

Открывшие феномен электрической дефибрилляции сердца - Прево и Баттели /1899/ - установили величину необходимого напряжения переменного тока - 3,6-4,8 кв при наружной дефибрилляции, - 220 в - при открытом ^{обнаженном} сердце. Для дефибрилляции сердца разрядами конденсатора малой емкости /1,74 мкф/ им понадобилось до 18-20 кв. Позднее они классифицировали эффект дефибрилляции как следствие действия разряда средней мощности, вызывающей легко обратимую контрактуру миокарда / разряды меньшей мощности сами вызвали ⁶⁸⁶ фибрилляцию, а более мощные - необратимую контрактуру сердца/.

Позднее, в 1932 г. Гукер, Кувенховен и Ленгуорси определили дефибриллирующие ^{у медких собак} ~~напряжения~~ ^{переменного тока} при нахождении электродов на грудной клетке в 290 в при токе в 3,5 а. Обнаженное сердце они дефибриллировали током около 1 а. Длительность воздействия была в несколько десятых ^{долей} сек. Более ^{ее} точного определения они /как и Прево и Баттели/ не дали.

В большом исследовании, проведенном на овцах, козах, свиньях и телятах и собаках Феррис и др./1936/ ^{переменного тока} пользовались напряжением в 3 кв при нахождении электродов на грудной клетке. Ток достигал при этом до 25 а. Продолжительность воздействия была ограничена 0,1 сек по технической причине - маломощности трансформатора.

Уитгерс /1940/ показал возможность дефибрилляции обнаженного сердца у собак переменным током при напряжении 110 в, токе 1-1,5 а при повторных /"серийных"/ воздействиях через интервалы 1-1,5 сек и числе воздействий 3-7. Продолжительность отдельного воздействия достигала 0,5 сек. По этой методике Бек и др /1947/ проводили оживление больного, у которого возникла фибрилляция желудочков во время операции в грудной полости. Следуя этому примеру ^{все чаще} хирурги стали применять переменный ток для дефибрилляции сердца, не отказываясь при надобности от специального вскрытия грудной клетки для этой цели. Клиническая практика показала, что для дефибрилляции сердца человека требуется напряжение переменного тока до 220 вольт.

Применение одиночного импульса разряда конденсатора /Н.Л.Гурвич и Г.С.Юньев, 1939; Н.Л.Гурвич, 1957 / Представило возможность более точного измерения основных параметров дефибриллирующего тока - его силы, продолжительности и формы воздействия. В результате этих измерений удалось установить, что феномен электрической дефибрилляции сердца не представляет собою особ²⁰ явления и подчиняется общим законам возбудимости и раздражимости других тканей. В согласии с этими законами было найдено что эффект дефибрилляции сердца 1/ наступает при строго определенной /пороговой/ силе раздражения и 2/ в пределах определенного промежутка /"полезного"/ времени подчиняется закономерной взаимозависимости силы и длительности раздражения. Особо важным являлось совпадение размерности "полезного времени" для электрических воздействий, вызывающих экстрасистолу при диастоле сердца и воздействий, вызывающих дефибрилляцию сердца. В том и другом случае "полезное время" составляет 8-10 мсек. : Такое совпадение показывает общность реакции сердца на слабое и сильное электрическое раздражение, и позволяет предполагать что наступление дефибрилляции под действием сильного тока в той же мере связано с возбуждающим его влиянием на сердце, как и наступление экстрасистолического его возбуждения под влиянием слабого тока. Такое предположение подтверждалось и тем фактом, что дефибриллирующий импульс в действительности вызывал экстрасистолу при испытании его действия на сердце во время диастолы.

Установление этих фактов позволило предопределить оптимальные параметры дефибриллирующего воздействия. Очевидно стало, что его длительность не должна превышать "полезное время" раздражения сердца - 8-10 мсек, а сила тока - околопороговую, чтобы устранить опасность повреждения сердца более сильным током. Другим выводом из положения о роли возбуждения сердца в эффекте дефибрилляции являлось определение оптимальной формы электрического воздействия на сердце. Очевидно, что для этой цели не подходит ни залп импульсов переменного тока, ни аперго-

лический разряд. При той крайней величине тока, которая необходима для дефибрилляции сердца, начальный высоковольтный всплеск разрядного тока может скорее повредить сердцу, чем вызвать физиологический эффект - его возбуждение, составляющее основную суть механизма дефибрилляции в виде синхронизации функционального состояния всех волокон сердца.

Предостережением перед опасностью повреждения сердца чрезмерно сильным током служили нам малоэффективные попытки Прево и Баттели дефибрилировать сердце высоковольтными разрядами /см. выше/. При длительности фибрилляции более 15 сек такие разряды не имели успеха.

В виду крайней сложности и громоздкости аппаратуры для получения кратковременного импульса постоянного тока, практически оказалось наиболее удобным пользоваться /как при исследовательских изысканиях, так и для клиники/ одиночным импульсом быстро затухающего колебательного разряда, получаемого при включении индуктивности в разрядную цепь.

~~Видоизменение~~ Видоизменение разрядного тока при наличии индуктивности в цепи способствует более рациональному распределению тока во времени, и увеличивает продолжительность разряда за счет устранения его "вредной" высоковольтной части. Путем подбора нужных величин емкости и индуктивности легко получить квази-прямоугольный импульс тока желательной продолжительности - /8-10 мсек/. Необходимая величина тока определяется уровнем напряжения заряда конденсатора. Эта величина была откалибрована измерениями величины дефибриллирующего тока на более крупных млекопитающих - овцах и козах. В результате этих измерений было установлено что величина дефибриллирующего тока у более крупных экземпляров этих животных /весом 50-60 кг/ достигает 25 ампер /амплитудное значение первого полупериода быстро затухающего разряда/.

На основе этих данных были установлены ориентировочные параметры импульса для дефибрилляции сердца человека: 1/ продолжительность - 8-10 мсек, 2/ максимальная амплитуда для наружной дефибрилляции - 35-40 а, 3/ соотношение амплитуд 1-го полупериода к амплитуде 2-го - $1:0,2 - 1:0,25^+$.

*/ Позднее мы убедились, что более целесообразно соотношение $1:0,65 - 1:0,7$ (см. ниже)

Для получения такого импульса в схему промышленного типа импульсного дефибриллятора входили: емкость - 24-22 мкф, индуктивность - 0,25 гн. Максимальное напряжение заряда предусматривалось в 6 кВ, что соответствовало 1,5-2,0 кВ на выходе в зависимости от сопротивления объекта /30-50 ом/ и обеспечивало получения достаточного тока.

Более поздние /1966 г/ измерения дефибриллирующего тока при электролечении больных аритмией сердца показали обычные амплитуды тока в 25 а, /при заряде 4 кВ/, однако сравнительно нередко приходилось пользоваться разрядами более высокого напряжения и ток тогда превышал 30 а, а у некоторых больных ~~доходил и превышал~~ 35 а. Применение таких сильных токов таит в себе, наряду с возможностью повреждения сердца, еще и опасность снижения эффективности воздействия для прекращения фибрилляции. Как показали экспериментальные испытания на собаках, более сильный ток /чем дефибриллирующий/ способен нарушить проводимость, вызвать аритмию и фибрилляцию здорового сердца. Эти обстоятельства показали необходимость дальнейших изысканий возможностей снижения дефибриллирующего тока.

Такая возможность представлялась в применении 2-х фазного импульса, амплитуда заднего фронта которого может быть увеличена втрое без усиления тока, а лишь за счет изменения его направления. Предположение, что этим увеличится раздражающий эффект импульса обосновывалось более ранними наблюдениями сравнительного действия на сердце переменного и постоянного пульсирующего тока. Эти опыты показали, что сердце способно суммировать обе фазы переменного тока и реагировать на них как на постоянный пульсирующий ток двойной амплитуды. Подобные же результаты были получены при изучении сравнительного эффекта дефибрилляции сердца тем и другим видом тока.

Экспериментальная проверка такой возможности дала положительный ответ. При устранении 2й ^{дефибриллирующего} полувольты колебательного разряда требовалось увеличить первую полувольту на ее амплитуду, чтобы достигнуть эффект дефибрилляции. Далее были проведены испытания импульса, имевшего почти равную амплитуду обеих фаз. Такой импульс получался при включении параллельно объекту омического сопротивления с диодом, выдвигавшим ^{его} сопротивление при 2-м полупериоде /для увеличения его амплитуды/. Несмотря на неж.

очевидное понижение коэффициента полезного действия аппарата /благодаря разветвлению тока через параллельное сопротивление/, дефибрилляция достигалась при одинаковом, примерно, напряжении заряда, как при ^{отсутствии} наличии в цепи шунта, так и при ~~отсутствии шунта~~ ^{Наличии в цепи шунта,}, преобразовывающего импульс в двухфазный.

Поскольку при двухфазном импульсе /то есть, наличии шунта в разрядной цепи амплитуда первой полуволны значительно снижается, сохранение эффективности импульса могла быть отнесена только за счет увеличения амплитуды 2-й полуволны, что подтвердилось осциллоскопическими наблюдениями дефибриллирующего тока в том и другом случае. Эти наблюдения послужили основанием для поручения Конструкторскому Ин-ту М.М.Промышленности создать опытные образцы аппарата, генерирующего двухфазные импульсы по указанной схеме.

Первый опытный образец генерировал 2-фазный импульс с равной амплитудой обеих фаз /выходной шунт = 40 ом/, емкость - 16 мф, индуктивность = 0,1 гн/. Испытания этого аппарата не показали наличия эффекта суммации фаз. Внимательное изучение фотоснимков, генерируемого импульса дало основание усмотреть причину неудачи в некотором искажении формы импульса. На заднем его фронте имелся заметный перелом в моменте смены фаз, а 2-я полуволна, в отличие от первой синусоидальной формы, имела вид аperiodического разряда.

Связь отсутствия суммационного эффекта с искажением ~~контура~~ заднего фронта импульса подтвердилась дальнейшими экспериментами. После исправления формы импульса /путем увеличения сопротивления выходного шунта до 80 ом/ он стал намного эффективнее. Соотношение фаз при этом уменьшилось до 1:0,65 - 1:0,7 ^{более правильной} и импульс получил вид синусоиды.

Поставленная задача - снижение дефибриллирующего тока путем использования суммационного эффекта 2-х фазного импульса - была таким образом решена. Однако обнаруженный при этом факт зависимости суммационного эффекта от особенностей формы импульса озадачил нас. Согласно классическим представлениям о роли градиента нарастания /или спадения/ тока в его способности раздражения и возбуждения, незначительные нюансы в виде мало-заметного перелома линии заднего фронта не должны были иметь решающего значения для эффекта суммации обеих фаз импульса.

Недостаточность наших сведений о природе дефибриллирующего воздействия и о реакции сердца на это воздействие стала нам очевидна и при анализе некоторых явлений в этой области, недавно описанных Шудером и др./1963-68/, Гедесом и др./1970/. Это факт резкого снижения эффективности пилообразного импульса при удлинении его заднего фронта до 40-60 мсек и сходное явление - резкого возрастания пороговой величины дефибриллирующего тока аperiodического разряда при возрастании его длительности за пределы 4-5 мсек /на уровне 0,37 амплитудного значения тока/. В свое время /1940 г./ мы установили применимость для дефибрилляции сердца общеизвестной закономерности, выражающейся в обратной зависимости порога напряжения от его длительности и у нас тогда не было основания предполагать, что при крайне большой длительности разряда /с емкостью в несколько сот мкф/ эта зависимость вновь обнаружится в извращенном виде. Это явление - возрастание порога при увеличении длительности раздражения за известный предел не объясняется классическими представлениями о закономерностях электрического раздражения и видимо, является особенностью, свойственной только феномену электрической дефибрилляции сердца.

Таким образом стало очевидным, что в электрической дефибрилляции сердца существуют еще не открытые закономерности, специфические для данного явления. Естественно предполагать, что задача оптимизации формы дефибриллирующего импульса не сможет быть решена полностью без раскрытия этих закономерностей.

Так в чем же может заключаться своеобразная особенность электрической дефибрилляции сердца, выявившаяся при длительном раздражении?.

Очевидно, что допущенное нами положение об однозначности реакции сердца на электрическое раздражение во время диастолы и при фибрилляции требует известное исправление. Несмотря на установленной нами общность ряда закономерностей дефибрилляции и возбуждения сердца, между этими явлениями имеются и коренные различия. Дефибрилляция сердца является суммарным результатом одновременного возбуждения

и синхронизации функционального состояния всех волокон сердца. Другой особенностью дефибрилляции заключается в том, что электрическое воздействие производится на элементы, значительная часть которых находится в рефрактерном состоянии.

Необходимость учитывать эту особенность - рефрактерность сердца в состоянии фибрилляции доказываются данными Брукса и др /1955/, подтвержденными недавно /1970/ о возможности извращения закона Пфлюгера при раздражении сердца в состоянии рефрактерности. В этом состоянии сердце начинает реагировать на раздражение анаэлектротон^{ом} еще до того как восстановилась возбудимость на катэлектротон. На этом основании можно полагать, что реакция дефибрилляции сердца заключается в 1-ую очередь, ^{в 1-ую очередь,} ся в ответе на действие анаэлектротона, а не катэлектротона, то есть, на действие заднего фронта волны, а не переднего.

Предположение о ведущем значении анаэлектротона в эффекте дефибрилляции сердца хорошо объясняет все указанные парадоксы. Падение эффективности пилообразного импульса и имеющего сходный вид аperiодического разряда при увеличении их продолжительности становится понятным поскольку при этом происходит падение градиента их заднего фронта /анэлектротона/, которое может быть компенсировано соответствующим повышением тока, как это наблюдалось в опытах Геддеса и др.

Таким же образом можно объяснить суммации обеих фаз тока пилуэазной импульса лишь при синусоидальной его форме и плавности/беспрерывности/ смены его фаз. Только при этом условии задний фронт импульса /анэлектротон/ способен проявить ^{полностью} свое эффективное воздействие. В этом - усилении анаэлектротонического эффекта импульса - и заключается положительное значение увеличения первой полуволны ^{относительно} по отношению второй