

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-534876

(P2014-534876A)

(43) 公表日 平成26年12月25日(2014.12.25)

(51) Int.Cl.

A61M 16/16 (2006.01)

F1

A61M 16/16

F

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 64 頁)

(21) 出願番号 特願2014-540274 (P2014-540274)
 (86) (22) 出願日 平成24年11月9日 (2012.11.9)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年7月8日 (2014.7.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/AU2012/001382
 (87) 国際公開番号 W02013/067592
 (87) 国際公開日 平成25年5月16日 (2013.5.16)
 (31) 優先権主張番号 61/558,648
 (32) 優先日 平成23年11月11日 (2011.11.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 500046450
 レスメド・リミテッド
 ResMed Limited
 オーストラリア2153ニュー・サウス・
 ウェールズ州 ペラ・ビスタ、エリザベス
 ・マッカーサー・ドライブ1番
 (74) 代理人 100099623
 弁理士 奥山 尚一
 (74) 代理人 100096769
 弁理士 有原 幸一
 (74) 代理人 100107319
 弁理士 松島 鉄男
 (74) 代理人 100114591
 弁理士 河村 英文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】呼吸治療用の交換器アセンブリ

(57) 【要約】

交換器導管は、患者呼吸インターフェイスのためのガスの温度および/または湿気を調整することができるようになっている。例示的な実施形態では、導管は、第1の通路および第2の通路を有しており、第1の通路は、吸気ガスを導通するように構成されており、第2の通路は、呼気ガスを導通するように構成されている。交換器は、第1の通路と第2の通路とを分離するために、第1の通路および第2の通路に沿って配置されている。交換器は、第2の通路のガスの成分（例えば、温度または湿気）を第1の通路のガスに伝達するように構成されている。いくつかの実施形態では、任意選択的な流れ抵抗体が用いられてもよい。流れ抵抗体は、患者呼吸中に、呼吸治療装置の流れ発生器から患者への実質的な正流をもたらすことなく、患者呼吸システムの拡張圧力を可能にするために、大気圧を上回る圧力での換気を可能にするようになっている。

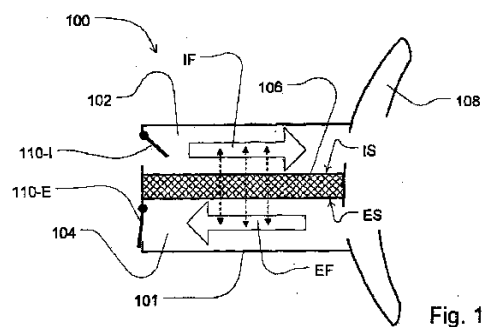


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

呼吸治療をもたらす患者インターフェイスのための呼吸可能なガスを調整する交換器導管であって、

第 1 の通路および第 2 の通路を有する導管であって、前記第 1 の通路は、吸気ガスを導通するように構成されており、前記第 2 の通路は、呼気ガスを導通するように構成されている、導管と、

前記第 1 の通路と前記第 2 の通路とを分離するために前記第 1 の通路および前記第 2 の通路に沿って配置された交換器であって、前記第 2 の通路の前記ガスの成分を前記第 1 の通路の前記ガスに伝達するように構成されている、交換器と、

を備えている、交換器導管。

10

【請求項 2】

前記交換器は、温度伝導材料を含んでおり、前記第 1 の通路の前記ガスから前記第 2 の通路の前記ガスに伝達される前記ガスの前記成分は、温度である、請求項 1 に記載の交換器導管。

【請求項 3】

前記交換器は、湿気伝導材料を含んでおり、前記第 1 の通路の前記ガスから前記第 2 の通路の前記ガスに伝達される前記ガスの成分は、湿気である、請求項 1 または 2 のいずれかに記載の交換器導管。

20

【請求項 4】

前記交換器は、親水性材料を含んでいる、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 5】

前記交換器は、二酸化酸素排除材料を含んでいる、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 6】

前記交換器は、セルロース材料を含んでいる、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 7】

前記交換器は、前記第 1 の通路と前記第 2 の通路とを分割する折畳まれた表面を備えている、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

30

【請求項 8】

前記第 1 の通路および前記第 2 の通路は、各々、複数の流れ経路を備えており、前記交換器は、複数の互いに略平行な壁表面によって、前記流れ経路を分割しており、前記壁表面の各々は、前記第 1 の通路の経路を前記第 2 の通路の経路から分離している、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 9】

前記交換器は、複数の熱伝導フィンを備えている、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 10】

前記交換器は、複数の毛細管開口を備えている、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

40

【請求項 11】

前記第 1 の通路は、入口端および出口端を備えており、前記出口端は、患者呼吸システムに連結するように構成されている、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 12】

前記交換器導管は、弁をさらに備えており、前記弁は、前記入口端から前記出口端への前記第 1 の通路を通るガス流れを許容し、前記出口端から前記入口端への前記第 1 の通路を通るガス流れを許容しないように、前記第 1 の通路において構成されている、請求項 1

50

1 に記載の交換器導管。

【請求項 13】

前記出口端は、呼吸マスクを備えている、請求項 12 に記載の交換器導管。

【請求項 14】

前記出口端は、呼吸マスク用の連結具を備えている、請求項 12 に記載の交換器導管。

【請求項 15】

前記入口端は、呼吸治療装置の出口導管用の連結具を備えている、請求項 12 ~ 14 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 16】

前記第 2 の通路は、入口端および出口端を備えており、前記入口端は、患者呼吸システムに連結するように構成されており、前記出口端は、大気への呼吸ベントに連結するように構成されている、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

10

【請求項 17】

前記第 2 の通路は、弁を備えており、前記弁は、呼気ガスが前記呼気ベントを通過して大気に放出されることを許容し、大気から前記ベントを通る前記第 2 の通路への空気の流れを阻止するようになっている、請求項 16 に記載の交換器導管。

【請求項 18】

前記呼気ベントは、柔軟なバリアを備えており、前記柔軟なバリアは、前記第 2 の通路内の圧力を大気圧よりも大きい圧力閾値未満に維持すべく前記ベントを選択的に開けるように操作可能となるように、張力が予め加えられている、請求項 16 に記載の交換器導管。

20

【請求項 19】

前記呼気ベントは、1 対の張力バーを備えており、該張力バーによって、前記柔軟なバリアが引っ張られるようになっている、請求項 18 に記載の交換器導管。

【請求項 20】

前記第 1 の通路は、酸素源用の連結具を有する入口開口をさらに備えている、請求項 1 ~ 19 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 21】

前記交換器は、温度交換のために一緒に連結された第 1 および第 2 の組のフィンを備えており、前記第 1 の組のフィンは、前記第 1 の通路内に延在しており、前記第 2 の組のフィンは、前記第 2 の通路内に延在しており、前記第 1 および第 2 の組のフィンは、横断部分によって互いに接続されており、前記横断部分は、前記第 1 および第 2 の組のフィン間において前記第 1 および第 2 の通路に沿って長手方向に延在する毛細管面を有している、請求項 1 ~ 20 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

30

【請求項 22】

前記交換器導管は、流体供給開口をさらに備えており、前記流体供給開口は、流体を前記交換器の材料に供給する流体通路を備えている、請求項 1 ~ 21 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 23】

前記第 1 の通路に繋がる導管は、前記第 1 の通路における呼気ガスの流れを妨げるように構成された柔軟なチャンバを備えている、請求項 1 ~ 22 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

40

【請求項 24】

前記第 2 の通路に繋がる導管は、前記第 2 の通路における吸気ガスの流れを妨げるように構成された柔軟なチャンバを備えている、請求項 1 ~ 23 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 25】

前記交換器は、柔軟な仕切りを含んでいる、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 26】

50

前記柔軟な仕切りは、固定端を有している、請求項 25 に記載の交換器導管。

【請求項 27】

前記柔軟な仕切りは、リップ端を有している、前記 26 に記載の交換器導管。

【請求項 28】

前記交換器導管は、換気部分をさらに備えており、前記柔軟な仕切りは、前記導管の前記換気部分の開口を選択的に塞ぎ、かつ開いて移動するように構成されている、請求項 27 に記載の交換器導管。

【請求項 29】

前記換気部分は、一組の矩形開口を備えている、請求項 28 に記載の交換器導管。

【請求項 30】

前記導管は、リブ付き仕切り支持体を備えている、請求項 28 に記載の交換器導管。

【請求項 31】

前記導管は、前記仕切りの周縁によって塞がれるように構成された仕切りシートを備えている、請求項 28 に記載の交換器導管。

【請求項 32】

前記交換器は、前記第 1 の通路の前記ガスへの前記第 2 の通路の前記ガスの前記成分の伝達の効率を選択的に増減する調整機構を備えている、請求項 1 ~ 31 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 33】

前記調整機構は、前記交換器の流れ接触表面積を増減するようになっている、請求項 32 に記載の交換器。

【請求項 34】

前記交換器導管は、プロセッサおよびセンサをさらに備えており、前記プロセッサは、前記センサからの信号に応じて前記交換器の効率を調整するように、前記調整機構を制御するように構成されている、請求項 33 に記載の交換器導管。

【請求項 35】

前記センサは、温度センサを含んでいる、請求項 34 に記載の交換器導管。

【請求項 36】

前記センサは、湿気センサを含んでいる、請求項 34 に記載の交換器導管。

【請求項 37】

呼吸導管における大気圧を超える拡張圧力を可能にする呼気流れ抵抗体であって、呼気流れ通路を有する呼吸導管と、前記呼気流れ通路の流れを大気に解放するための前記導管の開口と、前記開口を選択的に塞ぐように構成されたカバー要素であって、前記呼気流れ通路の圧力が大気圧を上回る圧力閾値を超えない限り、前記開口を塞ぐように張力が加えられている、カバー要素と、を備えている、呼気流れ抵抗体。

【請求項 38】

前記カバー要素は、バネおよび旋回軸に連結されており、前記バネは、前記カバー要素に張力をもたらすようになっている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 39】

前記カバー要素は、柔軟であり、前記導管の壁当接部は、前記張力を前記カバー要素にもたらすために、前記柔軟なカバー要素を前記開口に重ねるようになっている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 40】

前記カバー要素は、柔軟薄膜から構成されており、前記呼気通路の圧力が前記柔軟薄膜を拡張させ、前記開口を開くようになっている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 41】

前記カバー要素は、柔軟薄膜から構成されており、前記導管は、1 組のバーをさらに備えており、前記 1 組のバー内に前記薄膜が挿通され、張力を前記薄膜にもたらすようにな

10

20

30

40

50

っている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 42】

前記導管は、ホルダー隆起をさらに備えており、前記カバー要素は、前記ホルダー隆起と連携して、前記呼気通路内の圧力状態が大気圧を下回らない限り、前記呼気通路内への流れを阻止するように、さらに構成されている、請求項 41 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 43】

前記カバー要素は、柔軟薄膜およびプラグからさらに構成されており、前記プラグは、前記開口に選択的に進入し、前記開口を塞ぐように構成されている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 44】

前記導管は、吸気通路をさらに備えており、前記吸気通路は、前記カバー要素によって前記呼気通路から分離されている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 45】

前記吸気通路は、呼吸治療装置の流れ発生器の出口および患者インターフェイスの入口に連結されるように構成されている、請求項 44 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 46】

前記吸気通路は、一方向弁を備えており、前記一方向弁は、患者呼気中に、前記流れ発生器が、前記吸気通路を通して流れを患者インターフェイスに送達することなく、前記吸気通路内の圧力を前記カバー要素に対して維持することを可能にするようになっている、請求項 45 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 47】

呼吸治療をもたらす患者インターフェイスのための呼吸可能なガス用導管であって、第 1 の通路および第 2 の通路を有する導管であって、前記第 1 の通路は、吸気ガスを導通するように構成されており、前記第 2 の通路は、呼気ガスを導通するように構成されている、導管と、

吸気流れおよび呼気流れに応じて前記第 1 の通路および前記第 2 の通路を動的に生成するようになっている、前記第 1 の通路および前記第 2 の通路に沿った柔軟な通路仕切りであって、前記仕切りが前記導管の互いに向き合った側間を横断するとき、前記導管の第 1 の側と前記仕切りの第 1 の側との間に吸気通路を生成し、前記導管の反対側と前記仕切りの反対側との間に呼気通路を生成するように、構成されている、通路仕切りと、

【請求項 48】

前記柔軟な通路仕切りは、前記第 1 の通路のガスの成分を前記第 2 の通路に伝達する交換器を含んでいる、請求項 47 に記載の導管。

【請求項 49】

前記成分は、温度である、請求項 48 に記載の導管。

【請求項 50】

前記成分は、湿気である、請求項 49 に記載の導管。

【請求項 51】

前記柔軟な仕切りは、固定端を有している、請求項 47 ~ 50 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 52】

前記柔軟な仕切りは、リップ端を有している、請求項 47 ~ 51 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 53】

前記導管は、換気部分をさらに備えており、前記柔軟な仕切りは、前記導管の前記換気部分の開口を選択的に塞ぎ、かつ開いて移動するように構成されている、請求項 47 ~ 52 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 54】

前記換気部分は、一組の矩形開口を備えている、請求項 53 に記載の導管。

10

20

30

40

50

【請求項 5 5】

前記換気部分は、前記第 2 の通路の呼気流路に対して鋭角に構成された 1 組の開口を備えている、請求項 5 3 に記載の導管。

【請求項 5 6】

前記柔軟な仕切りは、前記換気部分の少なくとも一部を密封するように構成された 1 つまたは複数の突起を備えている、請求項 5 3 ~ 5 5 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 7】

前記導管は、二次ベントおよびベントカバーをさらに備えており、前記柔軟な仕切りは、前記二次ベントを選択的に密封するために、前記ベントカバーに連結されている、請求項 5 3 ~ 5 6 のいずれか 1 つに記載の導管。

10

【請求項 5 8】

前記導管は、リブ付き仕切り支持体をさらに備えている、請求項 4 7 ~ 5 7 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 9】

前記導管は、前記仕切りの周縁によって塞がれるように構成された仕切りシートをさらに備えている、請求項 5 8 に記載の導管。

【請求項 6 0】

前記導管は、常開式ベント開口をさらに備えている、請求項 4 7 ~ 5 9 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 6 1】

20

前記導管は、導管曲げ部をさらに備えており、前記柔軟な通路仕切りは、前記導管曲げ部を横切って延在している、請求項 4 7 ~ 6 0 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 6 2】

前記柔軟な通路仕切りの長さは、前記導管の幅の 1 . 2 5 倍より大きい長さを含んでいる、請求項 4 7 ~ 6 1 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 6 3】

前記柔軟な仕切りは、前記柔軟仕切りに呼気作動側およびガス供給作動側をもたらすように、前記導管内において構成されており、前記呼気作動側は、前記ガス供給作動側の表面積を超える表面積を有している、請求項 4 7 ~ 6 2 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 6 4】

30

前記柔軟な仕切りは、前記仕切りのリップ端に起立部を備えており、前記起立部は、前記導管の通路内に延在している、請求項 4 7 ~ 6 3 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 6 5】

前記柔軟な仕切りは、非平面状表面を備えている、請求項 4 7 ~ 6 4 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 6 6】

前記非平面状表面は、凸面である、請求項 6 5 に記載の導管。

【請求項 6 7】

前記導管は、個別の換気チャンバをさらに備えており、前記柔軟な通路仕切りは、前記換気チャンバ内に旋回部分を備えている、請求項 4 7 ~ 6 6 のいずれか 1 つに記載の導管。

40

【請求項 6 8】

前記柔軟な通路仕切りは、ガス供給源のガスを大気と平衡にするために、呼気ガスを解放するための換気部分および圧力解放部分の 1 つに、前記換気チャンバを選択的に開くようになっている、請求項 6 7 に記載の導管。

【請求項 6 9】

前記導管は、バイパス通路を備えており、前記バイパス通路は、前記柔軟な通路仕切りを迂回するガス特性を検出することを可能にするように構成されている、請求項 4 7 ~ 6 8 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 7 0】

50

前記導管は、センサと気体連通しており、前記センサは、前記バイパス通路に起因するガステ性を検出するように構成されており、前記センサは、プロセッサに連結されており、前記プロセッサは、前記検出された特性から、前記柔軟な通路仕切りの反対側のガステ性を評価するように構成されている、請求項 69 に記載の導管。

【請求項 71】

前記評価される特性は、患者呼気流れを含んでいる、請求項 70 に記載の導管。

【請求項 72】

前記評価される特性は、患者インターフェイスにおける治療圧を含んでいる、請求項 70 に記載の導管。

【請求項 73】

前記柔軟な通路仕切りと直列に配置された交換器をさらに備えている、請求項 47 ~ 72 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 74】

前記柔軟な通路仕切りと直列に位置する二方向流れ通路に熱 / 湿気交換材料をさらに備えている、請求項 47 ~ 73 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 75】

前記導管は、一組の仕切り支持体をさらに備えており、前記仕切り支持体は、導管表面から延在しており、吸気流れ中に前記仕切りを支持するように位置決めされている、請求項 47 ~ 74 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 76】

前記導管は、一組の仕切り支持体をさらに備えており、前記仕切り支持体は、導管表面から延在しており、呼気流れ中に前記仕切りを支持するように位置決めされている、請求項 47 ~ 75 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 77】

前記一組の仕切り支持体は、前記導管の前記流路に沿って長手方向に配置された平行リブを備えている、請求項 75 または 76 のいずれかに記載の導管。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[関連出願の相互参照]

本願は、2011 年 11 月 11 日に出版された米国仮特許出願第 61 / 558, 648 号の出願日の利得を主張するものであり、その開示内容は、参照することによって、ここに含まれるものとする。

【0002】

[発明の分野]

本技術は、呼吸治療用の導管、例えば、睡眠時無呼吸症 (OSA) のような睡眠呼吸障害 (SDB) の非侵襲的陽圧換気 (NPPV) および持続気道陽圧 (CPAP) の治療を含む呼吸圧力治療に用いられるマスクアセンブリ用の熱および / または湿度交換器を有する導管に関する。

【背景技術】

【0003】

持続気道陽圧 (CPAP) 式流れ発生器システムのような呼吸治療装置による睡眠時無呼吸症 (OSA) のような睡眠呼吸障害 (SDB) の治療は、導管および / またはマスクを介して、空気 (または他の呼吸可能なガス) を大気圧を超える圧力で患者の気道に送達することを含んでいる。典型的には、マスクは、患者の口および / または鼻の全体に被せられるようになっているが、鼻ピロー式または鼻クッション式マスクのような鼻下式マスクであってもよい。加圧された空気は、マスクに流れ、鼻および / または口を介して患者の気道に流れるようになっている。呼気ガスをマスクから大気に放出するために、マスクまたは導管の洗い流しベントが用いられるようになっている。

【0004】

10

20

30

40

50

呼吸治療装置は、流れ発生器、空気フィルター、流れ発生器をマスクに接続する空気送達導管、種々のセンサ、およびマイクロプロセッサに基づく制御装置を備えている。流れ発生器は、サーボ制御モータおよびインペラを備えている。流れ発生器は、モータ速度制御の代替として、患者に送達される圧力を変更するための手段として空気を大気に放出することができる弁を備えていてもよい。センサは、例えば、圧力変換器、流量センサなどによって、とりわけ、モータ速度、ガス流量、および出口圧を測定するようになっているとよい。また、制御装置は、総合データ検索／伝達機能およびディスプレイ機能の有無に関わらず、データ記憶能力を備えていてもよい。気道陽圧は、多くの形態によって送達されるようになっている。

【0005】

前述したように、CPAP治療は、患者の呼吸サイクルの吸気レベルおよび呼気レベルを超える治療圧を略一定レベルに維持するようになっている。代替的に、圧力レベルは、患者の呼吸サイクルと同期して変更するように調整されてもよい。例えば、圧力は、患者の快適さのために、吸気中にあるレベルに設定され、呼気中に他の低レベルに設定されてもよい。このような圧力治療システムは、バイレベルと呼ばれている。代替的に、圧力レベルは、患者の呼吸サイクルの変化を円滑に再現するように連続的に調整されてもよい。呼気中に吸気中よりも低く設定される圧力は、一般的に、呼気圧軽減と呼ばれている。特許文献1においてSullivenによって説明されているように、気道陽圧治療は、典型的には、4～15cmH₂Oの範囲内の圧力下のガスを約120リットル／分の流量で装置から患者に供給するようになっている。空気の一部は、端部の絞り孔またはベントを介して漏出し、患者に送達されないようになっている。これらの圧力設定値は、患者の気道の状態または呼吸作用の検出に基づいて、調整されることもある。例えば、治療圧は、部分的な閉塞、無呼吸、またはいびきを検出したとき、増大されるとよい。場合によっては、気道陽圧は、換気補助をもたらすように構成されていてもよい。例えば、患者の換気要求は、目標換気を達成するために、目標換気を自動的に計算し、バイレベル圧力治療装置のような装置によって生じる圧力補助を調整することによって、一呼吸ごとに補助されるようになっているとよい。

【0006】

呼吸治療装置は、場合によっては、流れ発生器によって供給される流れまたは加圧空気を快適さのために調整する付随的な構成要素を備えていることもある。例えば、供給される空気は、患者に送達される前に、治療ガスを加湿し、かつ暖めるための加湿器を通されることがある。同様に、供給されるガスが供給ユニットまたは加湿器から患者に導かれるとき、該ガスの特定の温度を維持するのを助長するために、種々の加熱要素が、送達導管に接続されることもある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第4,944,310号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

呼吸治療のための呼吸可能なガスの加熱および／または加湿および／または加圧送達の効率を改良することが望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本技術の一態様は、吸気ガスの成分を呼気ガスの成分と交換するように構成された交換器に関する。

【0010】

本技術の他の態様は、熱および／または湿気交換器を有するように構成された導管に関する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

本技術のさらに他の態様は、呼気流れ抵抗体を有する導管に関する。

【 0 0 1 2 】

本技術のさらなる態様は、このような導管、呼気流れ抵抗体、および / または交換器によって呼吸治療をもたらすように構成された呼吸治療装置に関する。

【 0 0 1 3 】

本技術のいくつかのこのような実施形態は、動的呼気換気をもたらすように構成された導管を含んでいる。

【 0 0 1 4 】

本技術のいくつかの実施形態は、呼吸治療をもたらす患者インターフェイスのための呼吸可能なガスを調整する交換器導管を含んでいる。交換器導管は、第 1 の通路および第 2 の通路を有する導管を備えているとよい。第 1 の通路は、吸気ガスを導通するように構成されているとよく、第 2 の通路は、呼気ガスを導通するように構成されているとよい。交換器は、第 1 の通路と第 2 の通路とを分離するために、第 1 の通路および第 2 の通路に沿って構成されているとよい。交換器は、第 2 の通路のガスの成分を第 1 の通路のガスに伝達するようにさらに構成されているとよい。

10

【 0 0 1 5 】

いくつかのこのような場合、交換器は、温度伝導材料を含んでいてもよく、この場合、第 1 の通路のガスから第 2 の通路のガスに伝達されるガスの成分は、温度である。いくつかのこのような場合、交換器は、湿気伝導材料を含んでいてもよく、この場合、第 1 の通路のガスから第 2 の通路のガスに伝達されるガスの成分は、湿気である。いくつかのこのような場合、交換器は、親水性材料、二酸化酸素排除材料、および / またはセルロース材料を含んでいてもよい。いくつかの実施形態では、交換器は、第 1 の通路と第 2 の通路とを分割する折畳まれた表面を備えていてもよい。場合によっては、第 1 の通路および第 2 の通路は、各々、複数の流れ経路を備えていてもよく、交換器は、複数の互いに略平行な壁表面によって、流れ経路を分割するようになっていてもよい。このような壁表面の各々は、第 1 の通路の経路を第 2 の通路の経路から分離するようになっていてもよい。

20

【 0 0 1 6 】

いくつかのこのような実施形態では、交換器は、複数の熱伝導フィンを備えていてもよい。交換器は、複数の毛細管開口をさらに備えていてもよい。場合によっては、第 1 の通路は、入口端および出口端を備えていてもよい。出口端は、患者呼吸システムに連結するように構成されていてもよい。任意選択的に、いくつかのこのような場合、交換器導管は、弁をさらに備えていてもよい。弁は、入口端から出口端への第 1 の通路を通るガス流れを許容し、出口端から入口端への第 1 の通路を通るガス流れを許容しないように、第 1 の通路において構成されていてもよい。場合によっては、出口端は、呼吸マスクおよび / または呼吸マスク用の連結具を備えていてもよい。

30

【 0 0 1 7 】

いくつかのこのような実施形態では、入口端は、呼吸治療装置の出口導管用の連結具を備えていてもよい。任意選択的に、第 2 の通路は、入口端および出口端を備えていてもよい。入口端は、患者呼吸システムに連結するように構成されていてもよく、出口端は、大気への呼吸ベントに連結するように構成されていてもよい。第 2 の通路は、弁を備えていてもよく、この場合、該弁は、呼気ガスが呼気ベントを通して大気に放出されことを許容し、大気からベントを通る第 2 の通路への空気の流れを阻止するようになっていてもよい。場合によっては、呼気ベントは、柔軟なバリアを備えていてもよい。柔軟なバリアは、第 2 の通路内の圧力を大気圧よりも大きい圧力閾値未満に維持すべく、ベントを選択的に開けて操作可能となるように、張力が予め加えられていてもよい。いくつかのこのような場合、呼気ベントは、1 対の張力バーを備えていてもよく、該張力バーによって、柔軟なバリアが引っ張られるようになっていてもよい。

40

【 0 0 1 8 】

交換器導管のいくつかの場合、第 1 の通路は、酸素源用の連結具を有する入口開口をさ

50

らに備えていてもよい。任意選択的に、場合によっては、交換器は、温度交換のために一緒に連結された第1および第2の組のフィンをさらに備えていてもよい。第1の組のフィンは、第1の通路内に延在していてもよく、第2の組のフィンは、第2の通路内に延在していてもよい。第1および第2の組のフィンは、横断部分によって互いに接続されていてもよく、この場合、横断部分は、第1および第2の組のフィン間において第1および第2の通路に沿って長手方向に延在する毛細管面を有しているとよい。

【0019】

交換器導管のいくつかの実施形態では、流体供給開口が設けられていてもよい。流体供給開口は、流体を交換器の材料に供給する流体通路を備えていてもよい。いくつかの実施形態では、第1の通路に繋がる導管は、第1の通路における呼気ガスの流れを妨げるように構成された柔軟なチャンバを備えていてもよい。任意選択的に、第2の通路に繋がる導管は、第2の通路における吸気ガスの流れを妨げるように構成された柔軟なチャンバを備えていてもよい。

10

【0020】

いくつかの実施形態では、交換器は、柔軟な仕切りを含んでいてもよい。柔軟な仕切りは、固定端を有していてもよい。柔軟な仕切りは、リップ端をさらに有していてもよい。場合によっては、交換器導管は、換気部分を備えていてもよい。柔軟な仕切りは、導管の換気部分の開口を選択的に塞ぎ、かつ開くべく移動するように、構成されていてもよい。

換気部分は、一組の矩形開口を備えていてもよい。導管は、リブ付き仕切り支持体をさらに備えていてもよい。導管は、仕切りの周縁によって塞がれるように構成された仕切りシートをさらに備えていてもよい。

20

【0021】

いくつかの実施形態では、交換器は、第1の通路のガスへの第2の通路のガスの成分の伝達の効率を選択的に増減する調整機構を備えていてもよい。調整機構は、交換器の流れ接触表面積を増加および/または減少させるようになっていてもよい。場合によっては、プロセッサおよびセンサが、含まれていてもよい。プロセッサは、センサからの信号に応じて交換器の効率を調整すべく、調整機構を制御するように構成されていてもよい。このセンサは、温度センサまたは湿気センサを含んでいてもよい。

【0022】

本技術のいくつかの実施形態は、呼吸導管における大気圧を超える拡張圧力を可能にする呼気流れ抵抗体を含んでいる。流れ抵抗体は、呼気流れ通路を有する呼吸導管を備えているとよい。流れ抵抗体は、呼気流れ通路の流れを大気に解放するための導管の開口をさらに備えているとよい。流れ抵抗体は、カバー要素をさらに備えているとよい。カバー要素は、開口を選択的に塞ぐように構成されているとよく、カバー要素は、呼気流れ通路の圧力が大気圧を上回る圧力閾値を超えない限り、開口を塞ぐように、張力が加えられているとよい。

30

【0023】

呼気流れ抵抗体のいくつかのこのような場合、カバー要素は、バネおよび旋回軸に連結されていてもよく、バネは、カバー要素に張力をもたらすようになっていてもよい。任意選択的に、カバー要素は、柔軟であってもよく、導管の壁当接部は、張力をカバー要素にもたらすために、柔軟なカバー要素を開口に重ねるようになっていてもよい。場合によっては、カバー要素は、パルーン薄膜から構成されていてもよく、導管は、薄膜を加圧によって拡張させ、開口を閉じるために、流れ発生器に連結された加圧チャンバをさらに備えていてもよい。

40

【0024】

呼気流れ抵抗体のいくつかの場合、カバー要素は、柔軟薄膜から構成されていてもよい。任意選択的に、呼気通路の圧力が、薄膜を拡張させ、開口を開けるようになっていてもよい。いくつかの実施形態では、カバー部材は、柔軟薄膜から構成されていてもよく、導管は、1組のバーをさらに備えていてもよく、1組のバー内に薄膜が挿通され、張力を薄膜にもたらすようになっていてもよい。

50

【 0 0 2 5 】

呼気流れ抵抗体のいくつかの実施形態では、導管は、ホルダー隆起をさらに備えていてもよく、カバー要素は、ホルダー隆起と連携して、呼気通路内の圧力状態が大気圧を下回らない限り、呼気通路内への流れを阻止するように、さらに構成されていてもよい。場合によっては、カバー部材は、柔軟薄膜およびプラグからさらに構成されていてもよい。プラグは、開口に選択的に進入し、開口を塞ぐように、構成されていてもよい。

【 0 0 2 6 】

呼気流れ抵抗体のいくつかの実施形態では、導管は、吸気通路をさらに備えていてもよく、吸気通路は、カバー要素によって呼気通路から分離されていてもよい。いくつかのこのような場合、吸気通路は、呼吸治療装置の流れ発生器の出口および患者インターフェイスの入口に連結されるように構成されていてもよい。場合によっては、吸気通路は、一方向弁を備えていてもよく、この場合、一方向弁は、患者呼気中に、流れ発生器が、吸気通路を通して流れを患者インターフェイスに送達することなく、吸気通路内の圧力をカバー要素に対して維持することを可能にするようになっているとよい。

【 0 0 2 7 】

本技術のいくつかの実施形態は、呼吸治療をもたらす患者インターフェイスのための呼吸可能なガス用導管を含んでいるとよい。導管は、第 1 の通路および第 2 の通路を有しているとよい。第 1 の通路は、吸気ガスを導通するように構成されているとよく、第 2 の通路は、呼気ガスを導通するように構成されているとよい。導管は、第 1 の通路および第 2 の通路に沿った柔軟な通路仕切りをさらに備えているとよい。柔軟な通路仕切りは、吸気流れおよび呼気流れに応じて、または吸気流れまたは呼気流れによって生じる圧力の成分、例えば、肺容量の変化によって生じる静止圧の変化または吸気流れまたは呼気流れの速度によって生じる動圧の変化に応じて、第 1 の通路および第 2 の通路を動的に生成するようになっているとよい。

【 0 0 2 8 】

いくつかのこのような場合、柔軟な通路仕切りは、第 1 の通路のガスの成分を第 2 の通路に伝達する交換器を含んでいてもよい。この成分は、温度および / 湿気であってもよい。任意選択的に、柔軟な仕切りは、固定端を有していてもよい。柔軟な仕切りは、リップ端をさらに有していてもよい。場合によっては、導管は、換気部分をさらに備えていてもよく、この場合、柔軟な仕切りは、導管の換気部分の開口を選択的に塞ぎ、かつ開くべく移動するように、構成されていてもよい。換気部分は、一組の矩形開口、リップ付き仕切り支持体、および / または仕切りの周縁によって塞がれるように構成された仕切りシートを備えていてもよい。任意選択的に、場合によっては、導管は、常開ベント開口をさらに備えていてもよい。

【 0 0 2 9 】

場合によっては、換気部分は、第 2 の通路の呼気流路に対して鋭角に構成された 1 組の開口を備えていてもよい。任意選択的に、導管は、導管曲げ部をさらに備えていてもよく、柔軟な通路仕切りは、導管曲げ部を横切って延在していてもよい。場合によっては、柔軟な通路仕切りの長さは、導管の幅の 1 . 2 5 倍より大きい長さを含んでいてもよい。柔軟な仕切りは、柔軟仕切りに呼気作動側およびガス供給作動側をもたらすように、導管内において構成されていてもよく、呼気作動側は、ガス供給作動側の表面積を超える表面積を有していてもよい。柔軟な仕切りは、仕切りのリップ端に起立部をさらに備えていてもよく、起立部は、導管の通路内に延在していてもよい。任意選択的に、柔軟な仕切りは、非平面状表面、例えば、凸面または凹面を有していてもよい。柔軟な仕切りは、換気部分の少なくとも一部を密封するように構成された 1 つまたは複数の突起をさらに備えていてもよい。任意選択的に、導管は、二次ベントおよびベントカバーを備えていてもよく、柔軟な仕切りは、二次ベントを選択的に密封するために、ベントカバーに連結されていてもよい。場合によっては、導管の柔軟な通路仕切りは、嘴状開口を備えていてもよい。嘴状開口は、導管の換気部分の周辺開口を選択的に塞ぐかまたは露出させるように構成されていてもよい。場合によっては、導管は、個別の換気チャンバをさらに備えていてもよく、

10

20

30

40

50

柔軟な通路仕切りは、換気チャンバ内に旋回部分を有していてもよい。このような柔軟な通路仕切りは、ガス供給源のガスを大気と平衡にするために、呼気ガスを解放するための換気部分および圧力解放部分の１つに、換気チャンバを選択的に開くようになっていてもよい。

【 0 0 3 0 】

場合によっては、導管は、バイパス通路を備えていてもよく、この場合、バイパス通路は、柔軟な通路仕切りを迂回するガス特性を検出することを可能にするように構成されているとよい。任意選択的に、導管は、センサと気体連通していてもよい。センサは、バイパス通路に起因するガス特性を検出するように構成されていてもよい。センサは、プロセッサに連結されていてもよい。プロセッサは、検出された特性から、柔軟な通路仕切りの反対側のガス特性を評価するように構成されていてもよい。評価される特性は、患者呼気流れおよび／または患者インターフェイスにおける治療圧を含んでいてもよい。

10

【 0 0 3 1 】

場合によっては、導管は、柔軟な通路仕切りと直列に配置された交換器を備えていてもよい。導管は、柔軟な通路仕切りと直列に位置する二方向流れ通路に熱／湿気交換材料をさらに備えていてもよい。任意選択的に、導管は、一組の仕切り支持体をさらに備えていてもよく、仕切り支持体は、導管表面から延在しており、吸気流れ中に仕切りを支持するように位置決めされていてもよい。場合によっては、導管は、一組の仕切り支持体をさらに備えていてもよく、仕切り支持体は、導管表面から延在しており、呼気流れ中に仕切りを支持するように位置決めされていてもよい。一組の仕切り支持体は、導管の流路に沿って長手方向に配置された平行リブによって形成されていてもよい。

20

【 0 0 3 2 】

場合によっては、柔軟な通路仕切りは、仕切りが導管の互いに向き合った側間を横断するとき、導管の第１の側と仕切りの第１の側との間に吸気通路を生成し、導管の反対側と仕切りの反対側との間に呼気通路を生成するように、構成されていてもよい。

【 0 0 3 3 】

本技術の他の態様、特徴、および利点は、この開示の一部であって、本技術の原理を例示的に示す添付の図面と併せて以下の詳細な説明を読めば、明らかになるだろう。本技術のさらに他の態様は、添付の請求項から明らかになるだろう。

【 0 0 3 4 】

添付の図面を参照して、本技術のさらなる例示的な実施形態について説明する。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 5 】

【図 1】本技術の交換器を有する導管装置の略図である。

【図 2】図 1 の導管装置の他の実施形態の略図である。

【図 3】呼吸治療装置と共に用いられるのに適する本技術の交換器を有する導管装置の実施形態の略図である。

【図 4】呼吸治療装置と共に用いられるのに適する他の交換器実施形態の略図である。

【図 5】スターリングレジスタを有する図 4 の実施形態の代替的实施形態の略図である。

【図 5 A . 5 B】開形態および閉形態のそれぞれで示される一方向弁として実施されている導管内のスターリングレジスタの操作を示す図である。

40

【図 6】本技術のいくつかの実施形態に用いられるのに適する例示的な熱および湿度交換器の略図である。

【図 7】いくつかの実施形態に用いられる毛細管湿度交換器を示す図である。

【図 8】いくつかの実施形態に用いられる湿度伝達のための伝導フィンおよび毛細管媒体を有する交換器を示す図である。

【図 9】いくつかの実施形態に用いられる吸気流れおよび呼気流れのための多重熱伝導通路および湿気伝達のための毛細管媒体を有する交換器を示す図である。

【図 1 0 A . 1 0 B】本技術の例示的な実施形態における吸気通路および呼気通路を有する例示的な導管および折畳み交換器の構成を示す断面図である。

50

【図 1 1】本技術のいくつかの実施形態における吸気通路および呼気通路を有するさらなる導管および交換器の断面図である。

【図 1 2】温度伝導フィンを備える図 1 1 の導管および交換器の断面図である。

【図 1 2 A】襷付き通路を備える導管および交換器の断面図である。

【図 1 3】本技術の螺旋状交換器導管を示す図である。

【図 1 4】多重流路を有するさらに他の交換器導管の実施形態を示す図である。

【図 1 5 . 1 6】本技術のいくつかの導管実施形態に用いられる例示的な呼気ベント抵抗体を示す図である。

【図 1 7 . 1 8】本技術のいくつかの導管実施形態に用いられるさらなる柔軟な呼気流れ抵抗体を示す図である。

10

【図 1 9 . 2 0】本技術のいくつかの導管実施形態に用いられるさらなる柔軟な呼気流れ抵抗体を示す図である。

【図 2 1】本技術のいくつかの導管実施形態に用いられる張力ポストを有するさらに他の柔軟な呼気流れ抵抗体を示す図である。

【図 2 2】図 2 1 に示されている呼気流れ抵抗体のための例示的な導管ハウジングを示す図である。

【図 2 3 . 2 4】本技術のいくつかの導管実施形態に用いられる他の柔軟な呼気流れ抵抗体の操作を示す図である。

【図 2 5 A . 2 5 B】本技術のいくつかの実施形態に用いられる他の柔軟な呼気流れ抵抗体の操作を示す図である。

20

【図 2 6】流れ発生器の圧力が存在せず、この場合、抗窒息装置として機能することができるところにおいて示されている、本技術のいくつかの実施形態において交換器として構成されてもよい柔軟な通路仕切りを有する導管の断面図である。

【図 2 7】矩形状換気部分およびリブ付き仕切り支持体を備える図 2 6 の導管のさらなる例示的な実施形態の断面図である。

【図 2 8 . 2 9 . 3 0】吸気、呼気の開始、および呼気のそれぞれにおける図 2 7 の実施形態の操作を示す図である。

【図 3 1】図 2 7 のアセンブリの連続換気を行う実施形態の断面図である。

【図 3 2】図 2 7 の柔軟な仕切りアセンブリと共に用いられるのに適する例示的な導管の内部構造を示す図である。

30

【図 3 3】通路の曲げ部および延出した柔軟な仕切りを有する例示的な導管の内部構造の断面図である。

【図 3 4】異なる大きさの対向表面領域を備える柔軟な仕切りを有する、呼気位置にある導管の内部構造の断面図である。

【図 3 5】吸気位置にある図 3 4 の導管例の構造を示す図である。

【図 3 6】輪郭付けされた構造を備える表面を有する仕切りを示す図である。

【図 3 7】標準的な曲げ部を有する仕切りを示す図である。

【図 3 8】呼気位置におけるベントカバーに連結された通路仕切りを示す図である。

【図 3 9】吸気位置における図 3 8 の例示的な仕切りを示す図である。

【図 4 0】呼気位置における本技術の仕切りの嘴状態様を有する導管の断面図である。

40

【図 4 1】呼気位置における図 4 0 の導管の断面図である。

【図 4 2】仕切りに対して換気チャンバが設けられている、呼気位置における仕切りの断面図である。

【図 4 3】吸気位置における図 4 2 の仕切りを示す図である。

【図 4 4 . 4 5】図 2 7 の導管および柔軟な仕切りの連結具と同様の特徴を有する例示的な連結具の断面図である。

【図 4 6】バイパス通路を備える図 2 7 の導管と同様の導管の断面図である。

【図 4 7】受動加湿材料が直列に配置された図 4 6 の導管と同様の導管の断面図である。

【図 4 8】本技術のさらなる通路仕切り交換器が直列に配置された図 4 6 の導管と同様の導管の断面図である。

50

【図 4 9】図 4 9 A、図 4 9 B、図 4 9 C は、図 4 9 D の回路図によって表される一般的な呼吸治療システムの構成要素の種々の流れ特性を示すグラフである。

【図 5 0】従来の常開式換気オリフィスによる換気を示す図である。

【図 5 1】図 1 5 ~ 図 1 9 の抵抗体のような呼気ベント抵抗体による例示的な換気流れ特性を示す圧力対流れ図である。

【図 5 2】流れ発生器および患者インターフェイスに連結された柔軟な通路仕切りを有する導管を示す例示的なシステム構成図である。

【図 5 3】本技術のいくつかの実施例による換気を示すグラフである。

【図 5 4】図 4 6 に例におけるようなバイパス通路を有する導管における流れ対時間を示すグラフである。

10

【図 5 5】図 4 6 におけるようなバイパス通路を有する導管を用いるシステムにおける患者流れの評価を示す信号グラフである。

【図 5 6】従来の常開式ベントを有するマスクを用いた場合の流れおよび圧力データの信号グラフである。

【図 5 7】図 2 6 の例の導管の仕切りのような柔軟な通路仕切りを用いた場合の流れおよび圧力の信号グラフである。

【図 5 8】図 2 6 の例の導管の仕切りのような柔軟な通路仕切りを用いた場合の流れおよび圧力の信号グラフである。

【図 5 9】図 2 6 の例の導管の仕切りのような柔軟な通路仕切りとこのような仕切りを有しない従来の常開式ベントを有するマスクとの比較を示す、患者インターフェイスの湿気および温度データの信号グラフである。

20

【発明を実施するための形態】

【0036】

図 1 に示されているように、本技術のいくつかの実施形態は、例えば、患者の呼吸系に導かれる空気または呼吸可能なガス用の導管に、交換器を組み入れている。交換器装置 100 は、患者インターフェイス 108、例えば、呼吸鼻マスク、鼻口マスク、フルフェイスマスク、気管内チューブ、カニューレ、鼻プロング、鼻ピロー、などに連結されるかまたは一体化されている。交換器 106 は、導管 101 のような導管アセンブリの一構成要素である。導管は、以下の他の実施形態において説明するように、呼吸治療を患者にもたらしするために、呼吸治療装置のような流れ発生器の出口に連結されているとよい。しかし、導管は、より簡単に大気に繋がれていてもよく、これによって、ユーザーに対して周囲空気を調整するために、該導管を手軽に用いることができる。これに関連して、交換器は、吸気流れを呼気流れによって調整するかまたは呼気流れを吸気流れによって調整するようになっていてもよく、任意選択的に、電気式加熱コイルを用いることなく、この調整を行うようになっている。典型的には、交換器 106 は、導管 101 の吸気通路 102 と呼気通路 10 とを分離するようになっており、具体的には、それらの通路を分割または分離するバリアの一部を構成している。これに関して、これらの通路は、一方向流れ特性をもたらしことができ、各通路は、一般的に、一方向のみに呼吸可能なガスを導くように構成されている。これに関して、吸気通路 102 の場合、吸気流れ IF は、患者インターフェイス端に向かって導かれ、患者インターフェイス 108 のユーザーによって吸い込まれるようになっている。同様に、呼気通路 104 の場合、呼気流れ EF は、該呼気流れが患者インターフェイス 108 のユーザーによって吐出されるように、患者インターフェイス端から離れる方に導かれるようになっている。

30

40

【0037】

いくつかの実施形態では、これらの通路の一方向流れは、任意選択的な弁によって維持されるようになっている。例えば、少なくとも 1 つの一方向弁が通路を通る流れを制御するようになっている。図 1 の実施形態に示されているように、一方向吸気弁 110 - I が、大気からの (IF として示されている) 方向の空気流れが吸気通路 102 に入ることを可能にする一方、吸気通路におけるこのような空気の逆流を阻止または抑止するようになっている。従って、吸気弁 110 - I は、患者吸気中に開き、患者呼気中に閉じることに

50

なる。同様に、一方向呼気弁 110 - E が、（患者インターフェイス 108 から離れて）大気に向かう（EF として示されている）方向の空気流れが呼気通路 104 から出ることを可能にする一方、呼気通路を通る図示されている流れの逆流を阻止または抑止するようになっている。従って、呼気弁 110 - E は、患者呼気中に開き、患者吸気中に閉じることになる。

【0038】

これらの通路および交換器 106 の構成の結果として、交換器は、交換器の両側において吸気流れおよび呼気流れに晒されることになる。この意味において、一般的に、交換器は、吐き出された空気に概して晒されず、吸い込まれた新鮮な空気またはガスにのみ晒される吸気側 IS と、吸気前の新鮮な空気に概して晒されず、吐出された空気にのみ晒される呼気側 ES とを有している。従って、交換器は、これらの側と関連して、呼気ガスまたは吸気ガスのいずれかの成分を他方に伝導または伝達することになる。例えば、交換器は、熱交換器として機能するために、熱を伝導するように構成されていてもよい。このような場合、患者によって暖められた呼気通路 104 の暖められた呼気は、交換器の呼気側 ES に接触する。その結果、この呼気は、交換器 106 を暖めることになる。銀、銅、金、アルミニウム、またはこれらの材料のいずれかの細粉または複合物、などのような温度伝導材料から成形または押出加工された交換器は、この温度エネルギーを吸気側 IS に伝達する。吸気通路 102 の吸気流れ IF は、吸気側 IS に接触しており、もし吸気流れが交換器よりも冷えていたなら、交換器 106 によって、伝導、対流、または輻射によって伝達された暖気を吸収することになる。暖かい環境の場合、交換器の温度は、呼気流れよりも暖かい吸気流れを冷やすこともある。

10

20

【0039】

従って、患者自身の呼吸が、交換器を通る吸い込まれた空気の温度を調整（例えば、加熱または冷却）するように、利用されることになる。さらに、吸気通路および呼気通路が交換器によって分割されているので、温度の交換は、吐出された二酸化炭素の再呼吸の可能性を最小限に抑えて行われることになる。これに関して、これらの個別の吸気通路および呼気通路は、実質的に死腔（dead space）を拡げることなく、交換を可能にする。死腔は、呼吸系の導通領域におけるガス空間とみなされている。呼吸治療装置の導管のような装置では、患者が呼吸しているときに空気を通る該装置の空所／空間が、死腔と呼ばれることもある。吸気ガスおよび呼気ガスの両方が患者からまたは患者に流れる単一経路の装置では、患者は、吐き出した空気の一部を再呼吸することがある。二重／個別の吸気経路および呼気経路を有している場合、患者は、実質的に常に吸気経路から「新鮮」な空気を吸込み、別の呼気経路に吐き出すことになる。

30

【0040】

また、熱交換器として機能する交換器は、典型的には吸い込まれた新鮮な空気を暖めるために用いられるいくつかの加熱部品を出口に設ける要求または必要性を低減させることになる。例えば、交換器を用いることによって、吸い込まれた空気を快適な温度に加熱するための加熱コイルに必要な大きさを縮小し、またはこのような加熱コイルに用いられるエネルギーを低減させることができる。

【0041】

同様に、いくつかの実施形態では、呼気ガスまたは吸気ガスのいずれかの湿気成分を他方に伝達するために、交換器が用いられてもよい。例えば、呼気流れ EF は、典型的には、大気よりも多くの湿気を含んでいる。呼気流れの湿気は、交換器の材料、例えば、親水性材料、毛細管材料、セルロース薄膜、ヒドロゲル、ポリエーテルスルホン、生体適合性ポリマー、などによって、吸収されるようになっているとよい。湿気は、交換器 106 の呼気側 ES において交換器の材料の表面に凝縮する。次いで、この湿気は、交換器 106 を通って、呼気側 IS に伝達される。交換器の呼気側 IS の表面を横切る吸気流れ IF によって、湿気が吸気通路の呼気流れ IF 内に蒸発することになる。いくつかの実施形態では、交換器は、一方の通路内の液体の吸収および他方の通路内の液体の蒸発を促進するために、一方の側が親水性材料または親水性被膜によって形成され、他方の側が疎水性材料

40

50

または疎水正被膜によって形成されていてもよい。例えば、交換器の吸気通路側は、疎水性材料または疎水性被膜を有しているとよく、交換器の呼気通路側は、親水性材料または親水性被膜を有しているとよい。暖かい環境の場合には、湿気交換器は、呼気流れよりも暖かい吸気流れを冷やすこともある。液体が一方の流れ通路から他方の流れ通路に伝達される場合、例えば、湿気が呼気流れ通路において凝縮し、吸気流れ通路に液状で伝達される場合、交換器は、蒸発冷却をもたらす利点がある。何故なら、液体がいずれかの通路、例えば、吸気通路内の流れによって蒸発し、吸気ガスを冷却するからである。

【0042】

従って、湿気交換器として機能する交換器は、呼気流れの湿気によって吸気流れの湿気を調整するように用いられるとよい。さらに、吸気通路および呼気通路が交換器によって分割されているので、湿気の交換は、前述したように、吐出される二酸化炭素の再呼吸の可能性を最小限に抑え、または死腔を実質的に拡げることなく、行うことができる。また、湿気交換器として機能する交換器は、典型的には吸い込まれる空気を加湿するために用いられる加湿構成要素を出口側に設ける要求または必要性を低減させることができる。例えば、交換器を用いることによって、加湿器に必要なリザーバの水の量を低減させることができる。同様に、交換器を用いることによって、吸い込まれる空気を加湿するために水を加熱する加熱コイルに用いられるエネルギーを低減させることもできる。

【0043】

いくつかの実施形態では、交換器の一種または複数種の材料は、特定の性能特性を得るために処理または選択されるとよい。例えば、前述したように、交換器は、親水性および/または疎水性材料の被膜を含んでいるとよい。いくつかの実施形態では、材料を通る二酸化炭素の伝達または拡散を低減させるために、交換器材料が被覆されてもよい。例えば、抗炭酸化被膜、例えば、セルロース膜またはポリエーテルスルホン材料が、交換器材料に施されてもよい。このようなバリア被膜は、二酸化炭素の伝達を阻止しながら、水の伝達を可能にするものである。

【0044】

いくつかの実施形態では、交換器の効率は、患者の好みを満足させるために、例えば、手動によってまたは自動的に制御されるようになっていてもよい。例えば、いくつかの実施形態では、交換器は、呼気流れおよび/または呼気流れと接触する交換器の表面積を大きくするかまたは小さくするように、調整可能になっていてもよい。このような場合、表面積を大きくすることによって、湿気または温度の伝達を大きくすることができ、表面積を小さくすることによって、湿気または温度の伝達を小さくすることができる。例えば、以下に説明するようなフィンを用いる実施形態では、回転制御装置、スライダ、モータ、またはソレノイドのような調整機構が、導管の通路内のフィンの領域を後退または延出させるようになっていてもよい。同様に、調整可能なカバーを異なる程度だけ延出または後退させ、交換器の1つまたは複数の部分に可動性のバリアまたは絶縁体をもたらし、これによって、導管の1つまたは複数の通路の流れに接触する交換器の接触面積を変化させ、交換器の効率を種々の程度にわたって制限するようになっていてもよい。場合によっては、調整機構の自動制御は、交換器伝達に関与する交換器の面積の一部またはその大きさを設定する際、導管のいずれかの通路に近接して配置された湿気センサおよび/または温度センサのような1つまたは複数のセンサからの信号を、例えば、プロセッサに基づく制御装置によって評価することを含んでいてもよい。流れ発生器の制御装置でもある制御装置またはプロセッサは、制御手順を実施するように構成され、かつ適合されていてもよい。具体的には、制御装置は、集積チップ、メモリ、および/または情報記憶媒体内のプロセッサ制御指令またはデータを含んでいてもよい。例えば、制御手順を含むプログラム化された指令は、デバイスの回路またはメモリ内の集積チップにコード化されてもよいし、または指令またはデータを含む適切な媒体を用いるソフトウェアまたはファームウェアとしてローディングされてもよい。

【0045】

前述したように、交換器装置100のいくつかの実施形態は、温度交換器および湿気交

10

20

30

40

50

換器の一方として用いられるにしてもまたは両方として用いられるにしても、種々の呼吸目的に用いられるように構成されているとよい。例えば、図2に示されているように、吸気通路102は、補助ガス源入口ポート212を備えていてもよい。このような実施形態では、入口ポート212は、補助ガス源、例えば、酸素源の供給チューブに連結される連結具を備えているとよい。このような実施形態では、呼気流れEFは、交換器106の使用中に補助ガスおよび空気を含む吸気流れIFを調整するように機能している。

【0046】

図3、図4および図5の実施形態は、交換器装置100の種々の形態を示しており、流れ発生器314を備える呼吸治療装置を含んでいる。図3の態様に示されているように、流れ発生器の出口（例えば、送風機出口）からの供給導管316は、呼気用ベント318を有する加圧チャンバ320に連結されている。供給導管は、呼吸可能なガス、例えば、空気の流れを流れ発生器によって生じた大気圧を超える圧力で加圧チャンバ320に送達するようになっている。ベント318は、洗い流しベントまたは流れ制限器として機能するものである。流れ発生器からの加圧流れは、患者の吸気が吸気弁110-Iを開いているとき、吸気通路102を通るが、呼気通路104を通らない。患者の呼気によって、呼気通路内の圧力がチャンバ320の圧力を超えると、患者は、呼気通路104内に息を吐き出すことになる。この呼気流れは、次いで、チャンバを通して進み、ベント318から大気に排出されることになる。従って、この実施形態では、吸い込まれる空気および呼気の両方がチャンバ320を横断することになる。

10

【0047】

図4の実施形態は、図3の実施形態と同様である。しかし、この態様では、チャンバ322は、供給導管316に直接連結されていない。供給導管316は、吸気通路102の入口に連結されている。ベント318は、チャンバ322を介して、呼気通路に連結されている。従って、この実施形態では、呼気通路からの呼気は、呼吸可能なガスを吸気通路102に供給するどのような導管にも導かれていない。

20

【0048】

図5の実施形態は、流れ発生器が図示されていないが、図4の実施形態と同様である。しかし、図示されている実施形態では、スターリングレジスタ420、可変または調整可能なベント422、または以下にさらに詳細に説明する流れ抵抗体の1つまたは複数が、一方向弁と置き換わって設けられている。例えば、図示されているように、スターリングレジスタ420は、吸気通路内への流れを調節するために、供給導管316の柔軟な部分に設けられている。同様に、スターリングレジスタ420と共に設けられた調整可能なベント422は、呼気弁110-Eに代わるものとして機能している。どのような周知の可変または調整可能なベントが設けられてもよい。例えば、2011年9月13日に出版された米国仮特許出願第61/534,044号に記載されているベントアセンブリのいずれも、調整可能なベント422として機能している。この開示内容は、参照することによって、その全体がここに含まれるものとする。レジスタの操作および/または調整可能なベントの制御によって、通路を通る流れは、吸気流れを吸気通路102内に導き、呼気流れを呼気通路104内に導くように、調節されることになる。例えば、呼気中に呼気が呼気通路を通して調整可能なベントに流れることを可能にするために、マスク内の圧力変動を検出し、呼気中の流れを大きくするように調整可能なベントを設定することができる。また、吸気中に吸気が流れ発生器から吸気通路を通して患者に流れることを可能にするために、圧力変動に基づいて、調整可能なベントは、吸気中の流れを少なくするかまたはなくすることができる。

30

40

【0049】

図5Aおよび図5Bの図と併せて、スターリングレジスタ420の操作について検討する。この実施形態では、導管416におけるスターリングレジスタは、チャンバリック導管420Cを用いている。チャンバリック導管420Cは、導管416内の柔軟薄膜420Mによって形成された内部柔軟チャンバIFCに対して空圧リンクをもたらししている。図5Aに示されているように、導管内の低圧LP状態がリンク導管420Cのリンク開口

50

端 4 2 0 C - L O に近接して存在し、導管内の高圧 H P 状態が柔軟チャンバ I F C の反対側に存在する場合、柔軟チャンバが収縮し、導管の通路を通る流れが可能にする。図 5 B に示されているように、導管内の高圧 H P 状態がリンク導管 4 2 0 C のリンク開口端 4 2 0 C - L O に近接して存在し、導管内の低圧 L P 状態が柔軟チャンバ I F C の反対側に存在する場合、柔軟チャンバが拡張し、導管の通路を通る流れを抑止または阻止している。従って、前述したように、リンク導管 4 2 0 C のリンク開口端 4 2 0 C - L O の位置に依存して、スターリングレジスタを有する導管を、流れを吸気流れまたは呼気流れのいずれかに制限するように、選択的に用いることができる。代替的に、薄膜チャンバは、図 5 に示されているようなリンク導管 4 2 0 C を用いるよりもむしろ、流れ発生器の出口に対する空圧リンクによって選択的に作動されてもよい。

10

【 0 0 5 0 】

図 6 は、（図 6 において「M」が付されている）湿気交換器および（図 6 において「H」が付されている）温度交換器の両方を含むさらに他の例示的な交換器実施形態を示している。この実施形態では、交換器は、温度交換器のために構成されたフィンの組を有する熱交換部分を備えている。これらのフィンは、導管流れを交換器に接触させる表面積を大きくするために、吸気通路 1 0 2 および / または呼気通路 1 0 4 内に延在している。この例では、1 つまたは複数の吸気フィン 6 6 0 - I が吸気通路内に延在しており、1 つまたは複数の呼気フィン 6 6 0 - E が、呼気通路内に延在している。各フィンのいずれかの側を通る流れが、各通路内に付加的な流路をもたらし、これによって、流れがフィンの 1 つまたは複数の両側に接触し、熱エネルギーの伝達を高めることができる。通路の流れと実質的に平行に位置する長さ「L」を有する狭幅のフィンを用いることによって、通路内の流れは、より容易にフィンに沿って流れ、通路のフィン部分を通る流れにそれほど大きな抵抗をもたらすことなく、接触表面積を大きくすることができる。このような交換器のさ

20

【 0 0 5 1 】

フィンは、吸気通路と呼気通路との間の通路バリア 6 6 1 を実質的に直接に横切って配置されてもよいが、この実施形態では、フィンは、吸気フィンと呼気フィンに接続する横断部分 6 6 2 を備えている。図 6 の実施形態に示されているように、横断部分は、通路バリアに沿って延在しており、その一部を形成しており、各通路の流れと略平行になっている。横断部分によって、呼気フィンと呼気通路の患者インタ - フェイス 1 0 8 の端により近接して配置し、吸気フィンを吸気通路の患者インタ - フェイス 1 0 8 の端からより離れて配置することができる。典型的には、横断部分は、呼気フィンの組と吸気フィンの組との間の熱エネルギーの伝達を可能にするために、フィンと同一または同様の熱伝導性材料から形成されているとよい。

30

【 0 0 5 2 】

任意選択的に、交換器 1 0 6 は、湿気変換部分 6 6 4 も備えている。例えば、湿気交換部分は、交換部分の 1 つまたは複数の開口内に配置されているとよい。前述したように、いくつかの実施形態における湿気交換部分は、微孔を有するように構成された毛細管部分を備えているとよく、これによって、呼気通路から横断部分または間を通して吸気通路に向かう液体の毛細管による伝達が可能になる。湿気交換部分の毛細管区域 7 7 6 の例が、図 7、図 8 および図 9 に示されている。任意選択的に、湿気交換部分は、代替的または付加的に、呼気フィンおよび / または吸気フィン間に配置されていてもよい。図 8 の交換器状態様では、毛細管区域 7 7 6 は、フィン 6 6 0 - I , 6 6 0 - E 間および横断部分 6 6 2 上の開口を通るフィン孔を備えている。

40

【 0 0 5 3 】

図 9 の交換器では、毛細管区域 7 7 6 は、横断部分に制限されている。フィンの代替例として、交換器は、温度伝導ブロック 9 6 0 - I , 9 6 0 - E を備えている。各ブロックは、実質的に互いに平行の複数の流路を備えている。これらの流路は、各ブロックを通る孔によって形成されている。このような場合、ブロックの孔は、ブロックを通る流れを実質的に阻止しないように、毛細管区域の開口よりも大きくなっているとよい。従って、吸

50

気ブロック 960-I は、吸気流れとの温度交換のために、吸気流れがその吸気ブロック通路 992-I を横断することを可能にする。同様に、呼気ブロック 960-E は、呼気流れとの温度交換のために、呼気流れがその呼気ブロック通路 992-E を横断することを可能にする。通路の各ブロックの孔を通る付加的な通路によって、ブロックの熱伝導材料との接触表面積を大きくし、これによって、熱エネルギーのより効率的な伝達を達成することができる。孔は、ブロックを貫通しているように図示されているが、ブロックの構造は、交換器の接触面積を大きくするために交換器の一部を通る多数の経路を有するマトリックス通路またはメッシュ通路と置き換えられてもよい。さらに、ブロックは、図 9 では、矩形に描かれているが、交換器が設けられる任意の導管の形状に適合するように形作られるとよい。

10

【0054】

この点に関連して、本技術のいくつかの交換器実施形態は、チューブのような略管状形態を有する導管内に適用されるようになってきている。しかし、他の導管形状が用いられてもよい。例えば、通路および交換器は、患者インターフェイスの一体導管として設けられてもよい。図 10A、図 10B、図 11、図 12、図 12A および図 13 において、いくつかの例示的な管状交換器導管が示されている。図 10A および図 10B は、襞付き交換器 106 の例の断面図である。この実施形態の交換器 106 は、複数の折畳み部 1070 を備えており、各折畳み部が、折目 1072 を有している。折目 1072 は、導管の通路を通る流れに略沿ってまたは該流れに略平行に延在しており、または導管の長さとは平行に延在している。図示されているように、いくつかの実施形態では、交換器は、上導管部分 101-T および下導管部分 101-B 内に挿入されるようになってきている。組み立てられると、図 10B に示されているように、上導管部分および交換器は、導管流れのための第 1 の通路、例えば、吸気通路 102 を形成する。同様に、下導管部分および交換器は、導管流れのための第 2 の別の通路、例えば、呼気通路 104 を形成する。このようにして、交換器 106 の折畳み部は、通路に沿った交換器の接触表面積を大きくすることができる。

20

【0055】

図 11 の実施形態の断面図において、交換器 106 は、導管の表面構造として機能する交換器材料を有する導管として形成されている。従って、チューブのような管状形状を有するように形成されている。管状交換器 106 は、より大きい導管内に配置されている。このような実施形態では、外側通路の流れは、実質的に交換器の周辺に沿って流れ、これによって、表面積の接触を大きくすることができる。例えば、外側導管 101 の内面および交換器 106 の外面は、吸気通路 102 を形成している。このような場合、交換器の内面は、呼気通路 104 のバリアを形成することになる。これは、図 11 に示されている例である。しかし、いくつかの実施形態では、外側導管 101 の内面および交換器 106 の外面が呼気通路 104 を形成してもよい。このような場合、交換器の内面は、吸気通路 102 のバリアを形成することになる。このような実施形態では、交換器は、折畳み部および/またはフィンを備えていてもよい。例えば、図 12 の交換器導管の断面図に示されているように、複数の熱伝導フィンが通路を横切って延在し、これによって、吸気フィン 660-I および呼気フィン 660-E を形成するようになっていてもよい。さらなる例として、図 12A の交換器導管の断面図に示されているように、交換器の複数の折畳み部が、吸気通路 102 となる内側通路の周辺をもたらしと共に、呼気通路 104 となる外側通路のための内側境界をもたらしようになっていてもよい。

30

40

【0056】

いくつかの実施形態では、吸気通路および/または呼気通路は、図 8 に示されている線状態様ではなく、非線状形態を有していてもよい。例えば、通路および交換器は、接触表面積を大きくするために、渦巻または螺旋形状を有していてもよい。いくつかのこのような実施形態では、内側通路、例えば、交換器によって形成された吸気通路は、導管のより線状である外側呼気通路内の中心を通して螺旋状に形成されてもよい。図 13 に示されているさらなる例では、これらの通路は、一緒になって螺旋状に配置されている。例えば、長さに沿って導管を分割する分割バリアを形成する交換器 106 は、導管長さに沿って捻

50

られ、螺旋バリアを形成しており、その結果、吸気通路 102 および呼気通路 104 は、いずれも導管の両側において導管長さに沿って捻れている。このような螺旋形状によって、交換器の接触表面積が大きくなり、交換器に沿った乱流を生じさせることによって、交換器との接触が促進されることになる。

【0057】

いくつかの実施形態では、交換器の呼気フィンおよび吸気フィンは、図 14 の例示的な実施形態におけるように、通路仕切りとして機能するようになっていてもよい。この実施形態では、通路は、導管の断面を実質的に横切って延在するフィンによって割り込まれている。この態様では、各フィンは、吸気通路 102 および呼気通路 104 が各フィンの両側の表面に位置するように、吸気通路 102 と呼気通路 104 とを分割している。任意選択的に、導管の長さに沿って延在する溝が、呼気通路からの呼気流れに大気への放出ペントをもたらししている。従って、各溝 1447 は、呼気通路 104 への導管 101 の切込である。呼気通路は、閉鎖端 1449 において閉じている。

10

【0058】

いくつかの実施形態では、使用前または使用中に、湿気を交換器に供給すると有益である。例えば、微孔液体供給チューブが、呼吸治療装置のバッグ、瓶、または容器のようなリザーバから延在していてもよい。チューブは、液体（例えば、水）を交換器に滴下させるために、交換器の材料に接触するかまたは該材料内に位置する一端を有するように構成されているとよい。水をリザーバから交換器の吸気流路または吸気側に加え、吸気流れを加湿するために、小径チューブがベンチュリ効果によって機能するようになっており、例え

20

【0059】

場合によっては、交換器は、例えば、吸気を暖めるために、加熱要素を備えていてもよいし、または加熱要素の近くに配置されてもよい。例えば、ペルチエ素子のような熱電素子が、交換器の導管の通路内に設けられていてもよい。熱電素子は、内部または外部バッテリーまたは流れ発生器の外部電源のような他の電源から給電されるようになっており、

【0060】

[呼気の換気]

例えば、呼気中に大気圧を超える圧力を供給し、患者気道を拡張するための圧力治療をもたらす患者インターフェイスに個別の吸気通路および呼気通路を設ける場合、特に流れ発生器への吸気通路が患者吸気中に閉じられている場合に呼気通路内の圧力を調整する装置を備えていると有益である。例えば、通路は、呼気中に呼気通路内および患者インターフェイス内の圧力を大気圧を超えるまで上昇させるかまたは大気圧を超える該圧力を維持するために、あるレベルの抵抗をもたらす呼気流れ抵抗要素を備えているとよい。このような抵抗 / インピーダンス要素は、経路の長さ / 形状および経路の大きさ / 幅を変化させるように設計されているとよい。図 15 ~ 図 25 に示されている呼気流れ抵抗体を参照して、種々の例について検討する。これらの図は、これまでに説明した呼気通路またはペントのいずれかを有している場合があり、または有していない場合がある。また、これらの図は、これまでに説明した交換器のいずれかを有している場合があり、または有していない場合がある。この種の換気、例えば、図 15 ~ 図 18 の要素を参照して説明する換気は、送風機回転速度が一定になっているガス送達システム、または高インピーダンス回路、例えば、治療圧変動を少なくするために長尺の小径チューブを備えるガス送達システムに特に適している。

30

40

【0061】

図 15 および図 16 の実施形態では、剛性のペントカバー 1580 が、回転軸 1581 を中心として回転可能になっている。パネ 1582 のような付勢部材が、剛性のペントカバー 1580 に連結されている。付勢部材は、剛性のペントカバー 1580 が図 15 に示されているように閉じたときに抵抗によって予圧されるように、剛性のペントカバー 15

50

80を付勢している。この付勢は、患者呼気中に所望レベルの圧力が呼気通路104内に蓄積されるかまたは維持されることを可能にする所望の負荷閾値または圧力閾値をもたらす大きさであるといふ。そして、剛性カバーは、患者によってもたらされた呼気圧の増大に対応して、押し戻されることになる。同様に、付勢されたベントカバーによって許容される開口の大きさは、患者呼気の少なくとも一部において、仮に呼気流れが図16に示されているように開いたときにベント318を通して呼気通路104から出るときでも、呼気通路104内にあるレベルの圧力を維持するように、付勢部材によって調整されるようになっているといふ。

【0062】

図17および図18の呼気流れ抵抗体の実施形態は、図15および図16の実施形態と同様に作動するようになっている。この実施形態では、柔軟なフラップがベントカバーとして機能しており、回転軸を利用していない。例えば、導管壁の当接部のようなフラップホルダー1584が、図17に示されているように、柔軟フラップ1585を張力によってその閉鎖位置に付勢するように、フラップ部材をベントに重ねることができる。ベント318から呼気を放出させるためには、呼気通路104内の呼気圧が付勢を上回らねばならない。

10

【0063】

換言すれば、これらの実施形態では、ベントのカバーまたは柔軟フラップの付勢は、カバーまたはフラップが、フラップまたはカバーの差圧とフラップまたはカバーとの積がバネの圧縮力（またはフラップの偏位とばね定数との積）よりも大きいときに、開き始めるように選択されるといふ。従って、典型的な実施形態では、これは、呼気中に拡張圧力をもたらすように作用するこの予め定められた差圧未満では、ベントが閉じていることを意味している。その結果、この弁は、吸入中、閉じている。

20

【0064】

場合によっては、この付勢は、例えば、図51に示されているように、圧力（P）および流量（Q）の特性によって換気を生じようとして、選択されてもよい。

【0065】

もし圧力が「x」よりも小さいなら、 $P = K_1 \times Q^2 + K_2 \times Q$

【0066】

もし圧力が「x」よりも大きいなら、 $P = m \times Q + b$

30

【0067】

上式において、Pは、圧力であり、Qは、流量であり、bは、名目上の治療圧力と等しく、初負荷の大きさによって調整される値である。

【0068】

例えば、オリフィスを大きくし、剛性の係数を小さくすることによって、「m」を可能な限り小さくすることが望ましい。

【0069】

図19および図20の実施形態の呼気流れ抵抗体は、他の同様の呼気圧拡張を可能にするものである。この実施形態は、薄膜バルーン1990として構成された薄膜の圧力操作によって、呼気通路104内の圧力が維持されるようになっている。流れ発生器の操作によって、薄膜加圧チャンバ1991または導管を通して、薄膜バルーン1990が加圧されることになる。チャンバ1991は、供給導管316によって、呼吸治療装置の流れ発生器314に連結されている。薄膜バルーン1990の加圧によって、薄膜が拡張し、図19に示されているように、吸気中、ベント318の1つまたは複数のベント開口を覆うかまたは接触することができる。この吸気相において、一方向呼気弁110-Iが開き、流れが、任意選択的に交換器106を含む吸気通路102を通して移動する。しかし、患者が患者インターフェイス108内に息を吐き出すとき、図20に示されているように、一方向吸気弁110-Iは、閉じることになる。呼気チャンバ104の圧力がチャンバ1991内の圧力を超えると、薄膜バルーン1990は、開口から離れる方向に変形し、ベント318の開口を開くことになる。チャンバ1991が流れ発生器314によって加圧さ

40

50

れているので、流れ発生器が呼気中に患者気道に直接圧力を供給しなくても、薄膜バルーン 1990 およびチャンバ 1991 の特性と併せて、流れ発生器の制御によって、呼気拡張圧を設定することができる。

【0070】

図 21 および図 22 は、図 17 および図 18 の実施形態と同様の呼気抵抗体として機能する他の薄膜構造を示している。柔軟フラップ 2185 は、治療圧と大気圧との結合を可能にする導管 101 の開口を介して、大気と導管 101 の空気経路内の空気との間のバリアとして機能している。この実施形態における剛性のフラップホルダー 2184 は、柔軟フラップを付勢するために、1 つまたは複数の張力バー 2184P および導管 101 の壁に一体化されたホルダー隆起 2184R を備えている。張力構造の形態に依存して予め加えられた張力下にある弾性薄膜である柔軟フラップ 2185 は、呼気通路 104 内の圧力に依存して撓むことになる。この実施形態では、薄膜は、バー間に挿入されている。薄膜の両端は、導管の外側および導管の内側に接触している。フラップが開き、高圧ベント端 HPVE または低圧ベント端 LPVE における導管の剛性壁との接触から離れると、開口がベント 318 として機能することになる。以下にさらに詳細に説明するように、HPVE 端は、高圧条件に対する空気放出を可能とし、LPVE 端は、低圧条件に対する空気吸入を可能とする。図 22 に示されているように、呼気抵抗体導管のいくつかの実施形態は、患者インターフェイス装置用のエルボーまたは空気送達導管と流れ発生器との間のエルボーのようなエルボーとして構成されているとよい。しかし、この呼気抵抗体導管は、本明細書の全体にわたって記載される交換器導管のような他の導管として用いられてもよい。

10

20

【0071】

このような流れ抵抗体は、圧力治療装置（例えば、CPAP 治療発生器）と共に用いられるとき、患者インターフェイス（例えば、マスク）内の圧力変動を低減させる目的を果たすことにもなる。柔軟薄膜フラップは、大気へのシステムの空気経路の結合を阻止するようになっている。このインピーダンスは、柔軟薄膜の偏位によって変化する。柔軟薄膜フラップの偏位は、（例えば、呼気通路 104 内の）薄膜の治療圧側と薄膜の大気圧との差圧の関数である。柔軟薄膜フラップに予め加えられた張力によって、導管内の治療圧が予め加えられた負荷を上回って高圧ベント端 HPVE において開くまで、導管の壁からの偏位が阻止されることになる。このような場合、高圧ベント端 HPVE における薄膜は、導管から外方に曲げられ、導管からの空気放出を可能にする。また、柔軟薄膜の予め加えられた張力によって、導管内の圧力が予め加えられた負荷を上回って低圧ベント端 LPVE において開くまで、導管の壁（例えば、ホルダー隆起 2184R）からの偏位が阻止されることになる。この場合、低圧ベント端 LPVE における薄膜フラップは、内方に導管のチャンバ内に延出し、ベント 318 を開き、導管内への空気吸入を可能にする。これらの操作は、設定圧以下の「標準的な」換気を可能にし、この設定圧を超えると、ベントが開き、呼吸拡張のための治療圧が導管内に一定に維持されるように、大気への流れが増大することになる。また、これらの操作によって、ベントは、治療圧が負圧になることを阻止することができる。

30

【0072】

このような換気要素からいくつかの利点を得られる。このような換気要素は、小径チューブの使用と関連する圧力変動を低減することができる。この換気要素は、より小径のチューブの使用を可能にする。この換気要素は、（特に吸入中の）役に立たない換気を低減することができる。この換気要素は、常開式ベントと比較して、全空気量および / または流れ発生器の電力を低減することができる。同様に、この換気要素は、加湿器を通る流れを低減させ、これによって、水リザーバの固定された大きさに関連する加湿の期限を延ばすことができる。また、この換気要素は、抗窒息装置として機能することができるので、過圧および / または呼吸停止を防ぐように機能することになる。これらの種類のベントは、バイレベル治療よりも持続気道陽圧に適している。何故なら、操作圧が、予張力の量によって決定されるからである。

40

50

【 0 0 7 3 】

図 2 3 および図 2 4 の呼気抵抗体の実施形態は、図 1 9 および図 2 0 の実施形態と同様であるが、呼気中に流れ発生器 3 1 4 から患者の気道に対する流れが存在しないにもかかわらず、呼気拡張圧が呼気通路内において容易に維持されることが可能になっている。弾性的な柔軟材料である柔軟な薄膜カバー 2 3 9 0 が、ベント 3 1 8 の開口を覆って配置されている。この薄膜カバーは、吸気通路 1 0 2 と呼気通路 1 0 4 との分離体の一部をなしている。図 2 3 に示されているように、吸気中、薄膜 2 3 9 0 は、吸気通路の圧力および / または薄膜の弾性材料の形状記憶によって、ベント 3 1 8 の開口を覆う位置に維持されている。吸気中、流れ発生器 3 1 4 によって生じた呼気流れ I F は、吸気通路 1 0 2 および一方向呼気弁 1 1 0 - I を通って、患者インターフェイス 1 0 8 に進むことになる。図 2 4 に示されているように、呼気中に吸気弁 1 1 0 - I が閉じると、圧力が薄膜の呼気通路 1 0 4 側に蓄積される。薄膜の呼気通路 1 0 4 側の呼気による圧力が、薄膜の吸気通路側における流れ発生器によって生じた治療圧を上回ると、柔軟薄膜 2 3 9 0 が偏位または拡張し、ベント 3 1 8 を通る呼気流れ E F を可能にする。任意選択的に、柔軟薄膜の一部が、交換器（図示せず）の材料を含んでいてもよい。

10

【 0 0 7 4 】

図 2 5 A および図 2 5 B の実施形態は、図 2 3 および図 2 4 の実施形態と同様である。しかし、図 2 5 A および図 2 5 B の実施形態では、柔軟薄膜 2 5 9 0 は、呼気流れストッパ 2 5 9 2 を備えている。ストッパ 2 5 9 2 は、ベント 3 1 8 のベント開口 2 5 9 6 を閉鎖するように構成された 1 つまたは複数のプラグ 2 5 9 4 を備えている。例えば、プラグは、ベント開口 2 5 9 6 内に選択的に挿入されるように構成されているとよい。任意選択的に、このようなプラグには、テーパが付されているとよい。図 2 5 A に示されているように、吸気中、柔軟薄膜の弾性および / または薄膜またはストッパの吸気通路 1 0 2 側における流れ発生器からの圧力によって、流れストッパ 2 5 9 2 は、閉鎖位置または部分的な閉鎖位置に維持されることになる。患者呼気中、図 2 5 B に示されているように、薄膜 2 5 9 0 の呼気通路 1 0 4 側の圧力の増大によって、その圧力の増大が薄膜 2 5 9 0 の吸気通路 1 0 2 側の圧力（例えば、流れによって生じた治療圧）を上回ったとき、薄膜および流れストッパが偏移するかまたは撓むことになる。薄膜およびストッパのこの偏移によって、プラグ 2 5 9 4 がベント開口 2 5 9 6 内から後退し、呼気の換気が可能になる。呼気流れが薄膜の弾性および / または薄膜の吸気通路 1 0 2 側の治療圧を上回らねばならないので、拡張圧は、患者インターフェイスおよび患者呼吸システム内のみならず、呼気通路 1 0 4 内に維持されることになる。

20

30

【 0 0 7 5 】

[追加的な例示の実施形態]

交換器と共に用いられる本技術の導管のさらなる例示的な実施形態が、図 2 6、図 2 7、図 2 8、図 2 9、図 3 0、図 3 1、図 3 2 および図 3 3 の断面図に示されている。これらの例では、薄膜のような柔軟な通路仕切り 2 6 0 が、導管 2 6 0 9 内の吸気流れを調整し、吸気通路および呼気通路を動的に生じさせ、動的な呼気換気をもたらすようになっている。場合によっては、導管 2 6 0 9 は、図 5 2 に示されているように、供給導管 3 1 6 の流れ発生器 3 1 4 と反対側の端において、患者インターフェイス（例えば、マスク 1 0 8）の近くに連結されていてもよい。このような仕切りを設けることによって、例えば、常開ベントを用いる患者インターフェイスと比較して、マスクを通る流れの全量を低減させ、これによって、加湿器、酸素源、および流れ発生器の効率を高めることができる。仕切りに対する呼吸に必要な力が、適切なベント寸法および仕切りの柔軟性を選択することによって調整される高い呼気拡張圧力を可能にする。また、これによって、呼気中の流れ発生器の仕事も低減させることができる。同様に、仕切りは、患者マスクに繋がる導管内の圧力変動を低減させ、これによって、圧力変動を補償する流れ発生器の負担を低減させることもできる。任意選択的に、柔軟な仕切りは、可動性の仕切りが交換器としても機能するように、前述した要素または材料を含むように構成されていてもよい。一般的に、柔軟な仕切りの機械的特性は、厚みまたは他の寸法およびその材料特性を変更することによ

40

50

って、例えば、その剛性、密度、および減衰特性を変更することによって、調整することができる。

【0076】

例えば、図26に示されているように、通路仕切り2607は、導管2609内に設けられている。このような柔軟な仕切りは、固定端FEおよび変形可能な部分DPを有している。固定端は、導管壁2609Wに連結されている。また、仕切り2607は、換気部分2611に実質的に近接して配置されている。換気部分2611は、呼気を換気するための複数の開口によって形成されており、仕切りが、この換気部分のカバーとして機能している。換気開口の空気インピーダンスは、この設計では、それらの幾何学的形状、例えば、それらの長さおよび断面積によって制御されており、例えば、開口のインピーダンスは、呼気中、仕切りに対して付加的な圧力を加えている。これは、呼気の開始時に仕切りの作動を促進し、仕切りが、わずかな呼気流れの期間、例えば、呼気の終末において開口を塞がないように阻止することになる。

10

【0077】

任意選択的に、導管は、導管曲げ部2609Bを備えていてもよい。この導管曲げ部2609Bにおいて、導管の壁および導管の通路が直線方向から偏位している。このような実施形態では、仕切りは、導管の一部から壁に沿って延在し、第1の角度を有する第1の通路CAが、第2の角度の第2の通路CBを有する導管の曲げ部に繋がっている。第1の通路から第2の通路への曲げ部を超えている仕切りの延長部は、仕切りが導管壁から偏位している仕切りの柔軟部分DPにリップ端LEをもたらしめている。図28、図29および図30を参照してこのアセンブリの操作に関してさらに詳細に説明するように、リップ端LEは、通路仕切りの動的作動を助長することになる。一般的に、仕切りのリップ端LEは、導管の患者端またはユーザー端2609UE、例えば、マスクが連結される箇所により近接しており、仕切りの固定端FEは、導管の空気またはガス供給端2609SE、例えば、流れ発生器の出口が連結される箇所により近接している。

20

【0078】

吸気通路および呼気通路の動的生成に関して、仕切りは、該仕切りが使用中に導管の両側間を横切るとき、導管の第1の側と仕切りの第1の側との間に吸気通路を生成し、導管の反対側と仕切りの反対側との間に呼気通路を生成する。仕切りは、一方の側から他方の側へ導管を横切ることによって、これを達成するようになっている。典型的には、図28に示されている完全な開吸気位置から図30の例に示されている完全な開呼気位置への仕切りのこのような移行（および逆の移行）は、極めて迅速である。一般的に、仕切りは、呼吸の各位相中に、これらの完全な開位置に配置されることになる。これによって、空気流れの速度および乱流が減少し、その結果、睡眠中の使用時に特に重要なノイズが低減することになる。

30

【0079】

柔軟な仕切りは、吸気中、仕切りに作用する力が、仕切りを大気への換気を阻止または抑止する位置に押し付けるように、構成されている。これらの力は、仕切り表面に作用する圧力の静的成分および動的成分ならびに仕切りの質量に作用する重量加速度による力を含んでいる。仕切りは、後者の力および他の動的加速度の効果を最小限に抑えるために軽量になっているとよい。また、柔軟な仕切りは、呼気中、仕切りに作用する力が流れ発生器に向かう力を阻止または抑止する（再呼吸の可能性を阻止または低減させる）位置に押し付けるように、構成されている。

40

【0080】

仕切りは、柔軟になっているので、仕切りの応答は、流れ発生器によって異なる圧力を設定することによって、制御可能である。さらに、流れのレベルは、ユーザーによって制御または指示することができる。例えば、もし患者がシステムにおいて呼吸していないなら、（例えば、流れ発生器からの）仕切りによる流れは、ゼロである。患者の呼気圧が高いほど、呼気通路がより大きく開き、これによって、流れを大きくし、乱流およびノイズを小さくすることができる。従って、圧力は、流れ発生器によって制御されるが、患者は

50

、その流れを指示することができる。

【 0 0 8 1 】

一般的に、仕切りの位置は、仕切りに作用する力の平衡によって決定される。この平衡位置の主な誘因の1つは、治療圧と該治療圧に晒される仕切りの表面積との積である。平衡の他の誘因は、流れ発生器からの圧力と該圧力に晒される仕切りの表面積との積である。もし他の全ての力を無視するなら、ニュートンの第2の法則によって、質量と仕切りの加速度との積は、これらの2つの主な力との間の差に等しくなる。従って、仕切りは、低圧の側の方向に向かって加速されることになる。これが生じると、呼気インピーダンスが変化し、その結果、治療圧が変化し、これによって、新しい平衡に達することになる。これらの力が等しいとき、仕切りは、静止している。呼吸流れが変化するとき、仕切りの平衡位置が変化し、仕切りの両側における圧力を等しくするように、呼気抵抗を変更させることになる。

10

【 0 0 8 2 】

吸気中に（仕切りが前述したように換気開口を間欠的に閉じることによって）換気流れを低減させるかまたは停止することによって、供給導管を通る流れの全量を減少させることができる。吸気中にベント流れを減少させることによって、流れ発生器が治療圧を維持するために必要な流れの量を減少させることができる。ベント流れをなくすことによって、流れ発生器が生成する流れを50%を超えて減少させることができる、これは、流れ発生器の回転速度が一定であることを意味し、圧力降下が（著しく）小さいことを意味している。流れ発生器システムの空気圧効率が増大することになる。さらに、圧力制御を行う流れ発生器は、供給導管（例えば、チューブ）の圧力損失を補償する必要がない。流れ発生器の流れを減少させることによって、システムの全体のエネルギー効率が高められ、かつシステムの全体が静粛になる。これによって、小径の高インピーダンスの供給導管を圧力送達システムに用いることができる。

20

【 0 0 8 3 】

さらに、吸気時の換気が存在しないことによって、吸気圧が低下し、または圧力変動を改良するために吸気降下を補償する必要性が低減されることになる。

【 0 0 8 4 】

また、換気の低減によって、患者の気道への乾燥の影響が低減されることになる。何故なら、流れは、患者が吸い込むときにのみもたらされるからである。また、より高い圧力でより自然な呼吸が可能になる。

30

【 0 0 8 5 】

仕切りの作動による全流れの低減は、患者インターフェイスの湿度を高める効果を有している。湿気および温度データを示す図59に示されているように、仕切りによる経時的な換気は、従来の常開ベント式マスクと比較して、湿気のレベルを促進している。平均して、仕切りは、標準的な常開ベント式マスクを用いた場合の湿気よりも略10%高いレベルの湿気をもたらしている。その結果、任意の交換器または図47の構成によって実施されるようなHME材料の有効性を改良することができる。一般的に、システム内の自然の湿度は、仕切りを用いることによって、改良することができる。

40

【 0 0 8 6 】

流れの低下およびその結果としての湿気の保持は、加湿器の運転を延ばすことを意味している。これによって、加湿器への水の再充填の必要性を低減させ、または仕切りが能動加湿器と共に用いられる場合、より小容量の加湿器設計が可能になる。同様に、より効率的な酸素送達が可能になる。流れの低減は、一般的に、ベントおよび流れ発生器システムの両方における乱流ノイズを低下させる。流れ低下に関連する圧力損失は、モータ速度を遅くさせ、その結果、機械ノイズを低下させ、機械寿命を延ばすことになる。より効率的な流れ発生器システムによって、システムを作動させるのに必要な電力を低減させることができる。携帯装置の場合、これは、より小型のバッテリーの使用またはより容量の小さいバッテリーの使用を可能とし、またはより長いバッテリー作動を可能にする。

50

【 0 0 8 7 】

導管による流れの低減によって、より自然な感覚の治療が可能になる。連続的な換気は、多くの場合、患者がノイズおよび振動の形態で感知されている。また、連続的な換気流れは、気道に乾燥効果をもたらし、場合によっては、加湿器の使用を必要とする。柔軟な仕切りのベントによって、ユーザーは、仮に圧力が増大しても、より自然な感覚の治療を感じることができる。何故なら、ユーザーは、システム内の流れの量を決定することができるからである。これによって、気道の乾燥が低下し、加湿器システムの必要性を低減させるかまたはなくすことができる。

【 0 0 8 8 】

従って、図 2 6 を再び参照すると、換気部分 2 6 1 1 は、複数の開口を備えている。これらの開口は、任意選択的に導管の壁を貫通する孔であってもよいし、導管に格子要素として設けられてもよい。開口は、図 2 6 に示されているように、内側導管面と直交して延在しているとよい。しかし、換気部分を通る流れを改良するいくつかの実施形態では、開口は、導管の表面に対して傾斜していてもよい。例えば、図 2 7 に示されているように、開口は、各開口の通路を仕切りのリブ端に向かって傾斜させるように、垂線から偏位していてもよい。いくつかの実施形態では、ディフューザが換気部分を覆って設けられてもよい。

【 0 0 8 9 】

図 2 6、図 2 7 および図 3 2 に示されている仮想軸線 A X A を参照して、例示的な開口角について検討する。例えば、図 2 6 に示されているように、換気部分 2 6 1 1 の開口は、導管 2 6 0 9 の通路の流路または内面と略直交して形成されている。場合によっては、図 2 7 に示されているように、換気部分 2 6 1 1 の開口の内面の通路は、導管の通路の内面および呼気患者流れに対して鈍角に形成されていてもよい。このような場合、ユーザー端 2 6 0 9 U E から導管を通る呼気流れの方向は、導管の通路の方向と開口の通路の方向との間で実質的にそれほど大きく偏位していない。このような場合、換気部分を通る患者の呼気乱流は、最小限に抑えられる。しかし、場合によっては、図 3 2 に示されているように、呼気流れの方向に対して導管の内面または通路から鋭角で偏位する通路を有する開口の場合、患者呼気流れの乱流が大きくなる。このような鋭角で傾斜した開口によって生じる呼気流れの乱流は、仕切りに作用し、より低い呼気流れに対してより鋭敏な（より迅速な）仕切りの動作をもたらすことになる。仕切り自体は、（例えば、呼気終末またはその近くの）呼気流れの速度が弱まっているときには、換気部分に対して開位置により長くとどまるようになっており、その一方、初期呼気によって加速的に開くようになっていく。具体的には、より小さい呼気流れの力が継続的に加えられることによって、仕切りが偏位することになる。加えて、流れの方向を新しい角度に回転させるのに必要な加速度は、仕切りの反応力を必要とする。この反応力は、開口に至る経路を開く傾向にあり、その結果、経路のインピーダンスを減少させ、これによって、治療圧を低下させ、仕切りを開位置により長くとどまらせることになる。反応力の大きさは、流路の偏位の角度を調整することによって調整可能である。これは、以下の式によって反応力を計算することによって理解されるだろう。

【 0 0 9 0 】

$$F = dm / dt (v_2 - v_1)$$

【 0 0 9 1 】

上式において、F は、（大きさおよび方向を有する）力ベクトルであり、 dm / dt は、ガスの質量流量である。 v_1 は、図 4 6 に示されているような仕切りに接近する流体の（大きさおよび方向を有する）流速ベクトルである。 v_2 は、図 4 6 に示されているような仕切りから離れる流体の（大きさおよび方向を有する）流速ベクトルである。この式から、 v_1 と v_2 との間の角度が大きくなると、反応力も大きくなることが分かるだろう。従って、いくつかの実施形態では、仕切りに適切な力を加えるために、呼気ガスを（図 4 6 に角度 A N 1 として示されているような）大きな角度で偏位させることが望ましい。

【 0 0 9 2 】

任意選択的に、導管は、1 つまたは複数の隆起、フィン、またはリブのような仕切り支

持体 2 6 1 5 も備えているとよい。これらの隆起、フィン、またはリブは、薄膜が固定されている導管の側と反対の側の導管壁に沿って、第 1 の通路 C A 内に突出または延出している。フィン、リブ、または隆起は、導管の流路に略平行になって、該流路に沿って長手方向に延在している。このような薄膜支持体は、以下にさらに詳細に説明するように、薄膜の過度の撓みを阻止するのを助長するものである。いくつかのリブまたはフィン式薄膜支持体 2 6 2 7 を備える導管アセンブリの内部構造の例が、図 3 2 に示されている。この実施形態は、導管壁に沿って形成された仕切り棚 2 6 0 9 S も用いている。仕切り棚は、図 3 0 を参照して説明したように、呼気中に仕切りの周縁が密封着座するシートをもたらすものである。

【 0 0 9 3 】

また、仕切り 2 6 0 7 のその固定端 F E からリブ端 L E までの長さは、（場合によっては、通路内への仕切りの食い込みをもたらす可能性がある）過度の屈曲を阻止するように、特に選択されている。例えば、典型的な実施形態では、この長さは、（図 2 6 において C W として示されている）通路幅または導管幅よりも大きくなっているが、かなり大きくなっていてもよい。例えば、このような長さの範囲は、仕切りが屈曲する特定通路の通路幅または導管幅 C W の約 1 . 2 5 倍から 8 倍であるとよい。場合によっては、さらに大きくてもよい。

【 0 0 9 4 】

場合によっては、仕切りは、流れ発生器の作動と関連する流れまたは圧力が存在しないときに、図 2 6 に示されているように、通気部分 2 6 1 1 から弾性的にいくらかずれている標準位置にあるように、構成されているとよい。このわずかなずれによって、通気部分を通る流れを可能にし、これによって、抗窒息装置として機能することができる。具体的には、流れ発生器によって生じる圧力が存在しない場合（例えば、流れ発生器の故障または遮断した場合）、通路仕切りは、この標準の「ずれた」位置に戻り、これによって、患者は、吸気中に、換気部分 2 6 1 1 および流れ発生器を通して呼吸することができる。このような位置ずれは、例えば、仕切り自体の材料の弾性および形状（例えば、湾曲した仕切り輪郭）および/またはその固定端 F E における導管構造に対する仕切りの位置決めによって達成されることになる。それでもなお、このような標準化された位置ずれ特徴および流れ発生器の作動の故障の有無にかかわらず、柔軟な仕切りの機能的な移動は、患者呼吸に応じて生じることになる。例えば、仮に流れ発生器が遮断しても、患者呼気流れは、仕切りを強制的に大気に対して開き、呼気を大気に放出し、これによって、再呼吸を阻止することになる。

【 0 0 9 5 】

吸気、呼気の開始、および呼気をそれぞれ示す図 2 8、図 2 9 および図 3 0 を参照して、柔軟な通路仕切り 2 6 0 7 の作動についてさらに検討する。図 2 8 に示されているように、仕切りおよび仕切りのリップ端 L E を横切る吸気流れ I F は、（黒矢印によって示されている）圧力を仕切りに加え、もし存在するなら、前述の位置ずれに打ち勝ち、仕切りを換気部分 2 6 1 1 を覆う位置に維持する。このようにして、吸気流れ I F は、導管の第 1 の通路 C A および第 2 の通路 C B を通って、ユーザー U E または導管のマスク端に向かって移動することになる。図 2 9 に示されているように、呼気の開始時に、初期呼気流れ E F は、（黒矢印によって示されている）圧力を仕切りのリップ端 L E に加え、仕切りを導管 2 6 0 9 の壁から離れる方に持ち上げ始める。図 3 0 に示されているように、呼気流れ E F が継続的にリップ端 L E を移動させると、この呼気流れは、力を仕切りの変形可能な部分の残りに加え、これによって、仕切りを導管の換気部分側から導管の反対側の支持体側の位置に向かって移動させることになる。この移動によって、呼気流れ E F は、換気部分 2 6 1 1 の開口を通して放出される。また、この移動は、仕切りが仕切り棚 2 6 0 9 S のような導管の一部に密封着座したとき、空気またはガス供給端 2 6 0 9 A S E からユーザー端 U E に向かって導管を通る流れを阻止することになる。仕切り支持体 2 6 1 5 の隆起は、呼気中に、柔軟な仕切りが導管内に巻き込まれるかまたは過度に延出しないように阻止するのを助長することになる。柔軟な仕切りの過度の延出は、導管内への柔軟な仕

10

20

30

40

50

切りの食い込みをもたらし、吸気中に仕切りが換気部分を覆うために戻るのが妨げるので、望ましくない。

【0096】

また、呼気中の仕切りの移動は、導管の通路を動的に分離し、これによって、仕切りは、吸気側 I S および呼気側 E S を有することになる。従って、柔軟な仕切りが温度伝導材料および / または湿気伝導材料から形成されている場合、仕切りは、前述したような交換器として機能することになる。さらに、このアセンブリは、呼吸治療装置に接続されたとき、抗窒息弁としても機能することになる。空気またはガス供給端 A S E において導管が塞がれた場合、患者の吸気は、換気部分 2 6 1 1 から仕切りをそらし、換気部分を通る空気吸入を可能にしている。

10

【0097】

このようなアセンブリのさらなる代替的实施形態が、図 3 1 に示されている。図 3 1 の導管および仕切りの実施形態は、図 2 8、図 2 9 および図 3 0 の実施形態と同様の構造を有しており、同様に作動される。しかし、この実施形態は、常開ベント 3 1 3 1 も備えている。常開ベントは、図 3 1 に示されているような呼気中および (図示されていない) 吸気中に、流れ発生器のような供給源からの連続的なベント流れ C V F を可能にしている。これに関して、仕切りの移動は、常開ベント 3 1 3 1 を塞がない。呼気中、仕切りが、仕切り支持体 2 6 1 5 のリブまたは隆起に隣接するその位置に移動している。空気またはガス供給端 2 6 0 9 A S E からの連続的なベント流れ C V F は、仕切り支持体のリブを迂回するかまたはリブ間に進み、常開ベント 3 1 3 1 の 1 つまたは複数の開口を通過することになる。

20

【0098】

図 3 3 の例では、導管 2 6 0 9 は、例えば、導管の壁によって形成される通路内の曲げ部 3 3 3 3 を用いている。通路仕切り 2 6 0 7 の柔軟領域 F R は、曲げ部 3 3 3 3 に近接して位置しており、曲げ部の全体にわたって延在している。柔軟領域 F R は、予圧されているか、または特定のバネ定数を有するように選択されている。バネ定数は、通路仕切り 2 6 0 7 を特定の呼吸事象に対して付勢するように機能するとよい。例えば、バネ定数は、空気またはガス供給端 2 6 0 9 A S E から導かれる加圧空気が存在しないかまたは不十分な流れの場合に、仕切りを換気部分 2 6 1 1 が常開するような呼気位置に付勢するように、選択されるとよい。このような場合、換気部分を開くのに必要な (例えば、仕切りを換気部分から離れる方に移動させる) 圧力および / または流れ、例えば、患者呼気の圧力または流れは、導管のガス供給端 2 6 0 9 A S E からの流れが存在するときに、減少することになる。また、曲げ部および曲げ部を超えて延在する仕切りの位置決めによって、仕切りの操作は、方向性流れ (例えば、曲げの構造に関連する呼気流れおよびそれによる乱流) および圧力を利用することができる。このような仕切りは、圧力のみに応じて作動する弁または流れにのみに応じて作動する弁に対して迅速に作動し、かつ流れおよび圧力が低い場合に開口状態をより長く維持することができる。さらに、仕切りを曲げ部 (例えば、リップ端 L E) から外に延在させることによって、仕切りの大部分を導管の通路の流れに露出させることができる。例えば、図 2 6 の仕切りの同様の仕切りであって、延長部 (例えば、リップ端 L E) が短い仕切りと比較して、長い延長部は、通路流れ (例えば、呼気流れ) に対するより高い応答性を仕切りにもたらしすることができる。

30

40

【0099】

図 2 6 ~ 図 3 2 の例示的なベントおよび本願の他のベントは、人工呼吸器、例えば、容量制御換気 (例えば、最小換気量または一回換気量のような目標とする換気量を満たす圧力補助) をもたらす人工呼吸器と共に用いられるのに適している。ベントの大きさは、一定であり、治療の呼気終末陽圧 (P E E P) 成分をもたらすようになっており、例えば、流れ発生器が導管のガス供給端 2 6 0 9 A S E に近接する仕切りの側に圧力を生成すると、仕切りがその圧力に反応し、その結果として、仕切りに打ち勝つための圧力が仕切りのユーザー側に放出されるが、このときの圧力によって、P E E P 治療成分をもたらすことができる。

50

【0100】

場合によっては、仕切りおよび通路は、仕切りの2つの側に互いに異なる流れ接触領域（例えば、導管のユーザー端2609UEからの流れを導くように露出した側と比較したときの導管のガス供給端2609ASEからの流れを導くように露出した側）をもたらすように構成されていてもよい。このような特徴の例は、図34および図25の導管に示されている。この例では、（矢印Yによって示されている）患者の呼気流れに露出した側の領域または該流れによって作動される側の領域は、（矢印Xによって示されている）ガス供給端の流れに露出した領域または該流れによって作動される領域よりも大きくなっている（すなわち、 $X < Y$ である）。その結果、これらの選択された領域に基づいて、流れ発生器は、ガス供給側では患者治療のためにより高い流れ/圧力を供給し、その一方、ユーザー側では患者呼気のより小さい圧力/流れに対する仕切りの応答を可能にする。その結果、呼気中に、換気部分2611を通る流れの放出をもたらすように、仕切りを確実に開口させることができる。任意選択的に、図34のベントは、常開ベント3131も用いている。この常開ベント3131は、種々のベント流れをもたらすように、任意選択的に予設定されていてもよい。

10

【0101】

いくつかの例では、仕切りの表面は、任意選択的に部分的に柔軟になっているが、平面形状を有しているとよい。しかし、いくつかの例において、仕切りは、非平面形状に適合するようになっていてもよく、任意選択的に剛性であってもよいし、または選択された流れおよび圧力特性によって変形するようになっていてもよい。このような形状は、必要に応じて、仕切りの種々の柔軟性および/または運動特性を促進することになる。例えば、図36に示されているように、仕切り2607のガス供給端2609ASEの表面は、凹面である。任意選択的に、導管2609のユーザー端2609UEと向き合うその反対側に凸面が形成されていてもよい。いくつかの例では、このような表面は、逆になっていてもよい。例えば、仕切り2507のガス供給端2609ASEの表面は、凸面を有していてもよく、導管2609のユーザー端2609UEと向き合うその反対側に凹面が形成されていてもよい。場合によっては、仕切りは、図37に示されている例におけるように、導管の通路内に延在するそのリップ端に、剛性または柔軟な曲げ部、すなわち、湾曲部または起立部LEFを有していてもよい。このような仕切りは、通常時に、起立部の形状を維持している。このような隆起は、導管のある流れ、例えば、ユーザー端2609UEからの呼気流れへの仕切りの露出を促進し、または確実なものにする。

20

30

【0102】

図38の例では、仕切り2607は、旋回軸3855に連結している。例えば、患者呼気に応じる仕切り2607の運動は、二次ベント3859の（導管の外に構成された）ベントカバー3857をさらに駆動させる。ベントカバー3857のこのような連結された運動によって、二次ベント3859が開き、導管の圧力/流れを解放し、導管のガス供給端2609ASEに生じた空気またはガスを放出させる。従って、仕切りが、患者呼気中に換気部分2611が略開くその呼気位置にあるとき、二次ベントは、同時に開くことになる。この場合が、図38に示されている。逆に、患者呼気が終了したとき（または吸気が開始されたとき）、仕切りは、導管のガス供給端2609ASEに生じた流れの結果として換気部分2611を覆うように移動することになる。これが生じたとき、連結されたベントカバー3857も、同様に二次ベント3859を閉じ、これによって、ガス供給端からの導管の流れがユーザー端に進むことになる。この場合が、図39に示されている。

40

【0103】

図38および図39に示されているように、仕切り2607は、1つまたは複数の仕切り隆起3861を有している。各仕切り隆起3861は、換気部分2611の1つまたは複数の開口を塞ぐかまたは密封するように構成されている。従って、仕切りがベント部分に向かって移動すると、換気部分の開口は、図39に示されているように、仕切りの1つまたは複数の隆起によって充填または密封されることになる。任意選択的に、ベントカバーは、図39に示されているように、二次ベントを密封するための同様の隆起構造を有し

50

ていてもよい。各隆起によって充填される開口の形状は、典型的には、隆起の形状に対応する形状を有している。例えば、円錐状隆起の場合、開口は、円錐状空洞を有しているとよい。

【0104】

図40および図41は、例えば、嘴状開口26070Pを有する円筒形状に形成された仕切り2607の例を示している。仕切りの嘴状開口26070Pの端の正面図が、引出し円CCにさらに示されている。仕切りは、嘴状開口26070Pにおいて開閉することによって操作され、これによって、導管のガス供給端2609ASEから導管のユーザー端2609UEへの仕切りを通る流れを許容するかまたは阻止するようになっている。患者吸気中、例えば、呼吸治療装置の流れ発生器に繋がるガス供給端2609ASEからの（ユーザー端2609UEと比較して）より大きい呼吸可能なガス圧または流れが、嘴状開口を開位置に押すことになる。嘴状開口26070Pが開くと、図40の引出し円CCに部分的に示されており、図41に完全に示されているように、仕切り内の円筒部分2607CPを通して流れ矢印Fの方向に流れが進むことになる。完全に開いた位置において、仕切りの円筒面の一部は、導管の換気部分2611のカバー開口に向かって移動する。換気部分の開口は、導管2609の内周面に沿って位置している。このような仕切りは、例えば、弾性材料から形成されているとき、常閉位置を有しており、より大きい圧力が導管のガス供給端2609ASEに存在しないとき、第1の部分2607EPおよび第2の部分2607SPは、一緒に移動し、仕切りを折畳み、嘴状開口26070Pを閉じている。この折畳み位置では、換気部分2611は、仕切りによって覆われていない。その結果、空気は、例えば、ユーザー端2609UEにおける圧力がガス供給端2609ASEにおける圧力よりも大きい患者呼気中、換気部分1611を通して放出されることになる。

10

20

【0105】

図42および図43の例示的な導管では、仕切りは、個別チャンバ4299と共に用いられるようになっている。個別チャンバ4299は、換気部分2611に繋がる呼気換気チャンバ部分2611cおよび圧力平衡化開口4243に繋がる解放チャンバ部分4261を有している。仕切りは、呼気換気チャンバ部分2611Cを解放チャンバ部分4261から分離している。この例では、仕切りの固定端FEは、例えば、旋回軸4255において個別チャンバ内に位置しており、リップ端は、チャンバから導管の通路内に該通路を横切って延在している。仕切りの運動は、チャンバを導管に対して選択的に開閉し、呼気換気チャンバ部分2611Cまたは解放チャンバ部分4261のいずれかをもたらすことになる。また、この仕切りの運動は、ガス供給端2609ASEとユーザー端2609UEとの間で導管の流れ通路を選択的に開閉することになる。例えば、患者呼気中に、図42に示されているように、仕切りが導管のユーザー端から呼気換気チャンバ部分2611Cへのアクセスを可能とするように旋回し、これによって、呼気流れが、導管2609の流れ通路FLCから個別チャンバ内に放出される。いったん呼気換気チャンバ部分2611Cに放出されたなら、流れFは、換気部分2611の開口から外に放出されることになる。患者吸気中、図43に示されているように、仕切り2607は、呼気換気チャンバ部分2611Cへのアクセスを禁じるように移動し、これによって、解放チャンバ部分4261への流れ通路のアクセスを可能にしている。また、この運動は、導管のガス供給端2609ASEから導管のユーザー端2609UEへの導管の流れ通路のアクセスを同時に可能にしている。従って、ガス供給端からの導管の流れは、ユーザー端に向かってリップ端LEを迂回して仕切りに沿って進むことになる。圧力平衡開口4243は、解放チャンバ部分4261の圧力が大気と平衡になることを可能にする微孔であるとよい。このような圧力平衡は、解放チャンバ部分4261内の圧力が患者呼気による仕切りの反対側の圧力よりも小さい患者呼気中に、（図42に示されている）呼気位置への仕切りの戻りを促進することができる。しかし、圧力平衡開口4243は、ガス供給端2609ASEとユーザー端2609UEとの間の通路の圧力または流れを著しく低減させるものではない。

30

40

【0106】

50

図 2 6 ~ 図 3 1 の例と設計および操作において同様である図 4 4 および図 4 5 に示されている例では、柔軟な通路仕切り 2 6 0 7 は、連結具端 C E を有する連結具として構成された導管内に構成されている。連結具は、他の導管または患者インターフェイス、例えば、マスク部品に接続されるようになっている。この例では、導管は、吸気仕切り支持体 2 6 1 5 および呼気仕切り支持体 2 6 1 5 を備えている。これらの支持体 2 6 1 5 は、仕切りが互いに向き合った支持体間で移動するとき、仕切りの過剰な移動を阻止し、または仕切りの移動を所望の位置に制限するためのものである。吸気仕切り支持体 2 6 1 5 - I は、導管の呼気仕切り支持体 2 6 1 5 - W を有する側と反対の側に位置している。図 4 4 に示されているように、吸気仕切り支持体、例えば、1 つまたは複数のリブは、吸気中、仕切りを支持している。同様に、図 4 5 に示されているように、呼気仕切り支持体、例えば、1 つまたは複数の平行リブが、呼気中に仕切りを支持している。仕切り支持体のリブ間の（図 4 4 , 4 5 に示されていない）通路によって、ガス流れは、仕切り支持体によって支持されたときの通路仕切りの支持側 S S のより大きい面積と接触することができ、これによって、仕切りを支持体からより容易に持ち上げることができる。また、図 4 4 および図 4 5 に示されているように、ここに記載されている導管は、換気部分 2 6 1 1 に呼気ディフューザ 4 4 4 4 , 例えば、発泡材料ディフューザを備えていてもよい。呼気ディフューザは、換気部分 2 6 1 1 における呼気ガスの換気に関連するノイズを低減するのに役立つものである。場合によっては、呼気ディフューザは、低乱流および低ノイズ漏出経路をもたらすこともある。また、換気ディフューザは、呼気経路ノインピーダンスを増大させるものである。このような増大によって、呼気中に柔軟な仕切りへの圧力が増大し、仕切りの応答性が改良されることになる。

10

20

【 0 1 0 7 】

場合によっては、ここに記載されている導管、例えば、通路仕切りを用いる導管は、バイパス通路 4 6 9 0 を備えていてもよい。バイパス通路 4 6 9 0 は、呼気ガスのわずかな流れが仕切りをバイパスするのを助長するものである。例えば、バイパス通路は、仕切りのいずれかの側において導管の通路と接続しており、導管の壁と一体になっているという意味において、導管の壁を貫通している。しかし、場合によっては、（図示されていない）小さい接続ポートであって、各々が仕切りの両側において導管の内部を外部に接続している、小さい接続ポートが、一緒になって、付加的な導管に連結されていてもよい。このようなガスのバイパスは、例えば、通路仕切りの上流に配置されたセンサによって、検出されるようになっているとよい。このようなセンサは、導管が連結された流れ発生器より近接してまたは該流れ発生器内に配置されてもよい。このような上流センサは、患者の呼気サイクル（例えば、吸気および呼気）および / または吸気および呼気中のマスク内の圧力を検出するために用いられるとよい。代替的に、センサは、例えば、流れセンサおよび / または圧力センサからユーザーの呼吸サイクルを検出するために、通路仕切りの患者側に配置されていてもよい。このような圧力および流れ特性を測定するための例示的な方法については、以下さらに詳細に説明する。一般的に、このような構成では、通路仕切りが呼気流れを換気部分に迂回しているときでも、バイパス流路は、呼気マスク圧力および患者流れを評価し、監視するのを助長することができる。これに関して、吸気中、バイパス経路には、無視できるほどの流れしか通過しない。何故なら、バイパス経路は、主通路と比較して極めて高いインピーダンス経路であるからである。しかし、呼気中、バイパス経路は、流れ発生器センサに向かうわずかな量の逆流を可能にする。この流れの量は、患者の治療にとって取るに足らないほどわずかであるが、流れ発生器におけるセンサからの患者呼気パラメータ、例えば、圧力および / または流れの監視を可能にする。

30

40

【 0 1 0 8 】

前述したように、例示的な通路仕切りは、任意選択的に、交換器として機能するように構成されていてもよい。一方、仕切りの吸気ガス側と呼気ガス側との間の交換器の効率は、仕切りの上流および / または下流において、付加的な交換器材料によって高められるとよい。例えば、フィルター状材料または発泡材が、ここに記載されている例の仕切りと直列に配置されるとよい。このような 1 つの例が、図 4 7 に示されている。このような熱 /

50

湿気交換材料 4747 は、吸気ガスおよび呼気ガスの両方が通る導管の共通通路（二方向通路）において、仕切りの下流で患者インターフェイス端により近接した箇所に配置されている。呼気ガスおよび吸気ガスの両方が、このような材料内を通過する。従って、このような材料には、吸気側および呼気側が存在しない。適切な熱/湿気交換材料として、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）が挙げられる。この材料は、スポンジ材料、波状紙、中空繊維の束、および/または PTFE の多層から作製されてもよく、これらのいずれも吸湿性材料によってさらに処理されてもよい。

【0109】

図 48 の例では、付加的な交換器 106 は、流れ発生器に近接する導管内の仕切りの上流に設けられている。吸気通路 102 および呼気通路 104 の個別化をさらに促進するために、導管 2609 は、呼気延長チャンバ 4848 を備えており、この呼気延長チャンバ内に、呼気ガスが換気部分 2611 の開口を介して放出されるようになっている。この呼気ガスは、延長開口 4849 によって大気に放出されることになる。

【0110】

場合によっては、導管は、調整可能な常開ベントを有していてもよいし、または患者インターフェイスは、患者が患者インターフェイス内の湿気のレベルの設定を制御することを可能にするために、このようなベントを有していてもよい。このような換気特徴部は、典型的には、仕切りの下流、すなわち、ユーザーのより近くに配置されているとよく、開いたとき、この調整可能な常開ベントは、呼気中および吸気中の換気を可能にするようになっているとよい。このような換気の量は、患者が温度および湿気の快適さの自身のレベルを選択することを可能にするために、ユーザーによって設定されるようになっているとよい。患者が（例えば、開口を拡大することによって）連続的なベント流れをより増大させるほど、仕切りの作動に関連する湿気の影響が減少することになる。例えば、患者によっては、患者インターフェイスにおける過度の湿気を好ましいと感じないことがある。このような例では、患者が連続的な換気のレベルを設定することができるダイヤルまたはスライド式調整が用いられるとよい。このようなダイヤルまたはスライド式調整は、常開ベントの開閉を開閉することができるようになっている。他の例では、常開ベントのベント開口は、ベントプラグを含んでいてもよい。ベントプラグは、常開ベントの塞がれていない開口を介して付加的な換気のレベルを調整するために、必要に応じて、手動によって引き出されるか（または挿入される）とよい。

【0111】

[換気特性]

ここに記載されている構成要素を用いるいくつかのシステムでは、治療圧を制御することが望まれている。例えば、いくつかの例では、治療圧の適切な制御は、送風機を一定の角速度で回転させる制御装置によって、達成されるようになっている。他の例では、治療圧の制御は、圧力制御ループおよびガス送達システムの特性をを用いる制御装置によって達成されるようになっている。

【0112】

図 49 におけるようなシステムの簡素化された電気回路アナロジーについて検討する。この図は、システムの典型的な構成要素を、インピーダンス成分（Z）（供給導管、ベント、および患者気道）、容量成分（C）（例えば、患者気道）、および電圧成分（V）（例えば、流れ発生器「FG」および患者呼吸筋肉「mus」）、として示している。このような構成要素の圧力および流れ特性について、図 49A、図 49B および図 49C を参照して検討する。図 49A は、種々の供給チューブの大きさ（例えば、10mm 供給チューブおよび 19mm 供給チューブ）に対する例示的な供給導管抵抗を示している。例えば、より小径の供給チューブは、同一の流量レベルにおいて、より大径の供給チューブよりも、より大きい流れの圧力損失を生じている。図 49B は、流れ発生器のファン曲線に対する電動インペラによって生じる圧力および流れ特性を示している。常開式オリフィスベントの特性が、図 49C のグラフに示されている。このグラフは、圧力と流量との間の関係を示している。このようなシステムでは、連続的な換気の目的は、二酸化炭素をシステ

ムから除去し、二酸化炭素の吸込みを阻止することにある。しかし、図 5 0 に示されているように、換気される空気の量は、（二酸化炭素の源である）呼気の間をはるかに超えている。図 5 0 は、換気される空気量を流れ発生器流量（F G - f l o w）および患者流量（P T - f l o w）に対応する信号に対して示している。図示されているように、呼気中の換気される空気の量は、二酸化炭素（C O₂）に対応している。

【0113】

本技術の例のいくつかにおいて、換気は、吸気中最小限に抑えられ、呼気の全てまたは実質的に全てが呼気中に換気されるようになっている。さらに、流れ発生器は、例えば、流れ発生器から患者への流れ経路が呼気中に閉じたとき、必要以上の流れを生成する必要がない。そして、重要なことは、患者が晒される流れは、患者流量よりも著しく大きくないことである。これは、患者が治療を意識しなくてもすむという点および患者の気道を乾燥させないという点に関して、良好な影響をもたらすことになる。流量（Q）および圧力（P）について、以下の式に基づいて検討する。

【0114】

吸気中：

$$Q_{F G} = Q_{(P a t i e n t)} + Q_{L E A K}$$

または、漏れが存在しなければ、

$$Q_{F G} = Q_{(P a t i e n t)}$$

呼気中：

$$Q_{F G} = 0$$

$P_{F G} = P_{(e n d \quad o f \quad s u p p l y \quad t u b e)}$ （概略的に、低患者流量の場合、 $= P_{(t h e r a p y)}$ ）

【0115】

上式において、 $Q_{F G}$ は、流れ発生器流量であり、 $Q_{(P a t i e n t)}$ は、患者流量であり、 $Q_{L E A K}$ は、漏れ流量であり、 $P_{F G}$ は、流れ発生器の圧力であり、 $P_{(e n d \quad o f \quad s u p p l y \quad t u b e)}$ は、供給導管の端における圧力である。

【0116】

これは、図 5 3 のグラフにおいてさらに示されている。グラフは、図 5 0 のグラフと比較されるとよい。図 5 3 では、空気の換気は、呼気中に行われ、流れ発生器流量は、患者の吸気流量と一致している。

【0117】

吸気においてわずかの換気しか行われなかったりまたは換気が全く行われなかったりによって、低音響ノイズと共に圧力信号および流量信号における低信号ノイズしか生じないという他の利点をもたらされる。何故なら、低速では、空気の乱流がわずかしき生じないからである。低ノイズの信号によって、他の現象の検出、例えば、心臓性流れの検出をより正確に行うことができる。また、例えば、気道の開閉を検出するための強制振動法、および呼吸メカニズム、例えば、気道抵抗および気道コンプライアンスの測定を用いる場合にも有利である。

【0118】

図 5 7 および図 5 8 は、図 2 6、図 3 2 または図 4 4 の実施形態におけるような通路仕切りを有する例示的な装置のシミュレートされた性能をさらに示している。図 5 6 は、従来の常開ベントを有するマスクの性能を示している。図 5 6、図 5 7 および図 5 8 のグラフは、患者流量（P T - f l o w）、流れ発生器流量（F G - f l o w）、およびマスク内の治療圧、すなわち、患者に送達される圧力（M S K - P）を共通の時間軸に対して示している。図面における圧力の尺度は、c m H₂ O であり、図面における流量の尺度は、L / 秒である。図 5 7 は、通路仕切り装置の試験結果を示している。この図は、流れ発生器によって供給される圧力 / 流量の殆どが、極めてわずかな圧力 / 流量損失しか生じることなく、患者に供給されることを示している。吸気相と呼気相との間の圧力変動も小さくなっている。図 5 6 のグラフは、仕切りフラップを有していない標準的な常開式ベントを有するマスクに対する同じ試験結果を示している。グラフは、流れ発生器によって供給さ

10

20

30

40

50

れる圧力／流量と患者に供給される圧力／流量との間に極めて大きい圧力／流量損失が存在することを示している。また、圧力変動が、極めて大きくなっている。最後に、図 5 8 のグラフは、流量のレベルが略一定に維持されており、流れ発生器によって制御される患者への治療圧の上昇中に圧力によって影響を受けないことを示している。

【 0 1 1 9 】

[呼吸特性の検出]

図 4 6 を参照して説明したバイパス通路を用いる場合、制御装置、例えば、センサに連結されたプロセッサを有する制御装置は、患者流量またはマスク圧力を評価するように構成されているとよい。以下、このような評価のための例示的な機能について説明する。図 5 5 のグラフに示されているように、流量センサは、通常、吸気中に流れを検出するよう

10

【 0 1 2 0 】

このようなバイパス流路の場合、圧力と乱流との間の関係は、二次多項式としてモデル化することができる。

【 0 1 2 1 】

$$P (t h e r a p y) = K _ { 1 } Q _ { F G } ^ { 2 } + K _ { 2 } Q _ { F G } + P (e n d \ o f \ s u p p l y \ t u b e) \quad \cdot \cdot \cdot \quad (式 1)$$

【 0 1 2 2 】

上式において、 $P (t h e r a p y) - P (e n d \ o f \ s u p p l y \ t u b e)$ は、バイパス流路の両側の圧力差である。 $Q _ { F G }$ は、バイパス流路を通る流量であり、患者呼気中においてバイパス流量と等しい。 $K _ { 1 } , K _ { 2 }$ は、バイパス経路の物理的特性、例えば、形状および表面仕上げに依存する定数である。

20

$P (t h e r a p y)$ は、治療圧、例えば、マスク内圧力である。 $P (e n d \ o f \ s u p p l y \ t u b e)$ は、供給チューブの端における圧力である。

【 0 1 2 3 】

これによって、呼気中、マスク圧または治療圧は、この関係および流れ発生器の圧力および流量から、制御装置によって評価することができる。吸気中には、従来の圧力検出が制御装置によって行われるとよい。これに関して、制御装置は、吸気中にマスクにおける圧力を決定するための 1 つの手順および呼気中にマスク内の圧力を決定するための別の手

30

【 0 1 2 4 】

さらに、呼気ベントから放出される患者呼気流量と治療圧との関係は、特定のチューブ端圧力のための二次多項式としてモデル化することができる。

【 0 1 2 5 】

$$P (t h e r a p y) = K _ { 3 } Q ^ { 2 } + K _ { 4 } Q + P (e n d \ o f \ s u p p l y \ t u b e) \quad \cdot \cdot \cdot \quad (式 2)$$

【 0 1 2 6 】

上式において、 $K _ { 3 } , K _ { 4 }$ は、チューブ端圧力および患者流量の特定の範囲に対する定数である。

40

【 0 1 2 7 】

快適な治療または制御可能な治療のいずれかをもたらすのに役立たせるために、患者呼気において、特定の供給チューブ端圧力に対して、多量の呼気流れが比較的小さい範囲の（治療と大気との間の）差圧に関連するように、システムを構成することが望ましいことがある。このためには、 $K _ { 3 } , K _ { 4 }$ の値を比較的小さくする必要がある。これは、十分に大きな開口を有し、かつ流れが柔軟な仕切りに加えられる動的圧力を制御することによって、達成されることになる。

【 0 1 2 8 】

式 2 は、もし $K _ { 3 } , K _ { 4 }$ が極めて小さい場合、別の形態をとってもよく、例えば、以下の式によって近似されてもよい。

50

【0129】

$P_{(therapy)} = P_{(end\ of\ supply\ tube)} \cdots$ (式3)

【0130】

この関係は、多項式または高次多項式よりも関数 (f)、例えば、以下の非単調関係、すなわち、低患者流量では、静止治療圧の高次成分が柔軟仕切りを変形させるように作用し、高流量では、ガス圧の動的成分および (方向を変化させることによるガス / 流体の加速に関連する) 圧力の成分が仕切りを変形させるのに必要な圧力の大部分をなし、この場合、静止圧成分が減少するような、非単調関係として、良好にモデル化されてもよい。実際、これによって、特定範囲の治療圧および患者流量に対して、高い患者流量の場合にはマスク圧を低くすることができる。

10

【0131】

$P_{(therapy)} = f(P_{end\ of\ supply\ tube}, Q_{patient}) \cdots$ (式4)

【0132】

同様に、接続チューブにおける流れ関係による圧力損失は、以下のように特徴付けることができる。

【0133】

$P_{(end\ of\ supply\ tube)} = K_5 Q^2 + K_6 Q + P_{FG} \cdots$ (式5)

20

【0134】

従って、流れ発生器における圧力および流量の測定から、(例えば、供給チューブの圧力降下特性によって)、供給チューブ端の圧力を評価することができ、次いで、上式のいずれかを用いて、プロセッサが例えば、呼気中の治療圧および患者流量に対する評価を導くことができる。例えば、評価された患者流量が、図55に示されている。このような場合、制御装置またはプロセッサは、上記の関数または式を実施するためのデータおよび命令を用いてプログラム化されるとよい。従って、流れ発生器装置は、集積チップ、メモリ、および / または他の制御指令、データまたは情報の記憶媒体を備えているとよい。このような手順を含むプログラム化された指令は、デバイスまたは装置のメモリ内の集積チップにコード化され、特定用途向け集積チップ (ASIC) を形成するようになっているとよい。このような指令は、付加的または代替的に、適切なデータ記憶媒体を用いてソフトウェアまたはファームウェアとしてローディングされてもよい。

30

【0135】

(前述したような) 患者流量および治療圧の評価に関して、治療圧を制御し、このような情報を利用または解析するアルゴリズム、例えば、CPAP、オートセットCPAP、バイレベル治療、無呼吸 / 呼吸低下検出、患者コンプライアンスの測定、一回換気量の評価、圧力補助による一回換気量の標的化、呼気圧軽減、呼吸率の検出、などの全てを行うことができる。

【0136】

このような仕切りは、一般的に、前述したように、主に患者の呼吸および / または流れ発生器の圧力調整に起因する流れおよび圧力の変化に基づいて、受動式または空圧式操作を行うことができるようになっているが、他の制御操作の構成が用いられてもよい。例えば、仕切りは、電動部品、電磁制御部品、などによって能動的に制御されてもよい。例えば、仕切りは、プラスチックまたは金属材料から形成されていてもよく、1つまたは複数の磁場を選択的に応答するような磁性を有していてもよい。このような磁場は、例えば、導体が用いられる装置の制御装置 (例えば、呼吸治療装置の制御装置) によって制御される電磁石または磁場コイルから生じるようになっているとよい。場合によっては、仕切りは、換気部分を開閉するように仕切りを制御するために、電気ポテンシャルの選択的な印加に基づいて形状を変化 (例えば、収縮または拡張) するように構成されていてもよい。本明細書に記載されている仕切りを有する導管は、患者インターフェイス (例えば、呼吸マ

40

50

スク)の一部であってもよいし、または該患者インターフェイスと密接に関連して用いられてもよい。しかし、導管は、より遠く離れて設けられてもよく、例えば、マスクではなくむしろガス供給部品または流れ発生器により近接してまたはその内部に設けられてもよい。場合によっては、漏れバントが導管に追加的に設けられてもよい。漏れバントは、仕切りによって開閉されず、連続的な漏れ(例えば、5 mlの漏れ量)をもたらすものである。

【0137】

本明細書において、「～を備える(comprising)」という用語は、その「オープン」の意味、すなわち、「～を備える(including)」の意味に理解されるべきあり、その「クローズド(closed)」の意味、すなわち、「～のみからなる(consisting only of)」の意味に制限されるべきではない。もし対応する用語「comprise」、「comprised」、および「comprises」が用いられているなら、これらの用語にも対応する意味が適用されるべきである。

10

【0138】

本技術の特定の実施形態について説明してきたが、本技術がその本質的な特性から逸脱することなく他の特別の形態で実施され得ることは、当業者にとって明らかであろう。従って、本実施形態および実施例は、あらゆる点において、単なる例示にすぎず、制限されるものではないと見なされるべきである。従って、本明細書に記載されているどのような例のどのような1つまたは複数の特徴も、本明細書に記載されている他の例のいずれかに適用されてもよい。さらに、当技術分野において周知の主題に関する本明細書におけるどのような引用も、別段の定めがない限り、このような主題が本技術が関連する技術分野における当業者によって一般的に知られているという承認を構成するものではないことを理解されたい。

20

【図1】

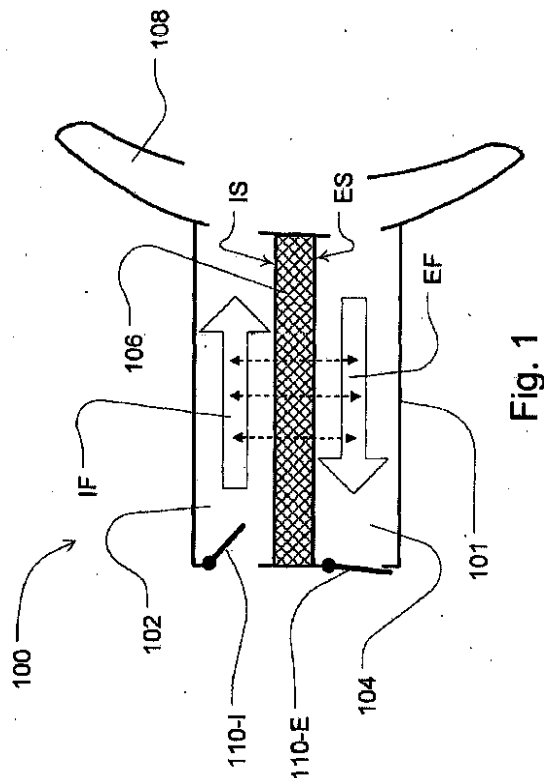


Fig. 1

【図2】

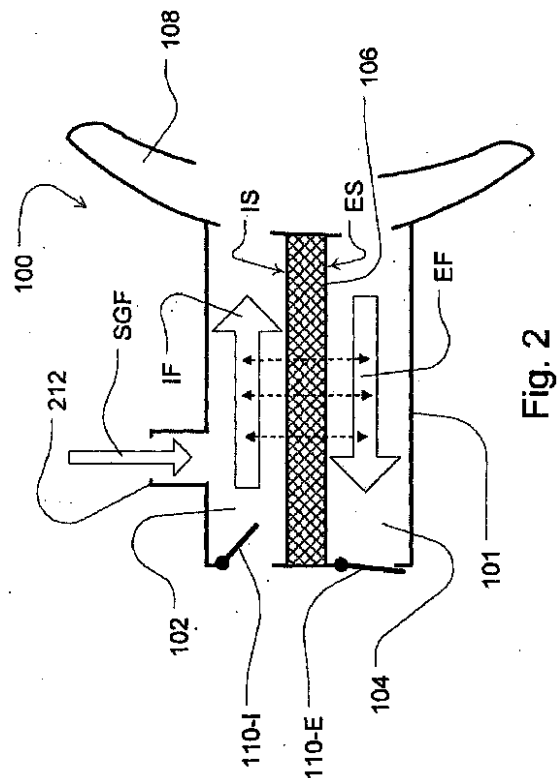


Fig. 2

【 図 3 】

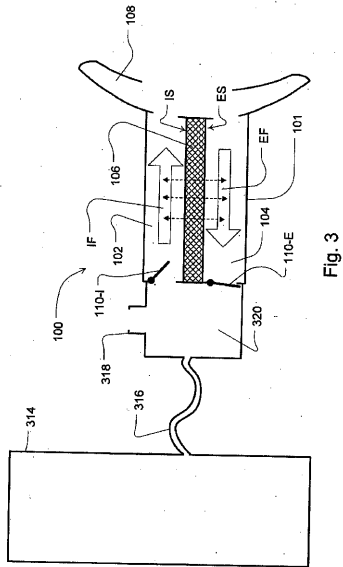


Fig. 3

【 図 4 】

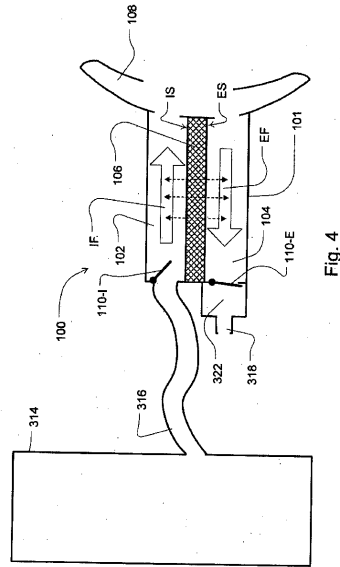


Fig. 4

【 図 5 】

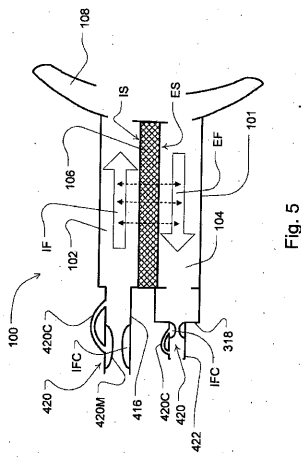


Fig. 5

【 図 5 A 】

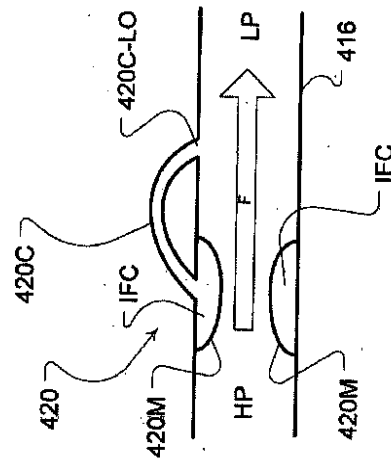


Fig. 5A

【図 5 B】

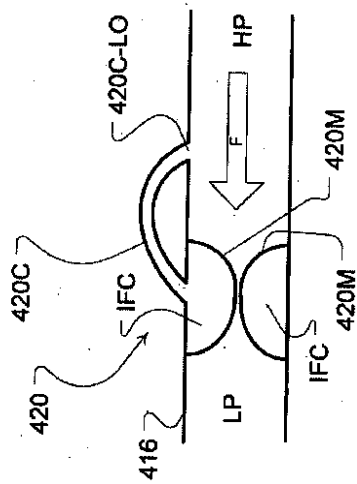


Fig. 5B

【図 6】

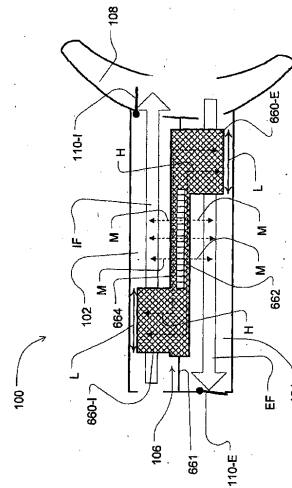


Fig. 6

【図 7】

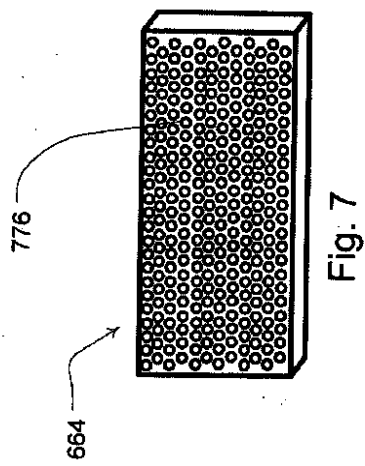


Fig. 7

【図 8】

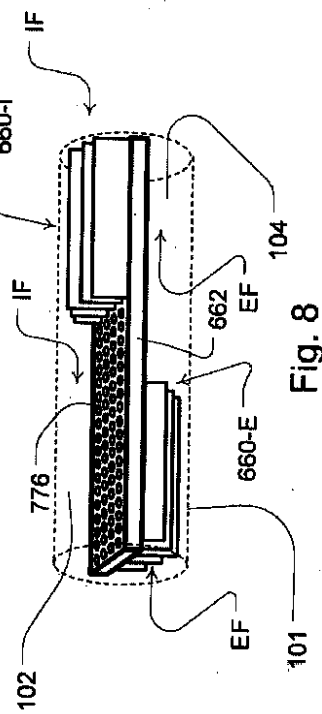


Fig. 8

【図 9】

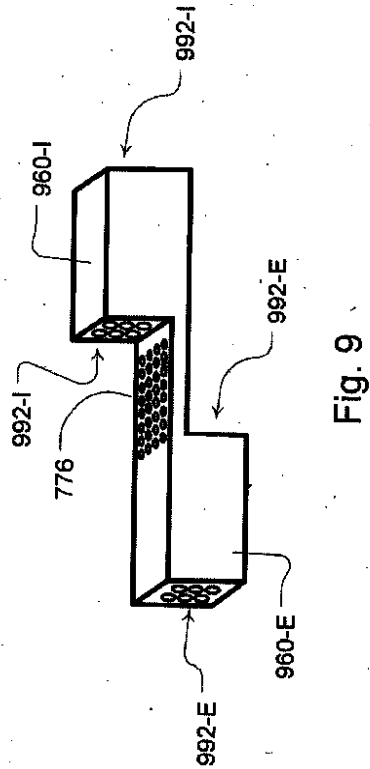


Fig. 9

【図 10 A】

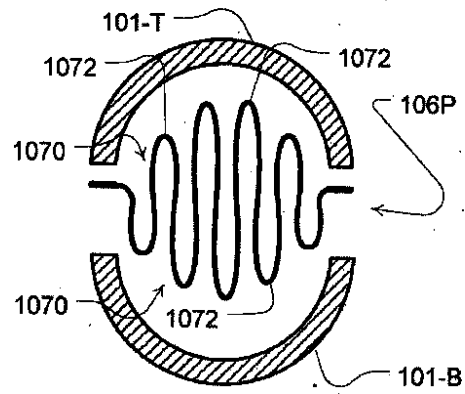


Fig. 10A

【図 10 B】

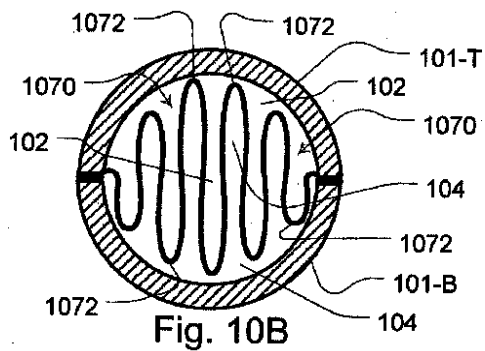


Fig. 10B

【図 12】

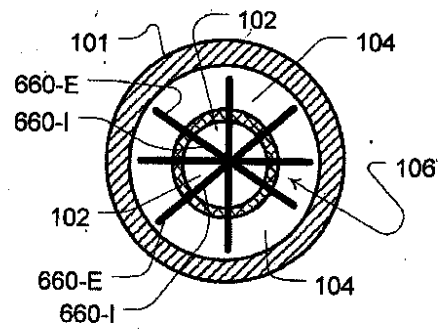


Fig. 12

【図 11】

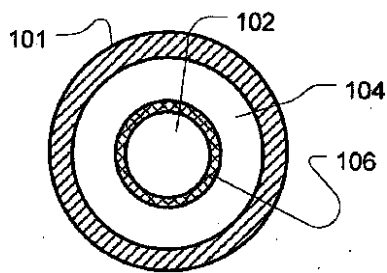


Fig. 11

【図 12 A】

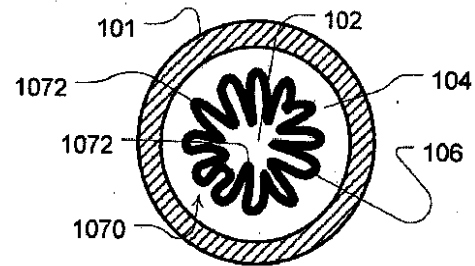


Fig. 12A

【 図 1 3 】

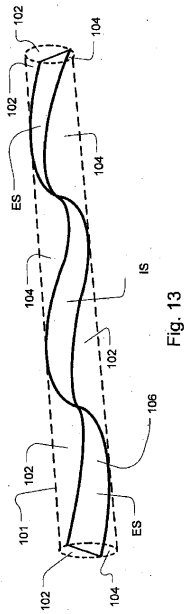


Fig. 13

【 図 1 4 】

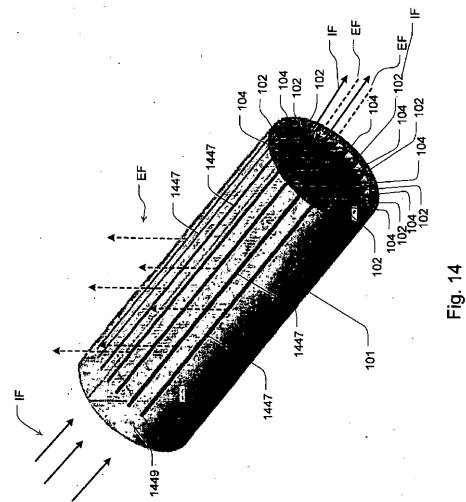


Fig. 14

【 図 1 5 】

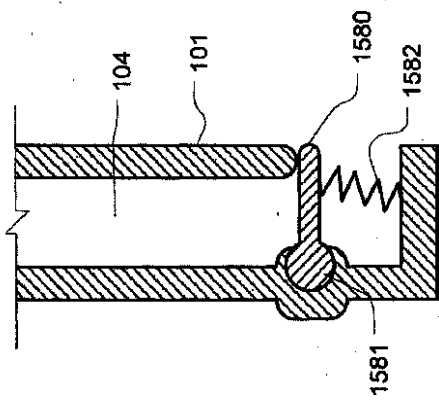


Fig. 15

【 図 1 6 】

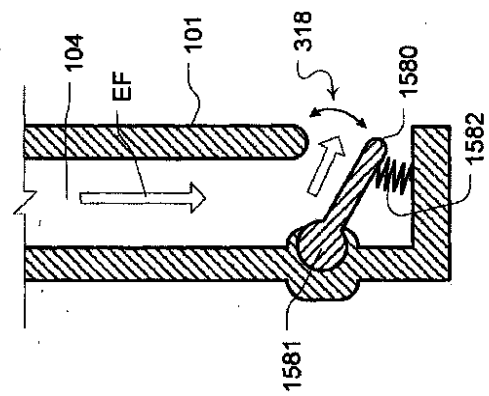


Fig. 16

【 図 1 7 】

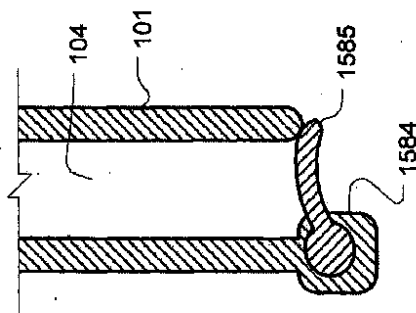
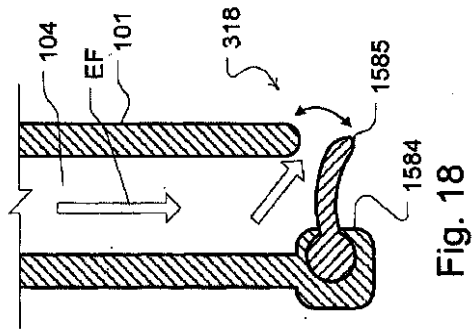
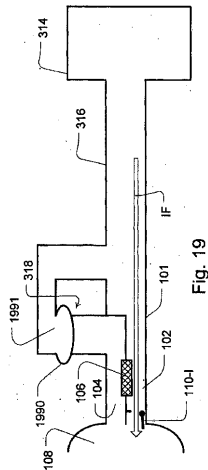


Fig. 17

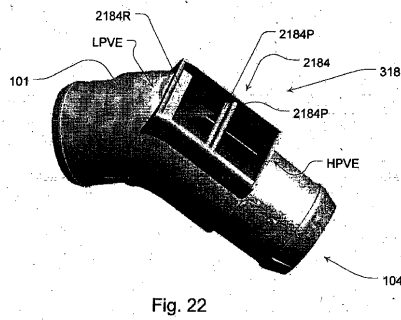
【図 18】



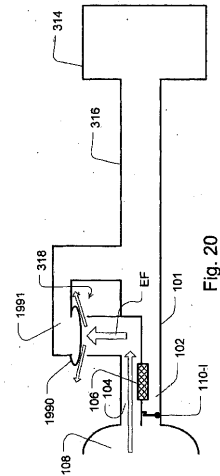
【図 19】



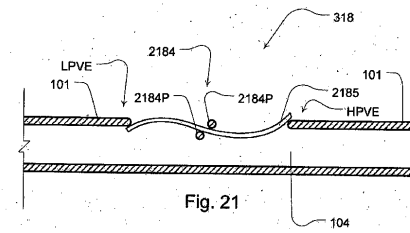
【図 22】



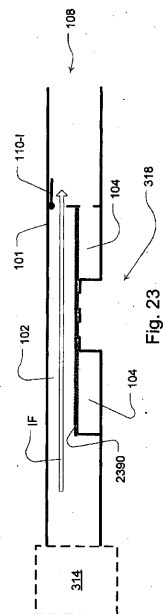
【図 20】



【図 21】



【図 23】



【図 24】

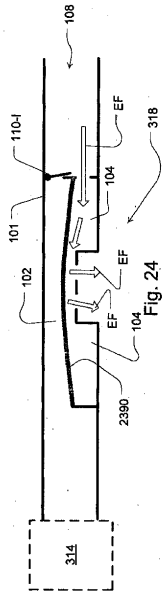


Fig. 24

【図 25 A】

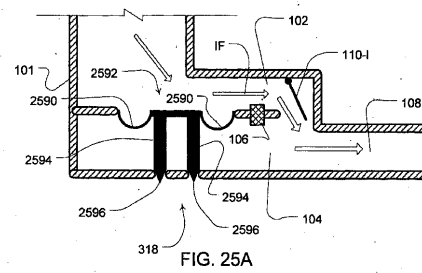


FIG. 25A

【図 25 B】

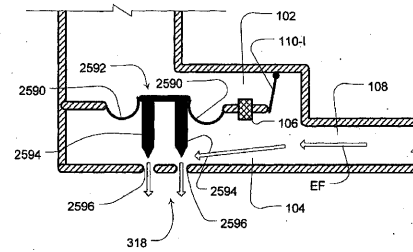


FIG. 25B

【図 26】

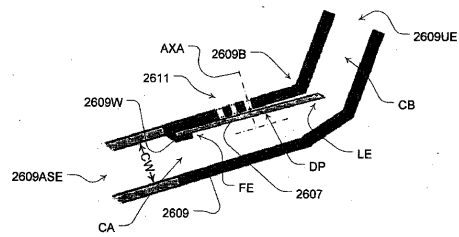


FIG. 26

【図 28】

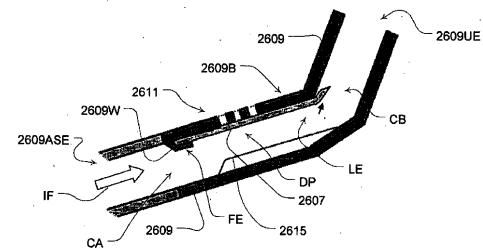


FIG. 28

【図 27】

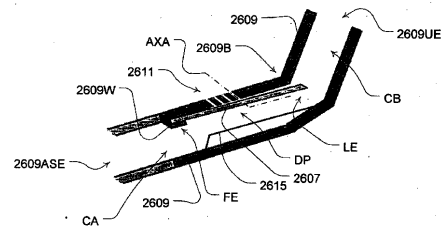


FIG. 27

【図 29】

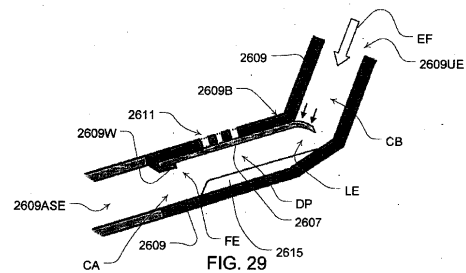


FIG. 29

【図 30】

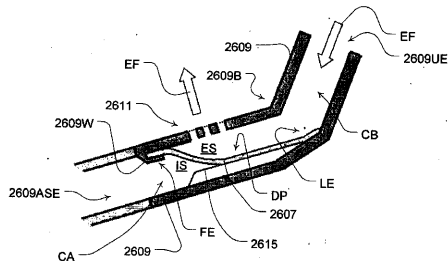


FIG. 30

【図 31】

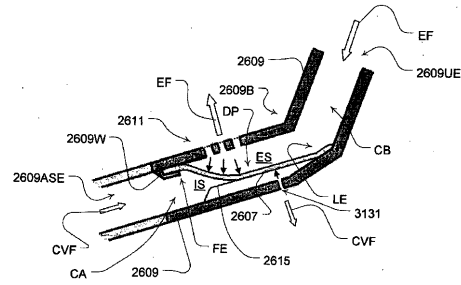


FIG. 31

【図 33】

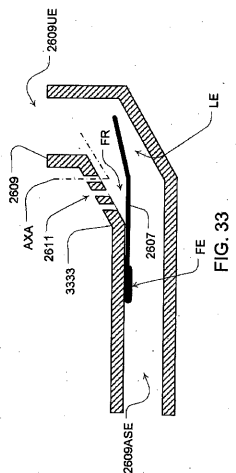


FIG. 33

【図 34】

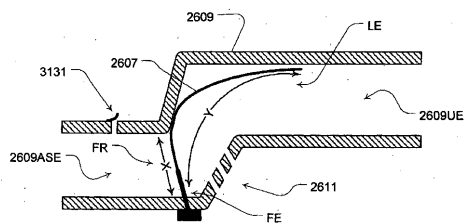


FIG. 34

【図 32】

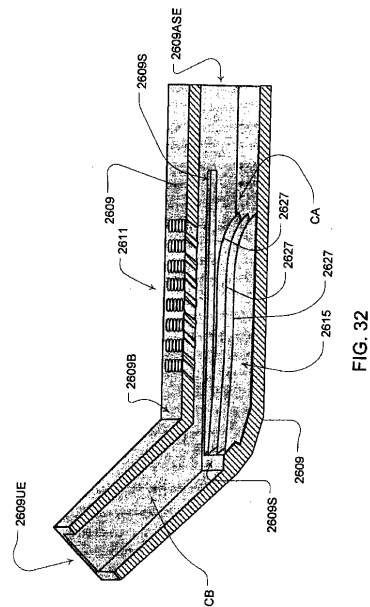


FIG. 32

【図 35】

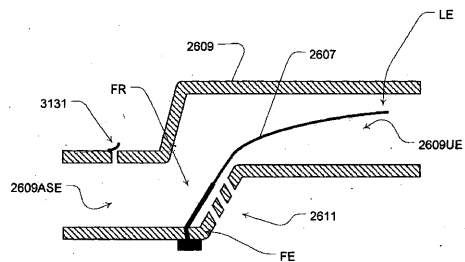


FIG. 35

【図 36】

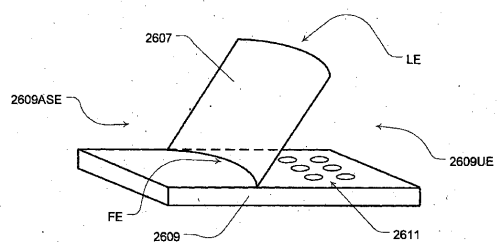


FIG. 36

【 図 3 9 】

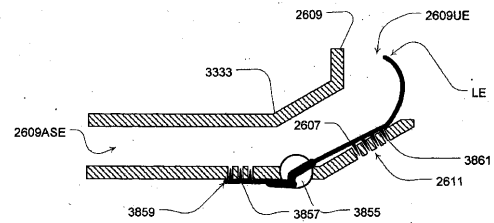


FIG. 39

【 図 4 0 】

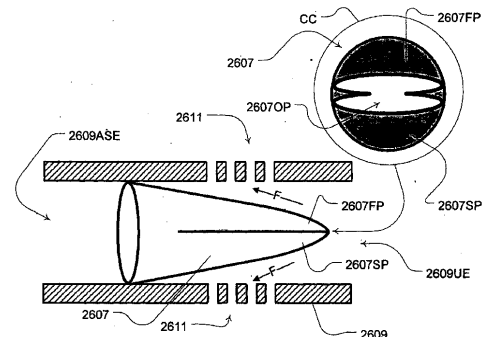


FIG. 40

【 図 4 3 】

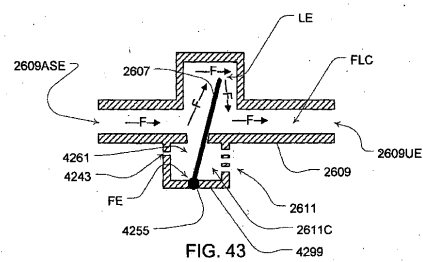


FIG. 43

【 図 4 4 】

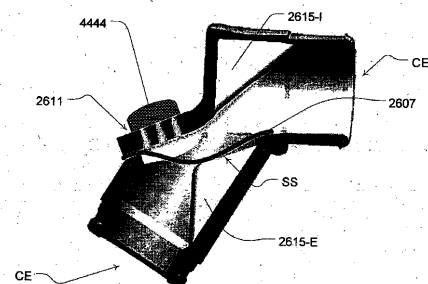


FIG. 44

【図 45】

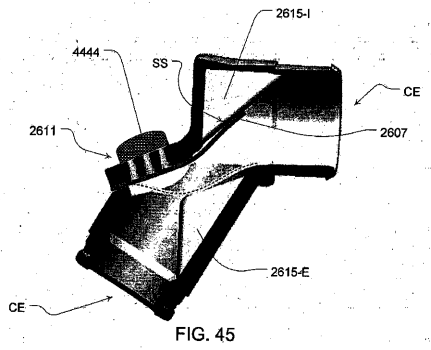


FIG. 45

【図 46】

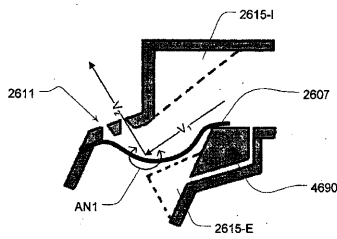


FIG. 46

【図 47】

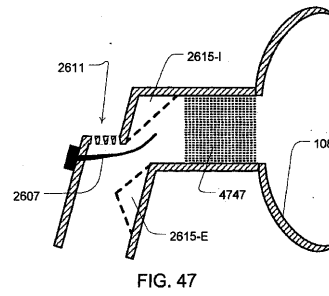


FIG. 47

【図 48】

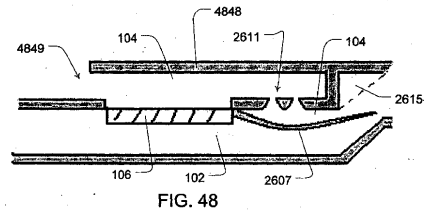


FIG. 48

【図 49】

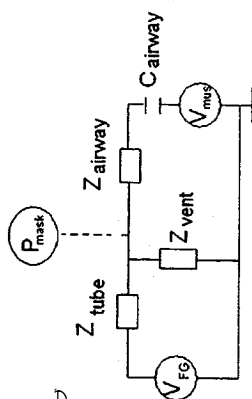


FIG. 49

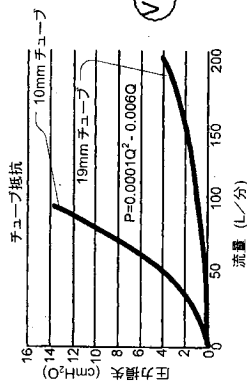


FIG. 49A

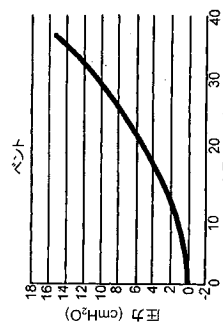


FIG. 49B

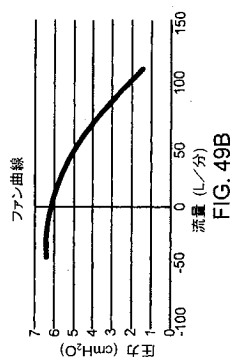


FIG. 49C

【図 50】

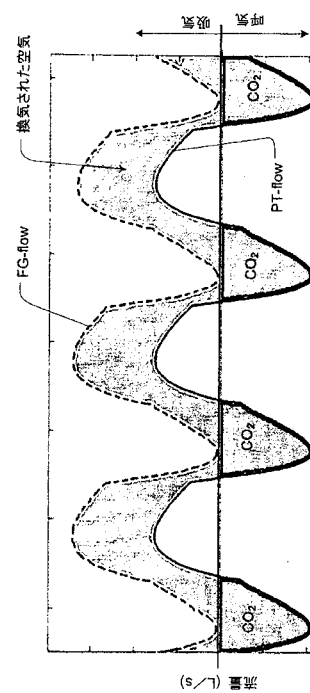


FIG. 50

【図 5 1】

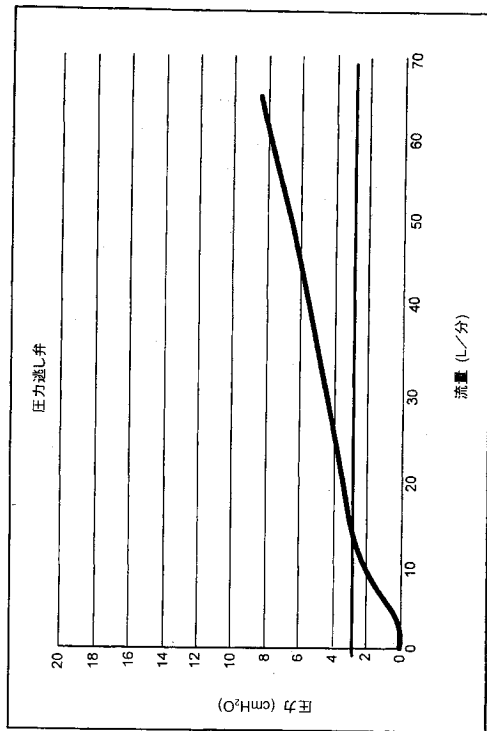


FIG. 51

【図 5 2】

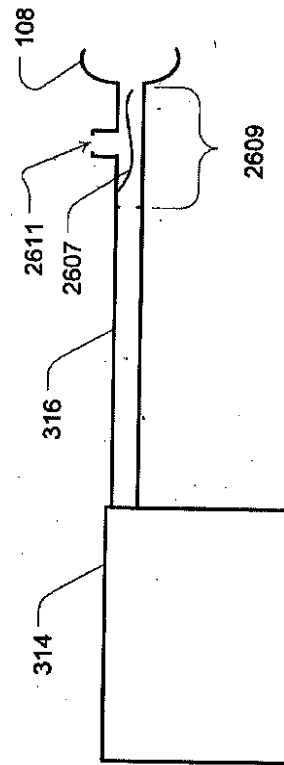


FIG. 52

【図 5 3】

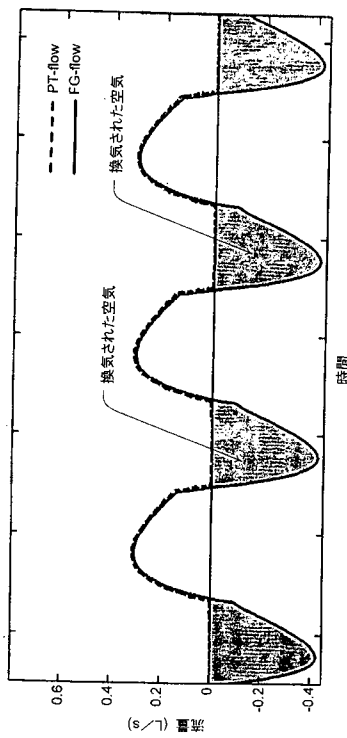


FIG. 53

【図 5 4】

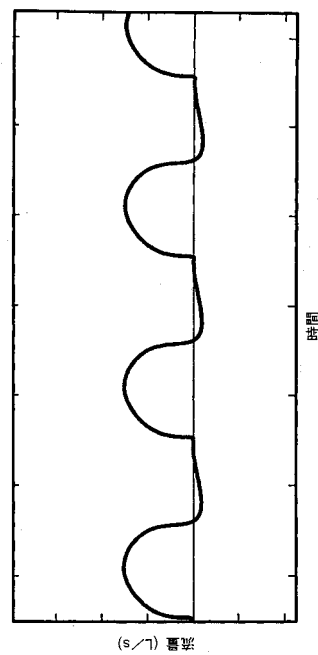


FIG. 54

【図 55】

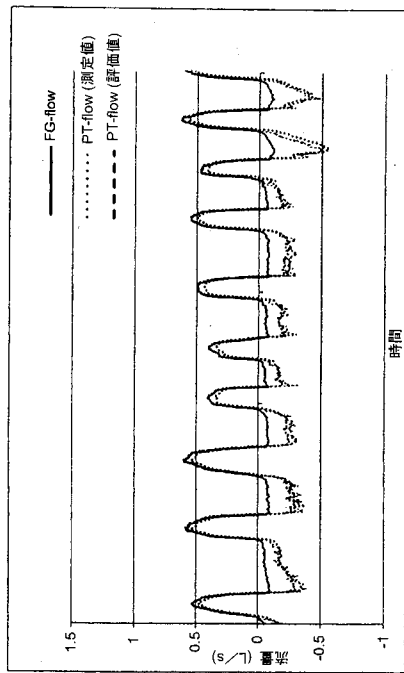


FIG. 55

【図 56】

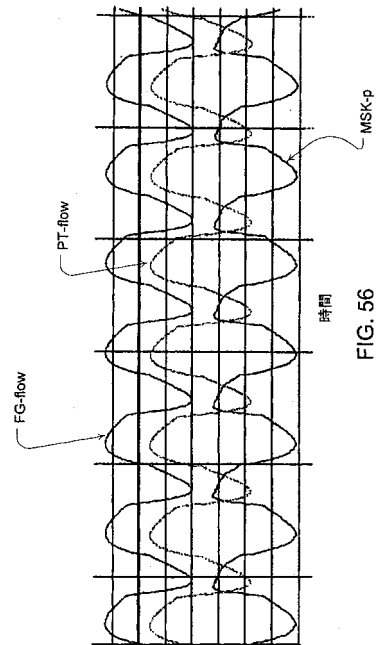


FIG. 56

【図 57】

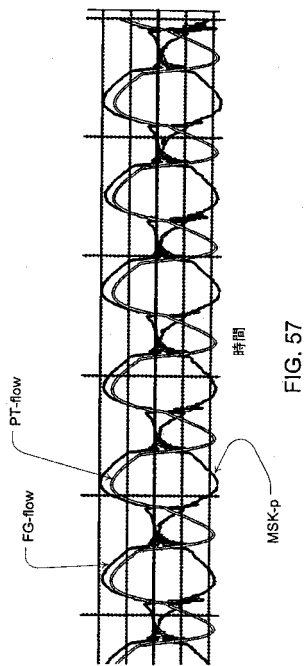


FIG. 57

【図 58】

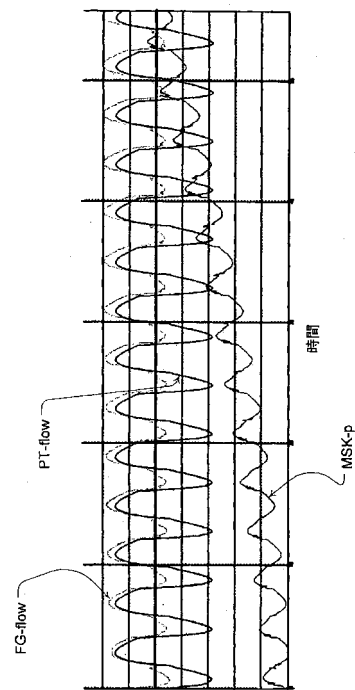


FIG. 58

【図 59】

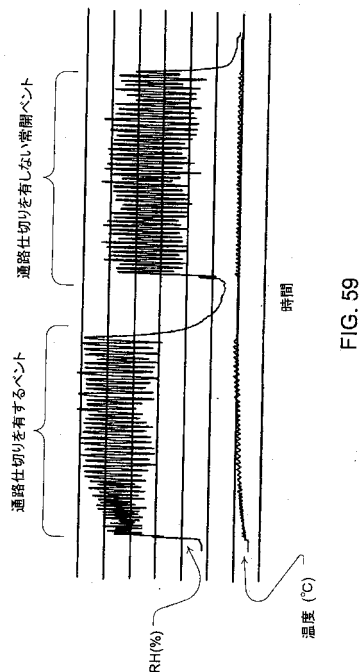


FIG. 59

【手続補正書】

【提出日】平成26年7月11日(2014.7.11)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸治療をもたらす患者インターフェイスのための呼吸可能なガスを調整する交換器導管であって、

第1の通路および第2の通路を有する導管であって、前記第1の通路は、吸気ガスを導通するように構成されており、前記第2の通路は、呼気ガスを導通するように構成されている、導管と、

前記第1の通路と前記第2の通路とを分離するために前記第1の通路および前記第2の通路に沿って配置された交換器であって、前記第2の通路の前記ガスの成分を前記第1の通路の前記ガスに伝達するように構成されている、交換器と、
を備えている、交換器導管。

【請求項 2】

前記交換器は、温度伝導材料を含んでおり、前記第1の通路の前記ガスから前記第2の通路の前記ガスに伝達される前記ガスの前記成分は、温度である、請求項 1 に記載の交換器導管。

【請求項 3】

前記交換器は、湿気伝導材料を含んでおり、前記第1の通路の前記ガスから前記第2の通路の前記ガスに伝達される前記ガスの成分は、湿気である、請求項 1 または 2 のいずれ

かに記載の交換器導管。

【請求項 4】

前記交換器は、親水性材料を含んでいる、請求項 1～3 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 5】

前記交換器は、二酸化酸素排除材料を含んでいる、請求項 1～4 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 6】

前記交換器は、セルロース材料を含んでいる、請求項 1～5 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 7】

前記交換器は、前記第 1 の通路と前記第 2 の通路とを分割する折畳まれた表面を備えている、請求項 1～6 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 8】

前記第 1 の通路および前記第 2 の通路は、各々、複数の流れ経路を備えており、前記交換器は、複数の互いに略平行な壁表面によって、前記流れ経路を分割しており、前記壁表面の各々は、前記第 1 の通路の経路を前記第 2 の通路の経路から分離している、請求項 1～7 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 9】

前記交換器は、複数の熱伝導フィンを備えている、請求項 1～8 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 10】

前記交換器は、複数の毛細管開口を備えている、請求項 1～9 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 11】

前記第 1 の通路は、入口端および出口端を備えており、前記出口端は、患者呼吸システムに連結するように構成されている、請求項 1～10 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 12】

前記交換器導管は、弁をさらに備えており、前記弁は、前記入口端から前記出口端への前記第 1 の通路を通るガス流れを許容し、前記出口端から前記入口端への前記第 1 の通路を通るガス流れを許容しないように、前記第 1 の通路において構成されている、請求項 11 に記載の交換器導管。

【請求項 13】

前記出口端は、呼吸マスクを備えている、請求項 12 に記載の交換器導管。

【請求項 14】

前記出口端は、呼吸マスク用の連結具を備えている、請求項 12 に記載の交換器導管。

【請求項 15】

前記入口端は、呼吸治療装置の出口導管用の連結具を備えている、請求項 12～14 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 16】

前記第 2 の通路は、入口端および出口端を備えており、前記入口端は、患者呼吸システムに連結するように構成されており、前記出口端は、大気への呼吸ベントに連結するように構成されている、請求項 1～10 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 17】

前記第 2 の通路は、弁を備えており、前記弁は、呼気ガスが前記呼気ベントを通過して大気に放出されることを許容し、大気から前記ベントを通る前記第 2 の通路への空気の流れを阻止するようになっている、請求項 16 に記載の交換器導管。

【請求項 18】

前記呼気ベントは、柔軟なバリアを備えており、前記柔軟なバリアは、前記第 2 の通路

内の圧力を大気圧よりも大きい圧力閾値未満に維持すべく前記ベントを選択的に開けるように操作可能となるように、張力が予め加えられている、請求項 16 に記載の交換器導管。

【請求項 19】

前記呼吸ベントは、1 対の張力バーを備えており、該張力バーによって、前記柔軟なバリアが引っ張られるようになっている、請求項 18 に記載の交換器導管。

【請求項 20】

前記第 1 の通路は、酸素源用の連結具を有する入口開口をさらに備えている、請求項 1 ~ 19 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 21】

前記交換器は、温度交換のために一緒に連結された第 1 および第 2 の組のフィンを備えており、前記第 1 の組のフィンは、前記第 1 の通路内に延在しており、前記第 2 の組のフィンは、前記第 2 の通路内に延在しており、前記第 1 および第 2 の組のフィンは、横断部分によって互いに接続されており、前記横断部分は、前記第 1 および第 2 の組のフィン間において前記第 1 および第 2 の通路に沿って長手方向に延在する毛細管面を有している、請求項 1 ~ 20 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 22】

前記交換器導管は、流体供給開口をさらに備えており、前記流体供給開口は、流体を前記交換器の材料に供給する流体通路を備えている、請求項 1 ~ 21 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 23】

前記第 1 の通路に繋がる導管は、前記第 1 の通路における呼吸ガスの流れを妨げるように構成された柔軟なチャンバを備えている、請求項 1 ~ 22 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 24】

前記第 2 の通路に繋がる導管は、前記第 2 の通路における吸気ガスの流れを妨げるように構成された柔軟なチャンバを備えている、請求項 1 ~ 23 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 25】

前記交換器は、柔軟な仕切りを含んでいる、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 26】

前記柔軟な仕切りは、固定端を有している、請求項 25 に記載の交換器導管。

【請求項 27】

前記柔軟な仕切りは、リップ端を有している、前記 26 に記載の交換器導管。

【請求項 28】

前記交換器導管は、換気部分をさらに備えており、前記柔軟な仕切りは、前記導管の前記換気部分の開口を選択的に塞ぎ、かつ開いて移動するように構成されている、請求項 27 に記載の交換器導管。

【請求項 29】

前記換気部分は、一組の矩形開口を備えている、請求項 28 に記載の交換器導管。

【請求項 30】

前記導管は、リブ付き仕切り支持体を備えている、請求項 28 に記載の交換器導管。

【請求項 31】

前記導管は、前記仕切りの周縁によって塞がれるように構成された仕切りシートを備えている、請求項 28 に記載の交換器導管。

【請求項 32】

前記交換器は、前記第 1 の通路の前記ガスへの前記第 2 の通路の前記ガスの前記成分の伝達効率を選択的に増減する調整機構を備えている、請求項 1 ~ 31 のいずれか 1 つに記載の交換器導管。

【請求項 33】

前記調整機構は、前記交換器の流れ接触表面積を増減するようになっている、請求項 32 に記載の交換器。

【請求項 34】

前記交換器導管は、プロセッサおよびセンサをさらに備えており、前記プロセッサは、前記センサからの信号に応じて前記交換器の効率を調整するように、前記調整機構を制御するように構成されている、請求項 33 に記載の交換器導管。

【請求項 35】

前記センサは、温度センサを含んでいる、請求項 34 に記載の交換器導管。

【請求項 36】

前記センサは、湿気センサを含んでいる、請求項 34 に記載の交換器導管。

【請求項 37】

呼吸導管における大気圧を超える拡張圧力を可能にする呼気流れ抵抗体であって、呼気流れ通路を有する呼吸導管と、
前記呼気流れ通路の流れを大気に解放するための前記導管の開口と、
前記開口を選択的に塞ぐように構成されたカバー要素であって、前記呼気流れ通路の圧力が大気圧を上回る圧力閾値を超えない限り、前記開口を塞ぐように張力が加えられている、カバー要素と、
を備えている、呼気流れ抵抗体。

【請求項 38】

前記カバー要素は、バネおよび旋回軸に連結されており、前記バネは、前記カバー要素に張力をもたらすようになっている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 39】

前記カバー要素は、柔軟であり、前記導管の壁当接部は、前記張力を前記カバー要素にもたらしために、前記柔軟なカバー要素を前記開口に重ねるようになっている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 40】

前記カバー要素は、柔軟薄膜から構成されており、前記呼気通路の圧力が前記柔軟薄膜を拡張させ、前記開口を開くようになっている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 41】

前記カバー要素は、柔軟薄膜から構成されており、前記導管は、1組のバーをさらに備えており、前記1組のバー内に前記薄膜が挿通され、張力を前記薄膜にもたらしようになっている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 42】

前記導管は、ホルダー隆起をさらに備えており、前記カバー要素は、前記ホルダー隆起と連携して、前記呼気通路内の圧力状態が大気圧を下回らない限り、前記呼気通路内への流れを阻止するように、さらに構成されている、請求項 41 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 43】

前記カバー要素は、柔軟薄膜およびプラグからさらに構成されており、前記プラグは、前記開口に選択的に進入し、前記開口を塞ぐように構成されている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 44】

前記導管は、吸気通路をさらに備えており、前記吸気通路は、前記カバー要素によって前記呼気通路から分離されている、請求項 37 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 45】

前記吸気通路は、呼吸治療装置の流れ発生器の出口および患者インターフェイスの入口に連結されるように構成されている、請求項 44 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 46】

前記吸気通路は、一方向弁を備えており、前記一方向弁は、患者呼気中に、前記流れ発生器が、前記吸気通路を通して流れを患者インターフェイスに送達することなく、前記吸

気通路内の圧力を前記カバー要素に対して維持することを可能にするようになっている、請求項 4 5 に記載の呼気流れ抵抗体。

【請求項 4 7】

呼吸治療をもたらす患者インターフェイスのための呼吸可能なガス用導管であって、換気部分、第 1 の通路および第 2 の通路を有する導管であって、前記第 1 の通路は、吸気ガスを導通するように構成されており、前記第 2 の通路は、呼気ガスを導通するように構成されている、導管と、

吸気流れおよび呼気流れに応じて前記第 1 の通路および前記第 2 の通路を動的に生成するようになっている、前記第 1 の通路および前記第 2 の通路に沿った柔軟な通路仕切りと

、
を備えており、

前記仕切りは、

前記仕切りが前記導管の互いに向き合った側間を横断するとき、前記導管の第 1 の側と前記仕切りの第 1 の側との間に吸気通路を生成し、前記導管の反対側と前記仕切りの反対側との間に呼気通路を生成するように、かつ

前記導管の前記換気部分の開口を選択的に塞ぎ、かつ開いて移動するように構成されている、

導管。

【請求項 4 8】

前記柔軟な通路仕切りは、前記第 1 の通路のガスの成分を前記第 2 の通路に伝達する交換器を含んでいる、請求項 4 7 に記載の導管。

【請求項 4 9】

前記成分は、温度である、請求項 4 8 に記載の導管。

【請求項 5 0】

前記成分は、湿気である、請求項 4 9 に記載の導管。

【請求項 5 1】

前記柔軟な仕切りは、固定端を有している、請求項 4 7 ~ 5 0 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 2】

前記柔軟な仕切りは、リップ端を有している、請求項 4 7 ~ 5 1 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 3】

前記換気部分は、一組の矩形開口を備えている、請求項 4 7 ~ 5 2 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 4】

前記換気部分は、前記第 2 の通路の呼気流路に対して鋭角に構成された 1 組の開口を備えている、請求項 4 7 ~ 5 2 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 5】

前記柔軟な仕切りは、前記換気部分の少なくとも一部を密封するように構成された 1 つまたは複数の突起を備えている、請求項 4 7 ~ 5 4 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 6】

前記導管は、二次ベントおよびベントカバーをさらに備えており、前記柔軟な仕切りは、前記二次ベントを選択的に密封するために、前記ベントカバーに連結されている、請求項 4 7 ~ 5 5 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 7】

前記導管は、リブ付き仕切り支持体をさらに備えている、請求項 4 7 ~ 5 6 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 5 8】

前記導管は、前記仕切りの周縁によって塞がれるように構成された仕切りシートをさらに備えている、請求項 5 7に記載の導管。

【請求項 59】

前記導管は、常開式ベント開口をさらに備えている、請求項 47 ~ 58 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 60】

前記導管は、導管曲げ部をさらに備えており、前記柔軟な通路仕切りは、前記導管曲げ部を横切って延在している、請求項 47 ~ 59 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 61】

前記柔軟な通路仕切りの長さは、前記導管の幅の 1.25 倍より大きい長さを含んでいる、請求項 47 ~ 60 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 62】

前記柔軟な仕切りは、前記柔軟仕切りに呼気作動側およびガス供給作動側をもたらすように、前記導管内において構成されており、前記呼気作動側は、前記ガス供給作動側の表面積を超える表面積を有している、請求項 47 ~ 61 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 63】

前記柔軟な仕切りは、前記仕切りのリップ端に起立部を備えており、前記起立部は、前記導管の通路内に延在している、請求項 47 ~ 62 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 64】

前記柔軟な仕切りは、非平面状表面を備えている、請求項 47 ~ 63 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 65】

前記非平面状表面は、凸面である、請求項 64 に記載の導管。

【請求項 66】

前記導管は、個別の換気チャンバをさらに備えており、前記柔軟な通路仕切りは、前記換気チャンバ内に旋回部分を備えている、請求項 47 ~ 65 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 67】

前記柔軟な通路仕切りは、ガス供給源のガスを大気と平衡にするために、呼気ガスを解放するための換気部分および圧力解放部分の 1 つに、前記換気チャンバを選択的に開くようになっている、請求項 66 に記載の導管。

【請求項 68】

前記導管は、バイパス通路を備えており、前記バイパス通路は、前記柔軟な通路仕切りを迂回するガスを検出することを可能にするように構成されている、請求項 47 ~ 67 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 69】

前記導管は、センサと気体連通しており、前記センサは、前記バイパス通路に起因するガスを検出するように構成されており、前記センサは、プロセッサに連結されており、前記プロセッサは、前記検出された特性から、前記柔軟な通路仕切りの反対側のガス特性を評価するように構成されている、請求項 68 に記載の導管。

【請求項 70】

前記評価される特性は、患者呼気流れを含んでいる、請求項 69 に記載の導管。

【請求項 71】

前記評価される特性は、患者インターフェイスにおける治療圧を含んでいる、請求項 69 に記載の導管。

【請求項 72】

前記柔軟な通路仕切りと直列に配置された交換器をさらに備えている、請求項 47 ~ 71 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 73】

前記柔軟な通路仕切りと直列に位置する二方向流れ通路に熱 / 湿気交換材料をさらに備えている、請求項 47 ~ 72 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 74】

前記導管は、一組の仕切り支持体をさらに備えており、前記仕切り支持体は、導管表面から延在しており、吸気流れ中に前記仕切りを支持するように位置決めされている、請求項 47～73 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 75】

前記導管は、一組の仕切り支持体をさらに備えており、前記仕切り支持体は、導管表面から延在しており、呼気流れ中に前記仕切りを支持するように位置決めされている、請求項 47～74 のいずれか 1 つに記載の導管。

【請求項 76】

前記一組の仕切り支持体は、前記導管の前記流路に沿って長手方向に配置された平行リブを備えている、請求項 74 または 75 のいずれかに記載の導管。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/AU2012/001382
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61M 16/20 (2006.01) A61M 16/06 (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
WPI & EPDOC: IPC & CC A61M 16/-; A62B 7/-; A62B 9/-; A62B 18/- & Keywords (exchang+, transfer+, osmo+, transfus+, conduct+, wick+, channel+, passage+, duct+, hose+, pip+, inhal+, exhal+, inspir+, expir+, exhaust+, heat, oxygen, carbon_dioxide, agent, moisture, water, humid+, patient_interface or mask or +pap, conduit, channel, tub+, vent, valve, pop_off, cover, wall, divi+, separat+, flap, barrier diaphragm, bias, pre-load, spring, pre_set, set+, threshold, atmospher+, room, external, flex+, deform+, deflect+, travers+, switch+, dynamic, ad_hoc, (on 3w demand)) and like terms Espacenet & Google Scholar: Keywords (exchang+, transfer+, osmo+, transfus+, conduct+, wick+) and (channel+, passage+, duct+, hose+, pip+, inhal+, exhal+, exhaust+, inspir+, expir+) and (heat, oxygen, carbon_dioxide, agent, moisture, water, humid+) and (patient_interface or mask or +pap) and (conduit, channel, tub+) and (vent, valve, flap, pop_off, cover, diaphragm, wall, divi+, separat+, barrier) and (bias, pre-load, spring) and (pre_set, set+, threshold) and (atmospher+, room, external) and (flex+, deform+, deflect+, travers+, switch+) and (dynamic, ad_hoc, (on 3w demand)) and like terms		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	Documents are listed in the continuation of Box C	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex		
* "A"	Special categories of cited documents: document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 7 March 2013		Date of mailing of the international search report 07 March 2013
Name and mailing address of the ISA/AU AUSTRALIAN PATENT OFFICE PO BOX 200, WODEN ACT 2606, AUSTRALIA Email address: pct@ipaustalia.gov.au Facsimile No.: +61 2 6283 7999		Authorised officer Karen Violante AUSTRALIAN PATENT OFFICE (ISO 9001 Quality Certified Service) Telephone No. 0262837933

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No.
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		PCT/AU2012/001382
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	GB 2465358 A (SLE LIMITED) 19 May 2010 Abstract; Page 3, line 40-Page 4, line 16; Page 4, line 29-Page 7, line 33; Figures 1 and 3-5	1-36
X	US 3895675 A (REIN et al.) 22 July 1975 Abstract; Column 2, lines 26-58; Column 3, line 11-Column 5, line 52; Claims; Figures	1-36
X	GB 2053695 A (DRAGERWERK AKTIENGESELLSCHAFT) 11 February 1981 Abstract; Page 1, line 6-Page 2, line 102; Claims; Figure	1-36
X	US 6807964 B1 (RUDDY) 26 October 2004 Abstract; Column 1, lines 57-Column 2, line 30; Column 2, line 51-Column 4, line 43; Claims; Figures	1-36
X	DE 29613610 U1 (BRÄCHT) 06 August 1996 Abstract; Figures	1-2
A	US 2010/0108063 A1 (KOCH et al.) 06 May 2010 Figures	1-36
A	US 4829997 A (DOUWENS et al.) 16 May 1989 Figures	1-36
A	US 6941945 B2 (FLODIN) 13 September 2005 Figures	1-36
A	WO 1996/016689 A1 (LOUIS GIBECK AB) 06 June 1996 Figures	1-36
X	US 2008/0257358 A1 (STERN et al.) 23 October 2008 Abstract; Figures; Paragraphs [0042]-[0045]	37-46
X	GB 2382639 B (FLEXICARE MEDICAL LIMITED) 20 July 2005 Abstract; Figures; Page 1, line 3-Page 7, line 10; Page 7, line 25-Page 10, line 4	37-46
X	DE 2406679 A1 (VOLKER) 21 August 1975 Abstract; Figures	37-46
A	DE 20002000369 U1 (MUTZBAUER) 11 January 2000 Abstract; Figures	37-46
A	DE 3240897 A (OBERMAYER) 10 May 1984 Abstract; Figures	37-46
A	CN 202113452 U (BAO) 18 January 2011 Abstract; Figure	37-46
A	GB 580146 A (BRITISH OXYGEN COMPANY LIMITED et al.) 28 August 1946 Abstract; Figures	37-46
A	US 2010/0269827 A1 (RAPOPORT) 28 October 2010 Abstract; Figures	37-46

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No.
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		PCT/AU2012/001382
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 3375839 A (CRENSHAW) 02 April 1968 Abstract; Figures 3 and 4; Column 4, line 44-Column 5, line 38; claims	47-77
X	GB 783434 A (PAYNE) 25 September 1957 Abstract; Figures 1 and 2; Page 1, line 17-Page 2, line 15; claims	47-77
X	US 5765557 A (WARTERS) 16 June 1998 Abstract; Figures; Column 2, line 38-Column 4, line 48; Column 6, line 9-Column 15, line 32	47-77
A	WO 2005/097244 A1 (MEDICAL AB) 20 October 2005 Abstract; Figures	47-77
A	US 4538620 A (NOWACKI et al.) 03 September 1985 Abstract; Figures	47-77
A	US 3460558 A (JOHANNISSON) 12 August 1969 Abstract; Figures	47-77
<p>Form PCT/ISA/210 (fifth sheet) (July 2009)</p>		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/AU2012/001382

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a)

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See Supplemental Box for Details

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT	International application No. PCT/AU2012/001382
Supplemental Box	
<p>Continuation of: Box III This International Application does not comply with the requirements of unity of invention because it does not relate to one invention or to a group of inventions so linked as to form a single general inventive concept.</p> <p>This Authority has found that there are different inventions based on the following features that separate the claims into distinct groups:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Claims 1-36 are directed to an exchanger conduit to condition a breathable gas for a patient interface that delivers a respiratory treatment. The feature of the exchanger along the first channel and the second channel to separate the first channel and the second channel, the exchanger configured to transfer a component of the gas of the second channel to the gas of the first channel is specific to this group of claims. • Claims 37-46 are directed to a conduit for a breathable gas for a patient interface that delivers a respiratory treatment. The feature of the cover component, the cover component configured to selectively block the aperture, wherein the cover component is loaded with a tension to block the aperture unless a pressure of the expiratory flow channel exceeds a pressure threshold that is above atmospheric pressure is specific to this group of claims. • Claims 47-77 are directed to a conduit for a expiratory flow resistor to permit a stenting pressure above atmospheric pressure in a respiratory conduit. The feature of a flexible channel divider that dynamically creates the first or second channels in response to flow (so is effectively functioning as a valve) is specific to this group of claims. <p>PCT Rule 13.2, first sentence, states that unity of invention is only fulfilled when there is a technical relationship among the claimed inventions involving one or more of the same or corresponding special technical features. PCT Rule 13.2, second sentence, defines a special technical feature as a feature which makes a contribution over the prior art.</p> <p>When there is no special technical feature common to all the claimed inventions there is no unity of invention.</p> <p>In the above groups of claims, the identified features may have the potential to make a contribution over the prior art but are not common to all the claimed inventions and therefore cannot provide the required technical relationship. Therefore there is no special technical feature common to all the claimed inventions and the requirements for unity of invention are consequently not satisfied a priori.</p> <p>As the search and examination for the additional inventions will each require more than negligible additional search and examination effort over that for the first invention and each other, two additional search fees are warranted.</p> <p>Form PCT/ISA/210 (Supplemental Box) (July 2009)</p>	

Form PCT/ISA/210 (Supplemental Box) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/AU2012/001382	
Information on patent family members			
This Annex lists known patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.			
Patent Document/s Cited in Search Report		Patent Family Member/s	
Publication Number	Publication Date	Publication Number	Publication Date
GB 2465358 A	19 May 2010	GB 2465358 A	19 May 2010
US 3895675 A	22 Jul 1975	US 3895675 A	22 Jul 1975
GB 2053695 A	11 Feb 1981	DE 2929584 A1	05 Feb 1981
		FR 2466254 A2	10 Apr 1981
		FR 2466254 B2	06 Apr 1984
		GB 2053695 A	11 Feb 1981
		GB 2053695 B	05 May 1983
		JP 56020467 A	26 Feb 1981
		SE 431162 B	23 Jan 1984
		SE 8002856 A	22 Jan 1981
		US 4318398 A	09 Mar 1982
US 6807964 B1	26 Oct 2004	US 6807964 B1	26 Oct 2004
DE 29613610 U1	06 Aug 1996	None	
US 2010/0108063 A1	06 May 2010	DE 102008055700 A1	12 May 2010
		FR 2966048 A1	20 Apr 2012
		GB 2464802 A	05 May 2010
		GB 2464802 B	12 Jan 2011
		US 2010108063 A1	06 May 2010
US 4829997 A	16 May 1989	US 4829997 A	16 May 1989
US 6941945 B2	13 Sep 2005	AU 3630901 A	03 Sep 2001
		AU 2001236309 B2	28 Apr 2005
		CA 2400963 A1	30 Aug 2001
		EP 1257312 A2	20 Nov 2002
		EP 1257312 B1	20 Jul 2005
		JP 2003523264 A	05 Aug 2003
		SE 0000635 A	26 Aug 2001
		US 2003010342 A1	16 Jan 2003
		US 6941945 B2	13 Sep 2005
WO 1996/016689 A1	06 Jun 1996	WO 0162313 A2	30 Aug 2001
		AU 4275596 A	19 Jun 1996
		AU 701050 B2	21 Jan 1999
Due to data integration issues this family listing may not include 10 digit Australian applications filed since May 2001. Form PCT/ISA/210 (Family Annex)(July 2009)			

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/AU2012/001382	
Information on patent family members			
This Annex lists known patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.			
Patent Document/s Cited in Search Report		Patent Family Member/s	
Publication Number	Publication Date	Publication Number	Publication Date
		CA 2206208 A1	06 Jun 1996
		EP 0794809 A1	17 Sep 1997
		EP 0794809 B1	09 Jun 1999
		JP H10509619 A	22 Sep 1998
		JP 3707791 B2	19 Oct 2005
		NZ 297572 A	27 Apr 1998
		SE 9404182 A	02 Jun 1996
		US 5906201 A	25 May 1999
		WO 9616689 A1	06 Jun 1996
US 2008/0257358 A1	23 Oct 2008	US 2008257358 A1	23 Oct 2008
		WO 2008131412 A1	30 Oct 2008
GB 2382639 B	20 Jul 2005	GB 2382639 A	04 Jun 2003
		GB 2382639 B	20 Jul 2005
DE 2406679 A1	21 Aug 1975	DE 2406679 A1	21 Aug 1975
		DE 2406679 B2	11 May 1978
DE 20002000369 U1	11 Jan 2000	None	
DE 3240897 A	10 May 1984	None	
CN 202113452 U	18 Jan 2011	None	
GB 580146 A	28 Aug 1946	GB 580146 A	28 Aug 1946
US 2010/0269827 A1	28 Oct 2010	CN 102413861 A	11 Apr 2012
		EP 2421590 A2	29 Feb 2012
		US 2010269827 A1	28 Oct 2010
		US 8371300 B2	12 Feb 2013
		WO 2010124191 A2	28 Oct 2010
US 3375839 A	02 Apr 1968	US 3375839 A	02 Apr 1968
GB 783434 A	25 Sep 1957	GB 783434 A	25 Sep 1957
US 5765557 A	16 Jun 1998	AU 5313096 A	08 Oct 1996
		CA 2215658 A1	26 Sep 1996
		EP 0821601 A1	04 Feb 1998
		JP H11502143 A	23 Feb 1999
Due to data integration issues this family listing may not include 10 digit Australian applications filed since May 2001.			
Form PCT/ISA/210 (Family Annex)(July 2009)			

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No.	
Information on patent family members		PCT/AU2012/001382	
This Annex lists known patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.			
Patent Document/s Cited in Search Report		Patent Family Member/s	
Publication Number	Publication Date	Publication Number	Publication Date
WO 2005/097244 A1	20 Oct 2005	US 5605149 A	25 Feb 1997
		US 5765557 A	16 Jun 1998
		US 6155252 A	05 Dec 2000
		WO 9629110 A1	26 Sep 1996
		EP 1740243 A1	10 Jan 2007
US 4538620 A	03 Sep 1985	US 2009007912 A1	08 Jan 2009
		WO 2005097244 A1	20 Oct 2005
		US 4538620 A	03 Sep 1985
US 3460558 A	12 Aug 1969	CH 399915 A	30 Sep 1965
		DK 111181 B	24 Jun 1968
		GB 990870 A	05 May 1965
		US 3460558 A	12 Aug 1969
End of Annex			

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(74)代理人 100125380
弁理士 中村 綾子

(74)代理人 100142996
弁理士 森本 聡二

(74)代理人 100154298
弁理士 角田 恭子

(74)代理人 100166268
弁理士 田中 祐

(74)代理人 100170379
弁理士 徳本 浩一

(74)代理人 100161001
弁理士 渡辺 篤司

(74)代理人 100179154
弁理士 児玉 真衣

(74)代理人 100180231
弁理士 水島 亜希子

(74)代理人 100184424
弁理士 増屋 徹

(72)発明者 ホリー, リアム
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2 2 0 4, マリックヴィル, マラコフ・ストリート 5 8

(72)発明者 クラセク, ポール・ジャン
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2 1 7 7, ボニーリッグ・ハイツ, ローリー・ブレイス 9

(72)発明者 フレイター, ロバート・ヘンリー
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2 1 5 3, ベラ・ピスタ, エリザベス・マッカーサー・ドライブ 1, レスメド・リミテッド内

(72)発明者 ヤン, チュアンガン
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2 1 5 3, ベラ・ピスタ, エリザベス・マッカーサー・ドライブ 1, レスメド・リミテッド内

(72)発明者 ゴサイン, パラヴィ
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2 1 6 0, メリーランズ, ピット・ストリート 7 / 1 4 5 - 1 4 7