



СОЮЗ СОВЕТСКИХ СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ РЕСПУБЛИК  
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ ПО ИЗОБРЕТЕНИЯМ И ОТКРЫТИЯМ  
ПРИ ГОСУДАРСТВЕННОМ КОМИТЕТЕ СССР ПО НАУКЕ И ТЕХНИКЕ  
(ГОСКОМИЗОБРЕТЕНИЙ)

## АВТОРСКОЕ СВИДЕТЕЛЬСТВО

№ 1621930

На основании полномочий, предоставленных Правительством СССР, Госкомизобретений выдал настоящее авторское свидетельство на изобретение:

"Аппарат искусственной вентиляции легких"

Автор (авторы): Кантор Павел Семенович и другие, указанные в описании

Заявитель: ВСЕСОЮЗНЫЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ  
МЕДИЦИНСКОГО ПРИБОРОСТРОЕНИЯ

Заявка № 4652731 Приоритет изобретения 21 февраля 1989г.

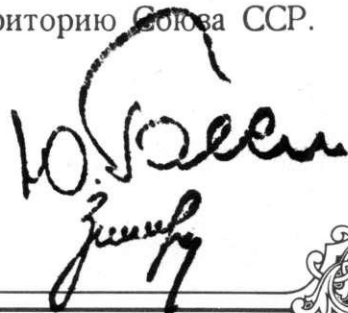
Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений СССР

22 сентября 1990г.

Действие авторского свидетельства распространяется на всю территорию Союза ССР.

Председатель Комитета

Начальник отдела





СОЮЗ СОВЕТСКИХ  
СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ  
РЕСПУБЛИК

(19) SU (11) 1621930 A1

(51)5 A 61 H 31/02

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ  
ПО ИЗОБРЕТЕНИЯМ И ОТКРЫТИЯМ  
ПРИ ГКНТ СССР

# ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ

1

2

(21) 4652731/14

(22) 21.02.89

(46) 23.01.91. Бюл. № 3

(71) Всесоюзный научно-исследовательский институт медицинского приборостроения

(72) В.В. Глухов, И.П. Ионов, П.С. Кантор и С.В. Ульянов

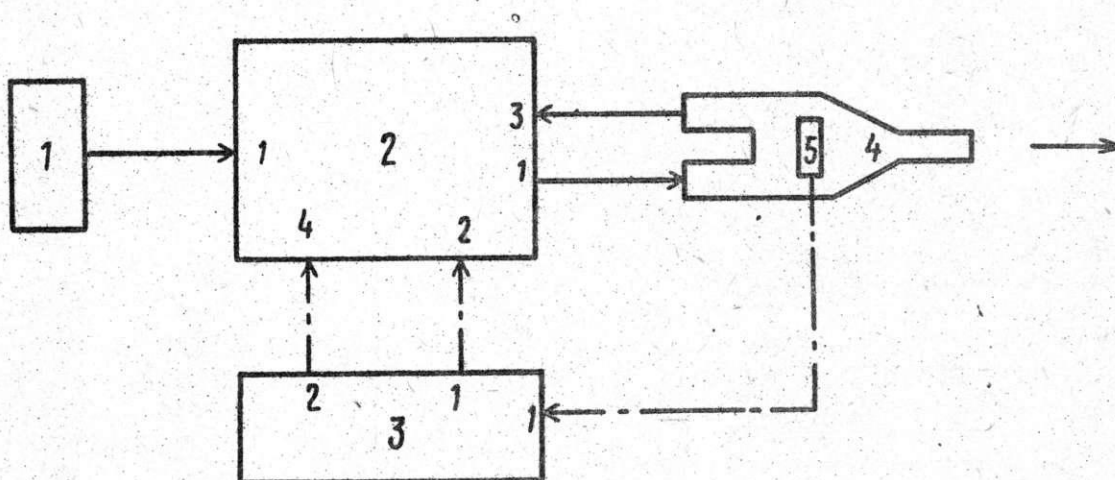
(53) 616.475(088.8)

(56) Аппарат "Энготрем Эрика". Проспект фирмы "Гамбро". Швеция, 1988.

(54) АППАРАТ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

(57) Изобретение обеспечивает адекватный газообмен для поддержания жизнедеятель-

ности пациента в реанимационный период при ИВЛ за счет построения системы управления на принципе автоматического подбора величины скорости потока в зависимости от измеряемых параметров дыхания, что обеспечивается установкой в тройнике пациента первичного преобразователя 5 давления и выполнением системы 3 управления, которая снабжена последовательно соединенными измерительным преобразователем, сумматором, к второму входу которого подключены задатчик внутрилегочного давления, нечетким контроллером и формирователем сигналов управления скоростью потока. 6 ил.



Фиг. 1

(19) SU (11) 1621930 A1

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использован в анестезиологии, реанимации и интенсивной терапии при замещении временно утраченной вентиляционной функции организма.

Цель изобретения – повышение адекватности механизма искусственной вентиляции легких.

На фиг.1 показана структурная схема аппарата; на фиг.2 – структурная схема дыхательного контура; на фиг.3 – структурная схема системы управления; на фиг.4 – структурная схема нечетного контроллера; на фиг.5 – структурная схема алгоритма нечетного контроллера; на фиг.6 – таблица лингвистических переменных.

Аппарат искусственной вентиляции легких содержит генератор 1 вдоха, дыхательный контур 2, систему 3 управления, тройник 4 пациента, первичный измерительный преобразователь (ПИП) 5, исполнительный механизм 6 скорости потока, электромагнитный клапан 7 вдоха, электромагнитный клапан 8 выдоха, формирователь 9, нечетный контроллер 10 скорости потока, сумматор 11, задатчик 12 внутрилегочного давления, измерительный преобразователь (ИП) 13, переключатели 14 и 15, второй формирователь 16, задатчик 17 частоты вентиляции, интегратор 18, дифференциатор 19 и микропроцессорный контроллер 20.

Аппарат работает следующим образом.

После включения аппарата в электрическую сеть генератор 1 подает постоянный поток газа в дыхательный контур 2. На основании данных предварительного обследования или используя нормализованные данные врач с помощью переключателя 14 – сопротивление, и переключателя 15 – емкость, задатчика 12 устанавливает индивидуальное для конкретного пациента значение величины внутрилегочного давления в виде электрического сигнала определенной амплитуды и длительности, а задатчиком 17 – временные параметры ИВЛ. По сигналу с задатчика 17 формирователь Ф<sub>2</sub> 16 формирует на своем выходе сигналы управления ЭМК 7 и 8, частота следования этих сигналов и их скважность пропорциональны заданным врачом временным параметрам ИВЛ (частота вентиляции, отношение длительностей вдоха и выдоха). Сигнал с выхода задатчика 12 через сумматор 11 поступает на вход нечетного контроллера 10, на выходе которого появляется последовательность прямоугольных импульсов, пропорциональная скорости потока, обеспечивающего заданную величину

внутрилегочного давления. Эта последовательность в Ф<sub>1</sub> 9 формируется в цифровой код "1 – 2 – 3" и передается на исполнительный механизм 6. В зависимости от частоты следования пропорциональных импульсов на выходе контроллера 10, а следовательно, и частоты следования кода "1 – 2 – 3" с выхода Ф<sub>1</sub> 9 исполнительный механизм 6 обеспечивает заданную врачом скорость потока. Аппарат подключают к пациенту.

В процессе проведения ИВЛ истинное значение давления измеряется ПИП 5 и подается на вход ИП 13. Электрический сигнал на выходе ПИП 5, пропорциональный пневматическому сигналу давления в тройнике 4 пациента, проходя ИП 13, нормируется по амплитуде и длительности в электрический сигнал X(t). Этот сигнал поступает на вход сумматора 11, на второй вход которого поступает электрический сигнал g(t). Сумматор 11 осуществляет алгебраическое суммирование этих сигналов, в результате которого на его выходе появляется сигнал ошибки ε(t). Исходя из выбранной модели объекта управления (фиг. 1) можно записать

$$X(t) = P_{\text{ген}} (1 - e^{-t/\tau_1});$$

$$g(t) = P_{\text{ген}} (1 - e^{-t/\tau_2}),$$

где X(t) – текущее значение внутрилегочного давления;

g(t) – текущее значение заданной аппаратом величины давления;

τ<sub>1</sub> – постоянная времени легких;

τ<sub>2</sub> – постоянная (эквивалентная) времени аппарата и модели;

t – длительность входа;

P<sub>ген</sub> – давление, создаваемое генератором потока.

По определению ошибка равна

$$\varepsilon(t) = X(t) - g(t),$$

отсюда получают

$$\varepsilon(t) = P_{\text{ген}} \left( e^{-t/\tau_2} - e^{-t/\tau_1} \right).$$

$$\dot{\varepsilon}(t) = P_{\text{ген}} \left( \frac{-1}{\tau_2} e^{-t/\tau_2} - \frac{-1}{\tau_1} e^{-t/\tau_1} \right).$$

Сигнал, пропорциональный ε(t), поступает на вход нечетного контроллера 10, в котором с помощью устройства 18 и 19 происходит соответственно интегрирование и дифференцирование сигнала ошибки. Для множества входных и выходных величин (ε, ε̇, U) можно ввести функции принадлежности и лингвистические переменные. Причем функция принадлежности для U отражает качественное значение этой величины для пациента. Для нормированной функции принадлежности значения аргумента и самой функции

заклучены в интервале  $[0, 1]$ . Значение "1" соответствует условию наибольшего рас-  
согласования с эталоном здоровья, а значе-  
ние "0" полное с ним совпадение. Лингвистические переменные для функций  
5 принадлежностей могут быть представлены в виде терм-множеств нормированной  
ошибки, ее производной и управляющего  
воздействия. Далее всех трех переменных  
приняты одинаковые интервалы: "Б" – боль-  
10 шой, "BC" – выше среднего, "С" – средний,  
"НС" – ниже среднего, "М" – малый, "Н" –  
близкий к нулю. На основании выбранных  
интервалов составлена таблица лингвисти-  
ческих правил для продукции типа: если  
15  $\bar{\epsilon}_N = \bar{\epsilon}_{N_i} [\mu(\epsilon_N^*) \rightarrow "BC"]$  и  $\dot{\epsilon}_N(0) = \dot{\epsilon}_{N_i} [\mu(\dot{\epsilon}_N^*) \rightarrow "H"]$ , то  $\mu(\Delta U^*) = C[\mu(\Delta U) \rightarrow \Delta U]$ ,  
где  $\bar{\epsilon}_N, \dot{\epsilon}_N(0)$  – максимальные значения  
переменных:

$\mu(\epsilon_N^*); \mu(\dot{\epsilon}_N^*); \mu(\Delta U^*)$  – функции  
принадлежности лингвистических перемен-  
ных;

"BC", "H" и "C" – примеры термов.

На основании данной теории в МК 20  
происходит выделение максимумов вход-  
ных сигналов и их преобразования в функ-  
ции принадлежности лингвистических  
переменных

$$\mu(\bar{\epsilon}_N) = \bar{\epsilon}_N^2 \exp[K_1(1 - \bar{\epsilon}_N)], K_1 = 2;$$

$$\mu[\dot{\epsilon}_N(0) = \dot{\epsilon}_N(0) \exp K_2[1 - \dot{\epsilon}_N(0)], K_2 =$$

= 0,3.

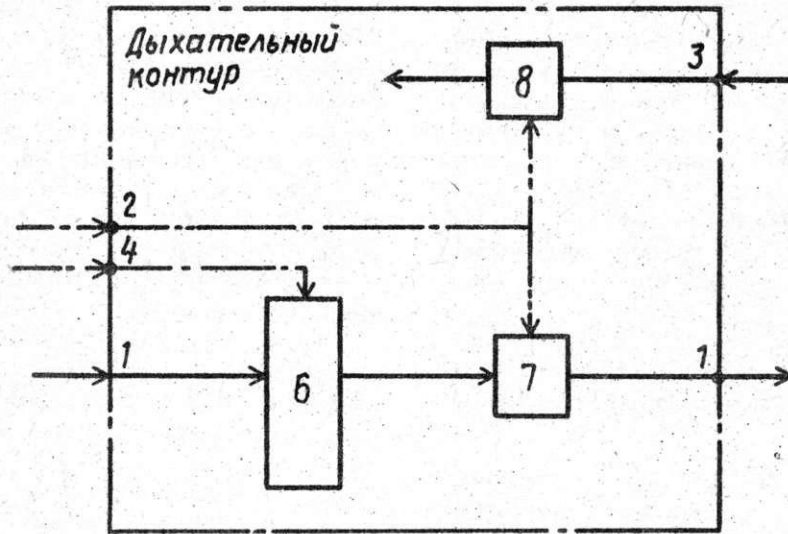
В ОЗУ процессора хранятся решаю-  
щие правила, собранные в таблицу лингви-  
стических переменных, и осуществляется  
вычисление (выбор) управляющего воздей-  
ствия также в виде лингвистической пере-  
менной  $\mu(\Delta U)$ . Функционирование МК 20  
осуществляется таким образом, что про-  
40 грамма начинается с задания таблицы лин-  
гвистических переменных в виде  
целочисленного массива  $L(J, j)$ . Далее с ши-  
ны данных считываются лингвистические  
переменные  $\mu(\bar{\epsilon}_N)$  – ЕС1 и лингвистиче-  
ские переменные  $\mu[\dot{\epsilon}_N(0)]$  – ЕД1. После  
выбора знака ЕС1 и ЕД1 логически обраба-  
тываются с присвоением новой перемен-  
ной М1 значения Р1 ( $\pm$  ЕС1) и новой  
переменной М2 = Г2(ЕД1) индексов массива  
50  $L(J, j)$ , после чего определяется значение

величины  $Z = (M1, M2)$ . Логическая обработ-  
ка этой величины дает лингвистическую пе-  
ременную  $M3 = F3(z)$ , которая в виде  
лингвистической переменной  $\mu(\Delta U)$  по-  
5 ступает на вход функционального преобра-  
зователя, с помощью которого происходит  
обратное преобразование лингвистической  
переменной в цифровой код. Этот код по-  
ступает на вход Ф1 9, сигналы управления с  
10 выхода Ф1 9 определяют направление и  
угол поворота шагового двигателя, а следо-  
вательно, уменьшение или увеличение зазо-  
ра, в устройстве "сопло-заслонка". Тем  
самым происходит автоматическое управле-  
ние величиной  $V_m(t)$  в направлении миними-  
зации величины  $\epsilon(t)$ .

Таким образом осуществляется работа  
аппарата с ауторегуляцией величины минут-  
ной вентиляции с учетом изменения интег-  
20 ральных параметров системы внешнего  
дыхания.

Формула изобретения

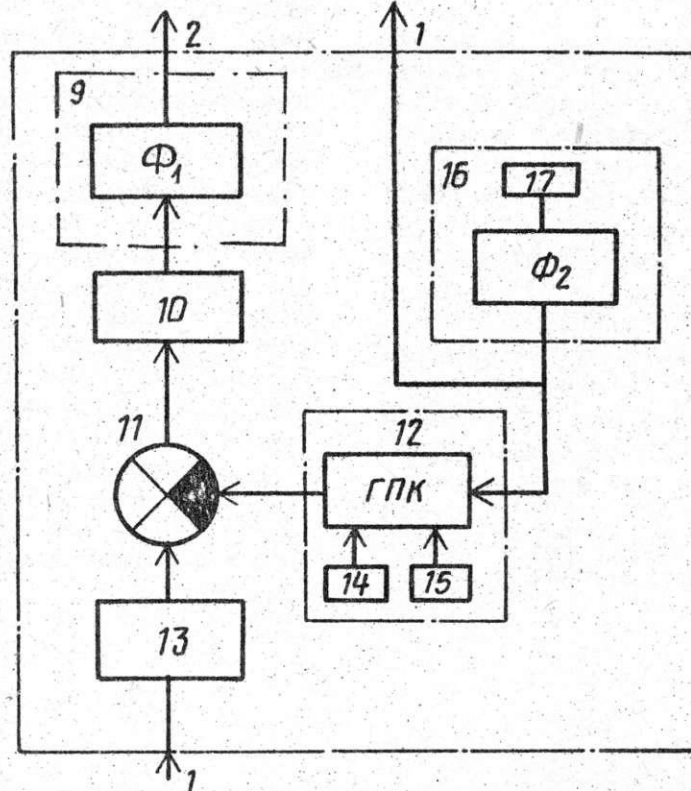
Аппарат искусственной вентиляции лег-  
ких, содержащий генератор вдоха постоян-  
ного потока и систему управления,  
25 включающую формирователь сигналов уп-  
равления временными параметрами, под-  
ключенные к первому и второму входам  
дыхательного контура с исполнительными  
механизмами, третий вход и выход которого  
30 связаны с тройником пациента, о т л и ч а ю-  
щ и й с я тем, что, с целью повышения  
адекватности искусственной вентиляции  
легких, в тройнике пациента установлен  
первичный измерительный преобразова-  
тель, выход которого подключен к системе  
управления, которая снабжена последова-  
тельно соединенными измерительным пре-  
образователем, сумматором, к второму  
40 входу которого подключен датчик внутри-  
легочного давления, нечетким контролле-  
ром и формирователем сигналов  
управления скоростью потока, причем вход  
датчика давления подключен к выходу  
45 формирователя сигналов управления вре-  
менными параметрами, являющемуся пер-  
вым выходом системы управления, вторым  
выходом которой служит выход формирова-  
теля сигналов управления скоростью пото-  
ка, подключенный к четвертому входу  
50 дыхательного контура.



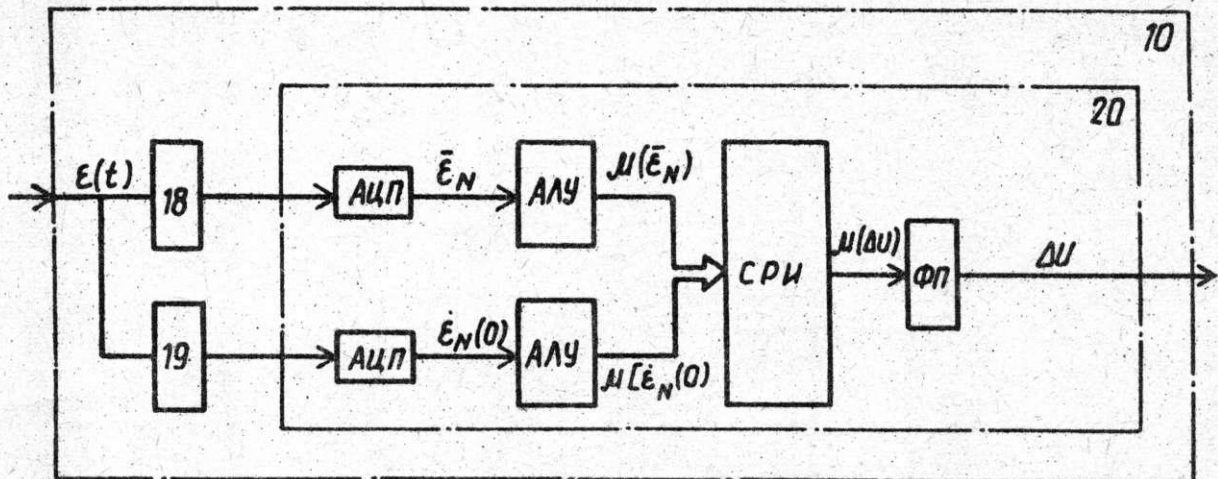
— — — — — пневматические связи

- - - - - электрические связи

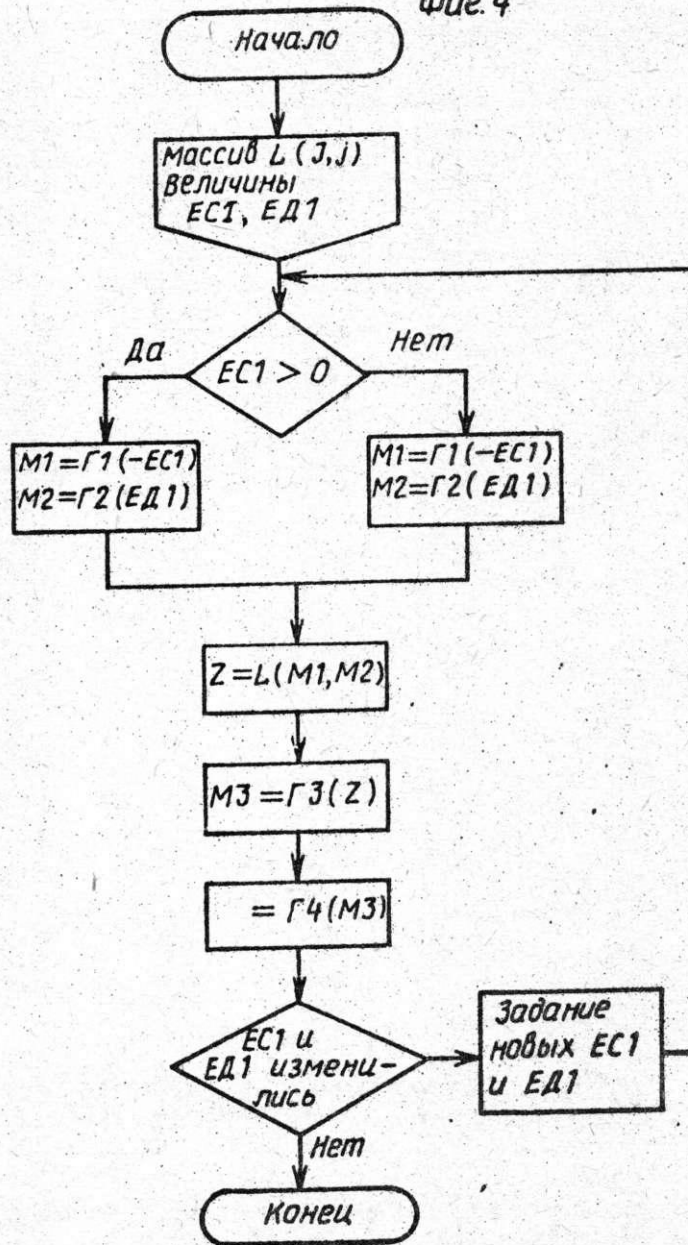
Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5

		$\mu(\bar{e}_N)$					
		Б	BC	С	НС	М	Н
$\mu(\dot{e}_N)$	Б	(Б)	X	X	X	X	X
	BC	(Б)	X	X	X	X	X
	С	Б	(С)	X	X	X	X
	НС	Б	(BC)	X	X	X	X
	М	BC	BC	(НС)	(НС)	(М)	(Н)
	Н	(С)	С	С	НС	Н	Н

Фиг.б

Редактор А.Мотыль

Составитель Д.Николаев  
Техред М.Моргентал

Корректор Л.Бескид

Заказ 65

Тираж

Подписное

ВНИИПИ Государственного комитета по изобретениям и открытиям при ГКНТ СССР  
113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., 4/5

Производственно-издательский комбинат "Патент", г. Ужгород, ул.Гагарина, 101