

(19)  
ČESKÁ  
REPUBLIKA



ÚŘAD  
PRŮMYSLOVÉHO  
VLASTNICTVÍ

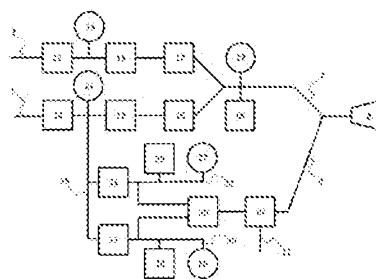
(21) Číslo přihlášky: **2020-188**  
 (22) Přihlášeno: **02.04.2020**  
 (40) Zveřejněno: **13.10.2021**  
**(Věstník č. 41/2021)**  
 (47) Uděleno: **13.04.2022**  
 (24) Oznámení o udělení ve věstníku: **25.05.2022**  
**(Věstník č. 21/2022)**

(56) Relevantní dokumenty:  
 (<https://www.novinky.cz/koronavirus/clanek/do-vyroby-plicnich-ventilatoru-se-zapojili-lide-z-cele-republiky-podivejte-se-jak-funguji-40318401>), D2  
 (WO 2014 046 583) 28.3.2020.  
 WO 2014/046 583 A1; US 5 664 560; US 3 722 510.

(73) Majitel patentu:  
 České vysoké učení technické v Praze, Praha 6,  
 Dejvice, CZ  
 (72) Původce:  
 prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., Náchod, CZ  
 Ing. Václav Ort, Černčice, CZ  
 (74) Zástupce:  
 JUDr. Hana Císlarová, LL.M., advokátka ,  
 Ovocný trh 573/12, 110 00 Praha 1, Staré Město

(54) Název vynálezu:  
**Způsob provádění umělé plicní ventilace a  
 zařízení k provádění tohoto způsobu**

(57) Anotace:  
 Vynález se týká způsobu provádění umělé plicní ventilace vyznačující se tím, že průtok přes inspirační větve (7) patientského okruhu ventilátoru do pacienta (8) je v době inspira řízen rychlou pulzní sekvencí, kdy jsou střídavě otevírány pulzní ventily (12) a (13) pro přívod vzduchu a kyslíku, čímž je generován inspirační průtok, který zajišťuje požadované parametry umělé plicní ventilace, přičemž současně s tím distribuce řídicích impulzů mezi oba ventily určuje poměr složek směsi vzduchu s kyslíkem dodávané přes inspirační větve (7) patientského okruhu ventilátoru do pacienta (8) v době inspira. Za dvoustavový řízený ventil (12) či ventily (12) a (13) je připojen pneumatický filtr (16) a (17) v podobě dutiny či rozšířeného potrubí, případně v kombinaci s odporovými prvky, vyrovnávající tlakové změny za dvoustavovým řízeným ventilem (12) či (13), a tím vyhlazující průběh průtoku dodávaného přes inspirační větve (7) patientského okruhu ventilátoru do pacienta (8) v době inspira.



## Způsob provádění umělé plicní ventilace a zařízení k provádění tohoto způsobu

### Oblast techniky

5

Řešení se týká konstrukce zařízení, nazývaného plicní ventilátor, umožňujícího provádění umělé plicní ventilace zvláště u lidí pro zajišťování dechových funkcí poškozených plic či při řešení respirační nedostatečnosti či respiračního selhání pacientů.

10

### Dosavadní stav techniky

Ventilátor pro umělou plicní ventilaci dodává pacientovi čerstvý dýchací plyn do respirační soustavy vhodným způsobem.

15

Čerstvý dýchací plyn se skládá ze směsi vzduchu a kyslíku v procentuálním poměru 0 až 100 %, tj. výsledná směs obsahuje koncentraci kyslíku od 21 % (koncentrace ve vzduchu) do 100 % (čistý kyslík).

20

Dodávka čerstvého plynu do respirační soustavy pacienta se uskutečňuje prostřednictvím jednotlivých dechů, které generuje plicní ventilátor. Pro účinnost umělé plicní ventilace a zároveň její bezpečnost jsou důležité charakteristiky ventilátorem generovaných dechů (dále jen „dechů“), mezi které patří zejména dechový objem (objem dýchacího plynu dodaného během jednoho dechu měřená typicky v mililitrech), dechová frekvence (počet dechů za minutu vyjadřovaná typicky v  $\text{min}^{-1}$ , často se označuje jako bpm = „breaths per minute“), poměr doby inspiria k celkové době dechového cyklu ( $T_i/T$  vyjadřovaný běžně desetinným číslem, např. 0,33) či poměr doby inspiria k době expiria (I:E vyjadřovaný běžně poměrem, např. 1:2), tlakové parametry v průběhu dechového cyklu a v neposlední řadě i tvar průtoku a tlaku v průběhu inspiria.

25

30

Obvyklé řešení je, že se nejprve smíchají vstupní plyny (kyslík a vzduch) v nastaveném poměru a následně je tento plyn modifikován řízeným ventilem či jiným způsobem. Jedno z řešení je, že pomocí dvou dvoucestných dvoustavových elektricky řízených ventilů (tzv. on/off ventilů, které jsou buď otevřeny, nebo uzavřeny) se díky jejich pulznímu ovládní připraví požadovaná směs kyslíku a vzduchu a ta se zpravidla směšuje a připravuje v zásobníku.

35

Řešení podle dokumentu US 5664560 popisuje míchání vzduchu s kyslíkem pomocí pístových ventilů, kdy jsou generovány pulzy kyslíku a vzduchu, které následně vytvářejí směs plynů pro dýchání. Řešení popsané v dokumentu US 3722510 popisuje pulzní ventil pro řízení koncentrace kyslíku.

40

Za tímto směšováním a zásobníkem je systém, který generuje vlastní dechy a řídí jejich charakteristiky. To může být například proporcionálně řízený pneumatický ventil (např. elektricky řízený, tj. průtok je řízen napětím), dvoustavový ventil s dalšími prvky modifikujícími průtok apod.

45

Typické řešení ventilátoru podle uvedené konstrukce s proporcionálně řízeným ventilem je předmětem mnoha učebnic (například Dostál et al.: Základy umělé plicní ventilace. Maxdorf, Praha, 2018) a technických článků. V tomto řešení je proporcionální ventil napojen na zdroj předem připravené dýchací směsi a řízením tohoto ventilu v čase je měněn průtok do patientského okruhu ventilátoru a tím je vytvářen potřebný tvar a velikost ventilátorem generovaného nádechu a další jeho parametry. Příklad typického uspořádání plicního ventilátoru je uveden na obr. 1.

50

Zařízení podle obr. 1 pracuje tak, že z přívodního potrubí 1 vzduchu je vzduch odváděn přes řízený ventil 2 vzduchu do zásobníku 5 čerstvé ventilační směsi spolu s kyslíkem, který je do zásobníku 5 přiváděn z přívodního potrubí 3 kyslíku přes kyslíkový řízený ventil 4. Řízení ventilu 2 vzduchu a ventilu 4 kyslíku může být pulzní. V tomto případě zásobník 5 čerstvé ventilační směsi pulzy

55

absorbuje díky své poddajnosti a tím tlak uvnitř zásobníku 5 vyhladí. Průtok ventilační směsi je ovládán řízeným ventilem 6, který generuje inspirační průtok dodávaný do respirační soustavy pacienta 8 prostřednictvím inspiračního ramene 7 patientského okruhu ventilátoru. Expirační ventil 10 zajišťuje cyklování nádechu a výdechu tím, že je uzavřen po dobu inspiria. Expirační ventil 10 se otevírá v průběhu expira, čím umožňuje plynu exhalovanému z pacienta 8 odcházet přes expirační rameno 9 patientského okruhu do odpadního potrubí 11.

Na velmi podobném principu pracuje i zařízení pro synchronizovanou ventilaci pacienta popsané v dokumentu WO 2008/092021. Využívá otevřeného ventilačního okruhu, do kterého je pomocí proporčního inspiračního ventilu zaváděn průtok ventilační směsi o definovaném průběhu. Ventilační směs je zde míchána pomocí škrtecích/proporčních ventilů (Gas Supply Valves), kdy poměr zaškrčení obou ventilů určuje poměr zastoupení daného plynu ve ventilační směsi. Průtok ventilačním okruhem je dále řízen inspiračním ventilem, který je zde popsán jako proporční, elektricky řízený ventil. Inspirační ventil zde slouží k řízení maximálního či špičkového průtoku plynu do pacienta. Pro toto řešení je charakteristické, že k řízení zastoupení jednotlivých plynů ve ventilační směsi jsou využívány škrtecí ventily. Dále toto řešení obsahuje elektronicky řízený proporční ventil ke tvarování inspiračního průtoku, který funguje opět na principu omezování průtoku škrćením.

Rychlý pneumatický ventil pro generování dechového objemu při vysokofrekvenční umělé plicní ventilaci, tj. při ventilaci s vysokou dechovou frekvencí nad 1,5 Hz (90 min<sup>-1</sup>) je předmětem patentu CZ 302127 (PV 2003-205). V tomto řešení je pulz generovaný tryskou přiváděn do pracovního kanálu, ve kterém vytváří buď přetlak nebo podtlak v závislosti na uzavření či otevření pneumaticky řízeného ventilu, který je umístěn na konci pracovního kanálu. Přetlak tvořený v pracovním kanále je pak přiváděn do respirační soustavy pacienta jako inspirium a podtlakem je naopak vytvářeno expirium pacienta. Ventilátor tak dodává dýchací směs v množství odpovídajícím potřebám pacienta do jeho plic s konstantním průtokem pro zajištění konstantní hodnoty dodávaného dechového objemu nezávislého na změnách mechanických parametrů pacientovy respirační soustavy. Lze tedy říct, že zařízení obsahuje v podstatě generátor konstantního průtoku tvořený tryskou napojenou na zdroj vysokotlaké směsi, generátor negativního tlaku a ventil připojující tyto generátory střídavě k tracheální kanyle pacienta.

Řešení ventilátoru podle dokumentu WO 2014046583 je specifické pouze pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci a využívá ve své konstrukci rychlý elektricky řízený ventil, který přerušuje vysoký průtok předem namíchané dýchací směsi do patientského okruhu ventilátoru a tím vytváří pulzy, které se jednotlivě propagují do respirační soustavy pacienta a tvoří jednotlivé nádechy. Vynález umožňuje generování i podtlaku tím, že vysoký průtok plynu do patientského okruhu je přerušován náhlým uzavíráním zmíněného elektricky řízeného ventilu. Vlivem setrvačnosti plynu v dýchacím okruhu, tzv. inertance plynu, je při tomto přerušování inspiračního průtoku vždy vygenerován v dýchacím okruhu podtlak, který je používán pro vytváření aktivního výdechu. Pulzy se propagují do pacientovy respirační soustavy jednotlivě a ve vysokém sledu za sebou, což je typické pro vysokofrekvenční oscilační ventilaci. Tak zajišťují aktivní inspirium i aktivní expirium.

Společným rysem výše uvedených využití pulzně řízených ventilů je to, že každé otevření tohoto ventilu generuje průtokový impulz plynu, který je jednotlivě dopravován do respirační soustavy pacienta. Každý takovýto impulz, tj. každé otevření tohoto ventilu, generuje inspirium, které je vždy následováno expiriem.

#### Podstata vynálezu

Předmětem ochrany je využití (jednoho či více) rychlého pulzně řízeného dvoustavového ventilu k vytváření požadovaného tvaru inspiračního průtoku a k zajišťování požadovaných parametrů umělé plicní ventilace. Nádech pacienta je tak složen z řady pneumatických pulzů vhodně

dlouhých a vhodně rozmístěných v čase, aby sumárně tvořily požadovaný tvar a parametry ventilátorem generovaného nádechu. Příklady způsobu generování různých průtokových profilů a různých parametrů dechu pomocí pulzního řízení dvoustavového ventilu jsou uvedeny na obr. 2.

5 V horní části obr 2. je zobrazen řídicí signál 32 spínání dvoustavového ventilu v rámci jednoho řízeného nádechu. Aby se jednotlivé pulzy nepropagovaly do plic pacienta, je nutné provádět pulzní řízení ventilu rychle, s vysokou frekvencí, aby se ve vzdálenějších částech ventilátoru a respirační soustavy tyto pulzy slily a průtok dodávaný do plic pacienta byl spojitý nebo jen málo tvarově ovlivněn způsobem jeho generování. Ve spodní části obrázku je vyobrazen výsledný tvar průtoku plynu 33 při nádechu po slití jednotlivých pulzů dodaných dvoustavovým ventilem. Jako příklady možnosti řídit profil inspiračního průtoku jsou zde prezentovány maximální konstantní průtok 33a, snížený konstantní průtok 33b, varianta deceleračního průtoku 33c a další varianta deceleračního průtoku 33d. V případě použití dvou a více ventilů pro různé plyny je možno řídit i koncentrace těchto plynů ve ventilační směsi v průběhu nádechu.

15 S výhodou lze za pulzně řízený ventil zařadit prvky, které tyto pulzy filtrují a pomáhají vytvářet kontinuální průtok. Nejjednodušším prvkem je akustická poddajnost, reprezentovaná určitým objemem, skrz který plyn z ventilu prochází, nebo je k němu připojen bočně. Může se jednat o úsek potrubí o větším vnitřním poloměru mající vhodný objem či o jakkoliv jinak realizovaný objem.

20 Nejpodstatnější výhodou vynálezu je technické řešení směšování dvou či více plynů, které tvoří ventilační směs určenou k ventilaci pacienta, a to časově současně s výše popsaným generováním požadovaného tvaru a velikosti průtoku ventilační směsi pro nádech pacienta. Toto řešení umožňuje výrazné zjednodušení konstrukce inspirační části ventilátoru. Ventilační směs je nejčastěji směs vzduchu a kyslíku v různých objemových poměrech. Předmětem vynálezu je použití dvou či více pulzně řízených dvoustavových ventilů pro každý plyn zvlášť a spojení jejich výstupů. Vhodné řízení těchto ventilů, tj. sekvence pulzů specificky určené pro každý z těchto ventilů, zajistí přesně definovaný poměr směšovaných plynů ve výsledné ventilační směsi a zároveň vygenerování požadovaného tvaru a parametrů řízeného dechu. Při tomto řešení tedy pulzně řízené ventily vykonávají dvě funkce naráz: Zajišťují potřebné složení ventilačního plynu a zároveň vytvářejí požadované charakteristiky jednotlivých ventilátorem generovaných dechů včetně jejich tvaru. Vše je dosaženo rychlým pulzním řízením dvoustavových ventilů vhodně navrženými sériemi impulzů, které jednotlivé ventily řídí.

35 Příklad uspořádání využívající oba výše popsané účely vynálezu je uveden na obr. 3.

Inspirační průtok podle uspořádání znázorněného na obr. 3 je vytvářen tak, že podle vhodně zvolené sekvence impulzů je otevírán vždy jeden ze dvou dvoustavových ventilů: ventilu 12 vzduchu nebo ventilu 13 kyslíku, nebo není otevřen žádný z nich, což je využíváno ke snižování celkového průtoku ventilační směsi dodávaného do pacienta 8 skrz inspirační rameno 7 pacientského okruhu ventilátoru. Distribucí impulzů, které tvoří tvar a parametry dodávaného dechu mezi ventil 12 vzduchu a ventil 13 kyslíku je určen poměr, v jakém se bude vzduch s kyslíkem míchat, a tedy výsledná frakce kyslíku ve ventilační směsi. Ventilátor podle obr. 3 je v průběhu umělé plicní ventilace cyklován pomocí expiračního ventilu 10 tím, že je expirační ventil 10 uzavřen po dobu inspiria a otevírá se v průběhu expiria. Tím umožňuje exhalovanému plynu z pacienta 8 odcházet přes expirační rameno 9 pacientského okruhu do odpadního potrubí 11.

50 Popisované sekvence pulzů jsou na třech příkladech vysvětleny na obr. 5, kde v prvním příkladu je pomocí průběhu stavu 34a prvního ventilu a stavu 34b druhého ventilu v čase demonstrováno řízení ventilů za účelem generování maximálního inspiračního průtoku a míchání plynů v poměru 1:1, ve druhém příkladu je pomocí průběhu stavu 35a prvního ventilu a stavu 35b druhého ventilu v čase demonstrováno řízení obou ventilů za účelem generování maximálního inspiračního průtoku a míchání plynů v poměru 1:2 a ve třetím příkladu je pomocí průběhu stavu 36a prvního ventilu a stavu 36b druhého ventilu v čase demonstrováno řízení obou ventilů za účelem generování

sníženého průtoku odpovídajícího polovině maximálního inspiračního průtoku a míchání plynů v poměru 1:1. Pokud budou střídající se průběhy impulzů v popsanych příkladech trvat po dobu například 2 vteřin, bude i výsledný čas inspiria 2 vteřiny.

- 5 Dále lze za oba ventily ve vhodném pořadí zařadit další prvky, jako výše popsanou poddajnost pro filtraci pulzů a vyhlazování výsledného průtoku, škrticí ventily upravující požadovaný maximální průtok, bezpečnostní prvky požadované normou pro plicní ventilátory (např. bezpečnostní přetlakový ventil apod.) a další prvky.

10

### Objasnění výkresů

Příklad známého řešení konstrukce plicního ventilátoru je uveden na obr. 1. obr. 2 slouží k pochopení principu fungování vynálezu a popisuje způsob generování tvaru a parametrů  
15 inspiračního průtoku pomocí série pulzů vytvářených dvoustavovým ventilem. Princip celého nového řešení ventilátoru je uveden na obr. 3. Příklad provedení plicního ventilátoru je uvedeno na obr. 4 v podobě blokového schématu, přičemž obr. 5 znázorňuje příklad sekvence řídicích impulzů zajišťující jednak požadovaný inspirační průtok a jednak požadovaný poměr vzduchu a kyslíku ve ventilační směsi.

20

### Příklad uskutečnění vynálezu

Příklad provedení vynálezu je uveden na obr. 4.

25

Zařízení podle vynálezu pracuje tak, že z přívodního potrubí 1 vzduchu je vzduch přiveden na vzduchový redukční ventil 14 a z přívodního potrubí 3 kyslíku je kyslík přiveden na kyslíkový redukční ventil 15, ve kterých je tlak vzduchu a kyslíku redukován na vnitřní pracovní tlak ventilátoru, s výhodou stejný pro kyslíkovou i vzduchovou větev. Vzduch o pracovním tlaku je  
30 dále přiveden na pulzně řízený dvoustavový ventil 12 pro vzduch. Kyslík o pracovním tlaku je přiveden na pulzně řízený dvoustavový ventil 13 pro kyslík. Tlakové pulzy vzduchu a kyslíku jsou dále přivedeny na pneumatický filtr 16 ve vzduchové větvi a pneumatický filtr 17 v kyslíkové větvi. Tyto filtry mohou být tvořeny poddajností (například realizované zvýšením objemu potrubí), kombinací poddajnosti a průtočného odporu nebo jiným způsobem známým pro použití  
35 elektronických filtrů typu dolní propust použitelných na základně elektroakustické analogie v pneumatických soustavách. Následně jsou kyslík i vzduch svedeny dohromady do inspiračního ramene 7 patientského okruhu ventilátoru.

Na vstupu do inspiračního ramene 7 je s výhodou použit pojistný přetlakový ventil 18 zajišťující,  
40 že maximální tlak v inspiračním rameni 7 nepřesáhne bezpečnostní (a například normou stanovenou) hodnotu 6 kPa. Zároveň je na vstupu do inspiračního ramene 7 s výhodou použit manometr 19 umožňující sledování průběhu tlaku v čase ventilačního cyklu, včetně zjištění špičkového tlaku (Ppeak) a pozitivního tlaku na konci výdechu (PEEP).

45 Pracovní tlak vzduchu je měřen senzorem 24 tlaku vzduchu a pracovní tlak kyslíku je měřen senzorem 23 tlaku kyslíku. Stálost pracovních tlaků vzduchu a kyslíku je důležitá pro stabilní průtok vzduchu při otevření dvoustavového ventilu 12 pro vzduch a kyslíku při otevření dvoustavového ventilu 13 pro kyslík, a tudíž pro řízení dechových objemů dodávaných do pacienta 8, frakce kyslíku ve ventilační směsi apod. Tlakový senzor 24 pro vzduch je také s výhodou  
50 používán pro zjišťování správné funkce dvoustavového ventilu 12 pro vzduch a tlakový senzor 23 pro kyslík je také s výhodou používán pro zjišťování správné funkce dvoustavového ventilu 13 pro kyslík. Funkčnost ventilu 12 pro vzduch a ventilu 13 pro kyslík je zjišťována sledováním krátkých poklesů pracovních tlaků měřených senzorem 24 pracovního tlaku vzduchu a senzorem 23 pracovního tlaku kyslíku, které vznikají při pulzním otevření ventilu 12 pro vzduch a ventilu 13  
55 pro kyslík.

Při expiriu je plyn z pacienta odváděn expiračním ramenem 9 do pneumaticky řízeného expiračního ventilu 10. Na vstupní port řídicího tlaku expiračního ventilu 10 je přes trojcestný ventil 20 přiveden buď tlak z redukčního ventilu 21 pro řízení limitačního tlaku (Plim), nebo tlak z redukčního ventilu 22 pro řízení pozitivního tlaku na konci výdechu (PEEP). Expirační ventil 10 je s výhodou navržen tak, aby tlaky Plim a PEEP (0 až 4,5 kPa) byly v expiračním rameni 9 nastavovány tlakem desetinásobně větším (0 až 45 kPa) přivedeným na port řídicího tlaku expiračního ventilu 10. Tento desetinásobně vyšší tlak přiváděný na port řídicího tlaku expiračního ventilu je snadněji dosažitelný běžně dostupnými redukčními ventily.

Řídicí tlak vystupující z redukčního ventilu 21 pro nastavování Plim je s výhodou měřen manometrem 27 pro přesnost nastavování tlaku Plim a řídicí tlak vystupující z redukčního ventilu 22 pro nastavování PEEP je s výhodou měřen manometrem 26 pro přesné nastavování tlaku PEEP.

K větvi 31 řídicího tlaku pro Plim lze s výhodou připojit poddajnost 29 pro kompenzaci poklesů tlaku na redukčním ventilu 21 nastavujícím řídicí tlak Plim, které mohou vznikat při otevírání trojcestného ventilu 20. K větvi 30 řídicího tlaku pro PEEP lze s výhodou připojit poddajnost 28 pro kompenzaci poklesů tlaku na redukčním ventilu 22 nastavujícím řídicí tlak PEEP, které mohou vznikat při otevírání trojcestného ventilu 20.

Řízení dvoustavových ventilů pro kyslík a vzduch je pulzní. Příklad pulzního řízení směšování plynů pro dýchací směs a regulace průtoku pro vytváření požadovaných parametrů dechu je uveden na obr. 5. Poměrem dob otevření jednotlivých ventilů lze zajistit požadovanou koncentraci kyslíku v dechu. Zařazováním prodlev mezi jednotlivé impulzy, to je změnou střidy impulzů, lze měnit generovaný průtok v průběhu dechového cyklu a tak měnit parametry generovaného dechu. Stejně tak lze k regulaci využít i změnu šířky impulzů či kombinaci uvedených způsobů.

#### Průmyslová využitelnost

Předkládané řešení zařízení označeného jako plicní ventilátor lze využít v širokém odvětví zdravotnických zařízení pro děti i dospělé pacienty při dýchacích potížích či selhání dýchání, při různých formách přímého plicního postižení či postižení nepřímého, které vzniká v důsledku těžkých šokových stavů, následkem bakteriálních či virových infekcí apod. Uvedené řešení podle vynálezu lze však dimenzovat i pro užití při obdobných zdravotních problémech týkajících se zvířat ve veterinární praxi.

## PATENTOVÉ NÁROKY

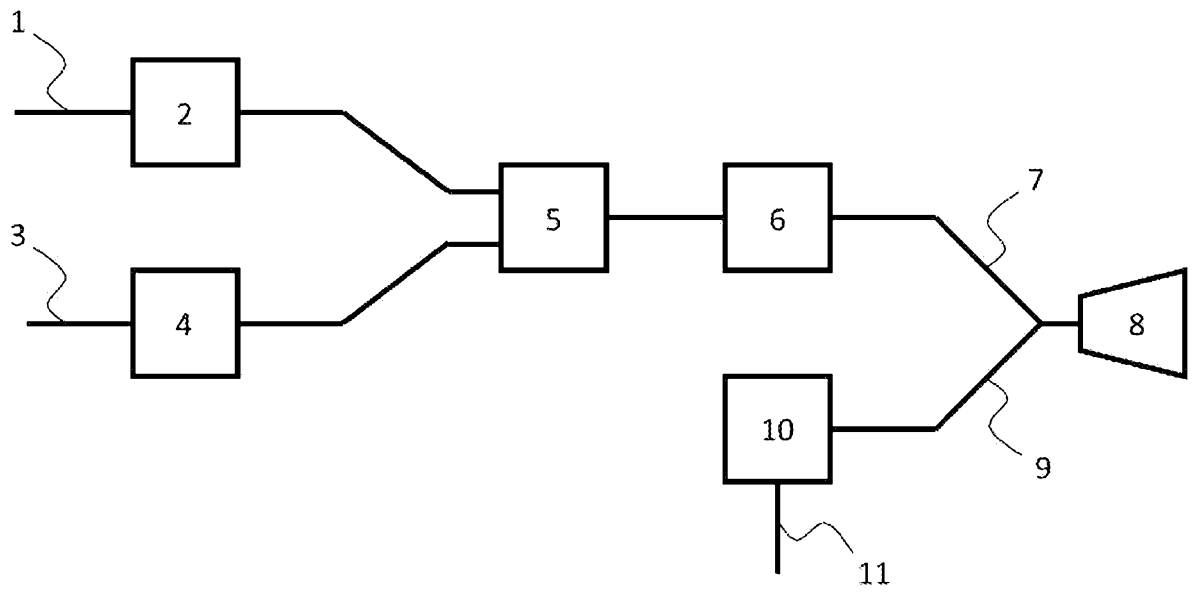
- 5 1. Způsob provádění konvenční umělé plicní ventilace, **vyznačující se tím**, že průtok přes inspirační větev (7) patientského okruhu ventilátoru do pacienta (8) je v průběhu inspiraie řízen pulzní sekvencí sestávající minimálně ze dvou pulzů každého z inspiračních ventilů (12) a (13) pro přívod vzduchu a kyslíku, čímž je generován inspirační průtok, který zajišťuje požadované parametry umělé plicní ventilace, přičemž současně s tím distribuce řídicích impulzů mezi oba ventily určuje poměr složek směsi vzduchu s kyslíkem dodávané přes inspirační větev (7) patientského okruhu ventilátoru do pacienta (8) v průběhu inspiraie.
- 10 2. Zařízení k provádění způsobu umělé plicní ventilace podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že obsahuje zdroj tlakového vzduchu a zdroj tlakového kyslíku, které jsou oba přes své pulzně řízené dvoustavové ventily (12) a (13) napojeny na pacienta (8) přes inspirační větev (7) patientského okruhu ventilátoru, a dále obsahuje řídicí jednotku uzpůsobenou pro řízení dvoustavových ventilů (12) a (13) pulzní sekvencí dvou či více pulzů každého ventilu v rámci jednoho nádechu.
- 15 3. Zařízení podle nároku 2, **vyznačující se tím**, že za dvoustavový řízený ventil (12) či ventily (12) a (13) je připojen pneumatický filtr (16) a (17) tvořený poddajností v podobě dutiny či rozšířeného potrubí, případně doplněnou odporovými prvky, vyrovnávající tlakové změny za dvoustavovým řízeným ventilem (12) či (13).
- 20 4. Zařízení podle nároku 2 nebo 3, **vyznačující se tím**, že před dvoustavový řízený ventil (12) či ventily (12) a (13) je připojen senzor tlaku (24) či senzory tlaku (23) a (24).

## 5 výkresů

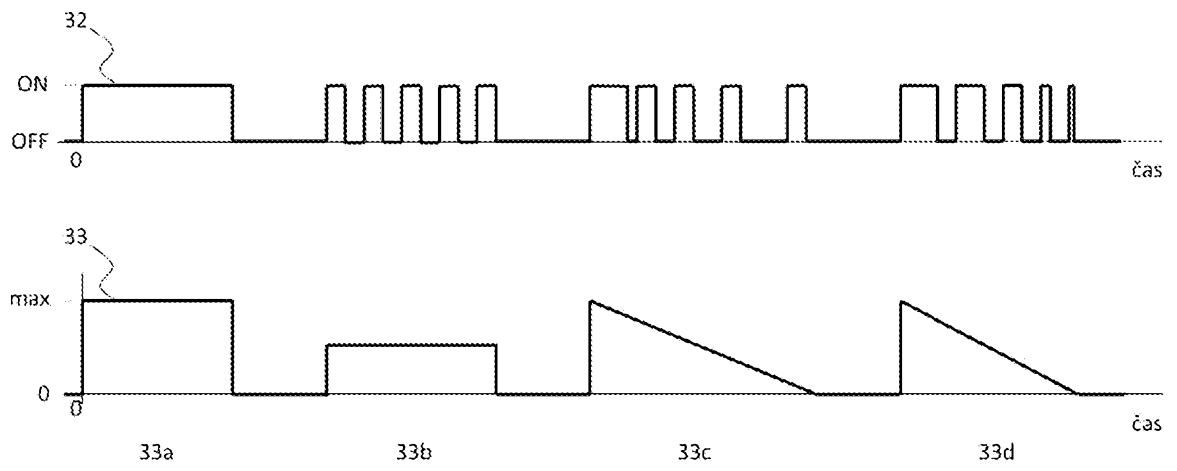
Seznam vztahových značek:

- 1 přívodní potrubí vzduchu
- 2 řízený ventil pro vzduch
- 3 přívodní potrubí kyslíku
- 4 řízený ventil pro kyslík
- 5 zásobník ventilační směsi
- 6 prvek či soustava vytvářející řízený dech
- 7 inspirační rameno patientského okruhu
- 8 pacient
- 9 expirační rameno patientského okruhu
- 10 expirační ventil
- 11 odpadní potrubí
- 12 pulzně řízený dvoustavový ventil pro vzduch
- 13 pulzně řízený dvoustavový ventil pro kyslík
- 14 vzduchový redukční ventil
- 15 kyslíkový redukční ventil
- 16 pneumatický filtr ve vzduchové větvi
- 17 pneumatický filtr v kyslíkové větvi
- 18 přetlakový ventil
- 19 manometr tlaku v dýchacích cestách
- 20 trojcestný ventil
- 21 redukční ventil pro řízení limitačního tlaku
- 22 redukční ventil pro řízení pozitivního tlaku na konci výdechu
- 23 tlakový senzor pro kyslík
- 24 tlakový senzor pro vzduch
- 25 vedení tlakového vzduchu pro napájení pneumatických obvodů řídicích expirium

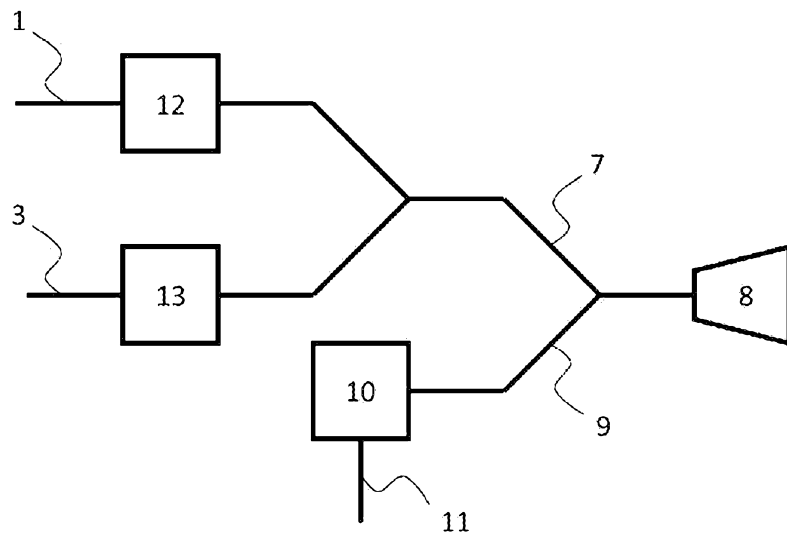
- 26 manometr pozitivního tlaku na konci výdechu
- 27 manometr limitního tlaku v dýchacích cestách
- 28 kompenzační poddajnost řízení pozitivního tlaku na konci výdechu
- 29 kompenzační poddajnost řízení limitního tlaku v dýchacích cestách
- 30 větev řídicího tlaku pozitivního tlaku na konci výdechu
- 31 větev řídicího tlaku limitního tlaku v dýchacích cestách
- 32 řídicí signál spínání dvoustavového ventilu
- 33 tvar nádechu po slití jednotlivých zdrojových pulzů
- 33 varianta tvaru nádechu: maximální konstantní průtok
- 33 varianta tvaru nádechu: snížený konstantní průtok
- 33 varianta tvaru nádechu: decelerační průtok (první varianta)
- 33 varianta tvaru nádechu: decelerační průtok (další varianta)
- 34a první příklad průběhu stavu prvního ventilu v čase
- 34b první příklad průběhu stavu druhého ventilu v čase
- 35a druhý příklad průběhu stavu prvního ventilu v čase
- 35b druhý příklad průběhu stavu druhého ventilu v čase
- 36a třetí příklad průběhu stavu prvního ventilu v čase
- 36b třetí příklad průběhu stavu druhého ventilu v čase



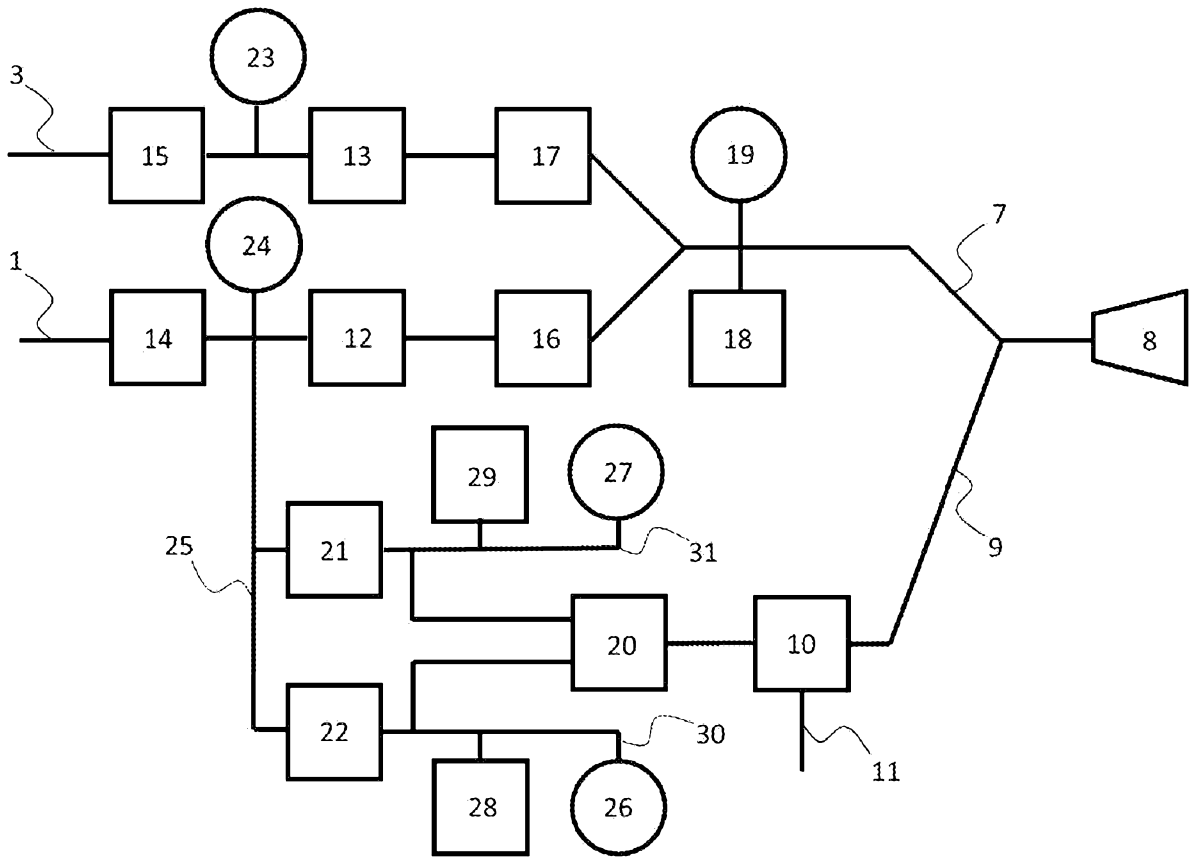
Obr. 1



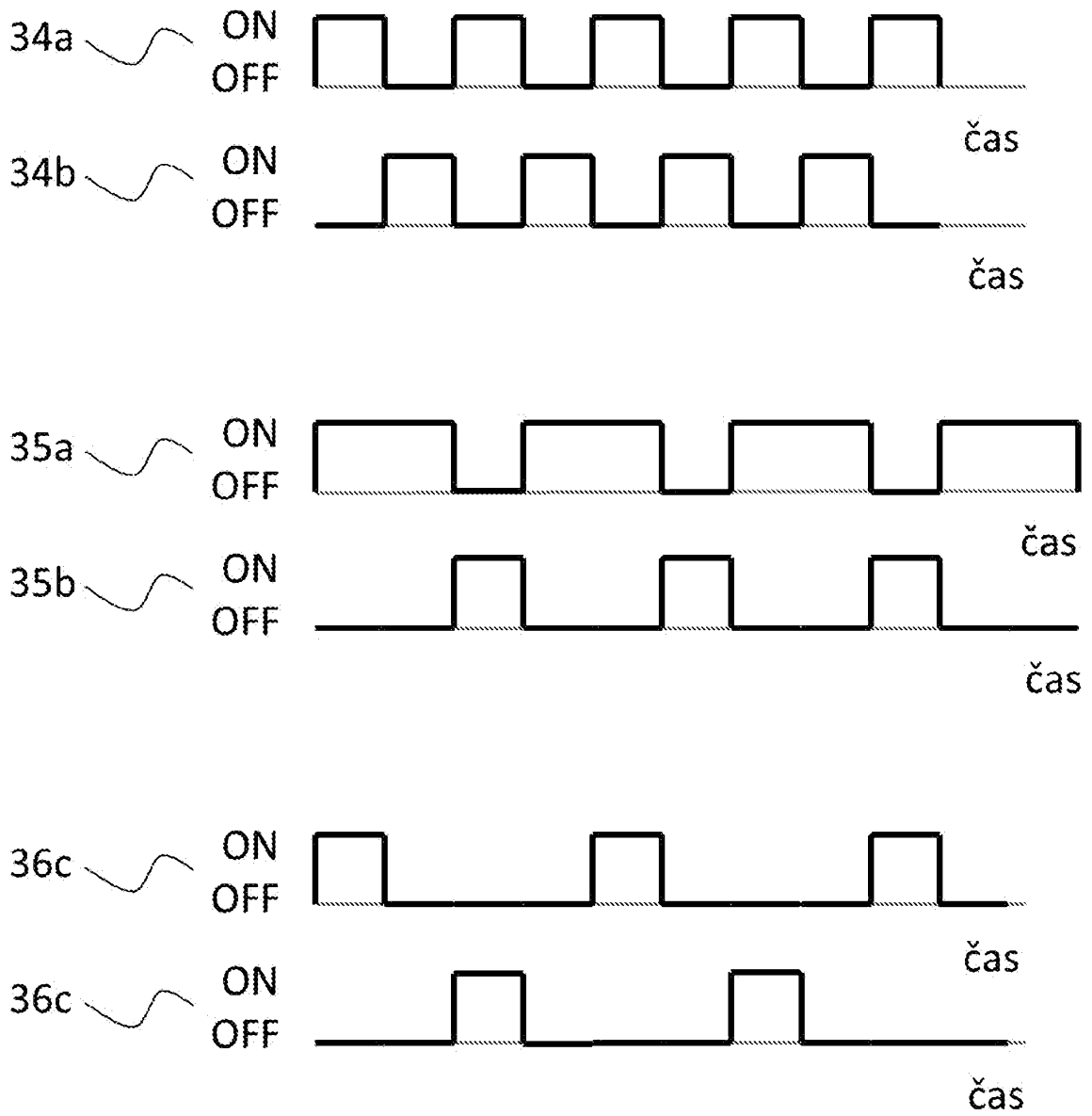
Obr. 2



Obr. 3



Obr. 4



Obr. 5