

И. Г. Балуашвили,
Б. М. Олифер

Кардиосинхронизатор импульсно- го дефибриллятора

Широкое применение дефибрилляторов в клинической практике потребовало резкого увеличения надежности, эффективности и безопасности самого метода электроимпульсной терапии — дефибрилляции.

Обеспечение синхронизации электроимпульсного воздействия дефибриллятора с электрокардосигналом (ЭКС) для устранения возможности попадания дефибриллирующего импульса на сердце в момент прохождения ранней фазы сердечного цикла позволяет не только увеличить безопасность электроимпульсной терапии, но и повысить его эффективность, так как синхронизация дает возможность проводить электроимпульсное лечение импульсами меньшей энергии. Анализ серийно выпускаемых кардиосинхронизаторов для дефибрилляторов показал недостаточную помехоустойчивость селекторов кардиоимпульса R, а также сложность настройки селекторов в процессе работы. Эти недостатки в известной мере присущи также приборам, реализующим методы биосинхронизации.

При разработке во ВНИКИРЭМА кардиосинхронизатора импульсного дефибриллятора ДКИ-01 (рис. 1) особое внимание было уделено

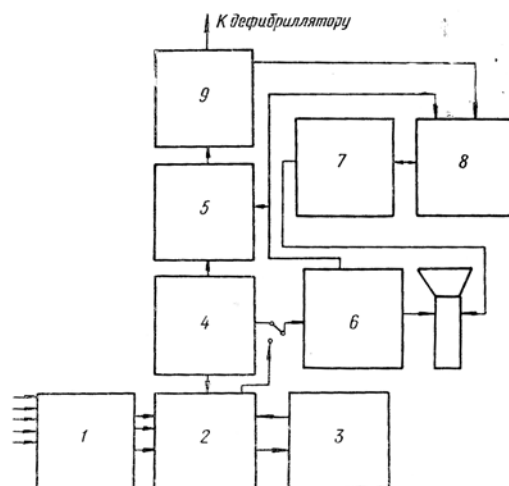


Рис. 1. Блок-схема кардиосинхронизатора дефибриллятора ДКИ-01.

вопросам максимальной автоматизации работы прибора с целью упрощения его обслуживания и созданию надежного, помехоустойчивого и удобного в настройке устройства для синхронизации дефибриллятора с кардиоимпульсом R.

ЭКС через переключатель и устройство защиты входа 1 поступает на усилитель биопотенциалов 2. Устройство защиты необходимо для предохранения входа биоусилителя от больших наведенных потенциалов (до 200—300 в), которые возникают на конечностях в момент подачи импульса дефибриллятора. В качестве устройства защиты входа использованы диодные параметрические стабилизаторы. Усилитель биопотенциалов УБП выполнен по балансной схеме. Для восстановления работы усилителя после попадания на его вход больших потенциалов, не связанных с ЭКС, используется схема 3 автоматического успокоения. С усилителя биопотенциалов ЭКС поступает на фильтр 4 низких частот (ФНЧ), который сужает полосу пропускания тракта усиления ЭКГ и, таким образом, уменьшает сетевые наводки, а также помехи от мио сигналов. ФНЧ выполнен по схеме активного Т-образного моста из шести звеньев. С фильтра сигнал попадает на селектор 5 кардиоимпульса R. Синхроимпульсы селектора управляют схемой 9 сигнализации патологических отклонений частоты сердечных сокращений. Схема сигнализации патологических отклонений осуществляет звуковую и световую индикацию кардиоимпульса R, выделенного селектором, звуковую индикацию отклонения частоты сердечных сокращений (более 300 сокращений в минуту и менее 30 сокращений в минуту) в случае, если это изменение наблюдается в течение 10 сек и более. Кроме того, при отклонении частоты сердечных сокращений за эти крайние пределы происходит автоматическое переключение дефибриллятора из режима с синхронизацией в режим без синхронизации. Для индикации электрокардиограммы используется электроннолучевая трубка 11ЛК1В (ЭЛТ). Оконечные усилители вертикального и горизонтального отклонения выполнены по схеме двухтактных усилителей мощности с общей эмиттерной нагрузкой. На усилитель 6 вертикального отклонения поступают кардиосигналы с УБП или ФНЧ, а также сформированные селектором синхроимпульсы. На оконечный усилитель 7 горизонтального отклонения поступает пилообразное напряжение с генератора развертки 8. Генератор развертки выполнен по схеме мультивибратора с эмиттерной емкостью и имеет два режима работы — непрерывный и ждущий. Ждущий режим работы особенно удобен для проведения анализа ЭКС по экрану электроннолучевой трубки при аритмии. Запуск генератора развертки в ждущем режиме осуществляется синхроимпульсами с селектора кардиоимпульса R ЭКС.

При разработке кардиосинхронизатора особое внимание было уделено созданию надежного и помехоустойчивого селектора кардиоимпульса R электрокардиограммы. В разработанном селекторе выделение кардиоимпульса R осуществляется по его длительности, амплитуде и крутизне переднего фронта.

Функциональная схема селектора приведена на рис. 2, временная диаграмма работы — на рис. 3. Снимаемый с выхода УБП ЭКС u_1 поступает на ФНЧ. Со второго звена ФНЧ сигнал u_2 поступает на триггер Шмитта ТГШ1, запускающийся на довольно низком уровне как от кардиоимпульса R, так и от кардиоимпульсов Т и Р и являющийся амплитудным селектором. Амплитудный селектор не защищен от помех и срабатывает как от R, так и от Т и Р импульсов ЭКС, а также от экстрастол Э ЭКС. С выхода триггера Шмитта прямоугольные импульсы u_4 , длительность которых соответствует длительности соответствующих элементов ЭКС на уровне срабатывания ТГШ1, поступают на дифференцирующие цепи Д1 и Д5. С Д1 импульсы u_5 , соответствующие передним фронтам импульса ТГШ1, запускают мультивибратор МВ1. С выхода МВ1 снимаются импульсы u_7 , длительность которых выбирается несколько меньше (на 3—5 мсек), чем длительность кардиоимпульсов на уровне ограничения. Длительность импульса МВ1 регулируется переключателем с набором сопротивлений, вынесенным на переднюю панель

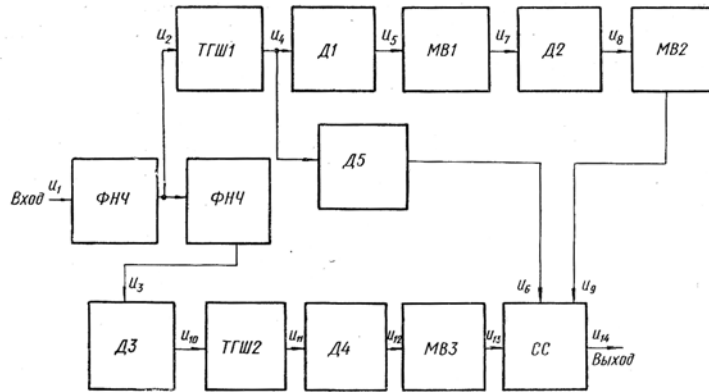


Рис. 2. Функциональная схема селектора кардиоимпульса R ЭКС.

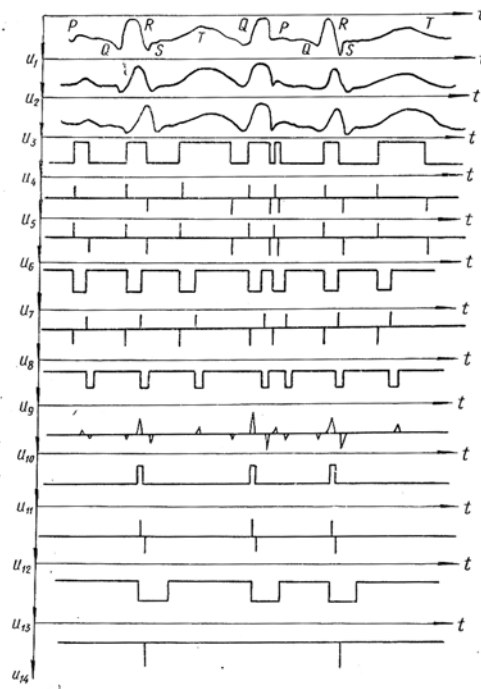


Рис. 3. Временная диаграмма работы схемы селектора кардиоимпульса R.

прибора и являющимся элементом настройки селектора кардиоимпульса R по длительности. Импульсы МВ1 дифференцируются Д2 и задними положительными фронтами u_8 запускают МВ2. Импульсы u_6 , соответствующие заднему фронту триггера Шмитта ТГШ1, с Д5 поступают на схему совпадений СС. На ту же схему совпадений поступают импульсы МВ2. Когда отрицательные импульсы u_9 с выхода МВ2 и отрицательные импульсы u_6 с Д5 совпадают во времени, схема совпадений срабатывает и формирует выходной синхриимпульс u_{14} . Такое совпадение возможно только тогда, когда длительность кардиоимпульса ЭКС или импульс артефакта на уровне срабатывания триггера Шмитта ТГШ1 отличается от длительности опорного импульса u_7 , формируемого МВ1, не более, чем на время, определяемое длительностью импульса u_9 , который формируется МВ2.

Вышеописанный селектор по длительности обладает большой избирательностью. Увеличение длительности импульса u_9 , формируемого МВ2, с одной стороны, уменьшает избирательность селектора, с другой — повышает устойчивость его работы при возможных колебаниях во времени длительности кардиоимпульса R на уровне срабатывания амплитудного селектора триггера Шмитта ТГШ1. Экспериментально установлено, что в среднем колебания длительности кардиоимпульса R за небольшой промежуток времени (до 30 мин), вызванные физиологическими или методическими причинами, не превышают 6—10 мсек. Поэтому длительность импульса u_9 выбрана в данном случае равной 6—10 мсек.

Таким образом, из всего числа импульсов амплитудный селектор выделяет по длительности лишь те импульсы, протяженность которых не более, чем на ± 3 —5 мсек отличается от длительности импульса u_7 , формируемого МВ1.

Длительность кардиоимпульса R при некоторых патологиях (например, при инфаркте миокарда) может значительно увеличиваться (в основном за счет увеличения длительности заднего фронта кардиоимпульса R) и стать соизмеримой с длительностью кардиоимпульса T ЭКС. При этом селектор по длительности может срабатывать как от R, так и от T импульсов.

Для устранения этих ложных срабатываний селектора одновременно с селекцией по длительности осуществляется селекция по крутизне переднего фронта кардиоимпульса R. При этом амплитуда кардиоимпульса R регулятором усиления УБП устанавливается по экрану ЭЛТ прибора равной 10 мВ. С ФНЧ кардиосигнал u_3 поступает на дифференцирующую цепь ДЗ. Положительные зубцы ЭКС, имеющие длительность переднего фронта менее 45 мсек, что соответствует максимально возможной длительности переднего фронта кардиоимпульса R ЭКС, будучи продифференцированными ДЗ (см. u_{10} на рис. 3), оказываются достаточными для запуска триггера Шмитта ТГШ2. Импульсы u_{11} последнего через Д4 передними положительными фронтами u_{12} запускают МВ3, импульсы u_{13} которого поступают на схему совпадения СС. При этом продифференцированные импульсы ДЗ кардиоимпульсов T, имеющие более пологие передние фронты, не запускают ТГШ2, и в результате селектор не срабатывает.

Метод селекции по крутизне переднего фронта кардиоимпульса R удобен тем, что дает возможность производить глубокую частотную селекцию импульсов, поступающих на вход селектора по крутизне, так как сдвиг по фазе, который происходит в фильтрах, компенсируется длительностью кардиоимпульса R ЭКС и, таким образом, не происходит значительной задержки между окончанием кардиоимпульса R и возникновением синхроимпульса от этого зубца на выходе селектора по крутизне переднего фронта.

Селектор кардиоимпульса R, использованный в ДКИ-01, удобен в эксплуатации. В отличие от обычных частотных селекторов он имеет задержку срабатывания не более 10 мсек, что заведомо меньше минимального S-T интервала, равного 50 мсек [1].

Клинические испытания кардиосинхронизатора дефибриллятора ДКИ-01 подтвердили высокую помехоустойчивость селектора к таким сигналам, как кардиоимпульс T, экстрасистолы, миограммы, вызванные активными движениями конечностей, а также к промышленным помехам. Кардиосинхронизатор был испытан с целью проверки эффективности селекции кардиоимпульса R в клинических условиях. У наблюдаемых больных имели место различные нарушения сердечного ритма и формы кардиоимпульса R ЭКГ, обусловившие применение электроимпульсной терапии. Сбой селектора наблюдался только в виде отсутствия выделения отдельных комплексов. Срабатывание селектора от помех не наблюдалось. В процессе клинических испытаний установлено, что в случае

желудочковой тахисистолии время нарастания переднего фронта R-зубца может быть больше 45 мсек. Для обеспечения работоспособности селектора при таких случаях в его схему был введен выключатель селектора по крутизне переднего фронта. При этом селектор выделяет кардиоимпульс R и при желудочковой тахисистолии, однако, помехоустойчивость селектора по отношению к миоцигналу резко падает.

Весьма удобной является использованная в кардиосинхронизаторе ДКИ-01 схема автоматического переключения режимов работы дефибриллятора. Два пороговых устройства срабатывают при максимальной и минимальной частотах сердечных сокращений, равных 300 и 30 сокращений в минуту соответственно. В качестве таких пороговых устройств используются конденсаторные частотомеры. При срабатывании одного из них замыкаются нормально замкнутые контакты реле и на дефибриллятор перестает подаваться напряжение, удерживающее его в синхронизированном режиме. Дефибриллятор автоматически переключается в несинхронизированный режим. Наличие автоматического переключателя режимов работы значительно упрощает обслуживание прибора и ускоряет подготовку его для срочного нанесения импульса дефибриллятора на пациента.

Приведем основные параметры кардиосинхронизатора дефибриллятора ДКИ-01.

1. Синхронизация обеспечивается от треугольных импульсов, соответствующих кардиоимпульсам R ЭКС амплитудой 0,5—5 мв, длительностью (у основания) 24—120 мсек, длительностью переднего фронта (от основания до вершины) 10—45 мсек.

2. Задержка между окончанием кардиоимпульса R и началом выходного синхроимпульса (время срабатывания селектора кардиоимпульса R ЭКС) не более 10 мсек.

3. Синусоидальное напряжение помехи частотой 50 гц с двойной амплитудой до 5 мв на входе кардиосинхронизатора не вызывает ложных срабатываний селектора кардиоимпульса R.

4. При отклонении частоты следования кардиоимпульсов R ниже 30 и выше 300 ударов в минуту спустя не более 10 сек автоматически включается сигнал тревоги, а дефибриллятор переключается из синхронизированного в несинхронизированный режим.

5. Время автоматического успокоения биоусилителя синхронизатора не более 200 мсек после воздействия импульса дефибриллятора на вход кардиосигнализатора.

Кардиосинхронизированный импульсный дефибриллятор ДКИ-01 серийно выпускается Львовским заводом РЭМА.

Кроме авторов, в разработке кардиосинхронизатора принимали участие сотрудники ВНИКИРЭМА И. В. Венин, Т. В. Пасичник, А. М. Шерман.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бобер С. Графические методы анализа систем кровообращения. Варшава, 1965.
2. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика. М., Изд-во «Медицина», 1966.