт и 0,5—1,4 ампер (в пределах 10%). Подобные результаты были получены при испытаниях разряда емкости 40 мкф. У 4 (из 7) собак колебательный и «прямоугольный» импульсы были равноэффективны. У трех собак порог «прямоугольного» импульса был ниже также примерно на 10%.

Полученные результаты показали, что изменение времени нарастания переднего фронта от 0 до 3,4—5,0 мсек дает незначительный эффект. По-видимому, возникновение фибрилляции желудочков снижает аккомодационную способность миокарда таким образом, что его реакция на прямоугольный ток и импульс синусоидального вида существенно не отличаются. Следует иметь ввиду, что миокард и проводящая система в нормальном состоянии обладают меньшей аккомодационной способностью, чем скелетные мышцы и нервы (М. Г. Удельнов, 1961).

В четвертой серии опытов сравнивали пороговые величины напряжения и тока при дефибрилляции сердца биполярным (колебательный разряд) и монополярным импульсами.

Испытания проводились при разрядах емкости 2; 4; 8 и

16 мкФ при постоянной индуктивности 0,4 генри. Однополярный импульс получали при выпрямлении колебательного разряда с помощью газотранса.

Определение пороговых величин дефибриллирующего напряжения показали, что при дефибрилляции сердца однополярным импульсом требуется значительно большее напряжение, чем при колебательном разряде. Сравнение осцилограмм тока показало, что при дефибрилляции сердца однополярным импульсом требуется, чтобы амплитуда тока достигала суммарной величины амплитуд двух полупериодов колебательного разряда. В иллюстрацию этого положения приводим данные опыта 43 (табл. 3).

Таблица 3

Определение пороговых величин дефибриллирующего тока (ампер) при двуполярном и однополярном импульсе (опыт 43)

№№ испытания	Двуполярный импульс*		Однополярный импульс	
	не дефибриллирует	дефибриллирует	не дефибр.	дефибр.
1	$5,6+2,8=8,4$	$6,6+3,4=10,0$	—	—
2	—	—	8,6	9,9
3	$6,1+3,0=9,1$	$6,8+3,4=10,2$	—	—
4	—	—	8,1	9,6

* Указаны амплитуды тока 1-го и 2-го полупериодов и их сумма.

У подопытной собаки весом 8 кг (опыт 43) испытывались одно- и двуполярные импульсы при разрядах емкости 4, 8 и 16 мкФ. В таблице 3 приведены данные, полученные при разряде одной емкости (8 мкФ). Из таблицы видно, что дефибриллирующий ток однополярного импульса соответствует сумме амплитуд первого и второго полупериодов колебательного разряда.

Аналогичные результаты были получены у всех подопытных собак и при разрядах других емкостей (табл. 4).

Представленные на таблице 4 результаты сравнительного измерения дефибриллирующего тока при одно- и двуполярном импульсе у 4-х подопытных собак наглядно иллюстрируют значение тока 2-го полупериода. Амплитуда первого периода двуполярного импульса значительно ниже амплитуды подпорогового однополярного импульса. Суммарная амплитуда дефибриллирующего тока при двуполярном импульсе

Таблица 4

Пороговые величины дефибриллирующего тока (ампер)
при двуполярном и монополярном импульсе у 4-х собак

Рязеряд емкости (мкф)	№№ опыта	Двуполярный импульс* (дефибриллирует)	Однополярный импульс	
			не дефибрил.	дефибрил.
2	44	7,4+3,3=10,7 ампер	9,3 ампер	9,8 ампер
	45	7,8+4,8=12,6	11,2 "	—
4	43	7,9+2,5=11,4	8,6 "	9,6 "
	44	7,4+3,0=10,4	8,4 "	10,4 "
8	45	7,6+4,6=11,2	9,5 "	11,4 "
	43	6,6+3,4=10,0	8,6 "	9,6 "
16	44	6,3+2,6=8,9	8,1 "	9,6 "
	45	6,3+2,9=9,2	8,2 "	9,0 "
	46	10,2+4,6=14,8	13,2 "	14,2 "
	43	6,7+1,3=8,0	7,2 "	7,9 "
	44	6,7+1,1=7,8	7,0 "	7,8 "
	45	7,0+1,5=8,5	7,6 "	8,3 "
	46	12,2+2,0=14,2	12,9 "	13,2 "

* Указаны амплитуды тока 1-го и 2-го полупериодов и их сумма.

совпадает в пределах точности измерения с величиной дефибриллирующего тока однополярного импульса.

Приведенные данные показывают, что дефибриллирующий эффект колебательного импульса определяется суммой амплитуд тока I и II полуволн.

Суммарное действие обеих фаз тока может быть объяснено тем, что ткани сердца реагируют равным образом на абсолютное значение нарастания тока независимо от исходного уровня — изоэлектрического, или же после предварительной поляризации ткани током подпороговой силы противоположного направления. Эта особенность реакции сердца имеет важное практическое значение: уменьшение силы дефибриллирующего тока одного направления при двуполярном импульсе разрешает вопрос о возможности устранения повреждающего влияния тока на сердце.

В пятой серии опытов нами проведено сравнительное изучение степени повреждающего действия одно- и двуполярного импульсов продолжительностью 5,5 (8 мкф) и 8,3 мсек (16 мкф) на нормально работающем сердце собаки (4 опыта, 97 испытаний). Для определения пороговой величины повреждающего тока испытывали импульсы возрастающе-

го напряжения, начиная от дефибриллирующего, до напряжения, при котором наступали четко выраженные нарушения функций проводимости и автоматии сердца: появление на ЭКГ атипичных желудочковых комплексов, одиночных и групповых экстрасистол. Все эти нарушения были кратковременными и отмечались на ЭКГ в течение 20—30 секунд после воздействия тока, что свидетельствует об их обратимости. Повторные испытания через интервалы в 10 минут показали относительное постоянство пороговой величины повреждающего напряжения и тока, вызывающих нарушения ЭКГ. Суммации эффекта испытуемых воздействий на сердце не наблюдали.

Проведенные опыты показали, что: 1) величина «повреждающего» напряжения превышает в 2—3 раза дефибриллирующее напряжение; 2) диапазон между ними зависит от формы и продолжительности импульса. Это обусловлено тем, что повреждающий эффект (в отличие от дефибриллирующего) определяется величиной амплитуды тока одного полупериода, как это иллюстрируется данными опыта 48 на собаке весом 8 кг (таблица 5).

Таблица 5

Величины «повреждающего» тока (ампер) при дву- и однополярном импульсе по данным опыта 48 (разряды ёмкости 8 и 16 мкф)

Нарушения ЭКГ	Двуполярный импульс		Монополярный импульс	
	8 мкф	16 мкф	8 мкф	16 мкф
Синусовая тахикардия (нет повреждения)	15,8+5,8	—	—	11,5
Одиночные желудочковые экстрасистолы	16,4+6,0	13,2+3,5	16	13,5
Групповые экстрасистолы	17,0+8,2	15,1+4,4	17	15,0

Как видно из приведенных данных, степень повреждающего влияния того или иного импульса определяется величиной амплитуды тока одного направления. Наличие или отсутствие второй полуволны (меньшей амплитуды) не влияет на степень «повреждения» сердца, в отличие от эффекта дефибрилляции сердца. По этой причине, очевидно, что диапазон между терапевтическим и «повреждающим» действием тока будет более значительным для двуполярного, чем для однополярного импульса. Учитывая это обстоятельство (неучастие 2-й полуволны в «повреждающем» эффекте), мы

далее приходим к выводу, что при других равных условиях наиболее оптимальным будет импульс колебательного разряда, при котором амплитуда второй полуволны (по сравнению с первой) относительно больше, что видно при сравнении разрядов 8 и 16 мкф (таблица 5). Аналогичные результаты получены и в остальных опытах этой серии.

Резюмируя приведенные экспериментальные данные, можно заключить, что ряд явлений, наблюдаемых при дефибрилляции сердца, подчиняются общей закономерности реакции возбудимых тканей на электрические раздражения. Этим подтверждается ранее высказанное мнение о том, что принцип электрической дефибрилляции сердца заключается в одновременном возбуждении всех волокон миокарда и проводящей системы, в результате чего прекращается круговая циркуляция возбуждения, поддерживающая состояние фибрилляции (Н. Л. Гурвич, 1957). Необходимость большой силы тока обусловлена различной степенью возбудимости отдельных волокон, значительная часть которых находится в состоянии относительной рефрактерности, соответственно большой частоте возбуждения при фибрилляции сердца.

Основной задачей нашего исследования являлось изыскание возможности уменьшения силы и продолжительности электрического воздействия с тем, чтобы достигнуть дефибрилляции при минимальном повреждении сердца. Наиболее рационально поставленная задача может быть решена путем применения биполярного импульса. Такой импульс способен дефибриллировать сердце при силе тока в 2 раза ниже той, которая вызывает какие-либо видимые изменения ЭКГ при испытании на нормально сокращающееся сердце. Это объясняется тем, что эффект дефибрилляции достигается за счет суммарной величины тока обеих полупериодов, имеющих противоположное направление. Повреждающий эффект (нарушение проводимости) зависит от величины тока одного направления и соответственно с этим уменьшается при снижении амплитуды тока одного полупериода. Изученная в наших опытах зависимость пороговых величин дефибриллирующего напряжения, тока и энергии от длительности импульса позволила установить, что оптимальная длительность импульса находится в пределах 5,5—8,3 мсек. При этой длительности величины всех трех параметров электрического воздействия — напряжения, тока и энергии приближаются к минимальным и, следовательно, степень повреждающего влияния уменьшается до минимума.

Клиническая часть исследования заключалась в определении физических параметров электрического импульса, которым проводили электролечение аритмий сердца у больных.

В задачу клинического исследования входило определение с помощью методики осциллографирования тока и напряжения разрядов, применявшимся при электролечении. Электролечение аритмий сердца проводилось нами совместно с кандидатом биологических наук Б. М. Цукерманом в клинике Института хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР.

Под наблюдением было 37 больных, страдавших различными аритмиями сердца—мерцанием (33 больных) и трепетанием предсердий (3 больных), пароксизмальной тахикардией (1 больной). Для лечения этих больных применялся импульс оптимальной формы и длительности: разряд конденсатора емкостью 16 мкФ через индуктивность 0,26 генри; длительность импульса была 6,6—6,8 мсек; величина 2-й полуволны достигала до 50% 1-й полуволны. Электролечение при закрытой грудной клетке проводилось у 35 больных под тиопенталовым наркозом. Электроды дефибриллятора накладывались: один, диаметром 12 см, у левого края грудины, второй, диаметром 15 см, — под левую лопатку. У 2-х больных электролечение было проведено на открытом сердце во время операции комиссуротомии. Стерильный электрод диаметром 10 см помещался на переднюю поверхность желудочков и предсердий сердца. Другой электрод (диаметром 15 см) находился под левой лопаткой. Все импульсы, подаваемые на больных, осциллографировались на катодном осциллографе типа ОК-21.

У 37 больных было проведено 40 эпизодов электролечения, у 3 повторно после рецидива аритмии через 1—2 недели. Синусовый ритм был восстановлен в 36 случаях у 33 больных. У 4 больных аритмия не была устранена.

Причины неуспеха лечения у части больных обусловлены, по-видимому, особенностями генеза аритмии. О значении генеза аритмий в исходе электроимпульсной терапии наводит на мысль отрицательный результат лечения больного А-ва, страдавшего пароксизмами синусовой тахикардии. Случай неуспешного электролечения синусовой тахикардии наблюдали также В. Я. Табак и В. Н. Семенов (1965). Одиночный импульс, по-видимому, прекращает аритмии, связанные с установлением круговой циркуляции возбуждения по сердцу, но не может прекратить тахикардию, обусловленную непо-

мерно высокой частотой автоматии номотопного происхождения.

Необходимо отметить, что при применении на больных 63 разрядов, подаваемых без кардиосинхронизации, мы не наблюдали ни одного случая фибрилляции желудочков. Это обстоятельство можно объяснить оптимальными параметрами применявшихся импульсов. При использовании импульсов менее оптимальной формы Дженсен с сотр. (1965) наблюдали два случая наступления фибрилляции желудочков при электролечении мерцательной аритмии у 50 больных. Дефибрилятор, применявшаяся этими авторами, генерировал два последовательных разряда емкостью 25 мкф при незначительной индуктивности 0,05 генри.

Величины напряжения и тока разряда при устраниении аритмий сердца колебались в значительных пределах у разных больных (таблица 6). У подростка аритмия устранилась при напряжении разряда на конденсаторе 3500 вольт, ток достигал 19 и 7,7 ампер (амплитуда I и II полуволн импульса). У большинства больных (23 человека) эффективные результаты наблюдались при напряжении разряда 4000—5000 вольт и токе 20—29 ампер (I п. в.) и 7,5—15,0 ампер (II п. в.). У 10 больных аритмия была устранена разрядом с напряжением 5200—7000 вольт и током 29—37 ампер (I п. в.) и 9,3—17,0 ампер (II п. в.). В последнюю группу входят больные, страдавшие несколько лет мерцательной аритмией, которая возникала на фоне выраженного ревмо-кардита и атеросклеротического кардиосклероза.

Как показали результаты нашего клинического исследования, пределы колебания напряжения были 3500—7000 вольт (исключение составил один больной, у которого аритмия была устранина напряжением 7800 вольт). Аналогичные величины напряжения разряда применяли для устраниния аритмий у больных А. Лукашевичуте (1964), А. Л. Сыркин с сотр. (1964), В. П. Радушкевич с сотр. (1964), А. А. Вишневский и Б. М. Цукерман (1965) и другие.

Следует иметь в виду, что указанные величины напряжения соответствовали напряжению заряда на конденсаторе. Действительные величины напряжения на электродах были в 3—5 раз ниже и колебались от 750 до 1900 вольт.

В зарубежных клиниках (Золл, 1956—1962; Кувенховен, 1960) для дефибрилляции сердца больных переменным током применяли напряжение 440—750 вольт (по эффективному значению). Физиологически действующие величины (суммар-

Таблица 6

Величины напряжения, тока и энергии разряда при электролечении аритмий сердца у 35 больных через закрытую грудную клетку

Напряжение разряда на конденсаторе (вольт)	3500	4000—4400	4700—5000	5200—6000	6300—7000	7800
Число больных	1	10	13	8	2	1
Напряжение* на электродах (вольт)	750	750—1200	800—1300	1000—1500	1100—1900	2200
Ток* (ампер)	19	20—25	26—29	29—33	33—37	41
Энергия разряда (джоуль)	98	128—155	176—200	218—288	320—392	490

* Приведены величины напряжения и тока первой полуволны; вторая полуволна составляла 30—50% первой.

ная амплитуда обеих фаз переменного тока) как показали наши эксперименты, превышают эффективное значение в 2,8 раза и таким образом близко соответствуют величинам напряжения разряда, устранившего аритмию у наших больных.

Аритмия была устранена у большинства наблюдавшихся нами больных разрядом с энергией 98—392 джоуль. Зарубежные исследователи (Лаун с сотр., 1962—1965; Беллет, 1963; Керс с сотр., 1964; Крейслер с сотр., 1965; Кастиелянос с сотр., 1965, и другие) градуируют электрическое воздействие по величинам энергии. Они показали, что для устранения аритмии сердца требуется энергия разряда от 100 до 400 джоуль.

Пользуясь осциллографическими записями напряжения и тока, мы могли установить величину и характер сопротивления тела больного во время прохождения разрядного тока.

Сопротивление тела больного мощному разряду конденсатора имеет активный и линейный характер, т. е. не содержит емкостных и индуктивных составляющих. Это доказывается: 1) отсутствием сдвига фаз между кривыми напряжения и тока; 2) постоянством величины сопротивления больного во время прохождения тока различной силы (1-го и 2-го полупериодов); 3) постоянством величины сопротивления больного при повторных разрядах. Величина сопротивления тела больного между электродами при закрытой грудной клетке находилась в пределах 27—53 ом; при открытой грудной клетке (один электрод на поверхности сердца) сопротивление тела одного больного равнялось 29, другого — 40 ом. Зная ориентировочно величину сопротивления больного и учитывая его активный характер, можно заранее рассчитать ток и другие параметры дефибриллирующего импульса по величинам напряжения, емкости и индуктивности.

Полученные данные о параметрах импульса при лечении аритмий сердца в клинике могут быть приняты в расчет при конструировании импульсного дефибриллятора.

Выводы

1. Сравнение различных видов электрического воздействия (переменный ток, постоянный пульсирующий ток и одиночный импульс) для дефибрилляции сердца показало, что наиболее эффективными и наименее вредящими сердцу являются одиночный импульс разряда конденсатора через индуктивность.

2. Изучение различной длительности одиночного импульса при дефибрилляции сердца показало: а) наличие стойкого дефибриллирующего порога тока и напряжения для каждой длительности; б) наличие обратной зависимости между длительностью воздействия и пороговыми величинами тока вплоть до «полезного времени» раздражения (10—15 мсек).

Феномен электрической дефибрилляции подчиняется закономерности сила — время раздражения для возбудимых тканей сердца.

3. Эффект дефибрилляции сердца — результата физиологической суммации действия тока двух полупериодов (переменного тока или биполярного импульса), так как при устраниении одного полупериода переменного тока или второй полуволны биполярного импульса пороговая величина дефибриллирующего тока возрастает.

4. Испытания действия одиночного импульса на нормально сокращающееся сердце показали, что пороговая величина тока, вызывающего кратковременные нарушения проводимости и автоматии, превышает в 2 раза величину дефибриллирующего тока и в отличие от последнего определяется амплитудой тока одного направления (один полупериод).

5. Наиболее оптимальным для электрической дефибрилляции сердца является биполярный импульс с продолжительностью полупериода 6—8 миллисекунд, при которой эффект достигается при наименьшей величине тока (близкой к порогу при «полезном времени») и наименьшем количестве энергии разряда.

6. Результаты применения одиночного импульса при устраниении мерцательной аритмии у больных показали, что при этом требуется ток от 20 до 37 ампер при напряжении на больном от 750 до 2000 вольт (напряжение на конденсаторе в 3—5 раз превышает указанные величины). Сопротивление тела больного между двумя электродами, расположенным на поверхности грудной клетки, оказалось значительно меньше известных величин сопротивления тела человека электрическому току и находилось в пределах 27—53 ом, имея характер омического сопротивления. Указанные параметры дефибриллирующего импульса могут быть использованы при конструировании дефибриллятора для клинического применения.

Работы по теме диссертации:

1. Оптимальные электрические импульсы при дефибрилляции. В книге «Актуальные вопросы реаниматологии и гипотермии». М., 1964, 14—15 (совместно с Н. Л. Гурвичем).

2. Первая помощь при поражении электрическим током. «Фельдшер и акушерка», 1964, 1, 9—13 (совместно с Н. Л. Гурвичем).

3. Об электроимпульсной терапии аритмий сердца. «Казанский медицинский журнал», 1965, 5, 5—7 (совместно с В. А. Неговским, Н. Л. Гурвичем, В. Н. Семеновым и В. Я. Табаком).

4. Сравнительная эффективность одиночного электрического импульса и переменного тока для дефибрилляции сердца при электротравме. «Электричество», 1966, 3, 38—40 (совместно с Н. Л. Гурвичем и Гай Никербоккером).

5. Роль напряжения, длительности и энергии электрического импульса при дефибрилляции сердца. «Бюлл. экспер. биол. и мед.», 1966, 6, 27—30.

6. Электроимпульсный метод лечения аритмий сердца. В книге «Фибрилляция и дефибрилляция сердца» (Материалы симпозиума 21—22 июня 1966 года). М., 1966, 97—100 (совместно с Н. Л. Гурвичем).

Л 26610 от 5/VII 1966 г.

Тираж 250 экз.

Заказ № 1522

32-я типография Главполиграфпрома, Москва, Цветной бульвар, 26