



(19) **RU** (11) **94 009 379** (13) **A1**
(51) МПК⁶ **A 61 B 5/02**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) **ЗАЯВКА НА ИЗОБРЕТЕНИЕ**

(21), (22) Заявка: **94009379/14**, **16.03.1994**

(43) Дата публикации заявки: **10.08.1996**

(71) Заявитель(и):
КБ "Импульс"

(72) Автор(ы):
Васильев А.В.

(54) **УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ R-ЗУБЦА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА**

(57)

Сущность изобретения: устройство содержит вход электрокардиосигнала, полосовой фильтр, двухполупериодный детектор, амплитудный ограничитель экстрасистол, пиковый детектор, формирователь порогового напряжения, компаратор, формирователь фиксированного временного интервала, формирователь следящего

временного интервала, триггер, формирователь синхрои импульсов, блок обнаружения отсутствия выделения R-зубца, выход синхрои импульса, выход инвертированного синхрои импульса. В устройство введены блок автоматической регулировки усиления, блок выборки-хранения, электронные ключи, вход для выключения следящего временного интервала.

RU 94009379 A1

RU 94009379 A1



RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(19) **RU** (11) **94 009 379** (13) **A1**
(51) Int. Cl.⁶ **A 61 B 5/02**

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: **94009379/14, 16.03.1994**

(43) Application published: **10.08.1996**

(71) Applicant(s):
KB "Impul's"

(72) Inventor(s):
Vasil'ev A.V.

(54) **DEVICE FOR DETECTING R-TOOTH OF ELECTRIC CARDIOSIGNAL**

(57)

FIELD: medical equipment. SUBSTANCE: device has input of electric cardiosignal, bandpass filter, full-wave detector, extrasystole amplitude restrictor, peak detector, threshold voltage former, comparator, hold time interval former, tracking time interval former, flip-flop,

sync pulse former, unit for detecting absence of selected R-tooth, output of sync pulse, output of inverted sync pulse. Amplification automatic adjusting unit, sample-store unit, electron switches, input for turning tracking time interval on are introduced into the device additionally. EFFECT: improved precision.

RU 94009379 A1

RU 94009379 A1

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано для исследования и контроля ритма сердца. Электрокардиосигнал (ЭКС) представляет собой сигнал сложной формы. Типовой ЭКС изображен на фиг.1, где R-зубец и T-зубец элементы ЭКС, RR интервал между R-зубцами. Из фиг.1 видно, что T-зубец может быть ошибочно
5 принят за R-зубец. Это возможно, если T-зубец имеет большую амплитуду.

Поэтому в устройствах для выделения R-зубца ЭКС необходимо блокировать T-зубец. Трудности обнаружения R-зубца обусловлены тем, что амплитуда и крутизна R-зубцов имеют разные значения для различных пациентов и могут изменяться с течением времени у отдельно взятого пациента (т.е. имеет место вариабельность R-зубца).

Известен селектор зубцов R электрокардиосигнала, структурная схема и описание которого приведены в [1] цель создания которого состоит в фиксации R-зубца ЭКС в условиях повышенного уровня помех. При этом в селекторе [1] сравнивается с эталоном произведение амплитуды на крутизну R-зубца.

Селектор [1] содержит усилитель ЭКС; полосовой фильтр; схему измерения амплитуды, включающую в себя амплитудный, пиковый детекторы и ключ; множитель и схему автоматической регулировки порога, включающую в себя схему сравнения, ждущий мультивибратор, пиковый детектор и делитель.

Основные недостатки селектора R-зубцов [1] состоят в следующем: 1. Не обнаруживаются R-зубцы малой амплитуды. Для их поиска и регистрации необходимо переключение чувствительности усилителя ЭКС, что делает невозможным оперативное обнаружение R-зубцов, т.е. работу устройства в реальном времени.

2. Вариабельность R-зубца, особенно в течение небольшого числа RR-интервалов, может привести к пропуску R-зубца.

3. Блокировка T-зубца ненадежна, т.к. отсутствует блок формирования следящего временного интервала.

4. Устройство имеет достаточно большие габариты и пониженную надежность, что связано с использованием сложных схем обнаружения R-зубца.

Известен детектор R-зубца, структурная схема и описание которого приведены в [2] цель создания которого совпадает с целью создания устройства [1] При этом в детекторе [2] сравнивается с эталоном амплитуда R-зубца (как это имеет место в заявляемом устройстве).

Детектор [2] содержит усилитель, низкочастотный фильтр, детектор, аналоговый компаратор, формирователь импульсов, два ключа, элемент памяти, блок управления порогом, управляемое сопротивление, таймер, счетчик, регистр хранения и цифро-аналоговый преобразователь.

Принципиальными недостатками детектора R-зубца [2] являются следующие.

1. Не обнаруживаются R-зубцы малой амплитуды. Для их поиска и регистрации необходимо переключение чувствительности усилителя ЭКС, что делает невозможным оперативное обнаружение R-зубцов, т.е. работу устройства в реальном времени.

2. Вариабельность R-зубца, особенно в течение небольшого числа RR-интервалов, может привести к пропуску R-зубца.

3. При большой амплитуде ЭКС, за счет артефактов и экстрасистол, велика вероятность пропуска R-зубцов, следующих непосредственно за возмущением (артефакт, экстрасистола).

4. Невысока надежность устройства в целом из-за использования сложных цифровых схем.

В качестве ближайшего прототипа заявляемого устройства по максимальному числу сходных признаков (в том числе по принципу обнаружения R-зубца, по построению устройства и по назначению блоков) выбран детектор R-зубца [2]

Целью настоящего изобретения является повышение надежности выделения R-зубца в условиях вариабельности амплитуды и формы электрокардиосигнала.

Устройство для обнаружения R-зубца электрокардиосигнала содержит вход электрокардиосигнала; полосовой фильтр; двухполупериодный детектор; диод,

составляющий вместе с электронным ключом и конденсатором пиковый детектор; первый электронный ключ; ограничительный резистор и ограничительный диод, составляющие амплитудный ограничитель экстрасистол, формирователь порогового напряжения, компаратор; формирователь фиксированного временного интервала; формирователь следящего временного интервала; триггер; формирователь синхроимпульсов; блок обнаружения отсутствия выделения R-зубца; выход синхроимпульса; выход инвертированного синхроимпульса. Выход полосового фильтра соединен с входом двухполупериодного детектора, соединенного своим выходом с входом пикового детектора, в котором входом является точка соединения анода диода с входом электронного ключа, а выходом точка соединения катода диода с выходом электронного ключа и первой обкладкой конденсатора, вторая обкладка которого подключена к общей шине, управляющий вход электронного ключа в пиковом детекторе соединен с вторым выходом формирователя синхроимпульсов, выход пикового детектора соединен с выходом первого электронного ключа, вход которого подключен к общей шине, и с первым выводом ограничительного резистора, второй вывод которого соединен с анодом ограничительного диода и с входом формирователя порогового напряжения, формирователь порогового напряжения своим первым выходом связан с первым входом компаратора, второй вход которого соединен с выходом двухполупериодного детектора, а выход с входом формирователя фиксированного временного интервала, соединенного своим выходом с входом формирователя следящего временного интервала и вторым входом триггера, первый вход которого соединен с выходом формирователя следящего временного интервала, первый и второй выходы формирователя синхроимпульсов являются выходами синхроимпульса и инвертированного синхроимпульса, соответственно, первый выход формирователя синхроимпульсов соединен с входом блока обнаружения отсутствия выделения R-зубца.

Поставленная цель достигается тем, что в устройство для обнаружения R-зубца электрокардиосигнала введены блок автоматической регулировки усиления, блок выборки-хранения, второй и третий электронные ключи, вход для выключения системы АРУ, вход для выключения следящего порога и вход для выключения следящего временного интервала, блок автоматической регулировки усиления включает в себя оптоэлектронную пару на основе фоторезистора и фотодиода, усилитель постоянного тока, конденсатор, электронный ключ и четыре резистора, при этом первый вывод первого резистора является первым информационным входом блока автоматической регулировки усиления и входом электрокардиосигнала устройства одновременно, второй вывод упомянутого резистора соединен с первым выводом фоторезистора, второй вывод которого подключен к общей шине, на анод фотодиода подано положительное напряжение, а катод соединен с выходом усилителя постоянного тока, вход которого соединен с первой обкладкой конденсатора, вторая обкладка которого подключена к общей шине, и с первым выводом второго резистора, второй вывод которого соединен с первым выводом третьего резистора и выходом электронного ключа, вход которого подключен к общей шине, а управляющий вход является входом для выключения системы АРУ устройства, второй вывод третьего резистора соединен с первым выводом четвертого резистора, второй вывод которого подключен к общей шине, и с катодом диода, анод которого является вторым информационным входом блока автоматической регулировки усиления и подключен к выходу двухполупериодного детектора, точка соединения второго вывода первого резистора с первым выводом фоторезистора является выходом блока автоматической регулировки усиления, соединенным с входом полосового фильтра, блок выборки-хранения включает в себя операционный усилитель, электронный ключ, конденсатор и ждущий мультивибратор, при этом вход операционного усилителя соединен с первой обкладкой конденсатора, вторая обкладка которого подключена к общей шине, и с выходом электронного ключа, вход которого является информационным входом блока выборки-хранения и соединен с вторым выходом формирователя порогового напряжения, выход упомянутого операционного усилителя является выходом блока выборки-хранения и

соединен с катодом ограничительного диода в амплитудном ограничителе экстрасистол, вход ждущего мультивибратора, выход которого соединен с управляющим входом электронного ключа, является управляющим входом блока выборки-хранения и соединен с выходом триггера и вторым входом второго электронного ключа, первый вход которого
 5 соединен с вторым входом триггера, а выход с входом формирователя синхроимпульсов, управляющий вход второго электронного ключа является входом для выключения следящего временного интервала устройства, управляющий вход первого электронного ключа соединен с выходом третьего электронного ключа, у которого первый вход соединен с выходом блока обнаружения отсутствия выделения R-зубца, второй вход подключен к
 10 общей шине, а управляющий вход является входом для выключения следящего порога устройства.

Сравнительный анализ с прототипом показывает, что заявляемое устройство отличается использованием новых блоков (блок автоматической регулировки усиления, блок выборки-хранения), новых узлов (второй и третий электронные ключи), новых входов
 15 ("Выкл.АРУ", "Выкл.СП", "Выкл.СВИ") и новых функциональных связей.

Таким образом, заявляемое устройство соответствует критерию "новизна".

Вновь введенная совокупность признаков существенна, так как позволяет повысить надежность выделения R-зубца ЭКС в условиях, когда электрокардиосигнал может иметь непредсказуемую амплитуду и форму. При этом исключается потеря важной медицинской
 20 информации о состоянии больного, имеющая место в устройстве-прототипе из-за невозможности фиксации без участия оператора R-зубца малой амплитуды, с одной стороны, и из-за пропадания R-зубцов при больших уровнях возмущений (артефакты, экстрасистолы), с другой стороны.

Предложенное техническое решение, помимо того, обеспечивает обнаружение R-зубцов в реальном времени, что весьма важно для изучения динамики работы сердца больного. Это позволяет сделать вывод о соответствии заявляемого технического решения критерию
 25 "существенные отличия".

Заявляемое техническое решение соответствует критерию "изобретательский уровень", так как оно для специалистов явным образом не следует из уровня техники. В то же
 30 время заявляемое техническое решение промышленно применимо, так как оно рассчитано для непосредственного использования в здравоохранении, а его серийное изготовление планируется в приборостроительной промышленности.

На фиг. 2, где приведена структурная схема заявляемого устройства, приняты следующие обозначения:

- 35 1 блок автоматической регулировки усиления (БАРУ),
- 2 полосовой фильтр (ПФ),
- 3 двухполупериодный детектор (ДПД),
- 4 пиковый детектор (ПД),
- 5 первый электронный ключ (ЭК₃),
- 40 6 формирователь порогового напряжения (ФПН),
- 7 блок выборки-хранения (БВХ),
- 8 компаратор (Комп),
- 9 формирователь фиксированного временного интервала (ФФВИ),
- 10 формирователь следящего временного интервала (ФСВИ),
- 45 11 триггер (Тр),
- 12 второй электронный ключ (ЭК₄),
- 13 формирователь синхроимпульсов (ФСИ),
- 14 блок обнаружения отсутствия выделения R-зубца (БООВ),
- 15 третий электронный ключ (ЭК₆),
- 50 16 первый резистор БАРУ (R₁),
- 17 оптоэлектронная пара БАРУ (ОЭП),
- 18 фоторезистор ОЭП,
- 19 фотодиод ОЭП,

- 20 усилитель постоянного тока БАРУ (УПТ),
 21 второй резистор БАРУ (R_2),
 22 электронный ключ БАРУ ($ЭК_1$),
 23 третий резистор БАРУ (R_3),
 5 24 диод БАРУ ($VD1$),
 25 четвертый резистор БАРУ (R_4),
 26 диод ПД ($VD2$),
 27 электронный ключ ПД ($ЭК_2$),
 28 конденсатор ПД ($C1$),
 10 29,30 ограничительный резистор ($R5$) и ограничительный диод ($VD3$), составляющие амплитудный ограничитель экстрасистол,
 31 операционный усилитель БВХ(ОУ),
 32 электронный ключ БВХ($ЭК_5$),
 33 конденсатор БВХ($C2$),
 15 34 ждущий мультивибратор БВХ(ЖМ),
 35 вход электрокардиосигнала (ЭКС),
 36 вход для выключения системы АРУ ("Выкл.АРУ"),
 37 вход для выключения следящего порога ("Выкл.СП"),
 38 вход для выключения следящего временного интервала ("Выкл.СВИ"),
 20 39 выход синхроимпульса ("СИ"),
 40 выход инвертированного синхроимпульса ("СИ"),
 41 конденсатор БАРУ ($C3$).

Ниже рассматривается практическая реализация заявляемого устройства для обнаружения R-зубца электрокардиосигнала.

- 25 Поскольку устройство в основном выполнено в микросхемном исполнении, часть элементов применяется в бескорпусном варианте.

Блок 1

- В качестве элементов 16, 21, 23 и 25 использованы резисторы С2-23-0,125-56 кОм \pm 5 А-Г; С2-23-0,125-50 кОм \pm 5 А-Г; С2-23-0,125-200 кОм \pm 5 А-Г и С2-23-0,5-4,3 МОм \pm 10 А-Е,
 30 соответственно.

В качестве элемента 17 использована оптопара резисторная ЗОР124, в качестве элемента 24 диод КД522Б, в качестве элемента 20 микросхема 574УД2А, в качестве элемента 22 микросхема КР590КН7 а в качестве элемента 41-конденсатор К73-24а-63 В-47мкФ \pm 10

- 35 Блок 2

Блок 2 представляет собой операционный усилитель с дифференцирующими и интегрирующими RC-цепями.

- В нем использованы микросхема 744УД1А-1, два резистора С2-23-0,125-1,78 МОм \pm 2 А-Д и конденсаторы К73-9-100 В-0,047 мкФ \pm 5 К73-9-100 В-0,056 мкФ \pm 5 и К10-17-М1500-6800 пФ \pm 10-В.
 40

Блок 3

- В блоке 3 использован операционный усилитель в режиме двухполупериодного выпрямления. При этом использованы микросхема 744УД1А-1, две бескорпусные диодные сборки Д907Б-1 и резисторы Р1-8-0,125- 1,54 кОм \pm 1 Р1-8-0,125-6,18 кОм \pm 1 Р1-8-0,125-7,5 кОм \pm 1 Р1-8-0,125-30,1 кОм \pm 1
 45

Блок 4 В качестве элемента 26 использованы диоды 2Д907Б-1, элемента 27 - микросхема Б590КН5-2, элемента 28 конденсатор К73-24а-100 В3,3 мкФ \pm 10

Блок 5

- 50 Использована микросхема Б590КН5-2.

Блок 6

Блок 6 построен на основе операционного усилителя с коэффициентом передачи, равным единице. В нем использована микросхема 744УД1А-1.

Блок 7

Элемент 31 микросхема 744УД1А-1; элемент 32 микросхема Б590КН5-2; элемент 33 конденсатор К10-47А50 В-1 мкФ \pm 20-Н3О; элемент 34 - микросхема 765ТМ2-1, резистор Р1-8-0,125-100 кОм \pm 5 и конденсатор К10-17В-М1500-0,01 мкФ \pm 10%

Блок 8

5 Выполнен на микросхеме 744УД1А-1.

Блок 9

Блок 9 выполнен по схеме одновибратора, для чего использованы микросхема 765ТМ2-1, резистор Р1-8-0,25-1 МОм \pm 5 и конденсатор К10-17-16-Н50-0,1 мкФ-В.

Блок 10

10 Его схема приведена на фиг.3.

В качестве ее элементов использованы: D1 микросхема 765ТМ2-1, VT1 - транзистор КТ3102ВМ, VT2 транзистор КТ360А-1, VT3 транзистор КТ360А-1, С1 - конденсатор К10-47А-50В-1 мкФ \pm 10 -Н3О, С2- конденсатор К10-17В-М1500-0,01 мкФ \pm 10 VD1 диодная сборка 2Д907Б-1, R1 - резистор С2-23-0,125- 1,54 МОм \pm 5 R2 резистор Р1-8-0,125-10 кОм \pm 5 R3 резистор Р1-8-0,125-20 кОм \pm 5 R4 резистор Р1-8-0,125-54 кОм \pm 5 R5 резистор Р1-8-0,125-10 кОм \pm 5 R6 - резистор Р1-8-0,125- -20 кОм \pm 5 R7 резистор Р1-8-0,125-20 кОм \pm 5 R8 резистор Р1-8-0,125-10 кОм \pm 5

Блок 10 работает следующим образом. Задний фронт (срез) импульса фиксированной задержки, поступающего из блока 9 (фиг.2), запускает по входу "С" триггер D1 (фиг. 3). При этом транзистор V T3 открывается и его неизменным коллекторным током линейно заряжаются конденсаторы С1 и С2 до уровня +7,5 В, триггер D1 по входу "R" сбрасывается, транзистор VT3 закрывается, а транзисторы VT1 и VT2 открываются. С этого момента конденсаторы С1 и С2 линейно разряжаются через транзистор VT1. Время заряда С1 и С2 во время формирования следящего импульса зависит от напряжения, до которого были разряжены эти конденсаторы за время предыдущего RR-интервала. Таким образом формируется следящий импульс, длительность которого зависит от RR-интервала. Подбором С1, С2, R1 и R6 устанавливается длительность следящего импульса, примерно равная 1/4 длительности RR-интервала. При этом общая длительность блокирующего времени равна сумме времен фиксированной и следящей задержек, что обеспечивает полное соответствие изменения длительности блокирующего интервала фактическому изменению длительности Т-зубца в процессе изменения частоты сердечных сокращений. Длительность Т-зубца обычно составляет 80 мс+0,25 τ_{RR} , где τ_{RR} длительность RR-интервала. Тем самым обеспечен надежный запрет срабатывания устройства на Т-зубец, даже если он имеет амплитуду, превышающую амплитуду R-зубца.

Блок 11

Блок 11 выполнен на микросхеме 765ТМ2-1.

Блок 12

40 Блок 12 выполнен на микросхеме Б590КН5-2.

Блок 13

Блок 13 выполнен на микросхеме 765ТМ2-1, резисторе Р1-8-0/125- 464 кОм \pm 1 и конденсаторе К10-17В-М50-0,01 мкФ \pm 5

Блок 14

45 Блок 14 выполнен на микросхеме 765ТМ2-1, резисторе Р1-8-0,125-5,1 МОм \pm 5 и конденсаторе К10-47А-50В-1 мкФ \pm 20-Н3О.

Блок 15

Блок 15 выполнен на микросхеме Б590КН5-2.

Элементы 29 и 30

50 В качестве элемента 29 использован резистор Р1-8-0,125-10 кОм \pm 10 а в качестве элемента 30 диод 2Д907Б-1.

Устройство для обнаружения R-зубца электрокардиосигнала работает следующим образом (фиг.2).

Со входа 35 ЭКС поступает на вход делителя напряжения, образованного резистором 16 и фоторезистором 18. С выхода этого делителя ЭКС попадает в блоки 2 и 3, где фильтруется и выпрямляется, соответственно. С выхода блока 3 сигнал попадает через диод 24 на резистор 25 и через резисторы 23 и 21, заряжая СЗ, поступает через УПТ (блок 20) на фотодиод 19, освещающий фоторезистор 18 в оптоэлектронной паре 17. УПТ подключен таким образом, что увеличение амплитуды ЭКС вызывает увеличение тока через фотодиод, благодаря чему уменьшается сопротивление фоторезистора, что приводит к уменьшению амплитуды ЭКС на выходе делителя 16, 18.

Тем самым амплитуда ЭКС на выходе блока 3 поддерживается постоянной. В блоке 1 есть возможность отключения режима АРУ, для чего используется сигнал на входе 36 и электронный ключ 22.

На фиг.4 изображена временная диаграмма напряжений, действующих на выходах основных блоков, иллюстрирующая работу заявляемого устройства. Для наглядности представления работы устройства в ЭКС несколько увеличен Т-зубец и во второй RR-интервал введен артефакт большой амплитуды.

Выпрямленный ЭКС поступает на второй вход компаратора 8, где он сравнивается с пороговым напряжением, формируемым пиковым детектором 4, блоками 6, 7 и элементами 29,30. Выходной импульс компаратора 8 поступает для создания фиксированной задержки в блок 9 и следящей (относительной) задержки в блок 10.

Следящая задержка, зависящая от величины RR-интервала, необходима для надежной блокировки Т-зубца.

Триггер 11 из этих задержек формирует суммарную задержку.

Такая временная селекция обеспечивает нечувствительность заявляемого устройства к срабатыванию на Т-зубец, если он имел большую амплитуду и не был полностью подавлен в полосовом фильтре 2.

Следящая временная задержка может быть исключена, для чего используется сигнал на входе 38 и электронный ключ 12. От формирователя 13 синхроимпульс попадает на блок 14, подтверждая тем самым наличие выделения R-зубца. Если на блок 15 в течение определенного времени не поступают импульсы выделения, то блок 14 выдает

управляющий сигнал, который после прохождения через электронный ключ 15 поступает на управляющий вход электронного ключа 5, обеспечивая тем самым быстрый разряд конденсатора 28. При этом порог срабатывания компаратора 8 резко снижается. Со второго выхода формирователя 13 короткий синхроимпульс поступает на управляющий вход электронного ключа 27, благодаря чему последний замыкается, а конденсатор 28 отслеживает уровень сигнала на выходе двухполупериодного детектора 3. Этим обеспечивается возможность выделения R-зубца при значительном уменьшении амплитуды ЭКС. Импульс с выхода триггера 11 (после временной задержки) запускает ждущий мультивибратор 34, который своим коротким выходным импульсом, поданным на управляющий вход электронного ключа 32, замыкает последний. При этом пороговое напряжение запоминается на конденсаторе 33 и через согласующий операционный усилитель 31 подается на диод 30, который остается закрытым.

Однако, если амплитуда ЭКС резко возрастает (из-за артефактов или экстрасистол), то диод 30 отпирается и конденсатор 28 не в состоянии зарядиться до максимального уровня напряжения. Он зарядится только до напряжения, несколько превышающего напряжение отпирания диода 30, за счет тока, протекающего через ограничительный резистор 29. Таким образом, вероятность того, что R-зубец на некоторое время не будет выделяться сразу после скачка амплитуды ЭКС резко уменьшается.

Кратко суммируя сказанное, сформулируем принципы, на основе которых построено заявляемое устройство.

1. Частотная селекция, для чего использован полосовой фильтр.

2. Амплитудная селекция, при которой осуществляется сравнение амплитуды R-зубца с заполненным уровнем R-зубца ЭКС конкретного пациента в конкретном отведении, а также эффективное ограничение уровня единичных экстрасистол и артефактов большой

амплитуды до уровня нормальных R-зубцов.

3. Временная селекция, автоматически подстраиваемая под конкретного пациента при его конкретном сердечном ритме.

4. Приведение амплитуды ЭКС, действующего на входе устройства, к нормированному (неизменному) уровню, независимо от пациента и выбранного отведения.

5. Автоматическое повышение чувствительности устройства к выделению R-зубца при отсутствии его выделения в течение времени, превышающего 2 сек.

6. Нечувствительность устройства к полярности ЭКС.

Технико-экономическая эффективность заявляемого устройства состоит в том, что в нем исключается вероятность пропадания R-зубцов, следующих непосредственно за возмущением (артефактом или экстрасистолой). Вместе с тем в заявляемом устройстве стало возможным выделение R-зубцов малого уровня без участия оператора и без потерь дополнительного времени на их обнаружение.

Следовательно, заявляемое устройство, в сравнении с прототипом, позволяет более качественно, более экономично и за более короткое время осуществлять диагностику и лечение сердечных заболеваний, сохраняя ценную медицинскую информацию о динамике работы сердца больного.

ИСТОЧНИКИ ИНФОРМАЦИИ

1. Колтун В.М. Лебяжьев А.Н. Селектор зубцов R электрокардиосигналов с умножением амплитуды на крутизну//Медицинская техника. 1990. N 6. С.17-21.

2. Бородин А.В. Соловьева С.А. и Ульянецкий Ю.Д. Детектор R-зубца. А.с. 1466707 СССР. Кл. А 61 В 5/02. 1989, Б.И. N 11 (прототип). ЫЫЫ2 ЫЫЫ4

Формула изобретения

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

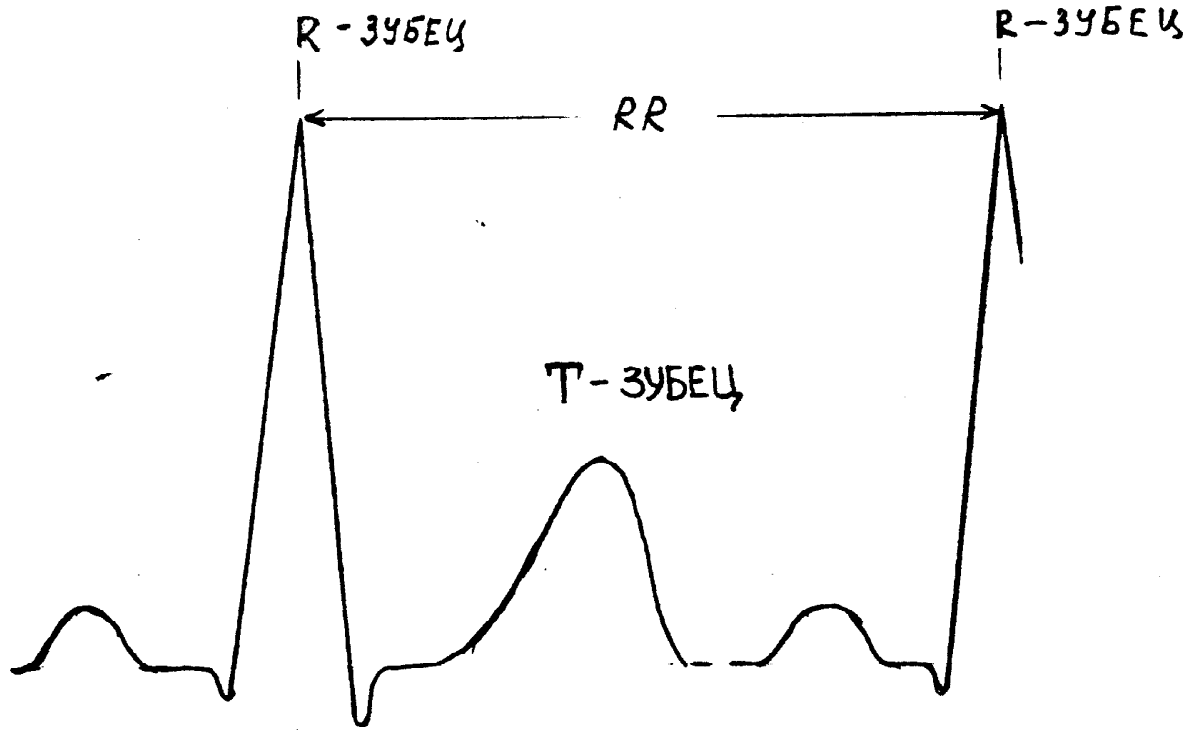
Устройство для обнаружения R-зубца электрокардиосигнала, содержащее вход электрокардиосигнала, полосовой фильтр, двухполупериодный детектор, диод, составляющий вместе с электронным ключом и конденсатором пиковый детектор, первый электронный ключ, ограничительный резистор и ограничительный диод, составляющие амплитудный ограничитель экстрасистол, формирователь порогового напряжения, компаратор, формирователь фиксированного временного интервала, формирователь следящего временного интервала, триггер, формирователь синхроимпульсов, блок обнаружения отсутствия выделения R-зубца, выход синхроимпульса, выход инвертированного синхроимпульса, выход полосового фильтра соединен с входом двухполупериодного детектора, соединенного своим выходом с входом пикового детектора, в котором входом является точка соединения анода диода с входом электронного ключа, а выходом точка соединения катода диода с выходом электронного ключа и первой обкладкой конденсатора, вторая обкладка которого подключена к общей шине, управляющий вход электронного ключа в пиковом детекторе соединен с вторым выходом формирователя синхроимпульсов, выход пикового детектора соединен с выходом первого электронного ключа, вход которого подключен к общей шине, и с первым выводом ограничительного резистора, второй вывод которого соединен с анодом ограничительного диода и с входом формирователя порогового напряжения, формирователь порогового напряжения своим первым выходом связан с первым входом компаратора, второй вход которого соединен с выходом двухполупериодного детектора, а выход с входом формирователя фиксированного временного интервала, соединенного своим выходом с входом формирователя следящего временного интервала и вторым входом триггера, первый вход которого соединен с выходом формирователя следящего временного интервала, первый и второй выходы формирователя синхроимпульсов являются выходами синхроимпульса и инвертированного синхроимпульса, соответственно, первый выход формирователя синхроимпульсов соединен с входом блока обнаружения отсутствия выделения R-зубца, отличающееся тем, что в него введены блок автоматической регулировки усиления, блок выборки-хранения, второй и третий электронные ключи, вход

для выключения системы АРУ, вход для выключения следящего порога и вход для выключения следящего временного интервала, блок автоматической регулировки усиления включает в себя оптоэлектронную пару на основе фоторезистора и фотодиода, усилитель постоянного тока, конденсатор, электронный ключ и четыре резистора, при этом первый вывод первого резистора является первым информационным входом блока автоматической регулировки усиления и входом электрокардиосигнала устройства одновременно, второй вывод упомянутого резистора соединен с первым выводом фоторезистора, второй вывод которого подключен к общей шине, на анод фотодиода подано положительное напряжение, а катод соединен с выходом усилителя постоянного тока, вход которого соединен с первой обкладкой конденсатора, вторая обкладка которого подключена к общей шине, и с первым выводом второго резистора, второй вывод которого соединен с первым выводом третьего резистора и выходом электронного ключа, вход которого подключен к общей шине, а управляющий вход является входом для выключения системы АРУ устройства, второй вывод третьего резистора соединен с первым выводом четвертого резистора, второй вывод которого подключен к общей шине, и с катодом диода, анод которого является вторым информационным входом блока автоматической регулировки усиления и подключен к выходу двухполупериодного детектора, точка соединения второго вывода первого резистора с первым выводом фоторезистора является выходом блока автоматической регулировки усиления, соединенным с входом полосового фильтра, блок выборки-хранения включает в себя операционный усилитель, электронный ключ, конденсатор и ждущий мультивибратор, при этом вход операционного усилителя соединен с первой обкладкой конденсатора, вторая обкладка которого подключена к общей шине, и с выходом электронного ключа, вход которого является информационным входом блока выборки-хранения и соединен с вторым выходом формирователя порогового напряжения, выход упомянутого операционного усилителя является выходом блока выборки-хранения и соединен с катодом ограничительного диода в амплитудном ограничителе экстрасистол, вход ждущего мультивибратора, выход которого соединен с управляющим входом электронного ключа, является управляющим входом блока выборки-хранения и соединен с выходом триггера и вторым входом второго электронного ключа, первый вход которого соединен с вторым входом триггера, а выход с входом формирователя синхроимпульсов, управляющий вход второго электронного ключа является входом для выключения следящего временного интервала устройства, управляющий вход первого электронного ключа соединен с выходом третьего электронного ключа, у которого первый вход соединен с выходом блока обнаружения отсутствия выделения R-зубца, второй вход подключен к общей шине, а управляющий вход является входом для выключения следящего порога устройства.

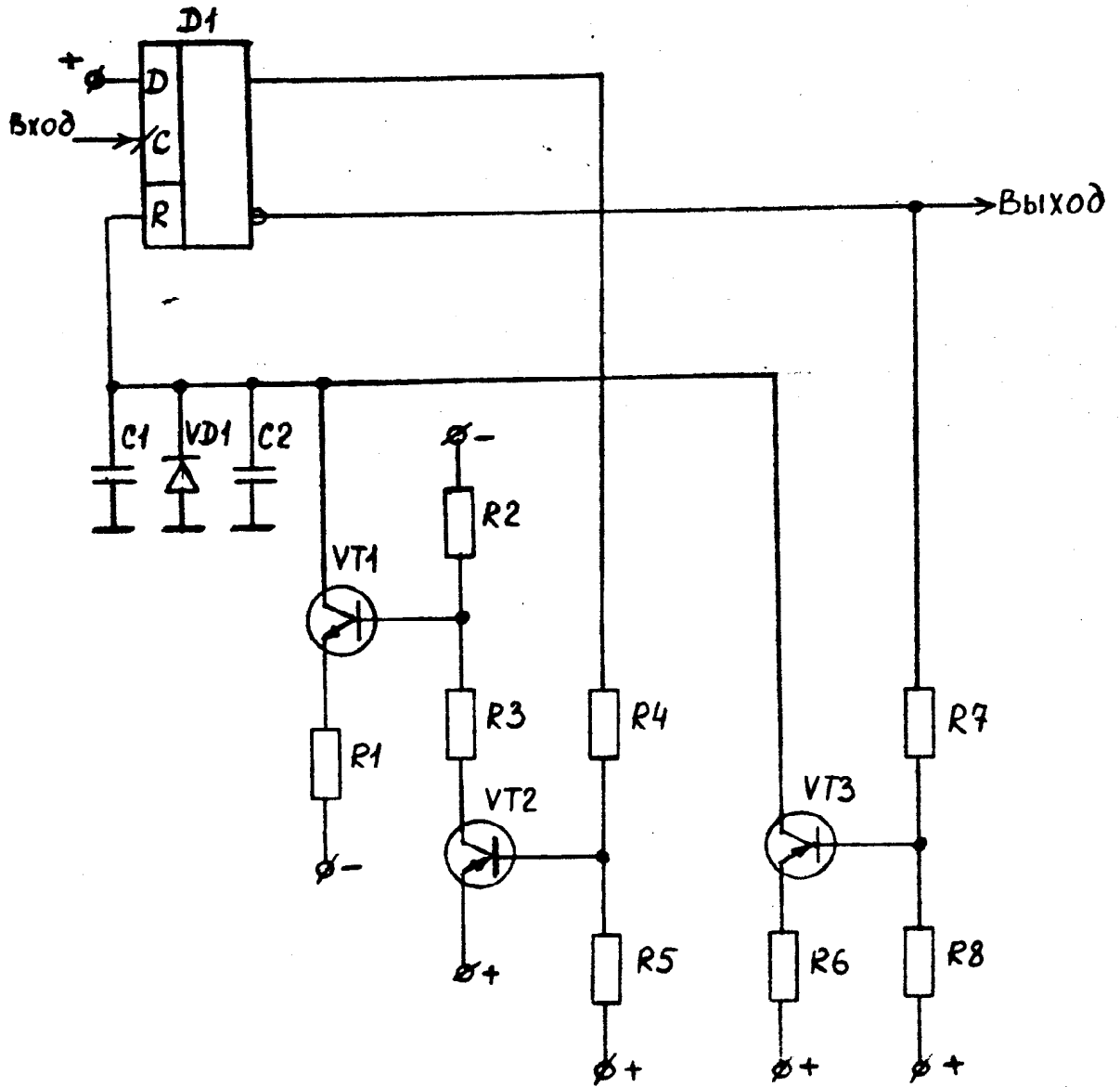
40

45

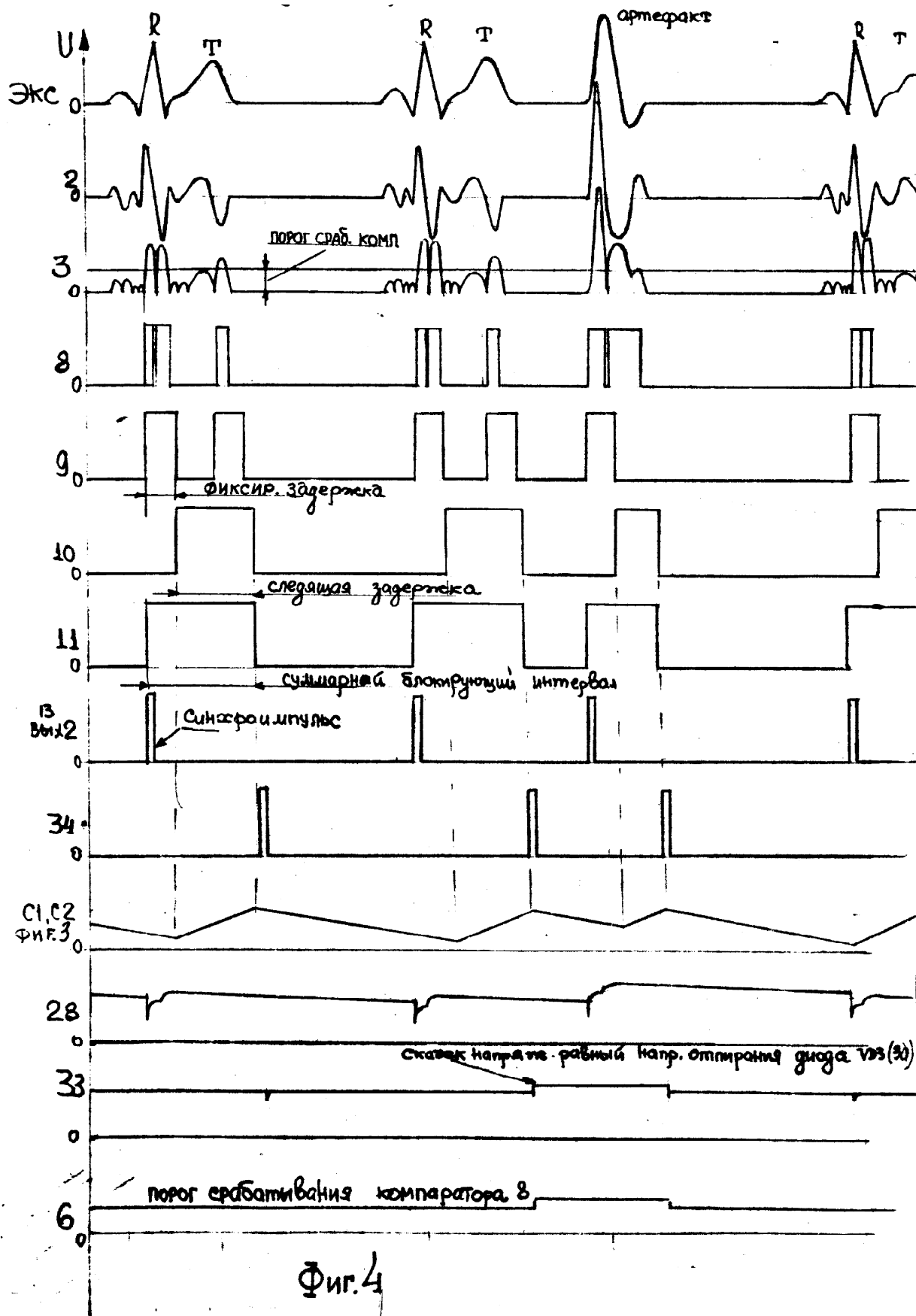
50



Фиг. 1



Фиг. 3



Фиг. 4