



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 197 729** ⁽¹³⁾ **C2**
 (51) МПК⁷ **G 01 N 33/483, A 61 B 5/145, 5/053**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
 ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 2001105699/14, 28.02.2001

(24) Дата начала действия патента: 28.02.2001

(46) Дата публикации: 27.01.2003

(56) Ссылки: SU 1297799 A1, 23.03.1987. SU 1387980 A1, 15.04.1988. КАМЫШНИКОВ В.С. О чем говорят медицинские анализы. Справочное пособие. - Минск: Белорусская наука, 2001, с.17-20.

(98) Адрес для переписки:
 300002, г.Тула, Мосина, 2, ОАО АК
 "Туламашзавод"

(71) Заявитель:
 Открытое акционерное общество АК
 "Туламашзавод"

(72) Изобретатель: Усов С.В.,
 Козинец Г.И., Чекмарев О.М., Щербакова
 О.В., Левина Т.Н., Колобаев И.В., Матвеев
 С.В., Строченкова А.В., Бахарев
 П.А., Серебряков Д.В., Колесников А.В., Конев
 А.А.

(73) Патентообладатель:
 Открытое акционерное общество АК
 "Туламашзавод"

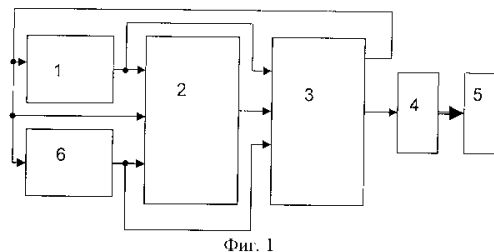
(54) СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЕЛИЧИНЫ КРОВОПОТЕРИ, УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ И ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ КАМЕРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ГЕМАТОКРИТНОГО ЧИСЛА

(57) Изобретение относится к исследованию биологических материалов и может быть использовано в медицинской диагностике для определения величины кровопотери. Способ определения степени кровопотери более чем 0,5 л заключается в заборе 80-100 мкл цельной периферической крови, регистрации изменения удельного сопротивления крови и расчете величины гематокритного числа по формуле

$$Ht = \frac{R_k - R_n}{R_k} \cdot k \cdot 100\%,$$

где R_k - удельное сопротивление исследуемой периферической крови; R_n - постоянное среднее значение удельного сопротивления плазмы здорового человека; k = 1,02-1,04 - калибровочный коэффициент,

учитывающий влияние сопротивления форменных элементов. Приведено выполнение устройства для определения степени кровопотери, включающее блок измерения сопротивления, который содержит, в свою очередь, измерительную камеру для измерения гематокритного числа, выполнение которой также приведено. 3 с. и 3 з.п. ф-лы, 1 табл., 3 ил.



RU 2 197 729 C2

RU 2 197 729 C2



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 197 729** ⁽¹³⁾ **C2**
 (51) Int. Cl.⁷ **G 01 N 33/483, A 61 B 5/145, 5/053**

RUSSIAN AGENCY
 FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 2001105699/14, 28.02.2001
 (24) Effective date for property rights: 28.02.2001
 (46) Date of publication: 27.01.2003
 (98) Mail address:
 300002, g.Tula, Mosina, 2, OAO AK
 "Tulamashzavod"

(71) Applicant:
 Otkrytoe aktsionerное obshchestvo AK
 "Tulamashzavod"
 (72) Inventor: Usov S.V.,
 Kozinets G.I., Chekmarev O.M., Shcherbakova
 O.V., Levina T.N., Kolobaev I.V., Matveev
 S.V., Strochenkova A.V., Bakharev
 P.A., Serebrjakov D.V., Kolesnikov A.V., Konev
 A.A.
 (73) Proprietor:
 Otkrytoe aktsionerное obshchestvo AK
 "Tulamashzavod"

(54) **METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING BLOOD LOSSES QUANTITY AND CHAMBER FOR DETERMINING HEMATOCRIT NUMBER**

(57) Abstract:

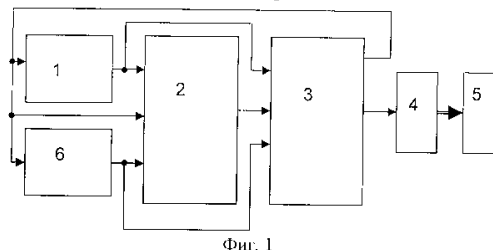
FIELD: medicine; medical engineering.
 SUBSTANCE: method involves taking 80-100 mcl of whole peripheral blood, recording changes in specific blood resistance and calculating hematocrit reading from formula

$$Ht = \frac{R_k - R_n}{R_k} \cdot k \cdot 100\%,$$

where R_k is the

specific resistance of blood under study; R_n is the constant mean specific resistance of blood plasma of healthy patient, k is the calibration coefficient equal to 1.02- 1.04 for taking into account formed blood

elements resistance influence. Device has unit for measuring resistance, having measuring chamber for measuring hematocrit reading. EFFECT: enhanced accuracy of measurements. 6 cl, 3 dwg, 1 tbl



RU 2 197 729 C2

RU 2 197 729 C2

Изобретение относится к исследованию биологических материалов и может быть использовано в медицинской диагностике для определения величины кровопотери.

Известен способ определения величины кровопотери при закрытом повреждении органов брюшной полости путем регистрации изменения физической характеристики крови с последующим расчетом величины кровопотери по калибровочной кривой, в качестве физической характеристики измеряют скорость прохождения ультразвука в крови, при этом регистрируют время распространения ультразвуковых колебаний через исследуемую кровь при ее термостатировании.

Известна также измерительная камера для измерения скорости ультразвука в исследуемой крови. Измерительная камера состоит из излучающего и приемного ультразвуковых преобразователей, расположенных на фиксированном расстоянии, отверстия, через которое цилиндрическую полость измерительной камеры заполняют исследуемой кровью.

Наиболее близким техническим решением для устройства определения величины кровопотери является устройство, содержащее генератор одиночных импульсов напряжения, измерительную цепь, содержащую операционный усилитель, к инвертируемому входу которого присоединена измерительная ячейка, а в цепь отрицательной обратной связи - эталонное сопротивление, измерительный прибор и блок термостабилизации.

Определение степени кровопотери и патофизиологических изменений в организме представляют до сих пор актуальные задачи, решение которых имеет прямое отношение к объективной оценке состояния больных и определению объема неотложной помощи.

Задачей, решаемой предлагаемым техническим решением, является обеспечение объективности, простоты и точности определения величины кровопотери по изменению гематокритного числа, значение которого рассчитывается на основе удельного сопротивления цельной периферической крови.

Поставленная задача достигается тем, что в способе определения степени кровопотери более чем 0,5 л, заключающемся в заборе определенного объема исследуемой периферической цельной крови, регистрации изменения характеристики крови и расчета величины гематокритного числа на основе экспериментальных данных, забор крови осуществляют в количестве 80-100 мкл, помещают ее в измерительную камеру, пропускают через нее электрический ток, регистрируют изменения удельного сопротивления крови, расчет величины гематокритного числа производят по формуле

$$Ht = \frac{R - R_n}{R_k} \cdot k \cdot 100\%,$$

где R_k - удельное сопротивление исследуемой периферической крови;

R_n - постоянное среднее значение удельного сопротивления плазмы здорового человека;

$k = 1,02-1,04$ - калибровочный коэффициент, учитывающий влияние сопротивления форменных элементов,

и при снижении гематокритного числа до 30% определяют легкую степень кровопотери, до 25% - среднюю и ниже 25% - тяжелую степень кровопотери.

Способ реализуется с помощью устройства для определения величины кровопотери, содержащего блок измерения сопротивления, которое дополнительно содержит соединенные между собой блок аналогово-вычислительного устройства, блок схемы управления и коммутации, блок аналого-цифрового преобразователя, дисплей и блок регулятора сопротивления плазмы, причем блок измерения сопротивления своим выходом связан с первым входом аналогово-вычислительного устройства и первым входом блока схемы управления и коммутации; блок аналогово-вычислительного устройства своим выходом связан со вторым входом блока схемы управления и коммутации, блок схемы управления и коммутации первым выходом связан со входом блока измерения сопротивления и блоком регулятора сопротивления плазмы, а также со вторым входом блока аналогово-вычислительного устройства, вторым выходом блок схемы управления и коммутации связан с входом блока аналого-цифрового преобразователя, блок аналого-цифрового преобразователя своими выходами подключается к входам дисплея, блок регулятора сопротивления плазмы своим выходом связан с третьим входом блока аналогового цифрового устройства и третьим входом блока схемы управления и коммутации, при этом блок измерения сопротивления содержит последовательно соединенные стабилизатор тока положительной полярности, первый аналоговый ключ, измерительную камеру, второй аналоговый ключ, усилитель тока и соединенный со вторым входом первого аналогового ключа стабилизатор тока отрицательной полярности, причем входы управления первого и второго аналоговых ключей подключены к выходу генератора тактовых импульсов блока схемы управления и коммутации.

Блок регулятора сопротивления плазмы устройства состоит из последовательно соединенных входного усилителя тока, параметрического стабилизатора напряжения, резистивного регулятора напряжения и выходного усилителя тока, причем вход усилителя тока соединен с выходом генератора тактовых импульсов.

Блок аналогово-вычислительного устройства состоит из последовательно соединенных схемы вычитания, регулируемого масштабного делителя, аналогового делителя напряжения, первого аналогового ключа и последовательно соединенных инвертора и второго аналогового ключа, причем выход второго аналогового ключа подключен ко второму входу аналогового делителя напряжения, при этом вход инвертора и первый вход схемы вычитания подключены к выходу усилителя тока блока измерителя сопротивления, второй вход схемы вычитания подключен к выходу усилителя тока регулятора сопротивления плазмы, а входы управления первого и второго аналоговых ключей подключены к выходу генератора тактовых импульсов блока схемы управления и коммутации.

Блок схемы управления и коммутации устройства состоит из последовательно соединенных первого аналогового ключа и второго аналогового ключа, первого и второго масштабных делителей, логической схемы управления, генератора тактовых импульсов и клавиатуры, связанной с входом логической схемы управления, причем к первому входу первого аналогового ключа подключен выход первого масштабного делителя, ко второму - выход второго масштабного делителя, второй аналоговый ключ своим вторым входом подключен к выходу первого аналогового ключа блока аналогово-вычислительного устройства, вход первого масштабного делителя подключен к выходу усилителя тока блока регулятора сопротивления плазмы, вход второго масштабного делителя подключен к выходу усилителя тока блока измерения сопротивления, входы управления первым и вторым ключами подключены к соответствующим выходам логической схемы управления, а выход генератора тактовых импульсов - к входу усилителя тока блока регулятора сопротивления плазмы.

В измерительной камере для измерения гематокритного числа, содержащей полый цилиндр, внутренний канал измерительной камеры образован поверхностью стенок полого цилиндра, крышкой штока с одной стороны торца цилиндра и диэлектрическим дном с другой стороны торца цилиндра, причем стенки полого цилиндра измерительной камеры выполнены из двух электропроводных колец, выполняющих функцию контактов, и диэлектрического кольца между ними, геометрические параметры S_0 и l_0 рабочего пространства измерительной камеры выбираются в зависимости от величины тока, пропускаемого через исследуемый объем крови

$$I = \frac{S_0 \cdot U}{\rho \cdot l_0},$$

где U - напряжение на контактах измерительной камеры;

ρ - удельное сопротивление исследуемой крови,

при этом удельное сопротивление исследуемой крови пропорционально напряжению на контактах измерительной камеры.

На фиг.1 изображена общая блок-схема устройства для определения гематокритного числа; на фиг.2 - структурная схема устройства для определения гематокритного числа; на фиг.3 - измерительная камера.

Устройство для определения гематокритного числа содержит соединенные между собой блок измерителя сопротивления (ИС) 1, блок аналогово-вычислительного устройства (АВУ) 2, блок схемы управления и коммутации (СУиК) 3, блок аналого-цифрового преобразователя (АЦП) 4, дисплей 5 и блок регулятора сопротивления плазмы (РСП) 6, причем ИС своим выходом связан с первым входом АВУ и первым входом СУиК, АВУ своим выходом связано со вторым входом СУиК, СУиК первым выходом связана со входом ИС и РСП, а также со вторым входом АВУ, вторым выходом СУиК связана с входом АЦП, АЦП своими выходами подключается к входам дисплея, РСП своим выходом связан с третьим входом АВУ и третьим входом СУиК.

Блок измерителя сопротивления содержит последовательно соединенные стабилизатор тока положительной полярности 7, первый аналоговый ключ 8, измерительную камеру 9, второй аналоговый ключ 10, усилитель тока 11 и соединенный со вторым входом ключа 8 стабилизатор тока отрицательной полярности 12, причем входы управления ключа 8 и ключа 10 подключены к выходу генератора тактовых импульсов 13 блока схемы управления и коммутации.

При измерении сопротивления крови ключ 8 подключают поочередно к измерительной камере 9, в которую предварительно налита кровь, стабилизаторы тока 7 и 12, что приводит к формированию на контактах измерительной камеры 9 импульсов напряжения положительной и отрицательной полярности, амплитуда которых прямо пропорциональна удельному сопротивлению крови.

Ключ 10 работает синхронно с ключом 8 и пропускает на вход усилителя тока 11 только импульсы положительной полярности.

Блок регулятора сопротивления плазмы состоит из последовательно соединенных входного усилителя тока 14, параметрического стабилизатора напряжения 15, резистивного регулятора напряжения 16 и выходного усилителя тока 17. Питание регулятора сопротивления плазмы осуществляется импульсами напряжения, поступающими с выхода генератора тактовых импульсов 13 на вход усилителя тока 14.

Блок аналогово-вычислительного устройства состоит из последовательно соединенных схемы вычитания 18, регулируемого масштабного делителя 19, аналогового делителя напряжения 20, первого аналогового ключа 21 и последовательно соединенных инвертора 22 и второго аналогового ключа 23, причем выход ключа 23 подключен ко второму входу аналогового делителя напряжения 20, при этом вход инвертора 22 и первый вход схемы вычитания 18 подключены к выходу усилителя тока 11 блока измерителя сопротивления, второй вход схемы вычитания 18 подключен к выходу усилителя тока 17 регулятора сопротивления плазмы, а входы управления ключей 21 и 23 подключены к выходу генератора тактовых импульсов 13 блока схемы управления и коммутации.

Блок схемы управления и коммутации состоит из последовательно соединенных первого аналогового ключа 24 и второго аналогового ключа 25, первого масштабного делителя (10:1) 26 и второго масштабного делителя (5:1) 27 и логической схемы управления 28, генератора тактовых импульсов 13 и клавиатуры 29, связанной с входом логической схемы управления 28, причем к первому входу ключа 24 подключен выход масштабного делителя 26, ко второму - выход масштабного делителя 27, ключ 25 своим вторым входом подключен к выходу ключа 21 блока аналогово-вычислительного устройства, вход масштабного делителя 26 подключен к выходу усилителя тока 17 блока регулятора сопротивления плазмы, вход масштабного делителя 27 подключен к выходу усилителя тока 11 блока измерителя сопротивления плазмы, входы управления ключами 24 и 25 подключены к соответствующим выходам логической схемы

управления 28, а выход генератора тактовых импульсов 13 - к входу усилителя тока 14 блока регулятора сопротивления плазмы.

Логическая схема управления осуществляет управление ключами 24 и 25 таким образом, что в режиме измерения сопротивления крови сигнал поступает с выхода усилителя тока 11, через масштабный делитель 26 и соответствующие замкнутые контакты ключей 24 и 25 на вход аналого-цифрового преобразователя (АЦП) 4; в режиме установки сопротивления плазмы сигнал поступает с выхода усилителя тока 17 через масштабный делитель 27 и замкнутые контакты ключей 24 и 25 на вход АЦП 4; в режиме измерения гематокрита (Ht) ключ 25 подключает к АЦП 4 выход ключа 21.

На выходах АЦП 4, к которым подключены входы дисплея 5, формируется логический код управления сегментами жидкокристаллического индикатора.

Управление работой устройства осуществляется с клавиатуры 29, подключенной к соответствующим входам логической схемы управления 28.

Способ определения величины кровопотери осуществляется следующим образом.

Кровь состоит из жидкой части (плазмы) и взвешенных в ней форменных элементов: эритроцитов, лейкоцитов и тромбоцитов. На долю форменных элементов приходится 40-45%, на долю плазмы - 55-60% от объема цельной крови.

Существенная разница между удельными электрическим сопротивлением плазмы и цельной крови позволяет определить гематокритное число электронным способом.

В основу способа определения кровопотери положена зависимость гематокритного числа от степени кровопотери (легкая степень кровопотери сопровождается снижением гематокритного числа до 30%, средняя - до 25%, тяжелая - ниже 25%).

Для анализа требуется не более 100 мкл крови, которая помещается в съемную открытую измерительную камеру, устанавливаемую на корпус устройства в контакты.

Измерительная камера представляет собой полый цилиндр с вставленным в него штоком 30.

Рабочее пространство измерительной камеры образовано расположенным внутри полого цилиндра штоком 30 с крышкой 31, контактирующей с торцом цилиндра, диэлектрическим дном 32 с другого торца цилиндра и внутренней поверхностью стенок полого цилиндра измерительной камеры, состоящего из двух электропроводных колец 33, выполняющих функцию контактов, и диэлектрического кольца 34 между ними, причем геометрические параметры S_0 и l_0 рабочего пространства измерительной камеры выбираются в зависимости от величины тока, пропускаемого через исследуемый объем крови, при этом $S_0 = S_2 \cdot S_1$, где S_2 - площадь поперечного сечения внутреннего канала камеры, S_1 - площадь поперечного сечения штока, l_0 - расстояние между электропроводными кольцами 33.

Во внутренний канал 35 измерительной камеры помещают 100 мкл цельной крови пациента. При движении штока 30 вниз по

каналу 35 измерительной камеры кровь вытесняется и занимает пространство с геометрическими параметрами S_0 , l_0 между контактами 33.

5 При пропускании электрического тока через измерительную камеру на контактах 33 устанавливается разность потенциалов, пропорциональная удельному электрическому сопротивлению цельной периферической крови пациента.

10 Сопротивление крови, находящейся в измерительной камере в пространстве сечением S_0 и длиной l_0 между контактами и имеющей удельное сопротивление ρ рассчитывается по формулам

$$R = \rho \cdot \frac{l_0}{S_0},$$

$$R = \frac{U}{I},$$

20 где U - напряжение на контактах измерительной камеры;
 I - ток, пропускаемый через исследуемый объем крови в измерительной камере.

Отсюда

$$\rho \frac{l_0}{S_0} = \frac{U}{I},$$

$$I = \frac{S_0 \cdot U}{\rho \cdot l_0}.$$

30 Устройство настроено, например, таким образом, что напряжению на контактах измерительной камеры в 1 В соответствует удельное сопротивление исследуемой крови в измерительной камере в 1 Ом·м, т.е.

$$35 \quad I = \frac{S_0 \cdot 1 \text{ В}}{l_0 \cdot 1 \text{ Ом} \cdot \text{м}}.$$

40 Таким образом ток, пропускаемый через исследуемый объем крови в измерительной камере подбирается в зависимости от геометрических параметров канала измерительной камеры.

Питание устройства осуществляется от встроенной аккумуляторной батареи с напряжением 4,4-5,2 В или внешнего сетевого блока питания с выходным напряжением 7 В.

Устройство производит измерение удельного сопротивления крови и расчет гематокритного числа по формуле

$$50 \quad Ht = \frac{R_k - R_n}{R_k} \cdot k \cdot 100\%,$$

где R_k - удельное сопротивление исследуемой периферической крови;

R_n - постоянное среднее значение удельного сопротивления плазмы здорового человека;

55 k - калибровочный коэффициент, учитывающий влияние сопротивления форменных элементов. Устанавливается при калибровке устройства, равным 1,02-1,04 (установлен экспериментальным путем).

60 Вывод о степени кровопотери делается на основе экспериментальных данных (см. таблицу).

Формула для определения гематокритного числа получена следующим образом.

По определению гематокритное число есть отношение

$$Ht = \frac{V_{\Phi}}{V_0} \cdot 100\%, \quad (1)$$

где Ht - гематокритное число;
 V_{Φ} - объем форменных элементов, содержащихся в исследуемом объеме крови V_0 .

Средние значения гематокритного числа практически здоровых людей (мужчин и женщин)

$$Ht_{\text{муж}} = 49 \pm 0,9; Ht_{\text{жен}} = 42 \pm 0,9.$$

Электропроводность цельной периферической крови определяется следующим образом:

$$G_k = G_n \frac{V_n + G_{\Phi}}{V_0} \frac{V_{\Phi}}{V_0}, \quad (2)$$

где $V_0 = V_{\Phi} + V_n$ - исследуемый объем венозной крови, находящейся в измерительной камере сечением S_0 и длиной l_0 ;

V_n - объем плазмы;

G_k - электропроводность крови в объеме $V_0 = S_0 \cdot l_0$;

G_{Φ} - электропроводность форменных элементов крови в объеме V_0 ;

G_n - электропроводность плазмы в объеме V_0 .

Совместное решение уравнений (1) и (2) имеет вид

$$Ht = \frac{G_n - G_k}{G_n - G_{\Phi}} \cdot 100\%,$$

или, выражая электропроводности через сопротивления цельной крови и ее компонентов

$$G_{\Phi} = \frac{1}{R_{\Phi}},$$

$$G_k = \frac{1}{R_k},$$

$$G_n = \frac{1}{R_n},$$

где R_{Φ} - сопротивление форменных элементов крови;

R_k - сопротивление крови;

R_n - сопротивление плазмы,

приходим к выражению вида

$$Ht = \frac{R_k - R_n}{R_k} \cdot \frac{R_{\Phi}}{R_{\Phi} - R_n} \cdot 100\%.$$

Заменяя

$$\frac{R_{\Phi}}{R_{\Phi} - R_n} = k,$$

получим

$$Ht = \frac{R_k - R_n}{R_k} \cdot k \cdot 100\%, \quad (3)$$

где k - калибровочный коэффициент, учитывающий влияние сопротивления форменных элементов. Устанавливается при калибровке устройства равным 1,02-1,04 (установлен экспериментальным путем).

Геометрические параметры датчика и ток, протекающий через исследуемый объем крови при измерении, выбираются таким образом, что напряжение, снимаемое с датчика, оказывается прямо пропорционально

удельному электрическому сопротивлению крови, что позволяет заменить величину R в формуле (3) на значение удельного сопротивления

$$Ht = \frac{\rho_k - \rho_n}{\rho_k} \cdot k \cdot 100\%,$$

где ρ_k - удельное сопротивление исследуемой крови;

ρ_n - постоянное среднее значение удельного сопротивления плазмы здорового человека;

k - калибровочный коэффициент.

Формула изобретения:

1. Способ определения степени кровопотери более чем 0,5 л, заключающийся в заборе определенного объема исследуемой периферической цельной крови, регистрации изменения характеристики крови и расчета величины гематокритного числа на основе экспериментальных данных, отличающийся тем, что осуществляют забор крови в количестве 80-100 мкл, помещают ее в измерительную камеру, пропускают через нее электрический ток, регистрируют изменения удельного сопротивления крови, расчет величины гематокритного числа производят по формуле

$$Ht = \frac{R_k - R_n}{R_k} \cdot k \cdot 100\%,$$

где R_k - удельное сопротивление исследуемой периферической крови;

R_n - постоянное среднее значение удельного сопротивления плазмы здорового человека;

$k = 1,02-1,04$ - калибровочный коэффициент, учитывающий влияние сопротивления форменных элементов, и при снижении гематокритного числа до 30% определяют легкую степень кровопотери, до 25% - среднюю и ниже 25% - тяжелую степень кровопотери.

2. Устройство для определения величины кровопотери, содержащее блок измерения сопротивления, отличающееся тем, что дополнительно содержит соединенные между собой блок аналогового вычислительного устройства, блок схемы управления и коммутации, блок аналого-цифрового преобразователя, дисплей и блок регулятора сопротивления плазмы, причем блок измерения сопротивления своим выходом связан с первым входом блока аналогового вычислительного устройства и первым входом блока схемы управления и коммутации, блок аналогового вычислительного устройства своим выходом связан со вторым входом блока схемы управления и коммутации, блок схемы управления и коммутации первым выходом связан со входом блока измерения сопротивления и блоком регулятора сопротивления плазмы, а также со вторым входом блока аналогового вычислительного устройства, вторым выходом блок схемы управления и коммутации связан с входом блока аналого-цифрового преобразователя, блок аналого-цифрового преобразователя своими выходами подключен к входам дисплея, блок регулятора сопротивления плазмы своим выходом связан с третьим входом блока аналогового вычислительного

устройства и третьим входом блока схемы управления и коммутации, при этом блок измерения сопротивления содержит последовательно соединенные стабилизатор тока положительной полярности, первый аналоговый ключ, измерительную камеру для измерения гематокритного числа, второй аналоговый ключ, усилитель тока и соединенный со вторым входом первого аналогового ключа стабилизатор тока отрицательной полярности, причем входы управления первого и второго аналоговых ключей подключены к выходу генератора тактовых импульсов блока схемы управления и коммутации.

3. Устройство для определения величины кровопотери по п. 2, отличающееся тем, что блок регулятора сопротивления плазмы состоит из последовательно соединенных входного усилителя тока, параметрического стабилизатора напряжения, резистивного регулятора напряжения и выходного усилителя тока, причем вход усилителя тока соединен с выходом генератора тактовых импульсов.

4. Устройство для определения величины кровопотери по п. 2, отличающееся тем, что блок аналогово-вычислительного устройства состоит из последовательно соединенных схемы вычитания, регулируемого масштабного делителя, аналогового делителя напряжения, первого аналогового ключа и последовательно соединенных инвертора и второго аналогового ключа, причем выход второго аналогового ключа подключен ко второму входу аналогового делителя напряжения, при этом вход инвертора и первый вход схемы вычитания подключены к выходу усилителя тока блока измерения сопротивления, второй вход схемы вычитания подключен к выходу выходного усилителя тока блока регулятора сопротивления плазмы, а входы управления первого и второго аналоговых ключей подключены к выходу генератора тактовых импульсов блока схемы управления и коммутации.

5. Устройство для определения величины кровопотери по п. 2, отличающееся тем, что блок схемы управления и коммутации состоит из последовательно соединенных первого аналогового ключа и второго аналогового

ключа, а также первого и второго масштабных делителей, логической схемы управления, генератора тактовых импульсов и клавиатуры, связанной с входом логической схемы управления, причем к первому входу первого аналогового ключа подключен выход первого масштабного делителя, ко второму входу - выход второго масштабного делителя, второй аналоговый ключ своим вторым входом подключен к выходу первого аналогового ключа блока аналогово-вычислительного устройства, вход первого масштабного делителя подключен к выходу выходного усилителя тока блока регулятора сопротивления плазмы, вход второго масштабного делителя подключен к выходу усилителя тока блока измерения сопротивления плазмы, входы управления первым и вторым ключами подключены к соответствующим выходам логической схемы управления, а выход генератора тактовых импульсов - к входу входного усилителя тока блока регулятора сопротивления плазмы.

6. Измерительная камера для измерения гематокритного числа, содержащая полый цилиндр, отличающаяся тем, что рабочее пространство измерительной камеры образовано поверхностью стенок полого цилиндра, крышкой штока с одной стороны торца цилиндра и диэлектрическим дном с другой стороны торца цилиндра, причем стенки полого цилиндра измерительной камеры выполнены из двух электропроводных колец, выполняющих функцию контактов, и диэлектрического кольца между ними, при этом геометрические параметры рабочего пространства измерительной камеры сечение S_0 и длина l_0 выбраны в зависимости от величины тока, пропускаемого через исследуемый объем крови

$$I = \frac{S_0 \cdot U}{\rho \cdot l_0},$$

где U - напряжение на контактах измерительной камеры;
 ρ - удельное сопротивление исследуемой крови,

при этом удельное сопротивление исследуемой крови пропорционально напряжению на контактах измерительной камеры.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

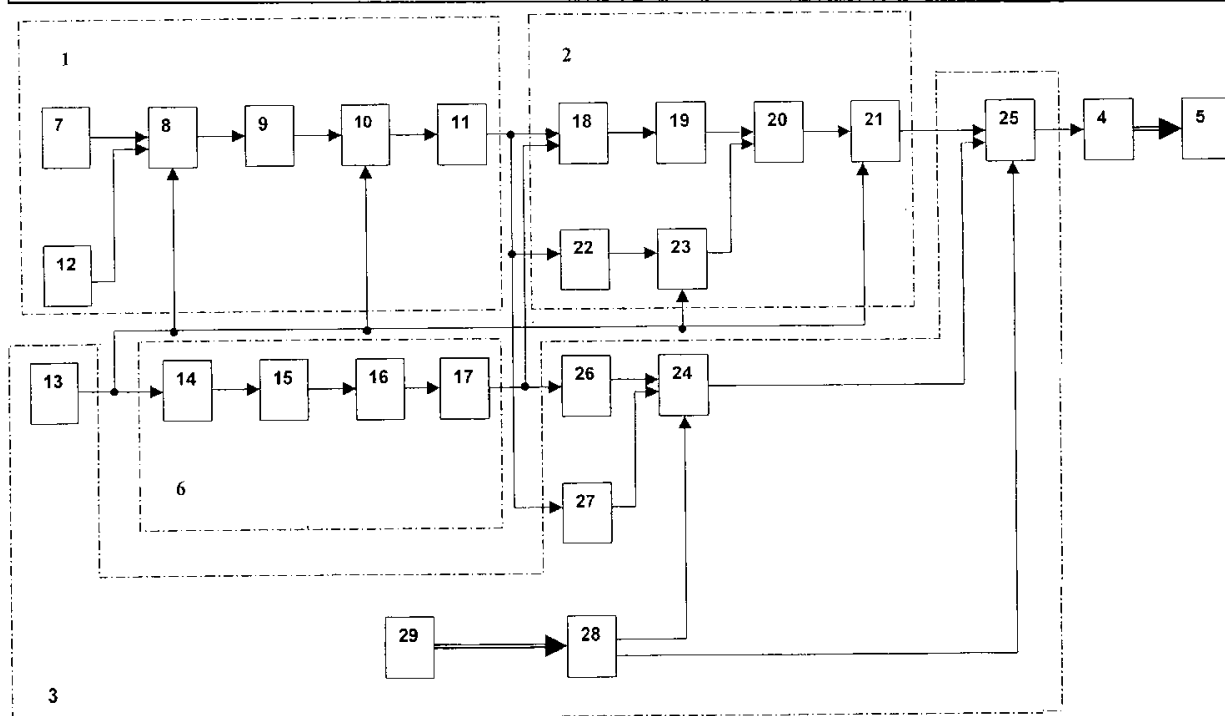
50

55

60

Экспериментальные данные о степени обескровливания
(по Горбашко А. И. Диагностика и лечение кровопотери. – Л.: Медицина, 1982.)

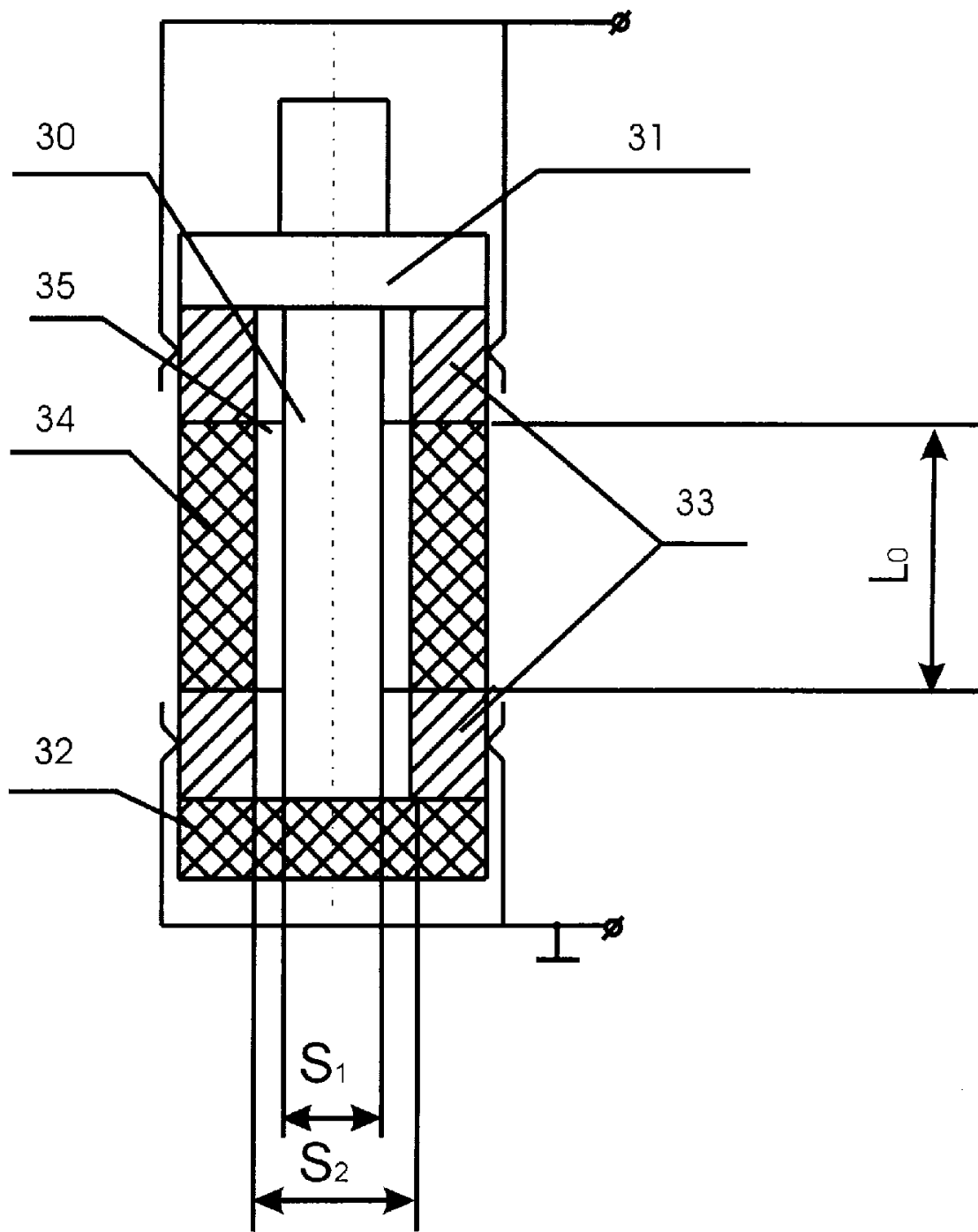
Величина кровопотери, мл	Величина гематокрита, %
До 500	44-40
600-1000	38-32
1100-1500	30-23
Более 1500	22 и ниже



Фиг. 2

RU 2197729 C2

RU 2197729 C2



Фиг. 3