



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

## АВТОРСКОЕ СВИДЕТЕЛЬСТВО

№

1727787

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

"Способ формирования воздушного потока при искусственной вентиляции легких"

Автор (авторы): Ульянов Сергей Викторович и другие,  
указанные в описании

Заявитель: МОСКОВСКИЙ ОБЛАСТНОЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
КЛИНИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ ИМ. М. Ф. ВЛАДИМИРСКОГО

Заявка № 4802015 Приоритет изобретения 16 марта 1990г.

Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений СССР

22 декабря 1991г.

Действие авторского свидетельства распространяется на всю территорию Союза ССР.

Председатель Комитета

Начальник отдела



СОЮЗ СОВЕТСКИХ  
СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ  
РЕСПУБЛИК

(19) SU (11) 1727787 A1

(51)5 A 61 B 5/08

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ  
ПО ИЗОБРЕТЕНИЯМ И ОТКРЫТИЯМ  
ПРИ ГКНТ СССР

# ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ

1

(21) 4802015/14  
(22) 16.03.90  
(46) 23.04.92. Бюл. № 15  
(71) Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф.Владимирского  
(72) Г.С.Лескин, П.С.Кантор, С.В.Ульянов и И.М.Зверев  
(53) 615.475(088.8)  
(56) Кассиль В.Л. Искусственная вентиляция легких в интенсивной терапии. – М.: Медицина, 1987, с. 50–93.  
(54) СПОСОБ ФОРМИРОВАНИЯ ВОЗДУШНОГО ПОТОКА ПРИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

2

(57) Изобретение относится к медицине и может быть использовано в анестезиологии и реанимации. Цель изобретения – упрощение способа. Проводится сочетанная объемная и высокочастотная искусственная вентиляция легких, при этом модуляция вдуваемого воздушного потока осуществляется путем периодического соединения линии вдоха с внешней средой либо путем периодического высокочастотного изменения действующей площади проходного отверстия коммутатора потока. При использовании способа применяется один аппарат и упрощается процесс модуляции вдуваемого воздушного потока. 3 з.п. ф-лы, 4 ил.

Изобретение относится к медицине и может быть использовано в реанимации и анестезиологии.

Известен способ формирования воздушного потока при искусственной вентиляции легких путем формирования ее дыхания традиционным респиратором с низкой частотой (20–30 циклов в мин) и одновременно наложения высокочастотных пневматических колебаний (более 2 Гц/с).

Однако данный способ трудоемкий, так как требует одновременного использования двух аппаратов и наложение высокочастотных колебаний производится только в фазу вдоха.

Цель изобретения – упрощение способа.

Согласно предлагаемому способу путем осуществления объемной фазы вдоха про-

изводят высокочастотную амплитудную модуляцию вдуваемого потока таким образом, что хотя бы в течение нескольких периодов высокочастотной модуляции скорость вдуваемого в легкие потока газа не была бы равна нулю.

При этом модуляцию вдуваемого потока можно осуществлять периодического соединения линии вдоха с внешней средой; модуляцию вдуваемого потока можно осуществлять путем периодического высокочастотного изменения действующей площади проходного отверстия коммутатора потока; длительность низкочастотных фаз вдоха и выдоха могут быть выбраны кратным частоте высокочастотной модуляции; для исключения резкого увеличения амплитуды в начальный момент фазы вдоха можно фронт фазы вдоха синхронизировать с моментом

(19) SU (11) 1727787 A1

спада первого цикла высокочастотной модуляции; в случае наложения высокочастотной модуляции на фазу выхода низкочастотного респиратора высокочастотную модуляцию осуществляют с той же частотой, что и в период фазы вдоха или кратной ее частотой.

На фиг. 1 изображена зависимость объемной скорости вдувания ( $V$ ) от времени ( $t$ ) при высокочастотной модуляции вдыхаемого потока; на фиг. 2 – функциональная схема выходной части респиратора, обеспечивающая периодическое соединение линии вдоха с внешней средой; на фиг. 3 – функциональная схема коммутатора вдыхаемого потока, обеспечивающая периодическое изменение действующей площади проходного отверстия; на фиг. 4 – зависимость объемной скорости вдувания от времени при высокочастотной модуляции во время всего дыхательного цикла.

Функциональная схема выходной части респиратора (фиг. 2) содержит клапан 1, управляемый от генератора 2, что обеспечивает периодическое соединение линии 3 вдоха с внешней средой.

Функциональная схема коммутатора потока (фиг. 3) содержит нормированные дроссели 3–5, которые подключаются к линии вдоха через клапаны 6 и 7, а вход дросселей соединен с источником сжатого газа. Клапаны 6 и 7 служат соответственно для формирования низкочастотной фазы вдоха и высокочастотной модуляции.

Способ осуществляют следующим образом.

В случае формирования фазы вдоха с помощью одного из традиционных респираторов, например типа РО-5 в момент начала формирования фазы вдоха происходит запуск генератора 2 (фиг. 2), с выхода которого электрические импульсы с установленной частотой и скважностью поступают на вход клапана 1, который относительно линии вдоха является дроссельным, т.е. пропускающим во внешнюю среду часть потока. В результате периодического сброса части вдуваемого потока в период открытия клапана 1 во внешнюю среду осуществляется амплитудная модуляция объемной скорости потока вдуваемого газа в виде, изображенном схематически на фиг. 1. Выбор расхода респиратора при этом осуществляется, исходя из известных рекомендаций с учетом сбрасываемого во внешнюю среду потока газа через клапан 1.

При модуляции вдыхаемого потока путем периодического высокочастотного изменения действующей площади проходного отверстия коммутатора потока

в момент начала фазы вдоха происходит открытие клапана 6 на период заданной продолжительности фазы вдоха и в линию вдоха поступает поток газа с объемной скоростью соответственно установленному сечению нормирующего дросселя 4. Одновременно осуществляется периодическое открытие клапана 7 с заданной частотой и скважностью, в результате чего в линию вдоха поступают дополнительные импульсы потока газа с объемной скоростью в течение каждого цикла работы клапана 7, пропорциональной установленному проходному отверстию регулируемого дросселя 5. В результате обеспечивается высокочастотная амплитудная модуляция вдыхаемого потока. Если вдыхаемый поток формируется посредством генератора вдоха, то для реализации способа достаточно установки параллельно линии вдоха одного клапана 7 с нормирующим дросселем 5.

Для того, чтобы амплитуда фронта низкочастотной фазы вдоха не возрастала резко в момент начала ее формирования, можно его синхронизировать с началом высокочастотной модуляции, а именно с моментом спада потока ее первого цикла (фиг. 1).

При наложении высокочастотных пульсаций на фазу выдоха желательно производить синхронизацию фаз дыхания с частотой высокочастотной модуляции, что позволяет избежать крутых фронтов и спадов в моменты смены фаз (фиг. 4), а частоту пульсации в период фазы выдоха осуществляют с той же частотой, что и в период фазы вдоха или кратной ее частотой.

Пример 1. Необходимо сформировать фазу вдоха ИВЛ при модуляции вдыхаемого потока путем периодического соединения линии вдоха с внешней средой при следующих условиях: объем вдоха ( $V_T$ ) должен составлять 500 мл, длительность фазы вдоха  $T = 2$  с, частота ИВЛ = 15 мин<sup>-1</sup>, частота ВЧ модуляции ( $f$ ) равна 5 Гц (300 · мин<sup>-1</sup> или 5 · с<sup>-1</sup>) при скважности ВЧ модуляции, равной 1. Соотношение объемов ВЧ модуляции и низкочастотной фазы вдоха для упрощения примем равным 1.

Определим количество циклов ВЧ модуляции за период фазы вдоха  $T$

$$n = \frac{T}{\frac{1}{f}} = \frac{2 \cdot 5}{1} = 10;$$

определим общий объем сбрасываемого ( $V_{вч}$ ) при ВЧ модуляции за время  $T$  и за один цикл ( $q_{вч}$ )

$$V_{вч} = \frac{500 \text{ мл}}{2} = 250 \text{ мл};$$



$$q_{вч} = \frac{V_{вч}}{n} = \frac{250 \text{ мл}}{10} = 25 \text{ мл};$$

найдем объемную скорость потока газа, которая должна подаваться в фазу вдоха респиратором.

$$\frac{V_T + V_{вч} (\text{мл})}{2c} = \frac{500 + 250 (\text{мл})}{2c} = 375 \text{ мл } c^{-1}.$$

Следовательно, для формирования заданной фазы вдоха необходимо подавать в линию вдоха в течение времени  $T$  поток в  $375 \text{ мл} \cdot c^{-1}$  (или устанавливать величину  $V_T = 750 \text{ мл}$ ) и сбрасывать во внешнюю среду в этом периоде в среднем  $25 \text{ мл}$  газа во время каждого цикла ВЧ модуляции (или  $V_{вч} = 250 \text{ мл}$  за время  $T$ ). При этом контроль за соблюдением основного условия обеспечения заданного  $V_T$  легко осуществляется с помощью волюметра, скоммутированного в магистрали выдоха и при его отклонении от заданного значения осуществляется соответствующая коррекция управления клапаном 1 (фиг. 2).

В предлагаемом способе формирования воздействия при ИВЛ модуляцию вдыхаемого потока осуществляют с целью упрощения с помощью одного респиратора путем периодического соединения линии вдоха с внешней средой или периодического высокочастотного изменения действующей площади проходного отверстия коммутатора потока.

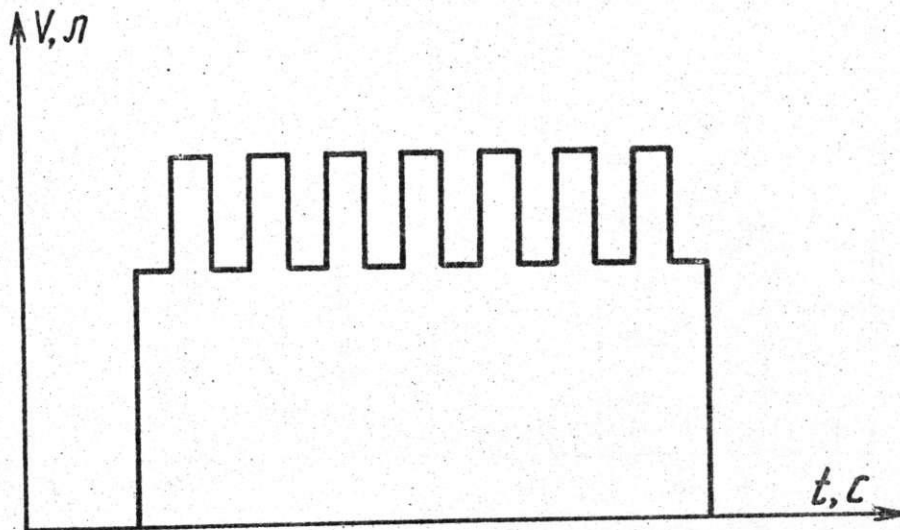
#### Формула изобретения

1. Способ формирования воздушного потока при искусственной вентиляции легких путем проведения сочетанной объемной и высокочастотной искусственной вентиляции легких, отличающийся тем, что, с целью упрощения способа, модуляцию вдываемого воздушного потока осуществляют путем периодического соединения линии вдоха с внешней средой, либо путем периодического высокочастотного изменения действующей площади проходного отверстия коммутатора потока, при этом в течение нескольких периодов высокочастотной модуляции скорость вдываемого потока не должна быть равна нулю.

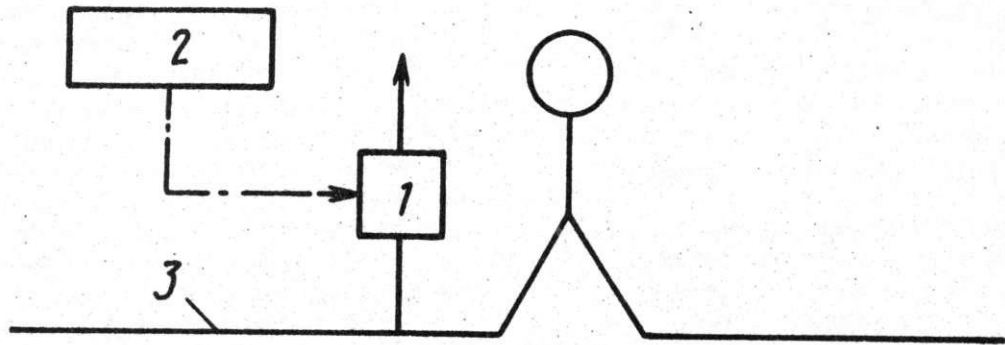
2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что длительность объемного вдоха и выдоха выбирают кратным частоте высокочастотной модуляции.

3. Способ по п. 2, отличающийся тем, что, с целью снижения травматичности в начальный момент вдоха, фронт фазы вдоха начинают формировать в момент фазы спада высокочастотной модуляции.

4. Способ по пп. 1-3, отличающийся тем, что при проведении высокочастотной модуляции в течение выдоха проводят высокочастотную модуляцию как и в период вдоха или кратной ей.



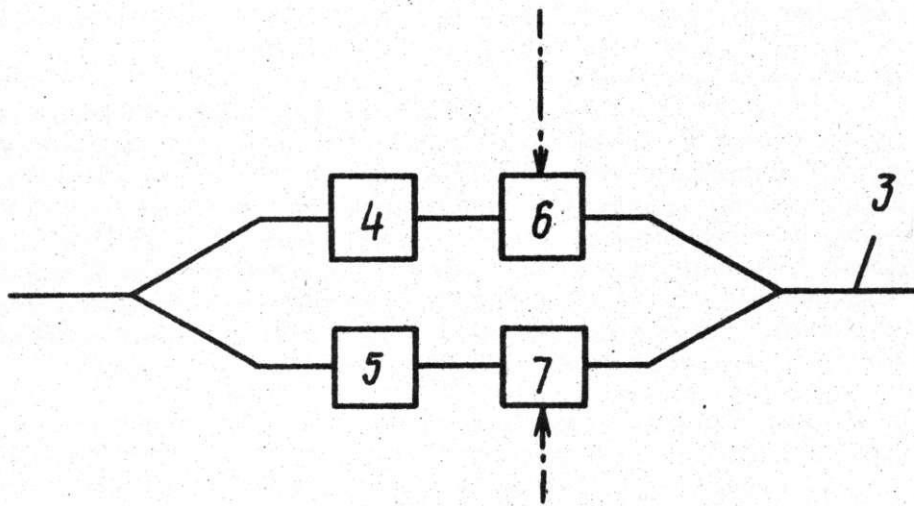
Фиг. 1



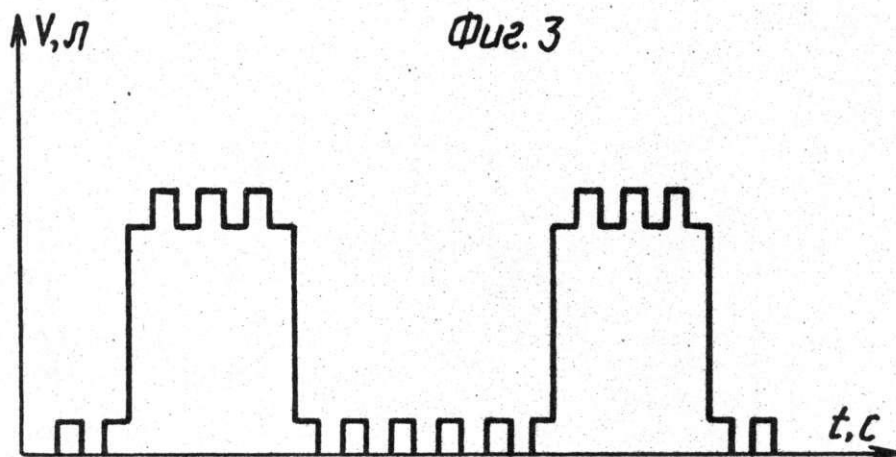
———— пневматические связи

----- электрические связи

Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4

Редактор Г.Гербер

Составитель И.Кононов  
Техред М.Моргентал

Корректор Н.Ревская

Заказ 1356

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