

(19)



URZĄD
PATENTOWY
RZECZYPOSPOLITEJ
POLSKIEJ

(10) **PL 245364 B1**

(12)

Opis patentowy

(21) Numer zgłoszenia: **436618**

(22) Data zgłoszenia: **2021.01.08**

(43) Data publikacji o zgłoszeniu: **2022.07.11 BUP 28/2022**

(45) Data publikacji o udzieleniu patentu: **2024.07.08 WUP 28/2024**

(51) MKP:

A61M 16/06 (2006.01)

(73) Uprawniony z patentu:

**INSTYTUT BIOCYBERNETYKI I INŻYNIERII
BIOMEDYCZNEJ IM. MACIEJA NAŁĘCZA
POLSKIEJ AKADEMII NAUK, Warszawa, PL**

(72) Twórca(-y) wynalazku:

**MAREK DAROWSKI, Warszawa, PL
MACIEJ KOZARSKI, Granica, PL**

(74) Pełnomocnik:

rzecz. pat. Weronika Witkowska, Warszawa, PL

(54) Tytuł:

Sposób oraz system do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanej przez rozdzielanie wdechowej mieszanki gazowej respiratora do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora oraz powiązany sposób oraz system do wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora

PL 245364 B1

Opis wynalazku

Wynalazek dotyczy sposobu sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanej, do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora oraz sposobu wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora obejmujący taki sposób sterowania. Wynalazek dotyczy również systemu sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanej do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora oraz system wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora obejmujący taki system sterowania. Wynalazek ma zastosowanie podczas terapii respiratorowej jednocześnie kilku pacjentów za pomocą jednego respiratora pracującego w trybie wymuszonej wentylacji stałociśnieniowej, szczególnie w sytuacjach pandemicznych, kiedy to alternatywą dla respiratora staje się ręczna pompa oddechowa, angażująca jednego pracownika medycznego dla każdego pacjenta przy jednocześnie dramatycznie odczuwalnym braku personelu medycznego.

Od początku 2020 r. mamy do czynienia z błyskawicznym rozprzestrzenieniem się na całym świecie wirusa COVID-19. Wirus ten powoduje ostrą niewydolność oddechową, wymagającą terapii oddechowej u tak wielu pacjentów, że ich liczba przekroczyła ilość dostępnych w tym celu respiratorów. Problem ten miał i nadal ma charakter globalny, zatem nie może być rozwiązany szybko drogą zwiększenia produkcji respiratorów. Dotyczy to szczególnie krajów uboższych, których nie stać na zakup bardzo kosztownych respiratorów.

W stanie techniki podejmowano próby wykorzystania jednego respiratora do jednoczesnej wentylacji więcej niż jednego pacjenta. Jest to możliwe, gdyż można wykorzystać znaczny nadmiar strumienia gazu wdechowego z respiratora w stosunku do zapotrzebowania jednego pacjenta. W jednym z typów rozwiązań zaproponowano modyfikację układu respirator-pacjent w taki sposób, że łączy się port wdechowy respiratora z rurkami intubacyjnymi dwóch lub większej liczby „sztucznych pacjentów” za pomocą dostępnych powszechnie łączników pneumatycznych w kształcie litery Y. W badaniach symulacyjnych zastosowano proste zawory pneumatyczne do ręcznej regulacji natężenia przepływu do podziału strumienia gazu z respiratora.

Wyniki badań wykazały jednak, że takie proste układy wentylacji spełniałyby swe zadania tylko wówczas, gdyby płuca wszystkich pacjentów miały taką samą podatność i oporność dróg oddechowych. W warunkach klinicznych ten warunek nie jest spełniony. W konsekwencji, dystrybucja wentylacji między pacjentami przy braku automatycznej regulacji przepływów wdechowych jest niekontrolowana. Może to prowadzić do, np. nadmiernej wentylacji jednego pacjenta powodując jednocześnie szkody (upośledzenie wentylacji) u drugiego pacjenta. Może to się zdarzyć szczególnie, gdy mechanika płuc pacjentów zmienia się w trakcie prowadzonej długotrwałej terapii oddechowej.

W sprawie ryzyka związanego z użyciem jednego respiratora do wentylacji dwóch i większej liczby pacjentów w sposób wyżej opisany, wypowiedziały się krytycznie znane profesjonalne organizacje międzynarodowe, np.: Society of Critical Care Medicine (www.sccm.org/Disaster/Joint-Statement-on-Multiple-Patients-Per-Ventilator). Już 26 marca 2020 r., te organizacje odradziły stosowanie takich prostych środków technicznych.

Znane są również ze stanu techniki systemy oraz sposoby wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora, w których sterowanie strumieniem wdechowej mieszanki gazowej pacjenta (przepływów wdechowych) odbywa się w sposób automatyczny, przy wykorzystaniu tych samych środków mechanicznych jednocześnie dla co najmniej dwóch torów oddechowych. Przykład takiego rozwiązania został ujawniony w polskim zgłoszeniu nr PL434417, gdzie ujawniono układ mechanicznej regulacji strumienia mieszanki gazu wdechowego, znajdujący się przed pneumatycznym rozdzielaczem wdechowej mieszanki gazowej respiratora. Układ ten zawiera kondensator pneumatyczny, stabilizujący stany przejściowe układu, niebezpieczne dla pacjentów. Jednakże funkcjonalnym ograniczeniem tego rozwiązania jest to, że regulacja strumienia gazu dla dwóch pacjentów, mimo, że automatyczna, nie zapobiega w pełni problemom związanym z interakcją pomiędzy co najmniej dwoma torami wdechowymi, powodowanymi zmianami dynamicznymi podatności płuc i oporności dróg oddechowych dwóch pacjentów (np. kaszel jednego z pacjentów). Ponadto ten znany układ umożliwia w praktyce zapobieganie problemom interakcji pomiędzy co najmniej dwoma torami wdechowymi, powodowanymi znacząco różnymi statycznymi mechanicznymi parametrami układu oddechowego dwóch pacjentów jedynie przez parowanie pacjentów o zbliżonych mechanicznych para-

metrach układu oddechowego, tzn. o podobnym oporze dróg oddechowych i podatności płuc. Parowanie pacjentów jest trudne do wdrożenia dla personelu medycznego w sytuacji, gdy natychmiastowej opieki w danym czasie wymaga znaczna liczba pacjentów.

Równocześnie, znane są ze stanu techniki sposoby i systemy do kontrolowanej regulacji przepływów wdechowych, które są dedykowane dla jednego pacjenta i są wbudowane w respiratory. Systemy do regulacji przepływów wdechowych są stosowane w celu stabilizacji objętości wdechowej mieszanki gazowej respiratora, tj. z racji przystosowania do pracy z jednym pacjentem, objętości wdechowej mieszanki gazowej pacjenta, czyli tzw. objętości oddechowej. Objętość oddechowa jest ważnym parametrem terapii oddechowej w warunkach dynamicznych zmian parametrów układu oddechowego pacjenta (podatności i oporów dróg oddechowych). Charakterystyczną cechą znanych systemów do regulacji objętości oddechowej jest to, że wykorzystują różnicę bieżących wartości objętości oddechowej – mierzonej i zadanej jako sygnał sprzężenia zwrotnego do sterowania zaworem wdechowym respiratora. Podobnie, wykorzystując sygnał sprzężenia zwrotnego, działają układy do regulacji objętości oddechowej wbudowane w respiratory z wentylacją stałociśnieniową. Przykładowy znany system do regulacji objętości oddechowej tego typu ujawniony został w amerykańskim zgłoszeniu patentowym nr US4448192A. Jednakże znane systemy do regulacji objętości oddechowej są cyfrowymi układami elektronicznymi i są najczęściej realizowane za pomocą mikroprocesorów. Wadą tych układów jest to, iż nie można ich zastosować do więcej niż jednego pacjenta, gdyż są wbudowane w pojedynczy respirator. Ponadto, są one cyfrowymi układami elektronicznymi i są narażone na zakłócenia ze strony pola elektromagnetycznego od innych urządzeń. Stąd też dopuszczenie ich do użytku wraz z respiratorem wiąże się z długotrwałym procesem uzyskiwania pozwoleń i certyfikatów. W dobie pandemii i ogromnego natychmiastowego zapotrzebowania na sprzęt medyczny, czas potrzebny na certyfikację rozwiązań z układami cyfrowymi jest nieakceptowalnie długi.

Celem wynalazku jest zapewnienie sposobu oraz systemu do wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszkanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora, które nie mają wyżej wymienionych wad wykazanych w opisie stanu techniki.

W szczególności celem wynalazku jest zapewnienie sposobu oraz systemu do wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszkanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora dla więcej niż jednego pacjenta, które zapewniałyby automatyczną i bezpieczną dla pacjentów regulację przepływów wdechowych, niwelującą możliwe interakcje wzajemne między torami wdechowymi pacjentów podłączonych do tego samego respiratora.

Po drugie celem wynalazku jest zapewnienie sposobu oraz systemu do wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszkanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora dla więcej niż jednego pacjenta, które zapewniałyby szybką i łatwą skalowalność systemu rozdziału gazowej mieszanki wdechowej respiratora.

Po trzecie, celem wynalazku jest zapewnienie sposobu oraz systemu do wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszkanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora dla więcej niż jednego pacjenta, które zapewniałyby szybkość i łatwość w podejmowaniu decyzji przez personel medyczny dotyczących niezbędnych zmian ustawień systemu oraz bardziej celowaną terapię wdechową, tj. bardziej dostosowaną do indywidualnych potrzeb pacjenta.

Po czwarte, celem wynalazku jest zapewnienie sposobu oraz systemu do wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszkanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora dla więcej niż jednego pacjenta, które byłyby mniej podatne na zakłócenia elektromagnetyczne i umożliwiłoby szybszy proces certyfikacji i uzyskanie niezbędnych pozwoleń na dopuszczenie do użytkowania.

Istota wynalazku polega na tym, że sposób sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej dostarczanej przez rozdzielanie do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora, obejmujący dystrybucję środkami pneumatycznymi w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej rozdzielonej z respiratora, oraz elektroniczne regulowanie rozdzielonej objętości wdechowej mieszanki gazowej

charakteryzuje się tym, że regulację objętości rozdzielonej wdechowej mieszanki gazowej wykonuje się na odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, włączanym za pneumatycznym rozdzielaczem a przed zaworem zwrotnym toru wdechowego, przy czym odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej zawiera co najmniej dodatkowy zawór zwrotny połączony szeregowo z zaworem wykonawczym, połączonym szeregowo z czujnikiem strumienia gazu, zaś zawór wykonawczy steruje się za pomocą układu elektronicznego zawierającego obwód

sterowania połączony z obwodem zadajnika, które to obwody sterowania i zadajnika zawierają tylko elementy analogowe,

przy czym w obwodzie zadajnika na zaciskach regulacyjnych potencjometru nastawia się tylko jedną zmienną nastawę wyrażającą pożądaną objętość minutową V_m , zaś w trakcie sterowania mierzy się strumień gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej za pomocą czujnika strumienia gazu, a obwód sterowania wysyła sygnał analogowy zamykania do zaworu wykonawczego wygenerowany na podstawie tego pomiaru strumienia gazu oraz nastawionej zmiennej pożądanej objętości minutowej V_m i dodatkowej stałej nastawy, tak aby w fazie wdechu otrzymać strumień gazu, w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, o zadanej objętości oddechowej V_o odpowiadającej zadanej objętości minutowej V_m zgodnie z zależnością $V_o = V_m / f$, gdzie f jest częstotliwością wdechu.

Korzystnie regulację objętości dostarczanej wdechowej mieszanki gazowej pacjenta wykonuje się za pomocą układu elektronicznego pracującego w układzie otwartym w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną częstotliwość wdechu.

Korzystnie regulację objętości wdechowej mieszanki gazowej wykonuje się za pomocą układu elektronicznego pracującego w układzie zamkniętym w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną wartość stosunku czasu wdechu i wydechu T_e/T_i , przy czym $f = 1/T_i + T_e$.

W innej postaci, istota wynalazku polega na tym, że system do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej dostarczanej przez rozdzielanie do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora, przy czym system zawiera środki pneumatyczne do dystrybucji w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej rozdzielonej z respiratora, oraz układ elektroniczny do regulacji objętości wdechowej mieszanki gazowej, charakteryzuje się tym, że środki pneumatyczne do dystrybucji w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej zawierają odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, do włączania za pneumatycznym rozdzielaczem a przed zaworem zwrotnym toru wdechowego, przy czym odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej zawiera co najmniej dodatkowy zawór zwrotny połączony szeregowo z zaworem wykonawczym, połączonym szeregowo z czujnikiem strumienia gazu, przy czym zawór wykonawczy połączony jest z układem elektronicznym zawierającym obwód sterowania połączony z obwodem zadajnika, które to obwody sterowania i zadajnika zawierają tylko elementy analogowe, oraz tym, że

w obwodzie zadajnika zmienna nastawa wyrażająca pożądaną objętość minutową V_m odpowiada napięciu na zaciskach regulacyjnych potencjometru, czujnik strumienia gazu mierzy strumień gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, a zawór wykonawczy jest zamykany sygnałem analogowym generowanym przez obwód sterowania na podstawie zmiennej nastawy wyrażającej pożądaną objętość minutową V_m i dodatkowej stałej nastawy oraz wspomnianego zmierzonego strumienia gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji rozdzielonej wdechowej mieszanki gazowej, tak aby w fazie wdechu otrzymać strumień gazu, w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, o zadanej objętości oddechowej V_o odpowiadającej zadanej objętości minutowej V_m zgodnie z zależnością $V_o = V_m / f$, gdzie f jest częstotliwością wdechu.

Korzystnie, system pracuje w otwartym układzie sterowania, a układ elektroniczny do regulacji objętości wdechowej mieszanki gazowej pacjenta reguluje objętość dostarczanej wdechowej mieszanki gazowej pacjenta w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną częstotliwość wdechu.

Korzystnie, pracuje w zamkniętym układzie sterowania, a układ elektroniczny do regulacji objętości wdechowej mieszanki gazowej reguluje objętość dostarczanej wdechowej mieszanki gazowej w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną wartość stosunku czasu wdechu i wydechu T_e/T_i , przy czym $f = 1/T_i + T_e$.

Korzystnie system posiada obudowę, w której umieszczony jest tor pneumatyczny zawierający korzystnie zawór wykonawczy, czujnik strumienia gazu oraz zawór zwrotny, połączone szeregowo.

Korzystnie zawór wykonawczy jest zaworem analogowym stanowiącym korzystnie zawór elektropneumatyczny, korzystniej zawór z silnikiem krokowym.

Korzystnie system zawiera woltomierze cyfrowe V_m , p_{max} i p_{min} , każdy połączony z wyświetlaczem znajdującym się na obudowie.

W jeszcze innej postaci, istota wynalazku polega na tym, że sposób wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora obejmujący rozdzielanie mieszanki gazowej na co najmniej dwa tory wdechowe i wydechowe, charakteryzuje się tym, że obejmuje ponadto etapy sposobu sterowania według wynalazku.

W jeszcze innej postaci, istota wynalazku polega na tym, że system wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora zawierający układ rozdzielania mieszanki gazowej na co najmniej dwa toro wdechowe i wydechowe, charakteryzuje się tym, że w każdym torze wdechowym zawiera system sterowania według wynalazku.

Sposób oraz system do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanej przez rozdzielanie wdechowej mieszanki gazowej respiratora do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora pracującego w trybie stałociśnieniowym według wynalazku zapewnia zindywidualizowaną, automatyczną regulację objętości oddechowej każdego z pacjentów przyłączonych do jednego respiratora i monitorowania minutowej wentylacji oraz ciśnień (minimalnego i maksymalnego) w drogach oddechowych każdego z nich.

Analogowy elektroniczny obwód sterowania do regulacji objętości oddechowej stosowany w systemie według wynalazku ma oryginalną konstrukcję przystosowaną do specyficznego zastosowania, jakim jest jednoczesna, a zatem synchroniczna wentylacja stałociśnieniowa kilku pacjentów za pomocą jednego respiratora.

Dzięki wpięciu w tor wdechowy za pierwszym rozdzielaczem pneumatycznym wdechowej mieszanki gazowej respiratora systemu sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta według wynalazku możliwe jest zapewnienie elektronicznego urządzenia zewnętrznego w stosunku do respiratora, które wpina się pojedynczo w każdy jeden tor oddechowy, dzięki czemu możliwe jest automatyczne sterowanie objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dla każdego pacjenta oddzielnie, indywidualnie dostosowane do potrzeb konkretnego pacjenta, bez zakłócania działania pozostałych torów oddechowych w wielostanowiskowym systemie wentylacji.

Dzięki zastosowaniu w sposobie oraz systemie sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta w elektronicznym obwodzie sterowania jedynie elementów analogowych eliminuje się ryzyko podatności systemu i sposobu według wynalazku na zakłócenia elektromagnetyczne od innych urządzeń medycznych i niemedycechnych. Ponadto, uproszczony znacznie jest, a zatem i krótszy w czasie, proces certyfikacji urządzenia medycznego zawierającego elektronikę analogową.

Ponadto, dzięki zintegrowaniu w systemie sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta części pneumatycznej oraz elektronicznego układu sterowania wraz z odpowiednim interfejsem do sterowania dla personelu medycznego, uzyskano urządzenie przystosowane do łatwej i szybkiej integracji z systemem wentylacji wielostanowiskowej. W celu zainstalowania urządzenia w systemie wentylacji wielostanowiskowej, wystarczy podłączenie go odpowiednim wejściem z jednym z wyjść mechanicznego rozdzielacza wdechowej mieszanki gazowej respiratora, znajdującym się za respiratorem oraz odpowiednim wyjściem z wejściem wydechowego toru zbiorczego.

Ważną zaletą wynika również z faktu, że jedynym parametrem podlegającym korektom z poziomu obudowy urządzenia, a wprowadzanym w czasie terapii z wykorzystaniem sposobu oraz systemu sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta według wynalazku jest wentylacja minutowa V_m (za pomocą potencjometru R46). Dzięki temu, że jest to tylko jedna nastawa oraz, że jest to parametr łatwy do powiązania przez personel medyczny ze stanem pacjenta, czas reakcji personelu medycznego na niekorzystne warunki wentylacji skraca się znacznie, szczególnie w przypadku opieki nad kilkoma pacjentami naraz.

System sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta oraz zawierający go system do wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora według wynalazku został szczegółowo przedstawiony w przykładach realizacji w odniesieniu do załączonych figur rysunku, na których:

Fig. 1 przedstawia schemat ogólny systemu do wentylacji wielostanowiskowej według wynalazku;

Fig. 2 przedstawia schemat systemu do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta według pierwszego przykładu realizacji zgodnie z wynalazkiem;

Fig. 3 przedstawia schemat systemu do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta według drugiego przykładu realizacji zgodnie z wynalazkiem;

Fig. 4 przedstawia w przekroju wzdłużnym przykładowy zawór wykonawczy regulowany przez system do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta według wynalazku;

W opisie przyjęto następujące rozumienie terminów: 'system do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta' to część większego urządzenia medycznego lub samodzielne urządzenie medyczne, zamknięte w obudowie i podłączane zewnętrznje w stosunku do respiratora, 'obwód sterowania' to elektroniczny obwód znajdujący się w większym układzie elektronicznym systemu do

sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta, który to obwód na swoim wyjściu generuje sygnał sterujący zewnętrznym elementem, przykładowo elektromechanicznym, korzystnie zaworem pneumatycznym w pojedynczym torze oddechowym.

Generalnie stosowanie respiratora, czyli mechaniczne wspomaganie oddychania metodą generacji dodatnich ciśnień wdechowych powoduje niekorzystny wzrost średnich ciśnień w klatce piersiowej, co zwykle jest przyczyną spadku rzutu lewej komory serca i zmniejszenie powrotu żylnego krwi do serca, a w konsekwencji trudniejszych warunków wymiany gazowej.

Nieoptymalny dobór parametrów respiracji, np. zbyt duża objętość wdechowa, powoduje spadek podatności płuc, pogarsza więc warunki wymiany gazowej, a także zwiększa ryzyko uszkodzenia pęcherzyków płucnych i pogorszenia warunków hemodynamicznych przepływu płucnego i systemowego krwi.

Zagadnienie to ma duże znaczenie dla praktyki klinicznej, w zakresie intensywnej terapii oddechowej zarówno w przypadku wentylacji mechanicznej pojedynczego pacjenta jak i wielu pacjentów równolegle.

W wielostanowiskowym systemie wentylacji kilku pacjentów za pomocą jednego respiratora zasadnicze znaczenie ma tryb pracy respiratora. Pomijając specjalne sposoby zindywidualizowanej wentylacji, w ogromniej większości respiratorów są dostępne dwa tryby pracy: ciśnieniowy, gdy ciśnienie wytwarzane przez respirator jest stałe i niezależne od strumienia gazu dostarczanego pacjentowi, oraz objętościowy, gdy objętość dostarczanego przez respirator gazu jest stała i niezależna od ciśnienia w końcówce wdechowej respiratora.

Jednoczesna wentylacja kilku pacjentów podłączonych równolegle do respiratora różni się diametralnie w obu opisanych trybach pracy. Ciśnieniowy tryb pracy oznacza, że respirator zachowuje się jak źródło ciśnienia o bardzo małej oporności własnej utrzymując, w sieci równolegle podłączonych pacjentów, ciśnienie niezależne od ilości powietrza przez nich pobieranego. To oznacza także, że zmiana oporów oddechowych czy podatności płuc któregośkolwiek z pacjentów nie ma żadnego wpływu na warunki wentylacji pozostałych. W objętościowym trybie pracy stała, niezależna od ciśnienia, objętość gazu dostarczanego cyklicznie przez respirator musi być podzielona pomiędzy pacjentów. Respirator zachowuje się jak źródło strumienia gazu o bardzo dużej oporności własnej. Zmiana poboru powietrza przez jednego z podłączonych pacjentów, wprowadzona przez lekarza lub powstała z innej przyczyny, natychmiast zmienia ciśnienie w sieci i tym samym warunki wentylacji wszystkich pacjentów. O ile opanowanie tych zmian w przypadku jedynie dwóch podłączonych pacjentów jest stosunkowo łatwe, o tyle przy większej ich liczbie może być zadaniem praktycznie niewykonalnym. Tak więc w przypadku wielostanowiskowej wentylacji jedynym, właściwym trybem wentylacji jest tryb ciśnieniowy. W związku z tym sposób oraz system sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanej do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora według wynalazku jest dedykowany dla respiratorów pracujących w trybie stałociśnieniowym.

System sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta wydzielonej z wdechowej mieszanki gazowej respiratora z pojedynczego respiratora 1 według wynalazku może pracować w systemie wentylacji wielostanowiskowej, w którym zapewnia się co najmniej dwa tory wdechowe i dwa tory wydechowe.

Zgodnie z pierwszym przykładem realizacji przedstawionym na fig. 1 system sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanej przez rozdzielanie z wdechowej mieszanki gazowej respiratora z jednego respiratora do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych zawiera się w systemie wentylacji wielostanowiskowej. System wentylacji wielostanowiskowej zawiera respirator 1. Respirator 1 pracuje najkorzystniej w trybie stałociśnieniowym i wytwarza cyklicznie w fazie wdechu nadciśnienie w swojej pneumatycznej końcówce wdechowej 2. Jest ono podawane do pneumatycznego rozdzielacza 6a strumienia wdechowej mieszanki gazowej respiratora, korzystnie trójnika 6a, który z jednej strony stanowi początek pierwszego toru wdechowego, a z drugiej strony tworzy drugą odnogę strumienia dającą możliwość włączenia w nią drugiego i kolejnego toru wdechowego przez kolejny rozdzielacz pneumatyczny, korzystnie trójnik 6b. Odnoga ta stanowi pneumatyczny kolektor wdechowy 6. Pneumatyczny rozdzielacz 6a, 6b strumienia wdechowej mieszanki gazowej respiratora oraz pneumatyczny kolektor wdechowy 6 są elementami pneumatycznego układu do dystrybucji i rozdziału strumienia mieszanki gazowej z respiratora. Następnie wdechowa mieszanka gazowa pacjenta przemieszcza się z trójnika 6a do systemu sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta poprzez pneumatyczną końcówkę wejściową 8. System sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta według wynalazku zapewnia dostarczenie odpowiedniej objętości oddechowej do pacjenta

z uwzględnieniem statycznych i dynamicznych warunków w pojedynczym torze wdechowym. System sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta oprócz pierwszej pneumatycznej końcówki wejściowej 8 zawiera również drugą pneumatyczną końcówkę wejściową 10, którą doprowadzana jest do systemu sterowania 9, mieszanka gazowa pochodząca z trójnika 16. Trójnik 16 jest zainstalowany w torze oddechowym tuż przed trójnikiem 17 znajdującym się przy ustach pacjenta. Trójnik 16 umożliwia pozyskanie strumienia wdechowej mieszanki gazowej pacjenta, która podlega obserwacji celem odczytania jej parametrów. Korzystnie, obserwowanym parametrem może być ciśnienie. Dzięki obserwacji parametrów wdechowej mieszanki gazowej pacjenta docierającej do ust pacjenta pozyskujemy sygnał sprzężenia zwrotnego, który może być wykorzystany przez system sterowania 9 albo do monitorowania i/albo sterowania. Ponadto system sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta zawiera pneumatyczną końcówkę wyjściową 11, poprzez którą wdechowa mieszanka gazowa pacjenta trafia do pneumatycznej końcówki wejściowej 14a zaworu zwrotnego 14. Zawór zwrotny 14 pełni rolę elementu wymuszającego określony kierunek przepływu wdechowej mieszanki gazowej pacjenta. Korzystnie, zawór zwrotny 14 w torze wdechowym wymusza przepływ mieszanki gazowej z respiratora w kierunku pacjenta, uniemożliwiając cofanie się wdechowej mieszanki gazowej pacjenta w torze wdechowym. Następnie wdechowa mieszanka gazowa pacjenta z zaworu zwrotnego 14 poprzez jego pneumatyczną końcówkę wyjściową 14b trafia korzystnie do filtra przeciwbakteryjnego 15, korzystnie typu HEPA, poprzez pneumatyczną końcówkę wejściową 15a. Specjalista z dziedziny będzie wiedział jednak, że możliwe jest inne usytuowanie filtra przeciwbakteryjnego w układzie wentylacji wielostanowiskowej. W dalszej kolejności wdechowa mieszanka gazowa pacjenta jest przemieszczana z filtra przeciwbakteryjnego 15 poprzez jego pneumatyczną końcówkę wyjściową 15b, a następnie trójnik 16 oraz jego pierwszą i drugą pneumatyczną końcówkę 16a, 16b trafia ostatecznie do pacjenta. Trójnik oddechowy 17 znajdujący się przy ustach pacjenta z jednej strony stanowi zakończenie toru wdechowego – pneumatyczna końcówka 17a, a z drugiej początek toru wydechowego – pneumatyczna końcówka 17c. Powietrze wydychane przez pacjenta przemieszcza się przez drugą pneumatyczną końcówkę 17b trójnika oddechowego 17, tym razem w drugim kierunku, a następnie przez trzecią pneumatyczną końcówkę 17c trójnika oddechowego 17, gdzie ma swój początek tor wydechowy. Wspomniany trójnik oddechowy 17 poprzez swoją pneumatyczną końcówkę wyjściową 17c i końcówkę wejściową 18a zaworu zwrotnego 18 jest połączony szeregowo z zaworem zwrotnym 18, wymuszającym określony kierunek przepływu wydychanego powietrza. Następnie zawór zwrotny 18 łączy się z zaworem 19, ustalającym ciśnienie końcowo-wydechowe, odpowiednio poprzez pneumatyczną końcówkę wyjściową 18b zaworu zwrotnego 18 oraz pneumatyczną końcówkę wejściową 19a zaworu 19 ustalającego ciśnienie końcowo-wydechowe. Zawór ten zwykle oznaczony akronimem PEEP pełni rolę ograniczającą spadek ciśnienia w płucach pacjenta w fazie wydechu na zadanym poziomie, co zapobiega zapadaniu się pęcherzyków płucnych i ustala pracę płuc w korzystnym zakresie ich największej podatności i jest niezbędny do właściwego prowadzenia terapii. Końcową część toru wydechowego stanowi szeregowe połączenie zaworu 19 ustalającego ciśnienie końcowo-wydechowe poprzez pneumatyczną końcówkę wyjściową 19b z trójnikiem 7a i końcówką wydechową 3 respiratora 1. Trójnik 7a jest elementem pneumatycznym łączącym respirator 1 ze zbiorczą odnogą strumienia powietrza wydechowego z pozostałych torów wydechowych kolejnych pacjentów. Wspomniane kolejne tory wydechowe są podłączone równolegle do strumienia zbiorczego przemieszczającego się pneumatycznym kolektorem wydechowym 7 poprzez kolejne trójniki, korzystnie trójnik 7b. Pneumatyczny trójnik 7a, 7b strumienia mieszanki gazowej oraz pneumatyczny kolektor wydechowy 7 są elementami pneumatycznego układu do dystrybucji i rozdziału strumienia wdechowej mieszanki gazowej respiratora z respiratora. Maksymalna liczba torów wdechowych (analogicznie wydechowych) zależy od, z jednej strony wymaganej przez pacjentów P1, P2, P3, P4 sumarycznej wentylacji minutowej, a z drugiej strony od maksymalnej dysponowanej przez respirator 1 wentylacji minutowej. Przykładowo w obecnie produkowanych respiratorach wartość maksymalnej dysponowanej wentylacji minutowej respiratora osiąga wartość około 200 l/min.

System sterowania 9 według wynalazku został pokazany bardziej szczegółowo na fig. 2 oraz fig. 3 w odpowiednio pierwszym i drugim przykładzie realizacji jako urządzenie zainstalowane w pojedynczym torze wdechowym wielostanowiskowego systemu do wentylacji pacjentów.

System sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta według wynalazku w pierwszym przykładzie realizacji jest otwartym układem sterowania, zwanym dalej sterownikiem 9 objętości oddechowej w układzie otwartym. W niniejszym opisie termin 'objętość oddechowa' jest równoważny terminowi 'objętość wdechowa mieszanki gazowej pacjenta', która jest pewną częścią 'objętości mieszanki gazowej respiratora'.

Bardziej szczegółowy sposób użycia i działanie sterownika 9 objętości oddechowej w układzie otwartym został pokazany na fig. 2. Jak wspomniano wcześniej, w systemie do wentylacji wielostanowiskowej respirator 1 jest podłączony do dwóch pneumatycznych kolektorów 6, 7: za pomocą trójnika 6a do pneumatycznego kolektora wdechowego 6 tłoczącego wdechową mieszankę gazową respiratora wytwarzaną przez respirator 1 oraz za pomocą trójnika 7a do pneumatycznego kolektora wydechowego 7, odprowadzającego za pośrednictwem respiratora gaz wydychany przez pacjenta P1. W identyczny sposób do kolektorów 6 i 7 można podłączyć kolejnych pacjentów a ograniczenie ich liczby wynika tylko z wydolności respiratora jako pompy. Przy założeniu, że strumień tłoczonej wdechowej mieszanki gazowej respiratora jest na poziomie około 200 l/min, realne jest podłączenie do jednego respiratora 1 nawet sześciu pacjentów, zachowując jednocześnie pełną kontrolę warunków wentylacji każdego z podłączonych pacjentów, co może radykalnie i korzystnie zmienić sytuację w przypadku walki z pandemią.

Sterownik 9 objętości oddechowej w układzie otwartym według pierwszego przykładu realizacji wynalazku jest wpięty w tor wdechowy za pierwszym rozdzielaczem pneumatycznym 6a wdechowej mieszanki gazowej respiratora i zawiera tor pneumatyczny rozpoczynający się w pneumatycznym trójniku wejściowym 4, którego pneumatyczna końcówka wejściowa 4a stanowi pneumatyczną końcówkę wejściową 8 sterownika 9, a pneumatyczna końcówka wyjściowa 13b czujnika 13 strumienia gazu, jego pneumatyczną końcówkę wyjściową 11. Zatem tor pneumatyczny sterownika 9 w układzie otwartym stanowi część całego toru wdechowego, przebiegającą przez pneumatyczną końcówkę wyjściową 4b trójnika 4 kanałami pneumatycznymi kolejno przez pneumatyczną końcówkę wejściową 5a pierwszego zaworu zwrotnego 5 oraz jego pneumatyczną końcówkę wyjściową 5b do pneumatycznej końcówki wejściowej 12a zaworu wykonawczego 12 oraz jego pneumatycznej końcówki wyjściowej 12b do pneumatycznej końcówki wejściowej 13a czujnika 13 strumienia gazu oraz jego pneumatycznej końcówki wyjściowej 13b. Następnie pneumatyczna końcówka wyjściowa 13b czujnika 13 strumienia gazu, stanowiąca pneumatyczną końcówkę wyjściową 11 sterownika 9 objętości oddechowej łączy się z pneumatyczną końcówką wejściową 14a drugiego zaworu zwrotnego 14, oraz poprzez jego pneumatyczną końcówkę wyjściową 14b z pneumatyczną końcówką wejściową 15a filtra przeciwbakteryjnego 15, a następnie poprzez pneumatyczną końcówkę wyjściową 15b filtra przeciwbakteryjnego 15 oraz pneumatyczne końcówki 16a, 16b pneumatycznego trójnika wyjściowego 16 z pneumatyczną końcówką wejściową 17a trójnika oddechowego 17 pacjenta P1.

Zawór zwrotny 5 toru pneumatycznego sterownika 9 ma za zadanie wymuszanie odpowiedniego kierunku przepływu wdechowej mieszanki gazowej pacjenta w torze pneumatycznym sterownika 9, między innymi na odcinku regulacyjnym (zawierającym wspomniany zawór elektropneumatyczny 12) i pomiarowym (zawierającym wspomniany czujnik 13 strumienia wdechowej mieszanki gazowej pacjenta). Zawór wykonawczy 12 pełni funkcję elementu wykonawczego systemu sterowania 9 i służy do regulacji objętości oddechowej w torze wdechowym. Zawór wykonawczy 12 jest korzystnie elektrozaworem, korzystnie zaworem elektro-pneumatycznym, którego schemat konstrukcyjny jest pokazany na fig. 4, korzystnie sterowany sygnałem analogowym i może zostać zastąpiony innym elektrozaworem zapewniającym tę samą funkcjonalność, np. zaworem z silnikiem krokowym. Czujnik 13 strumienia gazu pełni funkcję elementu pomiarowego co najmniej jednego z parametrów strumienia wdechowej mieszanki gazowej pacjenta, korzystnie różnicy ciśnień. Pomiar z czujnika 13 strumienia gazu może być wykorzystany do monitorowania i/lub sterowania elementem wykonawczym do regulacji objętości oddechowej.

Sterownik 9 w układzie otwartym objętości oddechowej według pierwszego przykładu realizacji wynalazku oprócz toru pneumatycznego zawiera ponadto układ elektroniczny na który składa się obwód sterowania 20, obwód zadajnika 21 oraz obwód monitora oddechowego 63. Obwód sterowania 20 służy do sterowania zaworem wykonawczym 12 w torze pneumatycznym na podstawie napięcia otrzymywanego z obwodu zadajnika 21. Obwód zadajnika 21 zawierający potencjometry, umożliwia zaś wprowadzenie przez personel medyczny odpowiednich nastaw.

Podstawowym parametrem wentylacji pacjenta jakim posługuje się personel medyczny jest objętość oddechowa. Objętość oddechowa V_o dostarczana do płuc w ciągu jednego cyklu oddechowego jest związana z wentylacją minutową, tj. objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta V_m przepływającą w ciągu jednej minuty w torze wdechowym i częstotliwością oddechu f następującą zależnością:

$$V_o = V_m/f$$

W systemie wielostanowiskowym częstotliwość oddechu nastawiana jako wartość stała i równa dla wszystkich pacjentów – jest częstotliwością nastawioną na respiratorze i przeniesioną przez lekarza

jako nastawa dla sterownika 9 pracującego w układzie otwartym według Fig. 2. Natomiast dla sterownika 9 pracującego w układzie zamkniętym według Fig. 3 przenoszona jest druga, stała dla wszystkich pacjentów nastawa respiratora, tj. nastawa określająca stosunek czasu wydechu T_e do czasu wdechu T_i . Regulowalnym parametrem, który można i trzeba regulować w trakcie terapii w torze oddechowym zanim wdechowa mieszanka gazowa pacjenta dotrze do pacjenta P1, jest objętość minutowa wdechowej mieszanki gazowej pacjenta V_m (w skrócie objętość minutowa V_m).

W idealnym przypadku, dzięki pracy sterownika 9 w układzie otwartym (lub zamkniętym – patrz drugi przykład realizacji) według wynalazku w torze wdechowym na końcu wdechu powinna zostać osiągnięta objętość oddechowa V_o odpowiadająca zadanej wentylacji minutowej V_m . W rzeczywistości będzie ona zawsze nieco mniejsza z uwagi na błąd regulacji w początkowej fazie wdechu i nieidealny tryb stałociśnieniowy respiratora. Ten błąd powinien skorygować lekarz i dlatego jest ważny pomiar rzeczywistej wentylacji minutowej V_m – z cyklu na cykl. Należy podkreślić, że groźniejsze niż początkowe „niedowentylowanie” pacjenta byłoby jego „przewentylowanie”, ponieważ w trybie stałoprzepływowym, w jakim pracuje obwód sterowania 20, powstałoby niebezpieczeństwo wolutraumy prowadzącej do trwałego uszkodzenia pęcherzyków płucnych.

Personel medyczny przed podłączeniem pacjenta P1 do układu wielostanowiskowej wentylacji nastawia częstotliwość oddechową f , oraz początkową wentylację minutową V_m w sterowniku 9 w układzie otwartym pokrętkami (potencjometrami), dostępnymi z obudowy sterownika 9, które są elementami obwodu zadajnika 21. Obwód zadajnika 21 wartości zadanej objętości oddechowej V_o sterownika objętości oddechowej 9 zbudowany jest w oparciu o wzmacniacz operacyjny 51, przystosowany jednocześnie do nastawiania wartości parametrów częstotliwości oddechu f oraz wentylacji minutowej V_m związanych z objętością oddechową V_o . Wejście nieodwracające "+" 51b wzmacniacza operacyjnego jest połączone typowo przez rezystor kompensujący R_k z masą układu. Pomiędzy wejście odwracające "-" 51a wzmacniacza operacyjnego 51 a źródło ujemnego napięcia odniesienia $-U_z$ podłączone do wejścia 21a obwodu zadajnika 21, włączony jest potencjometr R1 służący do nastawiania częstotliwości oddechu f zadanej w respiratorze. Ponadto punkt wspólny połączenia wejścia odwracającego 51a wzmacniacza operacyjnego 51 oraz potencjometru R1 jest połączony poprzez rezystor R2 z wyjściem 51c wzmacniacza operacyjnego 51, tworząc tym samym dzielnik napięcia włączony pomiędzy źródło ujemnego napięcia odniesienia $-U_z$ i wyjście 51c wzmacniacza operacyjnego 51. Punkt wspólny połączenia wyjścia 51c wzmacniacza operacyjnego 51 oraz rezystora R2 jest połączony z masą układu poprzez skrajne zaciski potencjometru R3R4 o całkowitej rezystancji R3 i rezystancji R4, służącego do nastawy wentylacji minutowej V_m . Zacisk regulacyjny potencjometru R3R4 stanowiący wyjście napięciowe dzielnika napięcia tworzonego przez ten potencjometr R3R4 jest jednocześnie wyjściem 21b obwodu zadajnika 21. Napięcie U_v panujące na wyjściu 21b obwodu zadajnika 21, stanowi napięcie wyjściowe U_v obwodu zadajnika 21 i jest wartością zadaną objętości oddechowej V_o na wejściu 47a komparatora 47.

Jak wspomniano wcześniej, sterownik 9 w układzie otwartym objętości oddechowej według pierwszego przykładu realizacji wynalazku zawiera ponadto obwód sterowania 20. Obwód sterowania 20 zawiera: przetwornik 25 ciśnienia połączony z detektorem 28 przejścia przez zero, przetwornik 36 różnicy ciśnień, obwód zadajnika 21, układ całkujący 43, komparator 47 oraz wzmacniacz mocy 31.

Jak pokazano na Fig. 2 obwód sterowania 20 zawiera komparator 47, którego jedno z wejść 47a jest połączone z obwodem zadajnika 21 poprzez połączenie z zaciskiem regulacyjnym potencjometru R3R4 stanowiącym wyjście 21b obwodu zadajnika 21, zaś drugie wejście 47b jest połączone z wyjściem 43c układu całkującego 43, natomiast wyjście 47c komparatora 47 jest połączone z wejściem 31a wzmacniacza mocy 31. Komparator 47 służy do porównywania wartości napięcia wyjściowego U_v panującego na wyjściu 21b obwodu zadajnika 21, tj. wartości zadanej objętości oddechowej V_o z wartością napięcia panującego na wyjściu 43c układu całkującego 43, które jest proporcjonalne do aktualnej wartości objętości V powietrza dostarczanego do płuc pacjenta. Jeżeli wartość V przekroczy wartość V_o to na wyjściu 47c komparatora 47 pojawia się sygnał zamknięcia do tej pory otwartego zaworu wykonawczego 12. Tak wypracowany sygnał elektryczny z komparatora 47 podawany jest do wejścia 31a wzmacniacza mocy 31, którego wyjście 31b połączone jest z wejściem sterującym 12c zaworu wykonawczego 12, umożliwiając w ten sposób sterowanie pracą wspomnianego zaworu wykonawczego 12, a tym samym przesyłanie w sposób kontrolowany wdechowej mieszanki gazowej w torze wdechowym od respiratora 1 do pacjenta P1.

Obwód sterowania 20 pozyskuje informację o stanie układu sterowania objętością oddechową za pomocą podzespołów podłączonych do toru pneumatycznego za zaworem wykonawczym 12. Obwód

sterowania 20 służy do wytworzenia w fazie wdechu, tzn. wtedy, gdy ciśnienie w końcówce 2 respiratora 1 jest większe od określonego przez próg przełączania detektora 28, strumienia gazu oddechowego dającego zadaną objętość oddechową V_o . Jest to zatem obwód sterowania 20 porcjujący (miarczkujący – titrating) w kolejnych wdechach równe dawki (objętości) powietrza do dróg oddechowych pacjenta P1. W tym celu do wejścia zerującego 43b układu całkującego 43 podłączone jest wyjście 28b detektora 28 przejścia przez zero sygnału pochodzącego z przetwornika ciśnienia 25, którego wyjście 25b jest połączone z wejściem 28a detektora 28 przejścia przez zero. Pneumatyczna końcówka wejściowa 25a przetwornika 25 ciśnienia połączona jest pneumatyczną końcówką 4c trójnika 4. Przetwornik 25 ciśnienia zamienia aktualną wartość ciśnienia strumienia gazu toru wdechowego znajdującego się w trójniku 4, a wyprowadzoną poprzez pneumatyczną końcówkę 4c, na sygnał napięciowy, który podawany jest do detektora 28 przejścia przez zero. Detektor 28 służy do wykrywania poziomu minimalnego ciśnienia w torze wdechowym i na tej podstawie do cyklicznego włączania całkowania i/lub zerowania układu całkującego 43. Ponadto wejście 43a wspomnianego wcześniej układu całkującego 43 podłączone jest do wyjścia 36c przetwornika 36 przetwarzającego różnicę ciśnień na sygnał elektryczny, którego pierwsza pneumatyczna końcówka pomiarowa 36a jest połączona za pośrednictwem filtra przeciwbakteryjnego 34 z pierwszą pneumatyczną końcówką impulsową 13c czujnika 13 strumienia gazu, a druga pneumatyczna końcówka pomiarowa 36b jest połączona za pośrednictwem filtra przeciwbakteryjnego 35 z drugą pneumatyczną końcówką impulsową 13d czujnika 13 strumienia gazu. Czujnik 13 strumienia gazu korzystnie stanowi kryza listkowa o zmiennym przekroju. Przetwornik 36 różnicy ciśnień odpowiada za zamianę sygnału różnicy ciśnień wytworzonego w czujniku 13 strumienia gazu w torze wdechowym panującym za zaworem wykonawczym 12 na proporcjonalny doń sygnał elektryczny, który podawany jest na wejście 43a układu całkującego 43.

Obwód sterowania 20 według pierwszego przykładu realizacji wynalazku działa w ten sposób, że sygnał różnicy ciśnień wywołany w czujniku 13 przez strumień gazu jest przetwarzany za pomocą przetwornika 36 różnicy ciśnień na proporcjonalny do niego sygnał elektryczny, podawany na wejście 43a układu całkującego 43. Całkowanie jest operacją włączaną tylko w fazie wdechu wtedy, gdy respirator 1 pompuje do płuc pacjenta P1 wdechową mieszkankę gazową. W fazie wydechu, gdy ciśnienie na wyjściu z respiratora 1 spada do zera, sygnał wyjściowy V układu całkującego 43 przyjmuje wartość zerową, co powoduje otwarcie zaworu wykonawczego 12. Włączanie całkowania i zerowanie układu całkującego 43 odbywa się cyklicznie. Steruje tym procesem detektor 28 przejścia przez zero, który wykrywa nastawiony na detektorze 28 minimalny poziom sygnału napięcia proporcjonalny do poziomu minimalnego ciśnienia panującego w torze wdechowym, przetworzonego przez przetwornik ciśnienia 25 na sygnał napięciowy. Sygnał napięciowy na wyjściu 28b detektora 28, podawany jest na wejście sterujące 43b układu całkującego 43, co umożliwi całkowanie tylko w fazie wdechu. Sygnał napięciowy na wyjściu 43c układu całkującego 43 jest proporcjonalny do aktualnej objętości V wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanego do płuc pacjenta P1.

Jak wspomniano wcześniej, sygnał ten dostarczony do wejścia 47b komparatora 47 porównuje się z sygnałem wartości zadanej V_o wentylacji minutowej V_m dostarczanym do wejścia 47a komparatora 47 z wyjścia 21b obwodu zadajnika 21. Jeśli wartość V przekroczy wartość V_o to na wyjściu 47c komparatora 47 pojawia się sygnał zamknięcia do tej pory otwartego zaworu 12. Sygnał ten podaje się do wejścia 31a wzmacniacza mocy 31, na którego wyjściu 31b otrzymuje się odpowiedni sygnał elektryczny sterujący pracą zaworu 12.

Jak wspomniano wcześniej, sygnał wartości zadanej V_o wentylacji minutowej V_m wytwarza się w obwodzie zadajnika 21 ze wzmacniaczem operacyjnym 51. W obwodzie zadajnika 21 według pierwszego przykładu realizacji wynalazku na wyjściu wzmacniacza 51 panuje napięcie U_f odwrotnie proporcjonalne do wartości rezystancji nastawionej na potencjometrze R1.

$$U_f = U_z * R_2/R_1$$

Ostatecznie napięcie U_v na dzielniku potencjometrycznym R3R4 będzie wyrażać się wzorem:

$$U_v = U_z (R_2/R_1) (R_4/R_3) = (U_z R_2)/R_3 * R_4/R_1$$

a ponieważ wentylacja minutowa V_m i częstotliwość oddechu f są związane z objętością V_o dostarczaną do płuc w ciągu jednego cyklu oddechowego następującą zależnością:

$$V_o = V_m/f$$

to w omawianym obwodzie zadajnika 21 wartość zadana objętości oddechowej V_o jest ostatecznie ustalana przez liniowe potencjometry R1 oraz R3R4, gdzie potencjometr R1 odpowiada za nastawę

częstotliwości f , zaś potencjometr R3R4 odpowiada za nastawę objętości minutowej V_m . Jak wspomniano wcześniej, oznacza to, że lekarz ustalający warunki wentylacji pacjenta musi wykonać tylko dwie czynności: najpierw ustawić częstotliwość f za pomocą potencjometru R1, wyskalowanego w jednostkach częstotliwości, taką samą jak nastawiona częstotliwość respiratora 1, a następnie wprowadzić za pomocą pokrętki – potencjometru R3R4, wyskalowanego w jednostkach wentylacji minutowej, założoną wentylację minutową $V_m = V_o * f$. Przy założonej częstotliwości f , narzuconej przez nastawę respiratora 1, lekarz w trakcie terapii będzie zmieniał jedynie wentylację minutową V_m , optymalizując warunki wentylacji pacjenta P1. Dzięki temu, że system sterowania 9 objętością oddechową według wynalazku daje możliwość monitorowania i regulowania przez personel medyczny tylko jednego parametru, obsługa tego systemu przez personel medyczny jest łatwa i intuicyjna. Skraca to znacznie czas reakcji personelu medycznego w razie zmiany stanu zdrowia pacjenta.

Sterownik 9 w układzie otwartym objętości oddechowej według pierwszego przykładu realizacji wynalazku zawiera ponadto obwód monitora oddechowego 63, który zawiera przetwornik 40 ciśnienia połączony z detektorem 57 wartości szczytowej ciśnienia oddechowego p_{max} oraz z detektorem 60 wartości minimalnej ciśnienia oddechowego p_{min} , do których podłączone są odpowiednio woltomierze cyfrowe p_{max} i p_{min} , oraz zawiera układ 54 pomiaru wentylacji minutowej V_m , do którego podłączony jest woltomierz cyfrowy V_m .

Obwód monitora oddechowego 63 według pierwszego przykładu realizacji wynalazku służy do pomiaru aktualnych wartości: szczytowej ciśnienia oddechowego p_{max} , minimalnej ciśnienia oddechowego p_{min} i wentylacji minutowej V_m . Obwód 63 zbudowany jest m.in. w oparciu o przetwornik 40 ciśnienia, którego pneumatyczna końcówka wejściowa 40a stanowiąca pneumatyczną końcówkę wejściową 10 sterownika 9, połączona jest z pneumatyczną końcówką 16b trójnika wyjściowego 16 zaś wyjście elektryczne 40b połączony jest z wejściem 57a detektora 57 wartości szczytowej ciśnienia oddechowego, która to wartość jest wskazywana na woltomierzu p_{max} podłączonym do wyjścia 57b detektora 57. Ponadto wyjście elektryczne 40b przetwornika 40 ciśnienia połączony jest z wejściem 60a detektora 60 wartości minimalnej ciśnienia oddechowego p_{min} , która to wartość jest wskazywana odpowiednio na woltomierzu p_{min} podłączonym do wyjścia 60b detektora 60. Dodatkowo w obwodzie pomiarowo-monitorującym 63, tj. obwodzie monitora oddechowego 63 występuje układ 54 pomiaru wentylacji minutowej V_m , do którego wejścia 54a podłączony jest wyjście 36c przetwornika 36 różnicy ciśnień. Układ 54 pomiaru wentylacji minutowej V_m jest korzystnie filtrem dolnoprzepustowym sygnału dostarczanego z wyjścia 36c przetwornika 36 różnicy ciśnień. Z wyjściem 54b układu 54 pomiaru wentylacji, na którym otrzymuje się sygnał średniej wartości strumienia gazu, proporcjonalny do wentylacji minutowej V_m płuc pacjenta, połączony jest woltomierz cyfrowy V_m . Pomiar V_m , p_{max} oraz p_{min} są dokonywane za pomocą woltomierzy cyfrowych oznaczonych na fig. 2 rysunku symbolami wielkości mierzonych V_m , p_{max} , p_{min} . Obwód monitora oddechowego 63 umożliwia personelowi medycznemu obserwowanie przebiegu terapii na wyświetlaczach woltomierzy V_m , p_{max} , p_{min} – zwłaszcza wentylacji minutowej V_m , która jest najbardziej krytyczną wielkością, decydującą o natlenowaniu krwi i eliminacji CO_2 . Z kolei obserwacja ciśnienia maksymalnego p_{max} , pozwala ocenić zmiany oporów dróg oddechowych pacjenta, natomiast znajomość ciśnienia minimalnego p_{min} służy ocenie prawidłowości pracy zaworu 19.

Zgodnie z drugim przykładem realizacji wynalazku przedstawionym na fig. 3 system sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta dostarczanej przez rozdzielanie wdechowej mieszanki gazowej respiratora z jednego respiratora 1 do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych jest zamkniętym układem sterowania, zwanym dalej sterownikiem 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej i zawiera się w systemie wentylacji wielostanowiskowej. Tak jak w poprzednim przykładzie realizacji, system wentylacji wielostanowiskowej zawiera respirator 1, a ogólny sposób włączenia sterownika 9 w układzie zamkniętym do systemu wielostanowiskowej wentylacji pacjentów (P1, P2...) jest identyczny jak sposób włączenia sterownika 9 w układzie otwartym, co uwidoczono wcześniej na fig. 1. Podobnie jak w przypadku sterownika 9 w układzie otwartym, sterownik 9 w układzie zamkniętym jest wpięty w tor wdechowy za pierwszym rozdzielaczem pneumatycznym 6a wdechowej mieszanki gazowej respiratora.

Tor pneumatyczny sterownika 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej według drugiego przykładu realizacji wynalazku również stanowi część toru wdechowego po włączeniu sterownika 9 w układzie zamkniętym do systemu wentylacji wielostanowiskowej. Tor pneumatyczny rozpoczyna się pierwszym zaworem zwrotnym 5, którego pneumatyczna końcówka wejściowa 5a stanowi pneuma-

tyczną końcówkę wejściową 8 sterownika 9 w układzie zamkniętym. Zatem wdechowa mieszanka gazowa pacjenta, która zostaje przesłana z respiratora 1 po rozdzielaniu z wdechowej mieszanki gazowej respiratora do pneumatycznej końcówki wejściowej 8 sterownika 9 w układzie zamkniętym przemieszcza się poprzez pneumatyczną końcówkę wyjściową 5b pierwszego zaworu zwrotnego 5 do pneumatycznej końcówki wejściowej 12a zaworu wykonawczego 12 oraz z jego pneumatycznej końcówki wyjściowej 12b do pneumatycznej końcówki wejściowej 13a czujnika 13 strumienia gazu oraz jego pneumatycznej końcówki wyjściowej 13b. W dalszej kolejności wdechowa mieszanka gazowa pacjenta przemieszcza się przez pneumatyczną końcówkę wyjściową 13b czujnika 13 strumienia gazu, stanowiącą pneumatyczną końcówkę wyjściową 11 sterownika 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej. Dalej, pneumatyczna końcówka wyjściowa 11 sterownika 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej łączy się z pneumatyczną końcówką wejściową 14a drugiego zaworu zwrotnego 14, zaś pneumatyczna końcówka wyjściowa 14b jest połączona z pneumatyczną końcówką wejściową 15a filtra przeciwbakteryjnego 15. Dalej wdechowa mieszanka gazowa pacjenta wychodzi poprzez pneumatyczną końcówkę wyjściową 15b filtra przeciwbakteryjnego 15 i dociera do pneumatycznych końcówek 16a, 16b pneumatycznego trójnika wyjściowego 16 połączonego z pneumatyczną końcówką wejściową 17a trójnika oddechowego 17 pacjenta P1. Zawór zwrotny 5 toru pneumatycznego sterownika 9 ma podobne zadanie jak w sterowniku 9 z pierwszego przykładu realizacji. Zawór zwrotny 5 wymusza odpowiedni kierunek przepływu wdechowej mieszanki gazowej pacjenta w torze pneumatycznym sterownika 9, między innymi na odcinku regulacyjnym (zawierającym wspomniany zawór elektropneumatyczny 12) i pomiarowym (zawierającym wspomniany czujnik 13 strumienia wdechowej mieszanki gazowej pacjenta). Podobnie jest z zaworem wykonawczym 12, który pełni funkcję elementu wykonawczego sterownika 9 i służy do regulacji objętości oddechowej w torze wdechowym. Zawór wykonawczy 12 jest korzystnie elektrozaworem, korzystnie zaworem elektropneumatycznym, którego schemat konstrukcyjny jest pokazany na fig. 4, korzystnie sterowanym sygnałem analogowym i może zostać zastąpiony innym elektrozaworem zapewniającym tę samą funkcjonalność, np. zaworem z silnikiem krokowym. Czujnik 13 strumienia gazu pełni funkcję elementu pomiarowego co najmniej jednego z parametrów strumienia wdechowej mieszanki gazowej pacjenta, korzystnie różnicy ciśnień. Pomiar z czujnika 13 strumienia gazu może być wykorzystany do monitorowania i/albo sterowania elementem wykonawczym 12, a tym samym do regulacji objętości oddechowej. Jedyna różnica w budowie wewnętrznych torów pneumatycznych sterownika 9 w układzie otwartym i sterownika 9 w układzie zamkniętym bierze się z konieczności dodatkowego pomiaru ciśnienia (w trójniku 4 sterownika 9 w układzie otwartym) niezbędnego do sterowania pracą układu całkowitego 43, co nie jest potrzebne w układzie sterownika 9 w układzie zamkniętym. Trójnik 4 musi być użyty, aby zapewnić niezależną funkcjonalność sterownika 9 w układzie otwartym według wynalazku. Gdyby go nie było, trzeba by w układzie otwartym wprowadzić dodatkowe wejście do sterownika 9 (służące do pomiaru ciśnienia) połączone z końcówką wejściową 25a przetwornika 25.

Sterownik 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej według drugiego przykładu realizacji wynalazku oprócz toru pneumatycznego zawiera ponadto układ elektroniczny na który składa się obwód sterowania 20 do sterowania zaworem wykonawczym 12, obwód zadajnika 21 oraz obwód monitora oddechowego 63, przy czym obwód sterowania 20 zawiera: regulator 32, który stanowi korzystnie regulator PID, połączony ze wzmacniaczem mocy 31 oraz przetwornik 36 różnicy ciśnień.

Wyjście 36c przetwornika 36 różnicy ciśnień w obwodzie sterowania 20 sterownika 9 objętości oddechowej według drugiego przykładu realizacji wynalazku, podłączone jest do drugiego wejścia 32b regulatora 32 oraz do wejścia 54a układu 54 pomiaru wentylacji minutowej V_m znajdującego się w obwodzie monitora oddechowego 63. Ponadto do pierwszego wejścia 32a regulatora 32 podłączone jest wyjście 51c obwodu zadajnika 21 wentylacji minutowej V_m , zaś wyjście 32c regulatora 32 podłączone jest do wejścia 31a wzmacniacza mocy 31, którego wyjście 31b połączone jest z wejściem sterującym 12c zaworu elektropneumatycznego 12.

Ta część sterownika 9 w układzie zamkniętym działa tak, że sygnał elektryczny z wyjścia elektrycznego 36c przetwornika 36, który jest proporcjonalny do strumienia gazu płynącego przez czujnik 13 strumienia gazu, przesyłany jest do drugiego wejścia 32b regulatora 32 oraz do wejścia 54a układu 54 pomiaru wentylacji minutowej V_m . Natomiast do pierwszego wejścia 32a regulatora 32 podawany jest sygnał z wyjścia 51c obwodu zadajnika 21 wentylacji minutowej V_m . Następnie odpowiednio przetworzony sygnał z wyjścia 32c regulatora 32 podawany jest do wejścia 31a wzmacniacza mocy 31, z którego wyjścia 31b przesyłany jest odpowiedni sygnał elektryczny do wejścia sterującego 12c zaworu

elektropneumatycznego 12. W ten sposób zamknięta jest pętla regulacyjna ujemnego sprzężenia zwrotnego ustalającego zadany strumień gazu oddechowego płynącego przez zawór wykonawczy 12 do pacjenta P1.

Podobnie, jak w przypadku sterownika 9 w układzie otwartym według pierwszego przykładu wykonania wynalazku, dla sterownika 9 w układzie zamkniętym według drugiego przykładu wykonania wynalazku personel medyczny przed podłączeniem pacjenta P1 do układu wielostanowiskowej wentylacji nastawia pokrętkami (potencjometrami) dostępnymi z obudowy, a które są elementami obwodu zadajnika 21, w tym przypadku stały dla wszystkich pacjentów stosunek czasu wydechu T_e i czasu wdechu T_i , oraz początkową wentylację minutową V_m , nastawianą indywidualnie dla każdego pacjenta.

Obwód zadajnika 21 wentylacji minutowej V_m sterownika 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej według drugiego przykładu realizacji zbudowany jest w oparciu o wzmacniacz operacyjny 51, przystosowany jednocześnie do nastawiania wartości parametru k tj. nastawionego na respiratorze stosunku (T_e/T_i) czasu wydechu T_e do czasu wdechu T_i oraz wentylacji minutowej V_m , związanych z objętością oddechową V_o . Wejście odwracające "-" 51a wzmacniacza operacyjnego jest połączone poprzez rezystor R43 z wyjściem 51c wzmacniacza 51 oraz za pomocą potencjometru R44 z masą układu tworząc w ten sposób pętlę ujemnego sprzężenia zwrotnego z dzielnikiem rezystancyjnym na rezystorze R43 oraz potencjometrze R44, przy czym potencjometr R44 służy do nastawiania wspomnianego wcześniej parametru k tj. stosunku T_e/T_i czasu wydechu T_e do czasu wdechu T_i przeniesionego z nastawy T_e/T_i na respiratorze 1. Do wejścia nieodwracającego "+" 51b wzmacniacza operacyjnego 51 podłączony jest punkt wspólny połączenia rezystora R45 i potencjometru R46, które tworzą dzielnik rezystancyjny włączony między napięcie U_z a masę układu. Potencjometr R46 służy do nastawiania wartości zadanej wentylacji minutowej V_m dostarczanej przez respirator 1 do pacjenta P1.

Funkcję zadajnika 21 wentylacji minutowej V_m sterownika 9 w układzie według drugiego przykładu wykonania można przedstawić następującą zależnością:

$$V_m = q * T_i * f$$

gdzie q jest strumieniem gazu, stałym w fazie wdechu, a ponadto częstotliwość oddechowca f jest dana wzorem

$$f = 1 / (T_i + T_e)$$

Czyli

$$V_m = q (T_i / (T_e + T_i)) = q / (1 + k); k = T_e / T_i$$

Ostatecznie wartość zadana q dla regulatora 32 będzie

$$q = V_m (1+k)$$

Taką funkcję spełnia opisany już układ 21 zadajnika zbudowany na wzmacniaczu operacyjnym 51.

Różna budowa obwodu zadajnika 21 dla sterownika 9 w układzie otwartym oraz układzie zamkniętym wynika ze specyfiki regulowanych parametrów. Wynika to z faktu, że w przypadku sterownika 9 w układzie zamkniętym pożądaną wentylację minutową V_m uzyskuje się przez zadanie do regulatora 32 wyliczonej analogowo wartości zadanej strumienia gazu, natomiast w przypadku sterownika 9 w układzie otwartym wentylację minutową V_m uzyskuje się przez zadanie do komparatora 47 wyliczonej analogowo wartości zadanej objętości oddechowej V_o .

Działanie sterownika 9 objętości oddechowej według drugiego przykładu realizacji wynalazku jest następujące. Na początku wdechu zawór wykonawczy 12 jest całkowicie otwarty, ponieważ przy braku ciśnienia i przepływu na wyjściu 2 z respiratora 1 obwód sterowania 20 sterownika 9 wymusi pełne otwarcie zaworu wykonawczego 12.

Po pojawieniu się ciśnienia na wyjściu 2 z respiratora 1 (w fazie wdechu) obwód sterowania 20 zamknie zawór 12 na tyle, aby zapewnić w kauczukowej rurce zaworu 12 zadany strumień wdechowej mieszanki gazowej pacjenta. Podobnie jak w przypadku działania sterownika 9 według pierwszego przykładu realizacji, w idealnym przypadku, na końcu wdechu powinna zostać osiągnięta objętość oddechowa odpowiadająca zadanej wentylacji minutowej V_m . W rzeczywistości będzie ona zawsze nieco mniejsza z uwagi na błąd regulacji w początkowej fazie wdechu i nieidealny tryb stałociśnieniowy respiratora 1. Ten błąd powinien skorygować lekarz i dlatego jest ważny pomiar rzeczywistej wentylacji minutowej V_m – z cyklu na cykl. Należy podkreślić, że groźniejsze niż początkowe „niedowentylowanie” pacjenta byłoby jego „przewentylowanie”, ponieważ w trybie stałoprzepływowym, w jakim pracuje sterownik 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej, powstałoby niebezpieczeństwo wolutraumy prowadzącej do trwałego uszkodzenia pęcherzyków płucnych. W fazie wydechu ciśnienie w końcówce 2

respiratora 1 spada do zera, co powoduje ponowne pełne otwarcie zaworu 12. Jak wspomniano wcześniej, przed wstecznym przepływem z zaworu 12 do respiratora 1 chroni zawór zwrotny 5.

Jak wspomniano wcześniej, oprócz opisanego obwodu sterowania 20 sterownika 9 w układzie zamkniętym objętości oddechowej, sterownik 9 w układzie zamkniętym zawiera dodatkowy blok funkcjonalny tzn. obwód monitora oddechowego 63 służący do kontroli przebiegu terapii wentylowanego pacjenta P1. Do monitora 63 doprowadza się dwa sygnały elektryczne. Pierwszy sygnał podaje się z wyjścia 36c przetwornika 36 różnicy ciśnień (proporcjonalny do strumienia gazu oddechowego), który poprzez układ 54 pomiaru, korzystnie filtr dolnoprzepustowy, jest zamieniany na sygnał napięciowy proporcjonalny do wentylacji minutowej V_m i podawany z wyjścia 54b układu 54 na woltomierz cyfrowy V_m .

Drugi sygnał z wyjścia 40b przetwornika 40 ciśnienia, panującego w trójniku 16 oraz w trójniku 17, podaje się na wejście 57a układu 57 pomiaru wartości maksymalnej p_{max} ciśnienia, a ponadto ten sam drugi sygnał z wyjścia 40b przetwornika 40 ciśnienia podawany jest na wejście 60a układu 60 pomiaru wartości minimalnej p_{min} ciśnienia. Sygnał napięciowy na wyjściu 57b układu 57 mierzy się za pomocą woltomierza cyfrowego p_{max} , a sygnał napięciowy na wyjściu 60b układu 60 mierzy się za pomocą woltomierza cyfrowego p_{min} . Wyniki pomiarów z woltomierzy V_m , p_{max} i p_{min} wyświetlane są personelowi medycznemu na odpowiednich wyświetlaczach (nie pokazano) znajdujących się na obudowie sterownika 9 w układzie zamkniętym. Dzięki temu personel medyczny może kontrolować przebieg terapii. Sposób postępowania przy wprowadzaniu nastaw sterownika 9 w układzie zamkniętym jest odmienny niż w pokazanym wcześniej przykładzie sterownika 9 w układzie otwartym na fig. 2. Najpierw należy wprowadzić wspólny dla wszystkich podłączonych pacjentów parametr k tj. stosunek T_e/T_i (za pomocą potencjometru R44), a następnie zadaną wentylację minutową V_m (za pomocą potencjometru R46), która jest jedynym parametrem podlegającym korektom wprowadzanym w czasie terapii podobnie jak w przypadku z fig. 2. To oznacza, że w każdym z przedstawionych przypadków realizacji sposobu, personel medyczny podczas terapii pacjenta ma w efekcie do czynienia jedynie z doбором właściwej wentylacji minutowej V_m , aby uzyskać odpowiedni stopień utlenowania krwi i eliminacji CO_2 . To bardzo ułatwia postępowanie w sytuacji prowadzenia jednoczesnej wentylacji kilku pacjentów przez jednego pracownika personelu medycznego i zmniejsza ryzyko popełnienia błędu.

Jeżeli przyjmie się, że okres działania sterownika w powtarzających się cyklach pracy ogranicza się do czasu wdechu T_i , to w przypadku sterownika 9 z fig. 2 ma się do czynienia z typowym układem otwartym, w którym uzyskuje się zadaną wentylację minutową V_m , przy czym strumień gazu wdechowego nie podlega regulacji. Natomiast w przypadku z fig. 3 ma się podczas wdechu do czynienia z ciągłym działaniem układu zamkniętego regulacji (z regulatorem PID) utrzymującego stały strumień gazu w torze wdechowym.

Na fig. 4 rysunku pokazano przykład realizacji zaworu wykonawczego 12 korzystnie elektropneumatycznego sterowanego sygnałem analogowym. Jest to zawór, w którym elementem dławiącym przepływ powietrza jest kauczukowa rurka 71 zaopatrzona w dwie sztywne końcówki pneumatyczne 68 i 70 mające dwa pierścienie osadcze 72 i 79 ustalające położenie rurki 71 w gniazdach korpusu 73 zaworu 12 i w identycznych gniazdach płytki dociskowej 81 mocowanej do korpusu korzystnie za pomocą śrub 80. Płytkę dociskową 81 ma centralnie usytuowane pryzmatyczne żebro 82 będące nieruchomą szczęką zacisku. Drugą, ruchomą szczęką zacisku jest podobnie pryzmatyczna końcówka 74 popychacza 75 prowadzonego w otworze płaszcza ferromagnetycznego 76 i we współosiowym z nim otworze magnesu stałego 78 siłownika elektromagnetycznego. Na popychaczu 75 jest sztywno zamocowana cewka 77, której wyprowadzenia podłączone są do elektrycznego gniazda 69. Siła oddziaływania popychacza 75 na kauczukową rurkę 71 jest proporcjonalna do prądu płynącego przez uzwojenie cewki 77. Opisane rozwiązanie konstrukcji zaworu 12 ma szereg zalet a przede wszystkim bardzo dobrą dynamikę (czas zamknięcia i otwarcia liczone w ms) a ponadto cała droga pneumatyczna zaworu tzn. końcówki 68, 70 i rurka kauczukowa 71 może być korzystnie wykonana jako łatwo wymienne elementy jednorazowego użytku.

Jak wspomniano i uwidoczniono na fig. 1, w każdym z co najmniej dwóch torów wdechowych za pneumatycznym rozdzielaczem 6a strumienia znajduje się system sterowania 9 objętością oddechową według wynalazku. W tym kontekście jest bardzo ważne, aby respirator 1 dawał możliwość stosowania trybu stałociśnieniowego, wtedy bowiem działanie poszczególnych systemów sterowania 9 strumieniem wdechowej mieszanki gazowej pacjenta, umieszczonych za pneumatycznymi rozdzielaczami 6a, 6b, ... strumienia wdechowej mieszanki gazowej respiratora jest niezależne tzn. zmiana strumienia gazu oddechowego pobieranego przez jednego z pacjentów nie ma wpływu na pracę pozostałych pacjentów, czyli nie ma między nimi interakcji.

System sterowania 9 objętością oddechową według wynalazku, czyli sterownik 9 w układzie otwartym według pierwszego przykładu realizacji, lub sterownik 9 w układzie zamkniętym według drugiego przykładu realizacji, zawiera elektroniczny obwód sterowania 20, który jest całkowicie analogowy. Dzięki temu, system sterowania 9 objętością wdechowej mieszanki gazowej pacjenta nie jest podatny na zakłócenia elektromagnetyczne od innych urządzeń pracujących w szpitalu. Dzięki temu, również procedury dotyczące certyfikacji wielostanowiskowego systemu do wentylacji z wykorzystaniem systemu sterowania 9 według wynalazku są znacznie krótsze. Daje to szansę na szybsze dopuszczenie do korzystania tak potrzebnego w czasie pandemii sprzętu medycznego ratującego życie.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej dostarczanej przez rozdzielanie do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora, obejmujący
 - dystrybucję środkami pneumatycznymi w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej rozdzielonej z respiratora,
 oraz
 - elektroniczne regulowanie objętości rozdzielonej wdechowej mieszanki gazowej **znamienny tym, że**
 - regulację objętości rozdzielonej wdechowej mieszanki gazowej wykonuje się na odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, włączanym za pneumatycznym rozdzielaczem (6a) a przed zaworem zwrotnym (14) toru wdechowego, przy czym odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej zawiera co najmniej dodatkowy zawór zwrotny (5) połączony szeregowo z zaworem wykonawczym (12), połączonym szeregowo z czujnikiem strumienia gazu (13),
 zaś zawór wykonawczy (12) steruje się za pomocą układu elektronicznego zawierającego obwód sterowania (20) połączony z obwodem zadajnika (21), które to obwody sterowania (20) i zadajnika (21) zawierają tylko elementy analogowe,
 - przy czym w obwodzie zadajnika (21) na zaciskach regulacyjnych potencjometru nastawia się tylko jedną zmienną nastawę wyrażającą pożądaną objętość minutową V_m ,
 zaś w trakcie sterowania mierzy się strumień gazu, w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, za pomocą czujnika (13) strumienia gazu, a obwód sterowania (20) wysyła sygnał analogowy zamykania do zaworu wykonawczego (12) wygenerowany na podstawie tego pomiaru strumienia gazu oraz nastawionej zmiennej pożądanej objętości minutowej V_m i dodatkowej stałej nastawy, tak aby w fazie wdechu otrzymać strumień gazu, w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, o zadanej objętości oddechowej V_o odpowiadającej zadanej objętości minutowej V_m zgodnie z zależnością $V_o = V_m/f$, gdzie f jest częstotliwością wdechu.
2. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że regulację objętości wdechowej mieszanki gazowej wykonuje się za pomocą układu elektronicznego pracującego w układzie otwartym w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną częstotliwość wdechu.
3. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że regulację objętości wdechowej mieszanki gazowej wykonuje się za pomocą układu elektronicznego pracującego w układzie zamkniętym w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną wartość stosunku czasu wdechu i wydechu T_e/T_i , przy czym $f = 1/T_i + T_e$.
4. Sposób według zastrz. 1 albo zastrz. 2, albo zastrz. 3, **znamienny tym**, że w trakcie sterowania objętością rozdzielonej wdechowej mieszanki gazowej mierzy się na wyjściu czujnika (13) strumienia gazu poziomy napięć reprezentatywne dla V_m , p_{max} i p_{min} , i wyświetla się ich wartości na wyświetlaczach znajdujących się na obudowie.
5. System do sterowania objętością wdechowej mieszanki gazowej dostarczanej przez rozdzielanie do co najmniej jednego z dwóch torów oddechowych z pojedynczego respiratora, przy czym system zawiera
 - środki pneumatyczne do dystrybucji w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej rozdzielonej z respiratora,
 - oraz układ elektroniczny do regulacji objętości wdechowej mieszanki gazowej

znamienny tym, że

- środki pneumatyczne do dystrybucji w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej rozdzielonej z respiratora zawierają odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, do włączania za pneumatycznym rozdzielaczem (6a) a przed zaworem zwrotnym (14) toru wdechowego, przy czym odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej zawiera co najmniej dodatkowy zawór zwrotny (5) połączony szeregowo z zaworem wykonawczym (12), połączonym szeregowo z czujnikiem strumienia gazu (13), przy czym zawór wykonawczy (12) połączony jest z układem elektronicznym zawierającym obwód sterowania (20) połączony z obwodem zadajnika (21), które to obwody sterowania (20) i zadajnika (21) zawierają tylko elementy analogowe,

oraz **tym, że**

- w obwodzie zadajnika (21) zmienna nastawa wyrażająca pożądaną objętość minutową V_m odpowiada napięciu na zaciskach regulacyjnych potencjometru,
 - czujnik (13) strumienia gazu mierzy strumień gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej,
 - a zawór wykonawczy (12) jest zamykany sygnałem analogowym generowanym przez obwód sterowania (20) na podstawie zmiennej nastawy wyrażającej pożądaną objętość minutową V_m i dodatkowej stałej nastawy oraz wspomnianego zmierzonego strumienia gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, tak aby w fazie wdechu otrzymać strumień gazu, w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, o zadanej objętości oddechowej V_o odpowiadającej zadanej objętości minutowej V_m zgodnie z zależnością $V_o = V_m/f$, gdzie f jest częstotliwością wdechu.
6. System według zastrz. 5, **znamienny tym**, że pracuje w otwartym układzie sterowania, a układ elektroniczny do regulacji objętości wdechowej mieszanki gazowej reguluje objętość dostarczanej wdechowej mieszanki gazowej w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną częstotliwość wdechu f .
7. System według zastrz. 5, **znamienny tym**, że pracuje w zamkniętym układzie sterowania, a układ elektroniczny do regulacji objętości wdechowej mieszanki gazowej reguluje objętość dostarczanej wdechowej mieszanki gazowej w oparciu dodatkowo o stałą nastawę wyrażającą pożądaną wartość stosunku czasu wdechu i wydechu T_e/T_i , przy czym $f = 1/T_i + T_e$.
8. System według zastrz. 5, **znamienny tym**, że zawór wykonawczy (12) jest zaworem analogowym stanowiącym korzystnie zawór elektropneumatyczny, korzystniej zawór z silnikiem krokowym.
9. System według dowolnego z zastrz. od 5 do 8, **znamienny tym**, że zawiera woltomierze cyfrowe V_m , p_{max} i p_{min} , każdy połączony z wyświetlaczem znajdującym się na obudowie.
10. Sposób wielostanowiskowej wentylacji wdechową mieszkanką gazową respiratora z pojedynczego respiratora obejmujący
- rozdzielanie wdechowej mieszanki gazowej respiratora na co najmniej dwa torze wdechowe i wydechowe, przy czym strumień wdechowej mieszanki gazowej dystrybuuje się przez pneumatyczny rozdzielacz wdechowej mieszanki gazowej tak, że stanowi on początek pierwszego toru wdechowego oraz początek drugiej odnogi strumienia do włączenia w tą odnogę drugiego i kolejnego toru wdechowego przez kolejny rozdzielacz pneumatyczny **znamienny tym**, że obejmuje
 - regulację objętości rozdzielonej wdechowej mieszanki gazowej na odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej, włączanym za pneumatycznym rozdzielaczem (6a) a przed zaworem zwrotnym (14) każdego z co najmniej dwóch torów wdechowych, przy czym odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej zawiera co najmniej dodatkowy zawór zwrotny (5) połączony szeregowo z zaworem wykonawczym (12), połączonym szeregowo z czujnikiem strumienia gazu (13),

zaś zawór wykonawczy (12) steruje się za pomocą układu elektronicznego zawierającego obwód sterowania (20) połączony z obwodem zadajnika (21), które to obwody sterowania (20) i zadajnika (21) zawierają tylko elementy analogowe,

- przy czym w obwodzie zadajnika (21) na zaciskach regulacyjnych potencjometru nastawia się tylko jedną zmienną nastawę wyrażającą pożądaną objętość minutową V_m ,

- zaś w trakcie sterowania mierzy się strumień gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej za pomocą czujnika (13) strumienia gazu, a obwód sterowania (20) wysyła sygnał analogowy zamykania do zaworu wykonawczego (12) wygenerowany na podstawie tego pomiaru strumienia gazu oraz nastawionej zmiennej pożądanej objętości minutowej V_m i dodatkowej stałej nastawy, tak aby w fazie wdechu otrzymać strumień gazu, w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, o zadanej objętości oddechowej V_o odpowiadającej zadanej objętości minutowej V_m zgodnie z zależnością $V_o = V_m/f$, gdzie f jest częstotliwością wdechu.
11. System wielostanowiskowej wentylacji mieszanką gazową z pojedynczego respiratora zawierający układ rozdzielania wdechowej mieszanki gazowej respiratora na co najmniej dwa tory wdechowe i wydechowe, przy czym układ rozdzielania wdechowej mieszanki gazowej respiratora zawiera pneumatyczny rozdzielacz wdechowej mieszanki gazowej tak, że stanowi on początek pierwszego toru wdechowego oraz początek drugiej odnogi strumienia do włączenia w tą odnogę drugiego i kolejnego toru wdechowego przez kolejny rozdzielacz pneumatyczny, **znamienny tym**, że w każdym torze wdechowym środki pneumatyczne do dystrybucji w torze wdechowym wdechowej mieszanki gazowej rozdzielonej z respiratora zawierają odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, włączony za pneumatycznym rozdzielaczem (6a) a przed zaworem zwrotnym (14) toru wdechowego, przy czym odcinek toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej zawiera co najmniej dodatkowy zawór zwrotny (5) połączony szeregowo z zaworem wykonawczym (12), połączonym szeregowo z czujnikiem strumienia gazu (13), przy czym zawór wykonawczy (12) połączony jest z układem elektronicznym zawierającym obwód sterowania (20) połączony z obwodem zadajnika (21), które to obwody sterowania (20) i zadajnika (21) zawierają tylko elementy analogowe, **oraz tym**, że
- w obwodzie zadajnika (21) zmienna nastawa wyrażająca pożądaną objętość minutową V_m odpowiada napięciu na zaciskach regulacyjnych potencjometru,
 - czujnik (13) strumienia gazu mierzy strumień gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej,
 - a zawór wykonawczy (12) jest zamykany sygnałem analogowym generowanym przez obwód sterowania (20) na podstawie zmiennej nastawy wyrażającej pożądaną objętość minutową V_m i dodatkowej stałej nastawy oraz wspomnianego zmierzonego strumienia gazu w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, tak aby w fazie wdechu otrzymać strumień gazu, w odcinku toru pneumatycznego do dystrybucji wdechowej mieszanki gazowej, o zadanej objętości oddechowej V_o odpowiadającej zadanej objętości minutowej V_m zgodnie z zależnością $V_o = V_m/f$, gdzie f jest częstotliwością wdechu.

Rysunki

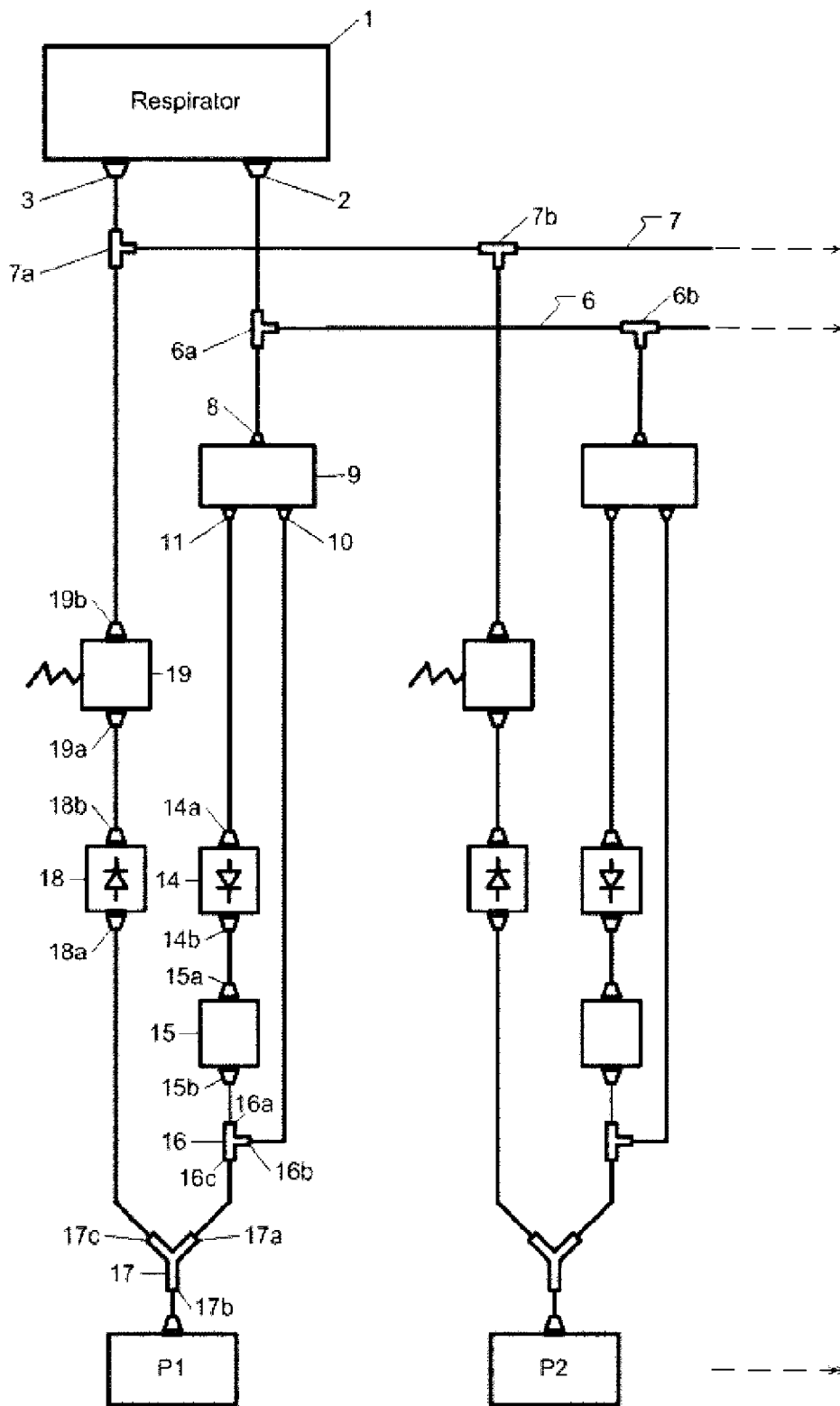


Fig.1

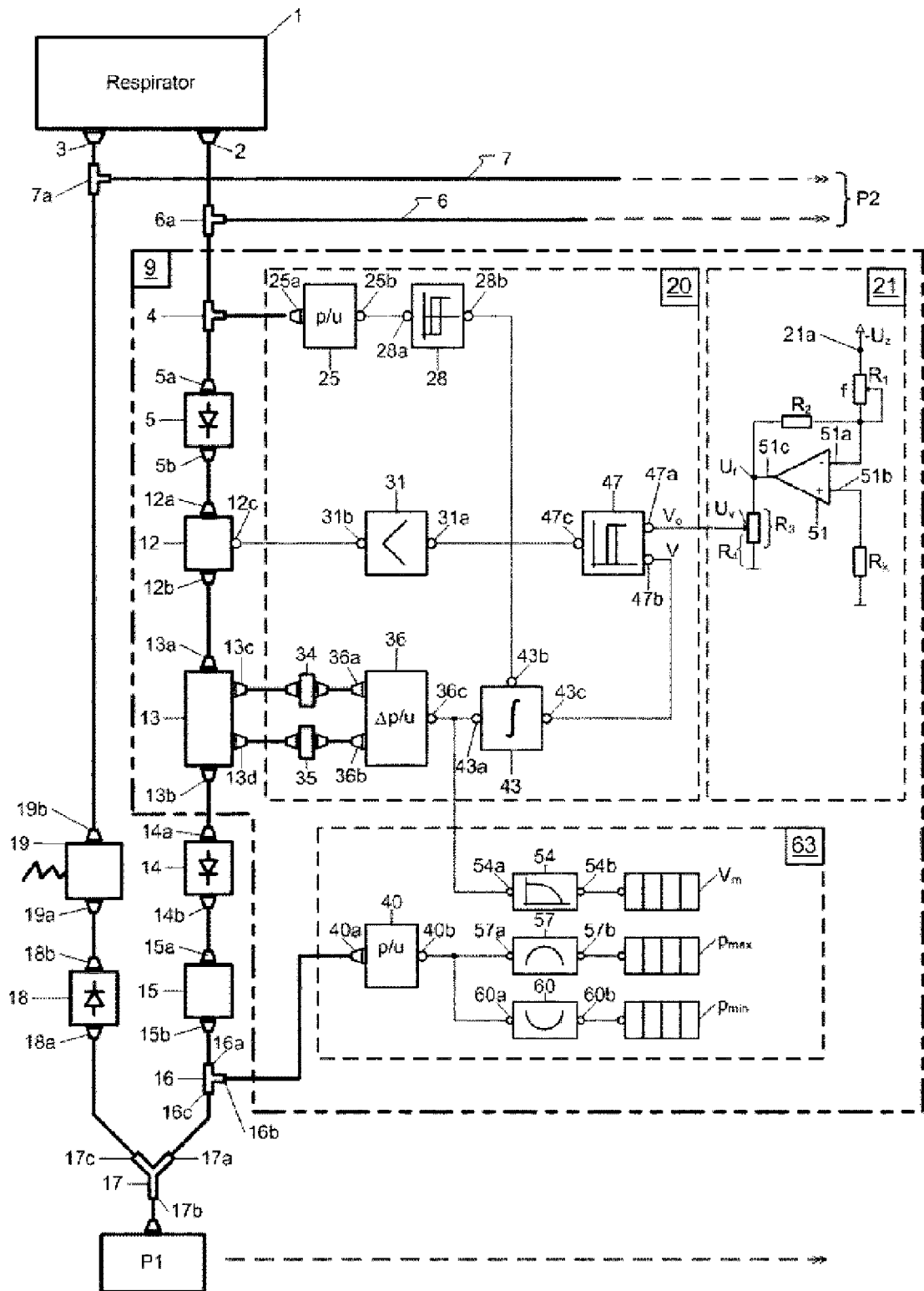


Fig. 2

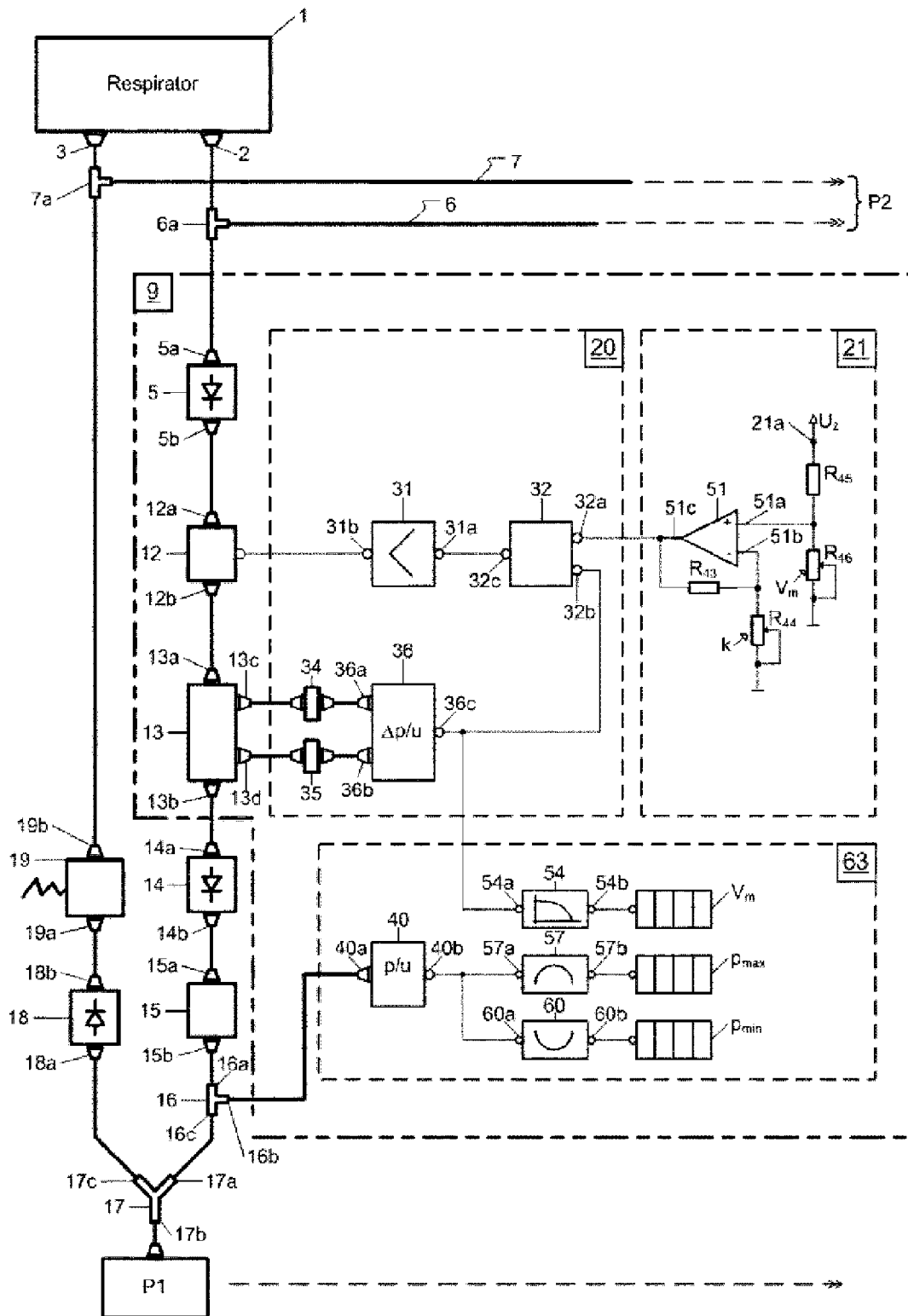


Fig. 3

