



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

195518

(11)

(B1)

/22/ Přihlášeno 31 08 77
/21/ /PV. 5687-77/
/32//31//33/ Právo přednosti od 01 09 76
/WP A 61 m/194 558/
Německá demokratická republika

(51) Int. Cl.³
A 61 M 11/02
A 61 H 31/00
A 62 B 7/02

(10) Zveřejněno 31 05 79

(45) Vydáno 15 05 82

(75)

Autor vynálezu

JEHMLICH KLAUS dr.-ing., BRAUNS ECKHARD dipl.-ing.
a BÖTTCHER ALFRED ing., LIPSKO /NDR/

(54) Dýchací přístroj s rozprašovacím zařízením

1

Vynález se týká dýchacího přístroje s rozprašovacím zařízením, které při pozitivním nebo aktivním vdechovacím období přivádí do dýchacího plynu rozprašenou kapalinu nebo rozprašené léčivo.

U známých dýchacích přístrojů se tlakový vzduch nebo jiný plyn pod tlakem, potřebný pro rozprašování kapalin a léčiv, odbírá buď z tlakových lahví, nebo se plynule vytváří kompresory. Periodický přívod rozprašené mlhy se ve většině případů řídí citlivými ventily nebo se přenechává pacientovi, aby ovládal řídící ústrojí pro uzavření nebo otevření přívodu dýchacího plynu. Je-li dýchací plyn vytvářen kompresory, vyvolává přetlak vznikající nárazově při opětovném otevření ventilů změnu ve velikosti unášených částic, která u kapalin může vést až k vytvoření relativně velkých kapek. Také odběr stlačeného dýchacího plynu ze zásobní lahve nezabránuje rušivým tlakovým nárazům. Aby se tomu zabránilo, byly vytvořeny ventily, které i při plném otevření nepropouští v časové jednotce více než předem určené množství dýchacího plynu.

Tyto dýchací přístroje, které jsou běžně řízeny pneumaticky, jsou opatřeny mnoha mechanickými konstrukčními součástmi, které zase předurčují dýchacímu plynu určité cesty. Tím vyvolaná velmi složitá konstrukce dýchacího přístroje s rozprašovacím zařízením sice zajišťuje, že k pacientovi proudí dýchací plyn tak dlouho, až se dosáhne určitého vdechovacího tlaku a potom řízení proud plynu odpojí a přepojí na vydechování, avšak v souvislosti

2

s dýcháním je stále ještě nesnadné účelně přidělovat a odměřovat prostředí přiváděné v podobě jemné mlhy. Tento problém se vyskytoval zejména u takových přístrojů, které v důsledku přivádění tlaku s poměrně vysokým a nízkým tlakem plynu jsou vystaveny značným tlakovým rozdíly.

U jiných dýchacích přístrojů je do vedení pro dýchací plyn zařazeno rozprašovací zařízení, a to tak, že jeho rozprašovací komora je přes vstup spojena se zdrojem tlakového plynu a přes výstup s cestou vzduchu pro pacienta, přičemž často ústí do rozprašovací komory oddělený přívod proudu plynu. Nezřídka nastává u dýchacích přístrojů poháněných injektorem tento přívod proudu plynu přes tlakové vedení injektoru, aby rozprašovací účinek se dostavil také jen tehdy, když se pacientovi přivádí vdechovací vzduch. Řízení takových přístrojů probíhá i zde přes několik uzavíracích ventilů, které jsou otvírány, popřípadě zavírány v závislosti na nasávacím impulsu, působícím na řídící membrány, a to za pomoci pákového zařízení. Kromě toho je u těchto dýchacích přístrojů, používaných k plynulému podporování ještě existujícího dýchání, vždy zapotřebí aktivní účasti pacienta, i když jeho pokusy o dýchání jsou velmi nepatrné.

Aby bylo omezeno množství řízených pohyblivých součástí, jako ventilů, membrán, pákových soustav, svorníků atd., byl u jiných dýchacích přístrojů místo komplexního řízení upraven pneumatický zesilovač. Tento zesilovač je sestaven na způsob bistabilního zesilovače řídicího paprsku,

u něhož dýchací vzduch samotný dodává řídící impulsy pro přestavení zesilovače z jedné stabilní polohy, do druhé stabilní polohy. Možnost jeho použití s rozprašovačem se dosáhne tím, že do podtlakové oblasti proudění, při vdechování vdechovacím kanálem, ústí kapilární trubice, která je spojena se zásobní nádrží, například pro rozprašovanou kapalinu a vyvolává rozprašovací účinek pod působením proudění. Rozprašovač takto zařazený do dýchacího přístroje pracuje se samočinným přerušováním, protože působí při vdechovacím ději a nepůsobí při vydechovacím ději.

I když u zesilovače řídícího paprsku, založeného na tak zvaném efektu "Coanda", kde se také turbulentní paprsek za vytvoření podtlakové bubliny klade na blízkou stěnu a při řídícím signálu do bubliny přejde ke druhé stěně, není potřeba plynu pro řídící logiku příliš vysoká, jsou přece provozní náklady pro zapojení pracující v tlakové oblasti nad 70 mbar nepříznivě ovlivňovány. Přesto však také tento dýchací přístroj, a tím také rozprašovač, působí jen tehdy, když se vytváří řídící impuls dýcháním pacienta.

Nastane-li však akutní nouzový případ, tj. dýchání pacienta nebo zraněné osoby vynechá, potom musí dýchací přístroj nejen umožnit podporu spontánního dýchání, ale také zajistit úplné samočinné dýchání. Tento požadavek splňuje pediatrický dýchací přístroj pro řízené vdechování a vydechování, u kterého je část dýchacího plynu vedena do rozprašovače. Dýchací plyn u tohoto přístroje, což je dýchací směs vzduchu a kyslíku, se do dýchacího okruhu zavádí přes dělič proudění, který sestává z rozprašovacího ventilu se dvěma proudovými cestami, působícího na způsob jehlového ventilu. Jeden dílčí proud následkem toho úměrně vzrůstá, když se druhý zmenšuje. Jeden dílčí proud je spojen s rozprašovací tryskou rozprašovače, druhý dílčí proud vstupuje do dýchacího okruhu přes vedlejší proudovou cestu, popřípadě přes ventil pro vedlejší proud. Přes vedlejší proudovou cestu je kromě toho veden přebytkový dýchací plyn, totiž to množství, které při maximální otevřené poloze rozprašovacího řídícího ventilu nemůže být vedeno přes trysku rozprašovače určeného pro navlhčování, popřípadě pro podávání léčiva. Tento dýchací přístroj, pracující s velmi vysokým tlakem, vyžaduje opět komplexní konstrukce, které v důsledku velkého počtu řízených pohyblivých součástí a dále ještě proměnlivou nastavitelností dílčích proudů je nevyhnutelně složitější.

Vynález má za účel odstranit nevýhody známých dýchacích přístrojů s rozprašovacím zařízením a při minimálních nákladech zajistit volitelné podávání léčivých aerosolů.

Vynález vychází z úlohy vytvořit rozprašovací zařízení, které je signálem spřaženo s dýchacím přístrojem, a které také za účelem navlhčování dýchacího plynu, s výhodou také však za účelem resorpce léčiva v okruhu při podporovaném nebo samočinném dýchání zaručuje kromě současného plynulého propouštění dýchacího plynu rozprašovací účinek synchronizovaný s vdechovacím obdobím.

Daná úloha je podle vynálezu vyřešena tím, že řídící obvod dýchacího přístroje je opatřen rozprašovacím zařízením, které je zařazeno v obtoku k proudu dýchacího plynu, je signálně spřaženo s řízením dýchacího přístroje a sestává z řídící jednotky se zesilováním tlaku a množství, která je jednak přes redukční ventil spo-

jena s odděleným zdrojem energie nebo se zdrojem tlakového plynu dýchacího přístroje a jednak s rozprašovačem léčiva.

Tímto řešením se nejen odstraní shora uvedené nevýhody známého rozprašovacího zařízení, ale také se vyřadí možné ovlivňování řízení otřesy nebo změnami polohy. Důležitá výhoda však záleží ještě v tom, že kolísání pomocného tlaku a signální amplitudy i při relativně velkých rozsazích nemají žádný vliv na stav zapojení rozprašovacího zařízení, takže při možné změně amplitudy uvnitř oblasti signálů 0 nebo L nedochází k žádnému přepojení.

Podle výhodného provedení je řídící jednotka opatřena vyměnitelnými relé s dvojitou membránou, jejichž jednotlivé vytvořené vstupy a výstupy jsou připojeny na logické vstupní signály, vedené přes rozdělovací bloky, na pomocný tlak zdroje tlakového plynu, vedený přes redukci, a na atmosférický tlak, a jejichž výstupní signály, napájené pomocným tlakem, jsou vedeny k připojovacímu bloku spojenému s rozprašovací tryskou rozprašovače léčiva, umístěného v blízkosti pacienta.

S výhodou sestává řídící jednotka ze tří jednotlivě propojených relé s dvojitou membránou a ze čtvrtého relé s dvojitou membránou zapojeného jako negátor, přičemž vstupy těchto relé, připojené na pomocný tlak, jsou přes redukci spojeny s redukčním ventilem, jejich vstupy připojené na vstupní signály, jsou přes rozdělovací blok a vodící ventil spojeny s řízením dýchacího přístroje a jejich vstupy osazené negovanými signály jsou přes druhý rozdělovací blok spojeny signálně s výstupem negátoru a jejich výstupy, osazené výstupními signály napájenými pomocným tlakem, jsou přes připojovací blok spojeny s rozprašovací tryskou, zatímco u výstupů ještě neobsazených je zřízen přístup k ovzduší, popřípadě je zamezen za pomoci slepých uzávěrů.

Příklad provedení vynálezu bude nyní blíže vysvětlen v souvislosti se schematickými výkresy, kde obr. 1 znázorňuje v pohledu ze strany rozprašovacího zařízení signálově spojené s dýchacím přístrojem, obr. 2 znázorňuje zařízení podle obr. 1 v pohledu shora a obr. 3 znázorňuje uspořádání a signální spřažení za použití čtyř relé s dvojitou membránou v řídící jednotce rozprašovacího zařízení.

Rozprašovací zařízení, zapojené v obtoku k proudu dýchacího plynu, sestává z řídící jednotky 5 osazené čtyřmi relé 1, 2, 3, 4 s dvojitou membránou a z rozprašovače 6 léčiva. Řídící jednotka 5 a rozprašovač 6 léčiva jsou s dýchacím přístrojem 7 navzájem ohebně spojeny hadicovými vedeními 8, 9, 10 a 11. Na řídící jednotce 5 je signální vstup 12 a vstup 13 pro pomocný tlak.

Jejich připojení k dýchacímu přístroji 7 je na signální straně provedeno přes připojovací blok 14 na přípoj 7, určeném pro neznázorněný monitor, a na straně pomocného tlaku na přípoj 29 přes připojovací blok 15. Připojovací blok 15 je vytvořen tak, že umožňuje přímé napájení hnacím plynem od dýchacího přístroje 7 nebo od odděleného zdroje tlakového plynu. Rozprašovač 6 léčiva, který je zařazen do vdechovacího vedení 4 a jehož výstup 17 vede do dýchací cesty pacienta, je opatřen uzavíratelným doplňovacím hrdlem 18 pro léčiva nebo kapalinu. Rozprašovací tryska 19 je na konci vedení 8 spojena s řídící jednotkou 5, která je rytmicky synchronně přes signální vstup 12 nabuzována dýchacím přístrojem 7 a při vdechovacím období

dodává konstantní výkon rozprašovaného proudu, nezávislý od nastavení dýchacích parametrů.

Jak znázorňuje obr. 1 a obr. 2, pracuje toto rozprašovací zařízení s řídicí jednotkou 5 a rozprašovačem 6, kombinované s dýchacím přístrojem 7, na zásadě pneumatického rozprašování. Jeho uvedení do provozu se provádí přes vypínací a zapojovací spínač 20. Jako hnací plyn slouží stlačený vzduch nebo stlačený kyslík o tlaku 4 kp/cm², který se redukčním ventilem 16 sníží na 1,4 kp/cm² a vede se do řídicí jednotky 5 podle přivádění signálů.

Rozprašovací výkon, potřebný pro aerosolovou terapii nebo navlhčování dýchacích plynů, se řídí relé 1, 2, 3 a 4 dvojitou membránou, znázorněnými na obr. 3. Těmito relé 1, 2, 3 a 4 jsou dvojitě membrány jednotlivě a shodně propojovány, takže při připojení tlakových signálů a napájecího tlaku je jejich působení stejné, popřípadě síly působící na neznázorněné membrány jsou stejné. Jejich vstupy 1.2, 2.2, 3.2 jsou přes rozdělovací blok 21 spojeny s výstupem 4.0 relé 4 s dvojitou membránou, působícího jako negátor a jejich výstupy 1.0, 2.0 a 3.0 jsou přes připojovací blok 22 a vedení 8 spojeny s rozprašovací tryskou 19. Vstupy 1.3, 2.3, 3.3 a 4.3 připojené na pomocný tlak, popřípadě napájecí tlak, jsou přes redukci 23 za pomoci hadicového vedení 30 připojeny na redukční ventil 16, zatímco mezi vstupy 1.1, 2.1, 3.1 a 4.2 a připojem 27 nebo odběrem signálů řízení dýchacího přístroje 7 je signální spřažení, které je zřízeno přes rozdělovací blok 24, ventil 25, signální vstup 12 a hadicové vedení 10.

Vstupy 1.4, 2.4, 3.4, 4.1 a 4.4 jsou volně přístupné pro atmosféru, popřípadě jsou uzavřeny slepými uzávěry 26.

Pro dosažení zvláště příznivého připojení je řídicí jednotka 5 přivěšena na zadní stěnu dýchacího přístroje 7. Připojovací blok 15 a připoj 27 jsou opatřeny aretačními kolíky 28, takže je zajištěno, že se neobráťí co do stran montáž a natáčení.

Naplněním rozprašovače 6 léčiva farmaceutickým přípravkem nebo kapalinou je rozprašovací zařízení připraveno k provozu. Jeho uvedení do provozu se provede zapojovacím a vypojovacím spínačem 20, který vybavuje signální nabuzení, a tím připojení vstupů a výstupů relé 1, 2, 3 a 4 s dvojitými membránami na příslušné signály, pomocný tlak nebo atmosféru. Řídicí děj a rozprašovací děj, který se neustále opakuje při pozitivním nebo aktivním vdechovacím období, je vyvoláván řídicí jednotkou 5 podle vynálezu, zejména uspořádáním zapojení známých co do své funkce relé 1, 2, 3 a 4 dvojitou membránou, při konstantním výkonu rozprašovacího proudu 10 l/min. Doplnovací hrdlo 18, umístěné na rozprašovači 6 léčiva, zajišťuje dále plynulé přidávání rozprašovacích činidel, aniž by dýchání muselo být přerušeno.

Kromě toho je podle vynálezu umožněno, aby pacient byl přes rozprašovací zařízení s řídicí jednotkou 5 a rozprašovačem 6 zásobován při poruchách v jeho části dýchacího přístroje 7, přičemž rozprašovací zařízení s řídicí jednotkou 5 a rozprašovačem 6 musí být řízeno přes signální vstup 12 a přes vstup 13 pomocného vzduchu.

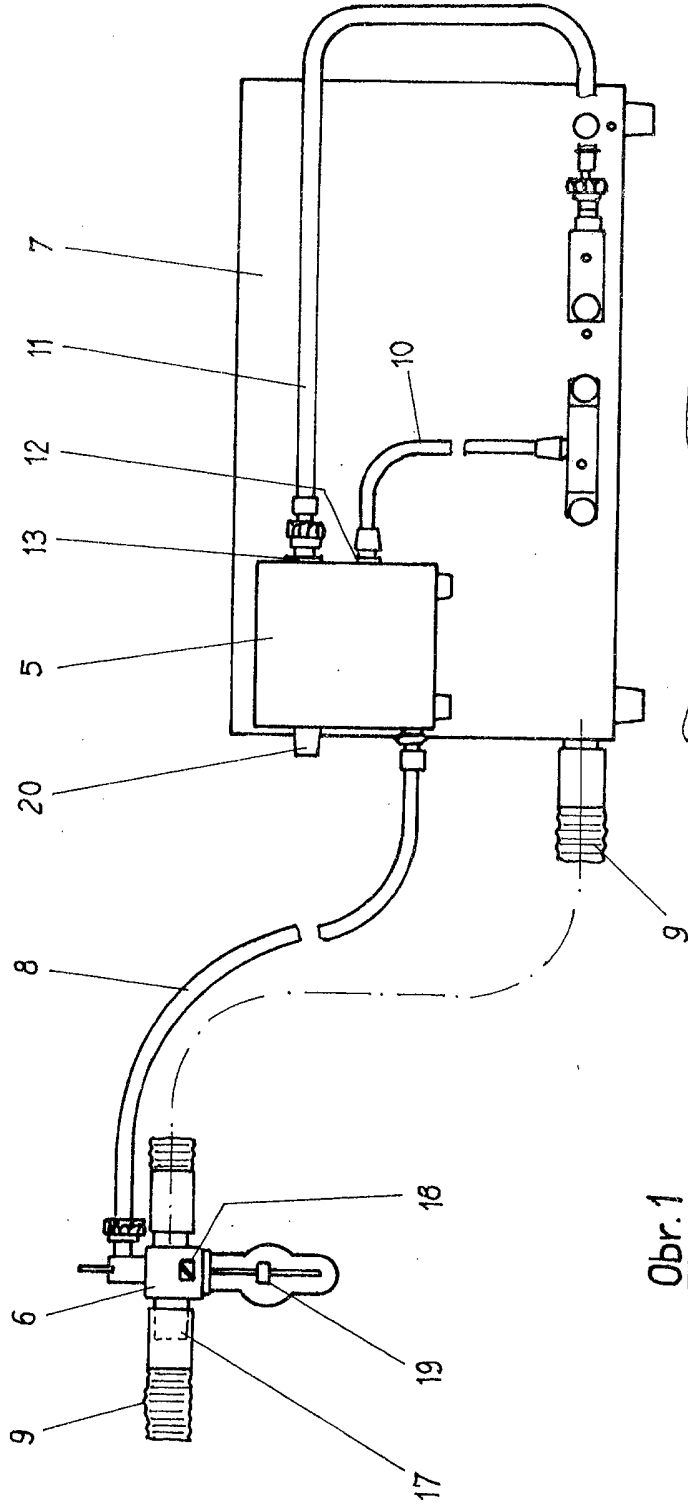
P R E D M Ě T V Y N Á L E Z U

1. Dýchací přístroj s rozprašovacím zařízením, které je přes vstup spojeno se zdrojem tlakového vzduchu a přes výstup s dýchací cestou pacienta, a které při pozitivním nebo aktivním vdechovacím období přivádí do dýchacího plynu rozprašenou kapalinu nebo rozprašené léčivo, vyznačující se tím, že řídicí obvod dýchacího přístroje 7/ je opatřen rozprašovacím zařízením, které je zařazeno v obtoku k proudu dýchacího plynu, je signálně spřaženo s řízením dýchacího přístroje 7/ a sestává z řídicí jednotky 5/ se zesilováním tlaku a množství, která je jednak přes redukční ventil 16/ spojena s odděleným zdrojem energie nebo se zdrojem tlakového plynu dýchacího přístroje 7/ a jednak je spojena s rozprašovačem 6/ léčiva.

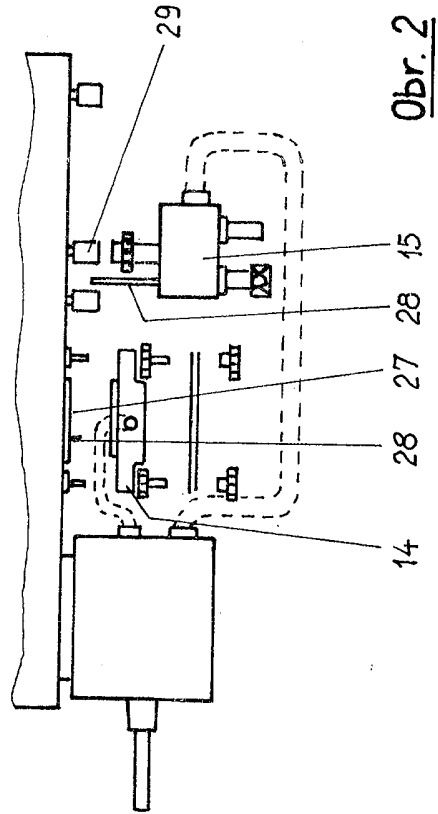
2. Dýchací přístroj s rozprašovacím zařízením, podle bodu 1, vyznačující se tím, že řídicí jednotka 5/ je opatřena vyměnitelnými relé 1, 2, 3, 4/ s dvojitou membránou, jejichž jednotně vytvořené vstupy a výstupy jsou připojeny na logické vstupní signály, vedené přes rozdělovací bloky 21, 24/ na pomocný tlak zdroje tlakového plynu, vedený přes redukci 23/ a na atmosférický tlak a jejichž výstupní signály, napájené pomocným tlakem, jsou

vedeny k připojovacímu bloku 22/ spojenému s rozprašovací tryskou 19/ rozprašovače 6/ léčiva, umístěného v blízkosti pacienta.

3. Dýchací přístroj s rozprašovacím zařízením podle bodů 1 a 2, vyznačující se tím, že řídicí jednotka 5/ sestává z jednotlivě propojených relé 1, 2, 3/ s dvojitou membránou a z dalšího relé 4/ s dvojitou membránou, zapojeného jako negátor, přičemž vstupy těchto relé 1.3, 2.3, 3.3, 4.3/, připojené na pomocný tlak, jsou přes redukci 23/ spojeny s redukčním ventilem 16/, jejich vstupy 1.1, 2.1, 3.1, 4.2/, připojené na vstupní signály, jsou přes rozdělovací blok 24/ a vodící ventil 25/ spojeny s řízením dýchacího přístroje 7/ a jejich vstupy 1.2, 2.2, 3.2/, osazené negovanými signály, jsou přes rozdělovací blok 21/ spojeny signálně s výstupem 4.0/ negátoru a jejich výstupy 1.0, 2.0, 3.0/, osazené výstupními signály, napájenými pomocným tlakem, jsou přes připojovací blok 22/ spojeny s rozprašovací tryskou 19/, zatímco u výstupů 1.4, 2.4, 3.4, 4.1, 4.4/ ještě neobsazených je zřízen přístup k ovzduší, popřípadě je zamezen za pomoci slepých uzávěrů 26/.



Obr. 1



Obr. 2

