



(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 019 128** <sup>(13)</sup> **C1**  
 (51) МПК<sup>5</sup> **A 61 B 5/02**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО  
 ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 4941165/14, 03.06.1991

(46) Дата публикации: 15.09.1994

(56) Ссылки: Заявка Японии N 62-5618, кл. А 61В 5/02, 1987.

(71) Заявитель:

Научно-исследовательский институт  
 автоматики и электромеханики при Томском  
 институте автоматизированных систем  
 управления и радиоэлектроники

(72) Изобретатель: Дацюк В.В.,

Пьянков В.З., Слупская А.И., Ткаченко А.А.

(73) Патентообладатель:

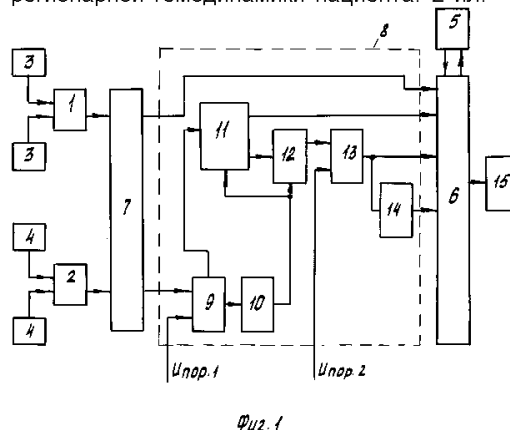
Научно-исследовательский институт  
 автоматики и электромеханики при Томском  
 институте автоматизированных систем  
 управления и радиоэлектроники

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОЙ И РЕГИОНАРНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ

(57) Реферат:

Изобретение относится к функциональной диагностике, в частности к устройствам для изучения, а также для экспресс-анализа состояния центральной гемодинамики и регионарной гемодинамики мозга и глаза. Цель изобретения - расширение функциональных возможностей и повышение достоверности диагностики в условиях помех, возникающих при патологии сердечной деятельности. Устройство содержит реограф 1 и кардиограф 2, к выходам которых подключены датчики 3 и 4, блок постоянных параметров (БПП) 5, связанный с вычислительным устройством (ВУ) 6, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 7, выходы которого подключены к ВУ 6 и схеме сравнения 8, счетчик-интегратор 9, определяющий время превышения сигналом кардиограмм  $U_{пор 1}$ , выход которого подключен к блоку параметров кардиограммы (БПК) 10, определяющему максимальную амплитуду ее сигнала и его координату во времени. Счетчик 9 соединен также с делителем 11. Вторая схема сравнения 12

сравнивает сигналы с выхода делителя с  $U_{пор 2}$ , выбранным по величине равным не менее 75% от  $U_{макс}$ . Счетчик 9 определяет необходимое число периодов для обработки более достоверной диагностики. В ВУ 6 осуществляется обработка реограммы по методикам, в которых приведены показатели, характеризующие состояние центральной и регионарной гемодинамики пациента. 2 ил.



RU 2 019 128 C1

RU 2 019 128 C1



(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 019 128** <sup>(13)</sup> **C1**  
 (51) Int. Cl.<sup>5</sup> **A 61 B 5/02**

RUSSIAN AGENCY  
 FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 4941165/14, 03.06.1991

(46) Date of publication: 15.09.1994

(71) Applicant:  
 Nauchno-issledovatel'skij institut  
 avtomatiki i ehlektromekhaniki pri Tomskom  
 institute avtomatizirovannykh sistem  
 upravlenija i radioehlektroniki

(72) Inventor: Datsjuk V.V.,  
 P'jankov V.Z., Slupskaja A.I., Tkachenko A.A.

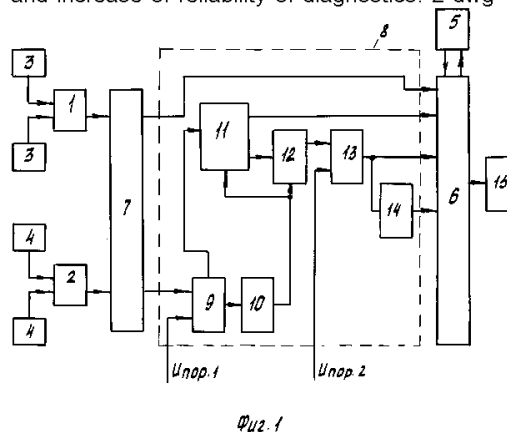
(73) Proprietor:  
 Nauchno-issledovatel'skij institut  
 avtomatiki i ehlektromekhaniki pri Tomskom  
 institute avtomatizirovannykh sistem  
 upravlenija i radioehlektroniki

(54) THE DEVICE FOR EXAMINATION OF CENTRAL AND REGIONAL GEODYNAMICS

(57) Abstract:

FIELD: medicine. SUBSTANCE: device has reograph 1 and cardiograph 2, outputs of which are connected to sensors 3 and 4; block of constant parameters 5, connected with computing device 6; analog-digital converter 7, outputs of which are connected to computing device 6 and circuit of comparison 8; counting integrator 9, determining time of excess by signal of cardiogram  $I_1$ , output of which is connected to cardiograms parameters block 10, determining maximal amplitude of its signal and signal coordinate on time. The counter 9 is connected also with divider 11. Second circuit of comparison 12 compares signals of divider output with  $I_2$ , chosen on value equal to not less than 75 % from  $I_{max}$ . The counter 9 determines necessary number of periods for processing to get more authentic diagnostics. Computing device 6 executes

processing of reogram on techniques, which use given parameters, describing state of central and regional geodynamics of patient. EFFECT: expansion of functional capabilities and increase of reliability of diagnostics. 2 dwg



RU 2 019 128 C1

RU 2 019 128 C1

Изобретение относится к функциональной диагностике, в частности к устройствам для обследования и экспресс-анализа состояния центральной и регионарной гемодинамики мозга и глаза.

Известно устройство для определения параметров регионарной гемодинамики (Л. А. Кацнельсон. Реография глаза. М.: Медицина. 1977, 120 с.). Устройство содержит реограф, предназначенный для подключения к исследуемому объекту, кардиограф, самописец и измерительное устройство. Однако, данное устройство имеет низкую производительность и точность из-за погрешностей, возникающих при регистрации и измерении параметров.

Известно также устройство для определения параметров центральной гемодинамики, содержащее реограф, предназначенный для подключения к исследуемому объекту, пульсометр, блок постоянных параметров исследуемого объекта и вычислительное устройство. Это устройство позволяет повысить точность и автоматизировать процесс определения параметров регионарной гемодинамики в условиях помехи, возникающей при дыхании исследуемого объекта. Однако, помеха при дыхании не является основной и обычно легко устраняется при проведении диагностики на задержке дыхания.

Недостатками устройства является определение ограниченного числа параметров гемодинамики, а также низкая достоверность диагностики при патологиях сердечной деятельности, а также при различных возрастных и антропометрических параметрах пациентов.

Наиболее близким по технической сущности и достигаемому результату является устройство для анализа динамики кровообращения, содержащее датчики пульса и кровяного давления, импедансный кардиограф, блок обработки, вычислитель и регистратор.

Недостатками данного устройства также являются невысокая достоверность диагностики, возникающая при патологиях сердечной деятельности и при различных возрастных и антропометрических данных пациентов, а также определение ограниченного числа параметров гемодинамики.

Для повышения достоверности диагностики в условиях помехи, возникающей при патологии сердечной деятельности и расширения функциональных возможностей предлагаемое устройство содержит датчики реограммы, соединенные с реографом, датчики кардиограммы, соединенные с кардиографом, блок обработки, вычислитель и регистратор.

Отличительными от прототипа признаками устройства является то, что в него введены аналого-цифровой преобразователь, первый вход которого подключен к выходу реографа, второй вход - к выходу кардиографа, первый выход - к первому входу вычислителя, а второй выход - к входу блока обработки, и блок памяти постоянных параметров, соединенный с вычислителем, а блок обработки выполнен в виде последовательно соединенных первой схемы сравнения, первый вход которой является входом блока обработки, а второй вход соединен с первым

выходом источника порогового напряжения, первого счетчика, блока параметров кардиограммы, второй вход которого соединен с вторым выходом первой схемы сравнения, а первый выход - с вторым входом вычислителя, делителя, первый вход которого соединен с вторым выходом блока параметров кардиограммы, а второй вход - с первым входом блока параметров кардиограммы и выходом первого счетчика, второй схемы сравнения, первый вход которой подключен к выходу делителя, второй вход соединен с вторым выходом источника порогового напряжения, а выход - с третьим входом вычислителя и входом второго счетчика, выходом подключенного к четвертому входу вычислителя.

Достижимый технический результат - расширение функциональных возможностей и повышение достоверности диагностики в условиях помех, возникающих при патологии сердечной деятельности.

На фиг.1 представлена структурная схема устройства; на фиг.2 - диаграмма работы устройства.

Устройство для исследования центральной и регионарной гемодинамики содержит реограф 1 и кардиограф 2, к входам которых соответственно подключены датчики реограммы 3 и датчики кардиограммы 4, блок постоянных параметров (БПП) 5, связанный с вычислителем 6, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 7, первый вход которого подключен к выходу реографа 1, второй вход - к выходу кардиографа 2, первый выход - к первому входу вычислителя, а второй выход - к входу блока обработки 8, выполненного в виде последовательно соединенных первой схемы сравнения 9, первый вход которой является входом блока обработки 8, а второй вход соединен с первым выходом источника порогового напряжения (не показан), первого счетчика 10, блока параметров кардиограммы 11, второй вход которого соединен с вторым выходом первой схемы сравнения 9, а первый выход - с вторым входом вычислителя 6, делителя 12, первый вход которого соединен с вторым выходом блока параметров кардиограммы 12, а его второй вход - с первым входом блока параметров кардиограммы 11 и выходом первого счетчика 10, второй схемы сравнения 13, первый вход которой подключен к выходу делителя 12, второй вход соединен с вторым выходом источника порогового напряжения, а выход - с третьим входом вычислителя 6 и входом второго счетчика 14, выходом подключенного к четвертому входу вычислителя 6, соединенного с регистратором 15.

Устройство работает следующим образом. В начале работы на подготовительном этапе производится калибровка масштаба записи после пятиминутного прогрева реографа 1. Для этого пользователь нажимает на кнопку "Калибр" 0,1 или 0,5 на лицевой панели реографа 1. В реографе РПГ2-02 существуют две величины калибровочного сигнала основной реограммы 0,1-0,5 Ом. Выбор масштаба записи и величины калибровочного сигнала зависит от величины амплитуды дифференцированной реограммы. Выбранная величина калибровочного сигнала заносится в БПП 5, который представляет собой оперативное запоминающее устройство

(ОЗУ), выполненное например на микросхеме серии К56РУ5.

Далее, в зависимости от показаний для пациента с клавиатуры вычислителя 6, которая представляет собой часть широкого класса микроЭВМ от БК-0010 до IBM PC, путем нажатия определенных клавиш задается один из режимов работы устройства: I - исследование гемодинамики мозга (обработка реоэнцефалограммы); II - исследования центральной гемодинамики методом тетраполярной грудной реографии (обработка дифференцированной реограммы), III - исследование гемодинамики глаза (обработка реоофтальмограммы). Выбор может осуществляться одним из известных стандартных способов: функциональная клавиатура, клавиатура дисплея, устройство типа "мышь" или "джойстик", либо устройство речевого ввода. В БПП 5 пользователь с помощью функциональной клавиатуры заносит масштабирующий коэффициент, который отображает величину калибровочного сигнала и считывается пользователем с лицевой панели реографа над нажатой кнопкой, соответствующей масштабирующему коэффициенту. Далее в БПП 5 пользователь с помощью функциональной клавиатуры заносит межэлектродное сопротивление обследуемого пациента, которое он считывает со стрелочного индикатора, расположенного на лицевой панели реографа. Пользователь с помощью функциональной клавиатуры дополнительно заносит в БПП 5 личностные параметры обследуемого пациента, необходимые для расчетов: рост, вес, объем грудной клетки, систолическое и диастолическое давление, межэлектродное расстояние. Вся информация, введенная в устройство на этом этапе, хранится в блоке постоянных параметров 5.

При наложении электродов на пациента прибор переходит в режим непосредственной обработки медико-биологических потенциалов пациента. Электрический сигнал, характеризующий изменение импеданса пациента за счет кровотока, снимаемый с датчиков реограммы 3, поступает с выхода реографа 1 на первый вход АЦП 7, а электрический сигнал, характеризующий сердечную деятельность и снимаемый с датчиков кардиограммы 4, с выхода кардиографа 2 (эпюра а, фиг. 2) - на второй вход АЦП 7. С первого выхода АЦП 7 аналоговый сигнал, преобразованный в цифровую форму, поступает на первый вход вычислителя 6, а с второго выхода АЦП 7 - на первый вход первой схемы сравнения 9 блока обработки 8.

При превышении сигналом порогового значения  $U_{пор.1}$  (эпюра а, фиг.2), задаваемого по второму входу, первой схемы сравнения 9 и источником порогового напряжения, с первого выхода первой схемы сравнения 9 сигнал поступает на первый вход БПК 11, а со второго выхода на вход счетчика-интегратора 10 (эпюра б, фиг. 2). Для последующей привязки отрезка реограммы, по которой осуществляется определение необходимых параметров гемодинамики необходимо выявить максимум кардиограммы.

Кардиограмма является наиболее

удобной, так как нужные для расчетов участки реограммы запаздывают относительно пика кардиограммы. Однако из-за индивидуальных особенностей сердечной деятельности пациентов, особенно при патологиях, определение этого максимума автоматически является довольно-таки сложной задачей. Так, например, редко, но бывает, что второй максимум (Т зубец) практически равен первому (Р зубец), а то и превышает его. Более того, иногда наблюдается смещение максимумов относительно оси (при тахикардии), а также следующие максимумы могут быть ниже или выше ранее определенного. По методике же необходимо проводить расчеты и усреднение параметров не менее чем по пяти периодам. Поэтому по указанным выше причинам возможны грубые сбои в работе устройства. Для устранения этого в БПК 11 определяется максимальное значение амплитуды кардиограммы и его координаты (эпюра в, фиг. 2), а в счетчике интегратора 10 определяется длительность превышения сигналом порогового значения (эпюра г, фиг.2),  $U_{пор.1}$ , составляющим 10-15% среднего значения сигнала кардиограммы. БПК 11 может быть выполненным на основе схемы сравнения и ячейки памяти.

При включении устройства ячейка памяти обнуляется. При поступлении сигнала с первой схемы сравнения 9 из ячейки считывается его значение и сравнивается с величиной текущего значения сигнала, так как  $U_{пор.1} > 0$ , то 1-е значение напряжения поступающего сигнала больше хранящегося в ячейке. Поэтому текущее значение ( $U_T$ ) "засылается" в ячейку памяти. Если следующее значение поступившего  $U_T$  меньше величины хранящегося в ячейке памяти значения, то в ячейке остается старое значение, если вновь поступившее  $U_T$  больше, то оно "засылается" в ячейку памяти.

При поступлении на второй вход БПК сигнала с блока 9, означающего окончание отрезка сигнала кардиограммы превышающего величину  $U_{пор.1}$ , максимальное значение амплитуды кардиограммы определенного на данном отрезке сигнала пересылается в вычислитель 6 и делитель 11, а ячейка памяти обнуляется.

Счетчик-интегратор 10 может быть выполнен либо в виде сумматора, либо накапливающего регистра. При включении устройства он обнуляется. Пре превышении сигналом кардиограммы  $U_{пор.1}$  на его вход поступает сигнал. В счетчике или сумматоре начинается отсчет длительности превышения сигналом  $U_{пор.1}$  и заканчивается при поступлении с выхода первой схемы сравнения 9 сигнала об окончании превышения величиной текущего значения сигнала  $U_{пор.1}$ . С выхода первого счетчика 10 сигнал поступает как БПК 11 и делитель 12, а сам счетчик (регистр или сумматор) обнуляется. При снижении уровня сигнала меньше порогового значения по сигналу с выхода счетчика интегратора 10 данные с первого выхода БПК 11 поступают на второй вход ВУ 6, а с второго выхода - на первый вход делителя 12. Так как с выхода АЦП 7 поступает числовой код, делитель 12 выполняет функцию деления максимального значения амплитуды, определяемого на

каждом интервале сигнала кардиограммы, превышающем  $U_{пор.1}$ . на длительность соответствующего интервала, определяемого в счетчике-интеграторе 10.

Делитель может быть выполнен в виде двух регистров. В 1-й заносится величина  $U_{max}$ , определенная в БПК, а во второй - длительность интервала превышения отрезком сигнала  $U_{пор.1}$ . Далее путем сдвига влево значения разрядов 1-го регистра пропорционально числу значащих разрядов 2-го регистра определяется необходимая величина делимого (эюра д, фиг.2). С выхода счетчика интегратора 10 данные поступают также на второй вход делителя 12. С выхода делителя 12 (эюра д, фиг.2) сигналы поступают на вторую схему сравнения 13. При превышении сигналом уровня  $U_{пор.2}$  (эюра д, фиг.2) с выхода второй схемы сравнения 13 данные поступают на третий вход ВУ 6 и на вход счетчика 14. На основании ряда экспериментов  $U_{пор.2}$  выбрано 75% от  $U_{max}$ . Счетчик 14 определяет необходимое число периодов для обработки. По методике оно обычно равно пяти. При включении питания устройства в счетчике 14 принудительно устанавливается число 5. После каждого срабатывания схемы сравнения 13 и поступлении с нее импульса (эюра е, фиг.2) на вход счетчика 14, из него вычитается единица. При обнулении счетчика 14 с его выхода выдается импульс (сигнал на вход 4 вычислителя 6, в котором осуществляется обработка реограмм (эюра ж, фиг.2) по приведенным ниже методикам. После обнуления счетчика 14 в нем снова принудительно устанавливается число 5. С ВУ 6 рассчитанные показатели подаются на регистратор 15, представляющий собой индикатор-экран и печатающее устройство.

Данные показатели, представленные в цифровой форме характеризуют состояние гемодинамики на локализованной части тела между электродами реографа.

Для исследования центральной гемодинамики методом тетраполярной грудной реографии по дифференцированной реограмме определяются следующие параметры (по методике Ю. Т.Пушкар, В.М.Большов, Н.А.Елизарова, В.В.Кухарчук, А.А. Цветков, Г. И.Хеймец, В.М.Шпилькин. Определение сердечного выброса методом тетраполярной грудной реографии и его методические возможности. Кардиография, 1977, 7):

$$1. \text{ Ударный объем сердца } UOC = \frac{0,9 \cdot K \cdot p \cdot Q^2 \cdot L \cdot A \cdot T_i}{R^2}, \text{ мл,}$$

(1) где А - амплитуда первой производной грудной реограммы, Ом/с;

Q - периметр грудной клетки, см;

L - расстояние между центрами потенциальных электродов, см;

$T_i$  - период изгнания крови, с;

R - межэлектродное сопротивление, Ом;

p - удельное сопротивление крови (150 Ом/см);

0,9 - поправочный коэффициент, зависит от места наложения электродов;

K - размерный коэффициент, зависит от Q.

2. Минутный объем крови

$$MOK = \frac{UOC \cdot \text{пульс}}{1000}, \text{ л, (2) где } UOC -$$

ударный объем сердца;

пульс - количество сокращений сердца в минуту.

3. Сердечный индекс

$$Si = \frac{MOK}{S}, \frac{\text{л}}{\text{мин} \cdot \text{м}^2}, \text{ (3) где } MOK -$$

минутный объем крови;

S - площадь поверхности тела,  $\text{м}^2$ .

4. Ударный индекс

$$Ui = \frac{UOC}{S}, \frac{\text{мл}}{\text{м}^2}, \text{ (4) где } UOC - \text{ударный}$$

объем сердца;

S - площадь поверхности тела,  $\text{м}^2$ .

5. Общее периферическое сосудистое сопротивление

$$ОПСС = \frac{СрГД \cdot 1330 \cdot 60}{MOK}, \frac{\text{дин}}{\text{с} \cdot \text{см}^5}, \text{ (5)}$$

где СрГД - среднее гемодинамическое давление;

MOK - минутный объем крови.

Для исследования регионарной гемодинамики мозга методом реографии по реоэнцефалограмме определяются следующие параметры (по методике Л.А.Кацнельсона. Реография глаза. М.: Медицина. 1977, с. 120).

1. Реографический коэффициент

$$P = \frac{A \cdot F_w}{A_k \cdot R} \cdot 100\%, \text{ промилль, (6) где } A$$

- амплитуда реографической волны, мм;

$E_w$  - калибровочный импульс, Ом;

A - амплитуда калибровочного импульса, мм;

R - межэлектродное сопротивление, Ом.

2. Реографический индекс, отражающий интенсивность кровенаполнения исследуемого участка ткани

$$Y = \frac{A}{A_k}, \text{ (7) где } A - \text{амплитуда}$$

реографической волны, мм;

$A_k$  - амплитуда калибровочного импульса, мм.

3. Амплитудно-частотный показатель, характеризующий величину объемного кровотока в исследуемой области в единицу времени

$$АЧП = \frac{Y}{T}, \text{ (8) где } Y - \text{реографический}$$

индекс;

T - время сердечного цикла, с.

4. Показатель эластичности сосудов

$$ПЭС = \frac{A}{a}, \text{ (9) где } A - \text{амплитуда}$$

реографической волны, мм;

a - длительность анакроты, с.

5. Показатель тонического напряжения сосудистой стенки

$$ПТН = \frac{a \cdot 100}{T}, \text{ (10) где } a -$$

длительность анакроты, с;

T - время сердечного цикла, с.

Для исследования регионарной гемодинамики глаза методом реографии по реофтальмограмме определяются следующие параметры (по методике Л.А.Кацнельсон. Реография глаза. М.: Медицина. 1977):

1. Реографический коэффициент:  

$$P = \frac{A \cdot E_w}{A_k \cdot R} \cdot 1000\%$$
, промилль (11) где А -

амплитуда реографической волны, мм;  
 E - калибровочный импульс, Ом;  
 A<sub>к</sub> - амплитуда калибровочного импульса, мм;

R - межэлектродное сопротивление, Ом.

2. Пульсовый объем крови глаза в единицу времени.

$$ПО = \frac{A \cdot E_w \cdot 7244}{A_k \cdot R \cdot T}$$
 (12) где А - амплитуда

реографической волны, мм;

E<sub>w</sub> - калибровочный импульс, Ом;

7244 - средний объем глаза 7244 мм<sup>3</sup>;

A<sub>к</sub> - амплитуда калибровочного импульса, мм;

R - межэлектродное сопротивление, Ом;

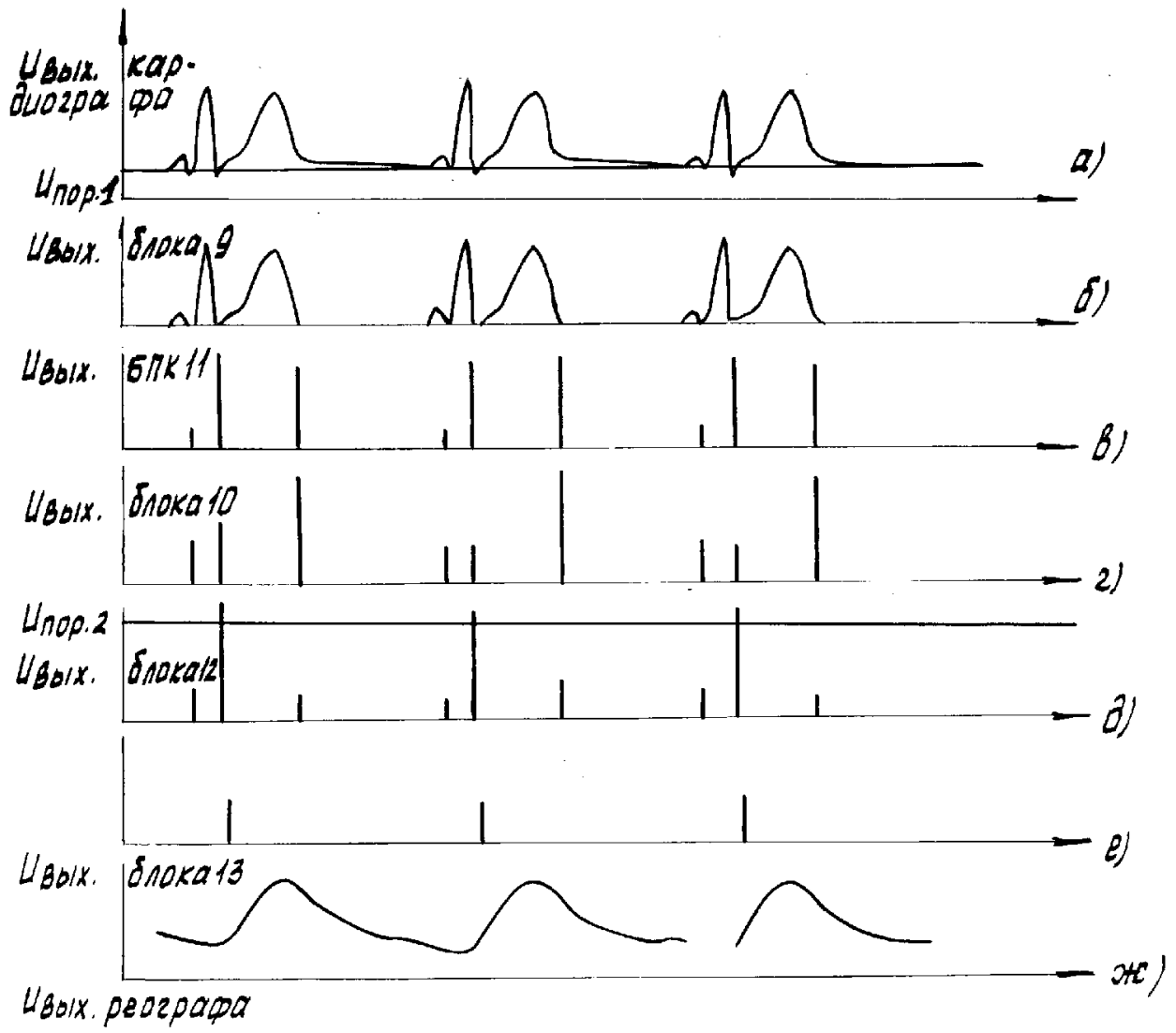
T - время сердечного цикла, с.

**Формула изобретения:**

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОЙ И РЕГИОНАРНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ, содержащее датчики реограммы, соединенные с реографом, датчики кардиограммы, соединенные с кардиографом, последовательно

соединенные блок обработки, вычислитель и регистратор, отличающееся тем, что в него введены аналого-цифровой преобразователь, первый вход которого подключен к выходу реографа, второй вход - к выходу кардиографа, первый выход - к первому входу вычислителя, а второй выход - к входу блока обработки, и блок памяти постоянных параметров, соединенный с вычислителем, а блок обработки включает в себя последовательно соединенные первую схему сравнения, первый вход которой является входом блока обработки, а второй вход соединен с первым выходом источника порогового напряжения, первый счетчик, блок параметров кардиограммы, второй вход которого соединен с вторым выходом первой схемы сравнения, а первый выход - с вторым входом вычислителя, делитель, первый вход которого соединен с вторым выходом блока параметров кардиограммы, а второй вход - с первым входом блока параметров кардиограммы и выходом первого счетчика, вторую схему сравнения, первый вход которой подключен к выходу делителя, второй вход соединен с вторым выходом источника порогового напряжения, а выход - с третьим входом вычислителя и входом второго счетчика, выходом подключенного к четвертому входу вычислителя.

5  
10  
15  
20  
25  
30  
35  
40  
45  
50  
55  
60



Фиг. 2

RU 2019128 C1

RU 2019128 C1