



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU

K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

(61)

(23) Výstavní priorita

(22) Přihlášeno 09 11 79

(21) PV 7677-79

(89) 139795, DD

(32)(31)(33) 04 12 78 (WP A 61 M/209 496), DD

(40) Zveřejněno 13 01 84

(45) Vydáno 15 01 85

(11) **230 654**
B1

(51) Int. Cl.³
A 61 H 31/00

(75)
Autor vynálezu

JEHMLICH KLAUS dr. dipl.ing.,
HOBE PETER dipl. ing.,
ROSENOW LOTHAR, LIPSKO, (DD)

(54)

Přístroj pro umělé dýchání s aerosolovým zařízením

Vynález se týká přístroje pro umělé dýchání s aerosolovým zařízením, které se skládá z aerosolového rozprašovače léků a řídicího bloku a je určeno k automatickému rozprašování léku, při jeho užívání ve fázi vdechu a to nezávisle na průtoku vdechovaného plynu přístroje pro umělé dýchání. Podstata vynálezu, přístroje pro umělé dýchání spočívá podle vynálezu, ve vytvoření aerosolového zařízení spojeného s řídicím systémem přístroje pro umělé dýchání pomocí signálů. Řídicí blok aerosolového zařízení se skládá z jednoho zpožďovacího obvodu závislého na tlaku a jednoho zpožďovacího obvodu závislého na čase, jejichž výstupy jsou napojeny na výběrový obvod a do série zapojený aerosolový rozprašovač, se před tryskou aerosolového rozprašovače je zapojen redukční ventil a mezi ně manometr. Vynález slouží k účelnému aerosolovému rozprašování léku v dýchacím traktu pacienta, a to v oblasti od horních cest dýchacích až do průdušek v době inhalačního umělého dýchání.

Аппарат для искусственного дыхания с аэрозольным устройством

СВЛАСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ

Изобретение касается аппарата для искусственного дыхания с аэрозольным устройством, состоящего из блока превращения медикаментов в аэрозоль и блока управления, которые выполняют функции увлажнения дыхательного газа и в особенности функцию аппликации медикаментов на фазе входа, независимо от потока дыхательного газа из аппарата искусственного дыхания, и превращения автоматически медикаментов в аэрозоль.

ХАРАКТЕРИСТИКА ИЗВЕСТНЫХ ТЕХНИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ

По DD-WP 128 026 известен аппарат искусственного дыхания с аэрозольным устройством, которое при поддерживаемом или автоматическом дыхании обеспечивает синхронное с фазой входа распыления медикаментов параллельно с непрерывным пропуском дыхательного газа. Аэрозольное устройство связано с системой управления аппарата искусственного дыхания сигналами и состоит из одного блока управления с увеличением давления и расхода, который, с одной стороны, связан с отдельным источником питания или источником сжатого газа аппарата искусственного дыхания и, с другой стороны, с распылителем медикаментов известной конструкции. Блок управления оснащен реле с двойной мембраной, через унифицированные входы и выходы которых проходят направляемые через распределительные блоки логические входные сигналы, направляемое через редукционный элемент вспомогательное давление источника сжатого газа, а также атмосферное давление. При наличии сигнала давления у входа сигнала блока управления имеются питаемые вспомогательным давлением выходные сигналы, подаваемые в подключаемый блок, связанный с распылительным соплом расположенного вблизи пациента аэрозольного устройства.

Расположение аэрозольного устройства в аппарате искусственного дыхания и его конструкция позволяют получить, однако, только постоянный поток аэрозоля.

В DE-OS 2 602 810 описывается способ искусственного дыхания, а также аппарат искусственного дыхания со следящей сервосистемой с устройством для усиления потока, устройством для ускорения потока и с распылителем или превращением в аэрозоль. На фазе входа происходит автоматическое распыление или превращение в аэрозоль, так как дыхательные газы должны протекать через распылитель. Таким образом, количество протекающего дыхательного газа определяет количество аэрозоля. При повышении количества протекающего дыхательного газа увеличивается также первичный поток газа от сопла основного устройства Вентури и в замкнутом кругу дыхания появляется большее количество дыхательного газа. При таком решении поток дыхательного газа можно увеличить или дополнить параллельными потоками дыхательных газов, причем один из этих параллельных потоков протекает через установочный клапан для аспираторного равного количества дыхательного газа, другой поток дыхательного газа протекает через ускоритель потока. Этот поток дыхательного газа протекает на всей фазе входа и еще некоторое время после окончания фазы входа. Таким образом можно при применении этого способа при медленном потоке удвоить количество дополнительных специальных веществ в аэрозольном устройстве.

В таких известных аппаратах искусственного дыхания производительность аэрозольного устройства зависит от потока дыхательного газа. Дополнительные параллельные потоки дыхательного газа могут увеличить или умножить поток дыхательного газа и тем самым также производительность аэрозольного устройства. Дополнительный, проходящий через ускоритель поток дыхательного газа протекает на фазе входа и в период апнейстического течения. Но в период апнейстического течения аэрозоль с более крупными частицами можно подавать только в полости трахеи и бронх.

ЦЕЛЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Цель изобретения заключается в устранении недостатков, имеющих-ся в известных аппаратах искусственного дыхания с аэрозольным

распылением медикаментов с тем, чтобы достичь высокоэффективной дыхательной терапии в сочетании с управляемым применением медикаментов.

ИЗЛОЖЕНИЕ СУЩНОСТИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

В основу изобретения заложена задача по созданию аэрозольного устройства, связанного сигналами с системой управления аппаратом искусственного дыхания и обеспечивающего подключение аэрозольного потока к потоку дыхательного газа в зависимости от давления и от времени, а также позволяющего целенаправленно воздействовать на спектр аэрозоля и производительность распыления медикаментов.

Согласно изобретению эта задача решается тем, что блок управления аэрозольного устройства состоит из зависящего от давления схемы замедления и/или зависящей от времени схемы замедления, которая со стороны входа связана через провод управления с блоком управления аппарата искусственного дыхания, а со стороны выхода с селекторным переключателем и подключенным аэрозольным устройством для медикаментов, что нагнетательный провод управления аппаратом искусственного дыхания подключен к пороговому выключателю зависящей от давления схемы замедления, а также к двум другим параллельно подключенным пороговым выключателям схемы управления аппаратом искусственного дыхания и что оба пороговые выключатели через триггерный элемент связаны, с одной стороны, с зависящей от времени схемой замедления, а, с другой стороны с инжектором, а через него со смешивающим звеном аэрозольного устройства для распыления медикаментов.

Преимущество изобретенного решения заключается в том, что соответственно желаемому или требуемому распылению медикамента в дыхательном тракте аэрозольный поток можно подключать к основному потоку дыхательного газа, поступающему от аппарата искусственного дыхания, как в зависимости от достигнутого давления при выходе, так и с замедлением сравнительно с началом каждой фазы входа.

Предпочтительно зависящая от давления схема замедления состоит из порогового выключателя и одного элемента "ИЛИ", один вход которого связан с выходом порогового выключателя, а другой вход с управляющей линией инжектора.

В предпочтительном исполнении селекторная схема состоит из двух элементов "И" и одного элемента "ИЛИ", связанного с элементами "И" сигналами, причем каждый вход элементов "И" связан с функциональным селекторным переключателем, второй вход одного из элементов "И" с зависящим от времени элементом замедления, а второй вход другого элемента "И" с зависящей от времени схемой замедления и выход элемента "ИЛИ" подключен к аэрозольному устройству, подводящая линия которого через смесительный элемент подключена к линии входа.

Очень выгодно сказывается то, что до сопла аэрозольного распылителя медикаментов подключены редукционный клапан и дроссельный клапан, а между ними один манометр.

Регулировка предварительного давления и интенсивности потока до поступления в аэрозольное сопло имеет те преимущества, что одновременно или независимо от зависящего от давления или от времени подключения аэрозольного потока к потоку дыхательного газа можно по необходимости изменить производительность аэрозольного устройства и спектр распыления.

Если очаг болезни находится, например, в альвеолах, то плотность распределения аэрозольных частиц должна составлять примерно 1 мк, а при заболеваниях верхних дыхательных путей допустима величина частиц в 5 мк. В общем возможно существенно улучшить успех терапии путем целенаправленного применения аэрозольного медикамента и хорошо защитить здоровые ткани от побочного действия медикаментов

Пример исполнения варианта:

Ниже следует подробное пояснение примера исполнения варианта. На прилагаемых чертежах показаны:

Рис. 1 - подключенное байпасом к аппарату искусственного дыхания аэрозольное устройство

Рис. 2 -- компоновка и сигнальное соединение логических элементов в аэрозольном устройстве.

Изображенный на рис. 1 аппарат искусственного дыхания 1 через дыхательные трубки 2 и Y-образный элемент 3 связан с дыхательной системой пациента 4, причем в линии вдоха 5 вблизи пациента находится устройство для аэрозольного распыления медикамента 6. Подключенное байпасом к потоку дыхательного газа аэрозольное устройство 7, состоящее из одного элемента управления 8 и распылителя медикаментов 6, со стороны входа связано через линию управления 9 и с аппаратом искусственного дыхания 1, а также через линию питания вспомогательной энергией 11 с источником сжатого газа, а со стороны выхода через линию питания 12 распылителя медикаментов 6 подключено к линии вдоха 5.

На рис. 2 показана система управления 10 аппарата искусственного дыхания 1 для ассистированного дыхания -- это простой и для многих случаев применения медикаментов достаточный вариант.

Триггерный элемент 13 со стороны входа сопряжен с пороговым выключателем 14 для нижнего порога дыхательного давления для начала фазы вдоха и с одним пороговым переключателем 15 для верхнего порога дыхательного давления для окончания фазы вдоха. Со стороны выхода триггерный элемент 13 через проточный клапан 16 управляет инжектором 17, который с помощью смесителя 33, к которому также подключен распылитель медикаментов 6, является выходом аэрозольного устройства. Элемент управления 8 состоит из зависящей от времени схемы замедления 18, зависящей от давления схемы замедления 19 и из селекторной схемы 20. Сигнал в линии управления 9, синхронный с фазой вдоха, попадает на элемент замедления 18 и на вход одного элемента "И" 21 зависящей от давления схемы замедления 19. Аналоговый сигнал дыхательного давления 22 связан через пороговый переключатель 23 со вторым входом элемента "И" 21. Для подачи аналогового сигнала дыхательного давления 22 к пороговому переключателю 23 без побочных влияний предусмотрен отдельный шланг 24 к дыхательной системе пациента 4. Исходные сигналы схемы замедления 18 и элемента "И" 21 связаны каждый с одним входом двух элементов "И" 25, 26

-выполненных как вентиль "И" /схема совпадения/ 25 и ингибитор 26, связанный сигналами через элемент "ИЛИ" 27 с селекторной схемой 20. Вторые выходы элементов "И" 25, 26 заняты функциональным селекторным сигналом 29, поступающим от функциональной селекторной схемы 28. Функциональный селекторный переключатель 28 служит для установления зависящего от давления или от времени замедления. Выход элемента "ИЛИ" 27 селекторной схемы 20 подключен к распылителю медикаментов 5.

К распылителю медикаментов предварительно подключен редукционный клапан 30 и один дроссельный клапан 31.

Редукционный клапан 30 регулирует предварительное давление распылительного сопла и тем самым воздействует на качество спектра аэрозоля. Предварительное давление контролируется манометром 32. Дроссельный клапан 31 регулирует поток, поступающий в распылительное сопло, от которого зависит производительность аэрозольного распылителя 6.

ПАТЕНТНАЯ ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1.

Аппарат для искусственного дыхания с аэрозольным устройством, состоящим из распылителя медикаментов и блока управления, связанным бахпасом с потоком дыхательного газа и через один впуск с источником сжатого газа, а через выпуск с дыхательной полостью пациента, блок управления которого состоит из логических мембранных элементов, а также из клапана повышения давления и клапана повышения расхода дыхательного газа, с помощью которых независимо от протекающего количества дыхательного газа управления проходящий через аэрозольное сопло поток газа, что на фазе вдоха ведет к автоматическому распылению медикамента, отличающийся тем, что блок управления (8) состоит из управляемого давлением схемы замедления (19) и из зависящей от времени схемы замедления (18), которые со стороны входа связаны линией управления (9) и дыхательным шлангом (24) с управлением аппарата искусственного дыхания (10) или с дыхательной полостью пациента (4), а со стороны выхода с селекторной схемой (20) и последовательно подключенным распылителем медикаментов (6), что дыхательный шланг (24) управления аппарата искусственного дыхания (10) подключен к пороговому переключателю (23) управляемой давлением схемы замедления (19), а также к двум другим параллельно подключенным пороговым переключателям (14,15) управления аппарата искусственного дыхания (10) и что пороговые переключатели (14,15) через триггерный элемент (13) связаны, с одной стороны, с зависящей от времени схемой замедления (18) и, с другой стороны, с инжектором (17), а через него со смесителем (33) аэрозольного распылителя медикамента (6).

2.

Аппарат для искусственного дыхания с аэрозольным устройством по пункту 1, отличающийся тем, что зависящая от давления схема замедления (19) состоит из порогового переключателя (23) и одного элемента "И" (21), один вход которого связан с выходом порогового переключателя (23), а другой вход с линией управления (9).

3.

Аппарат искусственного дыхания с аэрозольным устройством по пункту 2 отличающийся тем, что селекторная схема (20) состоит из двух элементов "И" (25,26) и из одного связанного с ними сигналами элемента "ИЛИ" (27), что каждый вход элементов "И" (25,26) связан с функциональным селекторным переключателем (28) второй вход элемента "И" (25) с зависящей от времени схемой замедления (18), а второй вход элемента "И" (26) с выходом зависящим от давления схемы замедления (19).

4.

Аппарат для искусственного дыхания с аэрозольным устройством по пункту 1, отличающийся тем, что выход элемента "ИЛИ" (27) селекторной схемы (20) подключен к аэрозольному распылителю медикамента (6), подводящий шланг (12) которого через смеситель (33) входит в линию вдоха (5).

5.

Аппарат для искусственного дыхания с аэрозольным устройством по пункту 1, отличающийся тем, что к аэрозольному распылителю медикамента (6) перед аэрозольным соплом предварительно подключены редукционный клапан (30) и дроссельный клапан (31), а между ними находится манометр (32).

АННОТАЦИЯ

Изобретение касается аппарата для искусственного дыхания с аэрозольным устройством, состоящим из аэрозольного распылителя медикамента и блоком управления, предназначенных для автоматического аэрозольного распыления медикамента для применения его на фазе вдоха независимо от потока дыхательного газа аппарата искусственного дыхания.

Цель изобретения заключается в устранении недостатков в известных аппаратах для искусственного дыхания с аэрозольным распылением медикамента в целях достижения применения высокоэффективной дыхательной терапии в сочетании с управляемым применением медикамента, а в основу изобретения заложена задача по созданию аэрозольного устройства, связанного сигналами с управлением аппарата искусственного дыхания, обеспечивающего зависящее от давления и/или зависящее от времени подключение аэрозольного потока к потоку дыхательного газа, а также позволяющее оказать целенаправленное влияние на спектр аэрозоля и производительность аэрозольного распылителя. Согласно изобретению задача решается так, что блок управления аэрозольного устройства состоит из одной зависящей от давления и одной зависящей от времени схем замедления, которые со стороны выхода связаны с селекторной схемой и последовательно подключенным аэрозольным распылителем и что к аэрозольному соплу распылителя предварительно подключены редукционный и дроссельный клапаны, а между ними находится манометр. Изобретение служит целенаправленному аэрозольному распределению медикаментов в дыхательном тракте пациента в области от верхних дыхательных путей и до альвеол во время ингаляционного искусственного дыхания.

Předmět vynálezu

1. Přístroj pro umělé dýchání s aerosolovým zařízením, skládajícím se z rozprašovače léků a řídicího bloku a spojeného odtokově s průtokem vdechovaného plynu, které je přes jeden vstup spojeno se zdrojem stlačeného plynu a přes výstup s dýchací dutinou pacienta, a jehož řídicí blok se skládá z logických membranových členů, z ventilů pro zvýšení tlaku a ventilu pro zvýšení spotřeby vdechovaného plynu, vyznačující se tím, že řídicí blok (8) se skládá ze zpožďovacího obvodu (19) závislého na tlaku, zpožďovacího obvodu (18) závislého na čase, které jsou na straně vstupu připojeny řídicí linkou (9) a linkou (24) dýchacího tlaku s řídicím systémem (10) přístroje pro umělé dýchání nebo s dýchací dutinou (4) pacienta a na straně výstupu s výběrovým obvodem (20) a sériově zapojeným aerosolovým rozprašovačem (6) léků, přičemž linka (24) dýchacího tlaku řídicího systému (10) přístroje pro umělé dýchání je připojena k prahovému přepínači (23) zpožďovacího obvodu (19) závislého na tlaku a dále ke dvěma dalším paralelně zapojeným prahovým přepínačům (14, 15), které jsou přes bistabilní obvod (13) spojeny na jedné straně se zpožďovacím obvodem (18) závislým na čase a na druhé straně s injektorem (17) a přes něj se směšovacím členem (33) aerosolového rozprašovače (6) léků.

2. Přístroj, podle bodu 1, vyznačující se tím, že zpožďovací obvod (19) závislý na tlaku se skládá z prahového přepínače (23) a z jednoho logického členu I (21), jehož jeden vstup je spojen s výstupem prahového přepínače (23) a druhý vstup s řídicí linkou (9).

3. Přístroj, podle bodu 2, vyznačující se tím, že výběrový obvod (20) se skládá ze dvou logických členů I (25, 26) a z jednoho logického členu NEBO (27) spojeného s nimi pomocí

signálů, přičemž každý vstup logických členů I (25, 26) je spojen s funkčním výběrovým přepínačem (28), druhý vstup logického členu I (25) se spožďovacím obvodem (18) závislým na čase a druhý vstup logického členu I (26) se spožďovacím obvodem (19) závislým na tlaku.

4. Přístroj, podle bodu 1, vyznačující se tím, že vstup logického členu NEBO (27) výběrového obvodu (20) je spojen aerosolovým rozprašovačem (6) léků, jehož napájecí linka (12) je přes směšovací člen (33) napojena na vdechovací linku (5).

5. Přístroj, podle bodu 1, vyznačující se tím, že k aerosolovému rozprašovači (6) léků jsou před aerosolovou trysku připojeny redukční ventil (30) a škrticí ventil (31) a mezi nimi je uspořádán manometr (32).

Uznáno vynálezem na základě výsledků expertizy, provedené Úřadem pro vynalezeectví a patentnictví, Berlín, (DD)

7071-99

7/10

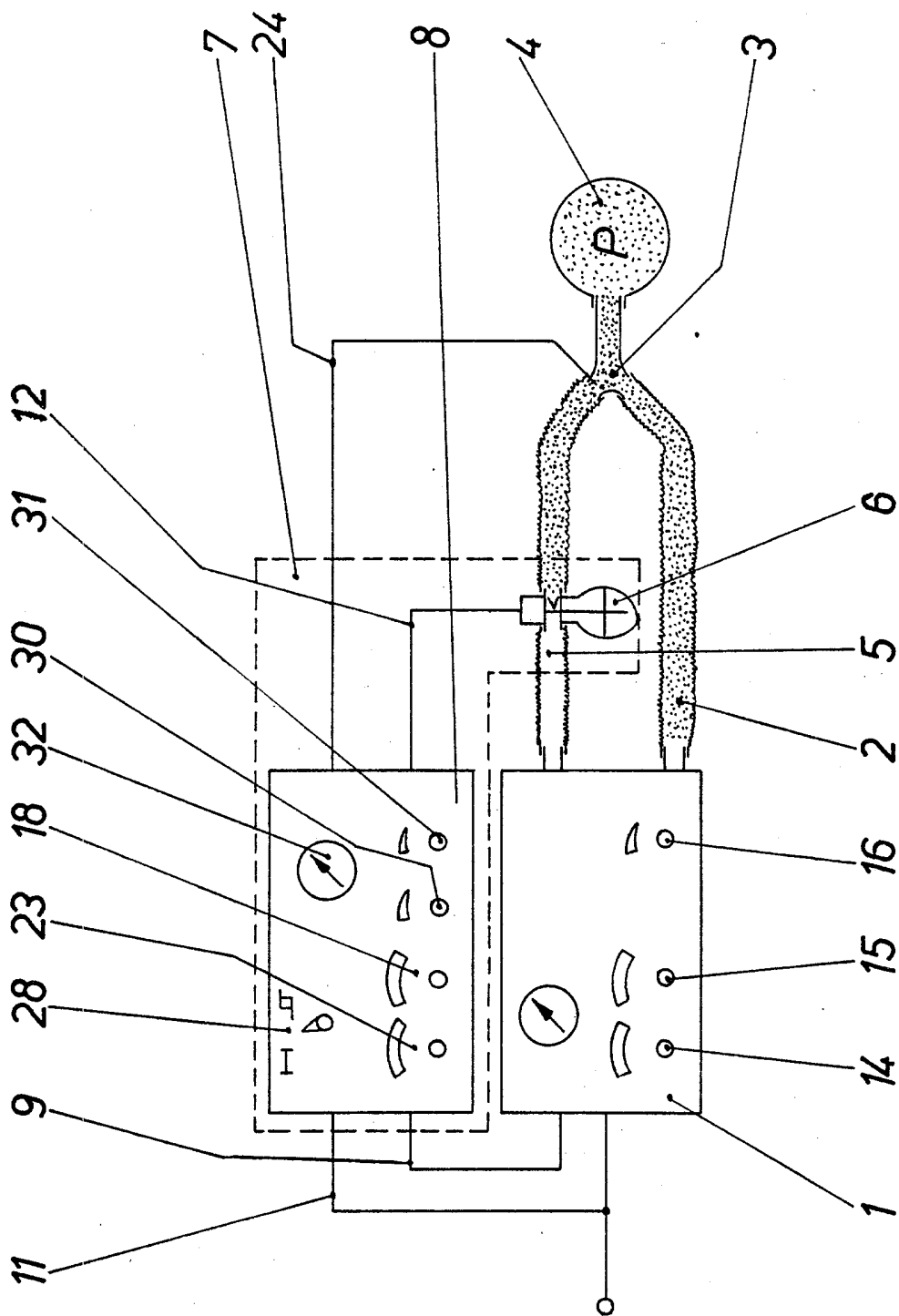
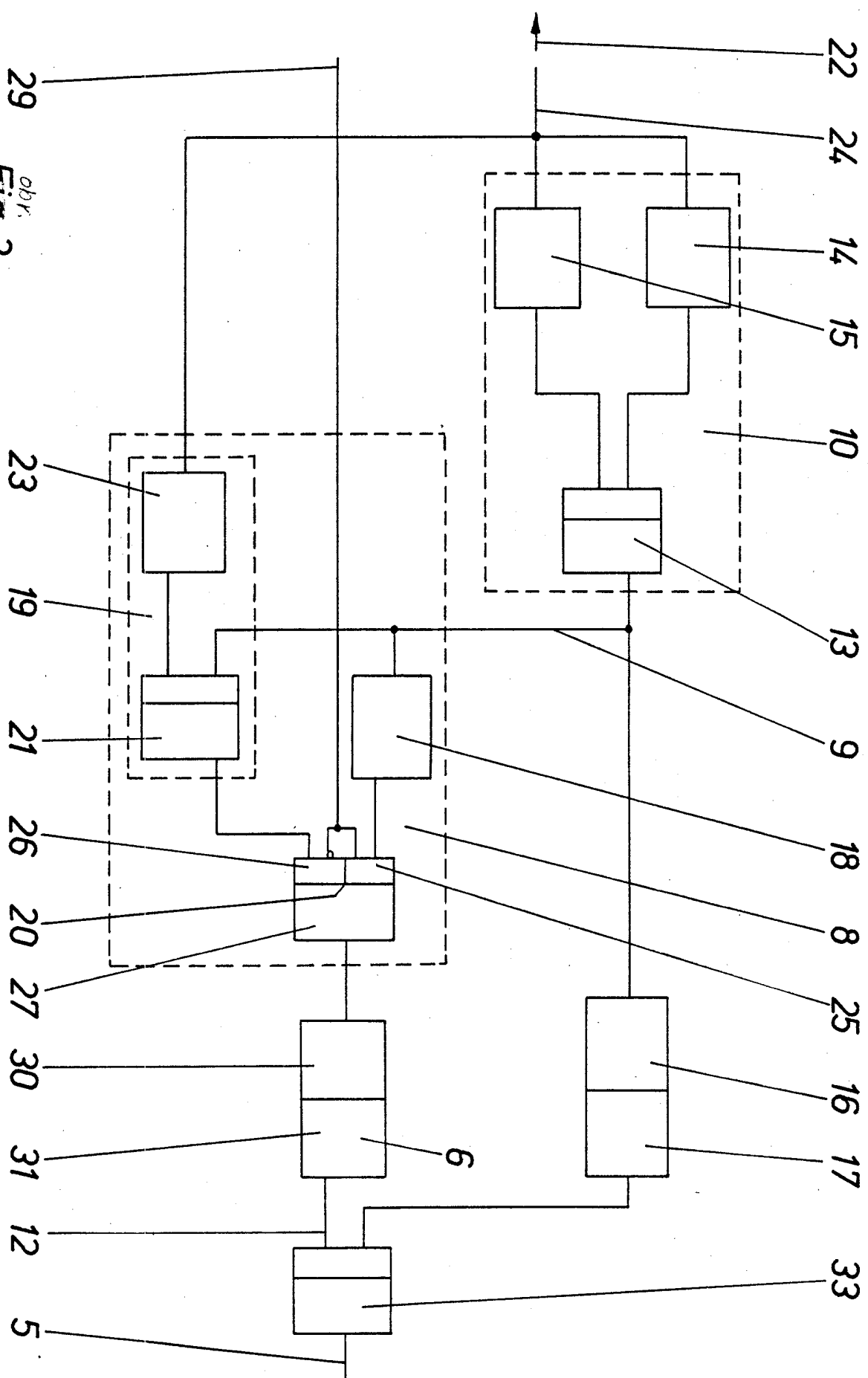


Fig. 1
obr.

~~10/10~~

~~0113~~



obv.
Fig. 2