

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3553160号

(P3553160)

(45) 発行日 平成16年8月11日(2004.8.11)

(24) 登録日 平成16年5月14日(2004.5.14)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 M 16/00

A 6 1 M 16/00 3 6 0

A 6 1 B 5/08

A 6 1 B 5/08

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願平6-257163	(73) 特許権者	503443865
(22) 出願日	平成6年10月21日(1994.10.21)		マークェット クリティカル ケア アク
(65) 公開番号	特開平7-155379		チボラゲット
(43) 公開日	平成7年6月20日(1995.6.20)		スウェーデン国 SE-17195 ソル
審査請求日	平成13年9月27日(2001.9.27)		ナ レントゲンフエーゲン 2
(31) 優先権主張番号	9303486-6	(74) 代理人	100061815
(32) 優先日	平成5年10月22日(1993.10.22)		弁理士 矢野 敏雄
(33) 優先権主張国	スウェーデン(SE)	(74) 代理人	100094798
			弁理士 山崎 利臣
		(74) 代理人	100099483
			弁理士 久野 琢也
		(74) 代理人	100114890
			弁理士 アインゼル・フェリックス=ライ
			ンハルト

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 肺の機能的残気量の決定に関して換気装置を制御する方法および機能的残気量の決定のための換気装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

肺の機能的残気量(FRC)の決定に関して換気装置を制御する方法において、
 ウォッシュインフェーズ中、所定の濃度のトレースガスを含む呼吸ガスの流れを吸い込みバルブにより発生させ、
 ガスメータによりトレースガスの濃度を測定し、該ガスメータを、呼吸ガスが吸入中および呼出中に該ガスメータを通過するように配置し、
 呼出中に測定された前記トレースガスの濃度が吸入中に測定された濃度と等しくなれば、
 ウォッシュアウトフェーズを開始し、
 ウォッシュアウトフェーズ中、トレースガスを含まない呼吸ガスの流れを前記吸い込みバルブにより発生させ、
 呼出中、トレースガスの濃度を前記ガスメータにより測定し、測定された濃度が所定のスレッシュホールド値よりも低くなるまで該測定を行い、
 ウォッシュアウトフェーズにおいて呼吸サイクル毎に呼出中の流量をフローメータにより測定し、
 測定したガス濃度および測定したガス流量を分析装置に供給し、該分析装置によりウォッシュアウトフェーズ中に呼出されたトレースガスの体積を測定することを特徴とする、
 肺の機能的残気量(FRC)の決定に関して換気装置を制御する方法。

【請求項2】

濃度に対するゼロレベルを所定濃度にセットする、請求項1記載の方法。

10

20

【請求項 3】

ウオッシュアウトフェーズ中に得られた測定値をメモリ内に記憶し、ガスメータの信号ドリフトを測定し、体積を計算する前に、測定された信号ドリフトに対して測定値を補正する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

吸入されたガス中のトレースガスの濃度をウオッシュアウトフェーズ中に測定し、トレースガスの残気体積を測定し、計算した体積をトレースガスの再吸入された体積に対して補正する、請求項 1 から 3 のいずれ 1 項記載の方法。

【請求項 5】

肺の機能的残気量 (FRC) の決定に関して換気装置を制御する方法において、
 ウォッシュインフェーズ中、所定の濃度のトレースガスを含む呼吸ガスの流れを吸い込みバルブにより発生させ、
 ガスメータにより呼吸ガス中のトレースガスの濃度を測定し、該ガスメータを、呼吸ガスが吸入中および呼出中に該ガスメータを通過するように配置し、
 呼出中に測定されたトレースガスの濃度が吸入中に測定されたトレースガスの濃度と等しくなれば、ウォッシュインフェーズを終了し、
 ウォッシュインフェーズにおいて呼吸サイクル毎に、吸入中に発生した呼吸ガス流量を測定し、
 ウォッシュインフェーズにおいて呼吸サイクル毎に、呼出中のガス流量をフローメータにより測定し、
 ウォッシュインフェーズ中にそれぞれ吸入されたトレースガスと呼出されたトレースガスの体積を、測定した前記濃度と測定した前記ガス流量に基づき分析装置により計算し、
 肺の中のトレースガスの体積を、吸入されたトレースガスの体積から呼出されたトレースガスの体積を減算することにより計算することを特徴とする、
 肺の機能的残気量 FRC の決定に関して換気装置を制御する方法。

【請求項 6】

肺の機能的残気量 (FRC) を決めるためのアナライザ (18) と、
 肺 (8) に呼吸ガスを供給するためおよび肺から呼吸ガスを呼出すための換気ユニット (4) と、
 ウォッシュインフェーズの期間に、肺 (8) が所定のトレースガスの濃度を含むようになるまで、複数回の呼吸サイクルの吸入フェーズ中に肺 (8) に、トレースガスを供給するためのガス源 (14) と、
 ウォッシュインフェーズおよびウオッシュアウトフェーズ中に、ウオッシュアウトフェーズ中に測定された濃度が所定のスレッシュホールド値よりも低下するまで、複数回の呼吸サイクルの呼出フェーズにおいて、トレースガスの濃度を測定するためのガスメータ (26) と、
 ウォッシュアウトフェーズ中に呼出された流量を測定するためのフローメータ (30) とを含み、
 肺に残留しているトレースガスの体積、FRC、を決めるために、ウオッシュアウトフェーズ中に測定された濃度および流量測定値がアナライザ (18) に供給される、換気装置 (2) において、
 ガス源 (14) が、呼吸ガスとトレースガスとを肺 (8) に供給する前に混合する換気ユニット (4) に接続され、
 呼吸ガスおよびトレースガスがガスメータ (26) を通過するようにしたことを特徴とする、
 機能的残気量を決定するための換気装置。

【請求項 7】

アナライザ (18) が、ウオッシュアウトフェーズ中に、トレースガスの濃度および呼出されたガスの流量に対する測定値を記憶するメモリ (38) を含む、請求項第 6 項に記載の換気装置。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、肺の機能的残気量（FRC）の決定に関して換気装置を制御する方法および機能的残気量を決定するための装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

機能的残気量は、通常の呼出の終わりに肺および気道内に残っているガスの体積である。中でも、このガス体積は体に関する酸素の貯蔵器として働く。FRCにおける減少は、気道抵抗、肺コンプライアンス、吸気気体の分配および動脈への酸素供給のような、呼吸器の多くの機能に影響を与える。このため、もし患者の診断において1ステップで簡単にFRCを測定できれば好都合である。麻酔中はFRCが減少するので、FRCの測定は麻酔中も有用である。

10

【0003】

FRCを測定する1つの方法は、1985年にルンドのルンド大学麻酔および診療生理学部のC. ジョンマーカによる「六フッ化硫黄ウオッシュアウトによる機能的残気量の測定」と題する博士論文内（11 - 15ページ）に説明されている。不活性の、無毒トレースガスである六フッ化硫黄、SF₆がウオッシュインフェーズ期間に患者の肺の中に供給される。このガスはガスメータの後に配置された気管チューブを通して肺に直接的に供給される。ガスメータは肺から呼出された気体におけるSF₆の濃度を測定する。数回の呼吸サイクルの後、平衡状態が生じて、肺におけるSF₆の濃度が、吸入ガスにおいて供給したSF₆の濃度と同じ、すなわちSF₆に関する衛生限界値よりも小さい0.5%となる。ウオッシュアウトフェーズにおいては、SF₆の供給が停止し、ウオッシュアウトが開始され、肺から次第にSF₆を出し尽くす。このウオッシュアウトフェーズの期間に、呼気中におけるSF₆の濃度および呼気の流量が測定される。このウオッシュアウトフェーズは濃度が決められたレベル、例えば0.01%よりも下に低下するまで継続される。次に肺からウオッシュアウトされたSF₆の総体積が、濃度および流量に対する測定値から計算される。呼出から吸入への移り変わりにおけるガスのある量の再吸入に対して補正が行われる。ウオッシュインフェーズの終わりににおいて、FRCはSF₆の体積をSF₆の濃度で除算することによって計算される。この濃度は肺胞内における濃度とみなされる。実際の測定においては、ガスメータは吸入フェーズ中に周期的に零点補正される。原則的にガスメータは装置が患者に接続される前に試験ガスによって校正される。

20

30

【0004】

FRCは、試験ガスとしてヘリウム、He、または窒素、N₂を使用して求めることもできる。

【0005】

公知の方法および装置においては、呼吸ガスは換気装置から供給され、そしてトレースガスは分離されたガス源によって供給される。このことは、FRC測定を行うときには、複数のユニットを相互的に接続しなくてはならないことを意味している。トレースガスの分離された供給は、トレースガスと呼吸ガスとが肺の中に供給される前に完全には混合され得ないということをも意味している。さらに、ガスメータは装置がセットアップされる前に試験ガスで校正される。そのような分離は、測定が行われる前の校正に悪い影響を与えるに違いない。一般的なIRガスメータが、SF₆がトレースガスであるときに、しばしば使用される。次に、キュヴェットがIR光によって照射され、そして特定の波長における吸収が測定される。このメータは清浄なキュヴェット窓で校正されるが、しかし窓はFRC測定が開始される時にはわずかに汚れているかも知れない。これは測定に影響を与え、そして誤読の原因となる。

40

【0006】

【発明の目的】

本発明の1つの目的は、FRC測定を容易に実行でき、正確な、そして信頼性の高い結果

50

をもたらすことができる方法を提供することである。

【0007】

本発明の別の目的は、その方法を容易に実行でき、換気ユニットになんらの付加的なユニットを接続する必要なしにFRCを計算できる、そして結果に影響を与えかねないキュヴェット窓等を汚すことのない、換気装置を提供することである。

【0008】

【発明の構成】

そのような方法の1つは、ウォッシュインフェーズ期間に所定濃度のトレースガスを含む呼吸ガスをガスメータを通して肺に供給し、肺の中に吸入されたガス中のトレースガス濃度および肺から呼出されるガス中のトレースガスの濃度をガスメータを用いて測定し、呼出されたガス中の測定されたトレースガスの濃度が吸入されたガスにおいて測定されたトレースガスの濃度に等しくなった後に肺へのトレースガスの供給を停止し、ウォッシュアウトフェーズを開始し、測定された濃度が前もって決められたスレッシュホールド値よりも低下するまで呼出されたガス中のトレースガスの濃度をガスメータによって測定し、ウォッシュアウトフェーズにおける呼吸サイクル毎に呼出されたガスの体積を測定し、そして呼出されたトレースガスの体積をガスの、測定された濃度および測定された流量とから計算する、本発明によって達成できる。

【0009】

呼吸ガスと混合されたトレースガスを供給することは、肺へのトレースガスの均一な分配を可能とする。しかし、トレースガスがこのときメータを通過しているため、ガスメータをウォッシュインフェーズ期間に零調節することが不可能であることを意味している。これはこの方法の1つの不都合点のように見えるかも知れないが、しかしこれはFRC計算において1つの利点として使用することができる。SF₆が供給されていないときには、0%のSF₆に関する測定信号が得られる。次にトレースガスの正確な濃度が呼吸ガスに加えられて、そしてトレースガスの濃度をウォッシュイン期間の吸入および呼出の両方で測定すれば、ガスメータをウォッシュアウトフェーズが開始される前にトレースガスの既知の、正確な濃度で校正することができる。もし試験ガスを用いた校正が以前に既に実施されていれば、ガスメータは、時間的に測定時点により近い時点で校正される。さらに、校正は実際の測定用条件下で実施される。校正が早く行われていればそれだけ、例えばキュヴェット汚染等の影響は少ない。

【0010】

濃度のゼロレベル決定においては、レベルを所定濃度にセットすると好都合である。ガスメータからの測定信号だけが電圧レベルを表示し、そしてこの電圧に対するゼロレベルはどのような望ましい点にも、例えば所定濃度にも、セットすることができる。

【0011】

ガスメータの信号ドリフトに対して測定を補正するために、ウォッシュアウトフェーズ中の測定電圧がメモリに記憶されていれば、ガスメータの信号ドリフトを測定でき、測定値を、体積が計算される前の測定された信号ドリフトに対して補正でき好都合である。信号ドリフトは、吸入ガス中のSF₆の濃度が0%である場合、ウォッシュアウトフェーズにおける吸入期間に測定することができる。複数回の呼吸の間の測定信号の差は主として信号ドリフトによるものである。

【0012】

これが終了する前に、ウォッシュイン/ウォッシュアウト曲線を用いれば数学的にFRCをさらに迅速に計算することができる。

【0013】

再吸入ガスの補正のために、吸入ガス中のトレースガスがウォッシュアウトフェーズの間に測定されれば、再吸入されるトレースガスの体積が求められ、そして計算された体積をトレースガスの再吸入体積に関して補正すると好都合である。再吸入ガスの、推定された体積ではなく真の体積が、計算される。これは少なくとも2つの異なる方法で実行することができる。1つの方法は、再吸入された体積を推定することであり、この体積は各呼吸

10

20

30

40

50

サイクルにおいて一定と考えられるので、再吸入ガス中のトレースガスの濃度を測定し、そして再吸入ガスの体積を計算することによって得られる。第2の方法は再吸入ガスの流量とトレースガスの濃度とを測定し、そして再吸入トレースガスの体積を計算することである。この第2の方法はより正確な値を提供する。

【0014】

別の方法は、所定濃度のトレースガスを含む呼吸ガスを、ウォッシュインフェーズの期間にガスメータを通して肺に供給し、吸入されたガス中のトレースガスの濃度が呼出されたガス中のトレースガスの濃度と等しくなるまで、肺によって吸入されたガス中のトレースガス濃度および肺から呼出されたガス中のトレースガスの濃度を、ウォッシュインフェーズ期間にガスメータを用いて測定し、ウォッシュインフェーズ期間の各呼吸サイクルにおいて、吸入されるガスの流量を測定し、ウォッシュインフェーズにおいて各呼吸サイクルにおいて、呼出されたガスの流量を測定し、ウォッシュインフェーズにおいてそれぞれ、吸入されたトレースガスの体積および呼出された、トレースガスの体積を、測定された濃度およびガスの流量から計算し、そして、肺から呼出されるトレースガスの体積を、吸入されるトレースガスの体積から減算することによって、肺の中のトレースガスの体積を求める、本発明によって達成される。

10

【0015】

ウォッシュインフェーズにおけるトレースガス体積の決定は、肺の中の残留のトレースガスの体積の計算についてはFRCの計算を、簡単にする。校正のための測定点は、トレースガスが加えられる前(0%)、そして平衡が生じた(所定濃度)ときに生じる。信号ドリフトはトレースガスの供給が停止(0%)した後に行われる測定によって求めることができる。再吸入されたトレースガスの体積は、最初の方法と同様に求めることが可能である。どちらの方法によっても、再吸入されたトレースガスの体積の決定は、もしチェックバルブが患者への、そして患者からのガス管路内に設けられていれば、簡単化される。このチェックバルブは単に1つの方向にだけガスを流すことができる。

20

【0016】

これら2つの方法とも、意識のある、自発的に呼吸している患者にも、そしてその呼吸が換気用装置によって十分に管理されている意識のない患者にも、両方に使用することが可能である。

【0017】

ある場合には、呼吸終末陽圧、すなわちPEEP、が用いられる。ウォッシュインまたはウォッシュアウトの間のPEEPにおける変化は、ウォッシュイン/ウォッシュアウト曲線に対する時定数を変化させることができる。これはPEEPを設定するための、そしてFRCを計算するための有用な情報を提供する。

30

【0018】

換気用装置は、肺の機能的残気量、FRC、を決めるためのアナライザと、肺に呼吸ガスを供給し、肺から呼吸ガスを排出するための換気ユニットと、ウォッシュインフェーズ期間に、肺が所定のトレースガスの濃度を含むようになるまで、複数回の呼吸サイクルの吸入フェーズ中に、肺にトレースガスを供給するためのガス源と、

40

ウォッシュインフェーズおよびウォッシュアウトフェーズ期間に、ウォッシュアウトフェーズ中に測定された濃度が所定のスレッシュホールド値よりも低下するまで、複数回の呼吸サイクルの呼出フェーズにおいて、トレースガスの濃度を測定するためのガスメータと、ウォッシュアウトフェーズの間に、呼出されたガスの流量を測定するためのフローメータと、を含み、

ここにおいて、肺に残留しているトレースガスの体積すなわち、FRCを求めるために、ウォッシュアウトフェーズ期間の濃度と流量の測定値がアナライザに供給される換気装置において、

ガス源が呼吸ガスとトレースガスとを肺に供給される前で混合する換気ユニットに接続されており、呼吸ガスとトレースガスの両方がガスメータを通過するようにしたことを特徴

50

とする、本発明によって達成される。

【0019】

換気装置の改善は、アナライザが、ウオッシュアウトフェーズ期間に呼出されるガスのトレースガスの濃度および流量に対する測定値を記憶するメモリを含む、本発明によって達成される。

【0020】

【実施例】

本発明は図を参照しながらさらに詳細に説明される。

【0021】

図1の換気装置2は、吸気管6を通して1組の肺8に混合ガスを供給し、そして呼気管10を通して肺8からガスを排出することができる換気装置を含んでいる。4つの任意の圧力が加えられたガスが、4つのガスコネクタ12A, 12B, 12C, 12Dを通して換気装置4に接続することができ、そして混合された呼吸ガスが肺8に供給される前にガスミキサー14内で混合される。各ガスコネクタ12A, 12B, 12C, 12Dには流体バルブ16A, 16B, 16C, 16Dが設けられており、これらはガスミキサー14へのそれぞれのガスの流入を調節し、これによって異なるガスの正確な比を有する混合ガスが得られる。バルブ16A, 16B, 16C, 16Dは、4つの制御信号線20A, 20B, 20C, 20Dを通してバルブ16A, 16B, 16C, 16Dに制御信号を伝送する制御および分析装置18によって制御される。ガスミキサー14から吸い込み管6へのガス流は吸気バルブ22によって制御され、その結果望ましいフロープロファイルが発生される。吸気バルブ22はまた制御信号線24を通して吸気バルブ22に制御信号を送る制御および分析装置18によって制御されている。

【0022】

バルブ16A, 16B, 16C, 16Dは望ましいフロープロファイルによって呼吸ガスの流れを制御することが十分にできると言うことに注目すべきである。例えばシーメンス・エレマABから市販されているサーボ換気装置300は計算用ユニットを備えており、記載された実施例におけるようにFRC計算を実行する。

【0023】

肺の機能的残気量の測定においては、SF₆のようなトレースガスの、前もって決められた濃度を有する混合体が供給される。トレースガスは不活性でなくてはならず、そして人体によって吸収されてはならない。この方法によって、数回の呼吸サイクルの後には、肺は所定のトレースガスの濃度を含むようになる。トレースガスの供給が停止され、そしてトレースガスが肺からウオッシュアウトされるまで肺から呼出されるガス中のトレースガスの濃度を測定すれば、肺の機能的残気量を計算できる。

【0024】

混合されたガスは吸気管6を通してトレースガス濃度を測定するガスメータ26を経て肺8に供給される。測定されたトレースガスの濃度信号は、測定信号線28を通して制御および分析装置18に送られる。ウオッシュインフェーズ期間、即ちトレースガスが肺に供給されている期間、ガスメータ26は吸入および呼出の両方の間のトレースガスの濃度を測定している。トレースガスの濃度が吸入および呼出の両方の間で同じになったとき、平衡の状態となり、肺はトレースガスの所定の濃度を有している。ガスメータ26は、0% (トレースガスが加えられる前) に対する測定信号および所定濃度に対する測定信号が既知であるので、校正することができる。これにより、トレースガスが肺に供給される前にガスメータが校正されている場合よりも、ウオッシュアウトフェーズ中において、より正確な測定を行うことができる。

【0025】

呼出しの間に、ガスが呼気管10を通して通過するとき、ガスはフローメータ30を通過する。フローメータは呼出されたガスの流量を測定し、そして測定信号線32を通して測定信号を制御および分析装置18に送る。呼出されたガスは呼出バルブ34を通り、これは呼気ガス流を調節し、そして終末呼気陽圧を調節する。呼出バルブ34は制御信号線3

10

20

30

40

50

6を介して制御および分析装置18によって制御されている。

【0026】

ウォッシュアウトフェーズ期間、呼気流におけるトレースガスの呼出流量および濃度の両方が測定されるので、肺の中にあつたトレースガスの体積が測定できる。平衡状態において肺の中にあるトレースガスの濃度は既知であるので、肺の体積も計算することができる。

【0027】

一般的にガスメータは信号ドリフトを示すので、いくらかの補正を行う必要がある。本実施例において、この補正は、信号ドリフトに対する値が計算されるのと同時に、ウォッシュアウトフェーズ期間の測定値がメモリ38内に記憶されることによって達成される。この値は、ウォッシュアウトフェーズ期間の吸気における測定信号を記録することによって計算される。この信号は各呼吸サイクルまたはそれぞれ5番目の呼吸サイクルにおいて記録することができる。ウォッシュアウト期間にはトレースガスは供給されないため濃度は0%である。測定信号における何らかの変化は、それ故信号ドリフトによるものと考えられる。次にトレースガスの体積の計算が、計算された信号ドリフトに関する補正を用いて行われる。逆に、ウォッシュアウトフェーズが進行しているときに、吸気においてはガスメータ26は零点とすることができる。ウォッシュアウトフェーズの開始時に、トレースガスの濃度は高いため、僅かなガスメータ26のドリフトは最終結果には大きな影響を与えることはない。その後、吸気の際のトレースガスの濃度が0%となる。このとき零点補正が可能である。

【0028】

しかし、ウォッシュアウトフェーズの開始時点においては吸気管6にまだいくらかのトレースガスが存在しているということおよび、ガスメータ14および吸気管6がトレースガスを排除する前に数回の呼吸サイクルが生じるということとを考慮しなければならない。考慮すべき別の事実としては、ガスの1部は再吸入されるので、各吸気開始時においていくらかの残りのトレースガスが肺8の中に戻ると言うことである。

【0029】

これらの問題は比較的簡単に克服することができる。ウォッシュアウトフェーズのいくつかの呼吸サイクルの後に吸気管6にトレースガスがなくなったときトレースガスは各吸入のオンセットにおいてのみ存在する。吸入の終わりにおいて信号を測定することにより、または吸入の終わりにおいてガスメータ26を零点とすることによって、すべての再吸入されたガスが肺8の中にあり、そして新しい呼吸ガス(0%のトレースガスを含む)のみがガスメータ26を通過する。

【0030】

別の方法は、校正された濃度レベルにおいてゼロレベルをセットすることである。ガスメータ26は濃度に相応する電圧信号を発生するので、ゼロはどのような望ましいレベルにおいてもセットすることが可能である。

【0031】

しかし、さらに重要なことは、再吸入された気体の体積が機能的残気量の計算に影響を与えるということである。こうして、計算された値はこの再吸入された気体体積に対して補正されるべきである。各吸入における再吸入されたガスの体積は、比較的に一定しており、そして評価することが可能である。再吸入された体積は、例えばYピースのサイズ、チューブの直径等のような、用いられる装置に依存するものである。呼気におけるトレースガスの濃度は各呼吸サイクルに対して既知であるので、再吸入されたトレースガスの体積は計算することができる。また、トレースガスの濃度およびガス流量を、吸入中に測定することが可能であり、そして再吸入されたトレースガスの体積はこの方法によって計算することができる。この後者の方法は一層正確な計算を提供する。

【0032】

図2においては、本発明による両方の方法を実施するために構成された装置38が示されている。装置38はこの特定の実施例においては自発的に呼吸する患者に用いることを意

10

20

30

40

50

図している。装置 38 は、吸気において患者がこれを通して空気を吸入する開放された吸気管 40 を有している。空気は、吸入管 40 を通る吸気が漏れないように保持する第 1 チェックバルブ 42 を通過する。次に空気は 1 組の肺 44 の中に入り込む。肺 44 から、呼出時に空気は呼気管 46 を通して周囲の空気の中に放出される。呼気管 46 の中には、呼気管 46 からのガスの再吸入を防止する第 2 チェックバルブ 48 が存在する。こうして、チェックバルブ 42, 48 は肺 44 への又は肺からの空気を制御する。

【0033】

吸気管 40 において、自発的な、吸気流量を測定するために第 1 フローメータ 50 が設けられている。測定信号は制御および分析装置 52 に送られる。測定された流量を基にして、制御および分析装置 52 はガス源 54 からのトレースガスの供給を制御する。トレースガスはガス管 56 を通して吸気管 40 に供給される。これによって特定の濃度のトレースガスが肺 44 に供給される。ガスメータ 58 はウオッシュインフェーズ期間の吸気中および呼気中の両方のトレースガスの濃度を測定し、そして測定信号を制御および分析装置 52 に送る。呼気管 46 において、第 2 フローメータ 60 が自発的な、呼気流量を測定するために設けられている。測定信号は制御および分析装置 52 に送られる。

10

【0034】

この場合、吸入され、そして呼出される空気の両方の流量および、吸入される空気中および呼出される空気の中のトレースガスの濃度が両方とも測定される。それ故ウオッシュインフェーズ期間に、供給されるトレースガスの体積および排出されるトレースガスの体積の両方を計算することができる。それらの体積の間の差は肺 44 の中におけるトレースガスの体積である。したがってこの体積は、ウオッシュアウトフェーズの間に決定される代わりに、直接的に決めることが可能である。FRC はこうして、従来技術による方法よりもさらに迅速に計算される。

20

【0035】

チェックバルブ 42, 48 は、トレースガスが吸気管 40 内に拡散するのを防ぎ、そして呼気管 46 からのガスの再吸入を防ぐので、再吸入されるトレースガスの体積は最小である。

【0036】

ガスメータ 58 を図 1 における換気用装置 2 と同様の方法で校正することができる。ウオッシュインフェーズの間の信号ドリフトは、測定の前および後の 0% 濃度のトレースガスにおいて行われる測定によって求めることができる。

30

【0037】

上述の装置の組み合わせは、基本的にももちろん可能である。こうして、図 1 における換気用装置 2 には、吸気管 6 の近くにフローメータを設けることが可能であり、そしてウオッシュインフェーズ期間に FRC が求められる。さらに、図 1 における換気用装置 2 は、支援された、患者の制御された機械的な換気と同様に自発的に呼吸している患者に対しても使用することが可能である。患者の制御された機械的な換気においては、吸気バルブ 22 を通しての吸気流を正確に制御できるので、その結果この流量は常に既知であり（セットされた流量から 0.1% 以内の偏差）、そしてウオッシュイン期間に FRC を求める際にフローメータは不必要である。換気用装置 2 には、吸気管 6 および呼気管 10 においてチェックバルブを設けることもできる。前に説明したように図 2 における装置 38 により図 1 の説明におけると同様の方法でウオッシュアウト期間に FRC を求めることも可能である。

40

【0038】

【発明の効果】

FRC 測定は正確な、そして信頼性の高い FRC の測定を容易に実施できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による換気装置の 1 つの実施例を示す図である。

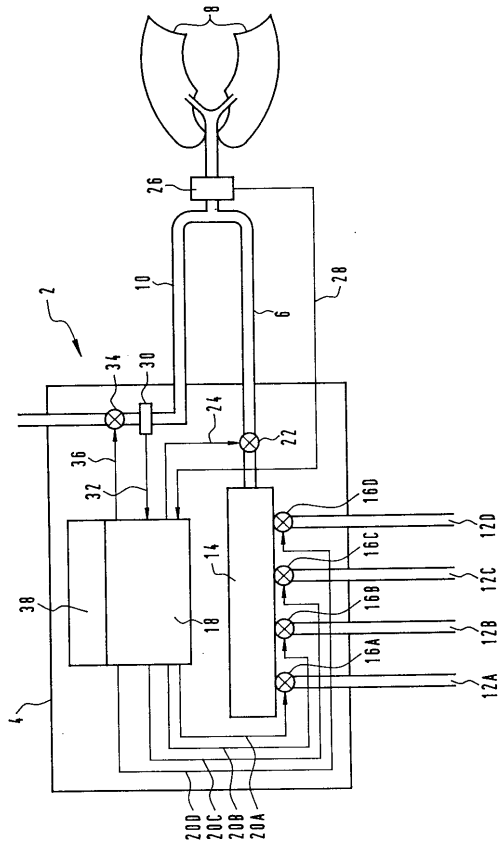
【図 2】本発明による換気装置の別の実施例を示す図である。

【符号の説明】

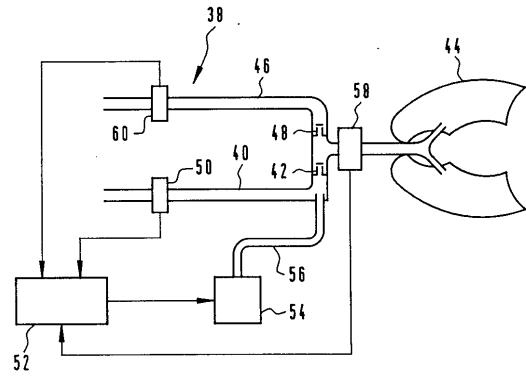
50

2	換気装置	
4	換気ユニット	
6	吸気管	
8	肺	
10	呼気管	
12	ガスコネクタ	
14	トレースガスミキサ	
16	バルブ	
18	制御および分析装置	
20	制御信号線	10
22	吸気バルブ	
23	測定信号線	
24	制御信号線	
26	ガスメータ	
28	測定信号線	
30	フローメータ	
32	測定信号線	
34	呼気バルブ	
36	制御信号線	
38	装置	20
40	吸気管	
42	チェックバルブ	
44	肺	
46	呼気管	
48	チェックバルブ	
50	フローメータ	
52	制御および分析装置	
54	ガス源	
56	ガス管	
58	ガスメータ	30
60	フローメータ	

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

- (72)発明者 アンデルス ラルソン
スウェーデン国 ケヴリング ポッペルヴェーゲン 12
- (72)発明者 ロルフ カストール
スウェーデン国 ヘーゲルスタイン バックヴィンデルン 77
- (72)発明者 ステファン ブラウアー
スウェーデン国 セードラ サンドビー ビェルクステイーゲン 14
- (72)発明者 スヴェン - グンナー オルソン
スウェーデン国 アルレーヴ ヴィラ フォルトウナ (番地なし)

審査官 松永 謙一

- (56)参考文献 特開平6 - 311979 (JP, A)
特開昭58 - 19235 (JP, A)
特開昭57 - 22743 (JP, A)
特開昭50 - 15394 (JP, A)
米国特許第4418701 (US, A)
米国特許第3659590 (US, A)
米国特許第3527206 (US, A)
特開昭56 - 166837 (JP, A)
Christer Jonmarker, Measurement of Functional Residual Capacity by Sulfur Hexafluoride Washout, Anesthesiology, 米国, 1985年, 63(1), 89-95

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61M 16/00
A61B 5/08-5/097