

И. В. Венин,  
 Н. Л. Гурвич,  
 А. П. Либерзон,  
 В. Я. Табак,  
 Б. М. Цукерман,  
 А. М. Шерман

## Дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01

Электроимпульсная терапия является одним из наиболее эффективных методов лечения острых и хронических нарушений сердечного ритма. В настоящее время электроимпульсный метод широко внедряется в клиническую практику и применяется не только по витальным показаниям, но и для лечения хронических нарушений сердечного ритма, не создающих непосредственной угрозы жизни больного. В связи с этим особое значение приобретает задача оптимизации электроимпульсного воздействия.

По условиям применения дефибрилляторы можно подразделить на стационарные и переносные. Разработанные ВНИКИРЭМА дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01 соответствуют этим двум типам аппаратов. Кардиосинхронизированный дефибриллятор ДКИ-01 предназначен для электроимпульсной терапии, в основном плановой, в специально оборудованных операционных, дефибриллятор с универсальным питанием ДИ-03 — для службы скорой помощи. Основной задачей разработки было обеспечение соответствия аппаратов следующим специфическим требованиям, общим для дефибрилляторов всех типов:

1. Формирование дефибриллирующего импульса с параметрами, оптимальными для электроимпульсной терапии как по эффективности, так и по минимуму повреждающего действия на сердце.
2. Уменьшение вероятности возникновения фибрилляции желудочков в ответ на воздействие.
3. Обеспечение минимальной погрешности дозировки воздействия.
4. Обеспечение удобства и оперативности выполнения процедуры лечения.

Выполнение последнего условия при разработке дефибрилляторов для скорой помощи требует максимального снижения веса и габаритов аппарата. Однако при этом недопустимо снижение требований к параметрам, определяющим терапевтический эффект.

Клинические возможности и технические характеристики дефибрилляторов определяются, прежде всего, параметрами генерируемого ими импульса. В дефибрилляторах ДИ-03 и ДКИ-01 применена разработанная во ВНИКИРЭМА схема формирования биполярного импульса<sup>1</sup>.

Наиболее грозным осложнением при электроимпульсной терапии является фибрилляция желудочков, которая может возникнуть в ответ на воздействие. До настоящего времени причиной возникновения фибрилляции принято считать случайное совпадение подпороговой для дефибрилляции величины тока с так называемой ранимой фазой ЭКГ цикла (окончание систолы).

<sup>1</sup> Вопросы разработки схемы формирования импульса для дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01 рассматриваются в статье И. В. Венина [и др.] «Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса», помещенной в настоящем сборнике.

За рубежом основной мерой профилактики возникновения фибрилляции принята синхронизация дефибриллирующего воздействия с электрической активностью сердца пациента. В клиниках СССР нашло распространение в основном несинхронизированное воздействие. Мерой профилактики возникновения фибрилляции желудочков при этом принимается повышение напряжения разряда. Применение для дефибрилляции раздражения достаточно большой силы снижает вероятность возникновения фибрилляции желудочков [1, 4]. Оценка эффективности повышения напряжения разряда как средства профилактики возникновения фибрилляции при электроимпульсной терапии приводится в работе [4]. На основе анализа результатов лечения 4342 больных (8590 импульсов дефибриллятора при напряжении 4—7 кВ) в 15 крупных клиниках СССР показано, что фибрилляцию вызвали 0,7% разрядов. Расчетная вероятность попадания разрядов в раннюю фазу для этого контингента больных составляет 6%, то есть один из девяти разрядов, совпадающих с ранней фазой, вызывает фибрилляцию желудочков [4]. Эти случаи фибрилляции могут быть следствием бесконтрольного снижения фактической дозы воздействия. Такое снижение дозы возможно при возникновении ошибок в технике выполнения процедуры лечения — неудачная локализация электродов дефибриллятора на теле больного, приводящая к уменьшению доли тока, протекающего через сердце [3], плохо смоченные прокладки, недостаточное прижатие электродов и др. Причиной снижения фактической дозы воздействия (в сравнении с ожидаемой, соответствующей напряжению заряда) может быть погрешность дозировки, свойственная данной модели дефибриллятора, а также нарушение контактов в электрических цепях прохождения импульса. Случайное совпадение такого воздействия с ранней фазой сердечной деятельности пациента может вызвать фибрилляцию желудочков.

Этот анализ показывает, что при конструировании дефибрилляторов и отработке методики выполнения процедуры лечения следует принимать меры для уменьшения вероятности бесконтрольного снижения или увеличения дозы воздействия.

В соответствии с этим при разработке дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01 одним из критериев оптимизации параметров элементов схемы формирования импульса принималось снижение погрешности дозировки воздействия. Обеспечено уменьшение вдвое (по энергии воздействия) основной ее составляющей, определяющейся областью возможных значений параметров импульса с учетом производственных допусков на элементы схемы формирования, ошибки установки напряжения заряда конденсатора и возможных значений сопротивления нагрузки.

Для уменьшения вероятности возникновения методических ошибок при лечении, связанных с нарушениями контактов в цепи разряда, в дефибрилляторах ДИ-03 и ДКИ-01 предусмотрено специальное устройство для контроля сопротивления цепи пациента.

Для оценки фактической дозы воздействия в состав дефибриллятора ДКИ-01 входит специально разработанный блок контроля. Блок обеспечивает измерение амплитуды тока через грудную клетку больного и напряжения на электродах. Измерение этих величин позволяет объективно выбрать необходимое напряжение заряда конденсатора при повторном воздействии, если первое неэффективно. Знание фактических параметров воздействия повышает объективность сопоставления результатов лечения при анализе клинического опыта.

В дополнение к перечисленным мерам, направленным на снижение вероятности возникновения фибрилляции, в дефибрилляторе ДКИ-01 применена синхронизация воздействия с электрической активностью сердца пациента.

В условиях скорой помощи, учитывая относительную сложность устройств синхронизации, а также трудоемкость их настройки и конт-

роля работы, можно считать оправданным в настоящее время применение несинхронизированного разряда. В соответствии с этим дефибриллятор для скорой помощи (ДИ-03) не оснащен устройством синхронизации. Однако создание синхронизаторов, удовлетворяющих условиям работы в скорой помощи, следует считать актуальной задачей при разработке новых моделей дефибрилляторов.

Упрощенная принципиальная схема дефибриллятора ДИ-03 приведена на рис. 1. При нажатии кнопки «ЗАРЯД» накопительный конденсатор С2 заряжается от сети через повышающий трансформатор Тр и выпрямитель с удвоением напряжения (С1, Д1, Д2, R1). Резистор R1 обеспечивает ограничение тока через высоковольтные диоды Д1, Д2 при реверсе напряжения на конденсаторе С2 во второй четверти периода

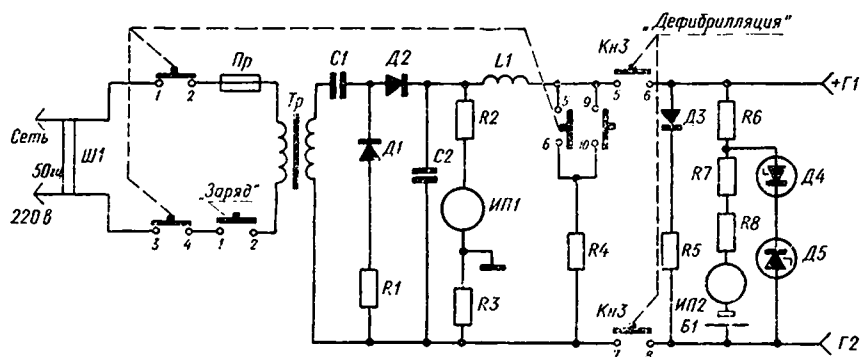


Рис. 1. Упрощенная принципиальная электрическая схема дефибриллятора ДИ-03.

формируемого импульса. Параллельно конденсатору С2 включен киловольтметр, высоковольтный делитель (резисторы R2, R3) и измерительный прибор (микроамперметр ИП1). Циферблат измерительного прибора снабжен двумя шкалами для измерения напряжения заряда конденсатора от 0 до 7000 в и емкости заряда от 0 до 400 дж. Погрешность киловольтметра не превышает 6%. Средняя точка высоковольтного делителя соединена с корпусом аппарата, что создает возможность монтировать микроамперметр без дополнительной изоляции и обеспечивает фиксацию напряжения на изоляции высоковольтных цепей разрядного контура на уровне 3,5 кВ при максимальном напряжении заряда 7 кВ, независимо от соотношения распределенных сопротивлений изоляции. При этом суммарный импульсный ток, протекающий через тело пациента от электродов дефибриллятора к точкам заземления в момент дефибриллирующего воздействия, не превышает 60 мкА.

В схему формирования дефибриллирующего импульса входит конденсатор С2, катушка индуктивности L1 и диодно-резисторный шунт Д3, R5.

Индикатор цепи пациента (омметр) подключен параллельно выходным гнездам Г1, Г2 дефибриллятора. В его схему входят: стрелочный индикатор ИП2, резисторы R6—R8, батарея Б1 и диоды Д4, Д5. При наложении электродов на тело пациента по отклонению стрелки индикатора можно судить об исправности внешней цепи дефибриллятора (высоковольтные разъемы, провода, электроды) и о качестве контакта между электродами и кожей пациента. Предохранение от повреждения низковольтных элементов омметра (R7, R8, ИП2, Б1) высоким напряжением во время формирования импульса обеспечивается цепочкой R6, Д4, Д5.

Дефибриллятор ДИ-03 по желанию заказчика может поставляться в комплекте с блоком автономного питания. Блок содержит аккумуля-

торную батарею ЗМТР-10 и преобразователь постоянного напряжения 12 в в напряжение 220 в эфф (частота около 800 гц). Предусмотрена также возможность работы блока питания от бортовой сети машины скорой помощи. Блок дефибриллятора и блок питания<sup>1</sup> конструктивно оформлены в удобных для переноски корпусах.

Дефибриллятор ДКИ-01 состоит из трех блоков — дефибриллятора, синхронизатора<sup>2</sup> и блока контроля<sup>1</sup>.

Блок дефибриллятора обеспечивает дозировку дефибриллирующего воздействия и формирование импульса. Его основные функциональные узлы — схема формирования, киловольтметр, индикатор цепи пациента и высоковольтный выпрямитель унифицированы с дефибриллятором ДИ-03. Кроме того, для повышения оперативности работы в дефибрилляторе применено устройство предварительной установки (ограничения) уровня заряда. Устройство дает возможность при подготовке дефибриллятора к работе установить необходимый предел напряжения с погрешностью не более  $\pm 5\%$ . В аппарате также предусмотрено специальное устройство (реле времени), которое обеспечивает автоматический сброс заряда на внутреннюю нагрузку, если заряд конденсатора в течение 1—3 мин не используется для формирования импульса. Управление работой блока дефибриллятора может осуществляться как с передней панели, так и дистанционно.

Синхронизатор обеспечивает синхронизацию дефибрилляции с деятельностью сердца, а при ее глубоких расстройствах — автоматическое переключение на режим несинхронизированной дефибрилляции.

Блок контроля представляет собой измеритель амплитуды тока и напряжения одиночного импульса. Измерение обеспечивается с погрешностью не более 10% в диапазонах тока от 0 до 25 а и напряжения от 0 до 1500 в. Изменение показаний через 10 сек после измерения не превышает 5%. Для измерения параметров одиночных импульсов длительностью порядка 5 мсек широко применяются диодно-емкостные расширители. Для обеспечения времени индикации результатов измерения, равного 10 сек, с погрешностью 5%, постоянная времени разряда конденсатора диодно-емкостного расширителя должна быть не менее 200 сек. При этом входное сопротивление считывающего устройства должно быть не менее 200 Мом. Поскольку реализация такого устройства для серийного прибора технически сложна, в основу работы считывающего устройства блока контроля положен принцип заряда конденсатора большой емкости (4000 мкф) до напряжения, равного напряжению на запоминающем конденсаторе диодно-емкостного расширителя. Индикация напряжения на конденсаторе такой емкости возможна магнито-электрическим микроамперметром.

Блок контроля содержит два идентичных канала запоминания и индикации тока и напряжения в импульсе. На рис. 2 приведена упрощенная схема входного устройства и одного канала индикации.

Входное устройство обеспечивает разделение цепей высоковольтного дефибриллирующего импульса и измерительной схемы. В устройстве предусмотрены разделительные трансформаторы тока Тр2 и напряжения Тр1. Напряжения со вторичных обмоток этих трансформаторов, пропорциональные амплитуде тока и напряжению дефибриллирующего импульса, поступают на диодно-емкостные расширители С3-Д4 и Д1-С1. Напряжение с конденсатора С1 поступает на один из входов (диод Д3) диодно-регенеративного компаратора на транзисторе ПП1. Второй вход компаратора (диод Д2) соединен с конденсатором С9 ем-

<sup>1</sup> Общий вид дефибрилляторов ДИ—03 и ДКИ—01 см. в статье В. И. Савельева «Состояние и перспективы развития разработок электронной медицинской аппаратуры во ВНИКИРЭМА» (рис. 9,10), опубликованной в настоящем сборнике.

<sup>2</sup> См. статью И. Г. Балашвили, Б. М. Олифера «Кардиосинхронизатор импульсного дефибриллятора», опубликованную в настоящем сборнике.

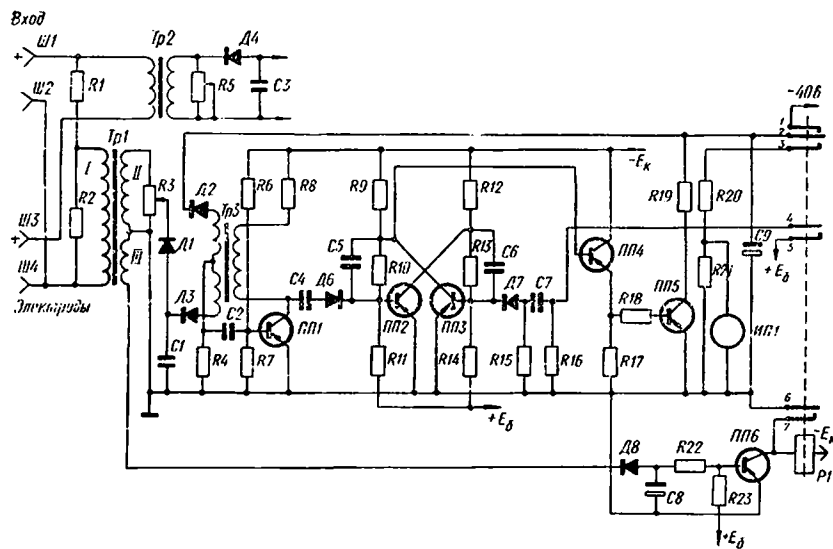


Рис. 2. Упрощенная принципиальная электрическая схема блока контроля (входное устройство и схема индикации напряжения).

костью 4000 мкф. Схема, состоящая из компаратора ПП1, триггеров ПП2 и ПП3, эмиттерного повторителя ПП4 и ключа ПП5 обеспечивает сравнение напряжений на конденсаторе С1 и С9, разряд конденсатора С9 и прекращение разряда в момент, когда напряжение на конденсаторе С9 становится равным напряжению на конденсаторе С1.

В исходном состоянии конденсатор С1 разряжен, С2 заряжен до уровня 40 в через нормально замкнутые контакты 1—2 реле Р1; при этом блокинг-генератор компаратора не возбужден. В исходном состоянии транзистор ПП3 триггера открыт, ключ ПП5 закрыт. В момент воздействия на входные цепи импульса дефибриллятора конденсатор С1 заряжается до напряжения, пропорционального напряжению импульса дефибриллятора. Импульс с обмотки III трансформатора напряжения Тр1 через цепочку Д8, С8, R22 открывает ключ на транзисторе ПП6 с обмоткой реле Р1 в коллекторе. Реле срабатывает и блокируется через контакты 6—7. Напряжение +Еб через контакты 4—5 реле Р1 поступает на цепочку R15, R16, С7, формирующую импульс, управляющий работой триггера. Транзистор ПП2 триггера закрывается и напряжение с его коллектора через эмиттерный повторитель открывает ключ на транзисторе ПП5. Конденсатор С9, отсоединенный от источника 40 в, с разомкнувшимися контактами 1—2, начинает разряжаться через резистор R19 и переход эмиттер — коллектор транзистора ПП5. При разряде конденсатора С9 напряжение на диоде Д2 (вход компаратора) понижается. В момент, когда это напряжение достигает уровня, поступающего на диод Д3 с конденсатора С1, блокинг-генератор компаратора возбуждается. Импульс блокинг-генератора, через цепочку С4, Д6 поступает на вход триггера и возвращает его в исходное положение, транзистор ПП3 открывается, соответственно закрывается транзистор ПП5 ключа, и разряд конденсатора С9 практически прекращается.

В результате напряжение на конденсаторе С9 равно напряжению на конденсаторе С1 диодно-емкостного расширителя (Д1—С1). При этом отклонение стрелки микроамперметра ИП1, подключенного к конденсатору С9 через делитель R20 и R21, пропорционально величине напряжения импульса дефибриллятора. Большая емкость конденсатора С9 обеспечивает возможность длительной индикации без изменения показаний. Для подготовки к последующему измерению нажатием кнопки

«СБРОС» (на схеме не показана) разряжаются конденсаторы диодной емкости расширителей и разрывается цепь блокировки реле Р1.

Напряжение с конденсатора СЗ, пропорциональное максимальному току импульса дефибриллятора, поступает на схему индикации, аналогичную описанной.

Опытные образцы дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01 были испытаны в экспериментах на животных в Лаборатории экспериментальной физиологии по оживлению организма АМН СССР. Результаты испытаний [2] подтвердили их высокую терапевтическую эффективность. Клинические испытания аппаратов проходили в ряде ведущих клиник страны (в Институте хирургии им. А. В. Вишневского, в Московском выездном центре реанимации, в 1-ом Московском медицинском институте и др.).

В 1972 г. Львовским заводом РЭМА начат промышленный выпуск дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Вишневский А. А., Цукерман В. М. Достижения, задачи и спорные вопросы электроимпульсной терапии аритмий. В сб. «Новое в кардиохирургии». М., Изд-во «Медицина», 1966.
2. Гурвич Н. Л. [и др.]. Дефибриляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике. «Кардиология», 1971, № 3.
3. Цукерман В. М., Титомир Л. И. Выбор оптимальных размеров и расположения трансторакальных электродов дефибриллятора. «Кардиология», 1968, № 4.
4. Цукерман В. М. Электроимпульсная терапия нарушений ритма сердца. Докторская диссертация, М., 1971.