

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3860332号
(P3860332)

(45) 発行日 平成18年12月20日(2006.12.20)

(24) 登録日 平成18年9月29日(2006.9.29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 M 16/00 (2006.01)

A 6 1 M 16/00 3 5 5 A

A 6 1 M 16/16 (2006.01)

A 6 1 M 16/16 Z

A 6 1 M 16/20 (2006.01)

A 6 1 M 16/20 D

A 6 1 M 16/20 B

請求項の数 1 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願平10-96577

(22) 出願日 平成10年3月25日(1998.3.25)

(65) 公開番号 特開平11-267221

(43) 公開日 平成11年10月5日(1999.10.5)

審査請求日 平成15年3月3日(2003.3.3)

(73) 特許権者 596086907

城 靖

千葉県千葉市稲毛区小仲台1丁目4番1号

アイ・プレイス稲毛2棟2003号

(74) 代理人 100065950

弁理士 土屋 勝

(72) 発明者 城 靖

神奈川県横浜市港北区太尾町998-1-

401

審査官 瀬戸 康平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工呼吸器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

筒状の容器内に滑動ベンチュリーを内蔵し、断続性のガスによって上記滑動ベンチュリーが前後に反復往復するように構成された衝撃波発生装置を備え、

上記衝撃波発生装置は、上記滑動ベンチュリーの前後への反復往復に伴って、上記滑動ベンチュリーの先端部が大気を開閉し、断続性ガスの流入時には、瞬間的に閉鎖となって、陽圧ガスを衝撃的に噴流し、断続性ガスの停止時には、瞬間的に開放となって、上記滑動ベンチュリー内のガスを大気に放出させて圧負荷が消滅することによって、断続性ガス流を断続性の衝撃波に変換するように構成され、

上記衝撃波発生装置を断続性ガスによって駆動して、上記衝撃波発生装置で生じた断続性衝撃波を吸気として呼吸補助を行うように構成された人工呼吸器において、

上記人工呼吸器の全体が、筐体に納められた人工呼吸器本体と、この人工呼吸器本体に連結する付属のアセンブリとから構成され、

上記筐体は、ガスを導入するガス導入口と、チューブを接続可能な4個のソケットとを備え、

上記筐体には、上記ガス導入口からこの筐体内に導入されるガスの連続流を断続流に変換するオシレーターと、肺気道圧を標示するための標示メーターとが配置され、

上記筐体の外部には、上記衝撃波発生装置とネブライザーとを備えた上記付属のアセンブリが配され、

上記衝撃波発生装置と上記ネブライザーとは、連結管で連結され、

10

20

この連結管には、上記オシレーターを起動して断続性ガス流を生じさせるリモートスイッチが設けられ、

上記衝撃波発生装置の先端部には、肺気道圧をモニターするためのチューブの差し込み口が設けられ、

上記筐体内に導入されるガスの連続流は、上記筐体内で2つの流路に分岐されるように構成され、

上記2つの流路の一方は、ガスが連続流のままで第1のソケットを経て上記筐体の外部の上記ネブライザーに導かれるように構成され、

上記2つの流路の他方は、ガスが連続流が上記オシレーターに導かれて断続流となつてから、第2のソケットを経て上記筐体の外部の上記衝撃波発生装置に導かれるように構成され、

10

第3のソケットは、上記標示メーターと、上記衝撃波発生装置の先端部にある肺気道圧モニター用チューブの差し込み口とを連結するのに用いられ、

第4のソケットは、上記オシレーターの駆動ガス制御回路と、上記リモートスイッチとを連結するのに用いられ、

上記リモートスイッチを押すことにより上記リモートスイッチ内の大気への開放口が開くことによって、上記駆動ガス制御回路が減圧となって上記オシレーターが起動するように構成され、

上記筐体の外部にそれぞれ配されている上記ネブライザー、上記衝撃波発生装置、上記肺気道圧モニター用チューブの差し込み口および上記リモートスイッチにそれぞれ繋がる上記筐体内のそれぞれのガス流路に少なくとも1つにオリフィスを設けて、上記オリフィスの作用により上記第1～第4のソケットのそれぞれを流れるガスの流量を調節するように構成されていることを特徴とする人工呼吸器。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、呼吸疾患の患者の呼吸補助用の人工呼吸器であって、衝撃性を持った空気、酸素または空気と酸素の混合ガスを吸気として患者の肺内に高頻度に噴入し、気管支を閉塞している分泌物を流動化してガスの流通路を開き、喀痰を促進し、さらにネブライザー（エロゾル発生器）によって噴霧状にした水あるいは薬剤をこの衝撃性の吸気に乗せて肺のすみずみまでゆきわたらせ、治療効果を高めることを可能にした新しい呼吸補助装置に関する。

30

【0002】

【従来の技術と発明が解決しようとする課題】

慢性的に呼吸器に疾患を持つ患者は、本邦においても相当な数にのぼり、さらに高齢化に伴って増加の傾向にある。またこのような慢性の呼吸疾患の患者に限らず、たとえば、外科的手術を受けた後の肺の喀痰が、不十分なためにややもすれば合併症を併発し、重篤な結果になったり、時には命を落とすような事態になることもしばしば臨床医の経験することである。

【0003】

さらに、慢性閉塞性肺疾患（COPD）の患者の場合、肺内は痰のもとでもある分泌物で実際は覆われていて、如何に高濃度の酸素で呼吸補助を行っても、酸素・炭酸ガスの交換が分泌物の皮膜の隔絶作用のためにうまく機能せず患者の症状を改善することが出来ない。

40

【0004】

しかも、この改善の有効な方法が殆んど存在しないのが現在の医療の実情である。また、肺内に存在する分泌物が、いろんな悪い作用をすることが知られている。たとえば、空気を肺内各部に導入する気管支あるいは抹消細気管支が、粘っこい分泌物の存在で覆われ、ガスの通路が完全に閉塞されてしまうことも、しばしば見られる現象である。体力の弱った患者は自力で喀痰することが出来ず、いわゆる呼吸困難をひきおこすことになる。

50

【 0 0 0 5 】

これまでの治療方法では、患者の肺内に高濃度の酸素を導入して、呼吸を少しでも有効化するように対処したり、高濃度の酸素を精密にコントロールした装置によって、高頻度に肺内に導入するなどの試みがなされて、それなりの成果が得られているが、気管支や肺胞を覆う分泌物を積極的に除去するという治療法を提供する呼吸補助器は皆無であった。

【 0 0 0 6 】

これまでベンチュリー効果を利用したジェット流を使用し、このジェット性の吸気ガスによる治療も試みられているが、ベンチュリー管によって生じるジェット流程度では、力が弱くて肺内の分泌物の流動化や気管支を閉塞している分泌物を除去するには程遠く、また患者に供給される断続ジェット流により肺内圧が次第に増加する問題や、肺内圧の増加による肺胞の破裂の危険などの問題もあり、革命的な新しい人工呼吸器の出現が待たれていた。

10

【 0 0 0 7 】

本発明者は、患者の肺内に気管支を通して呼吸の吸気をすみずみまで導入するために、従来の吸気力では出来なかった有効な補助効果を達成するべく全く新しい着想に基づき考察を重ね、その実現に向かって鋭意研究を重ねた結果、本発明に到達したものである。本発明は、肺内吸気の衝撃的導入によるエアハンマー効果、すなわち「パーカッション」を活用するものであり、換言すれば本発明は、肺内パーカッション（衝撃性）換気治療法（IPV）という新しい肺疾患治療の導入の道を開くものである。

【 0 0 0 8 】

20

その基本的なアイデアとその効果は、肺内に導入する吸気に好ましい衝撃性を与える事である。吸気を衝撃波でもって導入することにより、気管支もしくは末梢気管支のガスの通行を阻害する閉塞分泌物をパーカッション効果で流動化して取り除き、それまで分泌物で覆われていたガスの流路を確保し、酸素 - 炭酸ガスの交換の有効化に寄与することが可能になったのである。

【 0 0 0 9 】

すなわち、本発明の第 1 の効果は、気管支の閉塞部分のパーカッションによる開通にある。

【 0 0 1 0 】

また、肺胞のガス交換の場が粘っこい分泌物（これが排出されたものが痰である）で覆われ、酸素 - 炭酸ガスのガス交換が実質的に妨害されている場合、衝撃波のエアハンマー効果でこれを流動化し、痰として喀痰を可能とし、分泌物の皮膜を効果的に取り除くことによって、これまでガス交換を阻害していた要素を取り除き、有効な呼吸補助を実現することが出来るのである。

30

【 0 0 1 1 】

すなわち、本発明の第 2 の効果は、肺内の分泌物の流動化にある。

【 0 0 1 2 】

本発明のもたらす第 3 の効果は、肺内でのガス交換がなされた後の、パーカッションによるガス攪拌混合拡散効果である。換言すると、ガス交換がなされたその場は、酸素が吸収されて放出された炭酸ガスに覆われており、この炭酸ガスを効率よく除去し酸素への置き換えが有効になされなければ、有効な酸素供給が出来ないのは自明の理である。

40

【 0 0 1 3 】

すなわち、パーカッションは、ガスの混合攪拌による拡散効果、ひいては酸素 - 炭酸ガスの置換効果を著しく促進するのである。

【 0 0 1 4 】

さらに、第 4 の効果として、ネブライザーによる霧状の薬剤が、パーカッションにより肺内のすみずみまで到達することを可能にし、薬効を高め、治療性の向上に効果がある。

【 0 0 1 5 】

すなわち、本発明の効果は、（ 1 ）パーカッションによる気管支の閉塞を取り除く流通路確保効果、（ 2 ）肺内の分泌物のパーカッションによる流動化と喀痰促進効果、（ 3 ）パ

50

ーカッションによるガス交換後のガスの有効な混合攪拌による拡散効果とそれに伴うガス交換効率の向上、(4)パーカッションによる薬剤の有効拡散効果の4点に集約される。

【0016】

本発明は上記の4点の効果を具現化する手段を提供するものである。

【0017】

肺疾患の治療の現状を見ると、呼吸障害の患者は高酸素濃度のガスを鼻等から呼吸し、さらに重篤な患者の場合、百パーセントの酸素で呼吸を支えるなどの対応処置が取られている。しかし如何に高濃度の酸素を患者の肺内に導入しても、酸素の人体への導管である気管支が閉塞しては、如何とも成し得ないのであり、酸素・炭酸ガスの置換の場が分泌物で覆われていて、ガス交換を妨害しては治療効率が挙がらないのは当然である。

10

【0018】

本発明者は、このような問題点を解決するために次のような点に着眼した。すなわち(1)肺内に導入する吸気をパーカッションにする。(2)パーカッションを高頻度とし、一吸気期間内に複数回(たとえば数回から30回位)パーカッションエアを導入する。(3)パーカッションの頻度は10~600回/分程度に設定して、その有効化を図る。(4)パーカッション期間に中休みを設けて、流動化により脱落した分泌物を喀痰できる期間をとる。(5)肺内のウェッジプレッシャー(楔入圧)、すなわち肺気道圧は、理想的には15~45cm・H₂Oとする、などである。

【0019】

さらに本発明者は、上記の機能を発揮する装置を(6)軽量化する(持ち運びが容易)、(7)小型化する(どんな場所にも持ち込める)、(8)電気を使用せずガス圧のみによって駆動化する(場所を問わず使用可能)、(9)操作を簡単にする、(10)極力安全にする、などの諸機能を実用上と治療の多様性付加の観点から必要と考え、その実現にむけて研究を続けた結果、本発明を完成したものである。

20

【0020】

本発明の人工呼吸器は、上述のように、加圧ガス源(ガスタンクからの供給配管やガスボンベなど)があればどこでも使用できるが、加圧ガス源のないところ、たとえば、一般の家庭内や、旅行中などでも使えるように、コンプレッサーを内蔵させるか、もしくは、外部のコンプレッサーを併用し、雰囲気から空気の加圧ガスを調製してこの人工呼吸器を駆動させ、治療に用いることもできる。

30

【0021】

本発明は、衝撃的な吸気を噴入するために、特殊機能を付与した衝撃波発生装置(特許公報(B2)平2-16149)を活用するもので、換言すれば、本発明はこの衝撃波発生装置の機能をフルに活用して、患者の肺内に吸気をパーカッションでエアハンマー的效果をもって噴入させ、従来にない肺内衝撃性換気治療法を創出する人工呼吸器の新システムを提供するもので、上記衝撃波発生装置の発明者、フォレスト・バード博士の助言と協力で完成したものである。

【0022】

換言すれば、本発明は、前記衝撃波発生装置の機能をフルに活用し、これを人工呼吸器に応用し、これまでの多くの問題点を解決し、大きい効果を発揮する実用的な人工呼吸器システムを提供するものであって、電氣的制御機構を全く使用せず、加圧ガスによって駆動する垂涎の人工呼吸器を完成したものである。

40

【0023】

本衝撃波発生装置の効果と従来のベンチュリー管によるジェット流の効果とを簡潔に比較してその相違を説明する。

【0024】

従来のジェット流の方式は、図8に示すように高圧ガス源から細いチューブを通してガスを噴射すると、高速のジェット流はベンチュリー効果により周囲の気体を引き込む(entrainment)という原理を応用し、短い吸気時間内に大量の気体を患者の気道に送り込むことを可能にしたもので、吸気と呼気の切替えは、従来公知の回転ボ-ルベアリ

50

ング、流体素子系、電磁弁等によりジェット流を流入または停止することによって行われている。

【 0 0 2 5 】

この場合、ジェット流は断続的に患者の気道に供給されるが、呼気への切替え時にも、かなりの圧がそのまま保たれることになる。

【 0 0 2 6 】

一方、本発明に用いる衝撃波発生装置は、滑動ベンチュリーを内蔵しており、図 4 にその構造が示されている。さらに詳しく説明すると、本発明に用いる衝撃波発生装置 16 は、滑動ベンチュリー 39 を内蔵する円筒状体のもので、加圧ガス駆動のオシレーター 6 を用いて得られる断続性の陽圧ガスによって前記滑動ベンチュリー 39 が前後に反復移動し、これに伴い滑動ベンチュリー 39 の先端部が大気に開閉し、断続ガスの流入時には瞬間的に閉塞となって、ベンチュリー効果により大量の陽圧ガスを衝撃的に噴出し、また断続ガスの停止時には、瞬間的に開放となって、衝撃波発生装置 16 内のガスを大気に放出し、圧負荷が消滅する機能を有し、この機能的ベンチュリー効果によって加速、加供給された断続ジェット流を、断続性の衝撃波に変換して患者の気道に供給するとともに、衝撃波の停止時には、患者の気道圧を瞬時に大気圧に減圧して呼吸を容易にする。

【 0 0 2 7 】

図 4 によって具体的に説明すると以下のようである。

【 0 0 2 8 】

図 4 には、本発明に用いる衝撃波発生装置 16 の断面を示してある。吸気時にはこの衝撃波発生装置 16 内のダイヤフラム 47 が右に向かって膨らんで滑動ベンチュリー 39 を右に動かし、マウスピース 17 (患者の気道へ通じる)に至るルートを密閉系の管状体に形成して(図 4 (B) 参照)、有効にジェット流を患者に供給する。一方左の断続ガスの供給口 37 へのガスの供給が、断、すなわち停止状態になると、バネ 45 の作用で滑動ベンチュリー 39 は瞬時に左に戻り、密閉系の管状体に空隙を生じて(図 4 (A) 参照)雰囲気へガスを開放して瞬時に大気圧となり、この繰り返しのためにジェット流の立ち上がり、と消滅がドラステックに行われる。そのために、この衝撃波発生装置 16 を応用した本発明の人工呼吸器は、患者に供給される吸気に好適な衝撃性(パーカッション)を付与することが出来るのであって、従来のジェット流による高頻度の人工呼吸器とは本質的に異なるものである。これは肺内衝撃性換気法とも言うべき新しい治療法を医学界に提供する画期的な人工呼吸器ということができる。また従来の高頻度ジェット流人工呼吸器の問題であった患者の肺内圧の漸増問題も解決出来るのである。

【 0 0 2 9 】

【課題を解決するための手段】

以下に本発明の特徴を列挙すると次のようである。

【 0 0 3 0 】

本発明の特徴のひとつは、人工呼吸器の駆動に電気を用いず、加圧されたガスによって極めて精密に駆動する点にある。

【 0 0 3 1 】

さらに本発明の特徴は、患者に衝撃性の吸気ガスの提供を可能にし、肺内衝撃性換気法とも言うべき新治療法を提供する点にある。

【 0 0 3 2 】

さらに本発明の特徴のひとつは、小型、軽量化、ポータブル化を実現したことにあり、このために、人工呼吸器を駆動部に相当する筐体と、これに連結するアセンブリー(アクセサリ類をまとめた付属品)とで全体を構成し、これらを所望によって分離、分解することを可能とした点にある。さらにポータブル化に際し、人の片手で持ち各機能を制御する操作を容易に出来るようにした点にある。

【 0 0 3 3 】

さらに本発明の特徴のひとつは、単純な差し込みや嵌合などの手段によって筐体と連結アセンブリーおよびアセンブリー各部を容易に取り外し、分解、組み立て出来るようにして

10

20

30

40

50

いる点にある。

【0034】

さらに本発明の特徴の1つは、ポータブル化に際し、連結アセンブリーを構成するネブライザーと衝撃波発生装置の組み立て体が、人の片手で持つことが出来るサイズに規制設定し、片手で持ち各機能を制御する操作を指先で容易に行えるまで小型化した点にある。

【0035】

後に詳しく説明するが、例えば患者が片手でネブライザー部を持って、この人工呼吸器の操作を、ネブライザーを持った手の親指で押しボタンを押すという、簡単な操作で、本発明で提唱している肺内衝撃性換気法の治療を容易に行うことができる。このために、本発明のネブライザーの容器は、最大径(円筒状の場合はその外径)が80mm以下で20mm以上、好ましくは60mm以下で30mm以上、さらに好ましくは、50mm以下で40mm以上が好ましい。最も好ましい径は45mm近郊である。この径が80mmより大きいと片手に保持することが難しく、20mm以下では逆に持ちづらく、ボタンを押す操作もしにくくなる。また肺内衝撃性換気法を起動する後出の呼吸操作の押しボタンの中心とネブライザーの上部の蓋体との最短距離は、40mm以下、さらに好ましくは、30mm以下、さらに好ましくは25mm以下であることが必要である。

10

【0036】

ネブライザーの蓋体と上記ボタンの距離が一定の距離を上回ると片手でネブライザーの保持と押しボタンの操作が出来なくなるからである。

【0037】

ネブライザーの容器は1回の治療に必要な薬剤を投入するのに適した容量が望ましいことから下限のサイズが限定される。

20

【0038】

さらに本発明の特徴のひとつは、連結アセンブリーの消毒を極めて容易且つ確実にした点にある。すなはち、筐体と連結アセンブリーおよびアセンブリー各部を簡単に手頃なサイズに、分解出来るので、各部の消毒に際しての取扱いが複雑でなく、細部まで容易に消毒が可能となっている。

【0039】

さらに本発明の特徴のひとつは、単一の加圧ガス源のみで、精密に人工呼吸器として機能させるために、筐体内の回路に、オリフィスを巧みに配してガス流のバランスを取ってその目的を達している点にある。

30

【0040】

さらに本発明の特徴のひとつは、患者の安全配慮にあり、人工呼吸器の駆動を患者もしくは医療従事者自身が、押しボタンスイッチを押している間だけ機能するようなスイッチを設けている点にある。

【0041】

本発明を詳しく説明すると、加圧ガスによって駆動し、衝撃波発生装置の作用で生じた衝撃波を吸気として肺内衝撃性換気治療を行う人工呼吸器であって、呼吸ガス源から導入された吸気ガスの一部はネブライザーに導かれて加湿噴霧ガスとなり、導入された吸気ガスの別の一部は断続流に変換された後、前記衝撃波発生装置に導かれて衝撃性を与えられ、前記ネブライザーからの水または薬剤を含む噴霧ガスと合流し患者に投与するシステムを提供するものである。

40

【0042】

さらに詳しく説明すれば、加圧ガスによって駆動し、衝撃波発生装置の作用で生じた衝撃波を吸気として肺内衝撃性換気治療を行う人工呼吸器であって、人工呼吸器を筐体と衝撃波発生装置を含む連結アセンブリーで構成し、筐体には、ガスを導入するガス導入口を具備し、このガス導入口に導入されたガスの一部は、連続流としてネブライザーに導かれ、筐体に導入されたガスから分岐した別の連続流は、オシレーターカートリッジによって断続流に変換されて筐体外の前記衝撃波発生装置に導かれ、ネブライザーからの噴霧ガス気流は該衝撃波発生装置に合流して、断続的な衝撃性呼吸ガスに変換されることを特徴とす

50

る人工呼吸器である。

【0043】

さらに本発明は、加圧ガスによって駆動し、衝撃波発生装置の作用で生じた衝撃波を吸気として肺内衝撃性換気治療を行う人工呼吸器であって、人工呼吸器を筐体と衝撃波発生装置を含む連結アセンブリーで構成し、筐体には、ガスを導入するガス導入口を具備し、このガス導入口に導入されたガスの一部は、連続流としてネブライザーに導かれ、筐体に導入されたガスから分岐した別の連続流はオシレーターカートリッジによって断続流に変換されて筐体外の衝撃波発生装置に導かれ、ネブライザーからの噴霧ガス気流は該衝撃波発生装置に合流して、衝撃波発生装置によって断続的な衝撃性呼吸ガスに変換される人工呼吸器であって、前記ネブライザーと前記衝撃波発生装置とを連結する管状体にリモートスイッチを配し、このスイッチの作用によってオシレーターカートリッジからの断続気流が前記衝撃波発生装置に流れることを特徴とする人工呼吸器である。

10

【0044】

さらに本発明は、加圧ガスによって駆動し、衝撃波発生装置の作用で生じた衝撃波を吸気として肺内衝撃性換気治療を行う人工呼吸器であって、全体が、筐体に納められた本体と、これに連結するアセンブリーより構成され、筐体にはガスを導入するガス導入口と、チューブと脱着可能な少なくとも2個のソケットを備えており、筐体内には、導入ガス連続流を断続流に変換するオシレーターカートリッジ、筐体の外部には連結アセンブリーとしてネブライザー、衝撃波発生装置を配しており、第1のソケットは筐体内のガス導入口に繋がる連続流を筐体外のネブライザーにチューブで連結し、第2のソケットは筐体内部のオシレーターカートリッジで断続流に変換されたガス流を筐体外の衝撃波発生装置にチューブで連結することを特徴とする人工呼吸器である。

20

【0045】

本発明のいまひとつの特徴は、患者の使用器具による感染防止に対しての深い配慮を具現化した呼吸器を提供する点にある。一般的に言って、人工呼吸器を必要とするような患者は、いろんな感染菌を保持していることが多い。したがって患者が用いる呼吸器はこれらの感染菌に汚染されることが多いのは当然である。患者の安全の観点から、呼吸器の、特に患者の呼吸する呼吸回路に係わる器具類の消毒、滅菌はとりわけ重要であることは論をまたない。しかしながら、意外にこれらに配慮がなされた呼吸器がないのが実情である。

【0046】

本発明者は、この点に深く思いを致し、どのようにすれば、本質的に何の抵抗もなく、容易に消毒、滅菌操作が患者や医療従事者に受入れられるかを考えて、人工呼吸器を駆動部本体の筐体と患者に直接接触する付属品に分け、この付属の連結アセンブリーを、簡単に抜き差しや嵌合などの手段によって分解分割することを可能とし、消毒滅菌作業が容易にしかも細部にいたるまで確実に実行出来る呼吸器を完成したものである。

30

【0047】

さらに本発明は、上記筐体本体と、筐体の外部のネブライザー、衝撃波発生装置を含むアセンブリー各部への連結が筐体および連結アセンブリーにそれぞれ配設されたソケットを介して、その両端で脱着可能なチューブで連結されることを特徴とするものである。

【0048】

このようにチューブを両端で脱着可能にすることによって、チューブの洗浄、消毒が容易となり、肺疾患の患者によく見られる多様の感染症の悪影響、感染の危険の予防に大きい効果を発揮することが出来る。

40

【0049】

さらに本発明は、上記筐体本体と、筐体の外部のネブライザー、衝撃波発生装置を含むアセンブリー各部への連結が、筐体および連結アセンブリーにそれぞれ配設されたソケットを介してその両端で脱着可能なチューブで連結されることで機能する人工呼吸器において、連結されるそれぞれのソケットおよびチューブを連結ライン別に区別し、異なる色に着色して色分けすることを特徴とするものである。

【0050】

50

同じ色のソケットに同じ色のチューブを取り付けることにより、自動的に機能別の連結ラインがセット出来るため、初めて呼吸器を使用する人にも容易に組み立てが可能であり、また使用後の洗浄、消毒の後に再使用する時にも容易に間違いなくセットでき、ウツカリミスも避けることが出来る。

【 0 0 5 1 】

さらに本発明は、ガス圧のみによって駆動する肺内衝撃性換気治療を行う人工呼吸器であって、全体が、筐体に納められた本体とこれに連結するアセンブリーより構成され、筐体にはガスを導入するガス導入口と、チューブと脱着可能な4個のソケットを備え、筐体内には、導入ガス連続流を断続流に変換するオシレーターカートリッジ、肺気道内圧を標示する標示メーターが配置され、筐体の外部の連結アセンブリーにはネブライザー、衝撃波発生装置を配し、この衝撃波発生装置とネブライザーを繋ぐ管にはリモートスイッチが、衝撃波発生装置先端部には肺気道内圧をモニターするためのチューブ差し込み口を備えており、第1のソケットは筐体内のガス導入口に繋がる連続流を筐体外のネブライザーにチューブで連結され、第2のソケットは筐体内部のオシレーターカートリッジで断続流に変換されたガス流を筐体外の衝撃波発生装置にチューブで連結され、第3のソケットは筐体の肺気道内圧を標示する標示メーターを該衝撃波発生装置先端部にある肺気道内圧のモニター用のチューブ差し込み口にチューブで連結され、第4のソケットはリモートスイッチを筐体内部の駆動ガス制御回路にチューブで連結されることを特徴とする人工呼吸器である。

10

【 0 0 5 2 】

さらに本発明は、加圧ガスによって駆動され、衝撃波発生装置の作用で生じた衝撃波を吸気として肺内衝撃性換気治療を行う人工呼吸器であって、本呼吸器全体は、筐体に納められた本体とこれに連結するアセンブリーより構成され、ガスを導入するガス導入口を有する筐体と、筐体内部にあってガスの連続流を断続流に変換するオシレーターカートリッジ、筐体外にあって、前記衝撃波発生装置とこれに連通して霧状の水または薬剤を供給するネブライザー、筐体内部にあって、前記衝撃波発生装置の出口に連通して肺気道内圧を標示する標示メーター、ネブライザーと前記衝撃波発生装置を連結する管状体とこの管状体に設置されたりリモートスイッチとを構成成分とし、筐体のガス導入口に導入されたガスの一部は、連続流として筐体外面に設置されたソケットを介してチューブでネブライザーに導かれ、筐体に導入されたガスの別の1部はオシレーターカートリッジに通じて断続流に変換されて前記筐体外面に設置されたソケットを介して、チューブで前記衝撃波発生装置に導かれ、そこでパーカッション性を持つて衝撃流を形成し、筐体外面には、ガス導入路からネブライザー、オシレーターカートリッジから衝撃波発生装置、標示メーターから衝撃波発生装置、オシレーターカートリッジの駆動ガス制御回路からリモートスイッチにそれぞれ連結するソケットが配設されており、これらのソケットからネブライザー、衝撃波発生装置、リモートスイッチ、および衝撃波発生装置の肺気道内圧モニター口への連結は脱着可能な可撓性のチューブによって行われることを特徴とする人工呼吸器である。

20

30

【 0 0 5 3 】

さらに本発明は、上記連結アセンブリーを構成する前記衝撃波発生装置と前記ネブライザーとが、嵌合によって組み立てられ、かつ分解が可能としたことを特徴とする人工呼吸器である。

40

【 0 0 5 4 】

さらに本発明は、上記ネブライザーを構成するネブライザーの蓋体が、前記衝撃波発生装置と前記ネブライザーを連結する管状体と一体に成形されていてもよく、管状体の一端は衝撃波発生装置に嵌め込んで組み立て可能とし、他端は、雰囲気開放されて空気を衝撃波発生装置に導入してもよいし、もしくは、酸素濃度を調節した雰囲気に通じて、その雰囲気を衝撃波発生装置に導入してもよい。ここで、前記管状体はT字型であっても、L字型であっても、Y字型であってもよく、要は衝撃波発生装置とネブライザーが、嵌合によって気密に組み立てられればよい。

【 0 0 5 5 】

50

さらに本発明は、単一の加圧ガス源を駆動源として、全体をバランスよく機能させるために、ガス流体の力学的性質を巧みに利用しており、そのために筐体内のガス流路にオリフィスを挿入して、この目的を達成している点にその特徴を見ることができる。

【0056】

さらに、本発明を詳しく説明すれば、筒状の容器内に滑動ベンチュリーを内蔵し、断続性のガスによって該滑動ベンチュリーが前後に反復往復し、これに伴いベンチュリーチューブの先端部が大気を開閉し、断続性ガスの流入時には瞬間的に閉鎖となって、陽圧ガスを衝撃的に噴流し、また断続ガスの停止時には、瞬間的に開放となって、該チューブ内のガスを大気に放出して圧負荷が消滅する機能を有するベンチュリー効果によって、断続性のガス流を断続性の衝撃波に変換する衝撃波発生装置を用い、加圧ガスを駆動源として、該衝撃波発生装置の作用で生じた断続性の衝撃波を吸気として呼吸補助を行う人工呼吸器で、全体が、筐体に納められた本体とこれに連結する付属のアセンブリーより構成され、筐体内には、ガス導入口を備え、導入された連続流ガスは、筐体内に設置されたオシレーターカートリッジによって、連続流から断続流に変換されたのち、前記衝撃波発生装置に至り、ここで衝撃波に変換される人工呼吸器において、筐体内の駆動ガス制御回路を含むガス流路に少なくとも1つのオリフィスを配し、ガスの流量バランスで機能制御機能の付与を行うことを特徴とする人工呼吸器である。

10

【0057】

すなわち、本発明は、上記筐体に配設されたソケット類（以後サービスソケットと総称する）、すなわち、ネプライザーに繋がるエロゾルソケット、衝撃波発生装置に繋がるパーカッションソケット、肺気道に繋がるゲージソケット、リモートスイッチに繋がるリモートソケットに至る筐体内のそれぞれのガス流路に少なくとも1つのオリフィスを設け、このオリフィスの作用により、それぞれのサービスソケットに流れるガスの量を調節することを特徴とする人工呼吸器である。

20

【0058】

さらに詳しく説明すれば、筒状の容器内に滑動ベンチュリーを内蔵し、断続性のガスによって該滑動ベンチュリーが前後に反復往復し、これに伴いベンチュリーチューブの先端部が大気を開閉し、断続性ガスの流入時には、瞬間的に閉鎖となって、陽圧ガスを衝撃的に噴流し、また断続ガスの停止時には、瞬間的に開放となって、該チューブ内のガスを大気に放出して圧負荷を消滅させる機能を有するベンチュリー効果によって、断続性のガス流を断続性の衝撃波に変換する衝撃波発生装置を用い、加圧ガスを駆動源として、該衝撃波発生装置の作用で生じた断続性の衝撃波を吸気として肺内衝撃性換気治療を行う人工呼吸器であって、全体が、筐体に納められた本体とこれに連結する付属のアセンブリーとにより構成され、筐体にはガスを導入するガス導入口とチューブと接続可能な4つのソケットを備え、筐体内には導入したガスの連続流を断続流に変換するオシレーターカートリッジ、肺気道圧を標示する標示メーターが配置され、筐体の外部にはネプライザー、衝撃波発生装置を配し、この衝撃波発生装置とネプライザーは連結管で連結され、この連結管にはオシレーターカートリッジを起動して断続流を生じさせるリモートスイッチ、該衝撃波発生装置先端部には肺気道圧をモニターするためのチューブ差し込み口を備えており、筐体内に導入されたガス流は筐体内で2つの流路に分かれ、その1部は連続流のまま第1のソケットを経て筐体外のネプライザーに繋がり、分岐した別の一部はオシレーターカートリッジに導かれて断続流となり、第2のソケットを経て筐体外部の衝撃波発生装置に連結し、第3のソケットは肺気道圧の標示メーターと衝撃波発生装置先端部にある肺気道圧モニター用差し込み口とを連結し、第4のソケットは、オシレーターカートリッジの駆動ガス制御回路とリモートスイッチを連結し、筐体外のネプライザー、衝撃波発生装置、肺気道モニター用の差し込み口、リモートスイッチに繋がる筐体内のそれぞれのガス流路に少なくとも1つにオリフィスを設け、このオリフィスの作用により、それぞれのソケットに流れるガスの量を調節することを特徴とする人工呼吸器である。

30

40

【0059】

本発明のパーカッションの頻度は一分間に10乃至600回、好ましくは20乃至400

50

回、さらに好ましくは40乃至300回になるようにして治療を行うのがよく、運転ガス圧は、15 psi ~ 85 psi (1.0 kg / cm² ~ 6.0 kg / cm²)、好ましくは20 ~ 80 psi (1.4 kg / cm² ~ 5.6 kg / cm²)、更に好ましくは25 ~ 65 psi (2.0 kg / cm² ~ 4.5 kg / cm²)、に調節して治療するのがよい。

【0060】

この調節は、安全に治療を行うために、患者の肺気道圧（ウェッジプレッシャー：楔入圧）が15 ~ 45 cmH₂O となるように行うことが望ましい。

【0061】

【作用】

本発明は、上述したように、衝撃波発生装置の効果を最大限に活用するシステムを構築し、人工呼吸器としての新しい特徴である肺内衝撃性換気治療法を創設し、従来困難であった肺内の分泌物の流動化、気管支の閉塞の開放に成功し、患者の治療効率を高めることに成功したもので、大きい福音をもたらしたということが出来る。

【0062】

【発明の実施の形態】

本発明を以下の実施例によってさらに詳しく説明する。

【0063】

【実施例1】

本発明の第1の実施例を図1の回路図によって詳しく説明する。

【0064】

第1の実施例においては、回路図の左側の点線で囲まれた部分は筐体53に納められているものである。回路図の右側の部分は連結アセンブリー55で、筐体53の外部にあって連結チューブ71、72、73、74によってそれぞれネブライザー14、衝撃波発生装置16、リモートスイッチ15および衝撃波発生装置16の先端に連結されている。

【0065】

まず、筐体では、呼吸ガス導入口1より導入された呼吸ガスはフィルター2によって、不純物を除去した後、マスタースイッチ5を経てその一部はオリフィス64を介してネブライザー14に連結するエロゾルソケット10に至り、脱着可能なチューブ71を通してネブライザー14に導かれ、ここで噴霧化した水または薬剤を含むミストは衝撃波発生装置16に導かれる。

【0066】

マスタースイッチ5からの連続流の一部はライン内に設置された減圧バルブ3で所望の圧に調節されてオシレーターカートリッジ6に導かれる。設定圧はオリフィス61を介して外部表示器4に表示される。オシレーターカートリッジ6で断続流に変じたガス流は断続流回路(A)のオリフィス62を経てパークッションソケット11に至り、ここからチューブ72で衝撃波発生装置16につながる。衝撃波発生装置16では、ネブライザー14からの噴霧ガスと合流し、滑動ベンチュリー39の作用によって、衝撃波となって患者の口につなぐマウスピース17に至る。

【0067】

一方、マウスピース17の手前のポート41からチューブ74を介してゲージソケット13を通して筐体内に至り、オリフィス66を経て筐体に設置された気道内圧ゲージ9に肺気道内圧がモニター表示される。

【0068】

他方、リモートスイッチ15は、チューブ73を介してリモートソケット12に至り、調整オリフィス65を経て駆動ガス制御回路(B)につながれ、リモートスイッチ15を押すことにより、リモートスイッチ15内の大気への開放口が開き、駆動ガス制御回路(B)が減圧となってオシレーターカートリッジ6が起動し、断続流となった吸気ガスが断続流回路(A)から衝撃波発生装置16に供給されて、ここで発生した衝撃波がマウスピース17から患者に供される。リモートスイッチ15を離すとリモートスイッチ15内の大

10

20

30

40

50

気解放口が閉じ、駆動ガス制御回路（Ｂ）が昇圧してオシレーターカートリッジ６が停止し、断続吸気ガスも停止する。すなわち、リモートスイッチ１７を押している期間だけ、衝撃流が患者に供されるので、極めて安全に機能するのである。

【００６９】

本例では、減圧バルブ３からオシレーターカートリッジ６に至る連続流回路とオシレーターカートリッジ６から衝撃波発生装置１６に至る吸気ガスの断続流回路（Ａ）とをつなぐバイパス回路１８を形成し、この回路１８にマニュアルボタン８（押すことにより回路が開き、衝撃波発生装置１６に連続流が流れる）が設けられており、必要に応じて連続ジェット流または手動断続流とすることが出来る。

【００７０】

本例では、ライン内減圧バルブ３で圧を設定し、オシレーターカートリッジ６の頻度を駆動ガス制御回路（Ｂ）の頻度調整メーター７で調節することにより、衝撃波発生装置１６から所望の頻度の衝撃ガスを患者の肺に導くことが出来、ネブライザー１４によって噴霧化した水または薬剤を衝撃波に乗せて患者の肺内に導入し、呼吸不全の患者を救うことが出来る。

【００７１】

【実施例２】

本発明の第２の実施例を図２の回路図によって詳しく説明する。

【００７２】

第２の実施例においては、この回路図の左側の点線で囲まれた部分は筐体５３に納められているものである。点線より右の部分は連結アセンブリー５５で、筐体５３の外部にあって、連結チューブ７１、７２、７３、７４によってそれぞれネブライザー１４、衝撃波発生装置１６、リモートスイッチ１５および衝撃波発生装置１６の先端に連結されている。

【００７３】

まず、筐体では、呼吸ガス導入口１より導入された呼吸ガスはフィルター２によって、不純物を除去した後、その一部はエロゾル発生調整オリフィス２２で所望の連続流量に調整されてエロゾルソケット１０に至り、脱着可能なチューブ７１を通してネブライザー１４に通じ、ここで噴霧化した水または薬剤は衝撃波発生装置１６に導かれる。

【００７４】

呼吸ガス導入口１より導入された連続流の一部は、ライン内に設置された減圧バルブ２で所望の圧に調節され、その設定圧はオリフィス６１を介して外部表示器４に表示される。一定の圧に調節された連続流は、マスタースイッチ５を経てオシレーターカートリッジ６に導かれる。このオシレーターカートリッジ６に導入された連続流は、駆動ガス制御回路（Ｂ）すなわち、タイムチェックバルブ２７、バランスオリフィス６２、呼吸タイム調整器１９および頻度調節メーター７の設定により所望の断続流に変換され、断続流回路（Ａ）の呼吸フロー調整器２０で流量調整されてパークッションソケット１１に至り、ここからチューブ７２で衝撃波発生装置１６につながる。衝撃波発生装置１６では、ネブライザー１４からの噴霧ガスと合流し、滑動ベンチュリーの作用によって、衝撃波となって患者の口につなぐマウスピース１７に至る。

【００７５】

一方、マウスピース１７の手前のポート４１からチューブ７４を介してゲージソケット１３に至り、オリフィス６４を経て筐体５３に設置された気道内圧ゲージ９に肺気道内圧がモニター表示される。

【００７６】

他方、リモートスイッチ１５はチューブ７３を介してリモートソケット１２に至り、調整オリフィス６５を経て駆動ガス制御回路（Ｂ）につなぐれ、リモートスイッチ１５を押すことにより、リモートスイッチ１５内の大気への開放口が開いて、オシレーターカートリッジ６が作動し、断続流となった吸気ガスが断続流回路（Ａ）から衝撃波発生装置１６に供給され、ここで衝撃波となりマウスピース１７から患者に供される。リモートスイッチ１５を離すとリモートスイッチ１５内の大気解放口が閉じ、駆動ガス制御回路（Ｂ）が

10

20

30

40

50

昇圧してオシレーターカートリッジ 6 が停止し、断続吸気ガスも停止する。すなわち、リモートスイッチ 15 を押している期間だけ、衝撃流が患者に供されるので、極めて安全に機能するのである。

【0077】

本例では、減圧バルブ 3 からオシレーターカートリッジ 6 に至る連続流回路とオシレーターカートリッジ 6 から衝撃波発生装置 16 に至る吸気ガスの断続流回路 (A) とをつなぐバイパス回路 18 を形成し、この回路 18 にマニュアルボタン 8 (押すことにより回路が開き衝撃波発生装置 16 に連続流が流れる) が設けられており、必要に応じて連続ジェット流または手動断続流を発生させることが出来る。

【0078】

本例では、減圧バルブ 3 から伸びる連続流回路とオシレーターカートリッジ 6 から衝撃波発生装置 16 に至る吸気ガスの断続流回路 (A) との間にバイパス回路 23 を形成し、この回路内に C P A P (持続性気道陽圧) 調節器 21 を設け、C P A P 調節器 21 の圧力検出部に気道内圧ゲージ 9 に至る回路を接続して、気道内陽圧を持続的に一定に調節できる機能を付与している。

【0079】

【実施例 3】

第 3 の実施例は、本質的には第 1 の実施例と等価であるが、簡便性を高め、軽量化、ポータブル化、小型化を実現するために、実施例 1 の筐体内に含まれる構成の一部を連結アセンブリー側に含めるようにしたものである。

【0080】

第 3 の実施例を図 3 の回路図によって説明する。同図では、点線枠で囲まれた部分が連結アセンブリー 55 として筐体 53 の外部にある。

【0081】

本例では、第 1 の実施例のマニュアルボタン 8、マスタースイッチ 5 が省略され、減圧バルブ 3、外部ガス圧表示器 4 を筐体 53 外に配している点以外は、本質的に実施例 1 と等価である。

【0082】

第 1 の実施例の回路図における連結アセンブリー 55 の一例を具体的に図解したものが、図 5 である。本例では、連結チューブ 71、72、73、74 によって筐体 (図示せず) と繋がるアセンブリー 55 が示されており、衝撃波発生装置 16 とネブライザー 14 とが、T 字型の連結管 33 と一体に組み立てられた様相が示されている。

【0083】

リモートスイッチ 15 は衝撃波発生装置 16 とネブライザー 14 との間に介在する T 字型の連結管 33 の左下部に備えられている。このスイッチ 15 は通常パネで回路は雰囲気に対して閉鎖しており、押している間だけ、雰囲気に開放し、これに通じる回路が減圧となって筐体内 (図示せず; 実施例 1 の回路図参照) のオシレーターが起動するタイプのものである。リモートスイッチ 15 から手を離すとパネの力で瞬時に回路が雰囲気に対して閉鎖となりオシレーターの作動が停止する。

【0084】

図 6 は、アセンブリー 55 の分解した状態を図解したものである。本例では、T 字型の連結管 33 はネブライザー 14 の蓋体と一体に成形されている。これらは、嵌合によって簡単かつ気密に図 5 のように組み立てることが出来る。

【0085】

ここで重要なのは、その組み立て体を人が片手に持ち、リモートスイッチ 15 を、たとえば持った手の親指で押すことが出来るような小型のサイズに纏められていることである。図 6 に本発明の実施例のサイズが記入されているように、ネブライザー 14 の容器の最大径は 47 mm である。本実施例ではネブライザー 14 の蓋体からリモートスイッチ 15 に至る最短距離は 8 mm、ネブライザー 14 の蓋体からリモートスイッチ 15 の中心に至る最短距離は 16 mm である。リモートスイッチ 15 に至る距離をこのようにしてネブライ

10

20

30

40

50

ザー 14 を持った手の親指を使ってリモートスイッチ 15 を押すことができる。このような小型の組み立て体は、使用者、たとえば患者が片手で自ら呼吸操作を行うことができる。

【0086】

図 7 は、本質的に図 6 に示したものと同一であるが、以下に示す連結の様態が異なっている。

【0087】

すなわち、図 7 に分解された様態が示されているが（理解し易いようにサイズを少し誇張して描いている）、T 字型連結管 33 が、ネプライザー 14 の蓋体と一体成形されておらず、T 字型連結管 33 はリモートスイッチ 15 を備えて独立しており、衝撃波発生装置 16、T 字型連結管 33、ネプライザー 14 の蓋体、ネプライザー 14 のそれぞれの独立体が嵌合によって簡単かつ気密に図 5 のように組み立てられるようになっている。本実施例においては、組み立て体のサイズは図 7 に記入されているようにネプライザー 14 の容器の最大径は、本実施例の場合、50 mm であり、嵌合組み立て後のネプライザー 14 の蓋体からリモートスイッチ 15 の中心に至る距離は 20 mm である。このようにサイズを決めることによって使用者、たとえば患者が片手で自ら呼吸操作を行うことができる。

【0088】

以下に、図 1 に示した第 1 の実施例の回路図をさらに詳しく説明する。

【0089】

連結アセンブリー 55 は、筐体 33 の外部にあり、連結チューブ 71、72、73、74 によってそれぞれネプライザー 14、衝撃波発生装置 16、リモートスイッチ 15 および衝撃波発生装置 16 が連結されている。

【0090】

まず、筐体 53 では、呼吸ガス導入口 1 より導入された呼吸ガスはフィルター 2 によって、不純物を除去した後、マスタースイッチ 5 を経てその一部はオリフィス 64 を介してネプライザー 14 に連結するエロゾルソケット 10 に至り、脱着可能なチューブ 71 を通ってネプライザー 14 に導かれ、ここで噴霧化した水または薬剤を含むミストは衝撃波発生装置 16 に導かれる。

【0091】

マスタースイッチ 5 からの連続流の一部はライン内に設置された減圧バルブ 3 で所望の圧に調節されてオシレーターカートリッジ 6 に導かれる。設定圧はオリフィス 61 を介して外部表示器 4 に表示される。オシレーターカートリッジ 6 で断続流に変じたガス流はオリフィス 62 を経てパーカッションソケット 11 に至り、ここからチューブ 72 で衝撃波発生装置 16 につながれる。衝撃波発生装置 16 では、滑動ベンチュリー 39 の作用によって、衝撃波となって患者の口につなぐマウスピース 17 に至る。

【0092】

一方、マウスピース 17 の手前のポート 41 からチューブ 74 を介してゲージソケット 13 を通って筐体内に至り、オリフィス 66 を経て筐体に設置された気道内圧ゲージ 9 に肺気道内圧がモニター表示される。

【0093】

他方、リモートスイッチ 15 は、チューブ 73 を介してリモートソケット 12 に至り、調整オリフィス 65 を経て駆動ガス制御回路（B）につながり、リモートスイッチ 15 を押すことにより、リモートスイッチ 15 内の雰囲気への開放口が開いて、駆動ガス制御回路（B）が適度に減圧しこれがトリガーとなってオシレーターカートリッジ 6 が駆動して断続衝撃波がマウスピース 17 から患者に供される。リモートスイッチ 15 を離すとリモートスイッチ 15 内の大気解放口が閉じ、駆動ガス制御回路（B）が昇圧してオシレーターカートリッジ 6 の動作が停止し、断続吸気ガスも停止する。すなわち、リモートスイッチ 17 を押している期間だけ、断続衝撃流が患者に供されるので、極めて安全に機能する。本例では、減圧バルブ 3 からオシレーターカートリッジ 6 に至る連続流回路とオシレーターカートリッジ 6 から衝撃波発生装置 16 に至る吸気ガスの断続流回路（A）とをつなぐ

10

20

30

40

50

バイパス回路 18 を形成し、この回路 18 にマニュアルボタン 8 (押すことにより回路が開き、衝撃波発生装置 16 に連続流が流れる) が設けられており、必要に応じて連続ジェット流または手動断続流とすることが出来る。

【 0094 】

本例では、ライン内減圧バルブ 3 で圧を設定し、オシレーターカートリッジ 6 の頻度を駆動ガス制御回路 (B) の頻度調整メーター 7 で調節することにより、衝撃波発生装置 16 から所望の頻度の衝撃ガスを患者の肺に導くことが出来、ネブライザー 14 によって噴霧化した水または薬剤を衝撃波に乗せて患者の肺内に導入するものである。

【 0095 】

本実施例は、筐体 53 内の回路に既述のように多数のオリフィスを配し、流量バランスを巧みに保っている。オリフィス 61 (0.013オリフィス) は、外部表示器 4 の手前に配され、外部表示器 4 を保護し正確に供給圧をモニター出来るようになっている。オシレーターカートリッジ 6 とパーカッションソケット 11 を結ぶ断続流回路 (A) には過剰な断続流を防ぐために、負荷オリフィス 62 (0.060オリフィス) が配され、オシレーターカートリッジ 6 と頻度調整メーター 7 を結ぶ駆動ガス制御回路 (B) には、この負荷オリフィス 62 よりも径の細いバランスオリフィス 63 (0.018オリフィス) を配し、オシレーターカートリッジ 6 の機能を制御するために必要なガスの供給バランスがとられている。

【 0096 】

ライン内減圧バルブ 3 からエロゾルソケット 10 に至る回路には、オリフィス 64 (0.024オリフィス) が挿入され、ネブライザー 14 の噴霧に必要な連続流ガスが供給出来るように調節している。オリフィスの径をこのように設定することによって、ネブライザー 14 からの噴霧の発生量とオシレーターカートリッジ 6 からの断続流との好ましいバランスが達成され、衝撃波発生装置 16 に供給混合される。リモートスイッチ (15 : 親指ボタン) につながるリモートソケット 13 と駆動ガス制御回路 (B) との間にオリフィス径の可変調節タイプのオリフィス 65 が配され、このオリフィス径はリモートスイッチ 15 を押したり離したりしたときにオシレーターカートリッジ 6 の駆動または停止の機能が有効に働くように設定される。

【 0097 】

また、肺気道内圧ゲージ 9 とゲージソケット 13 の間には肺気道内圧ゲージ 9 を保護し、正確な表示ができるようにオリフィス 66 (0.013オリフィス) が配され、正確な肺気道内圧の測定を可能にしている。本例に例示したように、筐体内の回路にオリフィスを配し、全体の流量バランスをとることにより、単一の高圧ガス源を駆動源として本人工呼吸器は精密に機能する。

【 0098 】

リモートスイッチ 15 を押した時の、衝撃波発生の機構を説明すると、リモートスイッチ 15 を押すことにより、駆動ガス制御回路 (B) が減圧となり、オシレーターカートリッジ 6 内のダイヤフラムに連結した開閉弁が開き、ガスが噴出する。噴出ガスの大部分は径の大きいオリフィス 62 (0.06オリフィス) を経て断続流回路 (A) を通って衝撃波発生装置 16 に至る。そして、駆動ガス制御回路 (B) には、負荷オリフィス 62 よりも径の細いバランスオリフィス 63 (0.018オリフィス) および可変調節タイプのオリフィス 65 の作用で、噴出ガスが少量流れて瞬時に圧力が上がり、オシレーターカートリッジ 6 内のダイヤフラムに連結した開閉弁が閉じ、ガスの噴出が止まる。短時間でタイムチェックバルブが閉じ、駆動ガス制御回路 (B) 内のガスが大気に放出されて再度減圧され、頻度調節メーター 7 の設定に対応した時間を経て、オシレーターカートリッジ 6 内のバルブが開きガスが噴出する。以後この繰り返しで断続流が衝撃波発生装置 16 に供給され、所望の頻度の断続衝撃波が発生することになる。すなわち駆動ガス制御回路 (B) を含むガス回路系のオリフィス群の作用で巧みに流量バランスが取られており、単一のガス源にもかかわらず、精密な制御を可能にしていることが理解されよう。

【 0099 】

10

20

30

40

50

さらに、図 2 に示した第 2 の実施例の回路図をさらに詳しく説明する。

【0100】

連結アセンブリー 55 は、筐体 53 の外部にあり、連結チューブ 71、72、73、74 によってそれぞれネプライザー 14、衝撃波発生装置 16、リモートスイッチ 15 および衝撃波発生装置 16 が連結されている。

【0101】

まず、筐体 53 には、呼吸ガス導入口 1 より導入された呼吸ガスはフィルター 2 によって、不純物を除去した後、その一部はエロゾル発生可変調整オリフィス 22 で所望の連続流量に調整されてエロゾルソケット 10 に至り、脱着可能なチューブ 71 を通ってネプライザー 14 に通じ、ここで噴霧化した水または薬剤は衝撃波発生装置 16 に導かれる。

10

【0102】

呼吸ガス導入口 1 より導入された連続流の一部はライン内に設置された減圧バルブ 3 で所望の圧に調節され、その設定圧はオリフィス 61 (0.013 オリフィス) を介して外部表示器 4 に表示される。一定の圧に調節された連続流は、マスタースイッチ 5 を経てオシレーターカートリッジ 6 に導かれる。このオシレーターカートリッジ 6 に導入された連続流は、駆動ガス制御回路 (B) すなわち、タイムチェックバルブ、バランスオリフィス 62 (0.024 オリフィス)、呼吸タイム調整器 19 および頻度調節メーター 7 の設定により所望の断続流に変換され、流量を規制する負荷オリフィス 63 (0.060 オリフィス) を経て呼吸フロー調整器 20 で流量調整されてパーカッションソケット 11 に至る。駆動ガス制御回路 (B) への流量は、オシレーターカートリッジ 6 の機能制御に必要な範囲となるように、オリフィス 63 の径が設定されている。断続流は、パーカッションソケット 11 からチューブ 72 で衝撃波発生装置 16 につながる。衝撃波発生装置 16 では、滑動ベンチュリー 39 の作用によって、衝撃波となって患者の口につなぐマウスピース 17 に至る。

20

【0103】

一方、マウスピース 17 の手前のポート 41 とチューブ 74 でつながるゲージソケット 13 が筐体 53 に設置されており、このソケット 13 と気道内圧ゲージ 9 間の回路に、ゲージを保護するオリフィス 64 (0.013 オリフィス) が設けられ、肺気道内圧がモニター表示される。

【0104】

一方、リモートスイッチ 15 は、チューブ 73 を介してリモートソケット 12 に至り、調整オリフィス 65 (0.018 オリフィス) を経て駆動ガス制御回路 (B) につながれ、リモートスイッチ 15 を押すことにより、開放口が開いてオシレーターカートリッジ 6 が作動し、断続流となった吸気ガスが衝撃波発生装置 16 に供給され、ここで衝撃波となりマウスピース 17 から患者に供される。リモートスイッチ 15 を離すとリモートスイッチ 15 内の大気解放口が閉じ、駆動ガス制御回路 (B) が昇圧してオシレーターカートリッジ 6 が停止し、断続吸気ガスも停止する。すなわち、リモートスイッチ 15 を押している期間だけ、衝撃流が患者に供されるので、極めて安全に機能するのである。リモートスイッチ 15 を押すことにより、衝撃波が発生するメカニズムは、先に説明したものと同様であり、オリフィスの流量バランスによって本人工呼吸器が機能することが理解できるであろう。

30

40

【0105】

本例では、減圧バルブ 3 からオシレーターカートリッジ 6 に至る連続流回路とオシレーターカートリッジ 6 から衝撃波発生装置 16 に至る吸気ガスの断続流回路 (A) とをつなぐバイパス回路 18 を形成し、この回路にマニュアルボタン 8 (押すことにより回路が開き衝撃波発生装置 16 に連続流が流れる) が設けられており、必要に応じて連続ジェット流または手動断続流とすることが出来る。回路 18 には制限オリフィス 66 (0.040 オリフィス) を挿入して必要以上に大量ガスが流れないように流量バランスが取られている。

【0106】

50

本例では、減圧バルブ 3 から伸びる連続流回路とオシレーターカートリッジ 6 から衝撃波発生装置 16 に至る吸気ガスの断続流回路 (A) との間にバイパス回路 23 を形成し、この回路内に C P A P (持続性気道陽圧) 調節器 21 を設け、C P A P 調節器 21 の圧力検出部に気道内圧ゲージ 9 に至る回路を接続して、気道内陽圧を持続的に一定に調節できる機能を付与している。

【0107】

以上詳細に説明したように、筐体内の回路に多種のオリフィスを配して流量バランスをとり、リモートスイッチ 15 の機能も含めて全体を有機的に機能させ、単一の加圧ガス源で精密な作動が可能な人工呼吸器の提供を実現した。

【0108】

本発明のさらに有効な実施態様を図 1 に示した実施例 1 の回路図および図 5 によって詳しく説明する。

【0109】

この実施態様は、実施例 1 において、各ソケットおよび各脱着チューブをそれぞれ異なる色に着色し、連結ラインの系統毎に色分けし、分解組み立て時に、容易に誤りなく取扱出来るようにしたもので、具体的には、エロゾルラインのエロゾルソケット 10 と連結チューブ 71 およびネブライザー 14 のソケット部は「黄色」、断続流のパーカッションラインであるパーカッションソケット 11 と連結チューブ 72 および衝撃波発生装置 16 入口ソケット部は「白」、リモートラインのリモートソケット 12 と連結チューブ 73 およびリモートスイッチ 15 のソケット取り付け部は「緑」、肺気道圧モニターラインのゲージソケット 13 と連結チューブ 74 およびマウスピース 17 手前ポート 41 部は「赤」に着色して、使用時および消毒時の便宜を図っている。

【0110】

【発明の効果】

本発明は、先に考案された衝撃波発生装置を最大限に活用し、これを人工呼吸器に応用し、パーカッションによるエアハンマー効果を利用して肺内の分泌物の流動化に成功し、肺内衝撃性換気法 (IPV) とも言うべき画期的治療法の創出を実現したもので、患者に大きい福音をもたらすものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施例による人工呼吸器の全体の回路図である。

【図 2】本発明の第 2 の実施例による人工呼吸器の全体の回路図である。

【図 3】本発明の第 3 の実施例による人工呼吸器の全体の回路図である。

【図 4】本発明による人工呼吸器に使用する衝撃波発生装置の構造図であり、

(A) は、作動前の状態を示す断面図である。

(B) は、作動後の状態を示す断面図である。

【図 5】本発明の人工呼吸器に用いられる連結アセンブリー (衝撃波発生装置、ネブライザー、T 字型連結管、連結チューブなど) の一例を示す組立て図である。

【図 6】図 5 に示した連結アセンブリーの分解図である。

【図 7】本発明の人工呼吸器に用いられる連結アセンブリー (衝撃波発生装置、ネブライザー、T 字型連結管、連結チューブなど) の一例を示す分解図である。

【図 8】ジェット流の発生機構の概要を示す概略図である。

【符号の説明】

- 1 呼吸ガス導入口
- 6 オシレーターカートリッジ
- 9 気道内圧ゲージ
- 10 サービスソケット
- 11 サービスソケット
- 12 サービスソケット
- 13 サービスソケット
- 14 ネブライザー

10

20

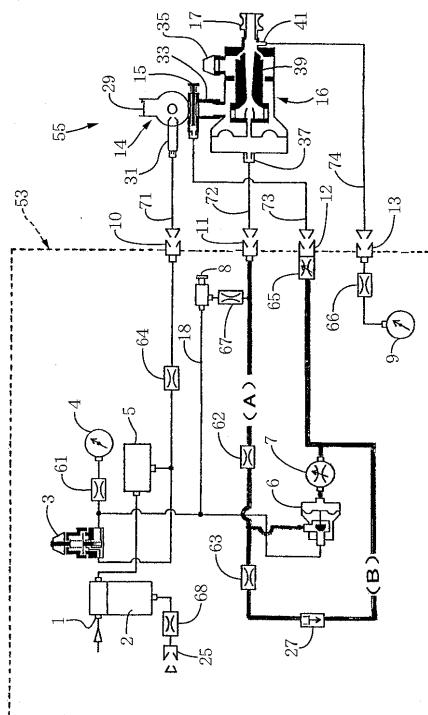
30

40

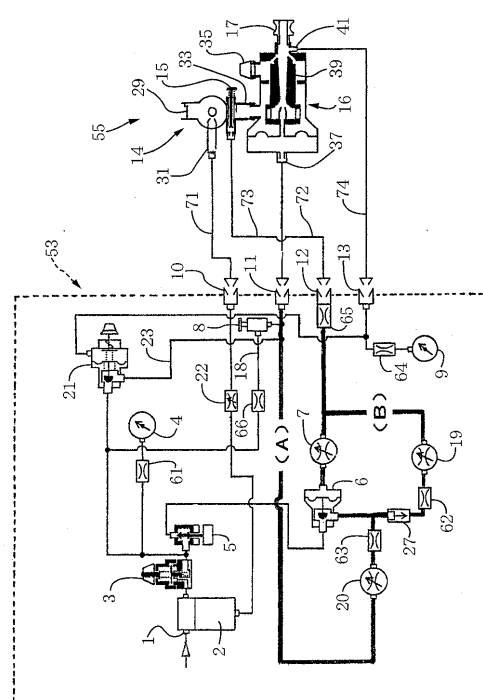
50

- | | |
|-----|------------|
| 1 5 | リモートスイッチ |
| 1 6 | 衝撃波発生装置 |
| 3 3 | 連結管（Ｔ字連結管） |
| 3 9 | 滑動ベンチュリー |
| 5 3 | 筐体 |
| 5 5 | 連結アセンブリー |
| 6 1 | オリフィス |
| 6 2 | オリフィス |
| 6 3 | オリフィス |
| 6 4 | オリフィス |
| 6 5 | オリフィス |
| 6 6 | オリフィス |
| 6 7 | オリフィス |
| 6 8 | オリフィス |
| 7 1 | チューブ |
| 7 2 | チューブ |
| 7 3 | チューブ |
| 7 4 | チューブ |

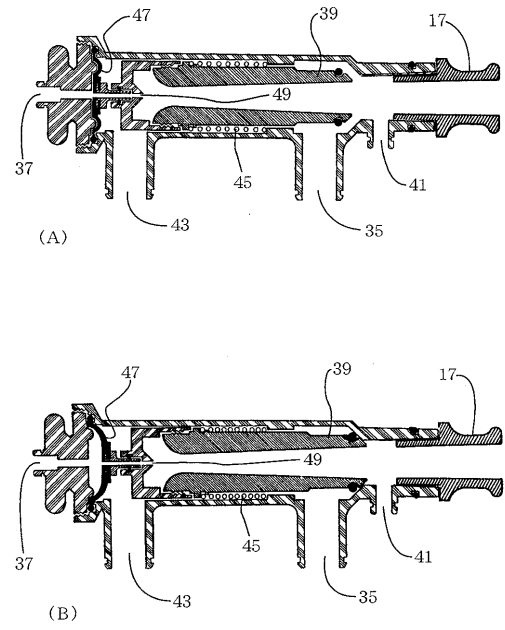
【 図 1 】



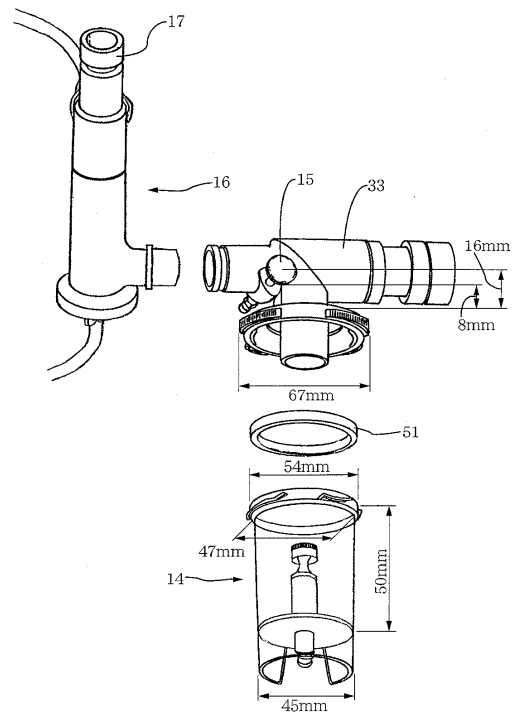
【圖 2】



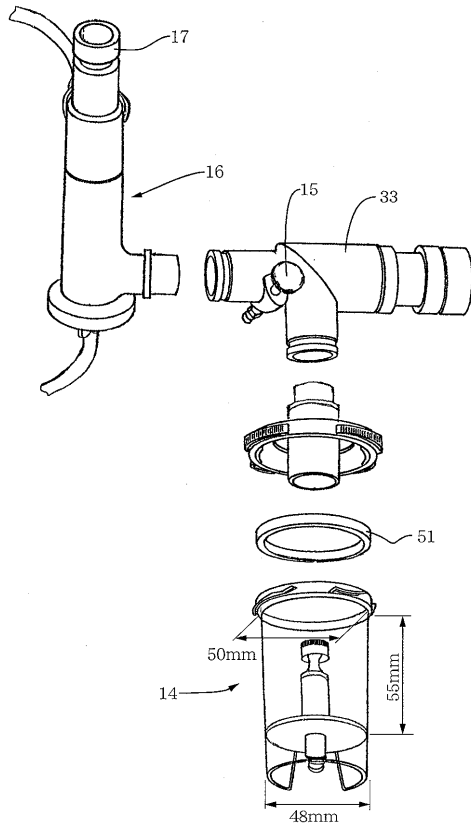
【 図 4 】



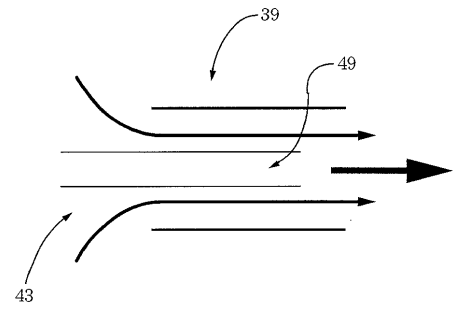
【 図 6 】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特公平02-016149(JP,B2)
特開昭62-194867(JP,A)
特公昭49-015195(JP,B1)
実公平04-012317(JP,Y2)
実開昭61-034247(JP,U)

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61M 16/00-16/22