



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 058 747⁽¹³⁾ C1
(51) МПК⁶ A 61 B 5/00

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 4356989/14, 11.11.1988
(30) Приоритет: 13.11.1987 JP 287677/1987
13.11.1987 JP 287679/1987
(46) Дата публикации: 27.04.1996
(56) Ссылки: Заявка Японии 60-58649, кл. А 61В
5/00, 20.12.85.

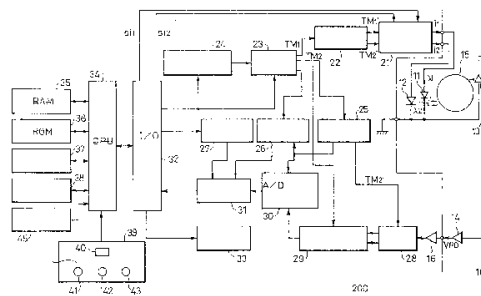
(71) Заявитель:
Сумитомо Электрик Индастриз Лтд. (JP)
(72) Изобретатель: Масахико Канда[JP],
Кунио Авазу[JP]
(73) Патентообладатель:
Сумитомо Электрик Индастриз Лтд. (JP)

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИИ ПЕЧЕНИ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медтехнике, содержит арифметический блок 34, соединенный с портом 32 ввода-вывода, последовательно соединенные блок 24 генераторов, блок 23 синхронизации, первый декодер 22, источник 21 постоянного тока, между выходами которого и земляной шиной включены первый источник 11 света с длиной волны, поглощаемой красителем, второй источник 12 света с длиной волны, не поглощаемой красителем, фотоэлектрический преобразователь 13 световых потоков обеих длин волн в электрический сигнал, подключенный через предварительный усилитель 14 к первому входу блока 28 выборки, подключенного к последовательно соединенным мультиплексору 29, аналого-цифровому преобразователю 30 и ключевому элементу 31, второй декодер 27, включенный между первым выходом порта 32 ввода-вывода и вторым входом ключевого элемента 31, третий вход которого подключен к второму входу аналого-цифрового преобразователя 30 и к первому выходу четвертого декодера 25, второй выход которого соединен с вторым входом блока 28 выборки-хранения, а вход - с вторым выходом блока 23 синхронизации, третий выход которого подключен к второму входу мультиплексора 29, четвертый выход - к входу третьего декодера 26, а второй вход - к входу блока 24 генераторов и к второму выходу порта 32 ввода-вывода, третий выход которого соединен с зуммером 33, четвертый и пятый выходы - с вторым и третьим входами источника 21 постоянного тока, а вход - с выходом ключевого элемента 31. Арифметический блок 34 подключен к оперативному запоминающему устройству 35, постоянному запоминающему устройству 36,

дисплею 37, принтеру 38, блоку 45 ввода и пульту 39 управления. С целью обеспечения автоматического измерения показателя, выражающего суммарную величину функции клеток печени, и уменьшения нервной и физической нагрузки на пациента арифметический блок 34 выполнен с возможностью нахождения коэффициента выражения линии регрессии между первым и вторым фотоэлектрическими сигналами на базе переменных компонентов в живой ткани, заключенных в первом и втором фотоэлектрических сигналах, выбранных блоком 28 выборки, оперирования с величиной, коррелированной с концентрацией специфического красителя в крови на базе сигнала выборки от блока 28 выборки на протяжении заданного интервала от инъекции специфического красителя, а также коэффициента выражения линии регрессии для получения коэффициента моделирующей функции как функции времени за счет использования метода наименьших квадратов, получения показателя, выражающего суммарное количество функции клеток печени на базе коэффициента моделирующей функции. 12 з. п. ф. - лы, 26 ил.



Фиг. 5



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 058 747** ⁽¹³⁾ **C1**
 (51) Int. Cl.⁶ **A 61 B 5/00**

RUSSIAN AGENCY
 FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 4356989/14, 11.11.1988

(30) Priority: 13.11.1987 JP 287677/1987
 13.11.1987 JP 287679/1987

(46) Date of publication: 27.04.1996

(71) Applicant:
 Sumitomo Ehlektrik Indastriz Ltd. (JP)

(72) Inventor: Masakhiko Kanda[JP],
 Kunio Avazu[JP]

(73) Proprietor:
 Sumitomo Ehlektrik Indastriz Ltd. (JP)

(54) DEVICE FOR INVESTIGATION OF LIVER FUNCTION

(57) Abstract:

FIELD: medical facilities. SUBSTANCE: device for investigation of liver function has arithmetic unit 34 connected with port 32 of input-output, series-connected generator unit 24, synchronizer 23, first decoder 22, d.c. source 21; cut in between outputs of d.c. source 21 and earth bar is the first light source 11 with wave length absorbed by color; the second light source 12 with wave length nonabsorbed by color; photoelectric converter 13 which converts light flux of both wave lengths into electric signal, connected via preamplifier 14 to the first input of selection unit 28 which, in its turn, is connected to series-connected multiplexer 29, analog-to-digital converter 30 and key element 31; the second decoder 27 is cut in between the first output of port 32 of input-output and the second input of key element 31 whose third input is connected to the second input of analog-to-digital converter 30 and to the first output of the fourth decoder 25 whose second output is connected with the second input of selection-storage unit 28 and input, with the second output of synchronizer 23 whose third output is connected to the second input of multiplexer 29, the fourth output, to the input of the third decoder 26, and the second input, to input of denerator unit 24 and to the second output of port 32 of input-output, whose third output is connected to buzzer 33, the fourth and fifth outputs are connected with the second and third inputs of d.c. source 21, and input, to output of key element 21. Arithmetic unit 34 is connected to on-line memory 35,

permanent memory 36, display 37, printer 38, input unit 45 and control panel 39. To ensure automatic measurement of factor expressing the total value of liver cells function and reduced nervous and physical load on the patient, arithmetic unit 34 is made for finding the factor of expression of regression line between the first and second photoelectric signals on the basis of alternating components in live tissue, consisting in the first and second photoelectric signals selected by selection unit 28, handling the value correlated with the concentration of specific color in blood on the basis of signal of selection unit 28 during the preset interval from injection of specific color, and also the coefficient of expression of regression line to obtain the coefficient of modelling function as function of time due to use of the method of least squares, and to obtain the value expressing the total quantity of functions of liver cells on the basis of coefficient of modelling function. EFFECT: higher efficiency. 13 cl, 21 dwg

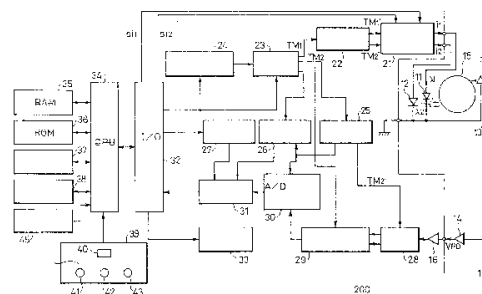


Fig. 5

Изобретение относится к устройству для исследования функции печени, в частности к устройству для исследования функции печени с автоматическим выполнением замера для исследования или диагностирования функции печени путем инъекции специфического красителя, поглощаемого и удаляемого печенью, в кровь, а также нахождения показателя $R_{\max}$, выражающего суммарную величину функции клеток печени.

Показатель $R_{\max}$, выражающий суммарную величину функции клеток печени, важен для понимания печеночных заболеваний, он позволяет судить о выздоровлении и имеет большое значение при подготовке к действиям в области печеночной хирургии.

Согласно типовому методу замера показателя $R_{\max}$ у исследуемого лица берется кровь для контрольного опыта. Затем в одну из вен, лежащих спереди от локтя, впрыскивают 0,5 мг/кг индоцианиновой зелени (называемой далее 1CG) за 30 с, затем спустя 5, 10 и 15 мин после инъекции раствора 1CG из другой лежащей спереди локтя вены берут от 3 до 4 мл крови. Разводят 1 мл полученной крови в 2 мл физиологического солевого раствора и проводят колориметрию на спектрофотометре с контрольной пробой сыворотки крови для исследования при длине волны 805 нм. Полученный при колориметрии отсчет (ОД) наносят на полулогарифмическую бумагу, при этом концентрация 1CG линейно уменьшается от 5 до 15 мин. Концентрацию нулевого порядка получают пересечением осью Y прямой линии, соединяющей три построенные точки. В результате получают время $t_{1/2}$, за которое концентрация специфического красителя в крови падает наполовину, отсюда можно рассчитать скорость исчезновения красителя из плазмы крови K согласно следующему выражению:

$$K = 0,693/t_{1/2}.$$

При использовании рассмотренного выше метода анализа по трем точкам инъекцию 1CG следует производить трижды, каждый раз меняя количество вещества в дозе. В этом случае дозы 1CG рассматриваются различными способами. Так, исследуемый может получить в различные дни дозы 1CG 0,5, 1,0 и 5,0 мг/кг, либо измерение будет проводиться при дозах 0,5, 1,0 и 2,0 мг/кг. Далее 1CG может вводиться трижды при дозах 0,5, 3,0 и 5,0 мг/кг или дважды при дозах 0,5 мг/кг в различные дни. Показатель $R_{\max}$ можно измерять за один день при дозах 0,5, 1,0 и 5,0 мг/кг, либо 1CG может вводиться в различные дни трижды при дозах 0,5 мг/кг, 1,0 мг/кг и 2,0 мг/кг.

Отбор крови и замер концентрации 1CG производят так же, как в случае дозы 0,5 мг/кг, и рассчитывают скорость исчезновения K. Сыворотку крови заранее разводят в 6-10 раз из-за очень большой концентрации 1CG в крови.

Рассмотрим метод расчета показателя $R_{\max}$.

Пусть количествам дозы 0,5, 3,0 и 5,0 мг/кг соответствуют скорости исчезновения 0,0568, 0,376 и 0,0334 соответственно. Из $K(\text{min}) \times D (\text{мг/кг})$ рассчитывают коэффициент удаления печени

$$R = 0,0568 \times 0,5 = 0,0284 \text{ при количестве дозы } 0,5 \text{ мг/кг;}$$

$$R = 0,0376 \times 3,0 = 0,1128 \text{ при количестве дозы } 3,0 \text{ мг/кг;}$$

$$R = 0,0334 \times 5,0 = 0,1671 \text{ при количестве дозы } 5,0 \text{ мг/кг.}$$

Затем полученные величины наносят на график (фиг. 21), при этом на оси X представлены обратные числа $1/D (\text{мг/кг})^{-1}$ количества в дозах, а на оси Y представлены обратные числа $1/R (\text{мг/кг/мин})^{-1}$ коэффициентов удаления.

Доза в 0,5 мг/кг нанесена как 2,0 на ось X и 35,21 на ось Y, дозы в 3,0 мг/кг нанесены как 3,0 на ось X и 8,86 на ось Y, а дозы в 5,0 мг/кг нанесены как 0,20 на ось X и 6,0 на ось Y. По этим трем точкам получают следующую линию регрессии

$$Y = a + bX = 3,1658 + 16,0366 X \quad (r = 0,999).$$

Пересечение этой линии с осью Y дает $1/R_{\max}$, и показатель $R_{\max}$ представлен числом, обратным a, т.е. $1/a = 0,32 \text{ мг/кг/мин}$.

При методе анализа по двум точкам 0,5 и 5,0 мг/кг показатель $R_{\max}$ рассчитывают по линии регрессии $Y = 2,7544 + 16,2278 X$ на графике Лайнвевер Бурк как 0,35 мг/кг/мин.

Однако при реализации рассмотренного выше метода замера показателя $R_{\max}$ требуется соблюдение ряда условий, кроме того, в процессе замера и расчета возможно появление ошибок от самых различных источников. Так, нереальные отрицательные величины измерений сразу распознаются. Затем при изменении количества вещества в дозе за три раза для замера показателя $R_{\max}$ по вышеуказанной методике приходится осуществлять 15 внутривенных инъекций (4 раза берут кровь + инъекция 1CG $\times$ 3), что весьма тяжело переносится пациентом, и еще несколько дней требуется для предварительного исследования.

Наиболее близким к предлагаемому является устройство для исследования функции печени, содержащее арифметический блок, соединенный с портом ввода-вывода, последовательно соединенные блок генераторов, блок синхронизации, первый декодер, источник постоянного тока, между выходами которого и земляной шиной включены первый источник света с длиной волны, поглощаемой красителем, второй источник света с длиной волны, не поглощаемой красителем, фотоэлектрический преобразователь световых потоков обеих длин волн в электрический сигнал, подключенный через предварительный усилитель к первому входу блока выборки, подключенного к последовательно соединенным мультиплексору, аналого-цифровому преобразователю и ключевому элементу, второй декодер, включенный между первым выходом порта ввода-вывода и вторым входом ключевого элемента, третий вход которого подключен к второму входу аналого-цифрового преобразователя и к первому выходу четвертого декодера, второй выход которого соединен с вторым входом блока выборки-хранения, а вход с вторым выходом блока синхронизации, третий выход которого подключен к второму входу мультиплексора, четвертый выход к входу третьего декодера, а второй вход к входу блока генераторов и к второму выходу порта ввода-вывода, третий выход которого соединен с зуммером,

четвертый и пятый выходы с вторым и третьим входами источника постоянного тока, а вход с выходом ключевого элемента, при этом арифметический блок подключен к оперативному запоминающему устройству, постоянному запоминающему устройству, дисплею, принтеру, блоку ввода и пульту управления.

Известному устройству присущи недостатки, описанные выше при осуществлении метода замера показателя $R_{\max}$.

Целью изобретения является создание такого устройства исследования функции печени, которое может обеспечить автоматическое измерение показателя, выражающего суммарную величину функции клеток печени, и уменьшение нервной и физической нагрузки на пациента.

Другая цель изобретения состоит в создании устройства исследования функции печени, которое может чрезвычайно просто и автоматически измерять показатель, выражающий суммарную величину функции клеток печени, путем лишь одноразовой инъекции 1CG.

Еще одна цель изобретения состоит в создании устройства исследования функции печени, которое может автоматически в ответ на данное количество дозы специфичного красителя выбирать требуемый источник света для замера показателя, выражающего суммарную величину функции клеток печени.

Дополнительная цель изобретения состоит в создании устройства исследования функции печени, которое может предотвращать появление таких искусственно вызванных факторов, как помехи потоку крови, вибрация организма и пульсация в организме при закреплении в нем датчика за счет проведения биокалибровки до начала измерения.

Живая ткань подвергается экспонированию от первого источника света с длиной волны, поглощаемой специфичным красителем, поступившим в кровь и отбираемым и удаляемым печенью, и от второго источника света с длиной волны, не поглощаемой специфичным красителем, после чего осуществляется выборка полученных от живой ткани первого и второго сигналов от фотоэлектрических преобразователей, соответствующих первому и второму источникам света, с тем, чтобы найти коэффициент выражения линии регрессии между первым и вторым фотоэлектрическими сигналами на базисе переменных компонент в крови, заключенных в выборках первого и второго фотоэлектрических сигналов для выполнения биокалибровки. Величиной, коррелированной с концентрацией специфичного красителя в крови, оперируют на базисе сигнала выборки на определенном периоде после инъекции специфичного красителя, а коэффициентом выражения линии регрессии оперируют для получения коэффициента моделирующей функции как функции времени на базисе рабочего значения по методу наименьших квадратов, находя в результате показатель $R_{\max}$, выражающий суммарную величину функции клеток печени.

Цели изобретения достигаются тем, что в известном устройстве арифметический блок выполнен с возможностью нахождения

коэффициента выражения линии регрессии между первым и вторым фотоэлектрическими сигналами на базисе переменных компонент в живой ткани, заключенных в первом и втором фотоэлектрических сигналах, выбранных блоком выборки, оперирования с величиной, коррелированной с концентрацией специфического красителя в крови на базисе сигнала выборки от блока выборки на протяжении заданного интервала от инъекции специфического красителя, а также коэффициента выражения линии регрессии, для получения коэффициента моделирующей функции как функции времени за счет использования метода наименьших квадратов, получения показателя, выражающего суммарное количество функции клеток печени на базе коэффициента моделирующей функции; первый источник света выполнен в виде множества источников света с различными длинами волн, поглощаемыми специфическим красителем, катодами подключенными к земляной шине, а анодами подключенными к первому выходу источника постоянного тока через блок селекции источников света, второй вход которого соединен с выходом порта ввода-вывода; блок ввода включает средство введения соответствующих количеств (мг/кг) в дозе D различных специфических красителей, а арифметический блок выполнен с возможностью определения скорости исчезновения из плазмы крови K специфического красителя и коэффициента удаления печени $R \cdot D \cdot K$, блок выборки выполнен с возможностью выборки первого и второго фотоэлектрических сигналов за множество раз, а арифметический блок выполнен с возможностью нахождения констант A и B путем выполнения анализа линии регрессии в соответствии с рабочим выражением

$$\log CL_1 \text{ Alog} CL_2 + B$$

при условии, что CL_1 и CL_2 средние значения первого и второго фотоэлектрических сигналов выбраны блоком выборки за множество раз, причем максимальная величина первого фотоэлектрического сигнала, выбранного во множестве раз, определяется как L_{10} , арифметический блок выполнен с возможностью разделения заданного временного интервала при равномерном распределении специфического красителя в крови на множество блоков для получения коэффициентов на базисе моделирующих функций $Cg A_i \cdot e^{Bit}$ ($i = 1, 2, m, m \geq 2$, где $i = 1$ является первым блоком) по соответствующим блокам и для нахождения величин Cg на начальных интервалах времени соответствующих блоков как C_i в допущении, что $K_i - B_i$, и выполнения анализа линии регрессии на базисе найденных коэффициентов K_i и C_i посредством рабочего выражения $(1/K_i \times C_i) a(1/C_i) + b$ для нахождения коэффициентов, а и b и в результате получения показателя $R_{\max}$ на базисе рабочего выражения $R_{\max} 1/B$; арифметический блок выполнен с возможностью разделения заданного времени интервала при равномерном распределении специфического красителя в крови на множество блоков для нахождения коэффициентов A и B на базисе

моделирующих функций $Cg A_i x e^{Bit}$ ($i = 1, 2, m, m \geq 2$, где $i = 1$ является первым блоком) по соответствующим блокам и для нахождения на базисе найденных коэффициентов A_i и количества в дозе D_1 специфического красителя D_i с помощью рабочего выражения $D_i D_1 \cdot C_i/A_1$ ($i \geq 2$, где D_i первый блок, а C_i является значением Cg на первом интервале времени каждого блока) в допущении, что $K_i - B_i$, и проведения анализа линии регрессии по рабочему выражению $(1/K_i \cdot D_i) C(1/D_i) + \alpha$ на базисе найденных K_i и D_i для получения коэффициентов C и α и в результате нахождения показателя R_{max} из $R_{max} 1/\alpha$, арифметический блок выполнен с возможностью определения коэффициента корреляции выражения линии регрессии, зуммер выполнен с сигнализацией по превышению заданного значения коэффициента корреляции; арифметический блок выполнен с возможностью определения коэффициента корреляции моделирующей функции; зуммер выполнен с сигнализацией по превышению заданного значения коэффициента корреляции моделирующей функции; пульт управления включает блоки переключения режима биокалибровки и режима измерения, блоки установки уровней интенсивности первого и второго источников света по уровню сигналов фотоэлектрического преобразователя; блок выборки содержит средство выборки первого и второго фотоэлектрических сигналов за множество раз и арифметический блок имеет шину вывода сигнала.

Итак, согласно изобретению показатель R_{max} , выражающий суммарную величину функции клеток печени, можно измерить при однократном проведении инъекции 1CG без отбора крови в отличие от типового случая, благодаря чему значительно уменьшается нервная и физическая нагрузка на исследуемого. Вместе с тем можно предотвратить такие нежелательные последствия, как нарушение потока крови, вибрация организма, пульсация в организме и изменение объема крови в нем из-за введения датчика.

Согласно предпочтительному варианту реализации изобретения световое средство получают из множества первых световых средств для воздействия на живую ткань первым светом при различной длине волн, поглощаемых специфическими красителями, и из второго светового средства для воздействия на живую ткань вторым светом с длиной волны, не поглощаемой специфическим красителем. Предусмотрено вводное средство для ввода определенного количества дозы D (мг/кг) каждого специфического красителя с тем, чтобы селективировать соответствующее световое средство из множества первых световых средств в ответ на вводимое в данный момент количество дозы для приложения света от выбранного светового средства к живой ткани в качестве первого света.

Итак, в соответствии с предпочтительным вариантом реализации изобретения заданный источник света можно автоматически селективировать в ответ на количество дозы специфического красителя, благодаря чему

замер можно провести с одинаковой точностью для любого специфического красителя при любом его количестве в дозе, при этом осуществляется эффективный замер показателя R_{max} , выражающего суммарную величину функции клеток печени.

Согласно наиболее предпочтительному варианту реализации изобретения скорость исчезновения красителя из плазмы крови K и коэффициент удаления печени $R D x K$ оценивают на базисе полученного коэффициента моделирующей функции.

Согласно наиболее предпочтительному варианту реализации изобретения скорость исчезновения K и коэффициент удаления R получают при проведении этой операции несколько раз за счет изменения соответствующих количеств дозы различных специфических красителей и тем самым находят показатель R_{max} , выражающий суммарную величину функции клеток печени на базисе нескольких количеств в дозе полученных при этом коэффициентов удаления R .

На фиг. 1-4 показаны диаграммы для иллюстрации принципа биокалибровки, использованного в данном изобретении; на фиг. 5 блок-схема устройства; на фиг. 6 иллюстрация синхронизации при обнаружении некоторых количеств света с длиной волны λ_1 и λ_2 после прохождения заданного оптического пути в измеряемом объекте; на фиг. 7 информация, хранящаяся в ОЗУ, изображенном на фиг. 5; на фиг. 8 блок-схема для конкретной иллюстрации работы варианта реализации изобретения, причем на фиг. 8 изображена подпрограмма выборки информации, на фиг. 9 представлен режим биокалибровки; на фиг. 10 показан режим инициализации и на фиг. 11 и 12 представлен режим измерения; на фиг. 13-16 иллюстрации отображения различной информации на дисплейном блоке, показанном на фиг. 5; на фиг. 17 показана в качестве примера кривая исчезновения специфического красителя, полученная согласно изобретению; на фиг. 18-20 диаграммы для иллюстрации работы по замеру показателя R_{max} согласно изобретению; на фиг. 21 блок-схема, где показана структура другого варианта реализации изобретения; на фиг. 22 иллюстрация распределения спектральной поглотительной способности специфических красителей; на фиг. 23 иллюстрация информации, хранимой в ОЗУ, показанном на фиг. 21; на фиг. 24 и 25 блок-схемы, иллюстрирующие работу в режиме калибровки и режиме измерения второго варианта реализации изобретения; на фиг. 26 диаграмма, иллюстрирующая типовой метод замера показателя R_{max} .

Рассмотрим принцип биокалибровки, используемый в изобретении.

Принцип биокалибровки проиллюстрирован фиг. 1-4.

Пусть символы I_1 и I_2 обозначают количества света с длиной волны λ_1 , сильно поглощаемого специфическим красителем, и света с длиной волны λ_2 , не поглощаемого специфическим красителем, падающего на живую ткань, и символы L_1 и L_2 обозначают количества света после прохождения по заданному оптическому пути в живой ткани.

Между количествами падающего света I_1 и I_2 и количествами прошедшего света L_1 и L_2 при инъекции специфического красителя существует следующая взаимосвязь:

$$\log I_1 / L_1 K_g \cdot C_g \cdot V_b + f_1(C_b, V_b) + \gamma t_1, (1)$$

$$\log I_2 / L_2 f_2(C_b, V_b) + \gamma t_2. (2)$$

Соответствующие коэффициенты и переменные величины показаны на фиг. 1. Символы f_1 и f_2 представляют функции, определяющиеся характеристиками крови при волнах длиной λ_1 и λ_2 .

С другой стороны, между количествами падающего света I_1 и I_2 и количествами прошедшего света L_1 и L_2 до инъекции специфического красителя существует такая взаимосвязь

$$\log I_1 / L_1 f_1(C_b, V_b) + \gamma t_1, (3)$$

$$\log I_2 / L_2 f_2(C_b, V_b) + \gamma t_2 (4)$$

Взаимосвязь между количествами падающего света L_1 и L_2 до действительной инъекции специфического красителя при проведении замера, изображенного на фиг. 2, является линейной, что показано на фиг. 3. Представленная здесь информация соответствует случаю закрепления датчика на организме при флюктуации объема крови в нем. Исследования подтвердили воспроизводимость такой линейности при отсутствии индивидуальных различий.

Поэтому перепишем уравнения (3) и (4) следующим образом:

$$\log L_1 A \log L_2 + B. (5)$$

Это же можно выразить следующим образом с помощью выражений (3) и (4):

$$\log I_1 f_1(C_b, V_b) + \gamma t_1 A [\log I_2 f_2(C_b, V_b) + \gamma t_2] + B, (6) \text{ где } C_b \text{ концентрация крови в пробе; } V_b \text{ объем крови этой пробы.}$$

Функцию C , получаемую умножением концентрации специфического красителя на объем крови в пробе, и показатель поглощения специфического красителя с помощью выражения (1) и (2) после инъекции специфического красителя можно выразить следующим образом:

$$C \log L_1 [A \cdot \log L_2 + B] (7)$$

Функция C находится из выражения (7) следующим образом:

$$C \log I_1 K_g \cdot C_g \cdot V_b f_1(C_b, V_b) + \gamma t_1$$

$$A [\log I_2 f_2(C_b, V_b) + \gamma t_2] B. (8)$$

Из выражения (6) мы имеем

$$C \cdot K_g \cdot C_g \cdot V_b (9)$$

Отсюда ясно, что сигнал функции C мы можем получить, пользуясь фиг. 3 в качестве калибровочной кривой.

Однако по функции C следует заметить, что хотя коэффициент K_g является постоянным, но следует помнить об изменении объема крови V_b в каждой части от раза к разу и потому, если объем крови V_b в данной пробе, полученной от датчика за один раз, меняется, также меняется количество специфического красителя в той же пропорции, хотя концентрация красителя остается неизменной. Именно это показано на фиг. 4.

Пусть на фиг. 4 DE представляет величину функции C по истечении t_1 минут. Объем крови, заключенный в пробе, полученной спустя $t_1 + \Delta t$ минут, меняется, и точка наблюдения сдвигается от E к E' . Пусть Δt значительно меньше минуты, тогда концентрацию специфического красителя в крови спустя t_1 минут можно считать

идентичной концентрации спустя $t_1 + \Delta t$ минут. Однако у функции C изменение происходит от $C DE$ до $C' D'E'$. $C \cdot C'$, и потому следует произвести некоторую коррекцию. Следовательно, нормализовав DE и $D'E'$ у точки L_{10} , можно скорректировать явную флюктуацию концентрации красителя из-за флюктуации объема крови.

После введения специфического красителя флюктурирует лишь сигнал $\log L_1$, лежащий у точки E . Теперь DE становится функцией C , что показано выражением (9). Объем крови V_b в выражении (9) можно интерпретировать через CD и отсюда, нормализуя координату Y у точки A как L_{10} , объем можно выразить следующим образом:

$$V_{b\alpha 1} + \frac{\log L_{10} - (A \cdot \log L_2 + B)}{\log L_{10}} (10)$$

Сигнал C_g , соответствующий концентрации специфического красителя, можно найти из выражений (7) и (10) следующим образом:

$$C_g = \frac{\log L_{10} - (A \cdot \log L_2 + B)}{\log L_{10}} 1 +$$

$$\frac{\log L_{10} - (A \cdot \log L_2 + B)}{\log L_{10}} \frac{\log L_{10} [\log L_1 - (A \cdot \log L_2 + B)]}{2 \log L_{10} - (A \cdot \log L_2 + B)} (11)$$

По методу наименьших квадратов функцию C_g моделирующей кривой при изменении во времени вышеприведенного результата вычисления C_g можно выразить следующим образом:

$$C_g A e^{Bt}, (12) \text{ где } t \text{ время, прошедшее после инъекции специфического красителя, а символы } A \text{ и } B \text{ постоянные величины.}$$

Постоянные A и B можно найти из выражения (12). Скорость исчезновения из плазмы крови K и коэффициент удаления печени R выражаются следующим образом:

$$K - B, (13)$$

$R \cdot K \cdot D$, (14) где D количества специфического красителя в дозе.

После описания принципов биокалибровки, использованной в изобретении, перейдем к описанию одного из вариантов реализации изобретения, где применяется вышеописанная биокалибровка.

Согласно изобретению устройство для исследования функции печени (фиг. 5) содержит арифметический блок 34, соединенный с портом 32 ввода-вывода, последовательно соединенные блок 24 генераторов, блок 23 синхронизации, первый декодер 22, источник 21 постоянного тока, между выходами которого и земляной шиной включены первый источник 11 света с длиной волны, поглощаемой красителем, второй источник 12 света с длиной волны, не поглощаемой красителем, фотоэлектрический преобразователь 13 световых потоков обеих длин волн в электрический сигнал, подключенный через предварительный усилитель 14 к первому входу блока 28 выборки, подключенного к последовательно соединенным мультиплексору 29, аналого-цифровому преобразователю 30 и ключевому элементу 31, второй декодер 27, включенный между

первым выходом порта 32 ввода-вывода и вторым входом ключевого элемента 31, третий вход которого подключен к второму входу аналого-цифрового преобразователя 30 и к первому выходу четвертого декодера 25, второй выход которого соединен с вторым входом блока 28 выборки-хранения, а вход с вторым выходом блока 23 синхронизации, третий выход которого подключен к второму входу мультиплексора 29, четвертый выход к входу третьего декодера 26, а второй вход к входу блока 24 генераторов и к второму выходу порта 32 ввода-вывода, третий выход которого соединен с зуммером 22, четвертый и пятый выходы с вторым и третьим входами источника 21 постоянного тока, а вход с выходом ключевого элемента 31, арифметический блок 34 подключен к оперативному запоминающему устройству 35, постоянному запоминающему устройству 36, дисплею 37, принтеру 38, блоку 45 ввода и пульту 39 управления, при этом арифметический блок 34 выполнен с возможностью нахождения коэффициента выражения линии регрессии между первым и вторым фотоэлектрическими сигналами на базисе переменных компонентов в живой ткани, заключенных в первом и втором фотоэлектрических сигналах, выбранных блоком 28 выборки, оперирования с величиной, коррелированной с концентрацией специфического красителя в крови на базисе сигнала выборки от блока 28 выборки на протяжении заданного интервала от инъекции специфического красителя, а также коэффициента выражения линии регрессии, для получения коэффициента моделирующей функции как функции времени за счет использования метода наименьших квадратов, получения показателя, выражающего суммарное количество функции клеток печени на базе коэффициента моделирующей функции; первый источник 11 света выполнен в виде множества источников света с различными длинами волн, поглощаемыми специфическим красителем, катодами подключенными к земляной шине, а анодами подключенными к первому выходу источника 21 постоянного тока через блок 50 селекции источников света, второй вход которого соединен с выходом порта 32 ввода-вывода; блок 45 ввода включает средство введения соответствующих количеств (мг/кг) в дозе D различных специфических красителей, а арифметический блок 34 выполнен с возможностью определения скорости исчезновения из плазмы кроки K специфического красителя и коэффициента удаления печени $R \cdot D \cdot K$, блок 28 выборки выполнен с возможностью выборки первого и второго фотоэлектрических сигналов за множество раз, арифметический блок 34 выполнен с возможностью нахождения констант A и B путем выполнения анализа линии регрессии в соответствии с последующим рабочим выражением:

$$\log CL_1 \text{ Alog} CL_2 + B$$

при условии, что CL_1 и CL_2 средние значения первого и второго фотоэлектрических сигналов выбраны блоком 28 выборки за множество раз, причем максимальная величина первого фотоэлектрического сигнала, выбранного во множестве раз, определяется как L_{10} , причем

арифметический блок 34 выполнен с возможностью разделения заданного временного интервала при равномерном распределении специфического красителя в крови на множество блоков для получения коэффициентов на базисе моделирующих функций $Cg A_i \cdot e^{Bit}$ ($i = 1, 2, m, m \geq 2$, где $i = 1$ является первым блоком) по соответствующим блокам и для нахождения величин Cg на начальных интервалах времени соответствующих блоков как C_i в допущении, что $K_i - B_i$, и выполнения анализа линии регрессии на базисе найденных коэффициентов K_i и C_i посредством рабочего выражения $(1/K_i \cdot C_i) \cdot a(1/C_i) + b$ для нахождения коэффициентов, а и b и в результате получения показателя R_{max} на базисе рабочего выражения $R_{max} \cdot 1/B_i$; арифметический блок 34 выполнен с возможностью разделения заданного времени интервала при равномерном распределении специфического красителя в крови на множество блоков для нахождения коэффициентов A и B на базисе моделирующих функций $Cg A_i \cdot x \cdot e^{Bit}$ ($i = 1, 2, m, m \geq 2$, где $i = 1$ является первым блоком) по соответствующим блокам и для нахождения на базисе найденных коэффициентов A_i и количества в дозе D_1 специфического красителя D_i с помощью рабочего выражения $D_i \cdot D_1 \cdot C_i/A_i$ ($i \geq 2$, где D_i первый блок, а C_i является значением Cg на первом интервале времени каждого блока) в допущении, что $K_i - B_i$, и проведения анализа линии регрессии по рабочему выражению $(1/K_i \cdot D_i \cdot C_i)/(1/D_i) + \alpha$ на базисе найденных K_i и D_i для получения коэффициентов C_i и α и в результате нахождения показателя R_{max} из $R_{max} \cdot 1/\alpha$; арифметический блок 34 выполнен с возможностью определения коэффициента корреляции выражения линии регрессии; зуммер 33 выполнен с сигнализацией по превышению заданного значения коэффициента корреляции; арифметический блок 34 выполнен с возможностью определения коэффициента корреляции моделирующей функции; причем зуммер 33 выполнен также с сигнализацией по превышению заданного значения коэффициента корреляции моделирующей функции; пульт 39 управления включает блоки 41, 42 переключения режима биокалибровки и режима измерения, блоки установки уровней интенсивности первого и второго источников света по уровню сигналов фотоэлектрического преобразователя 13; блок 28 выборки также содержит средство выборки первого и второго фотоэлектрических сигналов за множество раз, а арифметический блок 34 имеет шину вывода сигнала.

Как видно из фиг. 5, устройство для исследования функции печени состоит из блока 10 датчика и блока 200 обработки измеренной информации. В блоке 10 датчика имеется первый источник 11 света, второй источник 12 света, светоприемный элемент 13 и предварительный усилитель 14. Первый источник 11 света и второй источник 12 света вырабатывают оптические импульсы с длиной волны λ_1 , сильно поглощаемые специфическим красителем, и оптические импульсы с длиной

волны λ_2 , мало поглощаемые красителем, соответственно. Светоприемный элемент 13 воспринимает свет, прикладываемый к живой ткани 15 источниками 11 и 12 света и проходящий по заданному оптическому пути. Источники 11 и 12 света управляются от блока 200 обработки и поочередно излучают свет в импульсном режиме.

Блок 200 обработки содержит СРП (ЦПУ) 34, (аббревиатуру блока центрального процессора 34), которая действует в качестве арифметического средства. ЦПУ 34 подает стартовый сигнал на генераторную схему 24 и синхронизирующую схему 23 через порт 32 ввода-вывода. Генераторная схема 24 регулярно вырабатывает требуемый тактовый сигнал. Тактовый сигнал вместе с вышеупомянутым стартовым сигналом используются для подачи постоянных токов i_1 и i_2 к первому источнику 11 света и второму источнику 12 света и от схемы 21 постоянного тока через синхронизирующую схему 23 и декодер 22 с временными соотношениями ТМ' и ТМ (фиг. 6).

Свет, испускаемый первым источником 11 света, и свет, испускаемый вторым источником 12 света, проходит по заданному оптическому пути в живой ткани 15 и падает на светоприемный элемент 13. Ток, вырабатываемый светоприемным элементом 13, подается на предусилитель 14, где подвергается преобразованию из тока в напряжение, усиливается и поступает на блок 200 обработки. Выходной сигнал предусилителя 14 усиливается до требуемого уровня усилителем 16, предусмотренным в блоке 200 обработки, и получается выходной сигнал V_{pd} , показанный на фиг. 6. Выходной сигнал усилителя 16 подается на схему 28 выборки и хранения, где осуществляется его выборка и хранение на базе синхронизирующего сигнала ТМ₂', показанного на фиг. 6 и вырабатываемого синхронизирующей схемой 23 и декодером 25.

Затем сигнал, подвергнутый выборке и хранению, селекционируется посредством мультиплексора 29 и преобразуется в цифровой сигнал с помощью аналого-цифрового преобразователя 30, проходя далее через информационную защелку 31. Управление мультиплексором 29, аналого-цифровым преобразователем 30 и информационной защелкой 31 осуществляется с помощью синхронизации от синхронизирующей схемы 23 и декодера 26.

После защелки информация подается декодером 27 по сигналу селекции, вырабатываемому ЦПУ 34, через порт 32 ввода-вывода в ОЗУ 35 аббревиатуру блока 35 памяти с произвольной выборкой в качестве цифровых сигналов L_1 и L_2 . Порт 32 ввода-вывода соединен с зуммером 33, информирующим о времени инъекции специфического красителя. Кроме того, ЦПУ 34 соединено с ОЗУ 35, ПЗУ 36 (аббревиатурой блока 36 постоянной памяти), дисплейным блоком 37, функциональным блоком 39 и блоком 45 ввода. ОЗУ 35 приспособлено к хранению информации, показанной на фиг. 7, а в ПЗУ 36 хранятся программы, основанные на блок-схемах, показанных на фиг. 8-12 и описанных ниже. Дисплейный блок 37 отображает информацию, что показано на

фиг. 13-16 и описано ниже. Для печати результата исследования функции печени используется принтер 38.

Функциональный блок 39 содержит сигнальный светодиод 40, клавишу 41 калибровки, клавишу 42 пуска и клавишу 43 печати. Сигнальный светодиод 40 предназначен для сигнализации в случае малой достоверности результата исследования; клавиша 41 калибровки приспособлена для установки режима биокалибровки, клавиша 42 пуска предназначена для управления запуском в режиме измерения, а клавиша печати предназначена для управления распечаткой результата исследования. Блок 45 ввода приспособлен к вводу требуемого количества дозы специфического красителя.

В рассмотренном выше варианте структуры устройства по фиг. 5 свет, испускаемый первым 11 и вторым 12 источниками света, проходит по заданному оптическому пути в живой ткани 15 и принимается единственным светоприемным элементом 13. Однако конструкция устройства не ограничивается лишь этим вариантом, возможно применение нескольких светоприемных элементов, соответствующих первому 11 и второму 12 источникам света, для получения выходных сигналов от соответствующих светоприемных элементов, что позволяет считывать выбранные выходные сигналы ЦПУ 34 в режиме разделения времени. В качестве другого варианта возможно применение одного источника света, излучающего свет с длиной волны λ_1 , поглощаемый специфическим красителем, и свет с длиной волны λ_2 , не поглощаемый им же, при условии применения двух фильтров для отдельного испускания света с соответствующими длинами волн, и светоприемных элементов, соответствующих указанным выше фильтрам.

На фиг. 7 изображена информация, хранящаяся в ОЗУ 35, показанном на фиг. 5, а на фиг. 8-12 изображены блок-схемы, иллюстрирующие варианты конкретной работы устройства, тогда как на фиг. 13-16 показаны варианты отображения информации на дисплейном блоке, изображенном на фиг. 5. Фиг. 17 служит иллюстрацией возможной кривой исчезновения специфического красителя и результата R_{max} , измеренного согласно изобретению.

Описание конкретной работы устройства со ссылкой на фиг. 5, 8-11 и 17. Устройство работает в режиме выборки информации, в режиме биокалибровки, режиме инициализации и режиме измерения, причем на фиг. 8-12 показан ход процесса в этих режимах соответственно.

Прежде всего отметим, что режим выборки информации (фиг. 8) выполняется в виде подпрограмм в режиме биокалибровки и режиме измерения, описанных ниже. Этапы (обозначенные на фигурах сокращенно как SP (SP11-SP16)) приспособлены к выборке некоторых количеств света с длиной волны λ_1 и λ_2 после прохождения через исследуемый объект и хранения их в ОЗУ 35. На этапе SP11 ЦПУ 34 вырабатывает стартовый сигнал через порт 32 ввода-вывода, показанный на фиг. 5. Величины L_1 и L_2 являются информационными

сигналами с защелки, полученными по стартовому сигналу, ЦПУ 34 ожидает до тех пор, пока на этапе SP12 не произойдет защелкивание информации.

Затем на этапе SP13 ЦПУ 34 вырабатывает в изображенной на фиг. 5 линии селекции соответствующий сигнал через порт 32 ввода-вывода на считывание данных L_1 через порт 32 ввода-вывода на этапе SP 14 для хранения полученной информации в области 8a1 ОЗУ 35, что показано на фиг. 7. Аналогичным образом ЦПУ 34 хранит данные L_2 в области 8a2 ОЗУ 35 на этапах SP15 и SP16. По завершении рассмотренной выше операции на этапе SP16 ЦПУ 34 возвращается к исходному этапу. Его действие далее будет описываться со ссылкой на фиг. 9, где показан режим биокалибровки, и на фиг. 11 и 12, где показан режим измерения.

На фиг. 9 изображена операционная блок-схема в режиме биокалибровки, которая начинается с момента подачи питания на устройство либо по завершению действия в режиме измерения, изображенном на фиг. 11 и 12, о которых будет сказано ниже. На этапе SP21 ЦПУ 34 обеспечивает индикацию режима биокалибровки на дисплейном блоке 37. Дисплей указывает на вход устройства в режим биокалибровки и предлагает установить блок 10 датчика, что в качестве примера изображено на фиг. 13. В соответствии с полученными указаниями оператор прикрепляет блок 10 датчика к живой ткани 15.

Теперь ЦПУ 34 ждет до тех пор, пока на этапе SP22 не будет нажата клавиша 41 калибровки. По приведению в действие клавиши 41 калибровки ЦПУ 34 переходит к этапу SP23 и выполняет подпрограмму выборки информации, изображенную на фиг. 8 и описанную выше.

Теперь ЦПУ 34 осуществляет управление схемой 21 постоянного тока с тем, чтобы данные L_1 и L_2 считываемые на этапе SP23, были в пределах допуска по количеству света $L_{\max}$ и $L_{\min}$, хранящихся в областях 8b1 и 8b2 ОЗУ 35. Далее ЦПУ 34 хранит величины токовой установки i_1 и i_2 в областях 8c1 и 8c2 в ОЗУ 35. Токи i_1 и i_2 текут к источникам 11 и 12 света. Более подробное описание операции инициализации упомянутых токов будет рассмотрено ниже со ссылкой на фиг. 10.

Затем на этапе SP25 ЦПУ 34 возбуждает зуммер, информируя о завершении подачи питания. Последующие этапы SP26-SP29 представлены в виде блок-схемы выполнения упомянутой выше биокалибровки. Более конкретно ЦПУ 34 осуществляет n раз выборку значений L_1 и L_2 соответственно на этапах SP26 и SP27 с последующим хранением $CL_1(1)$ $CL_1(n)$ в областях 8d1-8dn и $CL_2(1)$ $CL_2(n)$ в областях 8e1-8en. На этапе SP28 ЦПУ 34 выполняет анализ линии регрессии для $\log CL_1(I)$ и $\log CL_2(I)$ (I от 1 до n) в соответствии с последующим рабочим выражением

$$\log CL_1(I) A \cdot \log CL_2(I) + B.$$

По этому рабочему выражению ЦПУ 34 находит величины A и B , корреляционный коэффициент r_1 и максимальную величину $CL_1(I)$ (I от 1 до n) в качестве CL_{10} и хранит

все это в областях ОЗУ 35 8f1, 8f2, 8f3 и 8f4 соответственно.

На этапе SP29 ЦПУ 34 определяет, равен ли корреляционный коэффициент r_1 по меньшей мере 0,998, для того, чтобы убедиться в надежности биокалибровки, и, если коэффициент меньше 0,998, ЦПУ переходит к этапу SP30 и высвечивает сигнальный светодиод 40, затем возвращается на этап SP22 для повторного проведения биокалибровки. С другой стороны, если оказалось, что корреляционный коэффициент r_1 по меньшей мере равен 0,998, то ЦПУ 34 переходит в режим измерения, показанный на фиг. 11. Используемая здесь эталонная величина на 0,998 корреляционного коэффициента r_1 взята исключительно для примера, она определяется характеристиками всего устройства. Во время выборки информации за n раз на этапе SP26 исследуемый поднимает и опускает руку, удерживая в ней датчик, с целью изменения объема крови в организме.

Теперь перейдем к более подробному описанию вышеупомянутой операции инициализации по этапу SP24, изображенному на фиг. 9, со ссылкой на фиг. 10.

Информация о количестве света L_1 и L_2 с длиной волны λ_1 и λ_2 хранится в областях 8a1 и 8a2 ОЗУ 35. На этапе SP241 ЦПУ 34 принимает значения L_1 и L_2 , хранимые в областях 8h1 и 8h2 в ОЗУ 35, в качестве $LO \lambda_1$ и $LO \lambda_2$ соответственно. Затем ЦПУ 34 выполняет этапы SP242-SP249, регулируя величины уставок токов, текущих от схемы 21 постоянного тока с тем, чтобы $LO \lambda_1$ и $LO \lambda_2$ были установлены между световыми количествами $L_{\max}$ и $L_{\min}$ ($L_{\max} > L_{\min}$), хранимыми в областях 8b1 и 8b2 ОЗУ 35.

Более конкретно, если $LO \lambda_1$ больше $L_{\max}$ на этапе SP242, то ЦПУ 34 переходит на этап SP243, выставляя величину токовой установки i_1 на меньшем значении для повторного проведения этапов SP23 и SP241, и снова проводится определение, больше ли $LO \lambda_1$ чем $L_{\max}$ на этапе SP242. Если $LO \lambda_1$ меньше $L_{\max}$, то ЦПУ 34 переходит к этапу SP244, определяя, меньше ли $LO \lambda_1$ чем $L_{\min}$. Если $LO \lambda_1$ меньше $L_{\min}$, то ЦПУ 34 увеличивает величину токовой установки i_1 на этапе SP245 с возвратом к вышеописанному этапу SP23. Эта операция повторяется до тех пор, пока величина токовой установки i_1 не будет такой, что $LO \lambda_1$ окажется между $L_{\max}$ и $L_{\min}$.

После этого на этапах SP246-SP249 величина токовой установки i_2 выставляется такой, чтобы $LO \lambda_2$ была между $L_{\max}$ и $L_{\min}$ аналогично этапам SP242-SP245. Окончательно выставленные на этапах SP23-SP249 величины токовых уставок i_1 и i_2 хранятся в областях 8c1 и 8c2 ОЗУ 35.

Теперь перейдем к описанию режима измерения со ссылками на фиг. 11 и 12. На этапе SP241 ЦПУ 34 дает на дисплей указание об инъекции специфического красителя, подавая его на блок дисплея 37. На дисплее это указание об инъекции какого-либо специфического красителя, например 1CG, выглядит так, как для примера

показано на фиг. 14. В соответствии с этим указанием оператор готовит специфичный краситель к инъекции исследуемому. В этот момент блок 45 ввода вводит требуемое количество специфичного красителя, например 2 мг/кг в качестве дозы D_1 , что запоминается в области 8j ОЗУ 35.

На этапе SP42 ЦПУ 34 ждет до тех пор, пока не будет нажата клавиша 42 пуска. После того как клавиша 42 пуска будет приведена в действие, ЦПУ 34 дает указание по синхронизации на инъекцию специфичного красителя на этапе SP43, при этом возбуждается зуммер 33. Все это отображается как 1 -> 2 -> 3 -> 4 -> 5 (фиг. 15), так что измеритель вводит краситель по индикации "5". ЦПУ 34 генерирует зуммером 33 звук одного тона при индикации "1", "2", "3" и "4", а при индикации "5" зуммер генерирует иной звук.

После генерации этого звука и соответствующего указания на дисплее измеритель вводит специфичный краситель. На этапе SP44 ЦПУ 34 устанавливается в качестве исходного значения для таймера "0". Затем на этапе SP45 ЦПУ 34 выполняет программу выборки информации, которая существует в виде подпрограммы, описанной выше со ссылкой на фиг. 8. Выбранная информация хранится в областях 8a1 и 8a2 ОЗУ 36 в качестве L_1 и L_2 соответственно.

На этапе SP46 ЦПУ 34 выполняет операцию, основанную на последующем рабочем выражении с использованием коэффициентов A, B и C L10, хранимых в областях 8f1, 8f2 и 8f4 ОЗУ 35 с режима биокалибровки, описанного выше со ссылкой на фиг. 9 для хранения $Cg(I)$ в области 8g1 ОЗУ 35:

$$Cg(I) = \frac{\log CL_{10} [\log L_1(I) - (A \cdot \log L_2(I) + B)]}{2 \log CL_{10} - (A \cdot \log L_2(I) + B)}$$

Величина $Cg(I)$ отображается на дисплейном блоке 37 на этапе SP46 в виде, показанном для примера на фиг. 16. Как видно из фиг. 16, на оси абсцисс отложено время, прошедшее после инъекции специфичного красителя, а по оси ординат отложены значения $Cg(I)$.

Пусть m представляет номер выборки на кривой исчезновения специфичного красителя, символ I означает целое число от 1 до m , а TS представляет время замера

кривой исчезновения, и время единичной выборки равно $1/TM \cdot TS/(m-1)$. Это же условие справедливо для времени инъекции специфичного красителя в случае $I=1$. На этапе SP47 ЦПУ 34 находится в состоянии ожидания на протяжении времени выборки $1/TM$.

По истечении времени ожидания ЦПУ 34 на этапе SP48 выносит суждение, больше ли i , чем m . Если i больше m , то ЦПУ 34

переходит к этапу SP49, если же меньше, то ЦПУ возвращается к этапу SP45 для повторной выборки. Построение информации $Cg(I)$, хранимой в областях 8g1-8gm ОЗУ 35, в виде кривой исчезновения специфичного красителя происходит так, как для примера изображено на фиг. 17, причем осуществляется выявление начального края с тем, чтобы информация, предшествующая ей,

вычиталась на этапе SP49 из соответствующих значений $Cg(I)$ в качестве базисной линии, с повторным запоминанием в областях 8g1-8gm. Совершенно очевидно, что на этапе SP45 L_1 и L_2 могут быть средними значениями из m раз для повышения точности замера.

После этого на этапе SP51 ЦПУ 34 находит постоянные A_1 и B_1 по методу наименьших квадратов по моделирующей кривой

$$Cg(I) = A_1 \cdot e^{B_1 \cdot I},$$

$I = TS/(m-1)$ (min) для информации, находящейся между временем от T_1 до T_2 ($0 < T_1 < T_2 < TS$) в пределах информации $Cg(I)$, хранимой в областях 8g1-8gm.

На этапе SP57 ЦПУ 34 рассчитывает K_1 по $K_1 - B_1$ при расчете корреляционного коэффициента rg_1 для его хранения в областях 8k1 и 8k2 ОЗУ 35. Аналогичным образом ЦПУ 34 рассчитывает постоянные A_2 и B_2 в блоке между временами T_3 и T_4 на этапе SP58, а на этапе SP59 оно рассчитывает коэффициент K_2 и корреляционный коэффициент rg_2 для хранения в областях 8k3 и 8k4. Далее ЦПУ 34 оперирует с константами A_3 и B_3 в блоке между временами T_5 и T_6 на этапе SP60 и на этапе SP61 рассчитывает коэффициент K_3 и корреляционный коэффициент rg_3 для хранения в областях 8k5 и 8k6. Затем на этапе SP62 ЦПУ 34 оперирует с показателем R_{max} .

Времена $T_1 - T_6$ и коэффициенты $K_1 - K_3$ откладываются так, как показано на фиг. 18. ЦПУ 34 считает, что Cg_1 , Cg_2 и Cg_3 представляют величины, соответствующие величинам концентрации специфичного красителя в моменты времени T_1 , T_3 и T_5 при допущении, что $R_i = Cg_i \cdot K_i$ для построения графика, изображенного на фиг. 19. Как видно из фиг. 19, на оси абсцисс отложены $1/Cg$, а по оси ординат $1/R$. На базисе этой информации ЦПУ 34 оперирует с K и B , пользуясь методом наименьших квадратов по следующему рабочему выражению:

$$1/R_i = a(1/Cg_i) + b \quad (i=1, 2, m, m \geq 2, \text{ где } i=1 \text{ является первым блоком}).$$

Затем ЦПУ 34 оперирует с показателем R_{max} и r_{max} в соответствии с последующим рабочим выражением для хранения их в областях 8l1 и 8l2 ОЗУ 35:

$$R_{max} = 1/b,$$

Y_{max} является коэффициентом корреляции.

В данном варианте реализации предусмотрены три временных блока, однако их может быть любое количество не менее двух, но повышение точности происходит с увеличением числа временных блоков.

На фиг. 19 $1/Cg_1$, $1/Cg_2$ и $1/Cg_3$ нанесены на ось абсцисс упрощенным образом, а более точно измерить показатель R_{max} можно путем оценки коэффициента A_1 на базисе последующего рабочего выражения, принимая коэффициент A_1 за коэффициент C_{01} , получая в результате данные, представленные на фиг. 18. Пусть $T_1 = 5$ мин, доза $1CG$ суть D_1 (в мг/кг),

C_{01} может соответствовать D_1 , D_2 может быть равно $D_1 \cdot C_{g2}/C_{01}$ и D_3 может быть равно $D_1 \cdot C_{g3}/C_{01}$, где R_i , D_i и K_i . Доза D_1 может быть заранее установлена на 2 мг/кг в качестве значения, специфичного для данного устройства, либо введена от блока 45 ввода.

После этого на этапе SP53 ЦПУ 34 определяет, меньше ли корреляционный коэффициент r_{gn} 0,95. Тем самым контролируется степень корреляции, так как корреляция улучшается по мере того, как корреляционный коэффициент r_{gn} приближается к -1. Величина -0,95 является произвольным значением между нулем и -1, и надежность устройства повышается по мере того, как это значение приближается к -1.

ЦПУ 34 считает надежность малой, если корреляционный коэффициент r_{gn} больше 0,95 и включает сигнальный светодиод 40 на этапе SP54. Если ЦПУ 34 находит, что корреляционный коэффициент r_{gn} менее -0,95 и, с другой стороны, замер на этапе SP53 является надежным, то ЦПУ 34 переходит к этапу SP55, не высвечивая сигнальный светодиод 40. На этапе SP55 ЦПУ 34 определяет, приведена ли в действие клавиша 43 печати с тем, чтобы принтер 38 отпечатал величину R_{max} .

При необходимости ЦПУ 34 дает команду на распечатку принтером 38 кривой исчезновения специфичного красителя $Cg(1)$, хранимой в областях $8g1-8gn$ ОЗУ 35 со сдвигом к вышеупомянутому режиму биокалибровки, представленному на фиг. 9. После определения на этапе SP55, приведена ли в действие клавиша 43 печати, ЦПУ 34 также сдвигается в режим биокалибровки.

В соответствии с описанным выше вариантом реализации изобретения на живую ткань действует первый свет с длиной волны, поглощаемой специфичным красителем, поданным в кровь живой ткани и отбираемым и удаляемым печенью, и второй свет с длиной волны, не поглощаемой специфичным красителем, после чего производится выборка первого и второго сигналов, полученных от фотоэлектрического преобразования и соответствующих первому свету и второму свету, полученных от живой ткани, с тем, чтобы определить коэффициент выражения линии регрессии между первым и вторым сигналами от фотоэлектрического преобразования на базисе переменных компонентов в крови, содержащихся в выбранных первом и втором фотоэлектрических сигналах, и в результате для оперирования с значением, коррелированным с концентрацией специфичного красителя в крови на базисе сигнала выборки на протяжении заданного периода после инъекции специфичного красителя и найденного коэффициента выражения линии регрессии.

Следовательно, показатель R_{max} можно измерить, выполнив лишь однократную инъекцию 1CG без отбора крови, благодаря чему можно значительно уменьшить нервную и физическую нагрузку на исследуемого. Вместе с тем устраняются такие нежелательные явления, как помехи току крови, вибрация организма, пульсация в организме и изменение объема крови в

организме при закреплении датчика для получения точного замера.

На фиг. 21 представлена блок-схема еще одного варианта реализации изобретения, а на фиг. 22 показано распределение спектральной поглощательной способности специфичного красителя.

Структурно вариант реализации по фиг. 21 во многом схож с вариантом по фиг. 5 за исключением следующих моментов: в функциональной части 39 блока 200 обработки предусмотрен блок 44 ввода введения требуемого количества дозы D . Блок 10 датчика состоит из первых источников 111, 112, 11 м света, второго источника 20 света, светоприемного элемента 13, предварительного усилителя 14 и аналогового переключателя 50.

Первые источники 111, 112, 11 м света приспособлены к экспонированию живой ткани 15 оптическими импульсами с длинами волн, поглощаемых специфичными красителями, поданными в кровь живой ткани 15 и отбираемыми и удаляемыми печенью. Иными словами первые источники 111, 112, 11 м света соответственно излучают свет с длинами волн λ_{11} , λ_{12} , λ_{1m} с сильным спектральным поглощением специфичными красителями, что для примера показано на фиг. 22.

Аналоговый переключатель 50 селектирует один из первых источников 111, 112, 11 м света в ответ на количество вещества в дозе, введенной блоком 44 ввода для создания в них тока i_1 и тем самым для получения выбранного источника света, генерирующего первый оптический импульс на волне длиной λ_i . В этот момент ЦПУ 34 управляет аналоговым переключателем 50 через порт 32 ввода-вывода и линию S_{i3} для селектирования данного источника света. Второй источник 20 света излучает в живую ткань 15 второй оптический импульс с длиной волны λ_{20} , не поглощаемой специфичным красителем. Блок 200 обработки приводит в действие один из первых источников 111, 112, 11 м света и второй источник 20 света для поочередного излучения света в импульсном режиме.

Светоприемный элемент 13 воспринимает первый оптический импульс, созданный в живой ткани 15 одним из первых источников 111, 112, 11 м света и прошедший заданный оптический путь для получения на выходе сигнала L_i , тогда как после приема второго оптического импульса, полученного от второго источника 20 света и прошедшего по заданному оптическому пути, на выходе получается сигнал L_2 .

Фиг. 23 служит для иллюстрации того, как в ОЗУ 35, изображенном на фиг. 21, хранится информация, фиг. 24 является блок-схемой для иллюстрирования режима биокалибровки во втором варианте реализации изобретения и фиг. 25 является блок-схемой для иллюстрирования работы в режиме измерения.

Изображенный на фиг. 24 режим биокалибровки начинается с подачи питания на устройство либо по завершении работы в режиме измерения аналогично первому варианту реализации. На этапе SP19 ЦПУ 34 дает на дисплейный блок 37 указание о необходимости ввода дозы 1CG в заданном

количестве. Это указание поступает к оператору, он вводит дозу 1CG D в заданном количестве от блока 44 ввода, изображенного на фиг. 21. Информация о дозе 1CG в количестве D хранится в области 8j1 ОЗУ 35. ЦПУ 34 переключает аналоговый переключатель 50 для селектирования первого источника света, соответствующего введенной дозе 1CG D. При этом ЦПУ 34 переключает аналоговый переключатель 50 таким образом, чтобы селектировать источник света с длиной волны λ_{11} при вводе дозы в количестве от 0,1 до 0,5 мг/кг и селектировать источник света с длиной волны λ_{12} при вводе дозы в количестве, например, от 0,5 до 1 мг/кг. Действия на этапах SP21-SP30 идентичны действиям, описанным выше со ссылкой на фиг. 9.

Теперь опишем режим измерения со ссылкой на фиг. 25. По завершении обработки на этапах SP41-SP49, показанных на фиг. 11, ЦПУ 34 переходит на этап SP71, изображенный на фиг. 25. На этапе SP71 получают константы A и B, пользуясь моделирующими кривыми по методу наименьших квадратов, аналогично описанному выше этапу SP51, изображенному на фиг. 12. На этапе SP72 ЦПУ 34 находит кривую исчезновения K и коэффициент удаления R за счет операции K-B и $R \cdot K \cdot D$. ЦПУ 34 направляет полученные величины K и R на хранение в области 8j2 и 8j3 ОЗУ 35. В этот момент ЦПУ 34 осуществляет действия с коэффициентом корреляции r_2 по методу наименьших квадратов и направляет полученный корреляционный коэффициент r_2 в область 8j4 ОЗУ 35. После этого ЦПУ 34 подает с помощью зуммера 33 звуковой сигнал о завершении операции.

Теперь ЦПУ 34 выводит величины K и R и дозу D на дисплейный блок 37. Далее на этапе SP73 ЦПУ 34 определяет, меньше ли коэффициент корреляции r_2 0,95. Тем самым проводится проверка степени корреляции, так как корреляция улучшается по мере приближения корреляционного коэффициента r_2 к -1. Однако величина -0,95 является произвольным значением в диапазоне от нуля до -1, и надежность числовых значений повышается по мере того, как эта величина приближается к -1.

Если, например, коэффициент корреляции r_2 превышает 0,95, то ЦПУ 34 делает вывод о малой надежности и на этапе SP74 включает сигнальный светодиод 40. Если коэффициент корреляции r_2 меньше -0,95, то на этапе SP73 делается вывод о надежности этого замера, и ЦПУ 34 переходит к этапу SP75, не высвечивая сигнальный диод 40. На этапе SP55 ЦПУ 34 определяет, приведена ли в действие клавиша 43 печати, чтобы принтер 38 отпечатал значения K, R и D.

При необходимости ЦПУ 34 также дает принтеру 38 команду на печать кривой исчезновения специфического красителя Cg (1), хранимой в областях 8g1-8gn ОЗУ 35 со сдвигом в вышеупомянутый режим биокалибровки, показанный на фиг. 24. Если на этапе SP75 обнаружено, что клавиша 43 печати не приведена в действие, то ЦПУ 34 также сдвигается в режим биокалибровки.

После нахождения скорости исчезновения K и коэффициента удаления печени R на следующий день снова осуществляется

инъекция 1CG в ином количестве в дозе и повторяется вышеупомянутая серия операций для нахождения D₂ и R₂. Через день 1CG вводится еще раз для получения D₃ и R₃. После этого обратные числа 1/D количеств в дозе D и обратные числа 1/R коэффициентов удаления R печени наносятся на график так, как показано на фиг. 20, для построения линии регрессии, благодаря чему легко оценить 1/R_{max}, найдя точку пересечения линии регрессии и 1/R.

В соответствии с описанным выше вариантом реализации осуществляется автоматическая селекция заданного источника света в ответ на количество в дозе специфического красителя, вследствие этого замер можно проводить с одинаковой точностью при любом специфическом красителе и любой его дозе для эффективного замера показателя, выражающего суммарную величину функции клеток печени.

Формула изобретения:

1. УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИИ ПЕЧЕНИ, содержащее арифметический блок, соединенный с портом ввода-вывода, последовательно соединенные блок генераторов, блок синхронизация, первый декодер, источник постоянного тока, между выходами которого и земляной шиной включены первый источник света с длиной волны, поглощаемой красителем, второй источник света с длиной волны, не поглощаемой красителем, фотоэлектрический преобразователь световых потоков обеих длин волн в электрический сигнал, подключенный через предварительный усилитель к первому входу блока выборки, подключенного к последовательно соединенным мультиплексору, аналого-цифровому преобразователю и ключевому элементу, второй декодер, включенный между первым выходом порта ввода-вывода и вторым входом ключевого элемента, третий вход которого подключен к второму входу аналого-цифрового преобразователя и первому выходу четвертого декодера, второй выход которого соединен с вторым входом блока выборки-хранения, а вход с вторым выходом блока синхронизации, третий выход которого подключен к второму входу мультиплексора, четвертый выход - к входу третьего декодера, а второй вход - к входу блока генератора и второму выходу порта ввода-вывода, третий выход которого соединен с зуммером, четвертый и пятый выходы с вторым и третьим входами источника постоянного тока, а вход - с выходом ключевого элемента, арифметический блок подключен к оперативному запоминающему устройству, постоянному запоминающему устройству, дисплею, принтеру, блоку ввода и пульту управления, отличающееся тем, что арифметический блок выполнен с возможностью нахождения коэффициента выражения линии регрессии между первым и вторым фотоэлектрическими сигналами на базисе переменных компонентов в живой ткани, заключенных в первом и втором фотоэлектрических сигналах, выбранных блоком выборки, оперирования с величиной, коррелированной с концентрацией специфического красителя в крови на базисе

сигнала выборки от блока выборки на протяжении заданного интервала от инъекции специфического красителя, а также коэффициента выражения линии регрессии для получения коэффициента моделирующей функции как функции времени путем использования метода наименьших квадратов, получения показателя, выражающего суммарное количество функции клеток печени на базе коэффициента моделирующей функции.

2. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что первый источник света выполнен в виде множества источников света с различными длинами волн, поглощаемыми специфическим красителем, катодами подключенных к земляной шине, а анодами подключенных к первому выходу источника постоянного тока через блок селекции источников света, второй вход которого соединен с выходом порта ввода-вывода.

3. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что блок ввода включает в себя средство введения соответствующих количеств (мг/кг) в дозе D различных специфических красителей, а арифметический блок выполнен с возможностью определения скорости исчезновения из плазмы крови K специфического красителя и коэффициента удаления печени $R \cdot D \cdot K$.

4. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что блок выборки выполнен с возможностью выборки первого и второго фотоэлектрических сигналов за множество раз, арифметический блок выполнен с возможностью нахождения констант A и B путем выполнения анализа линии регрессии в соответствии со следующим рабочим выражением:

$$\log CL_1 \cdot A \log CL_2 + B$$

при условии, что CL_1 и CL_2 средние значения первого и второго фотоэлектрических сигналов выбраны блоки выборки за множество раз, причем максимальная величина первого фотоэлектрического сигнала, выбранного во множестве раз определяется как L_{10} .

5. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что арифметический блок выполнен с возможностью разделения заданного временного интервала при равномерном распределении специфического красителя в крови на множество блоков для получения коэффициентов на базе моделирующих функций $C_g \cdot A_i \cdot e^{Bit}$ ($i = 1, 2, m, m_2 \geq 2$, где $i = 1$, является первым блоком) по соответствующим блокам и для нахождения величин C_g на начальных интервалах времени соответствующих блоков на C_i в допущении, что $K_i \cdot B_i$, и выполнения анализа

линии регрессии на базе найденных коэффициентов K_i и C_i посредством рабочего выражения $(1/K_i \cdot C_i) \cdot a(1/C) + b$ для нахождения коэффициентов a и b и в результате получения показателя R_{max} на базе рабочего выражения $R_{max} \cdot 1/b$.

6. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что арифметический блок выполнен с возможностью разделения заданного времени интервала при равномерном распределении специфического красителя в крови на множество блоков для нахождения коэффициентов A и B на базе моделирующих функций $C_g \cdot A_i \cdot e^{Bit}$ ($i = 1, 2, m, m_2 \geq 2$, где $i = 1$ является первым блоком)

по соответствующим блокам и для нахождения на базе найденных коэффициентов A_i и количества в дозе D_1 специфического красителя D_i с помощью рабочего выражения $D_i \cdot D_1 \cdot C_i / A_i$ ($i \geq 2$, где D_i первый блок, а C_i является значением C_g на первом интервале времени каждого блока) в допущении, что $K_i \cdot B_i$, и проведения анализа линии регрессии по рабочему выражению $(1/K_i \cdot D_i) \cdot C(1/D_i) + d$ на базе найденных K_i и D_i для получения коэффициентов C и D и в результате нахождения показателя R_{max} из $R_{max} \cdot 1/d$.

7. Устройство по п. 2, отличающееся тем, что арифметический блок выполнен с возможностью определения коэффициента корреляции выражения линии регрессии.

8. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что зуммер выполнен с сигнализацией по превышению заданного значения коэффициента корреляции.

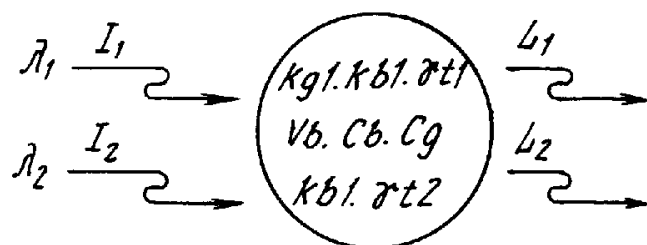
9. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что арифметический блок выполнен с возможностью определения коэффициента корреляции моделирующей функции.

10. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что зуммер выполнен с сигнализацией по превышению заданного значения коэффициента корреляции моделирующей функции.

11. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что пульт управления включает в себя блоки переключения режима биокалибровки и режима измерения, блоки установки уровней интенсивности первого и второго источников света по уровню сигналов фотоэлектрического преобразователя.

12. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что блок выборки содержит средство выборки первого и второго фотоэлектрических сигналов за множество раз.

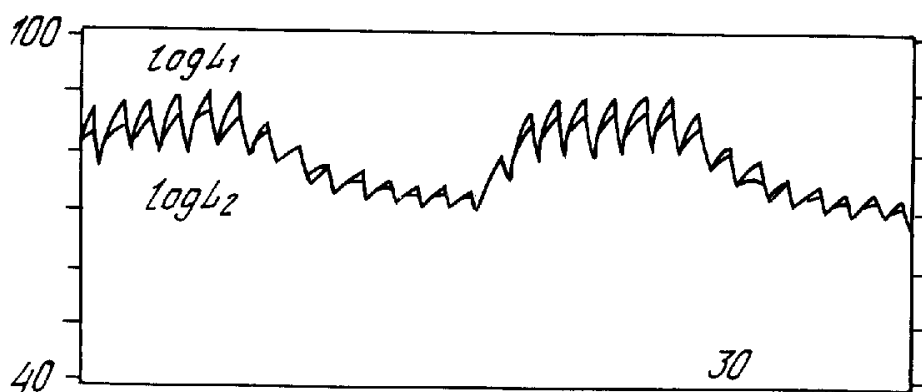
13. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что арифметический блок имеет шину вывода сигнала.



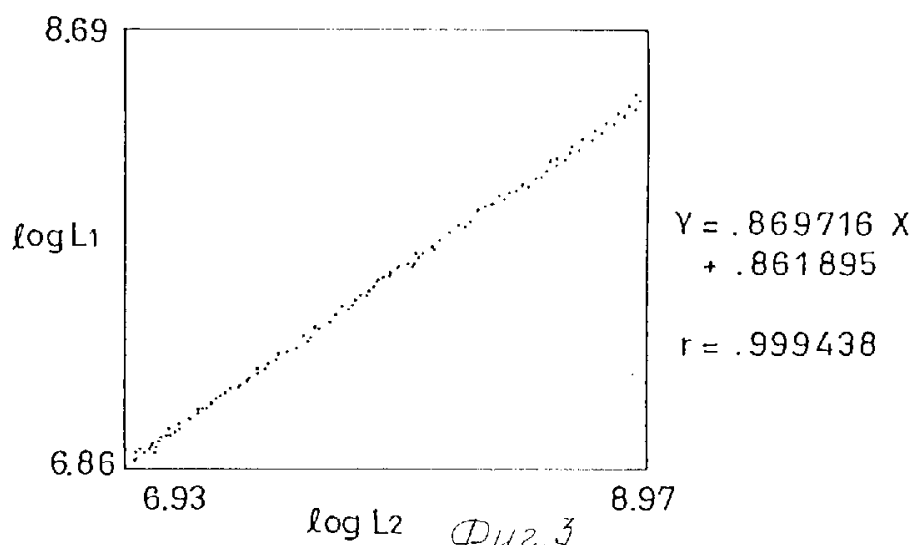
$kg1:$
 $kg2:$
 $kb2:$
 $rt1:$
 $rt2:$
 $vb:$
 $cb:$
 cg

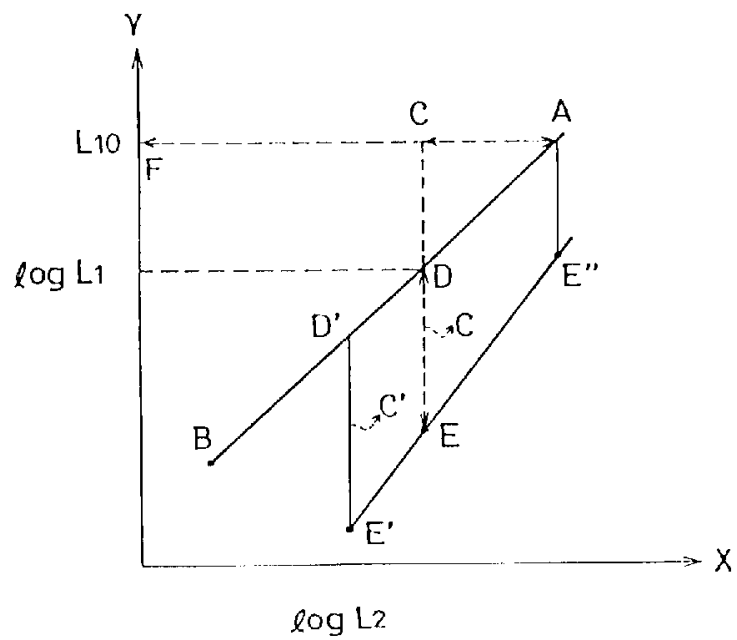
λ_1

$\varphi_{u2.1}$

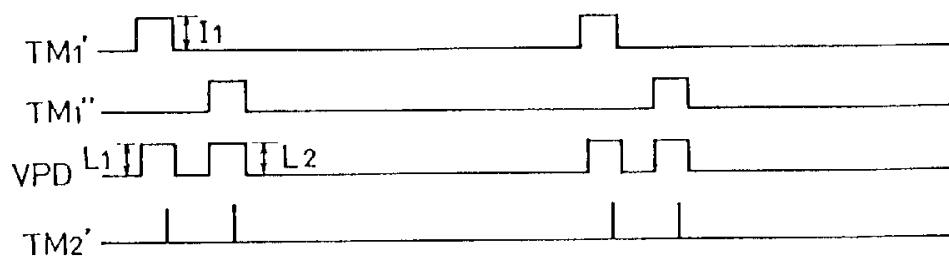


$\varphi_{u2.2}$





$\Phi_{u2.4}$



$\Phi_{u2.5}$

RU 2058747 C1

L1	8a1
L2	8a1
LMAX	8b1
LMIN	8b2
m	
i1	8c1
i2	8c2
CL1(1)	8d1
}	}
CL1(n)	8dn
ITM	8i1
TIM1	8i2
TIM2	8i3
k1	8k1
rg1	8k2
k2	8k3
rg2	8k4
k3	8k5
rg3	8k6
CL2(1)	8e1
}	}
CL2(n)	8en
A	8f1
B	8f2
r1	8f3
CL10	8f4
Cg(1)	8g1
}	}
Cg(m)	8gm
LO λ 1	8h1
LO λ 2	8h2
RMAX	8l1
r MAX	8l2
D1	8j

$\Phi_{42.7}$

RU 2058747 C1

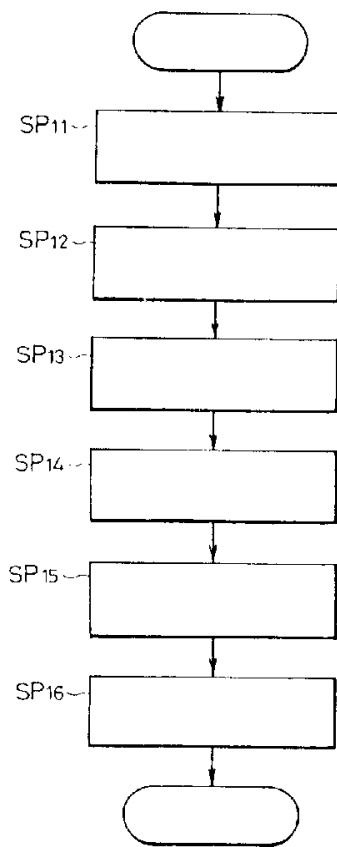


Fig. 8

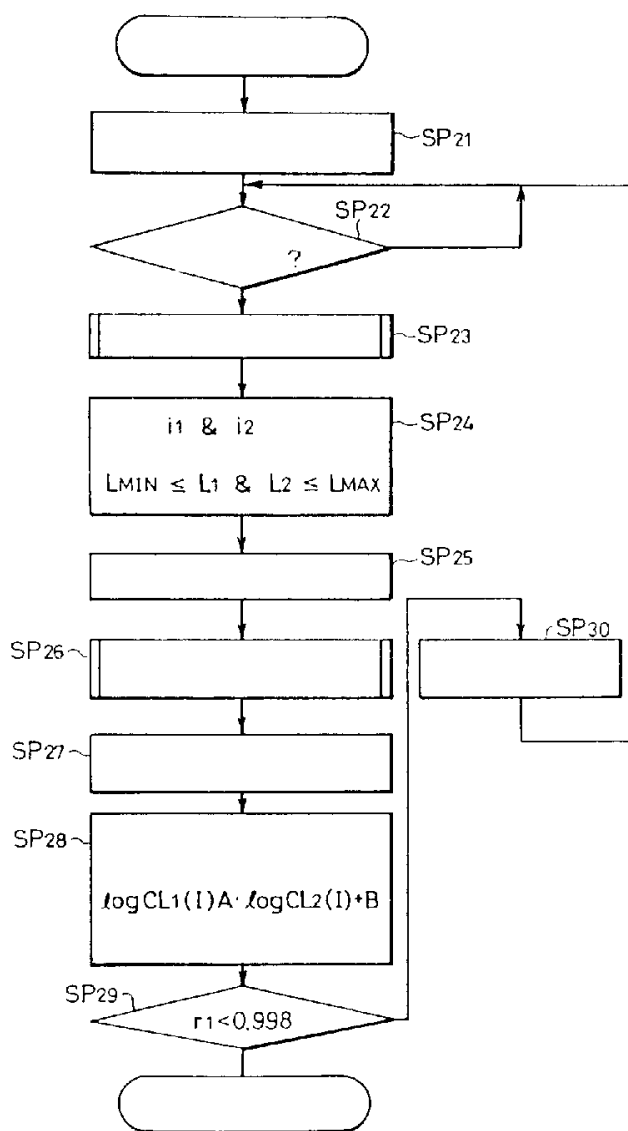
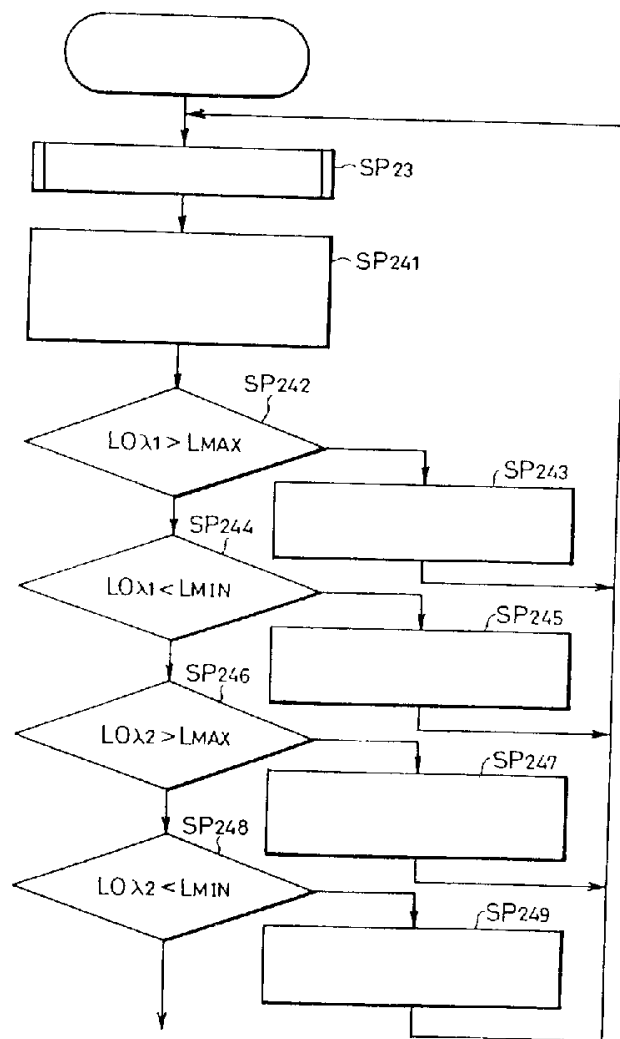
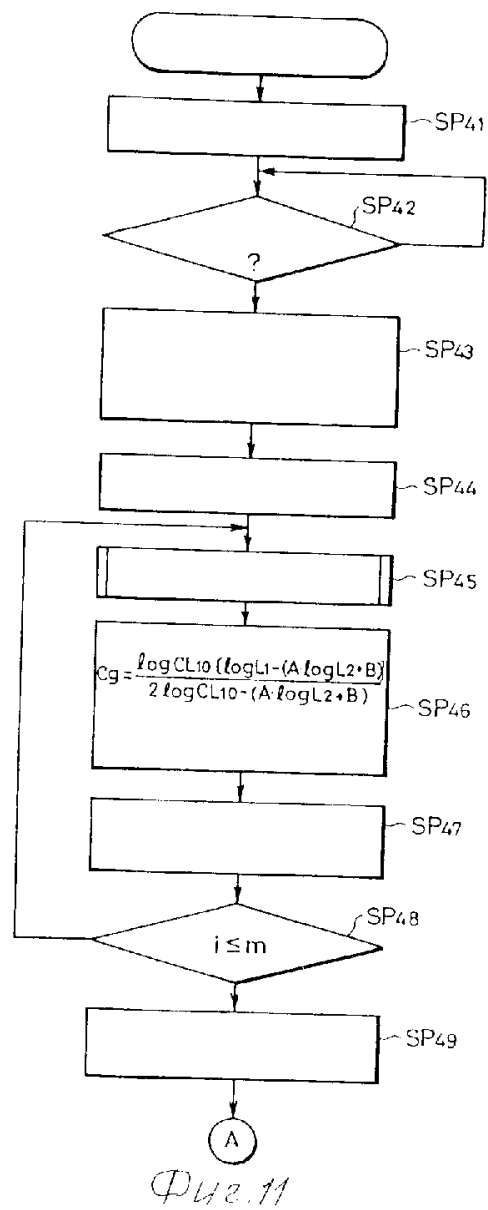
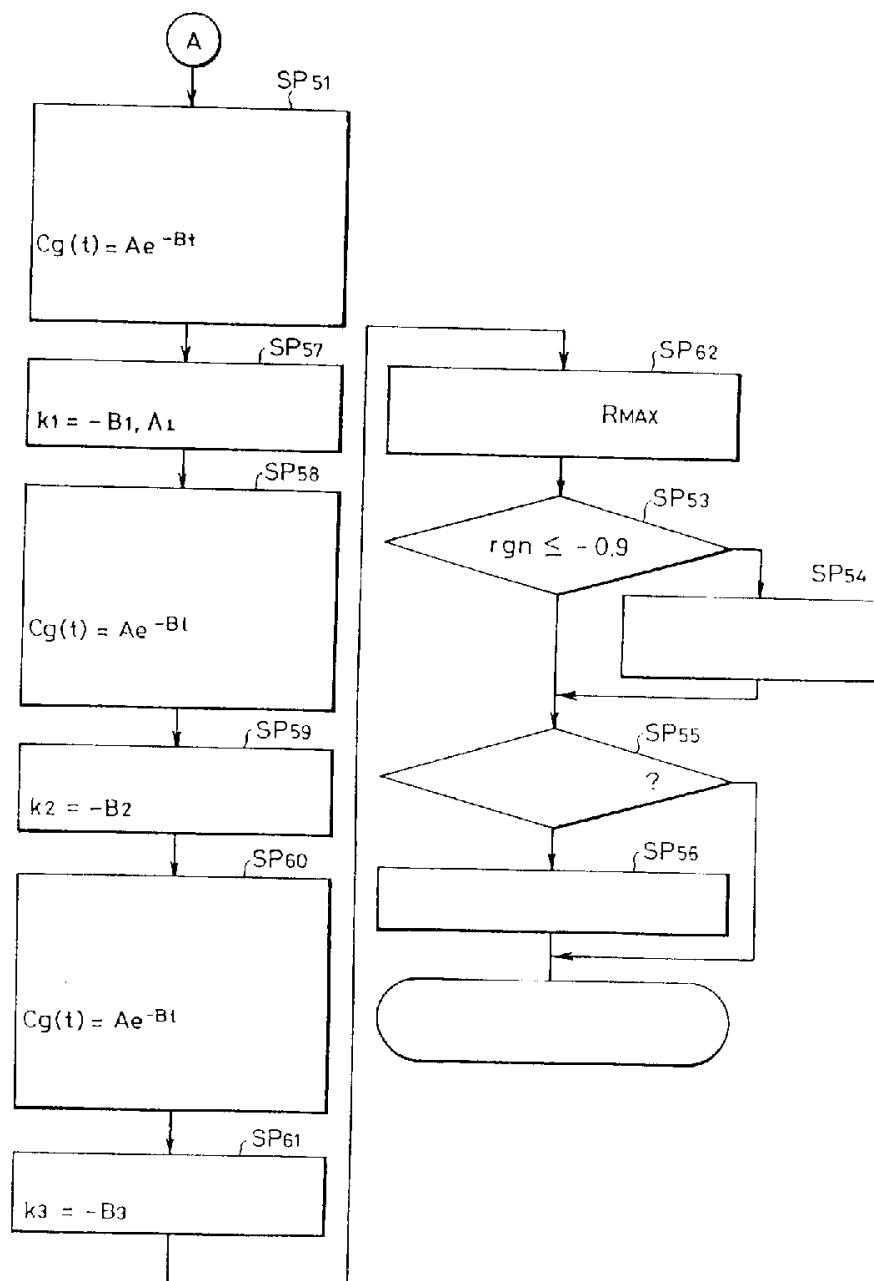


Fig. 9

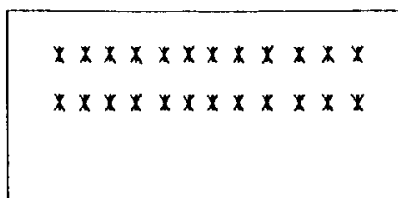


Фиг. 10

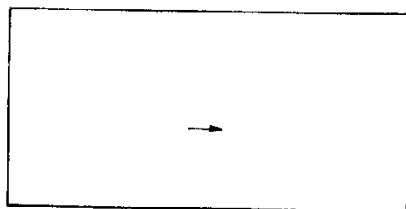




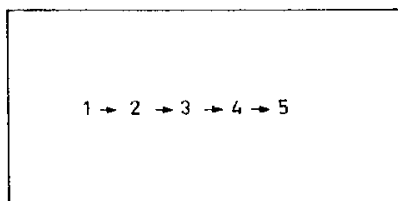
Фиг. 12



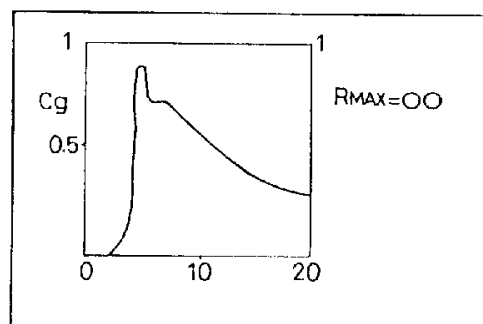
Фиг. 13



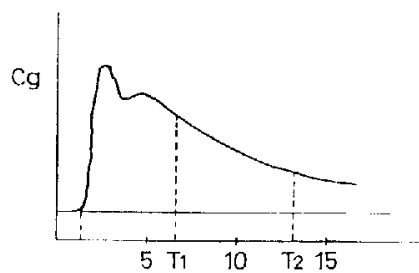
Фиг. 14



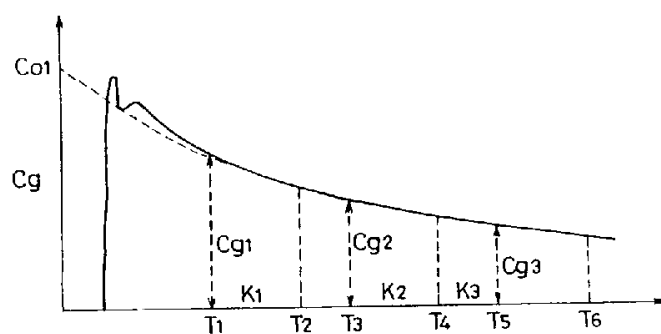
Фиг. 15



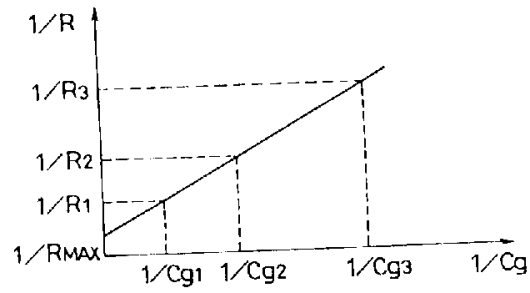
Фиг. 16



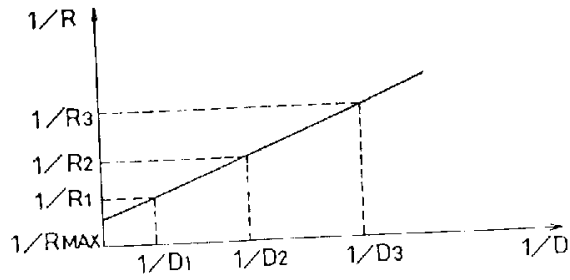
Фиг. 17



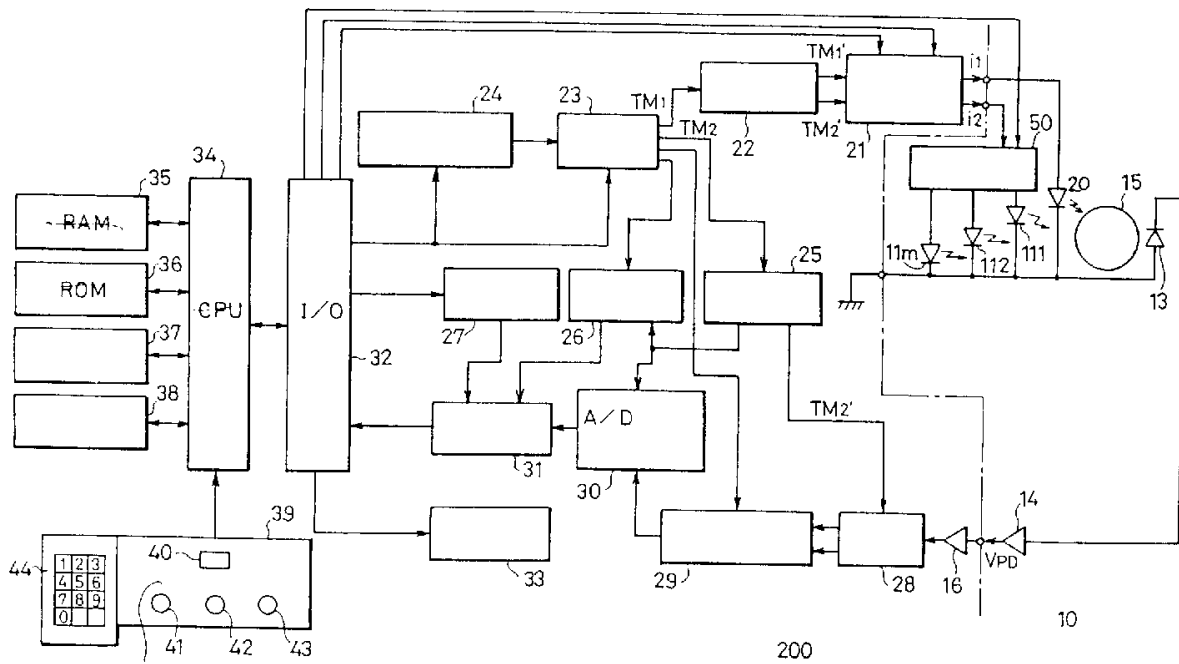
Фиг. 18



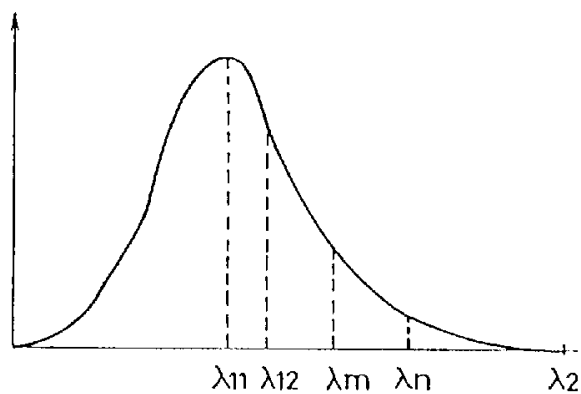
Фиг. 19



Фиг. 20



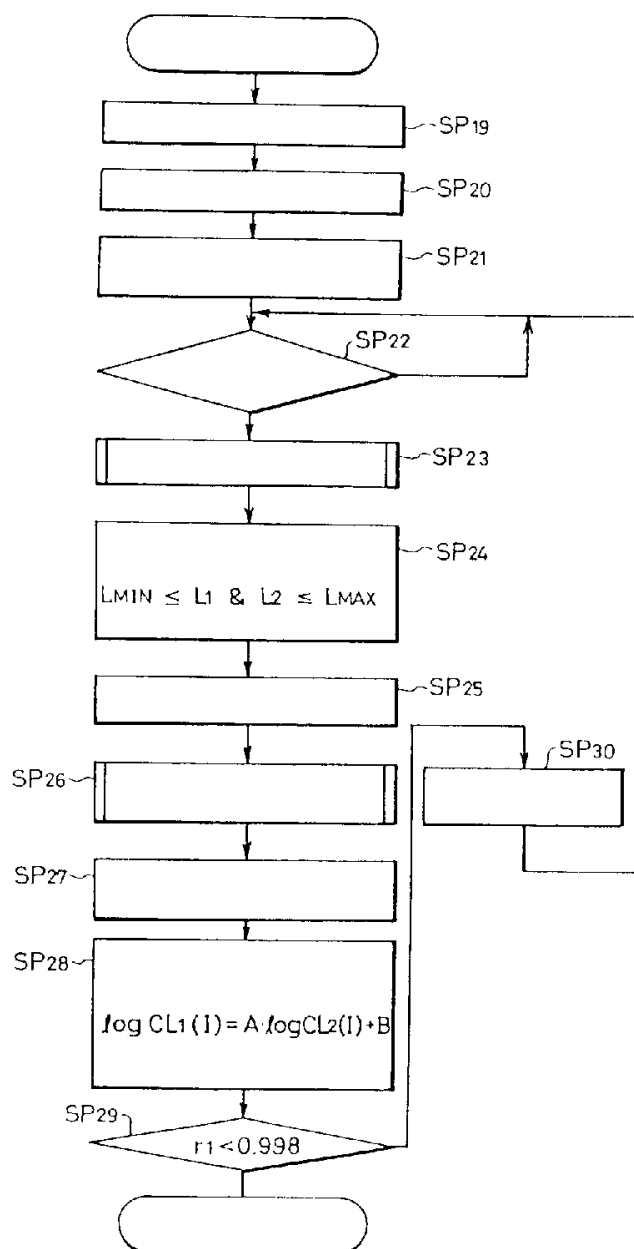
Фиг. 21



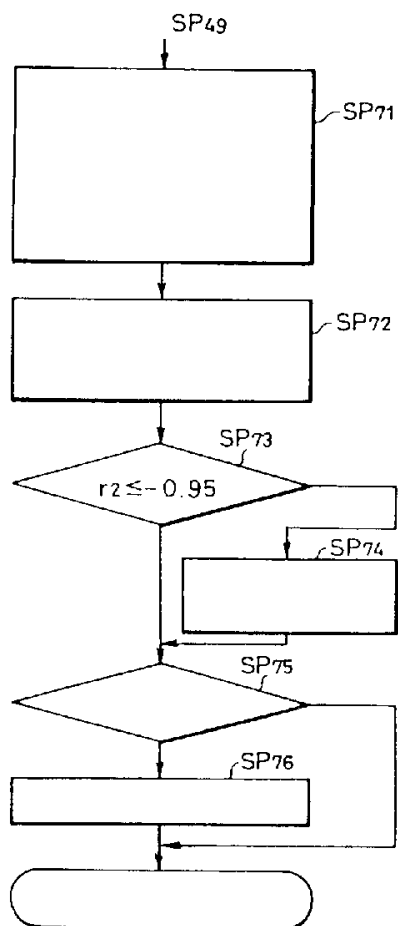
$\Phi_{12.22}$

Li	8a1
L2	8a2
LMAX	8b1
LMIN	8b2
m	
i1	8c1
i2	8c2
CLi(1)	8d1
}	}
CLi(n)	8dn
ITM	8i1
TIM1	8i2
TIM2	8i3
k1	8k1
rg1	8k2
k2	8k3
rg2	8k4
k3	8k5
rg3	8k6
CL2(1)	8e1
}	}
CL2(n)	8en
A	8f1
B	8f2
r1	8f3
CLi0	8f4
Cg(1)	8g1
}	}
Cg(m)	8gm
LOλ1	8h1
LOλ2	8h2
D	8j1
K	8j2
R	8j3
r2	8j4

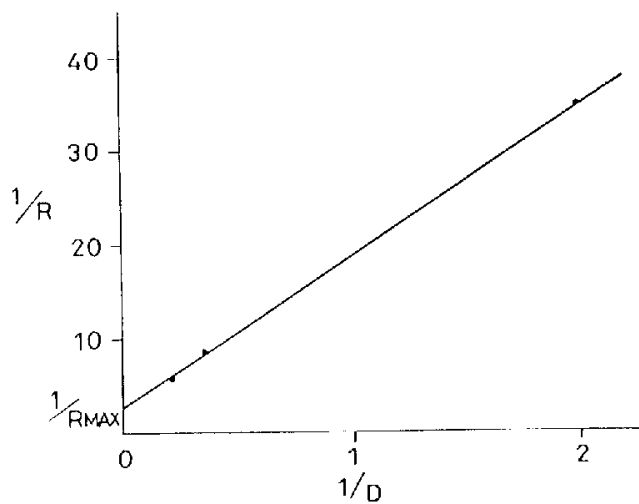
$\Phi_{12.23}$



Фиг. 24



Фиг. 25



Фиг. 26