

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4584455号
(P4584455)

(45) 発行日 平成22年11月24日(2010.11.24)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 M 16/04 (2006.01) A 6 1 M 16/04 Z

請求項の数 43 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2000-589241 (P2000-589241)	(73) 特許権者	500053333
(86) (22) 出願日	平成11年12月20日(1999.12.20)		レスピロニクス・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2002-532206 (P2002-532206A)		アメリカ合衆国15668ペンシルベニア
(43) 公表日	平成14年10月2日(2002.10.2)		州マリーズビル、マリー・リッジ・レーン
(86) 国際出願番号	PCT/US1999/030461		1010
(87) 国際公開番号	W02000/037134	(74) 代理人	100070150
(87) 国際公開日	平成12年6月29日(2000.6.29)		弁理士 伊東 忠彦
審査請求日	平成18年12月20日(2006.12.20)	(74) 代理人	100082049
(31) 優先権主張番号	60/113,222		弁理士 清水 敬一
(32) 優先日	平成10年12月22日(1998.12.22)	(72) 発明者	ヘーテ・バーニー・エフ
(33) 優先権主張国	米国(US)		アメリカ合衆国15085ペンシルベニア
(31) 優先権主張番号	60/138,491		州トラフォード、メドーブルック・ロード
(32) 優先日	平成11年6月10日(1999.6.10)		294
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 気管内気体吹送装置、吹送付属装置及び吹送気体供給法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

(a) 被験者の外側に配置された基端部及び被験者に吹送気体流を供給し、被験者の気道に配置できる末端部を有する吹送カテーテルと、

(b) 吹送カテーテルの末端部に配置される通気口組立体とを備え、通気口組立体は、

(1) 被験者のほぼ呼吸器系統に向かう第1の方向に吹送カテーテルからの吹送気体流の第1の部分を導く第1のポートと、

(2) 被験者の気道内のほぼ呼吸器系統の外に向かう第2の方向に吹送気体流の第2の部分を導く第2のポートとを備え、第1のポート及び第2のポートからの吹送気体流の放出によるベクトル力を発生し、通気口組立体により被験者の気道内に吹送気体流を放出して発生する第1の方向及び第2の方向の正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする気管内気体吹送装置。

【請求項2】

第1のポートは、吹送カテーテルの末先端部に形成され、ほぼ第1の方向に吹送気体流の第1の部分を導くポートであり、

第2のポートは、末先端部の直近の吹送カテーテルの壁に形成されたポートである請求項1に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項3】

通気口組立体は、第1の方向及び第2の方向に対しほぼ垂直な実質的に横方向に吹送気体流の第3の部分を導く第3のポートをさらに備え、横方向に向かう吹送気体流の一部は

10

20

、被験者の呼吸器系統の内側とも外側とも異なる方向で被験者の気道内へ導かれる請求項 1 に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項 4】

第 1 のポート及び第 2 のポートの大きさ、形状及び配置を調整し、通気口組立体から被験者の気道に吹送気体流を放出して発生する全方向の正味のベクトル力が実質的にゼロとなる請求項 1 に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項 5】

被験者の気道に配置されかつ被験者に呼吸気体の主要な流れを供給する第 1 の管内の固定位置に吹送カテーテルを保持する位置決め手段をさらに有する請求項 1 に記載の気管内気体吹送装置。

10

【請求項 6】

吹送カテーテルは、被験者に呼吸気体の主要な流れを供給する第 1 の管の壁内に形成され、第 1 のポート及び第 2 のポートは第 1 の管の壁内又は端部に設けられる請求項 1 に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項 7】

被験者の気道に吹送気体流を供給する搬送手段と、

被験者のほぼ呼吸器系統に向かう第 1 の方向及び被験者のほぼ呼吸器系統外に向かう第 2 の方向に搬送手段から吹送気体流を導く通気手段とを備え、

被験者の内部で第 1 の方向及び第 2 の方向の吹送気体流の放出により生じる正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする気管内気体吹送装置。

20

【請求項 8】

搬送手段は、吹送カテーテルであり、通気手段は、吹送カテーテルの端部に作動接続される双方向通気口であり、通気手段は、

ほぼ第 1 の方向に吹送カテーテルから吹送気体流の第 1 の部分を導く第 1 の手段と、

ほぼ第 2 の方向に吹送カテーテルから吹送気体流の第 2 の部分を導く第 2 の手段とを有し、

第 1 の手段からの吹送気体の放出による第 1 のベクトル力は、第 2 の手段からの吹送気体の放出による第 2 のベクトル力で実質的に打ち消される請求項 7 に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項 9】

30

搬送手段は、吹送カテーテルであり、通気手段は、

ほぼ第 1 の方向に吹送カテーテルの末端部から吹送気体流の第 1 の部分を放出する第 1 の手段と、

ほぼ第 2 の方向に吹送気体流の第 2 の部分を放出する吹送カテーテルの壁に形成された第 2 の手段とを備え、

第 1 の手段から第 1 の方向に向かう気体の放出によるベクトル力は、第 1 の方向と反対の第 2 の方向に向かう第 2 の手段からの吹送気体の放出によるベクトル力成分によって打ち消される請求項 7 に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項 10】

搬送手段は、吹送カテーテルであり、通気手段は、第 1 の方向及び第 2 の方向に対してほぼ垂直であり、被験者の内部で実質的に横方向に吹送カテーテルから吹送気体流の一部も導き、横方向に向かう吹送気体流の一部は、被験者の呼吸器系統の内側にも外側にも導かれない請求項 7 に記載の気管内気体吹送装置。

40

【請求項 11】

通気手段は、搬送手段から吹送気体流を導き、搬送手段から被験者の気道に吹送気体流を放出して生じる全方向の正味のベクトル力が実質的にゼロとなる請求項 7 に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項 12】

搬送手段は、それぞれ吹送気体流の一部を供給する第 1 の吹送カテーテル及び第 2 の吹送カテーテルを備え、通気手段は、ほぼ第 1 の方向に第 1 の吹送カテーテルからの吹送気

50

体流の第 1 の部分を導く第 1 の吹送カテーテルに接続された第 1 の通気口組立体と、ほぼ第 2 の方向に第 2 の吹送カテーテルからの吹送気体流の第 2 の部分を導く第 2 の吹送カテーテルに接続された第 2 の通気口組立体とを備える請求項 7 に記載の気管内気体吹送装置。

【請求項 1 3】

被験者の気道に挿入できかつ被験者に呼吸気体の主要な流れを供給する第 1 の管と、第 1 の管に接続されかつ第 1 の流量で被験者に吹送気体流を供給する吹送カテーテルと

、第 1 の管に作動接続されかつ第 1 の流量と実質的に同一の第 2 の流量で第 1 の管から周辺大気へ気体を排気する排気弁とを備え、

被験者に向かう呼吸気体の主要な流れに無関係に、被験者に向かう吹送気体流が供給されかつ周辺大気に排出気体が放出され、被験者の内部で被験者に向かう吹送気体流の供給及び周辺大気に向かう排出気体流の放出により生じる正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする治療気体供給装置。

【請求項 1 4】

装置の動作中に、吹送気体流は、第 1 の流量で連続的に供給され、排気弁は、第 2 の流量で第 1 の管から周辺大気へ連続的に気体を排気し、排気弁は、第 1 の管内の圧力変動の範囲を超える第 2 の流量で気体を連続的に排気する請求項 1 3 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 1 5】

排気弁は、吹送気体流を被験者に供給する第 1 の流量に基づいて第 2 の流量を変化させる請求項 1 3 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 1 6】

第 3 の流量で呼吸気体を供給する気体供給源と、

気体供給源、吹送カテーテル及び第 1 の管に作動接続されるバイパス弁とをさらに備え

、バイパス弁は、吹送気体流を被験者へ供給する吹送カテーテルに呼吸気体流の第 1 の部分を供給すると共に、第 1 の管に呼吸気体流の第 2 の部分を供給し、第 1 の管から周辺大気に送出される排出気体の第 2 の流量は、バイパス弁に供給される呼吸気体流の第 3 の流量と実質的に一致する請求項 1 3 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 1 7】

第 1 の管に接続されかつ第 1 の管の内部の可変圧力で呼吸気体の主要な流れを供給する気体流発生装置と、

吹送気体流を供給する吹送カテーテルに接続された気体供給源とをさらに備える請求項 1 3 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 1 8】

吹送カテーテルは、第 1 の管の内部に形成される請求項 1 3 に記載の治療気体供給装置

【請求項 1 9】

吹送カテーテルの末端部に配置された通気口組立体をさらに備え、通気口組立体は、被験者のほぼ呼吸器系統に向かう第 1 の方向に吹送カテーテルから吹送気体流の第 1 の部分を導く第 1 のポートと、

被験者のほぼ呼吸器系統の外に向かう第 2 の方向に、吹送気体流の第 2 の部分を導く第 2 のポートとを備え、

第 1 のポート及び第 2 のポートからの吹送気体流の放出によるベクトル力を発生し、

通気口組立体により被験者の気道へ吹送気体流を放出して発生する第 1 の方向及び第 2 の方向に向かう正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなる請求項 1 3 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 2 0】

吹送カテーテルの末先端部に形成された第 1 のポートは、ほぼ第 1 の方向に吹送気体流

10

20

30

40

50

の第 1 の部分を導き、

末先端部にすぐ近くの吹送カテーテルの壁に形成された第 2 のポートは、ほぼ第 2 の方向に吹送気体流の第 2 の部分を導き、

第 1 のポートから第 1 の方向に向かう気体の放出によるベクトル力は、第 2 のポートからの吹送気体放出による第 1 の方向と反対の第 2 の方向のベクトル力成分により実質的に打ち消される請求項 19 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 21】

通気口組立体は、第 1 の方向及び第 2 の方向に対しほぼ垂直である実質的に横方向に、吹送気体流の一部を導く第 3 のポートをさらに備え、横方向の吹送気体流の一部は、被験者の呼吸器系統の内側にも外側にも導かれない請求項 19 に記載の治療気体供給装置。

10

【請求項 22】

通気口組立体における少なくとも 1 つのポートから被験者の気道に吹送気体流を放出して発生する全方向の正味のベクトル力は、実質的にゼロである請求項 19 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 23】

被験者に呼吸気体の主要な流れを供給する手段と、

第 1 の流量で被験者に吹送気体流を供給する吹送手段と、

第 1 の流量と実質的に同一の第 2 の流量で装置から周辺大気へ気体を排気する排気手段とを備え、

被験者に呼吸気体の主要な流れに無関係に、被験者への吹送気体流及び周辺大気に向かう排出気体が放出され、被験者の内部で被験者への吹送気体流及び周辺大気に向かう排出気体流の放出により生じる正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする治療気体供給装置。

20

【請求項 24】

吹送手段は、装置の稼動中に第 1 の流量で吹送気体流を連続的に送出し、排気弁は、第 2 の流量で第 1 の管から周辺大気へ連続的に気体を排出すると共に、呼吸気体の主要な流れを供給する手段の第 1 の管内の圧力変動範囲を超える第 2 の流量で気体を連続的に排気する請求項 23 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 25】

吹送手段は、被験者のほぼ外側に配置する基端部及び被験者の気道に配置できかつ吹送気体流を供給する末端部を有する吹送カテーテルと、

被験者のほぼ呼吸器系統内に向かう第 1 の方向及び被験者のほぼ呼吸器系統外に向かう第 2 の方向に吹送カテーテルの末端部から吹送気体流を導く通気手段とを備え、

第 1 の方向及び第 2 の方向に吹送気体流を放出して生じる第 1 の方向及び第 2 の方向の正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなる請求項 23 に記載の治療気体供給装置。

30

【請求項 26】

吹送手段は、

第 1 の吹送カテーテルと、

第 2 の吹送カテーテルと、

第 1 の吹送カテーテルに接続されかつ被験者のほぼ呼吸器系統に向かう第 1 の方向に第 1 の吹送カテーテルからの吹送気体流の第 1 の部分を導く第 1 の通気口組立体と、

40

第 2 の吹送カテーテルに接続されかつ被験者のほぼ呼吸器系統の外に向かう第 2 の方向に第 2 の吹送カテーテルからの吹送気体流の第 2 の部分を導く第 2 の通気口組立体とを備える請求項 23 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 27】

排気手段は、吹送気体流を被験者に供給する第 1 の流量に基づいて第 2 の流量を変化させる請求項 23 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 28】

呼吸気体の主要な流れを供給する手段は、被験者の気道に挿入できかつ被験者の気道に呼吸気体の主要な流れを供給する第 1 の管を含み、吹送手段は、

50

第 3 の流量で呼吸気体を供給する気体供給源と、
気体供給源に作動接続された吹送カテーテルと、
気体供給源、吹送カテーテル及び第 1 の管に作動接続されたバイパス弁とを備え、
バイパス弁は、吹送気体流を被験者へ供給する吹送カテーテルに呼吸気体流の第 1 の部分
を供給すると共に、第 1 の管に呼吸気体流の第 2 の部分を供給し、第 1 の管から周辺大
気に向かう排出気体の第 2 の流量は、呼吸気体流がバイパス弁に供給される第 3 の流量に
実質的に一致する請求項 2 3 に記載の治療気体供給装置。

【請求項 2 9】

被験者の気道内に挿入できる被験者管を有する呼吸循環路の一部を形成して呼吸循環路
に接続できる第 1 の管と、

被験者のほぼ外側で第 1 の管上に配置される基端部及び被験者の気道に配置できかつ被
験者に吹送気体流を供給する末端部を有する吹送カテーテルと、

吹送カテーテルの末端部に配置される通気口組立体とを備え、通気口組立体は、

被験者のほぼ呼吸器系統に向かう第 1 の方向に、吹送カテーテルからの吹送気体流の第
1 の部分を導く第 1 のポートと、

被験者のほぼ呼吸器系統の外に向かう第 2 の方向に吹送気体流の第 2 の部分を導く第 2
のポートとを備え、

第 1 のポート及び第 2 のポートからの吹送気体流の放出によるベクトル力を発生し、

通気口組立体により被験者の気道へ吹送気体流を放出して生じる第 1 の方向及び第 2 の
方向に向かう正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする人工呼吸器
用吹送付属装置。

【請求項 3 0】

吹送カテーテルの末先端部に形成された第 1 のポートは、ほぼ第 1 の方向に吹送気体流
の第 1 の部分を導き、

末先端部のすぐ近くの吹送カテーテルの壁に形成された第 2 のポートは、ほぼ第 2 の方
向に吹送気体流の第 2 の部分を導き、

第 1 のポートから第 1 の方向に向かう気体の放出によるベクトル力は、第 2 のポートか
らの吹送気体の放出による第 1 の方向と反対の第 2 の方向のベクトル力成分により実質的
に打ち消される請求項 2 9 に記載の吹送付属装置。

【請求項 3 1】

通気口組立体は、第 1 の方向及び第 2 の方向に対しほぼ垂直である実質的に横方向に吹
送気体流の一部を導く少なくとも 1 つのポートをさらに備え、横方向への吹送気体流の一
部は、被験者の呼吸器系統の内側にも外側にも導かれない請求項 2 9 に記載の吹送付属装
置。

【請求項 3 2】

通気口組立体における少なくとも 1 つのポートから被験者の気道に吹送気体流を放出し
て生じる全方向の正味のベクトル力が実質的にゼロとなる請求項 2 9 に記載の吹送付属装
置。

【請求項 3 3】

被験者の気道内に挿入できる被験者管を有する呼吸循環路の一部を形成して呼吸循環路
に接続できる第 1 の管と、

第 1 の管に接続されかつ被験者に吹送気体流を供給する搬送手段と、

搬送手段から吹送気体流を導く通気手段とを備え、

通気手段により被験者の気道に吹送気体流を放出して生じる被験者のほぼ呼吸器系統内
に向かう第 1 の方向及び被験者のほぼ呼吸器系統外に向かう第 2 の方向の正味の全ベクト
ル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする人工呼吸器用吹送付属装置。

【請求項 3 4】

被験者の気道内に挿入できる被験者管を有する呼吸循環路の一部を形成して呼吸循環路
に接続できる第 1 の管と、

被験者のほぼ外側で第 1 の管上に配置される基端部及び被験者の気道に配置できかつ第

10

20

30

40

50

1の流量で被験者に吹送気体流を供給する末端部を有する吹送カテーテルと、

第1の管に作動接続されかつ第1の流量と実質的に同一の第2の流量で呼吸循環路から周辺大気へ気体を排気する排気弁とを備え、

被験者に向かう呼吸気体の主要な流れに無関係に、被験者に向かう吹送気体流が供給され、周辺大気に向かう排出気体が放出され、被験者の内部で被験者に向かう吹送気体流の供給及び周辺大気に向かう排出気体流の放出により生じる正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする呼吸装置の吹送付属装置。

【請求項35】

吹送気体流は、装置動作中に第1の流量で連続的に供給され、排気弁は、第2の流量で呼吸循環路から周辺大気へ連続的に気体を排気すると共に、第1の管内の圧力変動の範囲を超える第2の流量で気体を連続的に排気する請求項34に記載の吹送付属装置。

【請求項36】

排気弁は、吹送気体流を被験者に供給する第1の流量に基づき第2の流量を変化させる請求項34に記載の呼吸装置の吹送付属装置。

【請求項37】

吹送カテーテルの末端部に配置された通気口組立体をさらに備え、通気口組立体は、被験者のほぼ呼吸器系統に向かう第1の方向に吹送カテーテルから吹送気体流の第1の部分を導く第1のポートと、

被験者のほぼ呼吸器系統の外に向かう第2の方向に吹送気体流の第2の部分を導く第2のポートとを備え、

第1のポート及び第2のポートからの吹送気体流の放出によるベクトル力を発生し、通気口組立体により被験者の気道へ吹送気体流を放出して生じる第1の方向及び第2の方向に向かう正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなる請求項34に記載の呼吸装置の吹送付属装置。

【請求項38】

被験者の気道内に挿入できる被験者管を有する呼吸循環路の一部を形成して呼吸循環路に接続できる第1の管と、

第1の管に接続されかつ第1の流量で被験者へ吹送気体流を供給する吹送手段と、

第1の流量と実質的に同一の第2の流量で呼吸循環路から周辺大気へ気体を排気する排気手段とを備え、

被験者への呼吸気体の主要な流れに無関係に、被験者に向かう吹送気体流を供給すると共に、周辺大気に向かう排出気体を放出し、被験者の内部で被験者に向かう吹送気体流の供給及び周辺大気に向かう排出気体流の放出により生じる正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなることを特徴とする人工呼吸器用吹送付属装置。

【請求項39】

吹送手段は、装置動作中に第1の流量で吹送気体流を連続的に供給し、排気弁は、第2の流量で呼吸循環路から周辺大気へ連続的に気体を排気すると共に、第1の管内の圧力変動範囲を超える第2の流量で気体を連続的に排気する請求項38に記載の吹送付属装置。

【請求項40】

吹送手段は、

被験者のほぼ外側に配置される基端部及び被験者の気道に配置されかつ吹送気体流を供給する末端部を有する吹送カテーテルと、

被験者のほぼ呼吸器系統内に向かう第1の方向及び被験者のほぼ呼吸器系統外に向かう第2の方向に、吹送カテーテルの末端部から吹送気体流を導く通気手段とを備え、

通気手段により第1の方向及び第2の方向に吹送気体流を放出して生じる第1の方向及び第2の方向の正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなる請求項38に記載の吹送付属装置。

【請求項41】

吹送手段は、

第1の吹送カテーテルと、

第 2 の吹送カテーテルと、

被験者のほぼ呼吸器系統に向かう第 1 の方向に第 1 の吹送カテーテルからの吹送気体流の第 1 の部分を導く第 1 の吹送カテーテルと接続された第 1 の通気口組立体と、

被験者のほぼ呼吸器系統外の第 2 の方向に第 2 の吹送カテーテルからの吹送気体流の第 2 の部分を導く第 2 の吹送カテーテルに接続された第 2 の通気口組立体とを備える請求項 38 に記載の吹送付属装置。

【請求項 42】

排気手段は、吹送気体流を被験者に供給する第 1 の流量に基づき第 2 の流量を変化させる請求項 38 に記載の吹送付属装置。

【請求項 43】

吹送手段は、

第 3 の流量で呼吸気体流を供給する気体供給源と、

気体供給源に作動接続される吹送カテーテルと、

気体供給源、吹送カテーテル及び呼吸循環路に作動接続されるバイパス弁とを備え、

バイパス弁は、吹送気体流を被験者へ供給する吹送カテーテルに呼吸気体流の第 1 の部分を供給すると共に、呼吸循環路に呼吸気体流の第 2 の部分を供給し、呼吸循環路からの排出気体の第 2 の流量は、呼吸気体流がバイパス弁に供給される第 3 の流量と実質的に一致する請求項 38 に記載の吹送付属装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】

1. 発明の技術分野

本発明は、被験者の気道に吹送気体流を供給し、呼吸中、呼吸循環路の被験者の解剖上及び/又は構造上の死腔(デッドスペース)から、呼吸を除去する呼吸装置と、特に、被験者に向かう吹送気体流により被験者の肺の動圧(澱み圧)(stagnation pressure)を最小化する方法、被験者の気道に吹送気体流を供給する呼吸装置とに関する吹送装置、方法並びに付属装置に属し、また、従来の呼吸装置の操作を変更せず従来の呼吸装置と共に使用できる吹送装置、方法及び付属装置に属する。

【0002】

2. 関連技術の説明

酸素、酸素混合気又は他の治療気体等の吹送気体流を被験者の呼吸循環路の末端に供給して、挿管又は気管切開された被験者から排気される気体の再呼吸量を減少することは公知である。図 1 は、吹送気体流が被験者の気道に供給される気管内気体吹送(Tracheal Gas Insufflation: TGI)装置と一般に称される従来の装置の例を示す。従来の人工呼吸器を使用して被験者の呼吸を増加し又は十分に補助する呼吸気体の主要な流れが供給される。

【0003】

図 1 に示すように、口腔を通じて被験者34の気道32に挿入される気管内挿入管30は、人工呼吸器36から被験者の肺38へ呼吸気体の主要な流れを供給する。この種の従来の呼吸装置では、呼吸循環路40は、人工呼吸器から第 1 の分岐部42を通じて被験者に呼吸気体の主要な流れを供給し、被験者から排気された気体は、第 2 の分岐部44を通じて除去される。第 1 の分岐部42及び第 2 の分岐部44は、Yアダプタ等の接続部材を通じて気管内挿入管30に接続された一般的な可撓性チューブである。本発明の目的により、呼吸循環路は、呼吸気体の主要な流れを被験者の気道に供給する呼吸装置、例えば第 1 の分岐部42、第 2 の分岐部44、気管内挿入管30及び接続部材に関する全ての構造体を含む。

【0004】

被験者の吸気時に、人工呼吸器36によって、被験者の呼吸器系統、即ち気道及び肺へ呼吸循環路40を通じて呼吸気体の主要な流れが供給される。一般に、人工呼吸器によって、被験者に供給される気体の主要な流れは、供給した全量若しくは気体圧力又は被験者の呼吸動作により制御され、その後者は比例通気支援装置(Proportional Assist Ventilation

10

20

30

40

50

： P A V) として知られている。口腔を通じて被験者の気道に通す気管内挿入管を呼吸循環路の一部として図 1 に示すが、被験者に対し呼吸気体を供給し並びに / 又は調和させる他の方法、例えば気管切開管、鼻及び / 若しくは口マスク、又は鼻挿入気管内挿入管は、呼吸循環路の一部として従来の呼吸装置で一般に使用されているものである。

【 0 0 0 5 】

被験者の呼気作用時、即ち息を吐くとき、二酸化炭素 (CO_2) を含む呼気気体は、肺及び気道から呼吸循環路40の気管内挿入管30及び第 2 の分岐部44を通じて除去される。一般に、第 2 の分岐部44に接続された排気弁 (図示せず) 及び人工呼吸器36の制御下での操作は、被験者からの排出気体流を管理し、必要に応じて、終末呼気陽圧 (Positive End-Expiratory Pressure : P E E P) の特定のレベルが被験者の呼吸器系統で保持される。第 2 の分岐部は、人工呼吸器内に含まれずかつ人工呼吸器により制御される排気弁を備える呼吸装置もある。

10

【 0 0 0 6 】

CO_2 を含む排出気体は、呼気の終末期に全てではないが、例えば大気に排出される。排出気体のある程度の量は、被験者の内部の生理上及び解剖上の死腔 (デッドスペース) 並びに呼吸循環路内の構造上の死腔に残留する。気管内挿入管30又は気管切開管の末端55から始まり呼気 (第 2 の) 分岐部44が呼吸循環路の残部から分離する位置46までの呼吸循環路に呼吸循環路の構造上の死腔部分が生じる。各呼吸の間、死腔内に排出されかつ蓄積された CO_2 ガスを被験者が再度吸い込むことを防止して、被験者が最大量の酸素又は他の治療気体と最小量の CO_2 とを受け取ることが一般に望ましい。 CO_2 レベルを上昇すべきでないことが必要な被験者、例えば頭部に障害がある被験者も存在する。

20

【 0 0 0 7 】

気管内気体吹送法 (Tracheal Gas Insufflation : T G I) は、人工呼吸器で治療した被験者の生理上、解剖上及び構造上の死腔 (デッドスペース) から排出気体を除去する方法の 1 つである。気管内気体吹送法は、吹送気体、例えば酸素、酸素混合気又は他の治療の気体を呼吸循環路40の末端の被験者の気道32に導入するものである。図 1 に示す形態では、加圧タンク若しくは酸素又は酸素の壁供給等の吹送気体供給源48は、被験者の気道に向かう気体流として、導管50を通じ吹送気体流を供給する。また、導管50は「吹送カテーテル (insufflation catheter) 」と呼ばれる。従来の T G I 装置では、導管50の基端部は、制御弁52を通じて吹送気体供給源48に接続され、導管50の末端部は、気管内挿入管30のほぼ末端の内部又はその付近に配置され、矢印54で示すように、吹送気体流は肺38に指向される。一般的に、導管50の末端部は、丁度被験者の気管竜骨より上に位置する。導管50の末端部から放出された吹送気体の酸素の豊富な流れは、解剖上及び構造上の死腔の排出気体を置換して、被験者が新鮮な (CO_2 非含有) 気体を次の呼吸で吹送するため、 CO_2 の再呼吸を最小にし、被験者の吸気を低い CO_2 レベルに維持できる。

30

【 0 0 0 8 】

従来では、被験者に気管吹送気体流を供給する 2 つの技術が存在する。第 1 の T G I 技術では、人工呼吸器で被験者に呼吸気体の主要な流れを供給するとき、全呼吸サイクルの間に、吹送気体流は、連続的に被験者に供給される。この技術は、一般に「連続的 T G I 装置」と呼ばれる。しかしながら、従来の人工呼吸器では、連続的 T G I 装置により被験者に供給される気体の添加量を表示することができない点で連続的 T G I 供給法の重大な欠点である。その結果、連続的 T G I 装置によって、呼吸循環路に放出した気体の余分量は、人工呼吸器で供給される気体の所定量と共に単純に合計される。気体の過剰圧力が被験者に加えられる結果、被験者の肺を過度に膨張させる危険がある。この過剰圧力を、「自動呼気終端圧力 (autoPEEP) 」という。自動呼気終端圧力に伴う欠点は、被験者が吸気を開始するのに自動呼気終端圧力に勝る十分に大きな吸入力を発生させなければならないため、被験者の呼吸の仕事量が増大することにある。また、自動呼気終端圧力は被験者の過肺膨張により組織障害を起こす危険もある。

40

【 0 0 0 9 】

人工呼吸器の設定を慎重に調整し、異常加圧を回避することにより、従来の連続的 T G I

50

装置に伴う難点の少なくとも一部である前記の問題が処理される。人工呼吸器の最大操作性を使用しないので、吹送気体の連続的流れにより被験者の呼吸器系統を過膨張にしないように、人工呼吸器を「騙し騙し使用」することは、理想的な解決法でないと思われる。吹送気体流が存在しない通常の場合よりむしろ、余分の吹送気体を処理するように特に人工呼吸器を構成しなければならない。一方、吹送気体流を考慮にせず人工呼吸器を設定して、人工呼吸器の操作の特性を最大化することは、被験者の過剰な CO_2 レベル又は過膨張を発生する。更に、連続的TGI装置を使用するとき、人工呼吸器の操作特性を調整して過膨張を防ぐには、人工呼吸器を正しく微調整する高度に訓練された操作者を必要とする。また、人工呼吸器又は連続的TGI装置の変更を要する被験者の呼吸サイクルの変化が短い時間間隔で起こるため、連続的TGI技術では、被験者及び人工呼吸器装置を常時監視する必要がある。

10

【0010】

「段階的調整TGI装置」と呼ばれる第2のTGI技術では、呼吸循環路の第2の分岐部に接続された排気弁を開放しながら、呼気段階、特に呼気段階の終期に吹送気体流のみを被験者に供給するように吹送気体流が制御される。吹送気体流を供給するとき、排気弁を開き、被験者に供給される吹送気体の余分量を呼吸循環路から排気ポートを通る同量の気体と置換するため、被験者の肺の過膨張が発生しない。しかしながら、この段階的調整法は、例えば人工呼吸器36を用いる制御弁52により導管50の吹送気体流を制御する比較的複雑な制御装置を必要とし、第2の分岐部44に接続された排気弁が開弁する間に、吹送気体流のみが供給される。段階的調整TGI技術は、人工呼吸器及び弁52の操作を正確なタイミングで制御して、被験者の呼吸サイクルの間に正しい時間に気体を供給するために、呼吸装置及びTGI装置の構造が複雑化しかつコストが増大する。

20

【0011】

連続的TGI及び段階的調整TGIの両技術を含む従来のTGI装置に関する他の欠点は、自動呼気終端圧力が動圧（澱み圧）として知られる現象によっても生じる。速度水頭として知られている動圧（澱み圧）は、圧力勾配に対する等エントロピー流れによって、流れる気体が停止するとき発生する圧力又は作用力である。動圧（澱み圧）の大きさは、気体の速度変化の二乗に比例する。従来のTGI装置では、比較的小径の管（直径：約2.54mm（0.1インチ））を用いて被験者の気道に吹送気体を比較的高速で導入するが、吹送気体は、被験者の気道及び肺により構成される密閉容量内で減速される。その結果、被験者の内部に動圧（澱み圧）が生成され、自動呼気終端圧力の問題を悪化させる。発生する動圧（澱み圧）の大きさが吹送気体流を被験者に導入するタイミングによって影響を受けないので、動圧（澱み圧）に起因する自動呼気終端圧力の問題は、連続的TGI装置及び段階的調整TGI装置の両装置で一般的である。

30

【0012】

【発明の開示】

従って、本発明は、被験者の気道に吹送気体流を導入する気管内気体吹送装置を設け、従来のTGI技術の欠点を解消することを目的とする。使用中に、被験者のほぼ外側に配置される基端部と、被験者の気道に配置される末端部とを備えた吹送カテーテルを有するTGI装置を備える本発明の一実施の形態により、本目的を達成できる。吹送カテーテルは、被験者に吹送気体流を供給する。通気口組立体は、吹送カテーテルの末端部に形成される。通気口組立体は、吹送カテーテルから吹送気体流を放出する第1のポート及び第2のポートを備える。吹送気体流のベクトル力は、通気口組立体の各ポートからの吹送気体流の放出に対応して発生する。

40

【0013】

通気口組立体の第1のポートは、被験者のほぼ呼吸器系統内に向かう第1の方向に吹送カテーテルから吹送気体流の第1の部分を導く。更に、第2のポートは、被験者のほぼ呼吸器系統外に向かう第2の方向に吹送気体流の第2の部分を導く。通気口組立体を通じて被験者の気道に向かう吹送気体の放出により生じる第1の方向及び第2の方向の正味のベクトル力成分が実質的にゼロとなるように通気口組立体が構成され配置される。従来のTG

50

I装置のように、第1の方向に吹送気体流を供給すると正の動圧（漑み圧）を発生させる。しかしながら、第2の方向に吹送気体流を供給することにより、被験者の内部に正の動圧（漑み圧）を打ち消す負の動圧（漑み圧）を発生させるので、実質的に動圧（漑み圧）又は自動呼気終端圧力は被験者の内部に発生しない。

【0014】

また、本発明では、通気口組立体から排出された気体の正味ベクトル力が被験者の動圧（漑み圧）の生成を回避するのに十分に小さければ、様々な方向に吹送カテーテルから吹送気体流を導くと共に、様々な位置に吹送カテーテルの末端部を配置することができる。

【0015】

本発明による第2の実施の形態では、2つのポートを有する通気口組立体の代わりに、2つの吹送カテーテルを設けても同一の機能を果たすことができる。第1の吹送カテーテルの末端部は、被験者のほぼ肺に向かう第1の方向に吹送気体流を導く。第1の方向とほぼ反対向きで、吹送気体流のベクトル力の均衡（バランス）をとる第2の方向の流れは、第2の吹送カテーテルにより供給される。第2の吹送カテーテルの末端部は、動作位置で肺から離れる第2の方向に吹送気体流を導くように構成されかつ配置される。第1の吹送カテーテル及び第2の吹送カテーテルの気体流は、実質的に同等であることが好ましく、第1の吹送カテーテル及び第2の吹送カテーテルの流れの組合せは、前記双方向通気口と同一の機能を果たす。即ち、第1の吹送カテーテル及び第2の吹送カテーテルを組合せた末端部で、被験者の気道に吹送気体を導入して発生する吹送気体流の正味ベクトル力は、実質的にゼロである。このため、被験者の動圧（漑み圧）又は自動呼気終端圧力の生成を最小化することができる。

【0016】

本発明の他の目的は、被験者内で大きな正の動圧（漑み圧）を生成せず、従来の呼吸装置を使用して被験者の気道に吹送気体流を供給する吹送装置を提供することにある。被験者の外部の呼吸循環路の一部に配置される排気弁を有する前段落で説明した吹送装置を設けることにより本目的を達成できる。TGI装置により呼吸循環路に導入される吹送気体の排出流量と実質的に同一の流量で呼吸循環路から周辺大気へ気体を排出するように排気弁が構成され配置される。呼吸気体の主要な流れに無関係に、被験者に向かう吹送気体流が供給され、周辺大気に向かう排出気体が放出される。呼吸循環路に導入される気体量と呼吸循環路から排出される気体量とが平衡するため、呼吸循環路の気体量に正味の増加又は減少が発生しない。このため、人工呼吸器又はその操作に特別な変更を要しない。

【0017】

被験者に吹送気体流を連続的に導入するとき、呼吸循環路内の圧力範囲を超える呼吸循環路からの気体を連続的に排出する本発明の一実施の形態では、TGI装置により供給される被験者の呼吸循環路の内側に及びその外側に向かう気体流の均一化を達成できる。その結果、吹送気体が循環路に導入される流量と同一の流量で、呼吸循環路から連続的に気体を排出することが好ましい。

【0018】

本発明の更に他の目的は、被験者の気道への過膨張を発生せずかつ気体流発生装置の操作を変更せずに、吹送気体流を被験者の気道に導入でき、呼吸循環路に導入される過剰気体を考慮しながら、被験者に呼吸気体の主要な流れを供給することにより治療気体を被験者に供給できる装置を提供することにある。被験者に治療気体を供給する装置を提供することにより本目的を達成できる。その装置は、被験者の気道に挿入されかつ被験者に呼吸気体の主要な流れを供給する第1の管を有する。通常、第1の管内に配置される吹送カテーテルは、第1の流量で被験者に吹送気体流を供給する。第2の流量と実質的に同じ第1の流量で第1の管から周辺大気へ気体を排出するように構成されかつ配置される排気弁は、第1の管に接続される。呼吸気体の主要な流れに無関係に被験者に向かう吹送気体流が供給され、周辺大気に対する排出気体が放出される。本発明の実施の形態では、第1の管内の圧力が変動しても、排気弁は、第1の管から周辺大気へ第2の流量で連続的に気体を排出する。

【 0 0 1 9 】

本発明の更に他の目的は、被験者に呼吸気体の主要な流れを供給する従来の呼吸装置を使用する吹送付属装置を提供することにある。吹送付属装置は、従来の吹送技術の欠点を解決する方法で被験者の気道に吹送気体流を導入する。本発明の原理では、呼吸循環路との接続に適した第1の管を有する吹送付属装置を備えることにより本目的を達成できる。吹送カテーテルの基端部は、第1の管に接続される。第1の管を呼吸循環路に接続するとき、ほぼ気管内の管又は気管切開管に末端部が配置されるように吹送カテーテルが構成されかつ配置される。通気口組立体は、吹送カテーテルの末端部に形成される。通気口組立体は、吹送カテーテルから吹送気体流を放出する少なくとも1のポートが設けられる。通気口組立体は、被験者のほぼ呼吸器系統内に向かう第1の方向に吹送カテーテルから吹送気体流の第1の部分を通ずる第1のポートを備える。更に、第2のポートは、被験者のほぼ呼吸器系統外に向かう第2の方向に吹送気体流の第2の部分を通ずる。通気口組立体を通じて、被験者の気道に向かう吹送気体放出による第1の方向及び第2の方向の正味のベクトル力成分が実質的にゼロとなるように通気口組立体が構成されかつ配置される。前記のように、第1の方向に向かう吹送気体流により発生した正の動圧（澱み圧）は、第2の方向に向かう吹送気体流により発生した負の動圧（澱み圧）により打ち消されるため、被験者の内部には実質的に動圧（澱み圧）が発生しない。

10

【 0 0 2 0 】

別の実施の形態では、2つのポートを有する通気口の代わりに、2つの吹送カテーテルを使用する。第1の吹送カテーテルの末端部は、被験者の肺に向かう第1の方向にのみ吹送気体流を通ずるため、カテーテルの構造を単純化できる。第1の方向と反対向きの第2の方向の対向流は、第1の管にも接続された第2の吹送カテーテルにより供給される。即ち、第2の吹送カテーテルの末端部は、作動位置で第2の方向に吹送気体流を通ずるよう構成されかつ配置され、第1の吹送カテーテル及び第2の吹送カテーテルからの吹送気体流に対する正味のベクトル力は実質的にゼロになる。

20

【 0 0 2 1 】

本発明の更なる目的は、澱み圧に起因する自動呼気終端圧力を回避し、吹送気体流が被験者の気道に連続的に導入される従来の呼吸装置で利用できる吹送付属装置を提供することにある。前記段落で説明したように、第1の管に接続した排気弁を有する吹送付属装置を設けることにより本目的を達成できる。呼吸循環路からの排出気体の流量がTGI装置により呼吸循環路に導入される吹送気体の流量と実質的に同一となるように、第1の管、即ち呼吸循環路から気体を排出するように排気弁が構成されかつ配置される。被験者に向かう呼吸気体の主要な流れに無関係に、被験者に向かう吹送気体流が供給されると共に、周辺大気に向かう排出気体が放出される。呼吸の主要な流れに無関係に、吸循環路に導入される気体流量と呼吸循環路から排出される気体流量とが平衡することによって、呼吸循環路の気体量に正味の増加又は減少が発生しない。このため、人工呼吸器は呼吸循環路に向かって導入される吹送気体の流量を「検出」しないので、人工呼吸器又はその操作に特別な変更を必要としない。本発明の実施の形態では、吹送気体の流量と一致する流量でかつ呼吸循環路内の圧力範囲を超えて、呼吸循環路から気体が連続的に排出される。その結果、呼吸循環路に向かう吹送気体の導入に伴う呼吸循環路の気体の正味蓄積は実質的に発生しない。

30

40

【 0 0 2 2 】

本発明の更に他の目的は、従来のTGI技術の欠点を解決する吹送法を提供することにある。被験者の気道に吹送気体流を供給する過程と、吹送気体の被験者の気道に向かう放出により発生する被験者のほぼ呼吸器系統内に向かう第1の方向と、被験者の呼吸器系統外に向かう第2の方向との正味の全ベクトル力成分が実質的にゼロとなるように吹送気体流を通ずる過程とを含むTGI法により本目的を達成できる。一実施の形態では、本被験者のほぼ肺に向かう第1の方向に吹送気体流の第1の部分を通ずると共に、第1の方向とほぼ反対の第2の方向に第2の部分を通ずることにより被験者に発生する動圧（澱み圧）を最小化し又は除去することができる。

50

【 0 0 2 3 】

本発明の更なる目的は、呼吸気体の主要な流れに加えて、吹送気体流を被験者の気道に供給する従来の吹送技術の欠点を解決する吹送法を提供することにある。(1)呼吸循環路を通じて被験者の気道に呼吸気体の主要な流れを供給する過程と、(2)第1の流量で被験者の気道に吹送気体流を搬送する過程と、(3)第1の流量と実質的に同一の第2の流量で呼吸循環路から周辺大気へ気体を排出する過程とを含む方法により本目的が達成される。被験者に向かう呼吸気体の主要な流れに無関係に被験者に向かう吹送気体流が供給されると共に、周辺大気に向かう排出気体が放出される。本発明の更なる実施の形態では、排気弁は、呼吸循環路内の圧力範囲を超える第2の流量で呼吸循環路から周辺大気へ連続的に気体を排出する。

10

【 0 0 2 4 】

本発明の前記目的及び他の目的、特徴及び特性、構造の関連要素の操作法及び機能、部品の組合せ並びに製造経済性は、参照符号により各図の対応する部分を示す添付図面に関する下記の説明、請求の範囲及び本明細書の全構成部分により明らかとなろう。しかしながら、図面は図解及び説明の目的に過ぎず、本発明の範囲を制限するものではない。

【 0 0 2 5 】

【本発明の好適な実施の形態による詳細な説明】

図2は、本発明の原理による吹送装置56の第1の実施の形態を示す。簡略化のため、図2は、被験者を人工呼吸器に接続した58で表す呼吸循環路の一部を示し、被験者の気道に挿入される末端部と、被験者の外側に設けられ、かつ可撓性管又は図1に示す管を通じて人工呼吸器(図示せず)に接続される基端部60とを備える。

20

【 0 0 2 6 】

従来の気管内挿入管又は気管切開管に該当する第1の管62は、被験者の気管に挿入され、ほぼ被験者の方向に向かう矢印64で示す呼吸気体の主要な流れを供給する従来の人工呼吸器呼吸循環路に接続する。従来のTGI装置と同様に、本発明による吹送装置56は、気体供給源68から被験者の気道に吹送気体流を供給する前記「吹送カテーテル」と呼ばれる第2の管66を備える。吹送カテーテル66を通る第1の気体流に対する抵抗を最小化するため、吹送カテーテル66の直径は第1の管62より非常に小さいことが好ましい。

【 0 0 2 7 】

図示の実施の形態では、吹送カテーテル66が第1の管62の壁を通過するように、吹送カテーテル66は、第1の管62に単に接続される。しかしながら、本発明では、第1の管62の壁に対し吹送カテーテル66を固定し又は一体化してもよい。例えば、吹送カテーテル66の一部又は全長を第1の管62の壁の内側に形成し、第1の管62の内側材料容量を減少して、流体の流動抵抗を低減し、第1の管62による第1の気体流の効率を最大化することができる。酸素、酸素混合気又は治療気体等の吹送気体流を発生する気体供給源68は、例えば気体加圧タンク、酸素濃縮器又は病院で見られる一般的な壁配管供給装置等の適切な気体供給装置である。

30

【 0 0 2 8 】

図2に示す実施の形態では、吹送カテーテル66の基端部は、吹送気体の供給源68に接続され、末端部は、第1の管62の末端部の直近に配置される。一般に、吹送カテーテル66の末端部は、被験者の気管竜骨の直上に配置され、第1の管62内に残存するか又はそれを越えて延伸する。吹送カテーテル66の末端部に設けられる通気口組立体70は、吹送カテーテル66の末端部から被験者に向かう吹送気体の放出を制御する。即ち、吹送カテーテル66の末端部からの吹送気体流の噴射によるベクトル力の相殺又は平衡が起こるように、通気口組立体70が形成及び配置される。つまり、通気口組立体70で被験者の気道に吹送気体流を放出し、被験者のほぼ呼吸器系統内に向かう第1の方向(図2の下方)と被験者のほぼ呼吸器系統外に向かう第2の方向(図2の上方)との正味のベクトル力成分は実質的にゼロとなる。その結果、被験者の気道に吹送気体を供給することにより、被験者の内部で澱み圧は実質的に発生しない。

40

【 0 0 2 9 】

50

本発明者等は、ほぼ肺に向かって放出される全気体のベクトル和が、ほぼ肺から離れて放出される全気体のベクトル和より大きいとき、所望の呼気終端圧力レベルによる正の澱み圧が被験者内に発生することを発見した。また、肺からほぼ離間する方向へ放出される全気体のベクトル和が、ほぼ肺の方へ放出される全気体のベクトル和より大きいとき、所望の呼気終端圧力レベルによる負の澱み圧が被験者内に発生することも判明した。本発明により、前記吹送気体流のベクトル和の平衡、即ち吹送気体流で発生する正の澱み圧と負の澱み圧とが平衡すれば、通気口組立体70の形成により更に従来のTGI技術で生じる正の澱み圧が増加する問題を解決できることが提案する。即ち、ほぼ肺の方へ放出される全気体のベクトル和又はほぼ肺から離れて放出される正味の全気体のベクトル和は実質的にゼロであり、発生する正の澱み圧は、実質的に等しい負の澱み圧で打ち消され、相殺される。

10

【0030】

図2に示す実施の形態では、互いに反対方向に流れる吹送気体の2つの流れを導く双方向通気口70を吹送カテーテル66の末端部に設けることにより、ベクトル力の平衡を達成することができる。即ち、第1の切片72は、被験者のほぼ肺に向かう第1の方向に矢印74で示す吹送気体流の第1の部分を導く。第2の切片76は、第1の方向とほぼ反対の第2の方向に向かう矢印78で示す吹送気体流の第1の部分を導く。第1の方向74に導かれる吹送気体流の第1の部分は、従来のTGI装置と同様に、所望の呼気終端圧力レベルに関する正の澱み圧を被験者内に生成する。しかしながら、正の澱み圧は、所望の呼気終端圧力レベルによる負の澱み圧を生成する第2の方向78に導かれる吹送気体流の第2の部分により打ち消され、本発明のTGI装置によって、被験者に正味の澱み圧が生成しない。

20

【0031】

第1の方向74と第2の方向78との吹送気体の流速及び流量を等しくして、第2の方向78の流れにより生じる負の動圧（澱み圧）によって第1の方向74の流れにより生じる正の動圧（澱み圧）を実質的に打ち消し又は均衡を保持することが好ましい。しかしながら、負の動圧と正の動圧との相違により、自動呼気終端圧力の容認できないレベルの動圧が発生しない限り、第1の方向74と第2の方向78との流れが厳密に同等である必要はない。また、第1の切片72及び第2の切片76の吐出口を比較的相互に接近させて、2つの対向する流れの相殺効果を最大化することが好ましい。しかしながら、吐出口のポート間付近では、所与の管内で動圧の相殺が必要ないと思われる。従って、ポート間の距離が相殺効果を許容レベル以下に減少しない限り、一定の距離範囲を超えて吐出口のポートを相互に離間して配置することができる。

30

【0032】

また、図示の実施の形態では、第1の管62の末先端を越えて吹送カテーテル66の末端部を配置し、吹送気体の主要な流れ74及び第2の流れ78の両方が第1の管62の外側で生じる。被験者の組織が前記流れを妨げない限り、この構造が許容される。しかしながら、本発明では、第1の流れ74及び第2の流れ78の一方又は両方を第1の管62内で発生させてもよい。

【0033】

前記通気口組立体は、従来の段階的調整TGI装置又は連続的TGI装置の使用に適する。即ち、双方向通気口は、段階的調整TGI装置又は連続的TGI装置の何れにも使用でき、動圧（澱み圧）の問題、即ち自動呼気終端圧力の問題を減らし又は排除する。呼気の終期のみ吹送気体流を確実に供給して、本発明による双方向通気口組立体で供給する双方向流れの吹送気体を適用することによって過膨張の発生を阻止する段階的調整TGI装置に用いるタイミングにより、増加した正の動圧（澱み圧）に起因する自動呼気終端圧力を最小化することができる。

40

【0034】

しかしながら、前記のように、段階的調整TGI処理法は、被験者の呼吸と同期させて吹送気体流を制御するため、比較的複雑な構造を備えかつ高価であることに変わりがない。このため、連続的TGI装置に本発明の吹送装置を設けることが好ましい。連続的TGI

50

装置は吹送気体を単純に供給するが、所望の非 T G I 設定によって人工呼吸器の操作設定を修正する必要があるため、従来の連続的 T G I 装置では、異常加圧を回避して使用する人工呼吸器の動作能率が悪い。

【 0 0 3 5 】

本発明による他の実施の形態では、連続的 T G I 装置に吹送装置56を使用できる。これは、第 1 の管62、即ち呼吸循環路58から気体流を排気する排気弁80を設けることによって実現できる。図示の実施の形態では、第 1 の管62からの気体流を排気する排気弁80は、呼吸循環路の末端部にある第 1 の管62の基端部に形成される。しかしながら、第 1 の管62、即ち呼吸循環路内から周辺大気へ矢印82で示す気体を排気する限り、被験者の外側に配置される排気弁80は、排気分岐部に沿う何れかに形成される。本発明では、後述する排気弁の機能が人工呼吸器の排気弁に設けられる。

10

【 0 0 3 6 】

T G I 装置により被験者の気道の呼吸循環路へ導入される吹送気体の流量と呼吸循環路から放出する排出気体の流量とが実質的に同一となるように、排気弁80を構成し配置して、第 1 の管62（呼吸循環路）から気体を排気する。呼吸循環路に導入される吹送気体の流量と、呼吸循環路から排出される気体の量とを平衡させる結果、T G I 装置の作動中、呼吸循環路内の気体量の正味の増加又は減少が生じない。このため、人工呼吸器又はその特別な操作上の変更を必要としない。本発明による T G I 装置は、人工呼吸器に対して「適用しやすい（transparent）」と考えられる。

【 0 0 3 7 】

20

図 2 の実施の形態では、実質的に同一の一定流量で吹送気体流を導入しながら、第 1 の管62内の圧力範囲を超えかつ比較的一定の流量で、呼吸循環路から気体を連続的に排出することにより、吹送気体流が吹送カテーテル66に流入する流量と実質的に同流量で第 1 の管62から気体を排気することができる。その結果、循環路に導入される吹送気体とほぼ同じ流量で、連続的かつ中断のない気体流が呼吸循環路から排気される。また、排気弁80が人工呼吸器の操作と無関係に作動するので、人工呼吸器により供給される被験者に向かう呼吸気体の主要な流れに関わりなく呼吸循環路から周辺大気に向かう排出気体が放出される。

【 0 0 3 8 】

呼吸装置の通常の動作中に、第 1 の管62に供給される圧力範囲に相当する圧力範囲を超えて排気弁80から大気に向かう気体流量が実質的に一定となるように、排気弁80が設定される。人工呼吸器により供給される呼吸気体の主要な流れの変化により、呼吸循環路内の圧力変動が発生する。排気弁80を使用する結果、呼吸循環路の正味容量蓄積がなく、吹送気体を被験者に連続的に供給しても、被験者の肺の過膨張が生じない。更に、前記のように、被験者に吹送気体を供給する場合に人工呼吸器又はその操作を特に変更する必要性がない点で、T G I 装置は、本質的に人工呼吸器に対し「適用しやすい」。

30

【 0 0 3 9 】

本発明は、前記のように動圧（澱み圧）を最小化し又は除去できる通気口組立体70と共に排気弁80を使用して、過膨張（異常加圧）を防止しかつ動圧（澱み圧）を最小化する二重の利点がある。また、本発明では通気口組立体70を用いず、単独で排気弁80を使用することもできる。後者の実施の形態では、被験者に多少の動圧（澱み圧）が発生することがあるが、例えば、吹送気体を被験者に供給する流量を制限することによって、この種の圧力のある状況では許容でき又は許容レベルに保持することができる。更に、排気弁80のみを第 1 の管62に形成する本実施の形態では、被験者の気道に第 2 の呼吸気体の連続的な流れを供給し、吐出した気体を清浄するために、吹送に対する段階的調整処理法を置換できる点で有益である。前記のように、吹送気体の連続流の供給は、比較的単純かつ安価であり、排出弁80を使用することにより本発明の吹送装置は過膨張（異常加圧）を防止することができる。また、排気弁80の使用により、過膨張を防止するため、被験者に特別の気体を導入する人工呼吸器を「騙し騙し使用」しなければならない要求を回避し、人工呼吸器の操作性能を最大化し、従来の連続的 T G I 技術に関する他の不利益を回避できる。

40

50

【 0 0 4 0 】

本発明では、排気弁80は、所望の操作圧力を超える実質的に一定な排出量で供給する如何なる構造を具備してもよい。しかしながら、例示する実施の形態では、排気弁80は、第1の管62の内部に対する第1の開口部86と、周辺大気に対する第2の開口部88とを有するハウジング84を備える。仕切板90は、ハウジング84内に形成され、開口部92は、ハウジング84の側部上に第2の開口部88とほぼ対向する仕切板90の一部に形成される。排出気体は、仕切板90とハウジング84との間の溝94を通して開口部92から開口部88に流出する。第1の管62内の圧力増加により、仕切板90が上方へ反って変形する。上方に向かう仕切板90の移動により、溝94の断面積が縮小して、流量が減少するため、第1の管62内の圧力が変化しても、排出流量は一定となる。

10

【 0 0 4 1 】

前記機能を達成する弁に適する例は、ツトロコウスキーその他名義の米国特許第5,685,296号「流量調整弁及びその方法」に開示され、その内容を本願明細書に引用する。しかしながら、前記のように本発明では、前記機能を達成する如何なる弁も本発明による吹送装置で利用できる。

【 0 0 4 2 】

前記実施の形態では、吹送気体が被験者に供給される流量と実質的に同流量で、連続的に気体を大気に排気する排気弁80を説明した。しかしながら、連続的、即ち非中断の形態で呼吸循環路から気体を排気する必要がないと思われる。これに反し、呼吸サイクル等の時間周期の間に気体を排出する流量が吹送気体を被験者に供給する流量に実質的に一致する限り、本発明による排出通気口装置は、被験者の循環路から不連続量の気体を放出する。

20

【 0 0 4 3 】

従来の呼吸装置の付属品として本発明による吹送装置を使用することができる。本発明の一実施の形態では、付属品は、末端部に双方向通気口を有する吹送カテーテル66と、第2の管66に接続される第1の管62の一部とを備える。この種の付属品は、被験者に配置される第2の管66と呼吸循環路中の第1の管62の一部とを接続して、単純に従来の呼吸循環路に挿入できる。本実施の形態による付属品は排気弁80を含まないので、段階的調整 T G I 装置の使用に最適である。しかしながら、排気弁80を付属品組立体に設けることによって、呼吸装置の大きな変更が必要なく、連続的 T G I 装置等の従来の呼吸装置に本発明による吹送装置を使用できる。図2の点線は、呼吸循環路の付属品の例示的位置を示し、かつ第2の導管66及び排気弁80を接続する第1の管62の一部である。このように、被験者の気道の吹送を行う既存の接続位置で、従来の呼吸装置に容易に付属品を挿入することができる。

30

【 0 0 4 4 】

吹送カテーテル66の末端部の使用に適した通気口組立体94の第2の実施の形態を図3A及び図3Bに示す。通気口組立体94は、吹送カテーテル66に接続又は一体形成され、吹送カテーテル66からの吹送気体流を導入するハウジング96を含む。ハウジング96の第1の端部100に形成された第1のポート98は、図2の矢印74で示すように、第1の方向に向かう呼吸気体の第2の流れの第1の部分を導く。ハウジング96の第2の端部104に形成された第2のポート102は、図2の矢印78で示すように、第2の方向に向かう吹送気体流の第2の部分を導く。ハウジング96の流路106は、第1の部分及び第2の部分に吹送カテーテル66から受ける吹送気体流を分配し、第1及び第2のポート98及び102に第1の部分及び第2の部分を各々供給する。通気口組立体94を製造又は形成する際、吹送カテーテル66の残部とは別々に形成される通気口組立体94は、吹送カテーテル66との一体部分として吹送カテーテル66に固定される。

40

【 0 0 4 5 】

通気口組立体70、94の潜在的な懸念は排気ポートの閉塞である。例えば、第2の端部104が第1の管62の末端縁部の下に滑動し又は被験者の組織又は分泌物が排気ポートの近くに集積するとき、第2のポート102は、完全に又は部分的に遮断される。この懸念を最小化するため、図4は、第1の管62内のほぼ中心位置に吹送カテーテル66を保持する位置決め

50

組立体108を示す。位置決め組立体108は、吹送カテーテル66に固着される環（カラー）110と、第1の管66から離間して吹送カテーテル66を保持する環108に接続する輪止め（スポーク）112とを備える。第1の管62内のほぼ中心軸に少なくとも3つの輪止めを形成して吹送カテーテル66を保持し、気体流74, 78の遮蔽を確実に防止することが好ましい。更に、輪止め112が吹送カテーテル66の方向に偏位しても、中心位置に吹送カテーテル66を保持するように、可撓性材料で輪止め112を製造することが好ましい。第1の管62のほぼ中心軸に沿う以外の位置に吹送カテーテル66又は少なくともその末端部を保持するように位置決め組立体108が形成される。これは、例えば、一方の1又は2以上の輪止め112を他方の輪止め112より短くして環110に形成すればよい。

【0046】

図5A～図5Dは、吹送カテーテル66の末端部に接続又は一体化された通気口組立体114の第3の実施の形態を示す。通気口組立体114は、吹送カテーテル66の末端部を導入する第1の溝116を備える。動作中、吹送気体流の第1の部分74は、被験者のほぼ肺の方向に向かって一对の排気ポート118から排出される。吹送気体流の第2の部分78は、第1の方向とほぼ反対方向、即ち被験者の肺から離れる方向に一对の排気ポート120から排出される。第2の溝122は、吹送カテーテルから排出ポート118に吹送気体流を供給する。第3の溝124は、吹送カテーテルから排出ポート120に吹送気体流を供給し、主要な流れ74の方向とほぼ反対方向に気体が放出される。第1の溝116に吹送カテーテル66を挿入すると、吹送カテーテル66の外面は、第3の溝124の1つの壁を形成し、吹送呼吸気体の第2の流れ78は、吹送カテーテル66の通気口組立体114の両側から放出される。図5A～図5Dに示す通気口組立体114の実施の形態では、排出通気口の各側面に多数の排気ポートを形成して、排気ポートが閉塞される可能性を最小限に抑えることができる。このように、図5A～5Dの実施の形態は、図4の位置決め組立体108の使用を回避することができる。

【0047】

図6A～図6Dは、吹送カテーテル66の末端部に対し接続され又は一体化された通気口組立体126の第4の実施の形態を示す。呼吸気体の主要な流れに対する抵抗を最小化するため、通気口組立体126の外面がより流線形である点を除き、通気口組立体126は、図5A～図5Dの通気口組立体114と同様である。また、通気口組立体126のほぼ円形状の外形は周囲の構造又は組織との摩擦を最小限に抑え、正しい位置で容易に被験者に吹送カテーテル66を挿入し、同様に引き出すことができる。

【0048】

通気口組立体126は、吹送カテーテル66の末端部を導入する第1の溝128を備える。動作中、吹送気体流の第1の部分130は、一对の排気ポート132から被験者のほぼ肺の方向に放出される。吹送気体流の第2の部分134は、一对の排気ポート136から第1の方向とほぼ反対、即ち被験者の肺から離れる方向に放出される。第2の溝138は、吹送カテーテル66から排出ポート132へ吹送気体流を供給する。また、第3の溝140は、吹送カテーテル66から排出ポート136へ吹送気体流を伝え、主要な流れ130の方向とほぼ反対に気体が放出される。第1の溝128に吹送カテーテル66を挿入すると、吹送カテーテル66の外面は第3の溝140の壁の1つを形成し、吹送気体の第2の流れ134は、吹送カテーテルの両側の通気口組立体126から放出される。

【0049】

図7及び図8は、通気口組立体142の第5の実施の形態を示す。本実施の形態では、吹送カテーテル66の末端部に複数の排気ポート144を直接設けることにより通気口組立体142が形成される。前記実施の形態のように、複数のポート146の第1組は、被験者のほぼ肺に向かう第1の方向に吹送気体148の流れの第1の部分を通し、複数のポート150の第2組は、被験者の肺から離れる第2の方向に吹送気体152の流れの第2の部分を通す。本発明では、複数のポートの各組は1又はそれ以上の排気ポートを含むことができる。

【0050】

吹送気体流の第1部分148及び第2の部分152に対応するベクトル力が、基軸/末軸、即ちカテーテルの縦軸に沿って互いに相殺し、打ち消すように、複数の排気ポートの第1組14

10

20

30

40

50

6と第2組150が吹送カテーテル66に形成される。例えば、図8に示すように、X軸に沿う気体流に関する正味のベクトル力が実質的にゼロとなるように複数のポートの第1組146及び第2組150は相互に構成され配置される。また、Y軸に沿う気体流による正味のベクトル力もまた実質的にゼロであるように複数のポートの第2組150の排気ポートが構成され配置される。本実施の形態では、排出ポート146からの呼吸気体の第1の部分148により発生するベクトル力によるY成分が存在しないことに留意すべきである。この構造によって、ほぼ肺の方向に向かう第1の方向及びほぼ肺から離れる方向に向かう第2の方向に、吹送カテーテル66から吹送気体を放出することによる正味のベクトル力は実質的にゼロであり、被験者の気道に吹送気体を注入する結果、実質的に澱み圧は発生しない。図7及び図8に図示しないが、ポートの第2の設定の排気ポートは、吹送カテーテル66の外周の周りに、YZ平面の気体流に関する正味のベクトル力成分もまた実質的にゼロとなるように形成及び配置されることが好ましいことは更に留意すべきである。

10

【0051】

図9A～図9Cは、吹送カテーテル66の末端部に対して接続又は一体化された通気口組立体154の第6の実施の形態を示す。本実施の形態では、通気口組立体154は、通気口組立体の横軸158に沿うYZ平面に平行に配置された複数の排気ポート156を備える。X方向の吹送気体流のベクトル成分（正又は負）が存在しないので、本実施の形態により吹送カテーテル66の軸方向、即ち図9A及び図9Cに示すX軸に沿う力の平衡を達成できる。つまり、第1及び第2の方向（X軸に沿う）に対しほぼ垂直である実質的に被験者内の横方向に吹送気体を導くことによって、被験者の呼吸器系統内へ又はその外に向かう何れも吹送気体流を導かず、通気口組立体による被験者の気道に向かう吹送気体流の放出で発生する第1及び第2の方向の正味の全ベクトル力成分は実質的にゼロである。このように、動圧（澱み圧）は発生しない。しかしながら、正のX方向、即ち被験者の呼吸器系統に導かれる吹送気体流のベクトル成分が無く、全体的に肺に気体流を導かないため、本発明の実施の形態は、他の実施の形態と同じ気体一掃機能を最大限に利用することができない。

20

【0052】

また、図9A～図9Cに示す本実施の形態では、横軸158を有するYZ平面のポート156から吹送気体流に関する正味のベクトル力はゼロである。これは、中心軸160の周りの通気口組立体154から流れを対称に分配することにより達成される。このように、吹送気体流を横方向に導くことによって、本発明のTGI装置に用いる通気口組立体の実施の形態は、吹送カテーテル66から第1及び第2の方向（被験者内及び外）に向かう吹送気体の放出による正味ベクトル力を実質的にかつ確実にゼロとし、被験者の気道に吹送気体流を噴射する結果、実質的に正又は負の動圧（澱み圧）が発生しない。更に、Y平面の正味ベクトル力もゼロとなるようにYZ平面で吹送気体が放出される。このように、本実施の形態による全方向の全体の正味ベクトル力もまたゼロである。

30

【0053】

本実施の形態では、軸160の周りの通気口組立体からの流れを対称に分配するために、YZ平面のベクトル力が相殺される（均衡が保持される）。しかしながら、吹送カテーテル66の縦軸に対しほぼ垂直のYZ平面、即ち横方向の正味のベクトル力を相殺する必要がない。この場合に、より大きな正味ベクトル流れを放出するカテーテル66の側と反対の特定方向にカテーテル66の末端部が付勢される。気管内挿入管又は気管内チューブの内部に吹送カテーテル66の末端部を配置する場合、吹送カテーテル66の末端部は気管内挿入管の内壁に対して付勢される。同様に、気管内挿入管又は気管チューブの外部に吹送カテーテル66の末端部を配置する場合、吹送カテーテル66の末端部は被験者の組織に対して付勢される。発生する動圧（澱み圧）を最小化しながら、吹送カテーテル66により吹送気体を被験者の気道に放出する機能を果たす限り、前記結果の何れも許容できる。更に、通気口組立体に形成されるポート数を変更してもよい。しかしながら、Y方向の正味ベクトル力が均衡を保つように、ポートの数及び位置又は形状を形成することが好ましい。

40

【0054】

図9A～図9Cに示す実施の形態では、通気口組立体154は、吹送カテーテル66の末端部

50

に形成される構成要素である。しかしながら、図 7 及び図 8 で示す実施の形態のように、吹送カテーテル66の末端部に排気ポート156を直接形成して、吹送気体流を単に横方向に供給する図 9 A ~ 図 9 C に示す通気口組立体を実現してもよい。例えば、吹送カテーテル66の末端部の大きさを減少し、T G I カテーテル66の部品数を最小限に抑えかつ製造費用を低減する等の多くの利点がこの種の構造にある。更に、被験者の呼吸器系統内へ又はその外に向かう何れにも吹送気体流を導かないように、吹送カテーテル66の末端部を被験者内に配置することにより、被験者内で吹送気体を横方向に放出することができる。

【 0 0 5 5 】

動圧（澱み圧）の生成を最小化し又は好ましくは除去すると共に、第 2 の気体を吹送カテーテル66の末端部から導出する種々の方法があることが前記 6 つの実施の形態から理解される。図 1 0 は、更に本目的を達成する通気口組立体162の第 7 の例を示す。通気口組立体162は、吹送カテーテル66の末端部に対し接続され又は一体化される。

【 0 0 5 6 】

図 1 0 では、通気口組立体162に設けられる複数のポート164 ~ 170 は、吹送カテーテル66の縦軸175に対しゼロ以外の角度で形成され、矢印172 ~ 178 で示す通気口組立体162からの吹送気体流を導く。X 軸（縦軸175）に平行な通気口組立体162からの吹送気体の噴射により発生するベクトル力が互いに相殺され、即ち X 軸に沿う正味のベクトル力が実質的に存在しないように、通気口組立体162にポート164 ~ 170 が配置される。前記のように、本構造は、被験者の動圧（澱み圧）の生成を減少し又は除去する。また、Y 軸（横軸177）と平行な通気口組立体162からの吹送気体の噴射より起こるベクトル力成分も相殺し又は打ち消して、Y 軸又は Z 軸に沿う正味ベクトル力が実質的に存在しないことが好ましい。しかしながら、動圧（澱み圧）を除去するには Y Z 平面のベクトル力を均衡させる必要はないと思われる。図 1 0 に 4 つのポートを示すが、被験者の肺に向かう正味のベクトル力及び肺から離れる正味のベクトル力が実質的にゼロとなる力学的平衡が得られれば、2 又は 4 つ以上の数個のポートを設けることができる。

【 0 0 5 7 】

前記 7 つの全実施の形態では、少なくとも X 軸に対して吹送気体流の複数のベクトル力を相殺するように、通気口組立体のポートから吹送気体流を噴出する。つまり図 1 0 の下方（被験者のほぼ肺に向かう方向）に向かう正味の流れは、均等な上方（被験者のほぼ肺から離れる方向）に向かう正味の流れにより打ち消される。X 方向の複数の正味ベクトル力を平衡させることにより、被験者の呼吸器系に吹送気体流を噴射することに起因する被験者の動圧（澱み圧）を最小化し又は除去することができる。図 1 0 の X - Y 座標は、吹送カテーテル66の縦軸と平行な X 軸を示す図 8 及び図 9 c の座標の方向に一致する一般的な通常の表示法から意図的に回転して表示したものである。

【 0 0 5 8 】

動圧（澱み圧）の発生を減少し又は防ぐには、例えば図 2 ~ 図 6 C に示す上下方向のように、通気口組立体からの流れを直接相互に対向させる必要はない。図 7、図 8 及び図 1 0 に示すように、被験者のほぼ肺から離れる（被験者外に向かう）実質的に同等の正味ベクトル力成分により被験者のほぼ肺（被験者内）に向かうの正味のベクトル力成分を打ち消して相殺できれば、全く正反対に通気口組立体から様々な方向に流れを供給することができる。

【 0 0 5 9 】

本発明の別の実施の形態を図 1 1 に示す。前記実施の形態では、T G I 装置は、相殺される又はゼロの正味ベクトル力の形態で、吹送気体流を噴出する 1 つ又はそれ以上のポートを有する通気口組立体を末端部に有する単一の吹送カテーテル66を備えている。しかしながら、前記実施の形態の単一の吹送カテーテル66の代わりに、図 1 1 に示す実施の形態では、第 1 の管62に一对の吹送カテーテル180, 182 が形成される。即ち、第 1 の吹送カテーテル180は、被験者のほぼ肺の方向又は被験者内に向かう矢印184で示す第 1 の方向に吹送気体流の一部を案内するほぼ真直管である。一方、第 2 の吹送カテーテル182は、第 1 の方向とほぼ反対方向、即ち被験者の肺の外に向かう又は被験者から離れる矢印186で示す

第2の方向に吹送気体流の他の一部を案内する末端部を備える。方向186の吹送気体流は、第1の吹送カテーテル180からの吹送気体流により発生する正の動圧（澱み圧）を相殺し又は打ち消す負の動圧（澱み圧）を発生する。前記のように、2つの流れで被験者の気道に沿う被験者に向かう第1の方向のベクトル力と、気道の外側に向かう第2の方向のベクトル力とが互いに打ち消し合い、動圧（澱み圧）が実質的に被験者に発生しない限り、必ずしも流れ184、186を正確に方向付けする必要はない。勿論、複数の吹送カテーテルの全てから縦軸方向に向かう全ての第2の流れの正味ベクトル力が実質的にゼロである限り、1つ以上の流れ及び2以上のカテーテルを形成するように吹送カテーテルを構成することができる。

【0060】

本発明の好適な実施の形態では、通常、第2の呼吸気体の供給源に接続される基端部を有する吹送カテーテル180、182からの流れ184、186は、実質的に等量で互いに相殺される。しかしながら、独立した気体供給源から気体を各吹送カテーテルに供給してもよい。

【0061】

図2に示す実施の形態と同様に、従来の呼吸装置の付属品として図11の吹送装置を構成してもよい。段階的調整TGI装置では、付属品として排気弁80を設ける必要がない。図2の点線に類似する図11の点線は、呼吸循環路の第1の管62の一部の例示的な接続位置を示し、点線間で第1の管62の一部を呼吸循環路に接続すれば、吹送カテーテル180、182は、排出気体を除去する気管内挿入管又は気管切開管内に導かれる。

【0062】

図11に示す実施の形態は、被験者の気道内で対抗する方向の吹送気体流を同時に供給する構造を単純化できる利点がある。しかしながら、本実施の形態は、第1の管62内で、第1の管62による流れに対する抵抗を増加させる多重吹送カテーテルが必要となる。しかしながら、第1の管62の壁に又はその内部に一体化した吹送カテーテル180及び/又は吹送カテーテル182の少なくとも一部を備えることによって流れ抵抗を最小化できる。本発明は、第1の管62の壁内に複数の吹送カテーテルの一方又は両方の全長を取り付けてもよい。図12は、一般に気管内挿入管又は経鼻的気管内挿管用チューブである第1の管62の壁に設けられた導管として吹送カテーテルを形成した本発明の実施の形態を示す。図12は、例えば、気管内挿入管又は経鼻的気管内挿管用チューブによる呼吸循環路の末端部の壁内に形成された吹送カテーテルを使用して吹送気体を被験者に供給する様々な技術を説明の便宜上示す。本発明では、前記技術の1つ又はその組合せを用いて、被験者の吹送気体を気道に供給することができる。本発明の実施の形態は、吹送カテーテルによる気管内挿入管又は経鼻的気管内挿管用チューブ内の流れに対する抵抗を除去できる利点がある。また、被験者は、TGI装置が取り付けられない場合に比べて更に制限された流れに対向して呼気を排出しなければならないので、呼吸循環路の吹送カテーテルに起因する流れの制限は、従来のTGI装置による自動呼気終端圧力の増加要因であると考えられる。

【0063】

図12に示すように、吹送装置189は、被験者の気道に挿入されかつ被験者に呼吸気体の主要な流れを供給する第1の管191を備える。導管193は第1の管191の壁の内部に形成され、ポート195は吹送気体供給源（図示せず）に接続された導管193に連絡される。導管193は、吹送カテーテル66と同様の方法で第1の管191の吹送気体を末端部へ搬送する。前記実施の形態では、ほぼ被験者に向かう第1の方向及び被験者の外に向かう第2の方向に吹送カテーテルから気体を放出するように通気口組立体を構成し、このため、縦方向の正味のベクトル成分が実質的にゼロであり、被験者の動圧（澱み圧）の発生を最小に抑えることができる。本実施の形態では、導管193から排出される吹送気体流の方向を制御することにより前記と同様の作用を達成することができる。図12は、第1の管190の末端部から吹送気体を放出する複数の技術を示す。

【0064】

第1の技術では、導管193から被験者の気道に吹送気体を送出する一対のポート195、197が形成される。ポート195は、矢印199で示すように、被験者のほぼ肺に向かう第1の方

10

20

30

40

50

向に吹送気体流の第1の部分を送出し、ポート197は、矢印201で示すように、被験者のほぼ肺から離れる第2の方向に吹送気体流の第2の部分を送出する。前記実施の形態のように、吹送気体の第1及び第2の流れ199及び201によるベクトル成分は、少なくともカテーテル190の縦軸に沿って相殺することにより、被験者に動圧（澱み圧）が発生しないことが好ましい。第2の技術では、管190の壁に2つ又はそれ以上の互いに分離して配置されたポート203、205を通じて、被験者のほぼ肺に向かう方向又はほぼ肺から離間する方向に吹送気体流の一部を送出することにより前記と同様の結果を達成できる。

【0065】

第1の管190の内壁に一对のポート207を形成する代わりに、管190から吹送気体を供給する第3の技術は、第1の管の末端部面211にポート209を備え、被験者のほぼ肺に向かう第1の方向に吹送気体流の一部213を分配する。本実施の形態は、被験者の気道に又はその下方に直接吹送気体の一部を導く利点がある。例えばポート205のように第2のポートが形成され、ほぼ被験者外に向かう第2の方向に吹送気体の他の部分を供給するため、ポート205からの流れにより流れ213が打ち消され、一对のポート215は、正味の動圧（澱み圧）の無い前記実施の形態の通気口組立体と同じ機能を達成できる。

【0066】

本発明では、例えばポート217等の他のポートが管190の内壁に形成され、図9A～図9Cで検討したように、吹送気体の一部を横方向に噴出する。更に、本発明では、前記のように管190の壁の外部に吹送気体を噴出する1つ又はそれ以上のポートを設けてもよい。しかしながら、管190の壁の外部と被験者の気道の表面との間に小さい間隙が存在すると思われるので、この種の構造は有利ではない。

【0067】

図12は、第1の管190の壁に形成される導管から吹送気体を放出する様々な技術を示す。本発明では、前記技術の1つ又はそれらの組合せの何れかを使用して、被験者の気道に吹送気体を供給できる。例えば、ポート209と同様の多数のポートを管の末端部に形成し、ポート205と同様の多数のポートを形成して、吹送気体流を相殺することができる。

【0068】

前記のように、本発明では、第1の管62の一部に排気弁80を設けることにより連続的流TGI装置を使用して吹送を行うことができる。排気弁80は、呼吸循環路に導入される吹送気体流量のと実質的に同一の流量で第1の管から連続的に気体を排気し、呼吸循環路に導入される気体量と呼吸循環路から排出される気体量との間に均衡を保つことができる。その結果、呼吸循環路で気体量の正味の増加又は減少を生じない。これは、TGI装置に流入する吹送気体の流量及び/又は流出する排出気体流を調整して、2つの流量が実質的に同等とすることが必要であることを意味する。

【0069】

前記実施の形態では、種々の排気流量を有する他の排気弁と交換しない限り、排気弁80は、変化の無い流量で装置から気体を排出する。即ち、一定の形態のため、排気弁80は所与の流量で気体を排出する。このため、TGI装置の動作中、介護人又はユーザは、排気弁80からの排出流量に一致するように、被験者に向かう吹送気体の流量を調整しなければならない。しかしながら、排気弁の排出流量を考慮せずに、吹送気体流を被験者へ導入する流量を選択する大きな自由度を介護人に与えることが好ましい。本機能を達成する技術を図13～図15に示す。

【0070】

図13に示す実施の形態では、矢印192で示す気体が呼吸循環路から排出される流量が矢印194で示す吹送気体が被験者の気道に導入される流量と実質的に一致するように流量制御組立体190が設けられる。本機能の達成に適する流量制御組立体190の例は、入力吹送気体流194によりパドルホイール196の一方を回転させるパドルホイール弁である。パドルホイール196の他方は、呼吸循環路58から排気経路内に形成される。流れ194によりホイールの一方を回転することにより同量の流れ192を呼吸循環路から引き出し又は発生するようにパドルホイールが構成される。この結果、正味気体蓄積は呼吸循環路に生じない。TGI

I 装置を経て呼吸循環路に向かう流れ194の流量は、パドルホイールの回転速度を制御し、これにより、呼吸循環路から排出される流れ192の流量を制御するので、介護人は、被験者に吹送気体を導入する流量を自由に選択することができ、流量制御組立体190は、自動的にかつ確実に呼吸循環路から実質的に同量の排出流量を発生する。

【0071】

、実質的に吹送カテーテルにより供給される呼吸循環路へ流量と、流量制呼吸循環路からの流量とが確実に等しくなるパドルホイールを使用する御組立体190の実施の形態を図13に示したが、本発明は本機能を達成する流量制御組立体190の他の形態を使用することができる。例えば、TGI装置を通じて呼吸循環路に導入される気体の速度又は容量を測定する流速計又は流量計と、排気経路に設けられかつ流速計又は流量計からの出力に基づき大気に向かう排気流量を制御する流量制御弁とを設けてもよい。

10

【0072】

介護人がTGI装置により供給される吹送気体の流量を選択しながら、呼吸循環路から排出される流量がTGI装置により供給される吹送気体の流量に一致する他の実施の形態を図14に示す。本実施の形態では、供給源68からの1次側吹送気体流200は、バイパス弁202によってTGI装置に供給される2次側の流れ204と迂回流れ206とに分離される。迂回流れ206は、前記排気弁80を通じて呼吸循環路から迂回流れ206を排出する位置で呼吸循環路58に導入される。

【0073】

図2に示す実施の形態と同様に、1次側の流れ200と排気弁80からの排気208との流量を互いに一致させるべきである。しかしながら、本実施の形態では、2次側の流れ204の流量を選択することによって、吹送カテーテル66により吹送気体を供給する流量を介護人が選択できると共に、1次側の流れ200の残部気体は、バイパス弁202により偏向され、吹送カテーテルに供給されずに呼吸循環路に導入される。2次側の流れ204とバイパス流れ206との和である呼吸循環路に向かう全流れ200は、呼吸循環路から連続的に排気される全流れ208に一致しなければならない。ユーザ又は介護人がTGI装置を通じて供給される気体量を変更すると、迂回流れ206を通じて呼吸循環路に供給される気体量は変化する。しかしながら、TGI装置を通じて供給される吹送気体流の流量に無関係に、呼吸循環路に向かう全流入量は、常に呼吸循環路から排除される全排出量に一致する。このように、バイパス弁202で偏向される気体量を変更することにより、介護人が被験者の気道に供給される吹送気体(2次側の流れ204)の流量を変化させながら、1次側の流れ200の流量と一致する排気流量を有する排気弁80をTGI装置に使用することができる。

20

30

【0074】

吹送カテーテル66を通り被験者の気道に向かう気体流に対してTGI装置が比較的大きな流量制限作用を生ずる事実を考慮して、図13に示すTGI装置、特にバイパス流れ206を供給する弁202及び/又は装置を設計しなければならない点に注意を要する。例えば、本発明では、迂回流れ206に課される流量制限が、TGI装置による流れ制限と実質的に一致して、適正量の吹送気体を吹送カテーテルに供給するように、迂回流れ206に対して流量制限を行うことができる。

【0075】

図15は、呼吸循環路から排出される流量を、TGI装置により循環路に供給される吹送気体流の流量に確実に一致させて、被験者の気道に供給される吹送気体の流量を選択する自由度を介護人に与える更に他の技術を示す。本実施の形態では、TGI装置を経て被験者に供給される吹送気体の流量に一致して排気弁を通る流量が変化するように排気弁210が構成される。呼吸循環路58の気体圧力が変動しても、一定の排出流量で呼吸循環路から大気に排出する定流量弁を使用する点で、排気弁210は、排気弁80と実質的に同様である。排気弁210と排気弁80との主な相違は、溝228の幅dのように弁を通る排気経路の大きさが、被験者に向かう第2の気体流に基づき弁210で変化し、それにより、弁210を通じて大気に排出される気体の流量を制御する点である。この点で、排気弁210は、図13の流量制御組立体190と同一の一般的な機能を備える。排気弁80では、溝94の大きさは被験者に

40

50

向かう吹送気体流の流量によって変化しない。

【 0 0 7 6 】

図 1 5 に示すように、排気弁210は、可撓性膜218を通じて相互に移動可能に接続された第 1 の部材214と第 2 の部材216とにより形成されるハウジング212を備え、第 1 の部材214及び第 2 の部材216は、互いに進退自在に移動することができる。第 1 の開口部220は、呼吸循環路58の第 1 の管62とハウジング212内部とを連絡する第 2 の部材216に形成され、第 2 の開口部222は、第 1 の部材214に形成される。仕切板224は、ハウジング212内に形成され、開口部226は、第 2 の部材216のほぼ向かい側でハウジング212の仕切板224の一部に形成される。矢印 A 及び B で示すように、排出気体は、開口部220、226から流入し、仕切板224及び第 1 部材214間の溝228を通じて開口部222から流出する。また、排気弁210は、第 2 の部材216に対して第 1 の部材214を動かすピストン - シリンダ装置を支持する第 2 の部材216に固定された支持構造体230を備える。開口部231は、支持構造体230に形成され、矢印 B で示すように溝228と大気とを連絡する。ピストン232は、シリンダ234内に設けられ、周辺大気に対して密閉するチャンバ236が形成される。ピストン232の一端は、第 1 の部材214に接続され、ピストンの移動によって、第 1 の部材214と共に第 2 の部材216も移動し、それにより、例えば溝228の幅d等の溝228の大きさを変更して、管62から大気に向かう気体の流量を変化させる。

10

【 0 0 7 7 】

前記実施の形態のように、供給源68の第 2 の気体は、T G I 装置の吹送カテーテル66を通じて呼吸循環路に供給される。しかしながら、本実施の形態では、第 2 の気体はチャンバ236にも供給され、ピストン232内側のチャンバ236とピストン232外側の周辺大気との間に圧力差を形成する。チャンバ236に吹送気体流を供給することにより、呼吸循環路に向かう吹送気体流の流量の及び同様に圧力レベルに基づき、矢印 C で示すようにピストン232を移動させる。ピストン232の移動により、第 2 の部材216に対して第 1 の部材214を移動させて、溝228の幅dを変更し、これにより、T G I 装置を通じて呼吸循環路に供給される吹送気体流の流量に比例して、呼吸循環路から排出される流量を変化させることができる。例えば吹送気体の流量が増加すると、チャンバ236の圧力が増加し、ピストン232を上方へ移動して溝228の大きさを増加するので、管62からより多くの気体が排出される。排出気体の流量の増加量又は減少量が、T G I 装置により供給される吹送気体の対応する流量の増加量又は減少量と実質的に同一となるように排気弁210を構成することが好ましい。

20

30

【 0 0 7 8 】

所期目的の機能に対し十分な強度及び耐久性を有する限り、多くの材料から本発明の吹送装置の様々な構成要素を製造することができる。本発明の様々な構成要素の使用材料は、必要に応じて常に医療目的の使用に対して互換性があることが更に望ましい。

【 0 0 7 9 】

現在最も実用的かつ好適と思われる実施の形態について説明の目的で本発明を詳述したが、実施の形態の記載は単に説明の目的に過ぎず、本発明は、開示された実施の形態によって制限を受けず、添付の請求の範囲内に包含される変更及び均等の技術を含むことを意図するものである。

【 図面の簡単な説明 】

40

【 図 1 】 人工呼吸器及び従来の気管内気体吹送装置に接続された被験者を示す断面図

【 図 2 】 本発明による吹送装置を示す呼吸循環路の部分断面図

【 図 3 A 及び 図 3 B 】 吹送カテーテルから吹送気体流を導く双方向通気口の一実施の形態を示す側面図及び平面図

【 図 4 】 本発明による更なる実施の形態を示す吹送装置の部分断面図

【 図 5 A ~ 図 5 C 】 吹送カテーテルの末端部から反対方向に吹送気体流を放出する双方向通気口の他の実施の形態を示す平面図、側面図及び底面図

【 図 5 D 】 図 5 B の 5 D - 5 D に沿う断面図

【 図 6 A ~ 図 6 C 】 吹送カテーテルの末端部から反対方向に吹送気体流を放出する双方向通気口の更に他の実施の形態を示す平面図、側面図及び底面図

50

【図 6 D】 図 6 B の線 6 D - 6 D に沿う断面図

【図 7】 本発明の原理に従い吹送カテーテルの末端部から吹送気体流を放出する通気通気口組立体の更なる実施の形態の斜視図

【図 8】 図 7 に示す吹送カテーテルの末端部の断面図

【図 9 A ~ 図 9 C】 本発明の原理に従い吹送カテーテルの末端部から吹送気体流を放出する通気口の別の実施の形態を示す斜視図、平面図及び側面図

【図 10】 吹送カテーテルの末端部から吹送気体流を放出する通気口の他の実施の形態を示す図

【図 11】 本発明による更に他の実施の形態による吹送装置を示す呼吸循環路の部分断面図

【図 12】 本発明による吹送装置の更なる実施の形態を示す呼吸循環路の末端部の断面図

【図 13 及び図 14】 本発明の原理による吹送装置の他の実施の形態を示す概略図

【図 15】 本発明による気管内気体吹送装置に用いる排気弁の他の実施の形態を示す概略図

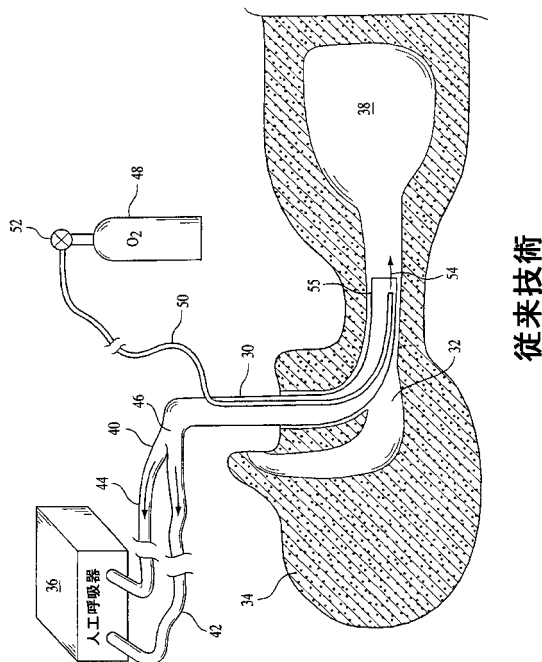
【符号の説明】

58・・・呼吸循環路、62, 190・・・第 1 の管、66, 180, 182, 193・・・吹送カテーテル、68・・・気体供給源、70, 94, 114, 126, 142, 154, 162・・・通気口組立体、72, 98, 118, 132, 146, 168, 170, 195, 203, 209・・・第 1 のポート、76, 102, 120, 128, 150, 164, 166, 197, 205・・・第 2 のポート、74, 130, 148, 176, 178, 184, 199, 213・・・第 1 の方向、78, 134, 152, 172, 174, 186, 201・・・第 2 の方向、80, 210・・・排気弁、202・・・バイパス弁、

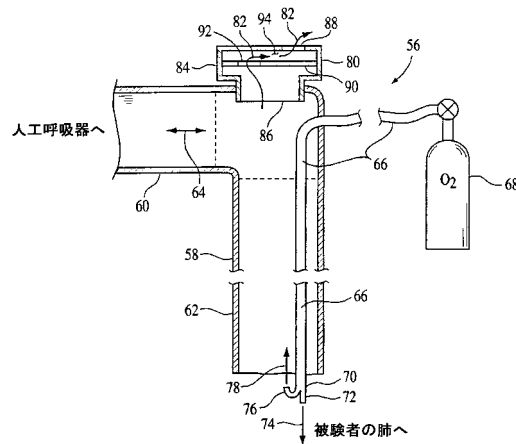
10

20

【図 1】



【図 2】



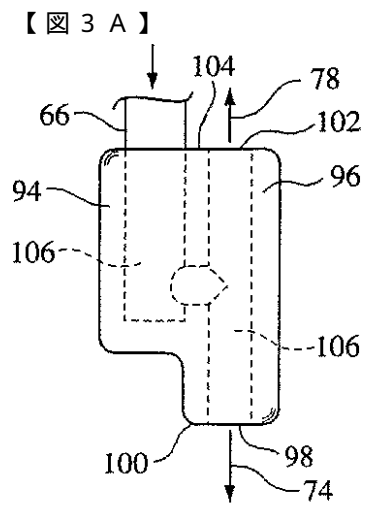


FIG. 3A

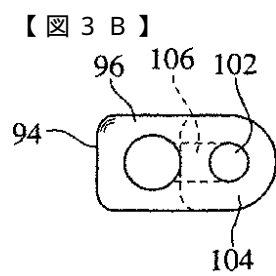


FIG. 3B

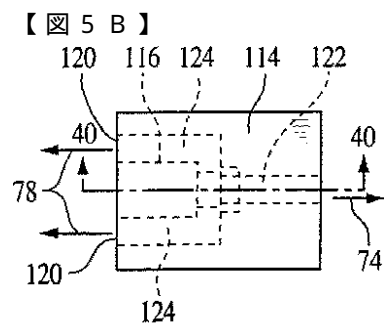


FIG. 5B

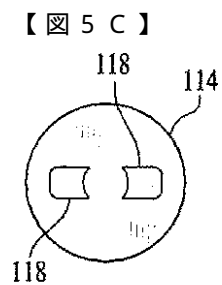


FIG. 5C

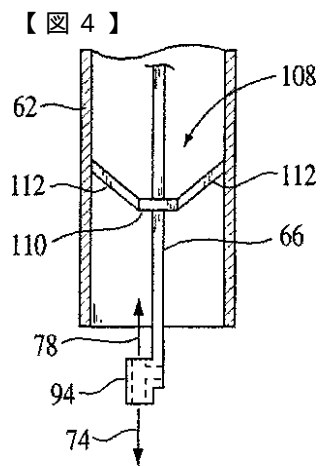


FIG. 4

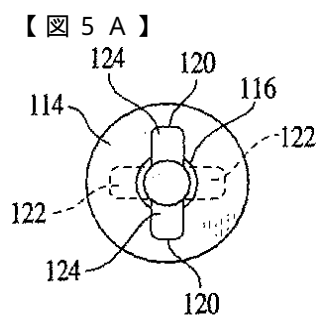


FIG. 5A

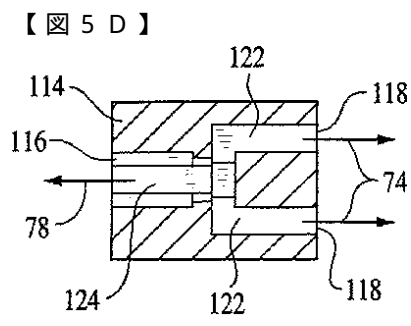


FIG. 5D

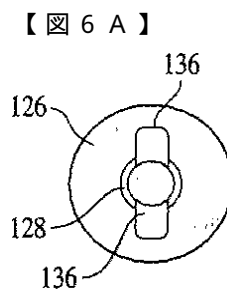


FIG. 6A

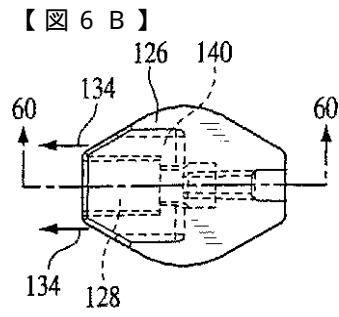


FIG. 6B

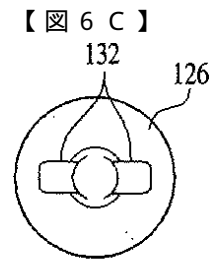


FIG. 6C

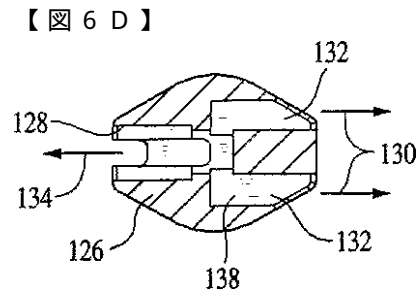


FIG. 6D

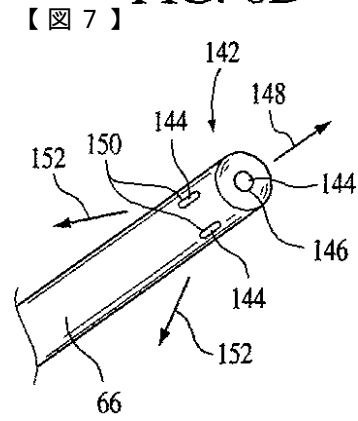


FIG. 7

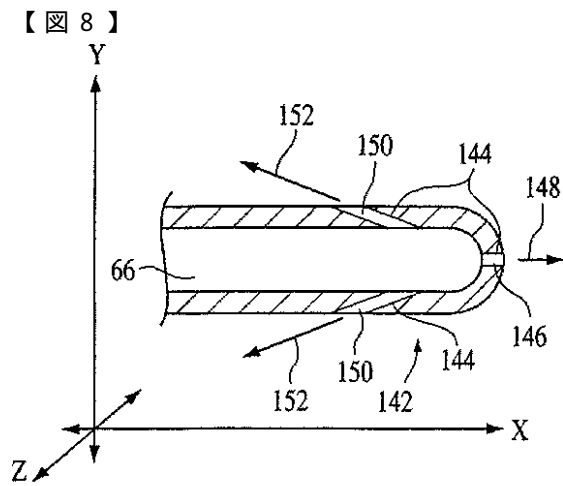


FIG. 8

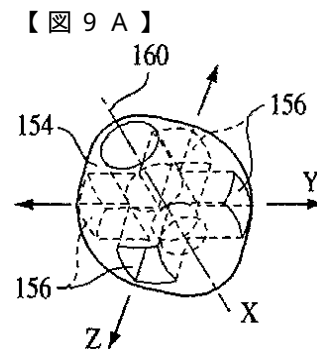


FIG. 9A

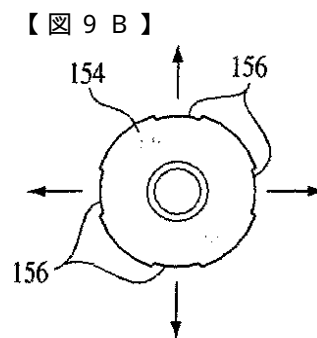
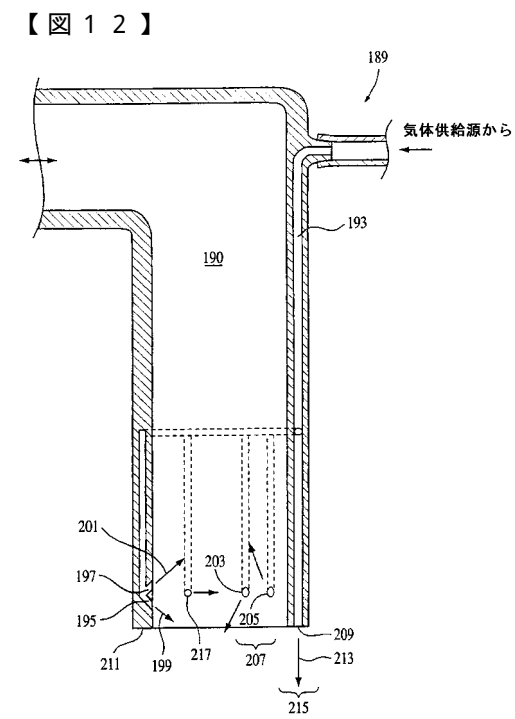
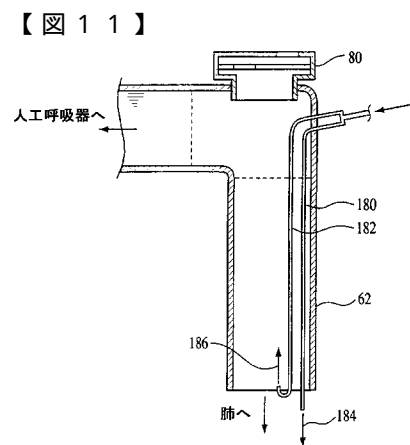
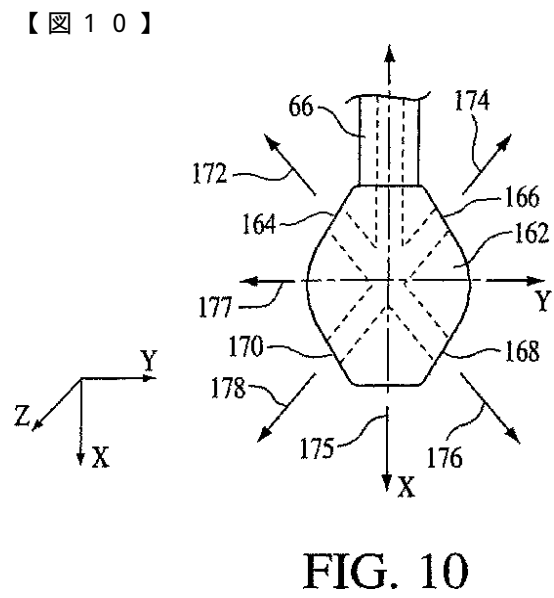
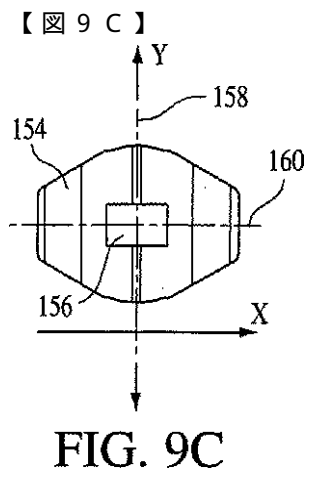


FIG. 9B



【 図 1 5 】

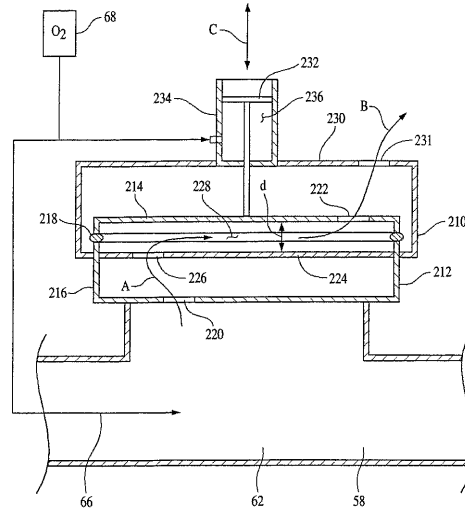
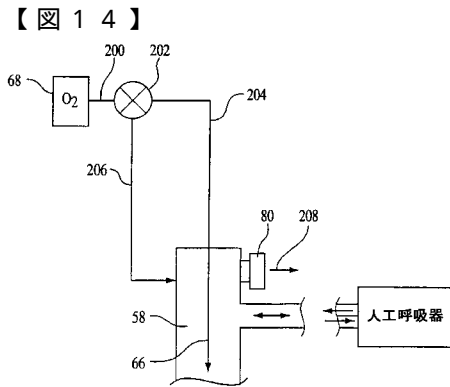


FIG. 15

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 09/453,303

(32)優先日 平成11年12月2日(1999.12.2)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 マッキャン・トマス・エイ

アメリカ合衆国 1 5 1 4 6 - 4 7 3 1 ペンシルベニア州モンロービル、ペン・リア・コート 3 1 3

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 米国特許第 0 4 6 4 6 7 3 3 (U S , A)

米国特許第 0 5 2 9 1 8 8 2 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61M 11/00 - A61M 19/00