

А. М. Соколюк

УСТРОЙСТВА ДЛЯ СИНХРОНИЗАЦИИ ЦИФРОВОЙ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ АППАРАТУРЫ БИОЛОГИЧЕСКИМИ СИГНАЛАМИ

В настоящее время при медико-биологических исследованиях все большее распространение получают цифровые измерительные приборы, позволяющие получать информацию о параметрах жизнедеятельности организма непосредственно в цифровом виде. Однако выпускаемые промышленностью приборы мало приспособлены к условиям медико-биологических исследований, т. к. в большинстве случаев запуск их не может быть произведен в нужный момент исследования непосредственно от биологических сигналов, получаемых с датчиков. Применяемые в этих случаях синхронизаторы [2—5], вследствие ряда недостатков (гистерезис, малое входное сопротивление, низкая чувствительность, высокие требования к крутизне фронтов входных сигналов, слабая помехозащищенность), встречают трудности при согласовании с источником биологических сигналов.

Нами сконструированы и применены синхронизаторы от различных биологических сигналов, которые свободны от указанных недостатков и позволяют управлять как цифровыми измерительными приборами, так и различными дополнительными устройствами в соответствии с конкретными условиями исследования.

Принцип работы предлагаемых устройств состоит в получении на выходе компаратора перепада напряжения при уравнивании полезного сигнала на одном из входов с опорным напряжением на другом входе. В качестве компаратора использован операционный усилитель (ОУ) на интегральной микросхеме К1УТ401Б без внешней отрицательной обратной связи. Для увеличения нагрузочной способности интегрального ОУ применен ключевой усилитель мощности на биполярном транзисторе. В зависимости от того, на какой из входов ОУ (инвертирующий или неинвертирующий) подается полезный сигнал и опорное напряжение, а также от типа проводимости выходного транзистора, на выходе формируется импульс положительной или отрицательной полярности, который и используется для запуска цифровых измерительных приборов или дополнительных устройств. Наличие конденсатора на входе устройства позволяет устранить влияние постоянной составляющей полезного сигнала. Изменяя значение опорного напряжения, можно в широких пределах регулировать порог срабатывания устройства, что имеет большое значение при синхронизации от весьма медленно изменяющихся сигналов, при наличии постоянной составляющей, а также при высоком уровне помех. Перепад напряжений полезного сигнала и опорного напряжения при срабатывании компаратора не превышает 5 мВ, а входное сопротивление определяется номиналом входного резистора. Реализованная схема простейшего кардиосинхронизатора приведена на рис. 1, а. Для селективной синхронизации от биологического сигнала по выбору исследователя предлагается синхронизатор по схеме, приведенной на рис. 1, б. Отличие его состоит в том, что усилитель мощности представляет собой транзисторную схему совпадения «И — НЕ», благодаря которой импульсы на выходе формируются только при подаче на вход 2 стробирующего сигнала отрицательной полярности от внешнего устройства управления, либо при замыкании кнопки S1.

При формировании одиночного импульса запуска от сигнала сложной формы для предотвращения повторных ложных срабатываний применяется синхронизатор по схеме, приведенной на рис. 2. В этом устройстве первый импульс с выхода компаратора опрокидывает триггер блокировки на транзисторах V1 и V2, на коллекторах которых формируются разнополярные выходные импульсы. Возврат триггера в исходное состояние осуществляется подачей на вход 2 импульса отрицательной полярности от внешнего устройства управления, либо при замыкании кнопки S1. Применяется этот синхронизатор для запуска цифрового интегрирующего вольтметра В2-23 при исследованиях опорной реакции ортопедических больных.

Более сложный синхронизатор, в котором возврат в исходное состояние по истечении времени, когда могут быть ложные срабатывания, происходит автоматически, приведен на рис. 3. В этом устройстве первый импульс с выхода компаратора опрокидывает триггер блокировки, который, в свою очередь, запускает схему задержки импульса

возврата, состоящую из генератора пилообразного напряжения (транзистор V3) и диодно-регенеративного компаратора (транзистор V4 и диод V8). Время задержки плавно регулируется переменным резистором R19 [1]. Этот синхронизатор применяется в комплексе приборов для полуавтоматического измерения амплитудных и временных параметров реограмм.

Синхронизация происходит от зубца R электрокардиограммы, регистрируемой синхронно с реограммой. Импульс, сформированный от зубца R запускает пересчетный прибор ПП-9-1 (работающий, как хронометр), который начинает отсчет временного интервала. Импульс с выхода схемы задержки, совмещаемый исследователем с одной из характерных точек реографической кривой, останавливает пересчетный прибор и одновременно запускает цифровой вольтметр В7-16, который измеряет амплитуду реограммы в этой точке. В этот же момент может производиться также автоматическая калибровка реограммы с помощью дополнительного устройства. Таким образом, производится последовательное, точка за точкой, измерение амплитудных и временных параметров реографической кривой.

Описанные синхронизаторы, с применением интегральных микросхем, имеют простое устройство и высокие эксплуатационные характеристики, такие, как высокая чувствительность и помехозащищенность, высокое входное сопротивление, стабильность порога срабатывания и широкие пределы его регулировки, экономичность.

Широкие конструктивные возможности описанных устройств обеспечивают их применение для синхронизации от различных видов биологических сигналов в работе с широким кругом физиологической и измерительной аппаратуры при построении специализированных и универсальных комплексов, предназначенных для разнообразных медико-биологических исследований.

Л и т е р а т у р а

1. Важенина З. П., Волкова Н. Н., Чадович И. И. Методы и схемы временной задержки импульсных сигналов. М.: Советское радио, 1971, с. 128—131.
2. Кузнецов Г. П., Селезнев Е. И., Абрамов Г. В., Морозов А. С. Спектральный анализ тонов и шумов сердца.—В кн.: Техническое творчество и проблемы кардиологии. Куйбышев, 1975, с. 45—47.
3. Тукушаитов Р. Х., Новошинов Г. П. Об одновременной автоматической калибровке электрокардиограмм и реограмм.—Казанский мед. журн., 1974, № 1, с. 91—92.
4. Тютюнник И. Ф., Гуревич Р. А., Шполянский В. Л. Устройство для автоматической калибровки реограммы.—Кардиология, 1975, 15, № 7, с. 132—133.
5. Яруллин Х. Х., Утямшиев Р. И., Тукушаитов Р. Х., Харибин Н. К. Об автоматической калибровке реограмм.—Бюл. эксперим. биол. и мед., 1971, 77, № 7, с. 120—122.

Киевский институт ортопедии

Поступила в редакцию
12.IX 1977 г.

УДК 612.014.422:53.08

А. Н. Лебедь, В. П. Диденко, А. В. Шумаков

П Р И Б О Р Д Л Я Р Е Г И С Т Р А Ц И И Э Л Е К Т Р И Ч Е С К О Г О С О П Р О Т И В Л Е Н И Я К О Ж И

Метод регистрации кожно-гальванической реакции является одним из объективных методов исследования состояния вегетативной нервной системы. Существует две разновидности этого метода: регистрация электрических потенциалов кожи (по Тарханову) и регистрация электрического сопротивления кожи (по Ферре). Оба метода дают тождественные результаты. Однако аппаратура для регистрации электрических потенциалов кожи значительно сложнее и поэтому метод исследования электрического сопротивления кожи получил большее распространение [3].

Кожно-гальваническая реакция определена деятельностью потовых желез, проницаемостью биологических мембран, гидрофильностью кожи, кровоснабжением. При этом электрическое сопротивление кожи в местах наибольшего количества активных и крупных потовых желез (на ладонях рук или подошвах ног) изменяется от нескольких сотен до 100 000 Ом. Поэтому результаты исследования электрического сопротивления кожи позволяют судить о реакции вегетативной нервной системы организма на воздействие различных раздражителей (болевых ощущений, нервно-психического напряжения, света, звука и т. д.).