(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3682986号
(P3682986)
(45)発行日　平成17年8月17日(2005.8.17)　(24)登録日　平成17年6月3日(2005.6.3)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61M 16/00　A61M 16/00　３１５

請求項の数 24　(全 14 頁)

(21)出願番号　特願平6-1165
(22)出願日　平成6年1月11日(1994.1.11)
(65)公開番号　特開平7-47126
(43)公開日　平成7年2月21日(1995.2.21)
審査請求日　平成13年1月10日(2001.1.10)
(31)優先権主張番号　08/003129
(32)優先日　平成5年1月12日(1993.1.12)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　591243918
ピューリタン－ベネット　コーポレイション
アメリカ合衆国　カンザス州　カンザス　シティーオーヴァーランド　パーク　イン　ディアン　クリーク　パークウェイ　９４　０１
(74)代理人　100059959
弁理士　中村　稔
(74)代理人　100067013
弁理士　大塚　文昭
(74)代理人　100065189
弁理士　宍戸　嘉一
(74)代理人　100096194
弁理士　竹内　英人

最終頁に続く

(54)【発明の名称】呼吸相検出装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
対応する呼吸ガス流量を有する呼吸サイクルの吸入相と吐出相を検出する装置であって、
呼吸ガス流量を表す第１および第２信号を発生する信号発生手段と、
前記信号を処理してそれぞれの相の出現を決定し、それぞれの相を表す出力を発生する処理手段、
を備え、前記信号発生手段が、さらに、前記２つの信号の一方を他方の信号に対して時間的に遅延させる手段を含んでおり、前記２つの信号が、一方の相の少なくとも一部分の間は一方の信号がより大きな振幅を示し、他方の相の少なくとも一部分の間は他方の信号がより大きな振幅を示すように、それぞれの振幅を有していることを特徴とする装置。
【請求項２】
前記信号発生手段が、瞬間的な呼吸ガス流量を表す前記第１信号を発生する流量センサ手段と、前記第１信号に対して時間が遅れた第２信号を発生する時間遅延手段を含んでいることを特徴とする請求項１に記載の装置。
【請求項３】
さらに、前記第１信号に対して振幅が基準化された前記第２信号を発生する振幅基準化手段を備えていることを特徴とする請求項２に記載の装置。
【請求項４】
前記基準化手段が、前記一方の相の間は振幅を第１レベルに基準化する手段と、前記他

方の相の間は振幅を第２レベルに基準化する手段を含んでいることを特徴とする請求項３に記載の装置。

【請求項５】

前記処理手段が、前記第１信号の振幅と第２信号の振幅とを比較し、前記第１信号が第２信号より大きな振幅を示しているときは第１出力を発生し、前記第２信号が第１信号より大きな振幅を示しているときは第２出力を発生する手段を含んでいることを特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項６】

前記第１および第２信号が電気信号であることを特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項７】

前記出力が電気信号を含んでいることを特徴とする請求項１に記載の装置。

【請求項８】

対応する呼吸ガス流量をもつ呼吸サイクルを有し、吸入相と吐出相を呈する患者の呼吸を助長する装置であって、

呼吸ガス源から患者へ加圧された呼吸ガスを供給する手段、

呼吸ガス流量を表す第１および第２信号を発生する手段、

前記２つの信号を処理してそれぞれの相の出現を決定し、それぞれの相を表す出力を発生する処理手段、および

前記供給手段と処理手段に接続されていて、前記出力を受け取り、それに応じて患者への呼吸ガスの圧力を、相と相互に関係する所定のやり方で制御する制御手段、

を備え、前記信号発生手段が、さらに、前記２つの信号の一方を他方の信号に対して時間的に遅延させる手段を含んでおり、前記２つの信号が、一方の相の少なくとも一部分の間は一方の信号がより大きな振幅を示し、他方の相の少なくとも一部分の間は他方の信号がより大きな振幅を示すように、それぞれの振幅を有していることを特徴とする装置。

【請求項９】

前記制御手段が、吸入相の間は呼吸ガスの圧力を第１圧力レベルに制御し、吐出相の間は第１圧力レベルより低い第２圧力レベルに制御することを特徴とする請求項８に記載の装置。

【請求項１０】

前記第２圧力レベルが周囲圧力を含んでいることを特徴とする請求項９に記載の装置。

【請求項１１】

前記第２圧力レベルが周囲圧力より高い圧力レベルを含んでいることを特徴とする請求項９に記載の装置。

【請求項１２】

前記信号発生手段が、瞬間的な呼吸ガス流量を表す前記第１信号を発生する流量センサと、前記第１信号に対して時間が遅れた前記第２信号を発生する時間遅延手段を含んでいることを特徴とする請求項８に記載の装置。

【請求項１３】

さらに、前記第１信号に対して振幅が基準化された前記第２信号を発生する振幅基準化手段を含んでいることを特徴とする請求項１２に記載の装置。

【請求項１４】

前記基準化手段が、前記一方の相の間は振幅を第１レベルに基準化する手段と、前記他方の相の間は振幅を第２レベルに基準化する手段を含んでいることを特徴とする請求項１３に記載の装置。

【請求項１５】

前記処理手段が、前記第１信号の振幅と第２信号の振幅とを比較し、第１信号が第２信号より大きな振幅を示しているときは第１出力を発生し、第２信号が第１信号より大きな振幅を示しているときは第２出力を発生する比較手段を含んでいることを特徴とする請求項８に記載の装置。

【請求項１６】

前記第１および第２信号が電気信号であることを特徴とする請求項８に記載の装置。
【請求項１７】
前記出力が電気信号を含んでいることを特徴とする請求項８に記載の装置。
【請求項１８】
対応する呼吸ガス流量を有する呼吸サイクルの吸入相と吐出相を検出する装置の動作方法であって、
信号発生手段から呼吸ガス流量を表す第１および第２信号を発生させるステップと、
前記信号を処理して吸入相および吐出相の出現を決定し、吸入相に相当する第１出力と吐出相に相当する第２出力を発生させるステップと、
から成り、前記２つの信号の一方が他方の信号に対して時間的に遅延していること、および吸入相の少なくとも一部分の間は前記第１信号がより大きな振幅を示し、吐出相の少なくとも一部分の間は前記第２信号がより大きな振幅を示すように、前記２つの信号がそれぞれの振幅を有していることを特徴とする方法。
【請求項１９】
前記第１および第２信号を発生させるステップが、瞬間的な呼吸ガス流量を表す前記第１信号を発生する流量センサ手段を使用すること、および前記第１信号に対して時間が遅れた第２信号を発生する時間遅延手段を使用することを含んでいる請求項１８に記載の方法。
【請求項２０】
さらに、前記第１信号に対して前記第２信号の振幅を基準化するステップを含んでいる請求項１９に記載の方法。
【請求項２１】
前記第２信号の振幅を基準化するステップが、前記第２信号の吸入相の振幅を第１レベルに基準化する基準化手段を使用すること、および前記基準化手段を使用して前記第２信号の吐出相の振幅を第２レベルに基準化することを含んでいる請求項２０に記載の方法。
【請求項２２】
前記信号を処理するステップが、
第１信号の振幅と第２信号の振幅とを比較すること、
第１信号の振幅が第２信号の振幅よりも大きいときは第１出力を発生させること、および
第２信号の振幅が第１信号の振幅よりも大きいときは第２出力を発生させることを含んでいる請求項１８に記載の方法。
【請求項２３】
前記第１信号および第２信号を発生させるステップが、
前記第１信号を電気信号として発生させること、および
前記第２信号を電気信号として発生させることを含んでいる請求項１８に記載の方法。
【請求項２４】
前記信号を処理するステップが、
前記第１出力を電気信号として発生させることと、および
前記第２出力を電気信号として発生させることを含んでいる請求項１８に記載の方法。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、患者に供給する呼吸用ガスの圧力を制御する装置に関するものである。詳しく述べると、好ましい制御装置は患者の呼吸サイクルの吸入相と吐出相を決定するトリガー回路を備えている。
【０００２】
【従来の技術】
閉塞性睡眠無呼吸は、睡眠中のあご舌咽筋を含む気道の弛緩に特徴づけられる睡眠の不調である。これが起きると、弛緩した筋肉が患者の気道を不完全または完全に閉塞すること

がある。不完全に閉塞されると、患者はいびきをかいたり、あるいは呼吸数が著しく少ない状態になる。完全に閉塞されると、患者は閉塞性睡眠無呼吸状態になる。

【０００３】

完全な閉塞が生じると、患者が吸入しようとしても、空気が吸入されず、患者は酸欠状態になる。それに反応して、患者は目覚め始める。ほぼ目覚めた状態になると、あご舌咽筋が通常の筋張力を回復するので、気道が開いて吸入できるようになる。そのあと、患者はより深い眠りに落ちて再びあご舌咽筋が弛緩して、無呼吸サイクルを繰り返す。そのため、患者は繰り返してほぼ目覚めた状態になるので、完全にリラックスした深い睡眠期間が得られない。閉塞性睡眠無呼吸をする人は、見たところでは普通の夜の睡眠の後でも、常に疲れている。

【０００４】

【発明が解決しようとする課題】

この閉塞性睡眠無呼吸に対処するために、患者の気道に規定レベルの正の気道圧力を連続的に与える連続正気道圧力（ＣＰＡＰ：continuous positive airway pressure ）方式が考案された。この正圧力の存在により、気道に圧力の副木が与えられ、弛緩した気道組織を引っ張って閉塞状態にする可能性のある負吸入圧力が相殺される。確実に気道を通じさせる最も望ましい方法は、米国特許第4,782,832 号に開示されているような鼻ピロー（nasal pillow) の使用である。鼻ピローは患者の鼻孔を密封し、鼻通路を通して正の気道圧力を与える。さらに、二酸化炭素や湿気が蓄積するのを防止するため、少量の空気を連続的に排出する小さい通気孔が鼻ピローに設けられている。

【０００５】

このＣＰＡＰ方式の場合、患者は規定の正の圧力に打ち勝って息を吐かなければならない。これは、特により高い圧力レベルにおいては、患者にとって辛いことである。この問題があるため、呼吸サイクルの吐出相の間は圧力を下げるようにした、いわゆる２レベル正気道圧力（ＢｉＰＡＰ：Bi-level positive airway pressure ）方式が開発された。ＢｉＰＡＰ方式の実際の実施は、呼吸サイクルの吐出相と吸入相の出現を正確かつ確実に検出することが難しいため、成功と言える程のものではなかった。鼻ピローおよび他のシステム漏口における連続空気排出が患者への正味の空気流になるので、呼吸相の検出は難問である。このため、単に空気流の方向の変化に基づいて相の遷移を決定することができない。

【０００６】

【課題を解決するための手段】

本発明の装置は、上に述べた従来の技術的問題を解決し、技術水準に顕著な進歩をもたらすものである。詳しく述べると、本装置は呼吸サイクルの吸入相と吐出相を確実に決定し、それに応じて呼吸ガスの圧力を制御する。

【０００７】

本発明の好ましい実施例は、供給源から患者へ加圧された呼吸ガスを供給するガス供給装置、吸入相と吐出相を検出する相検出回路、および患者へ供給する呼吸ガスの圧力を呼吸サイクルの相に関係する所定のやり方で制御する圧力制御装置を備えている。

【０００８】

好ましい相検出回路は呼吸ガス流量を表す第１および第２信号を発生する。これら２つの信号は相互に時間的にずれており、かつ大きさが基準化されている。このため、これら２つの信号は呼吸サイクルのそれぞれの相の間、互いに異なる利得と電圧オフセットを示す。相検出回路は２つの信号を比較して遷移を決定する。遷移はある呼吸相から他の呼吸相への遷移と相互に関係している。相を確実に検出した後、患者へ供給されるガス圧力を相に従って制御する。

【０００９】

【実施例】

図１に示した装置１０は、ガス源１２、制御弁１４、圧力センサ１６、およびいわゆるＡＤＡＭ回路（Puritan Bennett Corp.(米国）から入手できる）に接続された流量センサ１

８を備えている。流量センサ１８は空気ホース２０と鼻ピロー２２を含んでいる。装置１０は、さらに相検出回路２４と圧力制御装置２６を備えている。好ましい実施例においては、構成部品１２～１８および２４～２６は単一ハウジングの中に収められており、この単一ハウジングにＡＤＡＭ回路が接続されている。

【００１０】

ガス源１２は、３０cm（水柱）の圧力で毎分１２０リットルのガスを発生することができる変速ブロワが好ましい。好ましい圧力センサ１６は、Sensym Company（米国）から型式番号 SCX01 として入手できる。流量センサ１８は、Microswitch Corp.(米国）から型式番号 AWM2300 として入手できるトランスジューサが好ましい。このトランスジューサは通過する空気流量、従って患者へ送られる空気量を表す電気信号をライン３０上に発生する。

【００１１】

図２に、信号発生回路３２と信号処理回路３４を含む相検出回路２４の電気回路図を示す。信号発生装置３２は流量センサ１８からライン３０を経由して流量信号を受け取る。この信号は、雑音、その他のトランジェントを除くため図２に示すように接続された抵抗器Ｒ１（２２Ｋ）とキャパシタＣ１（１μＦ）によって濾波された後、信号“Ｓ”として信号処理回路３４へ送られる。

【００１２】

信号発生回路３２は、さらに、流量センサ信号を、信号Ｓに対し時間が遅延され、かつ大きさが基準化されたオフセット信号“Ｓｄ”へ変換する。最初に、流量センサ信号は、図示のように接続された抵抗器Ｒ２（１００Ｋ）とキャパシタＣ２（ 2.2μＦ）を使用して２００ミリ秒だけ時間が遅延される。図３のグラフは時間信号ＳとＳｄの相対的な時間遅れを示す。

【００１３】

時間遅延信号は、次に、増幅器Ａ１（ｔｙｐｅ　３５８Ａ）の正入力端子へ送られる。増幅器Ａ１の出力はフィードバックとしてその負入力端子に接続されている。増幅器Ａ１の出力はさらに出力抵抗器Ｒ３（２２１Ｋ）に接続されている。増幅器Ａ１は流量センサ信号へ高インピーダンス入力を与える電圧フォロワーとして作用する。

【００１４】

調整された時間遅延信号は、次に、図３に示すように吸入相の間は信号Ｓｄが信号Ｓより小さい振幅を示し、吐出相の間は信号Ｓｄが信号Ｓより大きな振幅を示すように振幅が基準化される。これを行うために、信号の吸入部分と吐出部分について信号の利得が個別に変更され、そして感度ポテンショメータＲ４とＲ９によって可変オフセットが加えられる。

【００１５】

後で詳しく説明するように、相検出回路２４からの出力は、吐出の間は論理高出力を発生させ、そして吸入の間は論理低出力を発生させる。これらの出力は、さらに、信号発生回路３２、詳細にはＣＭＯＳ吸入スイッチＳ１の制御端子ＣとＣＭＯＳスイッチＳ２の制御端子Ｃへフィードバックとして与えられる。これらのＣＭＯＳスイッチは　ｔｙｐｅ４０６６Ｂ　であり、その端子Ｃに論理高入力が与えられると、スイッチが「オン」になる（すなわち、端子“Ｉ”と“Ｏ”が接続される）ように動作し、端子Ｃに論理低入力が与えられると、端子“Ｉ”と“Ｏ”との接続を開くように動作する。

【００１６】

吸入の間は、スイッチＳ１の端子Ｃは論理低であり、スイッチはオフである。次に、吸入感度ポテンショメータＲ４（５００Ωフルスケール）、抵抗器Ｒ５（１０Ｋ）および抵抗器Ｒ６（２２１Ｋ）を通して、増幅器Ａ２（ｔｙｐｅ　３５８Ａ）の負入力端子へ電圧が供給される。抵抗器Ｒ７（２２１Ｋ）は増幅器Ａ２の出力をその負入力端子に接続している。増幅器Ａ２の負入力端子へ送られる電圧のレベルは、正入力端子へ送られる時間遅延された流量センサ信号の振幅基準化を決定する。詳しく述べると、ポテンショメータＲ４は、吸入の間、信号Ｓに対し出力信号Ｓｄの所望のオフセットを与えるように調整される

。
【００１７】
また、吸入の間は、スイッチＳ２の端子Ｃへ論理低信号が送られ、スイッチＳ２を「オフ」にする。順繰りに、抵抗器Ｒ８（１０Ｋ）を通じてＣＭＯＳスイッチＳ３の端子Ｃに論理高信号が加えられる。これにより、スイッチＳ３が「オン」になり、スイッチＳ３はポテンショメータＲ９と抵抗器Ｒ１０からの電圧出力に接地電位を加えて回路の吐出感度部分を使用不能にする。
【００１８】
吐出の間は、スイッチＳ１の端子Ｃへ論理高信号が送られる。これにより、スイッチＳ１が「オン」になり、スイッチＳ１はポテンショメータＲ４と抵抗器Ｒ５からの電圧出力に接地電位を加えて回路の吸入感度部分を使用不能にする。論理高信号は、さらに、スイッチＳ２を「オン」にし、スイッチＳ２は抵抗器Ｒ８からの電圧出力に接地電圧を加える。順繰りに、スイッチＳ３が「オフ」になり、これにより、吐出感度ポテンショメータＲ９（５００Ωフルスケール）、抵抗器Ｒ１０（１０Ｋ）および抵抗器Ｒ１１（２２１Ｋ）を通じて吐出感度電圧が、増幅器Ａ２の正入力端子へ送られる。ポテンショメータＲ９は、吸入の間、信号Ｓに対し信号Ｓｄの所望のオフセットを与えるように調整される。
【００１９】
図３のグラフに示すように、信号発生回路３２は、吸入の間は信号Ｓｄの電圧レベルが信号Ｓの電圧レベルより小さくなるように、逆に、吐出の間は信号Ｓの電圧レベルが信号Ｓｄの電圧レベルより小さくなるように、信号Ｓと信号Ｓｄを発生する。
【００２０】
信号処理回路３４は信号Ｓと信号Ｓｄを受け取り、これらの信号を比較して呼吸サイクルの吸入相と吐出相の出現を決定する。詳しく述べると、信号Ｓは増幅器Ａ３（ｔｙｐｅ３５８Ａ）の負入力端子に受け取られ、信号Ｓｄは抵抗器Ｒ１２（１００Ｋ）を通じて正入力端子に受け取られる。信号Ｓの電圧レベルが信号Ｓｄの電圧レベルより高いときは、比較器Ａ３からの出力は論理低（これは吸入を指示する）である。信号Ｓｄの電圧レベルが両電圧レベルより高いときは、比較器Ａ３からの出力は論理高（これは吐出を指示する）になる。
【００２１】
抵抗器Ｒ１３（１００Ｋ）、抵抗器Ｒ１４（１０ｍ）およびキャパシタＣ３（2.2 μＦ）は、図２に示すように、比較器Ａ３と相互に接続されており、比較器Ａ３の出力の遷移の後の信号空白期間を定める。詳しく述べると、トランジェント、雑音、または同種のものによる間違ったトリガーを避けるために、抵抗器Ｒ１３とキャパシタＣ３は、出力から比較器Ａ３の正入力端子へのフィードバックを送る際に大きな電圧ヒステリシスを与える。キャパシタＣ４（１００ｎＦ）は比較器Ａ３へ送られる供給電圧について入力平滑化を行う。
【００２２】
図３をよく見ると、信号ＳとＳｄのグラフには交差する点３６，３８があり、また信号Ｓｄの吸入ピークにアーティファクト４０があることがわかる。交差点３６，３８は、抵抗器Ｒ２とキャパシタＣ２で与えられる時間遅れによって、振幅基準化によって、そしてそれぞれの相についてポテンショメータＲ４とＲ９で調整できるオフセット電圧によって決定される。アーティファクト４０は吸入から吐出への相の変化に対応しており、吸入モードと吐出オフセットモード間の信号発生回路３２の遷移が原因で生じる。交差点３６からアーティファクト４０までの時間遅れは、抵抗器Ｒ１２、Ｒ１３、およびＲ１４によって設定される比較器Ａ３のヒステリシスによって決まる空白期間に対応する。相検出回路２４は、患者の吸入相と吐出相を表す出力をライン４２に与える。詳しく述べると、相検出回路２４は、吐出の間は＋１０ＶＤＣで論理高出力を与え、吸入の間は０Ｖで論理低出力を与える。
【００２３】
図４に、圧力制御装置２６、制御弁１４および圧力センサ１６を含む電気ブロック図を示

す。一般に、制御装置２６は相検出回路２４と圧力センサ１６から信号を受け取り、それに応じて患者へ供給される吸入圧力と吐出圧力を維持するように制御弁１４を動作させる。

【００２４】
圧力センサ１６は一対の差電圧信号を差動増幅器４４の対応する入力へ与える。それに応じて、差動増幅器４４は患者へ送られている圧力を表す電圧出力（Ｖｐ）をエラー検出器４６へ与える。普通のエラー検出器４６は圧力出力Ｖｐと設定点圧力信号Ｖｓとを比較して、エラー信号Ｖｅを生成する。

【００２５】
設定点圧力信号Ｖｓは、ディジタルアナログ変換器（ＤＡＣ）４８、ＤＡＣ５０およびＣＭＯＳスイッチ５２によって生成される。ＤＡＣ４８は、５個一組のＤＩＰスイッチ５４によって、所望の吐出正空気圧力（ＥＰＡＰ:exhalation positive air pressure ）を表すディジタル入力を受け取って、典型的なアナログ信号へ変換してスイッチ５２の端子Ｉ２へ送る。同様に、ＤＡＣ５０は、５個一組のＤＩＰスイッチ５６から吸入正空気圧力（ＩＰＡＰ:inhalation positive air pressure ）を表すディジタル入力を受け取って、アナログ出力をスイッチ５２の端子Ｉ１へ送る。制御端子Ｃはライン４２に接続されていて、相検出回路２４から吸入信号と吐出信号を受け取る。吐出の間は、制御端子Ｃで受け取られた＋１０ＶＤＣ信号がスイッチ５２を作動させ、出力Ｖｓとして端子Ｉ２にＥＰＡＰ電圧を与える。吸入の間は、制御端子Ｃの論理低信号がスイッチ５２を作動させ、出力Ｖｓとして端子Ｉ１にＩＰＡＰ電圧を与える。

【００２６】
エラー信号Ｖｅはインタフェース５８へ与えられる。インタフェース５８は、製造者が提供した仕様書に従ってエラー信号Ｖｅを弁１４に適合した信号Ｖｃへ変換するように設計された通常のインターフェース回路である。信号Ｖｃはパワー増幅器６６へ送られる同時に、さらに反転されたあとパワー増幅器６８へ送られる。正味の結果は増幅器６６，６８からの差電圧出力である。この差電圧出力は、次に詳しく説明するように、弁１４の弁モーターの端子へ加えられる。

【００２７】
図５～図８に、弁ベース７０、可動弁要素７２、および弁要素カバー７４を含む好ましい制御弁１４を示す。弁ベース７０はハウジング７６と、端部に固定孔８１が設けられたモーター軸８０をもつ弁モーター７８とから成っている。

【００２８】
ハウジング７６は上部区分８２と下部区分８４を有し、全体的に円筒形であって、合成樹脂で作られたものが好ましい。上部区分８２は中央に開口８８が設けられた上面８６を有する。モーター軸８０が前記開口８８を通って伸びている。上部区分８２の側壁９０の直径が下部区分８４の側壁９２の直径より少し小さいために、弁カバー７４を支持する棚９４ができている。さらに、ハウジング７６は、断面がほぼ台形の、外側と上方が開いた３個の凹部９６ａ，９６ｂ，９６ｃを有する。各凹部は下壁９８と３つの側壁１００，１０２，１０４によって形成されている。さらに、上部区分の側壁９０には、３個の外側固定用ボス１０６が隣り合う凹部９６ａ～９６ｃの中間に設けられている。

【００２９】
一体構造の弁要素７２は、円錐台形ハブ１０８、支持リング１１０、等間隔で配置され、ハブ１０８と支持リング１１０を相互に接続する３個のパイ形支持体１１４ａ，１１４ｂ，１１４ｃ、およびハブ１０８の周囲に等間隔で配置され、底から上方に伸びた３個の長方形弁フィンガー１１６ａ，１１６ｂ，１１６ｃを有する。ハブ１０８の下面には、モーター軸８０を受け入れる孔１１８が形成されている。さらに、ハブ１０８の上面中央に、固定ねじを受け入れる孔１２０が形成されている。固定ねじは孔１２０に通され、次にモーター軸の固定ねじ孔８１にねじ込まれ、弁要素７２をモーター軸８０に固定する。ハブ１０８、リング１１０、および支持体１１４ａ～ｃは、凹部９６ａ～ｃと一致し、それらとぴったり合わさる形に配置された、等間隔の３個の排出ポート１２２ａ，１２２ｂ，１

２２ｃを形成している。
【００３０】
弁要素カバー７４は、側壁１２６と上壁１２８をもつ逆カップ状部材１２４、入口管１３０、出口管１３２、および弁フィンガー１３４ａ，１３４ｂ，１３４ｃから成っている。入口管１３０は上壁１２８の所で逆カップ状部材１２４と同心であるが、出口管１３２は側壁１２６から外側に伸びている。上壁１２８の内面１３６から下向きに垂れ下がっている等間隔配置の弁フィンガー１３４ａ～ｃは、その中に弁フィンガー１１６ａ～ｃが入り込むように配置されており、それらの間に空間がある。弁要素カバー７４を弁ベース７０へ結合するため、弁ベース７０の側壁１２６の下縁に形成された固定ボス１０６にぴったり合わさるスロット１３８がカップ状部材１２４に形成されている。
【００３１】
図７および図８に、組み立てられた制御弁１４を示す。弁フィンガー１３４ａ～ｃは同心軸上で回転可能な弁要素７２の弁フィンガー１１６ａ～ｃのまわりにはまっている。動作中、圧力制御装置２６が弁モーター７８に電圧を加えて、弁要素７２を時計方向または反時計方向に、完全閉位置（図７）、完全開位置（図８）およびそれらの間の位置へ回転させる。
【００３２】
図７の完全閉位置では、フィンガー１１６ａ～ｃとフィンガー１３４ａ～ｃは完全にかみ合ってそれぞれの空間を閉塞し、かつ排出ポート１２２ａ～ｃは凹部９６ａ～ｃと完全に整合した状態にある。この位置では、供給源１２から入口管１３０に入ったすべての空気は排出ポート１２２ａ～ｃから凹部９６ａ～ｃを通って出ていく。図８の完全開位置では、フィンガー１１６ａ～ｃとフィンガー１３４ａ～ｃはそれらの間の空間が開くように整合した状態にあり、支持体１１４ａ～ｃは凹部９６ａ～ｃを閉塞するように整合した状態にある。この位置では、すべての空気が出口管１３２を通って患者へ供給される。
【００３３】
完全開位置と完全閉位置の間の中間の位置では、流入空気の一部分が凹部９６ａ～ｃおよび出口管１３２の両方を通って出ていくことができる。このように、制御弁１４は患者へ供給されるガスの圧力をより正確に制御し、かつ設定圧力の間の遷移をより滑らかにする。
【００３４】
装置１０の動作中、吸入の間は、閉塞を防止するために、患者内の気道圧力副木を維持する十分な圧力を与える必要がある。しかし、患者を楽にするために、周囲圧力を含む圧力を可能な限り低くすると同時に、依然として気道を開いた状態にする十分な圧力を維持することが望ましい。これらの利益を得るために、相検出回路２４は患者の呼吸サイクルの吸入相と吐出相を検出し、対応する出力を圧力制御装置１４へ送る。好ましい実施例の場合、制御装置１４は相検出回路２４から受け取った出力によって指示されたように、吸入および吐出と相互に関係する所定のやり方でその出力圧力を制御する。詳しく述べると、圧力制御装置１４は、ＤＡＣ４８，５０に対する設定によって決められたように、患者へ供給されるガスの圧力を、吸入の間はより高いレベルに、吐出の間はより低いレベルに制御する。吸入および吐出圧力レベルは、一般に担当医によって指示される。
【００３５】
図９～図１１に、制御弁１４０を示す。制御弁１４０は制御弁１４の代わりに使用できる制御弁の別の実施例である。制御弁１４０は弁本体１４２とアクチュエータアッセンブリ１４４を有する。弁本体１４２は入口通路１４８に通じている外部管状入口継手１４６を有し、さらに排出通路１５０と出口通路１５２を有する。出口通路１５２から外部出口継手１５４が伸びている。図１０および図１１に示すように、排出通路１５０と出口通路１５２は、それぞれ入口通路１４８と通じていて、入口通路１４８から横方向に互いに平行に伸びている。
【００３６】
アクチュエータアセンブリ１４４は弁モーター１５６、弁棒１５８、排出弁要素１６０、

および出口弁要素１６２を有する。図９～図１１に示すように、弁本体１４２の底にモーター１５６が結合されており、モーター１５６から排出通路と出口通路１５２を横断して上方に弁棒１５８が伸びている。弁要素１６０，１６２は楕円形であって、弁棒１５８に結合され、弁棒と共に回転する。弁要素１６０は排出通路１５０内に配置され、弁要素１６２は出口通路１５２内に配置されている。弁要素１６０，１６２は通常の蝶形弁に似たやり方で作用する。図示のように、弁要素１６０，１６２は、弁棒１５８上で互いに約４５°の角度だけずれている。弁モーター１５６は圧力制御装置２６に電気的に接続されていて、弁モーター７８すなわち弁１４と同じやり方で圧力制御装置２６から信号を受け取る。

【００３７】

図１０および図１１は、閉／排出位置にある制御弁１４０を示す。この位置では、排出弁要素１６０は空気流と平行に置かれ、出口弁要素１６２は縁が出口通路１５２の側壁に当たって全流出を阻止するように置かれる。言い換えると、入口通路１４８を通って入ってくる全ての流入空気は排出通路１５０を通って出ていくので、空気は通路１５２を通って患者へ提供されない。開／出口位置では、排出弁要素１６０の縁が排出通路１５０を形成している壁に当たるまで、弁要素１６０，１６２が時計方向（上から見て）に回転される。この位置では、出口弁要素１６２が出口通路１５２を通る空気流と平行に置かれる。この結果、空気は排出されずに、出口通路１５２を通して全ての空気が患者へ供給される。

【００３８】

モーター１５６は圧力制御装置２６から受け取った信号に応じて弁１４０を閉位置または開位置、あるいはそれらの中間の位置に位置決めする。制御弁１４と同様に、この制御弁１４０も種々の弁位置の間の遷移を円滑に制御することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】患者の呼吸を楽にする好ましい装置の略図である。

【図２】図１の装置の好ましい相検出回路の電気回路図である。

【図３】図２の相検出回路の流量信号とオフセット信号、および患者の吸入相と吐出相を示すグラフである。

【図４】図１の好ましい圧力制御装置の電気ブロック図である。

【図５】図１の好ましい制御弁の主要構成部品の拡大斜視図である。

【図６】図５の制御弁の入口／出口ハウジングの下側からの斜視図である。

【図７】可動構成部品が第１位置にある図５の制御弁の部分断面図である。

【図８】可動構成部品が第２位置にある図５の制御弁の部分断面図である。

【図９】図１の制御弁の第２の実施例の斜視図である。

【図１０】図９の制御弁の部分切除斜視図である。

【図１１】図９の制御弁の断面図である。

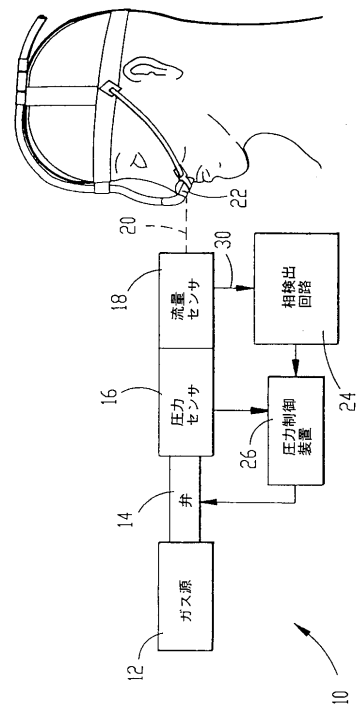
【符号の説明】

１０　圧力制御装置
１２　ガス供給源
１４　制御弁
１６　圧力センサ
１８　流量センサ
２０　空気管
２２　鼻ピロー
２４　相検出回路
２６　圧力制御装置
３０　ライン
３２　信号発生回路
３４　信号処理回路
３６，３８　交差点
４０　アーティファクト

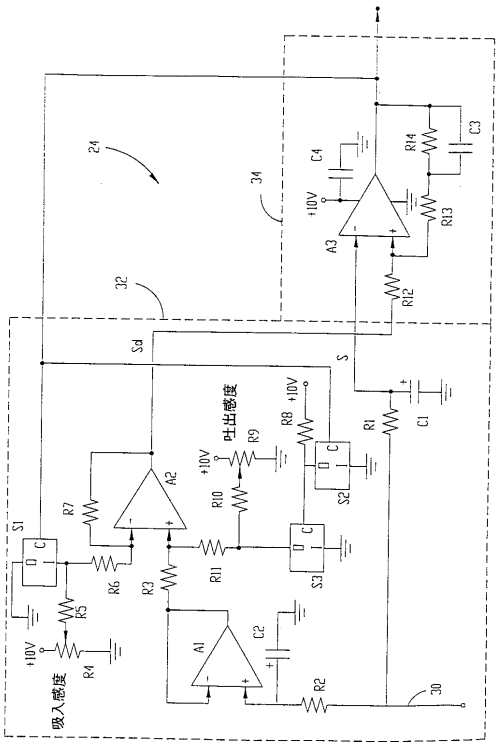
４２　ライン
４４　差動増幅器
４６　エラー検出器
４８，５０　ＤＡＣ
５２　ＣＭＯＳスイッチ
５４，５６　ＤＩＰスイッチ
５８　インタフェース
６６，６８　パワー増幅器
７０　弁ベース
７２　可動弁要素
７４　弁要素カバー
７６　ハウジング
７８　弁モーター
８０　モーター軸
８１　固定孔
８２，８４　上部および下部区分
８６　上面
８８　開口
９０　側壁
９２　側壁
９６　凹部
９８　下壁
１００，１０２，１０４　側壁
１０６　固定ボス
１０８　円錐台形ハブ
１１０　支持リング
１１４　支持体
１１６　弁フィンガー
１１８　孔
１２０　小孔
１２２　排出ポート
１２４　逆カップ状部材
１２６　側壁
１２８　上壁
１３０　入口管
１３２　出口管
１３４　フィンガー
１３６　内面
１３８　スロット
１４０　制御弁
１４２　弁本体
１４４　アクチュエータアセンブリ
１４６　外側入口継手
１４８　入口通路
１５０　排出通路
１５２　出口通路
１５４　外側出口継手
１５６　弁モーター
１５８　弁棒
１６０　排出弁要素

１６２　出口弁要素

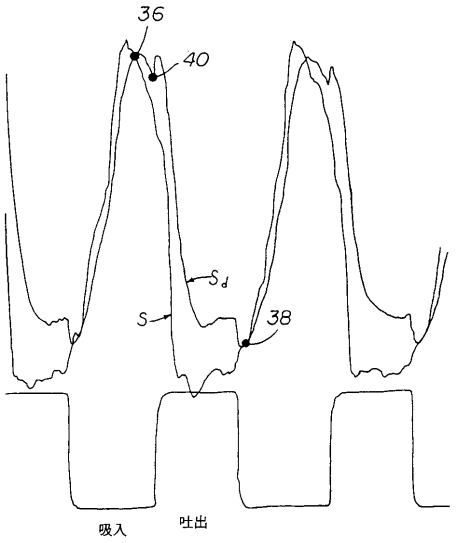
【図１】



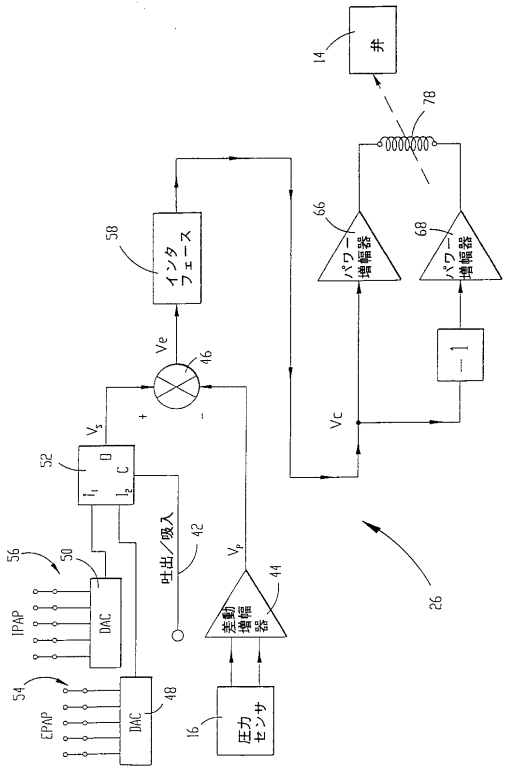
【図２】



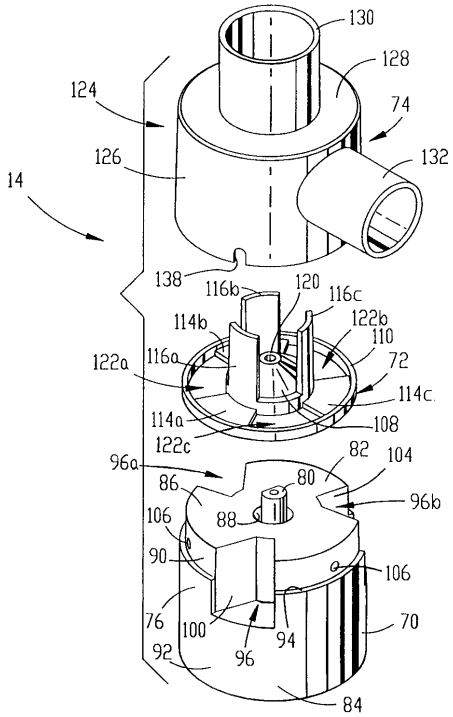
【図３】


36
40
S_d
S
38
吸入
吐出

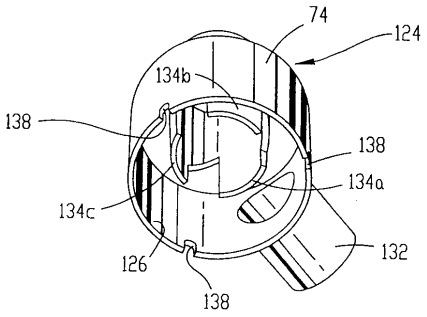
【図４】


14
井
78
66
パワー増幅器
68
パワー増幅器
58
インタフェース
Ve
46
Vs
52
Vc
−1
56
50
IPAP
DAC
吐出／吸入
42
Vp
44
差動増幅器
26
54
EPAP
DAC
48
16
圧力センサ

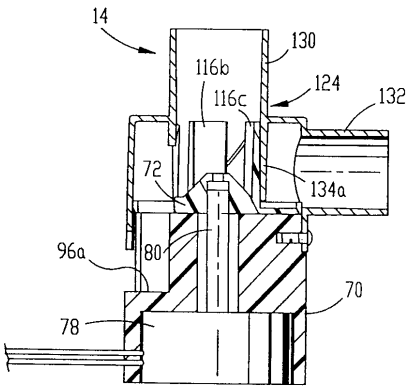
【図５】


130
128
124
74
126
132
14
138
116b
120
116c
114b
122b
110
122a
116a
72
114c
114a
108
122c
96a
82
104
86
80
96b
106
88
90
106
76
100
94
70
92
96
84

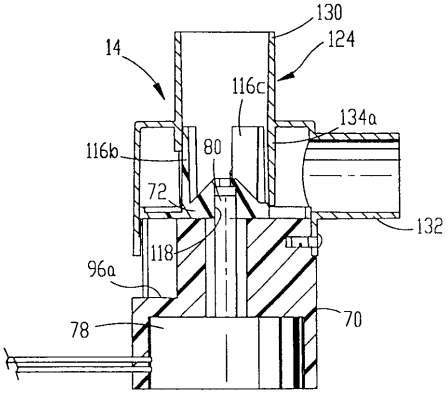
【図６】


74
124
134b
138
138
134a
134c
126
132
138

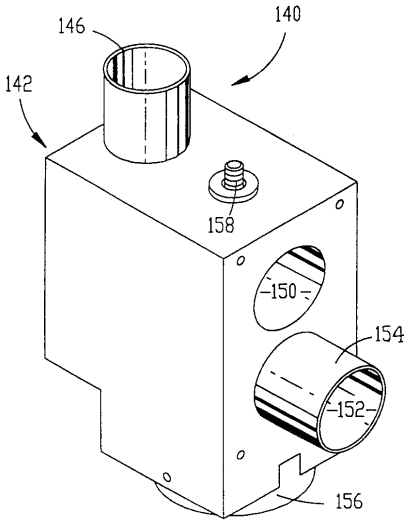
【図７】


14
130
116b
124
116c
132
72
134a
96a
80
70
78

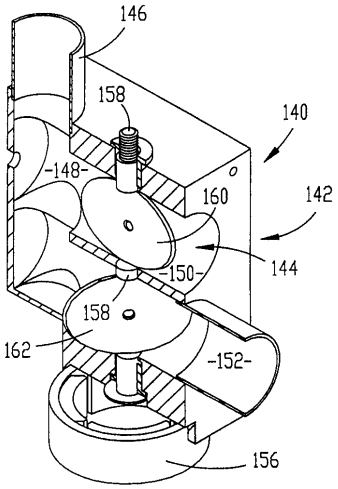
【図８】


130
124
14
116c
134a
116b
80
72
132
118
96a
78
70

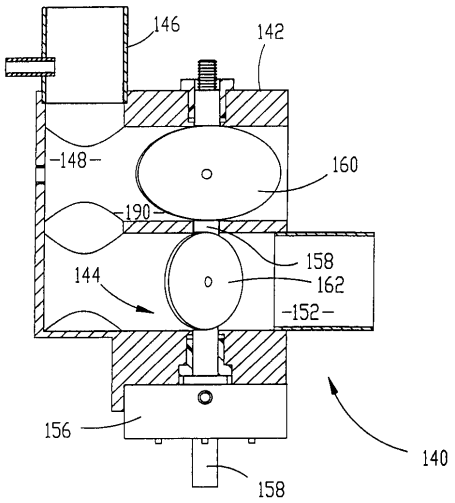
【図９】


146
140
142
158
150
154
152
156

【図１０】


146
158
140
148
160
142
144
150
158
162
152
156

【図１１】


146
142
148
160
190
158
144
162
152
156
140
158

フロントページの続き

(74)代理人 100074228
弁理士 今城 俊夫
(74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫
(74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
(72)発明者 スティーヴン エル フィリップス
アメリカ合衆国 カンザス州 ６６０６１ オーレイス プリンス エドワード アイランド １３１０
(72)発明者 ラッセル エル ホルシャー
アメリカ合衆国 カンザス州 ６６０６２ オーレイス サウス フォックス リッジ ドライヴ １３１２６
(72)発明者 クリストファー ディー ラスニア
アメリカ合衆国 カンザス州 ６６２１３ オーヴァーランド グッドマン １２０３６

審査官 安井 寿儀

(56)参考文献 欧州特許出願公開第００５２１３１４（ＥＰ，Ａ１）
欧州特許出願公開第００３６０８８５（ＥＰ，Ａ１）
欧州特許出願公開第００３２４２７５（ＥＰ，Ａ１）
米国特許第４０５０４５８（ＵＳ，Ａ）
特開昭５９－００８９７２（ＪＰ，Ａ）
特開昭５０－０３３５１１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61M 16/00