

---

Аспирант И. К. Мищенко и мл. науч. сотр. В. Я. Эскин

## КАРДИОСИНХРОНИЗАТОР «КС-1» И ЕГО ПРИМЕНЕНИЕ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОПАТОЛОГИИ

Из лаборатории биофизики (руков. — канд. мед. наук К. А. Ажибаев, науч. консультант — чл.-корр. АН Киргиз. ССР проф. Г. Л. Френкель) Института краевой медицины (дир. — канд. мед. наук М. А. Алиев) АН Киргиз. ССР.

Работами Ферриса, Кинга, Спенса, Уильямса, Вегрна, Уингерса и др. установлено, что чувствительность сердца к электрическому току далеко не одинакова в различные фазы кардиоцикла и что поэтому исход электротравмы зависит еще и от того, в какую фазу сердечной деятельности будет нанесена травма, если ее длительность короче одного кардиоцикла.

С целью изучения закономерностей воздействия электрических ударов короче одного кардиоцикла (в дальнейшем—«коротких токов») на сердце в различные фазы его деятельности Феррис, Кинг, Спенс и Уильямс (1936) сконструировали специальный аппарат, который давал возможность наносить электроудары любой длительности, начиная от 0,02 сек и выше, в predeterminedенный участок кардиоцикла.

Несколько позже Уингерс и Вегрна (1939—1940 гг.) сконструировали аналогичный аппарат для нанесения электроударов на обнаженное сердце животных. Принцип, предложенный этими авторами, основанный на использовании повышения артериального давления в момент систолы для включения на объект поражающего тока, кажется нам не совсем удачным, поскольку он требует кровавой регистрации артериального давления и не может быть применен в хронических и барокамерных опытах. В своих работах авторы не приводят не только подробного описания устройства, но даже принципиальных схем своих аппаратов. Они описывают лишь блок-схемы, вскользь упоминая о принципах их действия. В работе Ферриса указывается, что использовалась различная электродвижущая сила электрокардиальных волн в пределах одного цикла; запуск осуществлялся «высоковольтным» биопотенциалом сердца (соответствующим на ЭКГ комплексу QRS), специально отведенным от подопытного животного и предварительно усиленным. Кроме этих далеко не полных сведений об устройствах, нужных для изучения действия «коротких токов» на сердце, мы никаких других указаний в литературе не нашли.

Вопросы, связанные с действием «коротких токов» на сердце в зависимости от фазы его деятельности, недостаточно изучены. Совсем еще не изучено влияние этих токов на сердце в особых условиях среды (повышенное или пониженное атмосферное давление, высокая температура и т. п.). Между тем из литературных источников известно, что повышение атмосферного давления приводит к значительному снижению опасности поражения, а понижение давления действует в противоположном направлении (М. Д. Аксенов, А. Ф. Пахомов, В. Е. Манойлов, А. У. Айткулова, К. А. Ажибаев и др.).

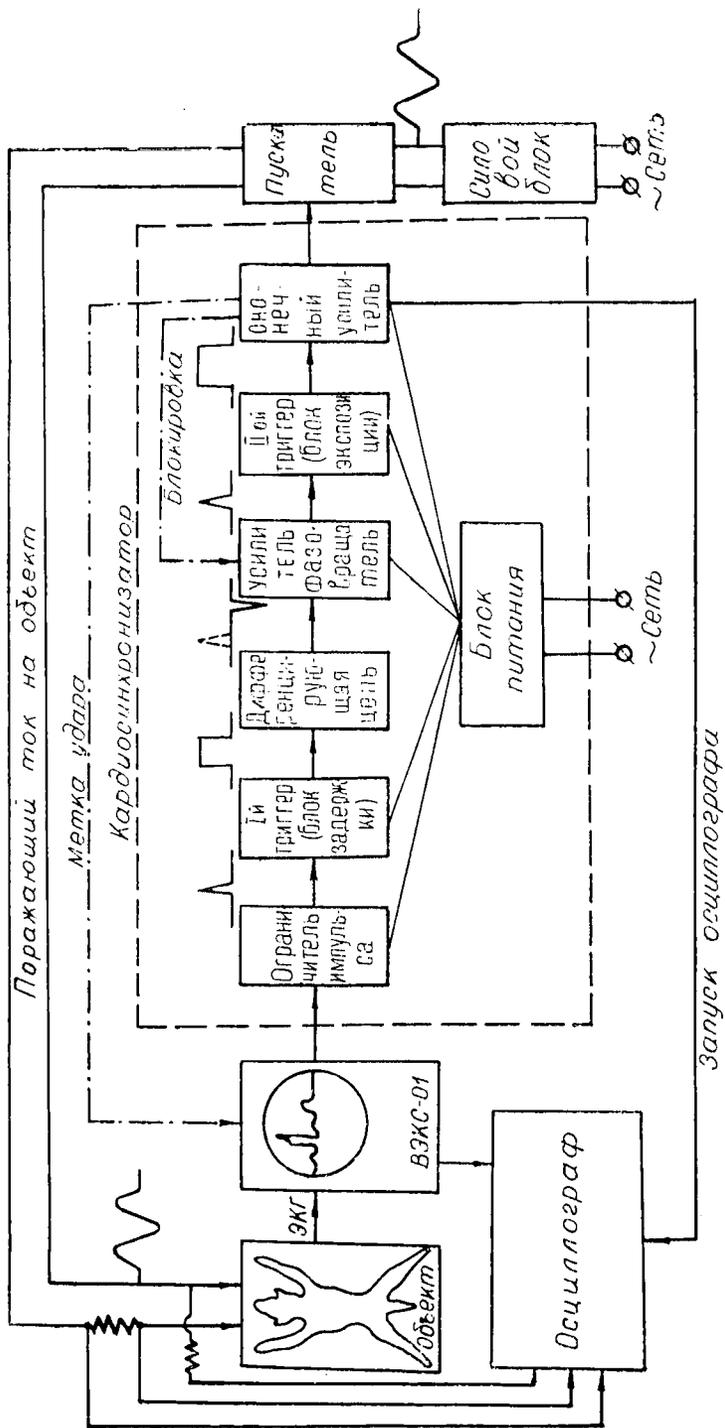


Рис. 1 . Блок-схема кардиосинхронизатора.

В литературе мы не нашли ответа на вопрос — каков удельный вес сердечной смерти, и в частности, фибрилляции в повышении опасности электрического тока при снижении атмосферного давления.

Для решения этого и некоторых других вопросов нами был разработан прибор, в конструкции которого использованы современные достижения электроники в области генерирования импульсных токов. Мы назвали этот прибор «кардиосинхронизатором».

### Блок-схема установки

Блок-схема кардиосинхронизатора и приборов, работающих в комплексе с ним, изображена на рис. 1. Диаграмма напряжений, поясняющая работу установки, представлена на рис. 2.

Биоэлектрические потенциалы сердца животного усиливаются в векторэлектрокардиооскопе и затем подаются на кардиосинхронизатор. Первый каскад кардиосинхронизатора — ограничитель импульсов — пропускает только крутонарастающий «высоковольтный» импульс, соответствующий зубцу R электрокардиограммы, и ограничивает медленно нарастающие «низковольтные» зубцы электрокардиограммы и помехи (рис. 2, б). Сформированный этим каскадом импульс попадает на первый триггер (мультивибратор с одним устойчивым состоянием) и запускает его. Этот триггер создает желаемую задержку времени  $t_1$  от момента запуска его зубцом R ЭКГ до момента нанесения электроудара. С этой целью выработанный первым триггером прямоугольный импульс (рис. 2, в) длительностью  $t_1$  дифференцируется. В результате получаются остроконечные импульсы, соответствующие переднему фронту прямоугольного импульса (положительный) и его заднему фронту (отрицательный, рис. 2, г). Положительный остроконечный импульс срывается, а отрицательный подается на вход усилительного каскада, где происходит его усиление и переворачивание фазы.

Полученный таким образом остроконечный положительный импульс (рис. 2, д) попадает на вход второго триггера, являющегося полной аналогией первого, и запускает его.

Сформированный вторым триггером прямоугольный импульс (рис. 2, е) длительностью  $t_2$  после усиления в оконечном усилителе приводит в действие магнитный пускатель, подающий ток на объект.

Таким образом, момент подачи тока на объект отстоит от зубца R электрокардиограммы на время задержки  $t_1$ , которое может изменяться по желанию экспериментатора в пределах от 0,01 сек до 2 сек.

Время действия тока  $t_2$  также может выбираться в пределах от 0,02 сек до 2 сек.

Выбор времени задержки производится визуально совмещением на экране векторкардиооскопа специальной метки с выбранной фазой кардицикла.

### Принципиальная схема

Принципиальная схема кардиосинхронизатора «КС-1» представлена на рис. 3.

Командный сигнал для запуска кардиосинхронизатора снимается с выхода векторэлектрокардиооскопа (с одного из катодов лампы 6Н8С, работающей в выходном каскаде канала вертикального отклонения) и через конденсатор  $C_1$  подается на управляющую сетку левого триода  $L_1$ . Эта лампа работает в режиме катодного повторителя (усилителя с нагрузкой в цепи катода). Для ограничения медленных низковольтных зубцов электрокардиограммы, которые в противном случае также мог-

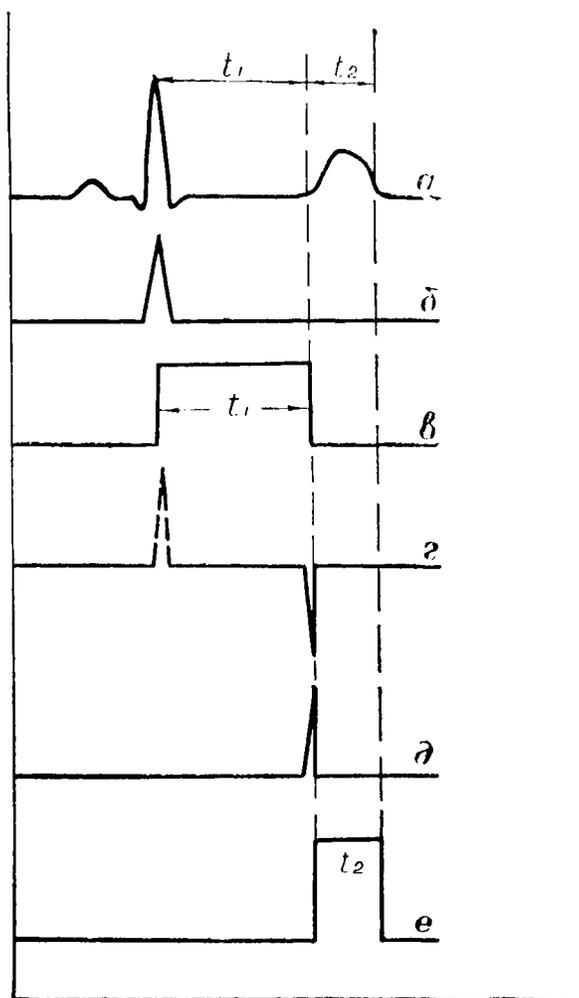


Рис. 2. Диаграмма напряжений (объяснение в тексте).

ли бы вызвать запуск схемы, на сетку лампы подается с переменного сопротивления  $R_5$  отрицательное смещение, переводящее рабочую точку сеточно-анодной характеристики в область отрицательного сеточного напряжения, несколько большего, чем напряжение запирапия (точка А на рис. 4). После ограничения сигнал подается на вход триггера задержки времени, собранного на лампе  $L_2$ . Этот триггер имеет одно устойчивое состояние — левый триод в ждущем режиме заперт (в его анодной цепи ток не идет), а правый триод — отперт. Попадание на сетку левого триода положительного запускающего импульса приводит к «опрокидыванию» схемы: левый триод мгновенно отпирается, а правый — запирается. Спустя время  $t_1$ , обусловливаемое постоянной времени цепи  $(C_3 + C_4) \times (R_8 + R_9)$ , режим также мгновенно возвращается в исходное состояние.<sup>1</sup> Для запуска следующих каскадов используется задний фронт сформированного прямоугольного импульса. С этой целью

<sup>1</sup> Более подробно с работой спусковых схем можно ознакомиться в обширной радиотехнической литературе, в частности в работе М. А. Бонч-Бруевич «Применение электронных ламп в экспериментальной физике».



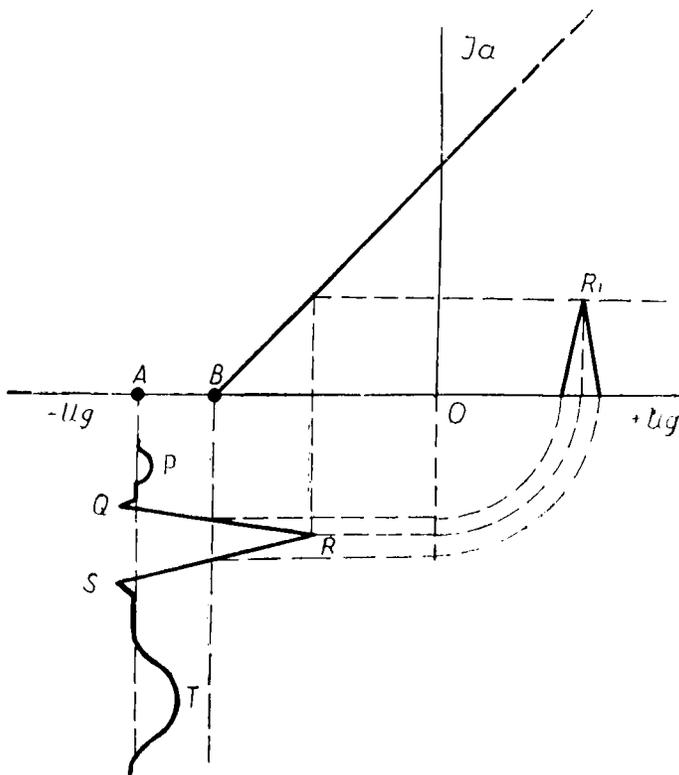


Рис. 4. График ограничения низковольтных зубцов ЭКГ.

прямоугольный импульс поступает на дифференцирующую цепочку  $C_5 \dots (R_{12} + R_{13})$ , преобразующую его в два остроконечных импульса, из которых положительный, соответствующий переднему фронту прямоугольного импульса, гасится германиевым диодом  $D_1$ ; отрицательный остроконечный импульс, соответствующий заднему фронту прямоугольного, подается с делителя  $R_{12} \dots R_{13}$  на сетку усилительного каскада, собранного на правом триоде  $L_1$  и выполняющего одновременно роль фазовращателя (для запуска следующего триггера необходим положительный импульс).

Схема второго триггера, задающего экспозицию для дозированной подачи тока на животное, аналогична схеме первого триггера. Длительность экспозиции определяется постоянной времени  $C_7 (R_{20} \dots + R_{21} \dots)$  и регулируется переменным сопротивлением  $R_{20}$ . Сформированный вторым триггером положительный прямоугольный импульс длительностью  $t_2$  через две неоновые лампы  $L_7$  и  $L_8$  поступает на сетку следующего (оконечного) усилительного каскада, собранного на лампе  $L_4$  типа 6П14П, включенной триодом. Такая несколько необычная связь между каскадами обусловливается необходимостью неискаженной передачи импульсов относительно большой длительности, и хорошо зарекомендовала себя в ранее разработанной схеме.<sup>1</sup>

В анодной цепи лампы  $L_4$  включены два электромагнитных реле ( $P_1$  и  $P_2$ ) типа РПТ-100<sup>2</sup>, одно из которых управляет магнитным пус-

<sup>1</sup> В. Я. Эскин. Адекватный оптический хронометр с электронным управлением. Авт. свид. № 121526.

<sup>2</sup> Реле  $P_1$  подвергается незначительной переделке: удаляются короткозамкнутые витки с сердечника. Реле  $P_2$  не переделывается.

кателем, включающим ток на объект, второе же осуществляет коммутацию на входе векторэлектрокардиоскопа, отключая его от животного на время подачи на него поражающего напряжения.

Для исключения возможности пропускания через животное импульса ранее предусмотренного момента, а также случайного повторного включения цепи тока, в приборе применена схема автоматической блокировки, состоящая из реле  $P_3$ , типа РСМ-1, одной пары контактов реле  $P_2$  и переключателя (тумблера)  $P_2$ , в сочетании с ручной блокировкой (кнопка  $K_1$ ).

Эта схема автоблокировки работает следующим образом: первый от момента включения возникающий импульс комплекса ЭКГ запускает кардиосинхронизатор, что, в конечном счете, вызывает срабатывание реле  $P_2$ , замыкание контактов 1а—1б этого реле и включение напряжения питания с выпрямителя  $D_{13}$ — $D_{16}$  на обмотку реле  $P_3$ . Срабатывание реле  $P_3$  приводит к замыканию сетки триода  $L_{1б}$  на «землю» через контакты 3—4, чем блокируется прохождение следующего импульса. Якорь реле  $P_3$  остается притянутым, поскольку вторая пара контактов реле  $P_3$  (1—2), включенная параллельно контактам 1а—1б реле  $P_2$ , самоблокирует реле  $P_3$ . При необходимости повторного срабатывания (например, при подборе времени задержки или для повторной электрограммы) достаточно переключить тумблер  $P_2$  из одного положения в другое. При этом вследствие кратковременного выключения реле  $P_3$  (на период перехода ролика тумблера из одного положения в другое) контакты 3—4 реле  $P_3$  размыкаются, сетка триода  $L_{1б}$  при этом отсоединяется от «земли», а очередной импульс (зубец R) электрокардиограммы вызывает однократное срабатывание всего устройства.

Кнопка ручной блокировки  $K_1$  включает магнитный пускатель после того, как экспериментатор убедится в готовности всей установки.

Питание кардиосинхронизатора осуществляется от сети переменного тока через силовой трансформатор Тс, намотанный на железе Ш—35×60. Данные обмоток: сетевая — 230 витков ПЭЛ-1 0,63 + 190 витков ПЭЛ-1—0,51; повышающая обмотка — 300+300+300+300 витков ПЭЛ 0,33. Обмотка накала ламп имеет 13 витков ПЭЛ 1,2; обмотка для питания реле  $P_3$  — 70 витков ПЭЛ 0,6.

Анодные цепи ламп питаются от выпрямителя, собранного на германиевых диодах  $D_3$ — $D_4$ — $D_5$ — $D_{10}$ — $D_{11}$ — $D_{12}$  типа Д7Ж, причем лампы  $L_1$  и  $L_4$  питаются нестабилизированным напряжением +320 в, а лампы  $L_2$  и  $L_3$  — от двух отдельных стабилизаторов, собранных на стабилитронах СГН или СГ4С. Раздельное питание триггеров потребовалось из-за возникшей между ними паразитной связи по цепям анодного питания.

Таким образом была достигнута не только стабилизация режимов  $L_2$  и  $L_3$ , но и развязка по цепи питания.

Отрицательное напряжение подзащипания для левого триода  $L_1$  и сеточное смещение для  $L_4$  берется с выпрямителя, собранного на германиевых диодах  $D_6$ — $D_7$ — $D_8$ — $D_9$  типа Д7Ж. Это напряжение стабилизируется стабилитроном  $L_9$  тип — СГ2П или СГ3С.

Реле  $P_3$  питается от выпрямителя, собранного на диодах  $D_{13}$ — $D_{14}$ — $D_{15}$ — $D_{16}$  типа ДГЦ-24, собранного по мостовой схеме.

В комплекте с кардиосинхронизатором в данной установке используются следующие приборы: векторэлектрокардиоскоп ВЭКС-01 системы И. Т. Акулиничева (производство завода ЭМА, Москва), восьмипрофильный осциллограф МПО-2 и силовой блок.

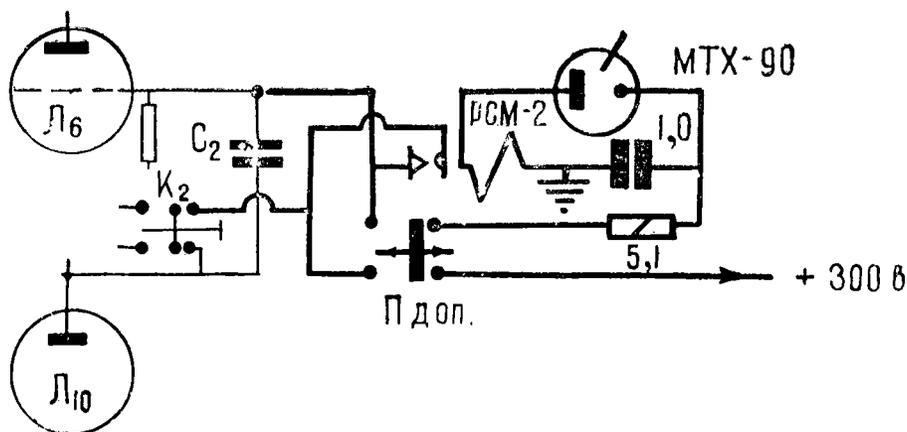


Рис. 5. Схема автоматической развертки.

### Переделка векторэлектрокардиоскопа ВЭКС-01

В соответствии с требованиями методики в конструкцию ВЭКС-01 внесены некоторые изменения: разработан блок автоматической развертки, освобождающий экспериментатора от необходимости непрерывного нажатия кнопки  $K_2$  (обозначения деталей здесь и далее даны в соответствии с заводской схемой). Схема блока развертки приведена на рис. 5.

Жирными линиями на этом рисунке обозначены внесенные в схему изменения. Релаксационный генератор, состоящий из холодного тиратрона МТХ-90, конденсатора емкостью  $1 \text{ мкф}$  и сопротивления  $5,1 \text{ ом}$ , периодически, через каждые  $3 \text{ сек}$  вызывает срабатывание реле РСМ-2, контакты которого, замыкаясь, разряжают конденсатор  $C_2$ , после чего процесс развертки повторяется. Для перехода с автоматизированной развертки на ручную переключатель Пдоп. переводится в левое положение. Этот переключатель монтируется на передней панели ВЭКС-01 вместо кнопки «яркое свечение», которая убирается совсем.

Нами предусмотрена возможность регистрации электрокардиограммы подопытного животного на пленке осциллографа МПО-2. Для этого последовательно с катушкой вертикального отклонения электронно-лучевой трубки ВЭКС-01 включается проволочное сопротивление  $10 \text{ ом}$ , с которого снимается напряжение на шлейф типа МОВ—V или МОВ—VIII осциллографа МПО-2. Включение шлейфа с шунтом последовательно с катушкой вертикального отклонения не оказывает заметного влияния на величину отклонения луча электронно-лучевой трубки, так как сопротивление шлейфа очень мало по сравнению с сопротивлением отклоняющей катушки. Управляющий сигнал на кардносинхронизатор, как уже описывалось выше, снимается с одного из концов этой же отклоняющей катушки.

Напряжение, подаваемое на объект электротравмы, и величины тока через животное регистрируются на пленке осциллографа МПО-2 при помощи шлейфов с шунтами и добавочными сопротивлениями, тип и величина которых подбираются согласно конкретным условиям опыта.

### ЛИТЕРАТУРА

- Аксенов М. Д., А. Ф. Пахомов и В. Е. Манойлов. Действие электрического тока на организм животных и человека в условиях повышенного давления. В сб. «Исследование условий электротравм при подводных работах», ЛИОТ, 1953.  
Ажибаев К. А. и В. Я. Эскин. Влияние высоты на сравнительную опасность

переменного тока разных частот. «Бюлл. II научной сессии Института краевой медицины АН Киргиз. ССР», 1958.

Айткуллова Л. У. К вопросу об опасностях течения электротравмы переменным током при пониженном атмосферном давлении. Труды конф. по электротравме. Изд. АН Киргиз. ССР, 1957.

Уиггерс и Вегриа (Wiggers and Wegria) — Ventricular fibrillation due to single, localized induction and condensor shocks applied during the vulnerabl phase of ventricular sistole. Amer. Journ. Phys. 128, 500, 1939.

Феррис, Кинг, Спенс и Уильямс (Ferris, King, Spenca and Williams)— Effect of electric shock on the heart. Electric, Engin. May, 498, 1936.

Примечание: Аналогичная конструкция была опубликована в журнале «Биофизика» № 1 за 1961 г. В. С. Гурфшкелем, В. Б. Малкиным и М. Л. Цейтлинм. Но так как кардиосинхронизатор «КС-1» вступил в эксплуатацию еще весной 1960 г., а сообщение о нем публикуется только сейчас, то ни вышеуказанные авторы, ни авторы настоящей статьи не могли знать о том, что разрабатывают аналогичные приборы. И хотя область применения обоих приборов различна (электрофизиологические исследования в одном случае, электронатологические — в другом), это является еще одним примером отсутствия достаточной координации в данной области работ. Организации соответствующего обмена опытом и должны способствовать наши сборники.