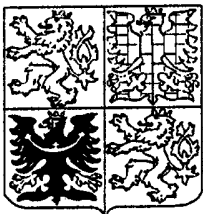


ČESKÁ
REPUBLIKA

(19)



ÚŘAD
PRŮMYSLového
VLASTNICTVÍ

ZVEŘEJNĚNÁ PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

(12)

(22) 27. 03. 92

(40) 13. 10. 93

(21) 928-92

(13) A3

5(51)

A 61 M 16/00

A 61 M 16/08

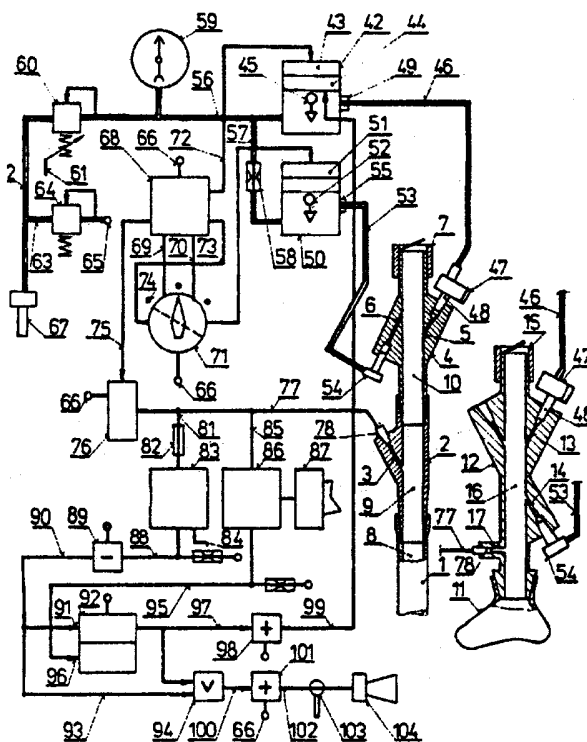
A 61 H 31/00

(71) Brychta Ondrej ing. CSc., Brno, CZ;

(72) Brychta Ondrej ing. CSc., Brno, CZ;
Záborský Vladimír MUDr., Praha, CZ;
Mráz Marian ing., Trenčín, SK;

(54) Zařízení pro umělou ventilaci plic, zejména pro
terénní a krátkodobé klinické použití

(57) Zařízení tvoří vysokofrekvenční tryskový ventilátor s konstantní frekvencí ventilace nad 100 cyklů min s pneumatickými řídícími, alarmovacími a přetlakovými obvody proti přetlakovému poškození plic a rozpojení ventilačního okruhu. Zařízení je tvořeno multitryskovým generátorem (4,12) a nebo ruční regulací (61) ventilační energie a nebo třípólovým přepínačem (71) poměru dob inspiria a expira a nebo alarmovací a přetlakovou pojistkou. Multitryskový generátor (4,12) pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci plic tvoří transformátor tlakové insulsační energie do inspiračního průtoku jehož maximální přetlaková energie ve ventilačním systému u variant bez ruční regulace (61) je dána konstantním insulsačním přetlakem a vhodně volenými poměry světlosti inspiračních trysek (5,13) a světlosti (10,16) multitryskových generátorů. Nutné zvýšení ventilační energie při zvýšení odporudýchacích cest se realizuje ručním přepojením inspirační trysky v multitryskovém generátoru (4,12) a nutné zvýšení koncentrace kyslíku v inspiračním plynu nasazením zpětného ventilu (7,15) na proximální konec multitryskového generátoru (4,12).



ZAŘÍZENÍ PRO UMĚLOU VENTILACI PLIC ZEJMÉNA PRO TERENNÍ A KRÁTKODOBÉ KLINICKÉ POUŽITÍ.

Předmětem vynálezu je zařízení pro umělou ventilaci plic zejména pro terenní a krátkodobé klinické použití.

Zařízení pro umělou ventilaci plic zejména pro terenní a krátkodobé klinické použití představuje vysokofrekvenční tryskový ventilátor s pneumatickým řízením a jeho zjednodušené varianty využívající pro resuscitaci "Multitryskový generátor pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci plic" ČSAO 252710. Využitím daného multitryskového generátoru tvořícího sadu multitryskových generátorů s odstupňovanými vnitřními průměry se třemi inspiračními tryskami s vhodně odstupňovanými průtočnými průměry trysek, a určité hodnotě insuflačního tlaku napájení trysek a určité konstantní hodnotě frekvence a poměru dob inspira a expira, lze vytvořit efektivní respirační systém vyznačující se fyzikální prevencí přetlakového poškození plic a energetické podobnosti ventilace celého věkového a hmotnostního spektra pacientů. Uvedený soubor závislostí umožňuje použití ventilátoru s minimálními nároky na obsluhu.

Určitá konstantní hodnota frekvence nad 100 c / min. minimalizuje přetlakové adverzní účinky umělé plicní ventilace při současném rozvinutí alveolárního prostoru dynamickým účinkem ventilace v celém věkovém a hmotnostním spektru pacientů. Relativně nízké tlakové špičky v plicích a konstrukce multitryskového generátoru umožňují efektivní prohlubovanou ventilaci, při které je vysokofrekvenční ventilace superponována na spontánní dechovou aktivitu pacienta. V tomto případě se s výhodou používá inspirační tryška v multitryskovém generátoru s nejmenším průtočným průřezem.

Určitý poměr dob inspira a expira jehož hodnota je větší než jednička, při dané konstantní frekvenci realizuje automaticky bronchiální klířec porovnatelnou s fyziologickou činností mukociliárního eskalátoru - dopravy pohyblivých částic a tekutin bronchiálním stromem směrem z alveolárních prostorů do velkých dýchacích cest a do průdušnice. Trvalý přetlak v tracheálním prostoru s kladným tlakovým spádem směrem k proximálnímu konci ventilačního systému představuje tzv. prevenci proti aspiraci. Konstrukce systému spolu s uvedeným souborně závislostí v resuscitaci umožňuje použití masky s multitryskovým generátorem.

Programovatelný poměr dob inspira a expira z hodnot menších než jedna - **impulsní režim** - do hodnot větších než jedna - **expulsní režim** -, umožňuje v průběhu konvenční ventilace laváž instilací mukolytik a účinné odsávání při bronchiální klířenci při vyznačeném poměru dob inspira a expira větší než jedna. V tomto případě je s výhodou použita expirační tryska v multitryskovém generátoru snižující hodnotu konečného expiračního tlaku a dále i tlaková maxima v alveolárním prostoru dané vyznačeným poměrem dob.

Uváděná koncepce ventilátoru obsahující bezpečnostní a alarmové prvky, umožňuje následující další klinické aplikace : - transtracheální ventilaci insuflační jehlou představující alternativní metodu urgentního zajištění dýchacích cest, subglotickou a supraglotickou ventilaci insuflačním tubusem při operacích horních dýchacích cest, ventilaci bronchoskopem při bronchoskopii, reliéfovou bronchografii využívající impulsního režimu k vytvoření jemné reliéfové náplně zobrazovaných dýchacích cest, selektivní synchronní ventilaci obou křídel plic, kdy jsou použity dvě intubační rourky se dvěma stejnými multitryskovými generátory, při čemž v jednom systému je použita tryska menšího průměru a v druhém většího průměru, čímž se dosahuje menší a větší ventilační energie projevující se nižším a vyšším přetlakem v dané plíci.

Pneumatické řízení v dané koncepci zvýrazňuje nezávislost ventilátoru na elektrické energii , poskytuje minimální hmotnost a rozměry, a maximální spolehlivost v terenních podmínkách.

Doposud známá zařízení pro tzv. vysokofrekvenční tryskovou ventilaci plic pro terenní a klinické použití představují zařízení s regulovatelným insuflačním tlakem a regulátorem

frekvence. Volitelnost poměru dob inspira a expira je obvykle do hodnot rovné jedné. Tato zařízení jsou vybavena tryskovým generátorem obvykle s jednou tryskou směřující do proximálního ústí intubační rourky ve spoji pro přívod přisávaných plynů nebo s jednou tryskou ve formě katetru tvořícího celek se speciální intubační rourkou. Tato zařízení jsou obvykle řízena elektronicky s napájením ze sítě, nebo z akumulátorů a jejich přenosné verze nejsou obvykle opatřeny bezpečnostním ani alarmovým systémem.

Uvedené koncepce známých zařízení vyžadují zaškolenou obsluhu, při čemž použití stejného ventilátoru pro dospělé, děti i novorozence, přináší nebezpečí přetlakového poškození plic z důvodů energetické neurčitosti inspirační energie dané jednou tryskou a různými světlostmi použitých intubačních rourek a obvykle neexistencí automatických bezpečnostních systémů aktivovaných při překročení limitních tlaků v dýchacích cestách.

Omezený poměr dob inspira a expira do hodnot rovných jedné, při frekvenci ventilace větší než 100 c/min, neumožňuje klířenc dýchacích cest, která v kritických případech může mít charakter život zachraňujícího zásahu, ba naopak poměr dob inspira a expira menší než jedna znamená impulsní režim, kdy jsou pohyblivá tělesa, tekutiny posouvána v bronchiálním stromu směrem do alveolárního prostoru, což může v kritických případech podstatně zhoršit nejen ventilační situaci pacienta.

Uvedené nevýhody řeší koncepce, která je předmětem vynálezu, jehož podstatou je, že ventilační zařízení je tvořeno vysokofrekvenčním ventilátorem s pneumatickým řízením, opatřené bezpečnostním a alarmovým systémem, s konstantní frekvencí ventilace nad 100 c/min využívající pro resuscitaci multitryskový generátor pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci plic ČSAO 252710 ve spojení s orální nebo nasální tracheální rourkou nebo maskou, nebo insuflačním tubusem pro subglotickou, supraglotickou ventilaci při operacích horních dýchacích cest, nebo bronchoskopickým tubusem opatřeným multitryskovým generátorem podle ČSAO 252710 nebo se dvěma paralelními intubačními systémy se dvěma multitryskovými generátory podle ČSAO 252710 pro selektivní synchronní ventilaci plic, nebo s insuflační jehlou pro transtracheální aplikaci jako alternativní metodu k intubaci, resp. zajištění dýchacích cest pro umělou plicní ventilaci, přičemž všechny ventilační systémy jsou opatřeny snímacím kanálem

tlaku pro přenos tlaku do snímacího traktu ventilátoru s automatickým proplachem snímacích kanálů v každém ventilačním cyklu krátkým pneumatickým impulsem, přičemž jeden alarmový systém s nastavitelnou hodnotou limitu spodního tlaku alarmuje ventilační status a druhý alarmový systém s nastavitelnou dvoustupňovou hodnotou horního tlakového limitu alarmuje přesažení těchto hodnot za současného vypnutí insuflace plynu do trysky a automatické zapnutí ventilace při poklesu tlaku pod dolní limit spodního tlaku přičemž ze základního zařízení, které je opatřeno regulací insuflačního tlaku a třípolohovým přepínačem poměru dob inspiria a expiria pro realizaci impulsního a expulsního režimu s automatickým zapnutím expirační trysky v expulsním režimu, jsou odvozeny další dvě jednodušší varianty zejména pro terenní a transportní použití a jsou vyznačeny tím, že první a druhá jednodušší varianta nemá regulaci insuflačního tlaku a nemá třípolohový přepínač poměru dob inspiria a expiria a druhá nejednodušší varianta nemá měřicí trakt a tím i bezpečnostní a alarmový systém a prevence přetlakového poškození plic je dána použitím multitryskového generátoru podle ČSAO 252710 přičemž tato varianta je určena pouze pro ventilaci intubační rourkou nebo maskou opatřenou multitryskovým generátorem podle ČSAO 252710.

Příklady provedení zařízení podle vynálezu jsou znázorněny na obr. 1 a obr. 2., kde je znázorněno schema zapojení bloků zařízení a možnosti jeho spojení s ventilačními nástroji pro různá klinická použití, na obr. 3. je znázorněno schema zapojení pneumatického časového generátoru s třípolohovým přepínačem poměru dob inspiria a expiria, na obr. 4. je znázorněno schema zapojení proplachovacího obvodu s měřicím traktem a komparátorem dolního limitu tlaků a komparátorem horních limitů tlaků s přepínačem limitů tlaků, na obr. 5 je znázorněno schema první jednodušší varianty odvozené ze základního zařízení, na obr. 6. je znázorněno schema zapojení druhé jednodušší varianty základního zařízení a na obr. 7 a obr. 8 jsou znázorněna schemata zapojení bistabilního pneumatického obvodu použitého v základním zařízení v první a druhé variantě.

Popis zařízení pro umělou ventilaci plic zejména pro terenní a krátkodobé klinické použití je provedený podle příkladů znázorněných na obr. 1. a 2. resp. na obr. 3. a obr. 4. a 5. a 6. a 7. a 8.

Ventilační systém pro endotracheální aplikaci tvoří intubační rourka 1 opatřená na proximálním konci snímacím konektorem 2 s měřicím kanálem 3 a proximální konec snímacího konektoru je opatřen multitryskovým generátorem 4 se třemi inspiračními tryskami 5 odstupňovaných průměrů a jednou expirační tryskou 6 a proximální konec multitryskového generátoru 4 je opatřen odnímatelným zpětným ventilem 7 přičemž světlosti intubační rourky, snímacího konektoru a multitryskového generátoru 8, 9 a 10 jsou stejné nebo ventilační systém pro ventilaci maskou tvořený maskou 11, multitryskovým generátorem 12 se třemi nebo čtyřmi inspiračními 13 a jednou expirační tryskou 14 a proximální konec multitryskového generátoru je opatřen odnímatelným zpětným ventilem 15 přičemž světlost 16 multitryskového generátoru 12 je přibližně porovnatelná nebo větší než světlost průdušnice v celém věkovém spektru a distální konec multitryskového generátoru 12 je opatřen měřicím kanálem 17 nebo ventilační systém pro subglotickou a supraglotickou ventilaci tvořený ohebným insuflačním tubusem 18 s insuflačním kanálem 19 opatřený na distálním konci tryskou 20 a měřicím kanálem 21 nebo ventilační systém pro bronchoskopii tvořený bronchoskopickým tubusem pevně spojeným s multitryskovým generátorem 23 se třemi inspiračními tryskami 24 a měřicím kanálem 25 ústícím na distálním konci bronchoskopu nebo ventilační systém pro synchronní selektivní ventilaci tvořený dvěma intubačními rourkami 26 a 27 o stejných světlostech 28,29 zavedených distálními konci do levého 30 a pravého 31 hlavního bronchu při čemž proximální konce intubačních rourek jsou opatřeny multitryskovými generátory 32 a 33 o shodných světlostech s intubačními rourkami přičemž inspirační trysky 34 a 35 v multitryskových generátorech 32 a 33 jsou rozdílného průměru a jsou připojeny katetry 36 a 37 ke spoji 38 se společným insuflačním vstupem 39 nebo ventilační systém pro transtracheální aplikaci tvořený insuflační jehlou 40 opatřenou měřicím kanálem 41 a insuflační inspirační systém je tvořen inspiračním ventilem 42 s řídicí komorou 43 a zábranou inspiria 44 a odfukem 45 insuflačního katetru 46 opatřeného lavážním ventilem 47 s přímým konektorem 48 pro spojení výstupu 49 inspiračního ventilu 42 podle typu ventilačního systému buď s inspiračními tryskami 5 nebo 13 nebo 24 nebo s insuflačním kanálem 19 nebo se společným insuflačním vstupem 39 nebo insuflační jehlou 40 a insuflační expirační systém je tvořen expiračním ventilem 50 s řídicí komorou 51 a odfukem 52 expiračního katetru 53 opatřeného lomeným konektorem 54 pro spojení výstupu 55 expiračního ventilu 50 s expirační tryskou 6 nebo expirační tryskou 14 a inspirační a expirační ventil 42 a 50 jsou napojeny na rozvětvené napájecí potrubí 56 přičemž napájecí větev 57 je napojena na expirační ventil přes odpor 58 a rozvětvené napájecí potrubí 56 opatřené manometrem 59 je připojeno k redukčnímu ventilu 60 opatřeného ruční regulací 61

insuflačního tlaku a redukční ventil 60 je připojen k rozvětvenému potrubí 62 jehož větev 63 je připojena k redukčnímu ventilu 64 jehož výstup 65 je rozvětven do napájecích otvorů 66 řídicí sítě a rozvětvené potrubí 62 je ukončeno konektorem 67 pro připojení zařízení ke zdroji stlačeného kyslíku a řídicí síť je tvořena pneumatickým časovacím generátorem 68 s konstantní frekvencí inspira a do pneumatického časovacího generátoru 68 jsou vedeny napájecí větve 69 a 70 z třípolohového přepínače 71 poměru dob inspira a expira a výstup 72 doby inspira z časovacího generátoru vede do řídicí komory 43 inspiračního ventilu 42 a výstup 73 doby expira z pneumatického časovacího generátoru vede přes levou polohu 74 třípolohového přepínače 71 poměru dob inspira a expira do řídicí komory 51 expiračního ventilu 50 a z pneumatického časovacího generátoru vede rozvětvený impulzní výstup 75 do proplachovacího obvodu 76 jehož výstup tvoří snímací trakt 77 jehož distální konec 78 je podle typu ventilačního systému připojen k měřicímu kanálu 3 ve snímacím konektoru 2 nebo k měřicímu kanálu 17 nebo 21 nebo 25 nebo 41 nebo k měřicímu katetru 79 jehož distální konec 80 je za distálním ústím intubační rourky 26 nebo 27 a snímací trakt 77 je spojen větví 81 opatřenou viskozním odporem 82 s komparátorem 83 dolního limitu tlaku opatřeného ručním voličem 84 dolního limitního tlaku a větví 85 je měřicí trakt 77 je spojen s komparátorem 86 horních limitních tlaků opatřeným přepínačem 87 horních limitních tlaků přičemž výstup 88 z komparátoru 83 je přes pneumatické inverzní relé 89 větví 90 připojen k nulovacímu vstupu 91 bistabilního obvodu 92 a větví 93 k prvku disjunkce 94 a výstup 95 z komparátoru 86 je spojen s budicím vstupem 96 bistabilního obvodu 92 a výstup 97 z bistabilního obvodu 92 je rozvětven do pneumatického relé 98 a do prvku disjunkce 94 přičemž výstup 99 z pneumatického relé 98 ústí do zábrany inspira 44 v inspiračním ventilu 42 a výstup 100 z prvku disjunkce 94 ústí do pneumatického relé 101 jehož výstup 102 vede přes ruční kohout 103 do pístaly 104 (OBR. 1. a OBR. 2.).

Časovací generátor 68 je tvořen bistabilním obvodem 105 na jehož první vstup 106 je přiveden impulsní výstup 107 z pneumatického koncového spínače 108 opatřeného tlačítkem 109 a na druhý vstup 110 bistabilního obvodu 105 je přiveden rozvětvený impulzní výstup 75 z pneumatického koncového spínače 112 opatřeného tlačítkem 113 přičemž výstup 72 doby inspira z časovacího generátoru se v časovacím generátoru rozvětňuje na vstup pneumatického relé 114 s napájecí větví 70 a výstup 115 z pneumatického relé 114 vede do pružné krabice 116 s pohyblivým dnem 117 a výstup 73 doby expira z pneumatického časovacího generátoru se v pneumatické časovacím generátoru rozvětňuje na vstup pneumatického relé 118 s napájecí větví 69 a výstup 119 z pneumatického relé 118 vede do pružné krabice 120 s pohyblivým dnem 121, přičemž vzdálenosti tlačítek 109 a 113 od pohyblivých dnů 117 a 121 jsou pevně nastaveny a

třípolohový přepínač 71 doby inspira a expira je tvořen pohyblivou částí 122 a pevnou částí 123 přičemž pohyblivá část je opatřena pravou polohou 124, střední polohou 125 a levou polohou 74, přičemž v pohyblivé části 122 jsou dva otvory 126 a 127 a jeden otvor 128 a otvory 126 a 127 jsou spojeny s napájecím otvorem 66 a otvor 128 je spojen s výstupem 73 doby expira a v pevné části 123 je šest otvorů tvořících pneumatické odpory 129, 130, 131, 132, 133, 134 a otvor 135 přičemž pneumatické odpory 129 a 130 jsou stejné a poměr odporů 131 ku 129 a 134 ku 129 je přibližně 3 : 4 a poměr odporů 132 ku 129 a 133 ku 129 je přibližně 3 : 2 přičemž výstupy 136 odporů 129, 131 a 133 a výstupy 137 odporů 130, 132 a 134 jsou spojeny do napájecích větví 69 a 70 spojujících třípolohový přepínač 71 s pneumatickým časovacím generátorem 68 a z otvoru 135 v pevné části 123 vyústí vedení 73 do signální komory 51 expiračního ventilu 50. (OBR. 3.)

Proplachovací obvod 76 je tvořen pneumatickým relé 138 na jehož vstup je přiveden impulsní výstup 75 z pneumatického časovacího generátoru 68 a výstup 139 z pneumatického relé 138 vede přes odpor 140 do průtočné komory 141 pneumatického prvku 142 s membránou 143 oddělující průtočnou komoru 141 od signální komory 144 spojené vedením 145 s děličem tlaku 146 tvořeným napájecím odporem 147 a odfukovacím regulovatelným odporem 148 přičemž výstup z proplachovacího obvodu tvořící snímací trakt 77 je vyveden ze sedla 149 ústícího do průtočné komory 141 pod střed membrány 143 a komparátor 83 dolního limitu tlaku a komparátor 86 horních limitních tlaků v měřicím traktu 77 tvoří pneumatické prvky s hybkými membránami 150 a 151 rozdělujícími vnitřní prostor komparátorů na signální komory 152 a 153 a průtočné komory 154 a 155, přičemž do signálních komor 152 a 153 ústí větev 81 a 85 z měřicího traktu 77 a viskozní odpor 82 s objemem signální komory 152 tvoří integrační člen jehož časová konstanta je 5ti až 10 ti násobek doby cyklu pneumatického časovacího generátoru 68 a do průtočných komor 154 a 155 pod středy hybkých membrán ústí sedla 156 a 157 spojená větvemi 158 a 159 s výstupy 88 a 95 komparátorů, přičemž výstupy 88 a 95 jsou připojeny napájecími větvemi 160 a 161 k napájecím otvorům 66 přes odpory 162 a 163 a průtočná komora 154 komparátoru 83 je spojena s okolní atmosférou otvorem 164, přičemž v průtočné komoře 154 je tlačná pružina 165 opřená horním koncem o hybkou membránu 150 a dolním koncem o mechanismus stlačování pružiny tvořící ruční volič 84 dolního limitu tlaku v měřicím traktu 77 zatímco průtočná komora 155 komparátoru 86 je spojena vedením 166 s přepínačem 87 horních limitních tlaků v měřicím traktu 77 a vedení 166 se v přepínači 87 rozvětví do dvou větví s regulovatelnými odpory 167 a 168, přičemž regulovatelný odpor 167 je spojen odfukovou větví 169 s okolní atmosférou a regulovatelný odpor 168 odfukovou větví 170 ústí do

sedla 171 pod rameno 172 ručně ovládané dvoupolohové klapky 173 opatřené těsněním 174 sedla 171. (OBR.4.).

Zařízení, tvořící první jednodušší variantu, není opatřeno expiračním ventilem 50 s expiračním katetrem 53 a napájecí potrubí 56 není rozvětveno do napájecí větve 57 a není opatřeno manometrem 59 a redukční ventil 60 není opatřen ruční regulací 61 insuflačního tlaku a zařízení není opatřeno třípolohovým přepínačem 71 doby inspira a expira a do pneumatického časovacího generátoru 68 do pneumatických relé 114 a 118 místo napájecích větví 69 a 70 vedou větve 175 a 176 z odporů 177 a 178 napojených na napájecí otvory 66 a z pneumatického časovacího generátoru vyúsťuje pouze výstup 72 doby inspira a výstup 73 doby expira vede pouze do pneumatického relé 118 (OBR.5.).

Zařízení, tvořící druhou jednodušší variantu, není opatřeno proplachovacím obvodem 76 s měřicím traktem 77 a rozvětvený impulsní výstup 75 z koncového spínače 112 se nerozvětjuje do proplachovacího obvodu a zařízení není opatřeno komparátory 83 a 87 a do zábrany inspira 44 v inspiračním ventilu 42 není zaveden výstup 99 z pneumatického relé 98. (OBR.6).

Bistabilní obvody 92 a 105 jsou podobné a bistabilní obvod 92 je tvořen dvěma pneumatickými inversními relé 179 a 180 a dvěma prvky disjunkce 181 a 182 spojenými vedeními 183 a 184, přičemž výstupy 186 a 185 z pneumatických inversních relé 179 a 180 vedou do prvků disjunkce 181 a 182, přičemž nulovací vstup 91 a budicí vstup 96 do bistabilního obvodu 92 vedou do prvků disjunkce 181 a 182 a z výstupu 186 vyúsťuje výstup 97 bistabilního obvodu 92 a bistabilní obvod 105 je tvořen dvěma pneumatickými inversními relé 187 a 188 a dvěma prvky disjunkce 189 a 190 spojenými vedeními 191 a 192, přičemž výstupy 193 a 194 z pneumatických inversních relé 187 a 188 se rozvětvuují do prvků disjunkce 190 a 189 a z výstupů 193 a 194 vyúsťují výstupy 72 a 73 bistabilního obvodu 105 (OBR.7. OBR.8.).

Funkčnost zařízení pro umělou ventilaci plic zejména pro terenní a krátkodobé klinické použití je vysvětlena podle popisu příkladů řešení znázorněných na obr. 1., 2., 3., 4., 5., 6., 7. a 8.

Funkčnost zařízení podle obr.1 a 2. uvádějící příklad zařízení pro umělou ventilaci plic zejména pro terenní a krátkodobé klinické použití je tato : Spuštění zařízení - ventilátoru - je provedeno připojením konektoru 67 ke zdroji stlačeného kyslíku - zdroj není na

obrázcích znázorněn - kterým může být tlaková lahev se stlačeným kyslíkem opatřená redukčním ventilem, nebo rozvod stlačeného kyslíku v nemocničním zařízení včetně připojovacích elementů. Po připojení konektoru 67 vznikne tlak v rozvětveném potrubí 62 a ve větvi 63 přivádějících plyn k redukčním ventilům 60 a 63 a v rozvětveném napájecím potrubí 56 a v napájecí větvi 57 vznikne tlak daný ruční regulací 61 na redukčním ventilu 60 a jeho hodnota se objeví na manometru 59 zatímco ve výstupu 65 vznikne tlak daný redukčním ventilem 64 pro napájení napájecích otvorů 66 jednotlivých skupin a prvků v řídicí síti zapojení. Přetlak v rozvětveném napájecím potrubí 56 představuje insuflační tlak jehož hodnotu určí obsluha, zatímco tlak ve výstupu 65 je konstantní, nezávislý na zvoleném insuflačním tlaku.

Na třípolohovém přepínači 71 poměru dob inspira a expiria zvolí obsluha ventilátoru poměr dob inspira a expiria - např. $1/2$ nebo $1/1$ nebo $2/1$, na přepínači 87 zvolí obsluha jeden ze dvou limitů horních tlaků v dýchacích cestách, buď vyšší - např. 5 kPa nebo nižší - např. 2,5 kPa. Po připojení konektoru 67 ke zdroji tlaku se automaticky uvede v činnost pneumatický časovací generátor 68 na jehož výstupech 72 a 73 vzniknou tlakové signály jejichž amplituda je rovna tlaku v napájecích otvorech 66 přičemž ve výstupu 72 je doba trvání tlakového signálu rovna době inspira a ve výstupu 73 je doba trvání tlakového signálu rovna době expiria. Frekvence vzniku tlakového signálu inspira je konstantní, např. 120 c /min. Např. při volbě poměru dob inspira a expiria $1/1$ na třípolohovém přepínači dob je doba trvání tlakového signálu inspira rovná době trvání tlakového signálu expiria, v případě volby poměru dob inspira a expiria $1/2$, je doba inspira poloviční v porovnání s dobou tlakového signálu expiria a v případě volby poměru dob inspira a expiria $2/1$ je doba trvání tlakového signálu inspira dvojnásobkem doby trvání signálu tlaku expiria, přičemž ve všech případech poměrů dob součet dob trvání tlakového signálu inspira a expiria je konstantní, tj. frekvence výstupních tlakových signálů je konstantní a nezávislá na volbě poměrů dob. Tlakový signál doby inspira se šíří z pneumatického časovacího generátoru 68 výstupem 72 do řídicí komory 43 inspiračního ventilu 42 a výstup 49 inspiračního ventilu se spojí s rozvětveným napájecím potrubím 56 a v inspiračním katetru 46 vznikne insuflační tlak jehož hodnota je úměrná tlaku v rozvětveném potrubí 56. Tlakový signál doby expiria se šíří z pneumatického časovacího generátoru 68 výstupem 73 do třípolohového přepínače dob 71, kde jeho průchod třípolohovým přepínačem je pouze v levé aretované poloze 74 třípolohového přepínače, odpovídající poměru dob inspira a expiria $2/1$. V tomto případě se pneumatický signál z výstupu 73 šíří do řídicí komory 51 expiračního ventilu 50 a výstupu 55 expiračního ventilu se spojí s napájecí větvi 57 a v expiračním katetru 53 vznikne tlak, jehož hodnota je úměrná tlaku v rozvětveném potrubí 56.

danému škrticímu účinku odporu 58. V okamžiku zániku tlakového signálu inspira ve výstupu 72 zanikne spojení výstupu 49 inspiračního ventilu s rozvětveným napájecím potrubím 56 a tlak v inspiračním traktu 46 zanikne odvěkem 45 inspiračního traktu do okolní atmosféry. Podobně při zániku tlakového signálu ve výstupu 73 zanikne spojení výstupu 55 s napájecí větví 57 a tlak v expiračním katetru 53 zanikne odvěkem 52 expiračního katetru do okolní atmosféry.

Z pneumatického časovacího generátoru 68 také vyúsťuje rozvětvený impulsní výstup 75, kterým se přivádí pneumatický impuls s konstantní dobou trvání, která je zlomkem doby trvání tlakového signálu inspira v každém cyklu do proplachovacího obvodu 76. Tento zlomek doby je dán dobou potřebnou k přepnutí časovacího generátoru z doby expira do doby inspira. V proplachovacím obvodu je tlakový impuls tlakově zesílen na hodnotu tlaku v napájecím otvoru 66 a přenesen do snímacího traktu 77 tak, že snímací trakt 77 je po dobu neexistence tlakového impulsu hermeticky oddělen od proplachovacího obvodu 76. Tímto způsobem vznikají ve snímacím traktu 77 relativně krátké pneumatické impulsy, které snímací trakt proplachují. Tlaková amplituda těchto impulsů je úměrná odporu snímacího traktu. V případě kdy snímací trakt je zanesen tak, že je neprůchodný, ve snímacím traktu se za několik cyklů časovacího generátoru naintegruje tlak, jehož energie snímací trakt profoukne. Reakce na vzrůst tlaku ve snímacím traktu bude popsána dále.

Tlak ze snímacího traktu 77 je přenášen přes viskozní odpor 82 do komparátoru 83 a větví 85 do komparátoru 86. Ručním voličem 84 na komparátoru 83 lze nastavit dolní limit tlaku v měřicím traktu a přepínačem 87 spojeným s komparátorem 86 lze zvolit jeden ze dvou limitů horních tlaků v měřicím traktu. V případě, že v měřicím traktu bude tlak větší než zvolený dolní limit tlaku, ve výstupu 88 komparátoru bude tlak odpovídající tlaku v napájecím otvoru 66 a ve větví 90 za pneumatickým inverzním relé 89 bude tlak nulový odpovídající tlaku okolní atmosféry. Uvedený princip umožňuje funkci zařízení i v podmínkách hypobaroxie např. při leteckém transportu a také v podmínkách hyperbaroxie např. v hyperbarické komoře.

V případě, že tlak ve snímacím traktu 77 bude menší než zvolený dolní limit tlaku, ve výstupu 88 z komparátoru 83 tlak zanikne, a ve větví 90 za pneumatickým inverzním relé 89 vznikne tlak daný tlakem v napájecím otvoru 66, který se přenesse do nulovacího vstupu 91 bistabilního obvodu 92 a větví 93 do prvku disjunkce 94 odtud výstupem 100 do pneumatického

relé 101 na jehož výstupu 102 vznikne tlak daný tlakem v napájecím otvoru 66, který přes ruční kohout 103 pronikne do píšťaly 104 a vznikne akustický alarm. Existuje - li ve výstupu 97 z bistabilního obvodu tlakový signál, tlak přivedený na nulovací vstup 91 bistabilního obvodu tento tlak překllopí na nulovou úroveň. Jestliže ve výstupu 97 není tlakový signál, tlak přivedený na nulovací vstup 91 bistabilního obvodu nulovou hladinu signálu ve výstupu 97 nezmění. Akustický alarm z píšťaly 104 lze otevřením ručního kohoutu 103 do polohy přerušení průtoku z výstupu 102 zrušit. Uvedená činnost popisovala funkčnost zařízení při jeho spuštění.

Zařízení je spuštěno a podle příkladu jeho aplikace se připojí přímý konektor 48 inspiračního katetru 46 a lomený konektor 54 expiračního katetru 53 k inspirační trysce 5 nebo 13 a expirační trysce 6 nebo 14 v multitryskovém generátoru 4 nebo 12 a distální konec 78 snímacího traktu 77 k měřicímu kanálu 3 nebo 17 v snímacím konektoru 2 nebo v multitryskovém generátoru 12 připojeného k masce 11 přičemž soustava multitryskový generátor 4, snímací konektor 2 a intubační rourka 1 mají stejné světlosti 10, 9, a 8 a světlost 16 multitryskového generátoru 12 je větší, nebo porovnatelná se světlostí průdušnice pacienta. Nebo podle případu aplikace zařízení je přímý konektor 48 inspiračního katetru 46 připojen do insuflačního kanálu 19 ohebného insuflačního tubusu 18 nebo do trysky 24 multitryskového generátoru 23 bronchoskopu 22, nebo do insuflačního vstupu 39 synchronního selektivního ventilačního systému, nebo do insuflační jehly 40 transtracheálního ventilačního systému a distální konec 78 snímacího traktu 77 je spojen s měřicím kanálem 21 ohebného insuflačního tubusu 18 nebo s měřicím kanálem 25 bronchoskopu 22 nebo s měřicím katetrem 79 synchronního selektivního ventilačního systému nebo s měřicím kanálem 41 insuflační jehly transtracheálního ventilačního systému.

Po připojení zařízení na ventilační systém v přímém konektoru 48 vznikne v době inspiria tlak, který se v inspirační trysce změní v průtok kyslíku vyvolávající ve ventilačním systému injektorový účinek přisávající z proximálního konce, není-li trakt opatřen odnímatelným zpětným ventilem 7 nebo 15, vzduch z okolní atmosféry. Injektorový efekt znásobí průtok plynu z trysky a na distálním konci multitryskového generátoru vznikne tlaková energie úměrná tlaku v přímém konektoru a jeho násobku kvadrátem poměru světlosti inspirační trysky 5 nebo 13 a světlosti 10 nebo 16 multitryskového generátoru tlaku. Tento tlak vytvoří energii pro dopravu plynu do plic proti průtočnému a pružnému odporu plic. Zvětšení této energie lze

dosáhnout buď zvýšením insuflačního tlaku ruční regulací 61 na redukčním ventilu 60 nebo nasunutím přímého konektoru 48 do inspirační trysky o větší světlosti. Frakce kyslíku v inspiračních plynech je dána injektrovým účinkem inspirační trysky napájené kyslíkem a průtočným odporem dýchacích cest a tudíž automaticky fyzikálně stoupá s narůstajícím průtočným odporem plic většinou odpovídajícím míře plicního postižení. V případě nutnosti zvýšení inspirované frakce kyslíku na hodnotu blízkou jedničce, opatří se proximální konec multitryskového generátoru odnímatelným zpětným ventilem 7 nebo 15, který zabraňuje přísávání vzduchu z okolní atmosféry do multitryskového generátoru. Pro zachování porovnatelné hodnoty ventilace je však nutno v tomto případě zvýšit ventilační energii, což se realizuje přeložením přímého konektoru 48 do inspirační trysky o větší světlosti. Fyzikálního principu změny inspirační energie změnou průtočné světlosti inspirační trysky při zachování insuflačního tlaku v přímém konektoru 48 je s výhodou využito pro realizaci synchronní selektivní ventilace plic, kdy je jedna plíce ventilována vyšší inspirační energií a druhá nižší inspirační energií. Tohoto účinku je dosaženo přivedením stejného insuflačního tlaku přímým konektorem 48 do insuflačního vstupu 39 spoje 38 katetry 36, 37 avšak do různých světlostí inspiračních trysek 34 a 35 v paralelním ventilačním systému tvořeným dvěma intubačními rourkami 26 a 27 stejných světlostí 28, 29, jejichž distální konce jsou zavedeny do levého a pravého hlavního bronchu 30 a 31.

Po připojení zařízení na ventilační systém vzniknou ve ventilačním systému periodické tlakové změny s frekvencí danou pneumatickým časovacím generátorem 68. Tyto tlakové změny jsou přenášeny snímací traktem 77 do komparátorů 83 a 86. Komparátor 83 opatřený integrátorem s viskozním odporem 82 snímá střední tlakovou hladinu ve snímacím traktu 77 a tím ve ventilačním systému, zatímco komparátor 86 snímá okamžitý tlak ve snímacím traktu 77 a tím ve ventilačním systému. Jakmile přesáhne tlak ve snímacím traktu jednu z limitních hodnot tlaku zvolenou přepínačem 87 ve výstupu 95 z komparátoru 86 vznikne tlakový signál, který přes budič vstup 96 bistabilního obvodu 92 vybudí výstup 97 bistabilního obvodu jehož tlakový signál se přes pneumatické relé 98 výstupem 99 šíří do zábrany inspira 44 v inspiračním ventilu 42 a tím zablokuje činnost inspiračního ventilu 42 v poloze, kdy inspirační ventil spojuje inspirační katétr 46 s odfukem 45. Touto činností je přerušen průtok plynu v inspiračním katetru 46 do inspirační trysky a nastane exspirium, ve kterém se přetlak v plicích vyrovnává s tlakem okolní atmosféry. Současně se vznikem signálu ve výstupu 97 se tento signál šíří přes prvek

disjunkce 94 výstupem 100 přes pneumatické relé 101 výstupem 102 přes ruční kohout 103 do pístů 104 a vzniká akustický signál alarmu. V okamžiku, kdy stejnosměrná střední hladina tlaku ve snímacím traktu 77 poklesne pod dolní limit tlaku daný ručním voličem 84 na komparátoru 83 s opožděním rovnajícím se časové konstantě integrátoru s viskozním odporem 82 zanikne ve výstupu 88 z komparátoru 83 tlakový signál a ve větvi 90 inverzního pneumatického relé 89 vznikne signál jehož tlak na nulovacím vstupu 91 bistabilního obvodu 92 zruší signál ve výstupu 97 z bistabilního obvodu a tím zruší signál ve výstupu 99 blokující činnost inspiračního ventilu 42 a inspirační ventil obnoví svou činnost s příchodem signálu ve větvi 72. Zrušením signálu ve výstupu 97 z bistabilního obvodu 92 je současně zrušena činnost pístů 104 a alarm zanikne. Touto činností se realizuje bezpečnost proti přetlakovému poškození plic přičemž pacient nezůstává v apnoickém stavu. Proti rozpojení ventilačního systému včetně uvolnění přímého konektoru 48, nebo rozpojení snímacího traktu 77 je systém zabezpečen činností komparátoru 83. Při ustáleném stavu ventilace, který nastává za několik sekund po připojení zařízení na ventilační systém obsluha otáčí ručním voličem 84 jedním směrem např. po směru hodinových ručiček čímž zvětšuje dolní limit středního tlaku na komparátoru 83 nad aktuální hodnotu tlaku ve snímacím traktu 77. V tomto případě zanikne signál ve výstupu 88 z komparátoru 83 a ve větvi 90 za inverzním pneumatickým relé 89 vznikne tlakový signál, který aktivuje akustický alarm cestou přes prvek disjunkce 94, pneumatické relé 101 a ruční kohout 103. Při tomto alarmu není přerušena ventilace a zrušení alarmu se dosáhne ručním voličem 84 tak, že se postupně ručně snižuje např. proti směru hodinových ručiček dolní limit středního tlaku pod aktuální hodnotu středního tlaku ve snímacím traktu. Po zániku alarmu je dolní limit středního tlaku nastaven, a alarm vznikne pouze v případě, kdy aktuální hodnota středního tlaku ve snímacím traktu poklesne pod nastavený limit ručním voličem 84. Touto činností je ohraničen ventilační status reagující na poruchy dané rozpojením ventilačního traktu, nebo uvolněním přímého konektoru nebo uvolněním distálního konce 78 snímacího traktu nebo dislokací endotracheální rourky mimo průdušnici - extubaci - a podobně.

Funkčnost zařízení podle obr.3. uvádějící příklad řešení pneumatického časovacího generátoru 68 a třípolohového přepínače 71 je tato. Časovacími elementy v pneumatickém časovacím generátoru jsou pružné krabice 116 a 120, které tvoří pneumatické kapacity s pohyblivými dny 117 a 121. Tyto kapacity jsou plněny kyslíkem přes otvory 129, 130, a 131, 132 a 133, 134 z napájecího otvoru 66 přes otvory 126 a 127 v třípolohovém

přepínači 71 prostřednictvím pneumatických relé 114 a 118. V okamžiku vzniku signálu ve výstupu 72 z bistabilního obvodu 105 se v pneumatickém relé 114 otevře cesta spojující výstup 115 do pružné krabice 116 s napájecí větví 70, která je podle polohy pohyblivé části 122 třípolohového přepínače spojena s odporem 130 nebo 132 nebo 134 výstupy 137. Uvedenou cestou se pružná krabice 116 začne zaplňovat plynem a pohyblivé dno 117 se bude pohybovat proti tlačítku 109 pneumatického koncového spínače 108, umístěného pevně v určité vzdálenosti od výchozí polohy pohyblivého dna 117 pružné krabice 116. Při zaplňování pružné krabice plynem bude v pružné krabici v čase exponenciálně narůstat tlak a pohyblivé dno pružné krabice se bude pohybovat ke tlačítku 109, jehož stlačením se aktivuje impulsní výstup 107 z pneumatického koncového spínače 108. Čas potřebný k překonání vzdálenosti mezi tlačítkem 109 a výchozí polohou pohyblivého dna pružné krabice je mírou času inspirační doby. Pneumatický signál v impulsním výstupu 107 přivedený na první vstup 106 bistabilního obvodu 105 zruší signál ve výstupu 72, tím překlápí pneumatické relé 114 do polohy, ve které se uzavře cesta z napájecí větve 70 do výstupu 115 a výstup 115 se spojí s okolní atmosférou. V tomto okamžiku se pružná krabice 116 začne vyprazdňovat, pohyblivé dno 117 se začne vzdalovat od tlačítka 109 a signál v impulsním výstupu 107 zanikne jeho připojením v pneumatickém koncovém spínači 108 na okolní atmosféru. Se zánikem signálu ve výstupu 72 bistabilního obvodu 105 současně vzniká signál ve výstupu 73 bistabilního obvodu, který je rozvětven na pneumatické relé 118 a do otvoru 128 v pohyblivé části 122 třípolohového přepínače. V okamžiku vzniku signálu ve výstupu 73 se v pneumatickém relé 118 otevře cesta spojující výstup 119 do pružné krabice 120 s napájecí větví 69, která je podle polohy pohyblivé části 122 třípolohového přepínače spojena s otvorem 129 nebo 131 nebo 133 výstupy 136. Uvedenou cestou se pružná krabice 120 začne zaplňovat plynem a pružné dno 121 se bude pohybovat proti tlačítku 113 pneumatického koncového spínače 112, umístěného pevně v určité vzdálenosti od výchozí polohy pohyblivého dna 121 pružné krabice 120. Při zaplňování pružné krabice plynem bude v pružné krabici 120 v čase exponenciálně narůstat tlak a pohyblivé dno 121 pružné krabice se bude pohybovat ke tlačítku 113 a jeho stlačením se aktivuje rozvětvený impulsní výstup 75 z pneumatického koncového spínače 112. Čas potřebný k překonání vzdálenosti mezi tlačítkem 113 a výchozí polohou pohyblivého dna 121 pružné krabice je mírou času expira.

Pneumatický signál v impulsním rozvětveném výstupu 75 přivedený na druhý vstup 110 bistabilního obvodu 105 zruší signál ve výstupu 73, tím překlápí pneumatické relé 118 do polohy, ve které se uzavře cesta z napájecí větve 69 do výstupu 119 a výstup 119 se spojí s okolní atmosférou. V tomto okamžiku se pružná krabice 120 začne vyprazdňovat, pohyblivé dno

121 se začne vzdalovat od tlačítka 113 a signál v rozvětveném impulsním výstupu 75 zanikne jeho připojením v pneumatickém koncovém spínači 112 na okolní atmosféru. Se zánikem signálu ve výstupu 73 bistabilního obvodu 105 současně vzniká signál ve výstupu 72 a cyklus se opakuje.

Uvedenou činností v impulsním výstupu 107 a v impulsním rozvětveném výstupu 75 vznikají pneumatické impulzy jejichž doba trvání je daná dobou změny signálu z výstupu 72 do výstupu 73 a opačně.

Za předpokladu, že vzdálenosti pohyblivých den 117 a 121 pružných krabic 116 a 120 od tlačítek 109 a 113 jsou stejné, poměr dob je dán poměrem odporů v nepohyblivé části 123 třípolohového přepínače dob připojených k otvorům 126 a 127 napájených z napájecího otvoru 66 v levé 74 nebo střední 125 nebo pravé poloze 124 v pohyblivé části 122 třípolohového přepínače dob. Např. pro poměr dob rovný jedné jsou odpory 129 a 130 stejné, a poloha pohyblivé části 122 odpovídá střední poloze 125, pro poměr dob rovný jedné polovině je odpor 133 dvounásobkem odporu 134 a poloha pohyblivé části 122 odpovídá pravé poloze 124, pro poměr dob rovný dvěma je odpor 132 dvounásobkem odporu 133 a poloha pohyblivé části 122 odpovídá levé poloze 74. Pro poměr dob rovný dvěma, kdy doba inspiria je dvounásobkem doby expira v plicích konečný expirační tlak, a z tohoto důvodu je v levé poloze 74 otvor 128 v pohyblivé části 122 spojen s otvorem 135 v nepohyblivé části 123, čímž je realizován průchod signálu výstupem 73 do řídicí komory 51 expiračního ventilu 50, který aktivuje expirační trysku 5 nebo 14 čímž vytváří v multitryskovém generátoru sací energii zvyšující expirační průtok plynu z plic čímž nastává snížení konečného expiračního tlaku. Hodnota této energie je naladěna odporem 58 v napájecí větvi 57 napájející expirační ventil 50. Konstantní frekvence pneumatického časového generátoru 68 vyžaduje aby doba cyklu byla při všech volených poměrech dob konstantní, což je realizováno poměrem odporů 131 ku 124 a 134 ku 129 v poměru 3:4 a poměrem odporů 132 ku 129 a 133 ku 129 v poměru 3:2. Uvedené poměry platí pro stejné odpory 129 a 130 a pro poměry dob 1:2 a 2:1.

Volba poměru dob inspiria a expira pomocí třípolohového přepínače dob 71 v hodnotách poměru menšího než jedna a většího než jedna umožňuje realizaci tzv. impulzního a expulzního režimu, kdy impulzní režim vyznačující se krátkým inspiriem a dlouhým expiriem umožňuje efektivní laváž plic, efektivní instilaci léčivých roztoků resp. aerosolů, surfaktantu, a podobně. Efektivnost laváže spočívá v tom, že roztoky nebo suspenze jsou podávány do lavážního ventilu 47 těsně před přímý konektor 48, kde jsou lavážní roztoky insulačním tlakem v inspiračním

katetru 46 tlačeny do inspirační trysky 5, kde nastává přeměna tlakové energie na energii kinetickou a touto kinetickou energií jsou lavážní roztoky dodávány do dýchacích cest ve formě aerosolu s širokým spektrem velikosti kapalinových částic. Efektivnost lavážní činnosti je zvýšena vysokofrekvenční činností zařízení, kdy například při frekvenci 120 cyklů za minutu, nastává instilace lavážních tekutin do bronchiálního stromu dvakrát za jednu sekundu v porovnání s konvenční ventilací, kdy instilace lavážních tekutin se děje v inspiriu s frekvencí přibližně desetkrát nižší. Hlavní rozdíl efektivnosti laváže spočívá v tom, že při frekvenci nad 60 cyklů za minutu v celém věkovém spektru pacientů při poměru dob inspira a expira menší než jedna nastává v dýchacích cestách převaha kinetické energie plynu v inspiračním směru v porovnání s kinetickou energií v expiračním směru ve ventilačním cyklu a pohyblivá tělesa a tekutiny jsou během impulsního režimu transportovány směrem do plicních sklípků.

Expulsní režim, který je obvykle aplikován po impulsním režimu se vyznačuje tím, že při frekvenci nad 60 cyklů za minutu při poměru dob inspira a expira větší než jedna nastává v dýchacích cestách převaha kinetické energie plynu v expiračním směru v porovnání s kinetickou energií v inspiračním směru ve ventilačním cyklu a pohyblivá tělesa a tekutiny jsou během expulsního režimu transportovány směrem z plic.

Funkčnost zařízení podle obr. 4 uvádějící příklad řešení proplachovacího obvodu 76 a snímacího traktu 77 a komparátory 83 a 86 s přepínačem 87 je tato. Do proplachovacího obvodu 76 rozvětveným impulsním výstupem 75 z časovacího generátoru 68 vede pneumatický impuls na pneumatické relé 138, které impuls amplitudově zesílí na hodnotu tlaku v napájecím otvoru 66 a tlakově zesílený impuls je veden výstupem 139 přes odpor 140 omezující tlakový impuls proudově do průtočné komory 141 membránového prvku 142 na jehož membránu 143 působí tlak v signální komoře 144 z děliče tlaku 146. Tlak v signální komoře 144 je nastaven odfukovým regulovatelným odporem 148 v děliči tlaku 146. Tento tlak představuje maximální dosažitelnou energetickou úroveň proplachovacího impulsu ve snímacím traktu 77. V okamžiku, kdy tlak v průtočné komoře 141 membránového prvku 142 dosáhne úrovně tlaku v signální komoře 144 membrána 143 se převahou na ni působících sil zvedne od sedla 149 a pneumatický impuls z výstupu 139 pronikne do snímacího traktu 77. V okamžiku zániku impulsu ve výstupu 139 v průtočné komoře 141 membránového prvku 142 tlak klesá a tlak z děliče tlaku 146 v signální komoře 144 membránu 143 v membránovém prvku 142 překlopí na sedlo 149 čímž utěsní snímací trakt 77. Uvedenou činností je snímací trakt proplachován a zároveň těsněn.

Proplach je realizován v každém cyklu pneumatického časového generátoru 68. Ve snímacím traktu 77 se objevují tlakové impulzy proplachu superponovány na tlakové křivce snímané ve ventilačním traktu a amplituda tlakových impulsů je dána okamžitým odporem snímacího traktu. Zvýšení středního tlaku ve snímacím traktu relativně krátkými proplachovacími impulzy je zanedbatelná. Tlakové amplitudy ve snímacím traktu 77 dané snímáním tlaku ve ventilačním systému se přenášejí větví 81 přes viskozní odpor 82 do signální komory 152 komparátoru 83 a větví 85 do signální komory 153 komparátoru 86. Kapacita signální komory 152 a viskozní odpor 82 tvoří integrující prvek tlakových změn ve snímacím traktu 77 a v signální komoře 152 komparátoru 83 vzniká střední úroveň tlaku ve snímacím traktu 77. Tato střední hodnota tlaku působí na hybkou membránu 150 a tvoří sílu, která přitlačuje hybkou membránu 150 na sedlo 156 pod středem hybké membrány, o který je opřena tlačná pružina 165 jejíž předpětí je možno měnit ručním voličem 84. V případě, že síla od tlačné pružiny 165 je menší než síla od tlaku v signální komoře 152 komparátoru 83, hybká membrána těsní sedlo 156 a průtok plynu z odporu 162 z napájecího otvoru 66 větví 158 je zastaven a ve výstupu 88 z komparátoru 83 je tlak rovný tlaku v napájecím otvoru 66. V okamžiku, kdy síla od tlačné pružiny bude větší než síla působící na hybkou membránu v signální komoře 152 komparátoru 83, hybká membrána uvolní sedlo 156 a plyn z větve 158 proteče průtočnou komorou 154 komparátoru 83 a odtud do okolní atmosféry otvorem 164. Odvzdušněním větve 158 tlak ve výstupu 88 komparátoru 83 zanikne. Uvedenou činností lze realizovat snímání dolní meze střední úrovně tlaku přenášené snímacím traktem 77 z ventilačního systému. Větví 85 se přenáší dynamický průběh tlakového signálu z ventilačního systému do signální komory 153 kde působí na hybkou membránu 151 komparátoru 86. V průtočné komoře 155 pod hybkou membránou 151 je sedlo 157 napájené větví 159 z odporu 163 připojeného k napájecímu otvoru 66 a průtočná komora 155 komparátoru 86 je odvzdušněna vedením 166 přes paralelně zapojené regulovatelné odpory 167 a 168, přičemž průtok regulovatelným odporem 168 je ovládaný dvoupolohovou klapkou 173 s těsněním 174 sedla 171. Uvedeným uspořádáním lze nastavit v průtočné komoře 155 komparátoru 86 dvě hladiny tlaku. Větší hladina např. 5,0 kPa v případě, že dvoupolohová klapka 173 bude v poloze zamezující průtok plynu sedlem 171 do okolní atmosféry se naladí regulovatelným odporem 167 a nižší hladina např. 2,5 kPa se naladí regulovatelným odporem 168 v poloze dvoupolohové klapky netěsnící sedlo 171. Obě hladiny tlaku ve výstupu 95 komparátoru 86 jsou hluboko pod úrovní jedničkové úrovně signálu ve výstupu 95 komparátoru 86 a představují nulovou úroveň výstupních signálů ve výstupu 95. V okamžiku, kdy tlak v signální komoře 153 bude větší než hladina tlaku volená polohou dvoupolohové klapky 173,

hybká membrána 151 uzavře sedlo 157 a ve výstupu 95 vznikne jedničková úroveň signálu rovná tlaku v napájecím otvoru 66. Při poklesu tlaku v signální komoře 153 pod určitou úroveň, síla daná jedničkovou úrovní tlaku na sedle 157 zvedne hybkou membránu 151 od sedla a v průtočné komoře vznikne původní hladina tlaku daná polohou dvoupolohové klapky. Uvedenou činností lze snímat dva limity horních tlaků ve snímacím traktu 77.

Funkčnost zařízení podle obr. 5 uvádějící příklad řešení první jednodušší varianty zařízení je podřízena požadavku zjednodušeného ovládání zařízení bez ruční regulace 61 redukčního ventilu 60 tj. bez možnosti regulace insuflačního tlaku v inspiračním katetru 46, bez možnosti volby poměru dob na třípolohovém přepínači 71 a bez expiračního ventilu 50. Redukční ventil 60 je nastaven na určitý konstantní tlak a pneumatický časovací generátor 68 je nastaven na poměr dob s mírnou převahou doby inspira v porovnání s dobou expira pomocí vzdálenosti pohyblivých den 117 a 121 od tlačítka 109 a 113 pneumatických koncových spínačů 108 a 112 přičemž pneumatická relé 114 a 118 jsou napojena na napájecí otvory 66 přes odpory 177 a 178 s porovnatelnou průtočností. Nutná změna ventilační energie například při zvýšení celkového odporu dýchacích cest je realizována přeložením přímého konektoru 47 do inspirační trysky 5 s větší světlostí. Bezpečnostní a alarmový systém v této první zjednodušené variantě je stejný jako v původním zařízení. Tato první zjednodušená varianta zařízení je určena zejména pro terenní použití a transtracheální ventilaci insuflační jehlou, při transportech a také při aplikacích v klinice pro ventilaci při operacích horních cest dýchacích při bronchoskopii a podobně všude, kde je zapotřebí bezpečnostní a alarmový systém.

Funkčnost zařízení podle obr. 6. uvádějící příklad řešení druhé jednodušší varianty zařízení je podřízen požadavku nejednoduššího ovládání zařízení, které mimo zjednodušené řešení v první jednodušší variantě nemá bezpečnostní ani alarmové zařízení. Řešení této varianty vychází z fyzikální prevence přetlakového poškození plic dané použitím systému multitryskových generátorů, kde maximální ventilační energie daná součinem insuflačního tlaku v přímém konektoru 48 a kvadrátem poměru světlosti inspirační trysky a světlosti multitryskového generátoru. Tato druhá zjednodušená varianta původního zařízení je určena zejména pro krátkodobou ventilaci při převozech v nemocničním zařízení při ventilaci intubační rourkou nebo maskou, při odsávání v průběhu konvenční ventilace, kdy není nutno přerušit

ventilaci a podobně všude tam, kde je ventilační systém omezen na použití multitryskového generátoru a kde je pacient nepřetržitě pod kontrolou obsluhujícího personálu.

Funkčnost zařízení podle obr. 7. a 8. uvádějící příklad řešení bistabilních obvodů 92 a 105 použitých v původním zařízení a první a druhé zjednodušené variantě je toto. Bistabilní obvod 92 nebo 105 se nachází vždy v jednom ze stabilních stavů, kdy na jednom z výstupů 186 nebo 185 nebo 193 nebo 194 existuje výstupní signál při neexistenci vstupních signálů na nulovacím vstupu 91 nebo budicím vstupu 96 nebo na prvním vstupu 106 nebo na druhém vstupu 110. Při existenci signálu například ve výstupu 185 bistabilního obvodu 92 je tento signál přiveden na prvek disjunkce 181, kterým je přenesen vedením 183 na pneumatické inversní relé 179 na jehož výstupu 186 bude nulový signál, který je přiveden na prvek disjunkce 182 a ve vedení 184 bude rovněž nulová hladina signálu, která na výstupu 185 za inversním pneumatickým relé 180 odpovídá jedničkové úrovni tlakového signálu. Při vzniku signálu na nulovacím vstupu 91 se stav signálu ve výstupu 186 nezmění, neboť ve vedení 183 již signál z výstupu 185 existuje. Při vzniku signálu na budicím vstupu 96 tento pronikne prvkem disjunkce 182 do vedení 184 a na výstupu 185 pneumatického inversního relé 180 signál zanikne. Se zánikem signálu ve výstupu 185 zanikne signál ve vedení 183 z prvků disjunkce 181 a ve výstupu 186 pneumatického inversního relé 179 vznikne výstupní signál, který přes prvek disjunkce 182 ve vedení 184 zruší výstup 185 z pneumatického inversního relé 180. Jedničková úroveň signálu ve výstupu 186 je daná tlakem v napájecím otvoru 66 pneumatického inversního relé 179. Při příchodu signálu na nulovací vstup 91 bistabilního obvodu 92 je tento signál přenesen prvkem disjunkce 181 do vedení 183 a překlopí pneumatické inversní relé 179 a ve výstupu 186 spojeného s výstupem 92 signál zanikne a na výstupu 185 z pneumatického inversního relé vznikne jedničková úroveň signálu, která přes prvek disjunkce 181 udrží daný stav výstupu i při zániku signálu v budicím vstupu 91. Podobná činnost se děje v bistabilním obvodu 105 pneumatického časového generátoru 68.

Funkčnost pneumatických relé 98, 101, 114, 118, 138 v zařízení je tato. Vstupní signál například z výstupu 97 ústí do neodvzdušněné signální komory pneumatického relé 98. Jakmile vstupní signál dosáhne přibližně 60% úrovně tlaku z napájecího otvoru 66, spojí se například

výstup 99 v pneumatickém relé s napájecím otvorem 66. Při poklesu signálního tlaku pod hodnotu přibližně 40% úrovně tlaku z napájecího otvoru 66 je výstup 99 v pneumatickém relé 98 spojen s okolní atmosferou a v připojené zátěži například zábraně inspira 44 a v inspiračním ventilu 42 se tlak vyrovná s okolní atmosferou.

Funkčnost pneumatických inversních relé 89, 179, 180, 187 a 188 v zařízení je inversní k činnosti pneumatických relé 98, 101, 114, 118 a 138. Neexistuje-li vstupní signál například ve výstupu 88 komparátoru 83 je napájecí otvor 66 v inversním pneumatickém relé 89 spojen s větví 90. Vzroste-li vstupní tlak přibližně na hodnotu 60% tlaku v napájecím otvoru 66, spojí se větev 90 v pneumatickém inversním relé 89 s okolní atmosferou a při poklesu tlaku vstupního signálu přibližně na 40% hodnoty tlaku v napájecím otvoru 66 připojí se větev 90 k napájecímu otvoru 66.

PATENTOVÉ NÁROKY

1. Zařízení pro umělou ventilaci plic zejména pro terenní a krátkodobé klinické použití vyznačeno tím, že ventilační systém pro endotracheální aplikaci tvoří intubační rourka (1) opatřená na proximálním konci snímacím konektorem (2) s měřicím kanálem (3) a proximální konec snímacího konektoru je opatřen multitryskovým generátorem (4) se třemi inspiračními tryskami (5) odstupňovaných průměrů a jednou expirační tryskou (6) a proximální konec multitryskového generátoru (4) je opatřen odnímatelným zpětným ventilem (7) přičemž světlosti intubační rourky, snímacího konektoru a multitryskového generátoru (8), (9) a (10) jsou stejné nebo ventilační systém pro ventilaci maskou tvořený maskou (11), multitryskovým generátorem (12) se třemi nebo čtyřmi inspiračními (13) a jednou expirační tryskou (14) a proximální konec multitryskového generátoru je opatřen odnímatelným zpětným ventilem (15) přičemž světlost (16) multitryskového generátoru (12) je přibližně porovnatelná nebo větší než světlost průdušnice v celém věkovém spektru a distální konec multitryskového generátoru (12) je opatřen měřicím kanálem (17) nebo ventilační systém pro subglotickou a supraglotickou ventilaci tvořený ohebným insuflačním tubusem (18) s insuflačním kanálem (19) opatřený na distálním konci tryskou (20) a měřicím kanálem (21) nebo ventilační systém pro bronchoskopii tvořený bronchoskopickým tubusem pevně spojeným s multitryskovým generátorem (23) se třemi inspiračními tryskami (24) a měřicím kanálem (25) ústícím na distálním konci bronchoskopu nebo ventilační systém pro synchronní selektivní ventilaci tvořený dvěma intubačními rourkami (26) a (27) o stejných světlostech (28), (29) zavedených distálními konci do levého (30) a pravého (31) hlavního bronchu při čemž proximální konce intubačních rourek jsou opatřeny multitryskovými generátory (32) a (33) o shodných světlostech s intubačními rourkami přičemž inspirační trysky (34) a (35) v multitryskových generátorech (32) a (33) jsou rozdílného průměru a jsou připojeny katetry (36) a (37) ke spoji (38) se společným insuflačním vstupem (39) nebo ventilační systém pro transtracheální aplikaci tvořený insuflační jehlou (40) opatřenou měřicím kanálem (41) a insuflační inspirační systém je tvořen inspiračním ventilem (42) s řídicí komorou (43) a zábranou inspiria (44) a odفukem (45) insuflačního katetru (46) opatřeného lavážním ventilem (47) s přímým konektorem (48) pro spojení výstupu (49) inspiračního ventilu (42) podle typu ventilačního systému buď s inspiračními tryskami (5) nebo (13) nebo (24) nebo s insuflačním kanálem (19) nebo se společným insuflačním vstupem (39) nebo insuflační jehlou (40) a insuflační expirační systém je tvořen expiračním ventilem (50) s

řídící komorou (51) a odvětráním (52) expiračního katetru (53) opatřeného lomeným konektorem (54) pro spojení výstupu (55) expiračního ventilu (50) s expirační tryskou (6) nebo expirační tryskou (14) a inspirační a expirační ventil (42) a (50) jsou napojeny na rozvětvené napájecí potrubí (56) přičemž napájecí větev (57) je napojena na expirační ventil přes odpor (58) a rozvětvené napájecí potrubí (56) opatřené manometrem (59) je připojeno k redukčnímu ventilu (60) opatřeného ruční regulací (61) inspiračního tlaku a redukční ventil (60) je připojen k rozvětvenému potrubí (62) jehož větev (63) je připojena k redukčnímu ventilu (64) jehož výstup (65) je rozvětven do napájecích otvorů (66) řídící sítě a rozvětvené potrubí (62) je ukončeno konektorem (67) pro připojení zařízení ke zdroji stlačeného kyslíku a řídící síť je tvořena pneumatickým časovacím generátorem (68) s konstantní frekvencí inspira a do pneumatického časovacího generátoru (68) jsou vedeny napájecí větve (69) a (70) z třípolohového přepínače (71) poměru dob inspira a expira a výstup (72) doby inspira z časovacího generátoru vede do řídící komory (43) inspiračního ventilu (42) a výstup (73) doby expira z pneumatického časovacího generátoru vede přes levou polohu (74) třípolohového přepínače (71) poměru dob inspira a expira do řídící komory (51) expiračního ventilu (50) a z pneumatického časovacího generátoru vede rozvětvený impulzní výstup (75) do proplachovacího obvodu (76) jehož výstup tvoří snímací trakt (77) jehož distální konec (78) je podle typu ventilačního systému připojen k měřicímu kanálu (3) ve snímacím konektoru (2) nebo k měřicímu kanálu (17) nebo (21) nebo (25) nebo (41) nebo k měřicímu katetru (79) jehož distální konec (80) je za distálním ústím intubační rourky (26) nebo (27) a snímací trakt (77) je spojen větví (81) opatřenou viskozním odporem (82) s komparátorem (83) dolního limitu tlaku opatřeného ručním voličem (84) dolního limitního tlaku a větví (85) je měřicí trakt (77) je spojen s komparátorem (86) horních limitních tlaků opatřeným přepínačem (87) horních limitních tlaků přičemž výstup (88) z komparátoru (83) je přes pneumatické inverzní relé (89) větví (90) připojen k nulovacímu vstupu (91) bistabilního obvodu (92) a větví (93) k prvku disjunkce (94) a výstup (95) z komparátoru (86) je spojen s budícím vstupem (96) bistabilního obvodu (92) a výstup (97) z bistabilního obvodu (92) je rozvětven do pneumatického relé (98) a do prvku disjunkce (94) přičemž výstup (99) z pneumatického relé (98) ústí do zábrany inspira (44) v inspiračním ventilu (42) a výstup (100) z prvku disjunkce (94) ústí do pneumatického relé (101) jehož výstup (102) vede přes ruční kohout (103) do pískaly (104) (OBR. 1. a OBR. 2.).

2. Zařízení podle bodu 1. vyznačeno tím, že časovací generátor (68) je tvořen bistabilním obvodem (105) na jehož první vstup (106) je přiveden impulzní výstup (107) z pneumatického koncového spínače (108) opatřeného tlačítkem (109) a na druhý vstup (110) bistabilního obvodu

(105) je přiveden rozvětvený impulzní výstup (75) z pneumatického koncového spínače (112) opatřeného tlačítkem (113) přičemž výstup (72) doby inspira z časovacího generátoru se v časovacím generátoru rozvětjuje na vstup pneumatického relé (114) s napájecí větví (70) a výstup (115) z pneumatického relé (114) vede do pružné krabice (116) s pohyblivým dnem (117) a výstup (73) doby expira z pneumatického časovacího generátoru se v pneumatické časovacím generátoru rozvětjuje na vstup pneumatického relé (118) s napájecí větví (69) a výstup (119) z pneumatického relé (118) vede do pružné krabice (120) s pohyblivým dnem (121); přičemž vzdálenosti tlačítek (109) a (113) od pohyblivých dn (117) a (121) jsou pevně nastaveny a třípolohový přepínač (71) dob inspira a expira je tvořen pohyblivou částí (122) a pevnou částí (123) přičemž pohyblivá část je opatřena pravou polohou (124), střední polohou (125) a levou polohou (74), přičemž v pohyblivé části (122) jsou dva otvory (126) a (127) a jeden otvor (128) a otvory (126) a (127) jsou spojeny s napájecím otvorem (66) a otvor (128) je spojen s výstupem (73) doby expira a v pevné části (123) je šest otvorů tvořících pneumatické odpory (129), (130), (131), (132), (133), (134) a otvor (135) přičemž pneumatické odpory (129) a (130) jsou stejné a poměr odporů (131) ku (129) a (134) ku (129) je přibližně 3 : 4 a poměr odporů (132) ku (129) a (133) ku (129) je přibližně 3 : 2 přičemž výstupy (136) odporů (129), (131) a (133) a výstupy (137) odporů (130), (132) a (134) jsou spojeny do napájecích větví (69) a (70) spojujících třípolohový přepínač dob (71) s pneumatickým časovacím generátorem (68) a z otvoru (135) v pevné části (123) vyúsťuje vedení (73) do signální komory (51) expiračního ventilu (50). (OBR. 3.)

3. Zařízení podle bodu 1. a 2. vyznačeno tím , že proplachovací obvod (76) je tvořen pneumatickým relé (138) na jehož vstup je přiveden impulzní výstup (75) z pneumatického časovacího generátoru (68) a výstup (139) z pneumatického relé (138) vede přes odpor (140) do průtočné komory (141) pneumatického prvku (142) s membránou (143) oddělující průtočnou komoru (141) od signální komory (144) spojené vedením (145) s děličem tlaku (146) tvořeným napájecím odporem (147) a odfukovacím regulovatelným odporem (148) přičemž výstup z proplachovacího obvodu tvořící snímací trakt (77) je vyveden ze sedla (149) ústícího do průtočné komory (141) pod střed membrány (143) a komparátor (83) dolního limitu tlaku a komparátor (86) horních limitních tlaků v měřicím traktu (77) tvoří pneumatické prvky s hybkými membránami (150) a (151) rozdělujícími vnitřní prostor komparátorů na signální komory (152) a (153) a průtočné komory (154) a (155), přičemž do signálních komor (152) a

(153) ústí větve (81) a (85) z měřicího traktu (77) a viskozní odpor (82) s objemem signální komory (152) tvoří integrační člen jehož časová konstanta je 5ti až 10 ti násobek doby cyklu pneumatického časovacího generátoru (68) a do průtočných komor (154) a (155) pod středy hybkých membrán ústí sedla (156) a (157) spojená větvemi (158) a (159) s výstupy (88) a (95) komparátorů, přičemž výstupy (88) a (95) jsou připojeny napájecími větvemi (160) a (161) k napájecím otvorům (66) přes odpory (162) a (163) a průtočná komora (154) komparátoru (83) je spojena s okolní atmosferou otvorem (164), přičemž v průtočné komoře (154) je tlačná pružina (165) opřena horním koncem o hybkou membránu (150) a dolním koncem o mechanismus stlačování pružiny tvořící ruční volič (84) dolního limitu tlaku v měřicím traktu (77) zatímco průtočná komora (155) komparátoru (86) je spojena vedením (166) s přepínačem (87) horních limitních tlaků v měřicím traktu (77) a vedení (166) se v přepínači (87) rozvětňuje do dvou větví s regulovatelnými odpory (167) a (168), přičemž regulovatelný odpor (167) je spojen odfukovou větví (169) s okolní atmosferou a regulovatelný odpor (168) odfukovou větví (170) ústí do sedla (171) pod rameno (172) ručně ovládané dvoupolohové klapky (173) opatřené těsněním (174) sedla (171). (OBR.4.)

4. Zařízení podle bodu 1., 2. a 3. vyznačeno tím, že zařízení není opatřeno expiračním ventilem (50) s expiračním katetrem (53) a napájecí potrubí (56) není rozvětveno do napájecí větve (57) a není opatřeno manometrem (59) a redukční ventil (60) není opatřen ruční regulací (61) insuflačního tlaku a zařízení není opatřeno třípolohovým přepínačem (71) dob inspiria a expiria a do pneumatického časovacího generátoru (68) do pneumatických relé (114) a (118) místo napájecích větví (69) a (70) vedou větve (175) a (176) z odporů (177) a (178) napojených na napájecí otvory (66) a z pneumatického časovacího generátoru vyúsťuje pouze výstup (72) doby inspiria a výstup (73) doby expiria vede pouze do pneumatického relé (118) (OBR.5.)

5. Zařízení podle bodu 1., 2., 3. a 4. vyznačeno tím, že zařízení není opatřeno proplachovacím obvodem (76) s měřicím traktem (77) a rozvětvený impulsní výstup (75) z koncového spínače (112) se nerozvětňuje do proplachovacího obvodu a zařízení není opatřeno komparátory (83) a (87) a do zábrany inspiria (44) v inspiračním ventilu (42) není zaveden výstup (99) z pneumatického relé (98). (OBR.6)

6. Zařízení podle bodu 1., 2., 3., 4. a 5 vyznačeno tím, že bistabilní obvody (92) a (105) jsou podobné a bistabilní obvod (92) je tvořen dvěma pneumatickými inversními relé (179) a (180) a dvěma prvky disjunkce (181) a (182) spojenými vedeními (183) a (184), přičemž

výstupy (186) a (185) z pneumatických inversních relé (179) a (180) vedou do prvků disjunkce (181) a (182), přičemž nulovací vstup (91) a budicí vstup (96) do bistabilního obvodu (92) vedou do prvků disjunkce (181) a (182) a z výstupu (186) vyúsťuje výstup (97) bistabilního obvodu (92) a bistabilní obvod (105) je tvořen dvěma pneumatickými inversními relé (187) a (188) a dvěma prvky disjunkce (189) a (190) spojenými vedeními (191) a (192), přičemž výstupy (193) a (194) z pneumatických inversních relé (187) a (188) se rozvětvují do prvků disjunkce (190) a (189) a z výstupů (193) a (194) vyúsťují výstupy (72) a (73) bistabilního obvodu (105) (OBR.7. OBR.8.)

O. Brych



M. M. 2

POUŽITÁ OZNAČENÍ

1. intubační rourka
2. snímací konektor
3. měřicí kanál
4. multitryskový generátor
5. inspirační tryska
6. expirační tryska
7. snímatelný zpětný ventil
- 8., 9., 10. světlost intubační rourky, snímacího konektoru, multitryskového generátoru
11. maska
12. multitryskový generátor
13. inspirační tryska
14. expirační tryska
15. odnímatelný zpětný ventil
16. světlost multitryskového generátoru 12.
17. měřicí kanál
18. ohebný insuflační tubus
19. insuflační kanál
20. tryska
21. měřicí kanál
22. bronchoskop
23. multitryskový generátor
24. inspirační tryska
25. měřicí kanál

- 26., 27. intubační rourky
- 28., 29. světlosti
- 30. levý hlavní bronchus
- 31. pravý hlavní bronchus
- 32., 33., multitryskové generátory
- 34., 35. inspirační trysky
- 36., 37. katetry
- 38. spoj
- 39. insuflační vstup
- 40. insuflační jehla
- 41. měřicí kanál
- 42. inspirační ventil
- 43. řidicí komora
- 44. zábrana inspira
- 45. odfuk
- 46. inspirační katetr
- 47. lavážní ventil
- 48. přímý konektor
- 49. výstup
- 50. expirační ventil
- 51. řidicí komora
- 52. odfuk
- 53. expirační katetr
- 54. lomený konektor
- 55. výstup

- 56. rozvětvené napájecí potrubí
- 57. napájecí větev
- 58. odpor
- 59. manometr
- 60. redukční ventil
- 61. ruční regulace
- 62. rozvětvené potrubí
- 63. větev
- 64. redukční ventil
- 65. výstup
- 66. napájecí otvory
- 67. konektor
- 68. pneumatický časovací generátor
- 69., 70. napájecí větve
- 71. třípolohový přepínač
- 72., 73. výstup
- 74. levá poloha
- 75. rozvětvený impulsní výstup
- 76. proplachovací obvod
- 77. snímací trakt
- 78. distální konec
- 79. měřicí katetr
- 80. distální konec
- 81. větev
- 82. viskozitní odpor

- 83. komparátor
- 84. ruční volič
- 85. větev
- 86. komparátor
- 87. přepínač
- 88. výstup
- 89. pneumatické inversní relé
- 90. větev
- 91. nulovací vstup
- 92. bistabilní obvod
- 93. větev
- 94. prvek disjunkce
- 95. výstup
- 96. budicí vstup
- 97. výstup
- 98. pneumatické relé
- 99., 100. výstup
- 101. pneumatické relé
- 102. výstup
- 103. ruční kohout
- 104. píšťala
- 105. bistabilní obvod
- 106. první vstup
- 107. impulsní výstup
- 108. pneumatický koncový spínač

- 109. tlačítko
- 110. druhý vstup
- 111.
- 112. pneumatický koncový spínač
- 113. tlačítko
- 114. pneumatické relé
- 115. výstup
- 116. pružná krabice
- 117. pohyblivé dno
- 118. pneumatické relé
- 119. výstup
- 120. pružná krabice
- 121. pohyblivé dno
- 122. pohyblivá část
- 123. pevná část
- 124. pravá poloha
- 125. střední poloha
- 126., 127., 128. otvory
- 129., 130., 131., 132., 133., 134. pneumatický odpor
- 135. otvor
- 136., 137. otvor
- 138. pneumatické relé
- 139. výstup
- 140. odpor
- 141. průtočná komora

177., 178. odpor

179., 180. pneumatické inversní relé

181., 182. prvek disjunkce

183., 184. vedení

185., 186. výstup

187., 188. pneumatické inversní relé

189., 190. prvek disjunkce

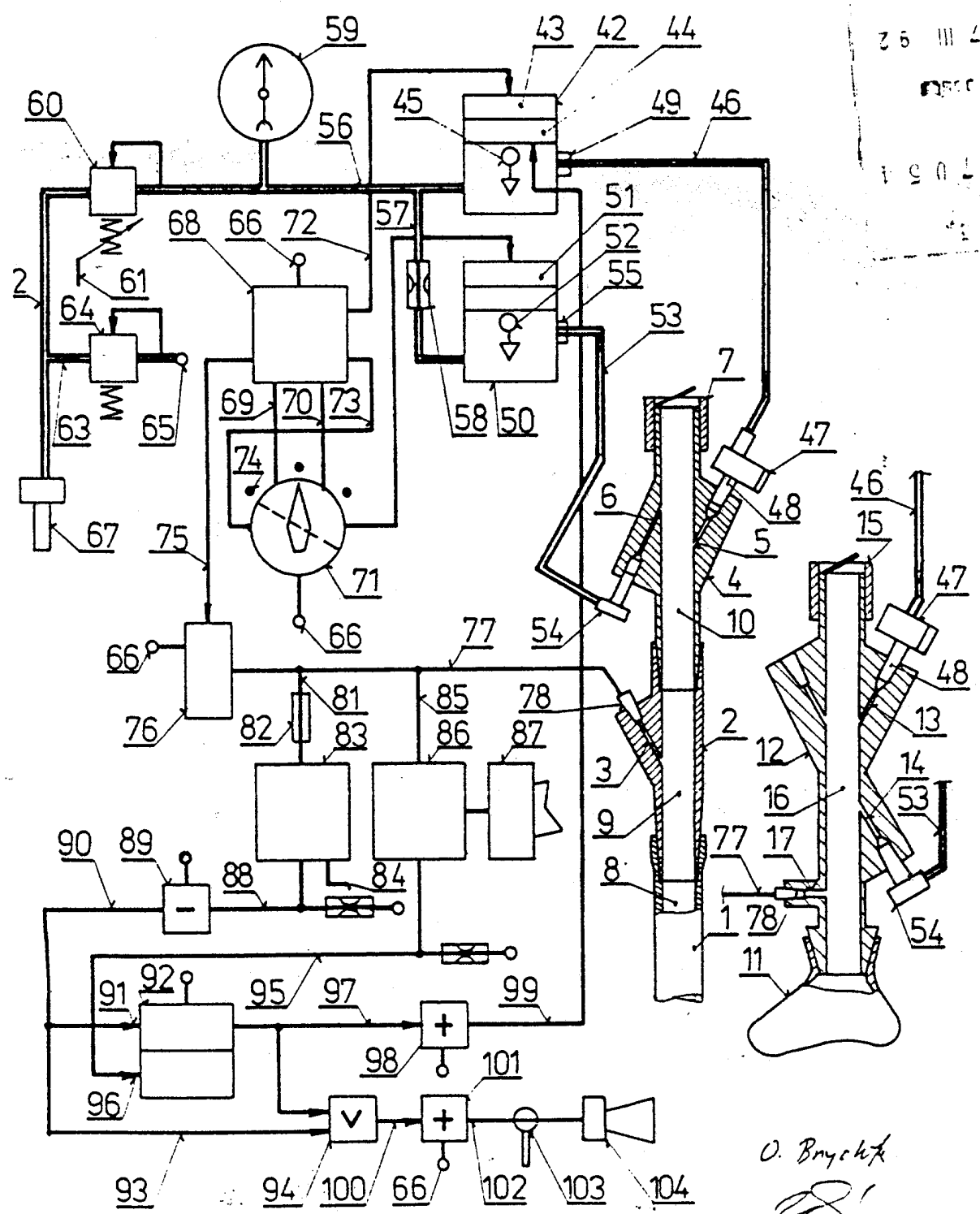
191., 192. vedení

193., 194. výstup

URAD
PROVNÁLEZY
A OBJEVY

27 III 92

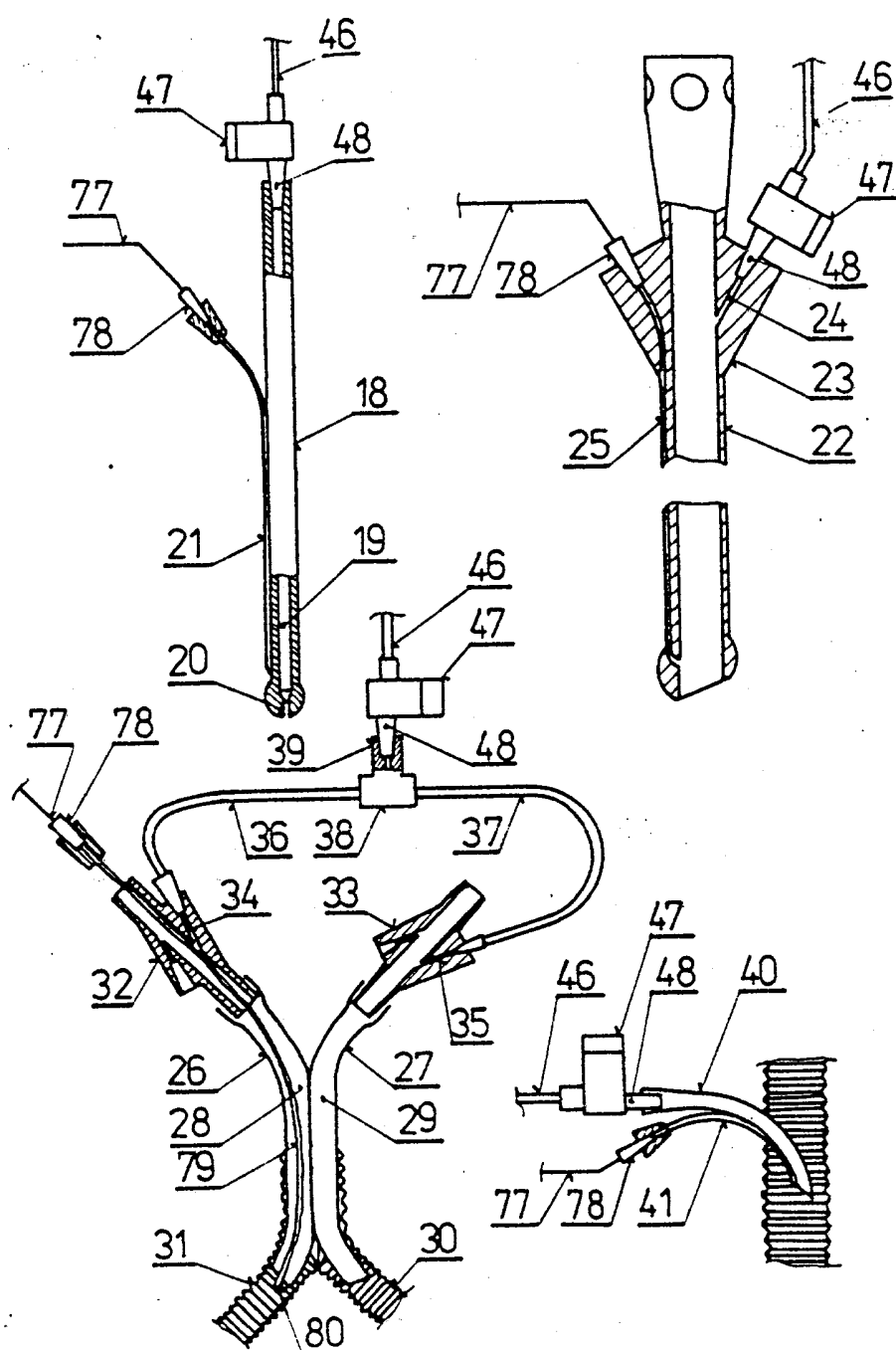
1901051



OBR.1.

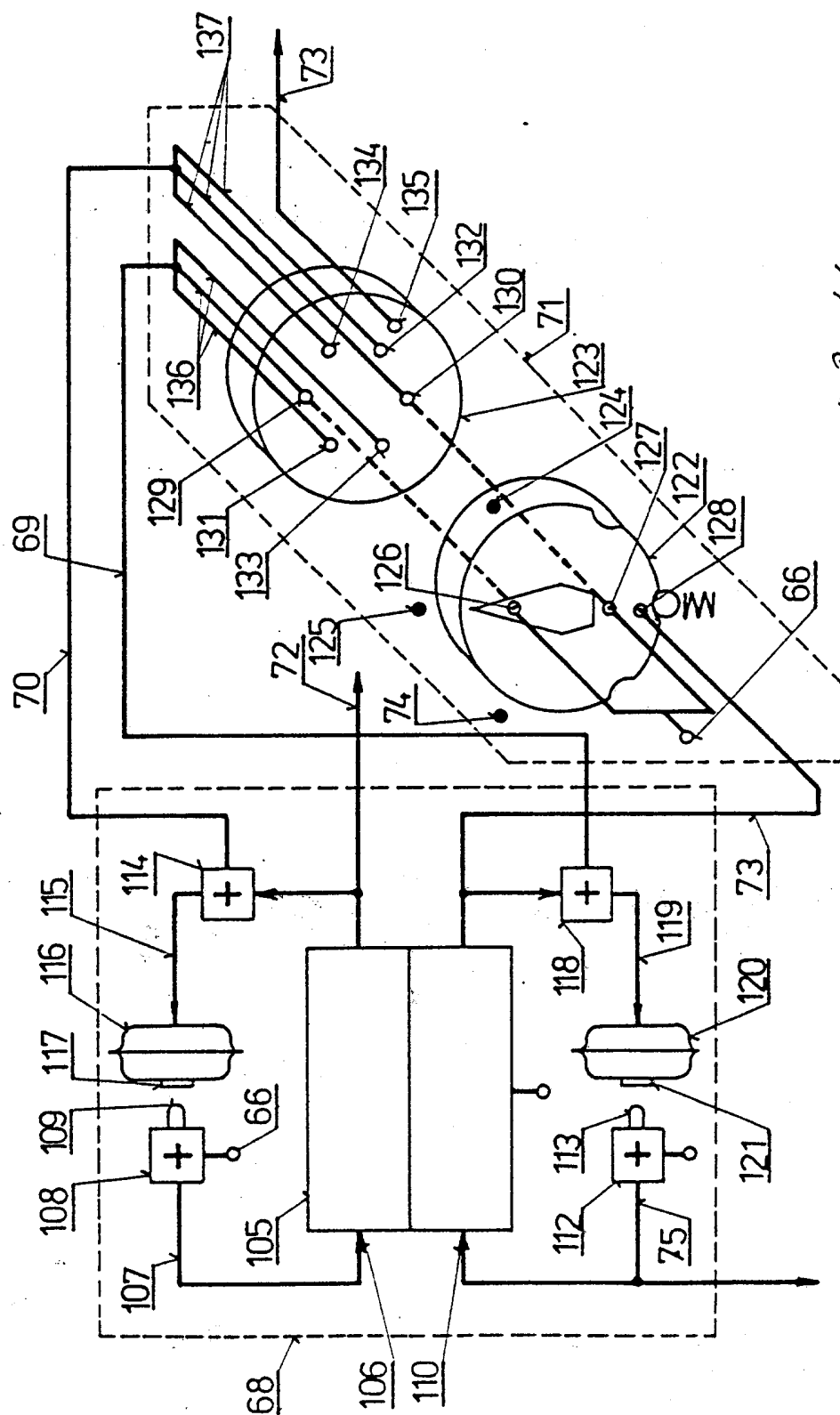
O. Brych
M. M.

017054	27 III 92	ÚŘAD PRO VYNÁLEZY A OBJEVY
--------	-----------	----------------------------------



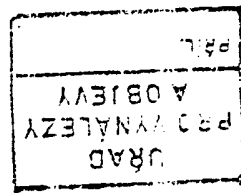
OBR. 2.

O. Brych



O. Brych
M. M. M.

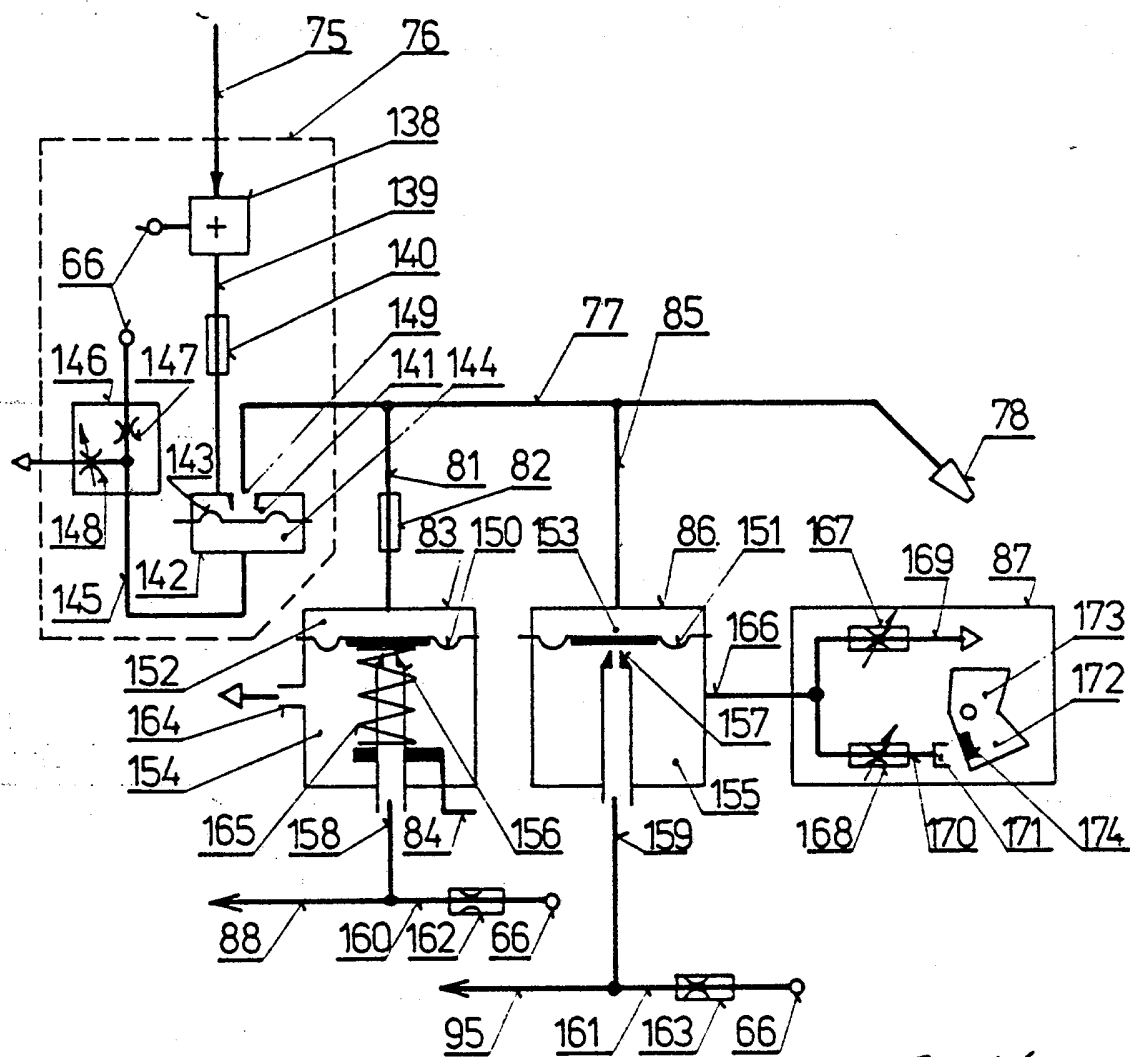
OBR. 3.



27 III 92

017051

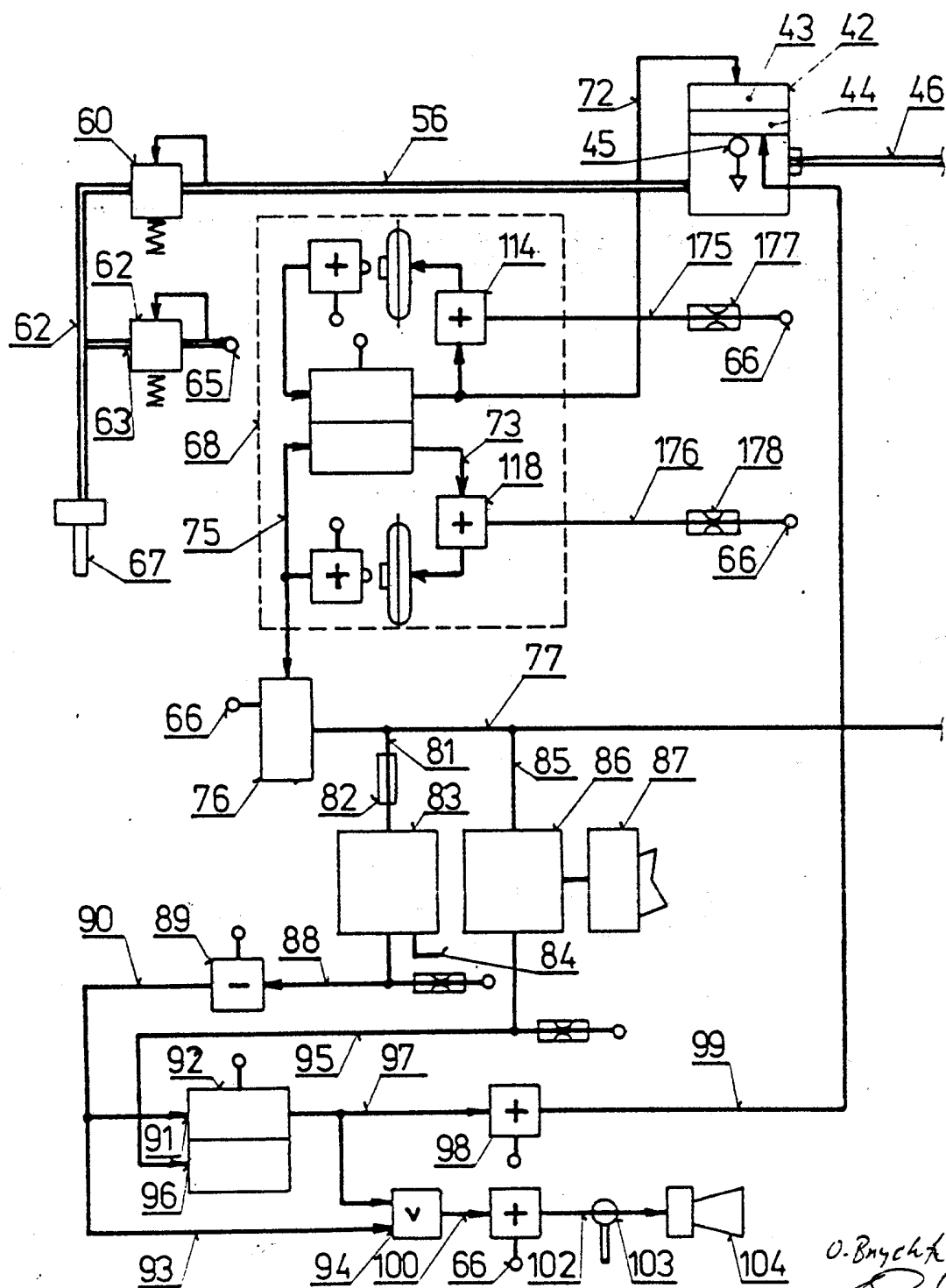
017054	01800	27. III 92	ÚŘAD PRO VYNÁLEZY A OBJEVY	PŘÍL.
--------	-------	------------	----------------------------------	-------



OBR. 4.

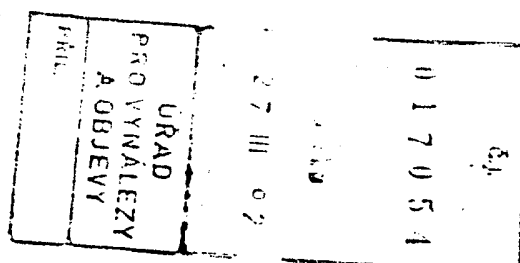
O. Brychta

M. M. O

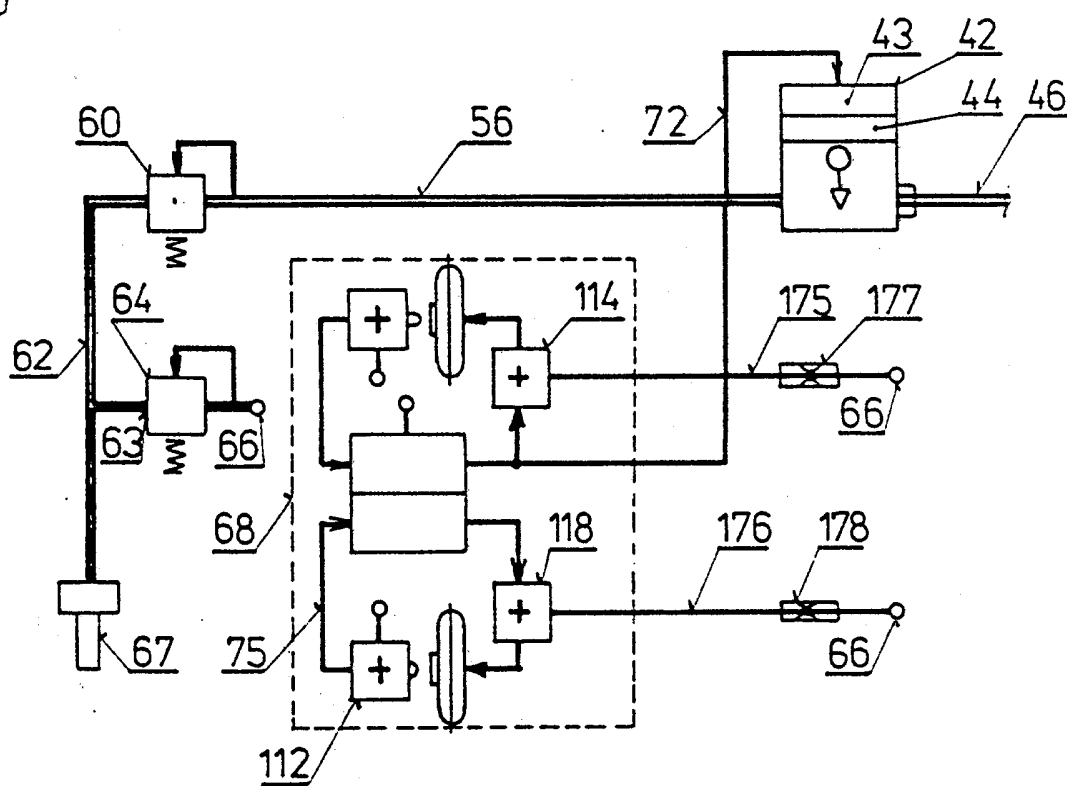


O. Bnych
m. m. d

OBR. 5



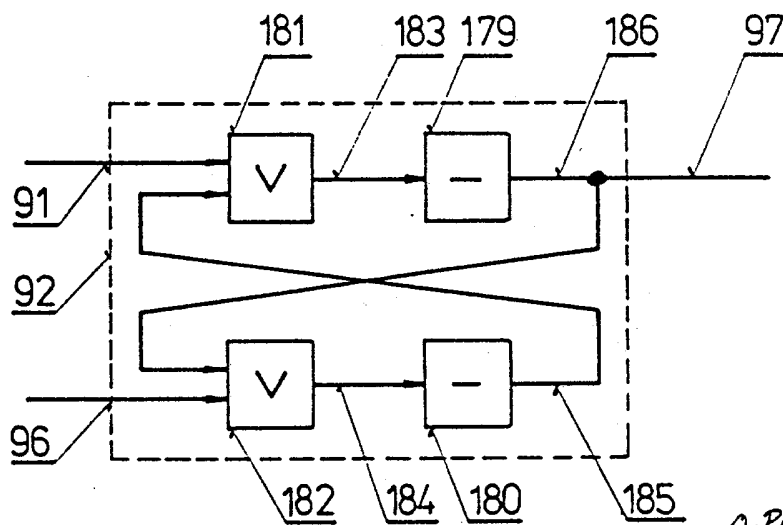
č.j.
0 1 7 0 5 4
p.ř.ř.
27 III 9.2
URAD
PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY
PAIL



OBR. 6.

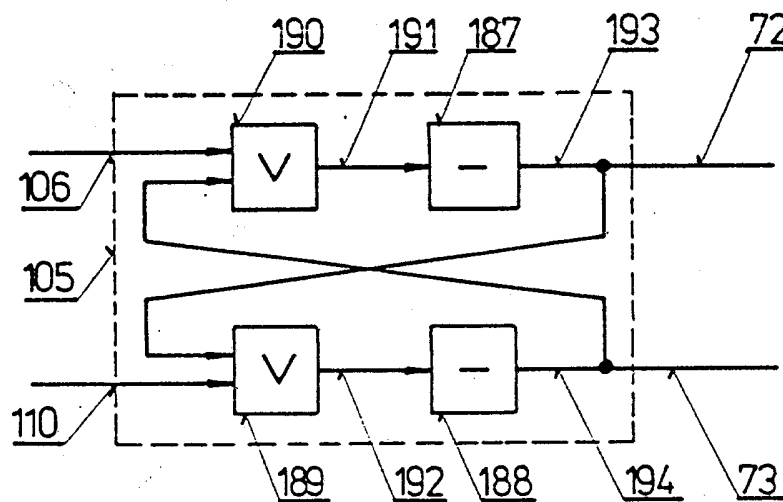
O. Býžek
M. M. J.

PRIL
PRO VYNALEZY A OBJEVY
URAD
27 III 92
017054



OBR. 7.

O. Brych
n. m. 2



OBR. 8.

O. Brych
n. m. 3