

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7081075号
(P7081075)

(45)発行日 令和4年6月7日(2022.6.7)

(24)登録日 令和4年5月30日(2022.5.30)

(51)国際特許分類		F I	
A 6 1 B	5/083(2006.01)	A 6 1 B	5/083
A 6 1 M	16/01 (2006.01)	A 6 1 M	16/01

請求項の数 10 (全19頁)

(21)出願番号	特願2018-140593(P2018-140593)	(73)特許権者	000200677 泉工医科工業株式会社 東京都文京区本郷3丁目2番13号
(22)出願日	平成30年7月26日(2018.7.26)	(74)代理人	100144048 弁理士 坂本 智弘
(65)公開番号	特開2020-14729(P2020-14729A)	(74)代理人	100186679 弁理士 矢田 歩
(43)公開日	令和2年1月30日(2020.1.30)	(74)代理人	100214226 弁理士 青木 博文
審査請求日	令和3年5月19日(2021.5.19)	(72)発明者	塚越 昌一 東京都文京区本郷3丁目2番13号 泉工医科工業株式会社内
		審査官	福田 裕司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 モニタシステムの制御方法、モニタシステム及びプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の呼吸ガスのフローを連続的に検出するフローセンサと、前記呼吸ガスの成分ガスの濃度を連続的に検出する呼吸ガスセンサと、前記フローセンサ及び前記呼吸ガスセンサに接続される制御装置と、を備えたモニタシステムの制御方法であって、

前記制御装置は、一回の呼吸に関して、

前記フローセンサの測定結果に基づく換気量である V と、前記呼吸ガスセンサの測定結果に基づく CO_2 ガスの濃度又は分圧である FCO_2 又は PCO_2 とを同期させて、2次元座標上で濃度/分圧-換気量ループを生成し、

前記濃度/分圧-換気量ループが囲む面積に基づいて前記 CO_2 ガスの排泄量である VCO_2 として求め、

前記 VCO_2 を用いて $V = VCO_2 / FCO_2$ 又は $V = VCO_2 / PCO_2$ の関係を含む反比例曲線を生成し、

前記濃度/分圧-換気量ループと前記反比例曲線とに基づいて、機能的残気量である $FR C$ を算出し、

算出した前記 $FR C$ を出力する、モニタシステムの制御方法。

【請求項2】

前記 $FR C$ を算出することは、最大肺胞気 CO_2 濃度又は最大肺胞気 CO_2 分圧である $F A m a x C O 2$ 又は $P A m a x C O 2$ と、最小肺胞気 CO_2 濃度又は最小肺胞気 CO_2 分圧である $F A m i n C O 2$ 又は $P A m i n C O 2$ とを導出することを含む、請求項1に記載

載のモニタシステムの制御方法。

【請求項 3】

前記 FRC を算出することは、前記 VCO₂ を、前記 FAm_{ax}CO₂ と前記 FAm_{in}CO₂ との差、又は、最大肺胞気 CO₂ 分圧と最小肺胞気 CO₂ 分圧との差で除算することを含む、請求項 2 に記載のモニタシステムの制御方法。

【請求項 4】

前記 FRC を算出することは、前記 VCO₂ を、前記 FAm_{ax}CO₂ と前記 FAm_{in}CO₂ との差、又は、最大肺胞気 CO₂ 分圧と最小肺胞気 CO₂ 分圧との差で除算し、かつ、肺胞換気量である VA を減算することを含む、請求項 2 に記載のモニタシステムの制御方法。

10

【請求項 5】

前記 FAm_{ax}CO₂ 又は前記 PAm_{ax}CO₂ を導出することは、前記 CO₂ ガスの混合呼気濃度点を求め、前記反比例曲線と前記混合呼気濃度点とに基づいて、前記 FAm_{ax}CO₂ 又は前記 PAm_{ax}CO₂ を導出することを含む、請求項 2 ~ 4 のうちのいずれか 1 項に記載のモニタシステムの制御方法。

【請求項 6】

前記混合呼気濃度点は、前記 VCO₂ を一回換気量 VTE で除算することで得られる値と、前記一回換気量 VTE とで定まる、請求項 5 に記載のモニタシステムの制御方法。

【請求項 7】

前記 FAm_{in}CO₂ 又は前記 PAm_{in}CO₂ を導出することは、前記濃度 / 分圧 - 換気量ループに内接する長方形の面積が極大となるとき CO₂ の濃度又は分圧を、前記 FAm_{in}CO₂ 又は前記 PAm_{in}CO₂ として導出することを含む、請求項 2 ~ 6 のうちのいずれか 1 項に記載のモニタシステムの制御方法。

20

【請求項 8】

前記 FRC を出力することは、表示装置に前記濃度 / 分圧 - 換気量ループとともに前記 FRC を表示することを含む、請求項 1 ~ 7 のうちのいずれか 1 項に記載のモニタシステムの制御方法。

【請求項 9】

患者の呼吸ガスのフローを連続的に検出するフローセンサと、前記呼吸ガスの成分ガスの濃度を連続的に検出する呼吸ガスセンサと、前記フローセンサ及び前記呼吸ガスセンサに接続される制御装置と、を備えたモニタシステムであって、

30

前記制御装置は、一回の呼吸に関して、

前記フローセンサの測定結果に基づく換気量である V と、前記呼吸ガスセンサの測定結果に基づく CO₂ ガスの濃度又は分圧である FCO₂ 又は PCO₂ とを同期させて、2次元座標上で濃度 / 分圧 - 換気量ループを生成し、

前記濃度 / 分圧 - 換気量ループが囲む面積に基づいて前記 CO₂ ガスの排泄量である VCO₂ として求め、

前記 VCO₂ を用いて $V = VCO_2 / FCO_2$ 又は $V = VCO_2 / PCO_2$ の関係を含む反比例曲線を生成し、

前記濃度 / 分圧 - 換気量ループと前記反比例曲線とに基づいて、機能的残気量である FRC を算出し、

40

算出した前記 FRC を出力する、モニタシステム。

【請求項 10】

患者の呼吸ガスのフローを連続的に検出するフローセンサと、前記呼吸ガスの成分ガスの濃度を連続的に検出する呼吸ガスセンサとから、一回の呼吸に係る測定結果を取得し、

前記一回の呼吸に対して、前記フローセンサの測定結果に基づく換気量である V と、前記呼吸ガスセンサの測定結果に基づく CO₂ ガスの濃度又は分圧である FCO₂ 又は PCO₂ とを同期させて、2次元座標上で濃度 / 分圧 - 換気量ループを生成し、

前記一回の呼吸に対して、前記濃度 / 分圧 - 換気量ループが囲む面積に基づいて前記 CO₂ ガスの排泄量である VCO₂ として求め、

50

前記一回の呼吸に対して、前記 VCO_2 を用いて $V = VCO_2 / FCO_2$ 又は $V = VCO_2 / PCO_2$ の関係を含む反比例曲線を生成し、

前記一回の呼吸に対して、前記濃度 / 分圧 - 換気量ループと前記反比例曲線とに基づいて、機能的残気量である FRC を算出し、

前記一回の呼吸に対して、算出した前記 FRC を出力する、

処理をコンピュータに実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、モニタシステムの制御方法、モニタシステム及びプログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来から、一呼吸のボリューム・カプノグラム分析法から CO_2 一回排泄量である VCO_2 等を導出する技術が知られている（例えば、特許文献1や非特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開2014-061071号公報

【非特許文献】

【0004】

【文献】Hirabayashi G, Tsukakoshi S, Andoh T, More. Effect of pressure-controlled inverse ratio ventilation on dead space during robot-assisted laparoscopic radical prostatectomy: A randomised crossover study of three different ventilator modes. *EJA*. 35 (4): 307 - 314, April 2018

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、呼吸生理学による肺気量分画の一つである機能的残気量 FRC (Functional Residual Capacity) は、肺のガス交換機能 (O_2 摂取 / CO_2 排泄) を支える基本概念である。

30

【0006】

呼気終末に肺内に残るガス量である機能的残気量 FRC に、次の一回吸気量 V_{TI} が加わることで、肺胞内ガスと肺毛細管血液との分圧差が拡大しガス交換が起こる。その結果、酸素量 VO_2 が血中へ摂取され、 CO_2 一回排泄量 VCO_2 が呼気中へ排泄される。

【0007】

FRC の異常はガス交換正常性の大きなリスク要因となる。特に手術麻酔中、集中治療中などの人工呼吸管理患者においては、無気肺の発生などによって FRC の減少を来し易く、高二酸化炭素血症や低酸素血症につながる危険性が高まる。

40

【0008】

そこで、本開示は、 FRC のモニタリングを実現可能とすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本開示の一面によれば、患者の呼吸ガスのフローを連続的に検出するフローセンサと、前記呼吸ガスの成分ガスの濃度を連続的に検出する呼吸ガスセンサと、前記フローセンサ及び前記呼吸ガスセンサに接続される制御装置と、を備えたモニタシステムの制御方法であって、

前記制御装置は、一回の呼吸に関して、

50

前記フローセンサの測定結果に基づく換気量である V と、前記呼吸ガスセンサの測定結果に基づく CO_2 ガスの濃度又は分圧である FCO_2 又は PCO_2 とを同期させて、2次元座標上で濃度/分圧 - 換気量ループを生成し、
 前記濃度/分圧 - 換気量ループが囲む面積に基づいて前記 CO_2 ガスの排泄量である VCO_2 として求め、
 前記 VCO_2 を用いて $V = VCO_2 / FCO_2$ 又は $V = VCO_2 / PCO_2$ の関係を含む反比例曲線を生成し、
 前記濃度/分圧 - 換気量ループと前記反比例曲線とに基づいて、機能的残気量である FRC を算出し、
 算出した前記 FRC を出力する、モニタシステムの制御方法が提供される。

10

【発明の効果】

【0010】

本開示によれば、 FRC のモニタリングが実現可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】一実施形態に係るモニタシステムの説明図である。

【図2】制御装置のハードウェア構成の一例を示す図である。

【図3】ボリューム・カプノグラム等の説明図である。

【図4】ボリューム・カプノグラムの例を示す図である。

【図5】本実施形態で利用されるボリューム・カプノグラムを示す図である。

20

【図6】機能的残気量 FRC の算出の前提となるボリューム・カプノグラムの説明図である。

【図7】 FRC 内肺胞気 CO_2 濃度変化と VCO_2 の拡散流入の説明図である。

【図8】肺胞気 CO_2 分圧の呼吸性変動と CO_2 の拡散流量/拡散量のモデルを示す図である。

【図9】機能的残気量 FRC の算出方法の他の例の説明図である。

【図10A】気腹全身麻酔中の FRC 計算例を示す図(その1)である。

【図10B】気腹全身麻酔中の FRC 計算例を示す図(その2)である。

【図10C】気腹全身麻酔中の FRC 計算例を示す図(その3)である。

【図11】制御装置により実現される FRC 算出処理のための動作例を表すフローチャートである。

30

【図12】 FRC 算出処理(図11のステップS116)の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、添付図面を参照しながら各実施形態について詳細に説明する。なお、「 CO_2 」等の表記は、下付き文字を用いた表記「 CO_2 」ではないが、表記「 CO_2 」と同じ意味である。

【0013】

図1は、一実施形態に係るモニタシステム200を、循環式呼吸回路を有する吸入麻酔システム100に適用した場合を説明する図である。モニタシステム200は、ボリューム・カプノグラム分析法に基づくモニタシステムである。ボリューム・カプノグラム分析法とは、以下で説明するように、口元に設置されたフローセンサとメインストリーム型 CO_2 センサからそれぞれ得られる、換気量と CO_2 濃度(分圧)をXY座標面にプロットして描かれるボリューム・カプノグラム(後出の図6の太線参照)を、 CO_2 排泄能力の点から一定のルールに従って分析する分析法である。

40

【0014】

図1に示すように、モニタシステム200は、制御装置3、フローセンサ13、呼吸ガスセンサ14を有する。

【0015】

50

吸入麻酔システム 100 は、循環式呼吸回路 1、ガス供給装置 2、及びベンチレータ 17 から構成される。呼吸回路 1 は、吸気弁 11、患者とつながるコネクタ 12、呼気弁 15、CO₂ 吸収剤キャニスタ 16 を有する。吸気弁 11 は、呼吸回路 1 から患者へのガスの流れ（吸気）は許容するものの、その逆の流れは規制するように作動する。呼気弁 15 は、患者から麻酔システムへのガスの流れ（呼気）は許容するものの、その逆の流れは規制するように作動する。呼気の一部は CO₂ 吸収剤キャニスタ 16 へ導かれ再利用され、また残りの一部は余剰ガスとして廃棄される。CO₂ 吸収剤キャニスタ 16 は、患者の呼気から二酸化炭素を吸収除去し、その他の麻酔呼吸ガス、O₂ ガス等を吸気の一部として循環使用するためのものである。

【0016】

コネクタ 12 には、フローセンサ 13 と呼吸ガスセンサ 14 が、順不同で直列に設置されている。フローセンサ 13 は、呼吸の時間軸上でのフローレートの変化を検出し、それを積算して一回換気量（VTI、VTE）を測定する。呼吸ガスセンサ 14 は、例えばメインストリーム型の呼吸ガスセンサによって構成されるが、離れた場所、例えば制御装置内に組み込まれた吸引ポンプとセンサ本体によって、この 14 の位置から標本ガスをサンプリングするサイドストリーム型の呼吸ガスセンサを使用することもできる。呼吸ガスの成分ガスの時間軸上での濃度変化を検出し、更にそこから吸気濃度と呼気終末濃度を測定する。ここではフローセンサ 13 と呼吸ガスセンサ 14 は、二酸化炭素（CO₂）の他、酸素（O₂）、揮発性麻酔ガス（AA）、亜酸化窒素（N₂O）の混合した麻酔呼吸ガスを測定対象とすることができる。O₂ の濃度を調節する場合や、AA、N₂O の麻酔ガスを供給及び調節する場合は、ガス供給装置 2 を使用する。ベンチレータ 17 は、患者の呼吸を代替又は補助するために使用される。

【0017】

フローセンサ 13 及びメインストリーム型呼吸ガスセンサ 14 と、制御装置 3 の接続関係を図 2 に示す。通過する呼吸ガスによって、フローセンサ 13 と呼吸ガスセンサ 14 のそれぞれにおいて検出された信号は、制御装置 3 に供給される。

【0018】

制御装置 3 は、記憶装置 31 と、演算装置 32 と、入力装置 33 と、表示装置 34 とを備える。

【0019】

フローセンサ回路 36 と呼吸ガスセンサ駆動回路 37 は、インタフェース（I/F）35 を介して演算装置 32 に接続され、演算装置 32 は、フローセンサ 13 からの信号を取得するとともに、呼吸ガスセンサ駆動回路 37 を介して呼吸ガスセンサ 14 を制御して信号を取得し、これら信号データの処理に必要な演算を実施する。演算装置 32 に接続された記憶装置 31 には、演算装置 32 で実行する種々の演算に必要な、呼吸ガスセンサ駆動手順記憶手段、信号データ記憶手段、プログラム記憶手段、演算手順記憶手段等を含む手段が格納される。

【0020】

図 2 に示した制御装置 3 のハードウェア構成は、記憶装置 31、演算装置 32、入力装置 33、表示装置 34 を備えるノイマン型コンピュータのハードウェア構成である。データ記憶、プログラム記憶には、ノイマン型コンピュータの主記憶装置又は補助記憶装置を使用することができる。主記憶装置としては、揮発性の DRAM を用いることが多く、補助記憶装置としては、ハードディスク（HD）等の磁気ディスク、磁気テープ、光ディスク、光磁気ディスク、RAM ディスク、USB フラッシュメモリ等が使用できる。演算装置 32 が実施する演算の一部を、別の演算装置（CPU）や別のコンピュータシステムによるハードウェア構成として実現することもできる。また、演算装置 32 には、タッチパネル、キーボード、マウス等の入力装置 33、プリンタ及びディスプレイ等の表示装置 34 が接続されている。なお、制御装置 3 は、表示装置 34 を備えず、表示装置 34 は、制御装置 3 に接続される態様で設けられてもよい。また、制御装置 3 の一部又は全部の機能は、外部のサーバ装置（図示せず）により実現されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

ガス分析法は、患者口元で、 $\text{CO}_2 / \text{O}_2 / \text{N}_2\text{O} / \text{AA}$ などの呼吸ガス濃度を毎呼吸連続モニタできるメインストリームによるガス分析法を用いるのが好ましい。従来臨床分野で主流のサイドストリームによるガス分析法では、口元から吸気ガス・呼気ガスを毎分100 mL前後連続サンプリングし、離れた場所にあるセンサで検出し、時間軸上での濃度変化と、吸気濃度・呼気終末濃度を測定し表示している。このため、サンプリング中の混合による濃度変化に対する反応の遅れなどによって、換気量データと一体的に扱うことが困難であった。しかし、近年より少ないサンプリング流量で分析可能な高速のサイドストリーム型の呼吸ガスセンサも現われてきたので、必ずしもメインストリーム型に限定されるものではない。

10

【 0 0 2 2 】

図3は、ボリューム・カプノグラムと所定の反比例曲線（後述）とを分圧 P を X 軸、換気量 V を Y 軸とした $X - Y$ 座標上に示した図である。

【 0 0 2 3 】

なお、呼吸ガス中に特定のガスがどれだけ含まれるかを表す方法には、分圧と濃度の二つがある。同じ温度・圧力下で両者は比例する。生体内では、血液との比較を容易にするために、体温・大気圧・飽和水蒸気圧（ BTPS ）における分圧で表すのが通例である。例えば、体温 37°C ・大気圧 760 mmHg のとき、飽和水蒸気圧 47 mmHg であるから、 CO_2 の場合、 $[\text{分圧 } P_{\text{CO}_2} = (760 - 47) \times \text{濃度 } F_{\text{CO}_2}]$ の関係がある。なお、 $[\text{換気量 } V \times \text{濃度 } F_{\text{CO}_2} = \text{CO}_2 \text{量}]$ の関係が成り立つが、時に臨床データのグラフなどで分圧 P_{CO_2} も使用される。このように、分圧と濃度とは、互いに一対一で対応する関係があり、一方が他方で代替え可能なパラメータである。以下、 $k = (760 - 47)$ とし、便宜上、 k を「変換定数」とも称する。

20

【 0 0 2 4 】

図3及び図5では、ボリューム・カプノグラムとして、1呼吸における呼吸ガス中の CO_2 の分圧 - 換気量ループが示される。なお、後出の図6では、ボリューム・カプノグラムとして、1呼吸における呼吸ガス中の CO_2 の濃度 - 換気量ループが示される。

【 0 0 2 5 】

図3及び図5では、所定の反比例曲線は、 $V = k \times V_{\text{CO}_2} / P_{\text{CO}_2} + (V_{\text{TI}} - V_{\text{TE}})$ である。

30

【 0 0 2 6 】

図3のボリューム・カプノグラム上の矢印で示したように、通常、吸気中には CO_2 は含まれないので、吸気時にはボリューム・カプノグラムは Y 軸上を立ち上って、図中の一回吸気量 V_{TI} を表す点に達する。大気中には約21%の O_2 が含まれるが、吸気時に気道から肺へ入った O_2 ガスは、肺胞からその毛細血管の血液へ移動する。この移動を摂取と呼ぶ。他方、組織で発生した CO_2 は静脈血に溶け込んで心臓にもどり、肺動脈を通過して肺胞の毛細血管で、酸素と入れ替わる形で肺胞へ移動する。この移動を排泄と呼ぶ。一回吸気量 V_{TI} を表す点で吸気から呼気に代わると、 CO_2 の生体外への排泄が始まり、図3のボリューム・カプノグラム上の矢印で示したように、呼気中 CO_2 濃度 F に対応する呼気中 CO_2 分圧 P は呼出量に応じて増加して、図中の呼気終末 CO_2 濃度 F_{ETCO_2} に対応する分圧 P_{ETCO_2} に達して1回の呼吸を終了する。このボリューム・カプノグラムで囲まれる面積を計算すると、 CO_2 一回排泄量（ CO_2 一回呼出量） V_{CO_2} を求めることができる。具体的には、図3では、横軸が分圧であるので、ボリューム・カプノグラムで囲まれる面積を S とすると、変換定数 k を用いて、 $V_{\text{CO}_2} = S / k$ の関係となる。

40

【 0 0 2 7 】

以下の説明では、次の関係式（1）が用いられる。 $C. Bohr$ は $Bohr$ 式として知られる関係式を提案した（ $C. Bohr, "Ueber die lungatmung", S. k. Arch. Physiol., vol. 22, pp. 236 - 238, 1891$ 参照）。以下の関係式（一呼気中の CO_2 量は一肺胞換気量中の CO_2 量に等しい）である

50

式(1)は、Bohr式に基づく。

【0028】

$$VTE \times PECO_2 = (VTE - VD_{resp}) \times PAm_{CO_2} \quad (1)$$

【0029】

(1式中、VTEは一回呼気量を、PECO₂は混合呼気濃度に対応する分圧を、VD_{resp}は呼吸死腔量を、PAm_{CO₂}は最大肺胞気CO₂濃度に対応する分圧を表す)。

【0030】

ここで、VTE - VD_{resp}は肺胞換気量VAを表し、VAは均質な最大肺胞気CO₂濃度FAm_{CO₂}で満たされた理想肺胞気空間を意味する。

10

【0031】

図5のように実際には呼出量の変化に応じて連続的に上昇する呼気CO₂濃度を、混合呼気濃度つまり呼気平均濃度に対応する分圧であるPECO₂を境に、PECO₂未満の換気量をガス交換のない無効な換気量つまり呼吸死腔量VD_{resp}として切り捨て、PECO₂を超えた後の換気量を、完全なガス交換によって肺胞が均質なPAm_{CO₂}に対応するFAm_{CO₂}で満たされた肺胞換気量VAへと切り上げる、これが(1)の概念である。

【0032】

PAm_{CO₂}を求めるために、まずボリューム・カプノグラムからVCO₂ × k (C O₂一回排泄量 × k)を計算する(図5の丸囲み数字2)。

20

【0033】

次に、(1)の左辺VTE × PECO₂は、点(X = 0, Y = VT I - VTE)と、点(X = PECO₂, Y = VT I)を対角線とする長方形の面積を表している。この面積がC O₂一回排泄量VCO₂ × kであるので、縦の長さ × 横の長さ = (VT I - (VT I - VTE)) × (PECO₂ - 0) = VTE × PECO₂ = VCO₂ × kであり、PECO₂(混合呼気濃度FECO₂に対応する分圧。図5の丸囲み数字3)を求めることができる。

【0034】

PECO₂が求まると、ボリューム・カプノグラム上の点GのY座標が求まるので、VA (= VTE - VD_{resp})を求めることができる。

【0035】

30

次に、式(1)の右辺(VTE - VD_{resp}) × PAm_{CO₂}は、点(X = 0, Y = VT I - VTE)と、点(X = PAm_{CO₂}, Y = VT I - VD_{resp})を対角線とする長方形の面積を表している。やはりこの面積がVCO₂ × kであるので、縦の長さ × 横の長さ = ((VT I - VD_{resp}) - (VT I - VTE)) × (PAm_{CO₂} - 0) = (VTE - VD_{resp}) × PAm_{CO₂} = VCO₂ × kであり、PAm_{CO₂}(最大肺胞気CO₂濃度に対応する分圧。図5の丸囲み数字5)を求めることができる。なお、(VTE - VD_{resp})は、上述のように、VAに等しく、点Gに基づき導出できる。

【0036】

40

次に、ボリューム・カプノグラムに内接する長方形の面積の極大点(図5のH)を求め、該極大点のY座標を以ってボリューム・カプノグラムの呼気相の第II相と第III相の分岐点とし、それによって特定された第II相に、Equal Area法を適用して図5のIを求めると、VT I - (点IのY座標)により、気道死腔量VD_{aw}(図5の丸囲み数字6)を特定することができる。呼吸死腔量VD_{resp}は既に得られているので、肺胞死腔量VD_{alv}(図5の丸囲み数字7)は、「呼吸死腔量VD_{resp} - 気道死腔量VD_{aw}」によって特定することができる。

【0037】

Equal Area法(Equal Area Method)は、例えば下記文献に詳述されている、伝統的な呼気CO₂ガスの分析法である。

R. Fletcher, B. Johnson, G. Cumming and J.

50

Brew, "THE CONCEPT OF DEADSPACE WITH SPECIAL REFERENCE TO THE SINGLE BREATH TEST FOR CARBON DIOXIDE", Br. J. Anaesth., vol. 53 (1), pp. 77 - 88, 1981

従来、図4に示したように、X軸に換気量を、Y軸にCO₂濃度をとって描画した呼気のCO₂波形をボリューム・カプノグラムと呼ぶ。ボリューム・カプノグラムは通常、CO₂を含まない第I相、肺毛細管血と平衡した肺胞気を表す第III相、第I相から第III相への移行を表す第II相に分けられる。第II相のほぼ中間、細斜線でハッチングした二つの面積が等しくなる線を以って、解剖学的死腔量V_{Danat}(又は気道死腔量V_{Daw})と、肺胞換気量V_Aに分けるのが通例である。

10

【0038】

図3に示したように、本実施形態のボリューム・カプノグラムは、図4に示した従来からのボリューム・カプノグラムのX軸とY軸を入れ替えて、X軸にCO₂濃度を、Y軸に換気量をとったものである。なお、両者に本質的な差はない。

【0039】

図5においては、吸気はY軸上のVTIに達した後に呼気に転じる。呼気の始点VTIからCO₂濃度の立上りの点までの第I相と、Y軸上のCO₂の濃度の立上りの点からCO₂呼出線に右肩を接する長方形面積が極大となる点Hまでの第II相と、点Hから呼気終末CO₂濃度FETCO₂を示す点(PETCO₂)までの第III相とに分けられる。

20

第I相は、完全死腔気であり、第II相は移行相であり、第III相は肺胞気である。本発明は、上記CO₂呼出線に右肩を接する長方形面積が極大となる点Hをもって、第II相と第III相を分け、その上で、Equal Area法を適用して気道死腔量V_{Daw}(丸囲み数字6)を特定するものである。肺胞死腔量V_{Dalv}(丸囲み数字7) = 呼吸死腔量V_{Dresp}(丸囲み数字4) - 気道死腔量V_{Daw}(丸囲み数字6)から、肺胞死腔量V_{Dalv}(丸囲み数字7)を得ることができる。

【0040】

本実施形態に係るモニタシステム200では、更に、ボリューム・カプノグラムとP-V反比例曲線(あるいは、図6のF-V反比例曲線)とに基づいて、機能的残気量FRCが算出される。機能的残気量FRCの算出方法は、これ以降で詳説する。なお、他の実施形態では、上述のような気道死腔量V_{Daw}や肺胞死腔量V_{Dalv}を算出することなく、機能的残気量FRCが算出されてもよい。

30

【0041】

制御装置3は、機能的残気量FRCを算出すると、算出した機能的残気量FRCを出力する。機能的残気量FRCの出力方法は任意であり、表示や音声等の出力を伴ってよい。あるいは、制御装置3は、機能的残気量FRCが所定閾値を下回った場合に警報等を出力する態様で、機能的残気量FRCを出力してもよい。

【0042】

ただし、一般的なモニタリングの用途では、制御装置3は、好ましくは、機能的残気量FRCを表示装置34上に表示する。例えば、制御装置3は、1呼吸毎に、ボリューム・カプノグラム、CO₂一回排泄量VCO₂(又はVCO₂ × k)を表す長方形、及びボリューム・カプノグラムに内接する面積極大の長方形を同一のX-Y座標に表示させ、更に1呼吸毎のCO₂ガスの、CO₂一回排泄量VCO₂、最大肺胞気CO₂濃度F_{Amax}CO₂(又はP_{Amax}CO₂)、呼気終末CO₂濃度FETCO₂(又はPETCO₂)、混合呼気濃度FECO₂(又はPECO₂)、呼吸死腔量V_{Dresp}、肺胞換気量V_A、気道死腔量V_{Daw}、肺胞死腔量V_{Dalv}、及び機能的残気量FRCを、表示装置34の所定の領域に表示する。なお、上述のように、他の実施形態では、気道死腔量V_{Daw}及び肺胞死腔量V_{Dalv}の算出や表示は省略されてもよい。また、ボリューム・カプノグラムに内接する面積極大の長方形の表示は省略されてもよい。

40

【0043】

図6は、機能的残気量FRCの算出方法の説明図であり、図5に示したグラフと同様のグ

50

ラフを示す。ただし、図6では、横軸がCO₂の濃度であり、縦軸の原点は、図5に示したグラフで(VTI - VTE = 0)の場合に相当する。なお、機能的残気量FRCの算出は、図5に示したグラフからも実現可能であり、かかる差異は本質的ではない。なお、図6の場合、ボリューム・カプノグラム波形と横軸(X軸)で挟まれた面積は、当該一回吸気に含まれるCO₂量であるVCO₂を表している。

【0044】

図6において、略語とその説明は、以下のとおりである。

VTE：一回換気量(呼気量)

FCO₂：CO₂濃度。総圧に占める分圧PCO₂の割合。同じ温度と圧力下では、水蒸気分圧を除いた総圧に占めるCO₂分圧の割合。

VCO₂：CO₂一回排泄量。ボリューム・カプノグラム(太線)内の面積であり、換気量×濃度の積分値。

VP1：第I相量。呼気初期の気道からの呼出気のうちCO₂を含まない部分。

VP2：第II相量。VP1からVP3への移行相。呼出開始からVP2の面積的中間までを気道死腔量VDawとする。

VP3：第III相量。肺胞からの呼出気を表す。点HのY座標に相当。

点G：ボリューム・カプノグラム(太線)上の点のX座標がFECO₂である点。面積C = 面積Dとなる点。なお、面積C及び面積Dは図6において細斜線でハッチングされている領域の面積である。

点H：ボリューム・カプノグラム(太線)上の点(X, Y)で、その積XYの極大点(FAmi nCO₂, VP3)

VD(resp)：(呼吸)死腔量。呼出開始から点Gに至るまでの換気量。気道死腔量VDawと肺胞死腔量VDalv(シャント効果を除く)を含む。

VA：肺胞換気量。VA = VTE - VDで定義され、またVA = VCO₂ / FAmaxCO₂でもある。

FECO₂：混合呼気濃度。一回呼気量に含まれるCO₂の混合平均濃度。FECO₂ = VCO₂ / VTEであり、単位換気量当たりのCO₂排泄量を表す。

FETCO₂：呼気終末に口元に達した呼気の瞬時CO₂濃度(呼気終末CO₂濃度)。

FAmaxCO₂：最大肺胞気CO₂濃度。面積A = 面積BとなるX軸上の点であり、呼気終末肺胞気濃度を代表する。FAmaxCO₂ = VCO₂ / VAであり、単位肺胞換気量当たりのCO₂排泄量を表す。なお、面積A及び面積Bは図6において“なしじ”でハッチングされている領域の面積である。

FAmi nCO₂：最小肺胞気CO₂濃度。点HのX座標に相当。VP3の始点なので吸気終末の最小肺胞気濃度を表す。

【0045】

ここで、肺におけるガス交換は、微視的には肺胞 - 毛細血管閉門における拡散として説明される。拡散流量 = 拡散係数 × 面積 × 分圧差 / 距離 [Fickの法則]、つまり単位時間当たりの拡散量は、面積と分圧差に比例し距離に反比例する。ヒト生体肺の場合、面積は50 ~ 100平方メートル、距離(膜厚)は0.3マイクロメートルほど、拡散係数はガス種類によるので、この三つをまとめた係数は肺拡散能力DLと呼ばれ、拡散流量 = DL × 分圧差となる。

【0046】

なお、二酸化炭素は気 - 液間の迅速な移動を特徴とし、分圧PCO₂と濃度FCO₂は直線的比例関係にあるので、気 - 液間のガス交換を記述するのに適している。同じ温度と圧力下であれば、FCO₂ = PCO₂ / (Patm - PH₂O)であり、大気圧・体温37・飽和蒸気圧下の場合、FCO₂ = PCO₂ / kの関係にある。

【0047】

Fickの法則、すなわち拡散流量 = DL × 分圧差における分圧差は、呼吸によって生じる。呼気終末に肺毛細管血液とほぼ平衡状態(PCCO₂(Cは毛細管capillaryを表す))で極大化した二酸化炭素肺胞気分圧FAmaxCO₂は、次の一回吸気

10

20

30

40

50

量 V_{TI} の流入完了によって P_{AminCO_2} まで極小化する。すると毛細管血液との間に分圧差 $P_{cCO_2} - P_{AminCO_2}$ が生じ、これが駆動力となって二酸化炭素は血液から肺胞へと拡散する。この微視的拡散現象の総和が呼吸器としての肺における一呼吸当たりの CO_2 一回排泄量 V_{CO_2} (血液から肺胞へ拡散し呼出される CO_2 量) である。

【0048】

巨視的には、 V_{CO_2} は、 FRC 空間における肺胞気分圧 (濃度) の変動によって生み出されると言うことができる。この概念をそのまま等式化すれば、 $FRC \times (F_{AmaxCO_2} - F_{AminCO_2}) = V_{CO_2}$ であり、以下の式のとおりとなる。

$$FRC = V_{CO_2} / (F_{AmaxCO_2} - F_{AminCO_2}) \quad (2)$$

【0049】

(2) 式において、 V_{CO_2} は、上述のように、ボリウム・カプノグラム分析から得られる。 F_{AmaxCO_2} としては、肺毛細管血液から肺胞への拡散が終了する呼気終末肺胞気分圧 (呼気終末口元気分圧ではない) が相応しい。 F_{AmaxCO_2} は、上述のように、ボリウム・カプノグラム分析から得られる。 F_{AminCO_2} としては、最初に呼出される吸気終末肺胞気つまり第 III 相の始点 (第 I 相の終点) が相応しい。すなわち、 F_{AminCO_2} は、図 6 に示すように、ボリウム・カプノグラムに内接する長方形の極大点 H (図 5 の極大点 H も参照) に対応する CO_2 ガスの濃度である。従って、機能的残気量 FRC は、ボリウム・カプノグラム分析から導出できる。

【0050】

以上から、(2) 式によって、巨視的概念で定義される機能的残気量 FRC を計算することができる。なお、(2) 式の右辺は、単位濃度差 (分圧差) 当たり拡散される CO_2 量を表すので、「 CO_2 拡散機能的残気量」である。拡散機能のない閉鎖腔を含まないので、単なるガス容積量ではなく、 CO_2 の拡散排泄から見た肺機能評価法と言うことができる (図 7 参照)。

【0051】

図 7 は、 FRC 内肺胞気 CO_2 濃度変化と V_{CO_2} の拡散流入の説明図である。

【0052】

図 7 において、略語とその説明は、以下のとおりである。

P_{vCO_2} : 静脈血 CO_2 分圧

P_{aCO_2} : 動脈血 CO_2 分圧

図 7 では、700 は、肺胞全体を模式的に表す肺胞モデルであり、702 は、肺胞に係る毛細血管を模式的に表す。また、矢印 R1 は、 CO_2 が肺胞内に拡散排泄される様子を模式的に示す。肺胞モデル 700 の縦の長さは、 FRC 空間の容量を表し、肺胞モデル 700 の横の長さは、肺胞気濃度 F_{ACO_2} を表す。吸気終末 (End Inspiration) では、肺胞気濃度 F_{ACO_2} が F_{AminCO_2} であるので、 FRC 空間内の CO_2 ガスの全体の容量は、 $FRC \times F_{AminCO_2}$ で表される。呼気終末 (End Expiration) では、肺胞気濃度 F_{ACO_2} が F_{AmaxCO_2} であるので、 FRC 空間内の CO_2 ガスの全体の容量は、 $FRC \times F_{AmaxCO_2}$ で表される。なお、吸気終末と呼気終末との間 (Mid Expiration) では、 CO_2 が肺胞内に拡散排泄され、 FRC 空間内の CO_2 ガスの全体の容量は、 $FRC \times F_{AmidCO_2}$ で表される。なお、 F_{AmidCO_2} は、 F_{AminCO_2} よりも大きく、 F_{AmaxCO_2} よりも小さい。このようにして、縦の長さが一定の FRC 空間において、横の長さ肺胞気濃度 F_{ACO_2} が F_{AminCO_2} と F_{AmaxCO_2} の間で変化し、肺毛細管血液からの拡散を促し生み出されるのが CO_2 一回排泄量 V_{CO_2} である。

【0053】

図 8 は、肺胞気 CO_2 分圧の呼吸性変動と CO_2 の拡散流量 / 拡散量のモデルを示す図である。図 8 では、上側に、分圧 P_{CO_2} の時系列波形が示され、下側には、 CO_2 拡散流量 V_{CO_2} の時系列波形が示され、図中、“EXP.” は、呼気期間を表し、“INSP.” は、吸気期間を表す。

【0054】

10

20

30

40

50

図 8 において、略語とその説明は、以下のとおりである。

P_vCO_2 : 混合静脈血 CO_2 分圧

$PACO_2$: 肺胞気 CO_2 分圧

$P_{Amax}CO_2$: 最大肺胞気分圧

$P_{Amin}CO_2$: 最小肺胞気分圧

$P_{Amean}CO_2$: 平均肺胞気分圧 = $(P_{Amax}CO_2 + P_{Amin}CO_2) / 2$

$PACO_2$: 肺胞気分圧差 = $P_{Amax}CO_2 - P_{Amin}CO_2$ 。 $PACO_2 / 2$ は肺胞気平均分圧差

$V \cdot CO_2$: CO_2 拡散流量 = 肺拡散能力 $DL \times$ 分圧差 $PACO_2$ (Fick の法則)。
 DL は肺胞膜とガス特性の定数)

10

$V \cdot CO_2 \text{ mean}$: 平均 CO_2 拡散流量 = 肺拡散能力 $DL \times$ 肺胞気平均分圧差 $P_{Amin}CO_2 / 2$

$VICO_2$: 吸気相拡散 CO_2 量 = $V \cdot CO_2 \text{ mean} \times$ 吸気時間 TI

$VECO_2$: 呼気相拡散 CO_2 量 = $V \cdot CO_2 \text{ mean} \times$ 呼気時間 TE

VCO_2 : CO_2 一回排泄量 = $VICO_2 + VECO_2 = V \cdot CO_2 \text{ mean} \times$ 一呼吸時間 T

図 8 の PCO_2 グラフに示すとおり、呼気終末に肺毛細管血液 CO_2 分圧とおよそ平衡状態に達した肺胞気分圧 $PACO_2$ は、 CO_2 を含まない新たな吸気の流入によって吸気終末に最小に達し、混合静脈血 CO_2 分圧 P_vCO_2 との分圧差が拡大する。その結果、血液から肺胞へ CO_2 の拡散が起こり、呼気終末にかけて肺毛細管血液 CO_2 分圧を目指して上昇する。このように $PACO_2$ は $P_{Amax}CO_2$ と $P_{Amin}CO_2$ の間を呼吸性に増減変動する。

20

【0055】

Fick の法則によれば CO_2 の拡散流量 $V \cdot CO_2$ は、肺毛細血管に流入した混合静脈血と肺胞気との分圧差 $(P_vCO_2 - PACO_2)$ に比例する。 $PACO_2$ は上記のとおり $P_{Amax}CO_2$ と $P_{Amin}CO_2$ の間を変動しているため、実際に血液から肺胞への CO_2 拡散を駆動する分圧差 (矢印 R2 参照) は、 $(P_vCO_2 - P_{Amin}CO_2) - (P_vCO_2 - P_{Amax}CO_2) = P_{Amax}CO_2 - P_{Amin}CO_2 = PACO_2$ の範囲で変動する。それによって拡散流量 $V \cdot CO_2$ もグラフのように変動し、この面積 (流量の積分) が CO_2 拡散量を表し、 CO_2 一回排泄量 $VCO_2 =$ 吸気相拡散量 $VICO_2 +$ 呼気相拡散量 $VECO_2$ である。更に、拡散を駆動する平均分圧差は、 $(P_{Amax}CO_2 - P_{Amin}CO_2) / 2 = PACO_2 / 2$ なので、Fick の法則によって平均拡散流量 $V \cdot CO_2 \text{ mean} = DL \times PACO_2 / 2$ であるから、 $VICO_2 + VECO_2 = V \cdot CO_2 \text{ mean} \times TI + V \cdot CO_2 \text{ mean} \times TE = V \cdot CO_2 \text{ mean} \times T = DL \times PACO_2 / 2 \times T = VCO_2$ となる。なお、式 (2) のように、 $FRC = VCO_2 / (F_{Amax}CO_2 - F_{Amin}CO_2)$ であるが、上式から更に $FRC = VCO_2 / F_{ACO_2} = VCO_2 / (PACO_2 / 713) = (DL \times PACO_2 / 2 \times T) / (PACO_2 / 713) = DL \times T \times 713 / 2$ であり、 FRC は肺拡散能力 DL と一呼吸時間 T に比例することが分かる。なお、上記の式の “713” は、体温 $37^\circ C$ ・大気圧 760 mmHg のとき、飽和水蒸気圧 47 mmHg として、上述の変換定数 $k = (760 - 47)$ から得られる値である。

30

40

【0056】

次に、機能的残気量 FRC の算出方法の他の例について説明する。

【0057】

図 9 は、機能的残気量 FRC の算出方法の他の例の説明図である。

【0058】

図 9 において、左は吸気終末の肺胞気モデルである。吸気終末では、一回換気量 VTE が FRC 空間に送られることで、肺胞気 CO_2 濃度は最小濃度 $F_{Amin}CO_2$ に低下する。死腔空間 VD には CO_2 が存在しないので、この時の CO_2 の総量は $(FRC + VA) \times F_{Amin}CO_2$ であり、肺胞に接する肺毛細管血液の分圧 P_cCO_2 と $F_{Amin}C$

50

O₂ との分圧差によって血液から肺胞へ VCO₂ が迅速に拡散する。

【0059】

図9において、右は拡散が終了した呼気終末の肺胞気と呼出気のモデルであり、この時のCO₂の総量は、 $(FRC + VA) \times FAm_{CO_2}$ である。

【0060】

上記モデルを等式化すると、以下のとおりである。

$$(FRC + VA) \times FAm_{CO_2} + VCO_2 = (FRC + VA) \times FAm_{CO_2}$$

これを変形すると、

$$(FRC + VA) \times (FAm_{CO_2} - FAm_{CO_2}) = VCO_2$$

よって、機能的残気量FRCは、次のとおりである。

$$FRC = VCO_2 / (FAm_{CO_2} - FAm_{CO_2}) - VA$$

すなわち、機能的残気量FRCは、 $VCO_2 / (FAm_{CO_2} - FAm_{CO_2})$ から肺胞換気量VAを減算した値として導出することもできる。

【0061】

より具体的には、拡散の駆動力である肺胞気のCO₂分圧変化は一回換気量VT (VTI, VTE) によって生み出される。一回換気量VTの一部である死腔量VDは再呼吸されるのでその分のガス交換機能は無効であり、残りが有効な肺胞換気量VA (= VTE - VD) である。機能的残気量FRCにこのVAが加わって上述のような分圧変化が作り出される。よって、肺胞換気量VA分だけ補正して機能的残気量FRCを求めることも可能である。肺胞換気量VAは、上述のように、図5や図6における点Gを求めることで算出可能となる。

【0062】

なお、機能的残気量FRCの体積としての値を求める観点からは、 $FRC = VCO_2 / (FAm_{CO_2} - FAm_{CO_2}) - VA$ とすることが好ましいが、 $FRC = VCO_2 / (FAm_{CO_2} - FAm_{CO_2})$ としても、機能的残気量FRCのモニタリング(肺のCO₂排泄機能評価)の観点からは特段の問題はない。

【0063】

ところで、従来、主なFRC測定法は、ヘリウム閉鎖回路法、体プラスチックモグラフィ法、窒素洗い出し開放回路法、6フッ化硫黄ガスSF₆による開放回路法、CT断面積画像分析による推定法等がある。なお、ヘリウム閉鎖回路法は、既知容量の容器から既知濃度の血液非溶解性ガスHeを、容器内と肺胞内濃度が平衡に達するまで呼吸し、前後の濃度変化から肺容量を推定する方法である。また、体プラスチックモグラフィ法は、既知容量の密室に置かれた被験者に呼吸させて、密室の圧変化、被験者の口腔内圧変化を、ボイルの法則(PV一定)によって等式化し肺容量を求める方法である。また、窒素洗い出し開放回路法は、純酸素で呼吸して肺内の窒素N₂を全て除去し、除去された窒素の量から残気量を推定する方法である。なお、他に酸素と二酸化炭素濃度から窒素濃度の変化を推定する間接法もある。しかしながら、いずれもベッドサイド(手術麻酔・集中治療・病棟)での実用化には程遠いものである。

【0064】

この点、本実施形態によるFRC算出法は、上述のように、ボリュウム・カプノグラム分析に基づく分析方法である。従って、小型軽量簡便な装置によってベッドサイドモニタリングが可能となる。

【0065】

図10A～図10Cは、気腹全身麻酔中のFRC計算例を示す図である。図10A～図10Cでは、横軸に時間を取り、縦軸に容積(左側)及び気腹のオン/オフ(右側)を取り、機能的残気量FRCの変化態様1002と、気腹のオン/オフの変化態様1001が示される。

【0066】

気腹全身麻酔中は、通常10数mmHgの腹腔加圧で横隔膜が胸腔を圧迫するため、肺胞は膨らみにくくなり機能的残気量FRCは減少傾向となる。図10A～図10Cに示すよ

10

20

30

40

50

うに、気腹のオン/オフによる機能的残気量 F R C の変化が明瞭に捉えられている。特に図 1 0 C に示す三例目のような長時間気腹では無気肺を生じやすいので、途中で肺泡開存手技（リクルートメント・マヌーバ：recruitment maneuver）が必要となる。本実施形態によるモニタシステム 2 0 0 によれば、機能的残気量 F R C の変化が明瞭に捉えられるので、気腹全身麻酔中の機能的残気量 F R C の減少傾向や減少度合い等を適切に評価できることが期待できる。

【 0 0 6 7 】

次に、制御装置 3 の動作例について説明する。

【 0 0 6 8 】

図 1 1 は、制御装置 3 により実現される F R C 算出処理のための動作例を表すフローチャートである。図 1 1 に示す処理は、初期化処理後、所定周期ごとに実行されてよい。

10

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 1 0 では、制御装置 3 は、フローセンサ 1 3 及び呼吸ガスセンサ 1 4 からのデータを取得する。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 1 1 2 では、制御装置 3 は、ステップ S 1 1 0 で得たデータに基づいて、濃度 F を X 軸、換気量 V を Y 軸とした X - Y 座標上に、ボリューム・カプノグラムを生成（描画）する。ボリューム・カプノグラムは、前回の呼吸に係るボリューム・カプノグラムに対して上書きされる態様で描画されてよい。

20

【 0 0 7 1 】

ステップ S 1 1 4 では、制御装置 3 は、ステップ S 1 1 2 で描画するボリューム・カプノグラムに基づいて、呼気終末 C O 2 濃度 F E T C O 2 が得られたか否かを判定する。判定結果が“ Y E S ”の場合、ステップ S 1 1 6 に進み、それ以外の場合は、今回周期の処理は終了する。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 1 1 6 では、制御装置 3 は、F R C 算出処理を実行する。F R C 算出処理の例は、図 1 2 を参照して後述する。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 1 1 8 では、制御装置 3 は、ステップ S 1 1 6 で算出した F R C を出力する。なお、F R C の出力方法は上述したとおりであってよい。F R C は、前回の呼吸に係る F R C に上書きされる態様で数値で出力されてよいし、図 1 0 A 等に示したような時系列波形で出力されてもよい。

30

【 0 0 7 4 】

ステップ S 1 2 0 では、制御装置 3 は、ステップ S 1 1 6 で算出した F R C を記録する。なお、この際、制御装置 3 は、F R C とともに、他のパラメータ（C O 2 一回排泄量 V C O 2 や最大肺泡気 C O 2 濃度 F A m a x C O 2 等）を記録してもよい。また、この場合、制御装置 3 は、ファイル形式で F R C データ等を記録してもよい。

【 0 0 7 5 】

図 1 2 は、F R C 算出処理（図 1 1 のステップ S 1 1 6 ）の一例を示すフローチャートである。

40

【 0 0 7 6 】

ステップ S 1 1 6 0 では、制御装置 3 は、ステップ S 1 1 2 で描画したボリューム・カプノグラム（今回分の呼吸に係るボリューム・カプノグラム）に基づいて、一回換気量 V T E を算出する。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 1 1 6 2 では、制御装置 3 は、同ボリューム・カプノグラムに基づいて、C O 2 一回排泄量 V C O 2 を算出する。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 1 1 6 4 では、制御装置 3 は、ステップ S 1 1 6 2 で算出した C O 2 一回排泄量 V C O 2 に基づいて、 $V = V C O 2 / F C O 2$ である反比例曲線（図 6 参照）を、濃度

50

FをX軸、換気量VをY軸としたX-Y座標上に生成する。なお、反比例曲線を生成するX-Y座標は、ボリューム・カプノグラムが描画されるX-Y座標と同じであってよい。また、変形例では、 $V = VCO_2 / FCO_2 + (VTI - VTE)$ なる反比例曲線(図5参照)を生成してもよい。

【0079】

ステップS1166では、制御装置3は、ステップS112で描画したボリューム・カプノグラムと、ステップS1164で得た反比例曲線とに基づいて、最大肺胞気CO₂濃度であるF_{Amax}CO₂を算出する。F_{Amax}CO₂は、例えば、 VCO_2 / VA として算出される。なお、VAは、点G(図6参照)を求めることで算出可能である。

【0080】

ステップS1168では、制御装置3は、ステップS112で描画したボリューム・カプノグラムに対して点Hを特定する。点Hは、上述のように、ボリューム・カプノグラムに内接する長方形が極大となる点である。

【0081】

ステップS1170では、制御装置3は、ステップS1168で得た点Hに基づいて、最大肺胞気CO₂濃度であるF_{Amin}CO₂を算出する。F_{Amin}CO₂は、例えば、点HのX座標として算出される。

【0082】

ステップS1172では、制御装置3は、ステップS1162で得たVCO₂と、ステップS1166で得たF_{Amax}CO₂と、ステップS1170で得たF_{Amin}CO₂とに基づいて、機能的残気量FRCを算出する。すなわち、 $FRC = VCO_2 / (F_{Amax}CO_2 - F_{Amin}CO_2)$ により、機能的残気量FRCを算出する。なお、他の実施形態では、 $FRC = VCO_2 / (F_{Amax}CO_2 - F_{Amin}CO_2) - VA$ により、機能的残気量FRCが算出されてもよい。

【0083】

このようにして、図11及び図12に示す処理によれば、リアルタイムに機能的残気量FRCが算出される。これにより、例えば気腹全身麻酔中等において、ベッドサイドでの機能的残気量FRCのモニタリングが可能となる。

【0084】

以上、各実施形態について詳述したが、特定の実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載された範囲内において、種々の変形及び変更が可能である。また、前述した実施形態の構成要素を全部又は複数を組み合わせることも可能である。

【0085】

例えば、上述した実施形態では、濃度を用いてFRCを算出しているが、等価的に、分圧を用いてFRCを算出してもよい。上述したように、濃度と分圧は、体温37・大気圧760mmHgのとき、CO₂の場合、[分圧PCO₂ = k × 濃度FCO₂]の関係があるためである。従って、体温37・大気圧760mmHgのとき、 $FRC = k \times VCO_2 / (P_{Amax}CO_2 - P_{Amin}CO_2)$ や、 $FRC = k \times VCO_2 / (P_{Amax}CO_2 - P_{Amin}CO_2) - VA$ により、FRCを算出してもよい。また、分圧を用いる場合、 $V = VCO_2 / FCO_2$ の関係を含む上述の反比例曲線に代えて、 $V = VCO_2 / PCO_2$ の関係を含む反比例曲線が用いられてよい。

【0086】

また、上述した実施形態では、上述したモニタシステム200及びその制御方法が、循環式呼吸回路1を有する吸入麻酔システム100に適用される場合が例示されているが、これに限られない。例えば、上述したモニタシステム200及びその制御方法は、ICU・病棟・在宅用の人工呼吸器にも適用できる。

【符号の説明】

【0087】

- 1 循環式呼吸回路
- 2 ガス供給装置

10

20

30

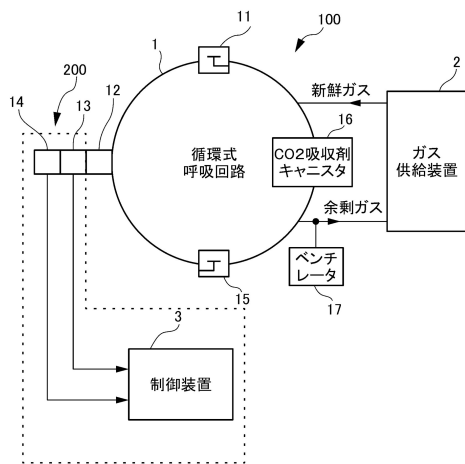
40

50

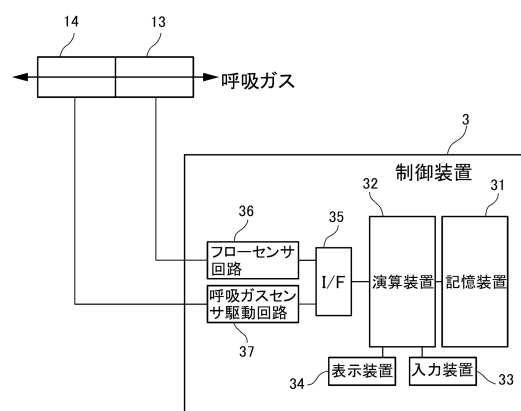
- 3 制御装置
- 1 1 吸気弁
- 1 2 コネクタ
- 1 3 フローセンサ
- 1 4 呼吸ガスセンサ
- 1 5 呼気弁
- 1 6 CO₂吸収剤キャニスタ
- 1 7 ベンチレータ
- 3 1 記憶装置
- 3 2 演算装置
- 3 3 入力装置
- 3 4 表示装置
- 3 5 インタフェース (I / F)
- 3 6 フローセンサ回路
- 3 7 呼吸ガスセンサ駆動回路
- 1 0 0 吸入麻酔システム
- 2 0 0 モニタシステム

【 図面 】

【 図 1 】



【 図 2 】



10

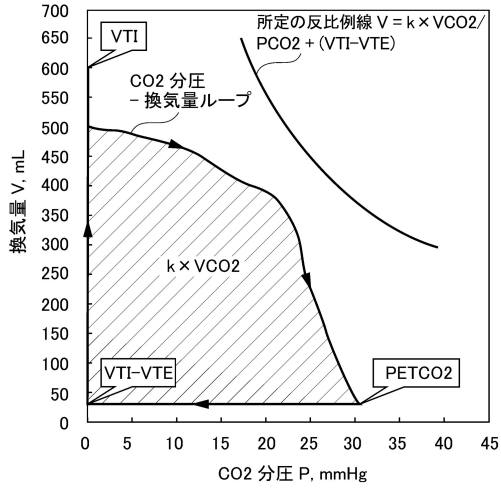
20

30

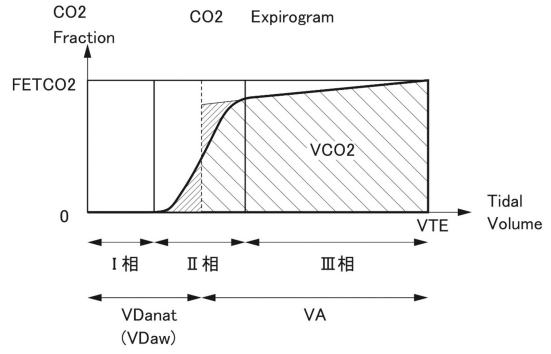
40

50

【 図 3 】

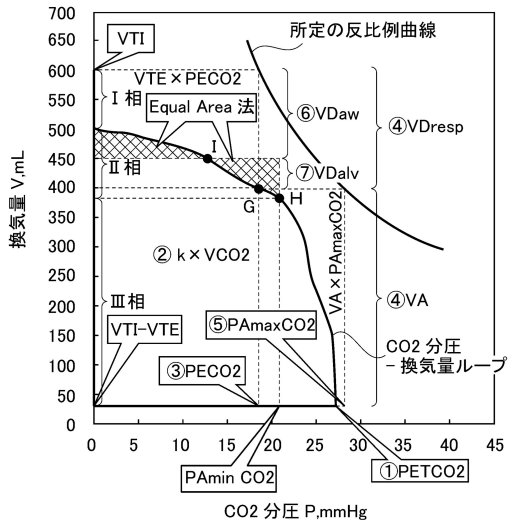


【 図 4 】

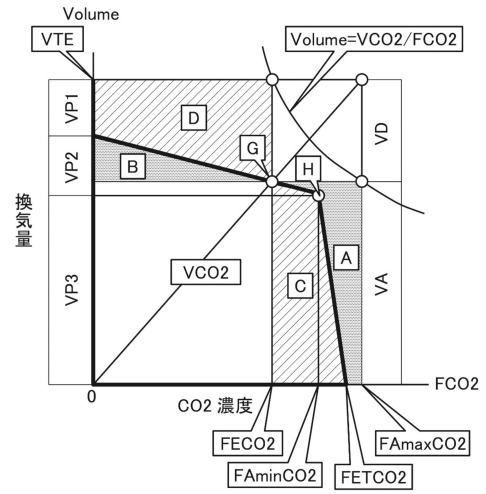


10

【 図 5 】



【 図 6 】



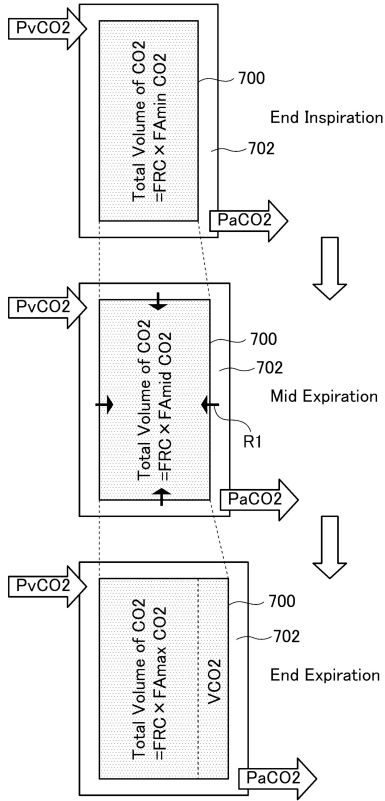
20

30

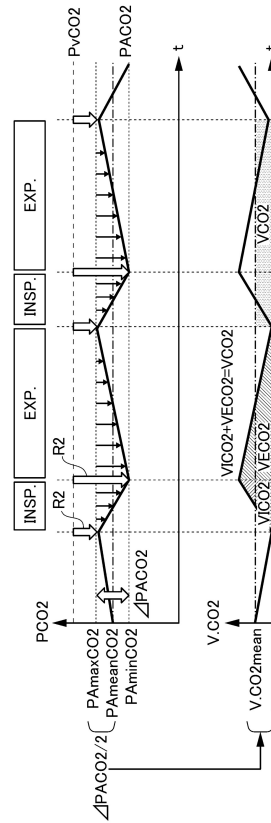
40

50

【 図 7 】



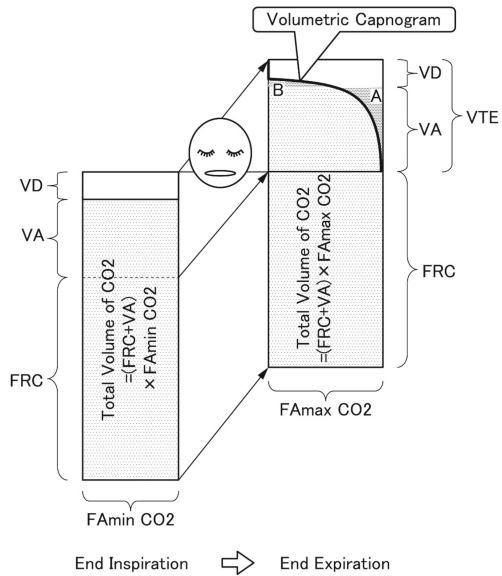
【 図 8 】



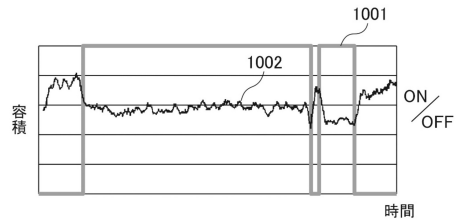
10

20

【 図 9 】



【 図 10 A 】

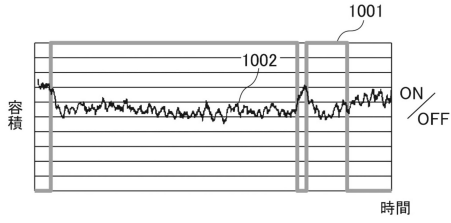


30

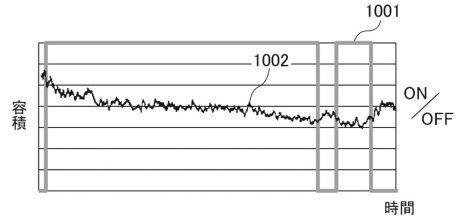
40

50

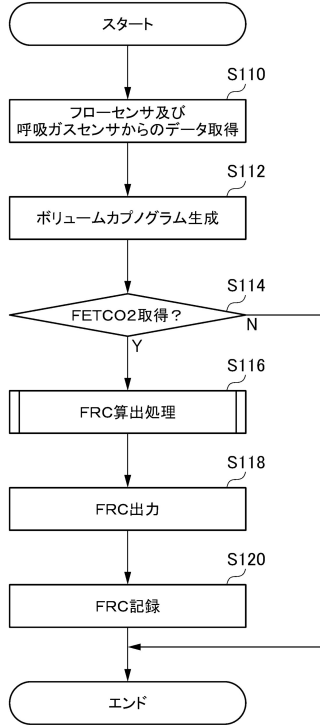
【図10B】



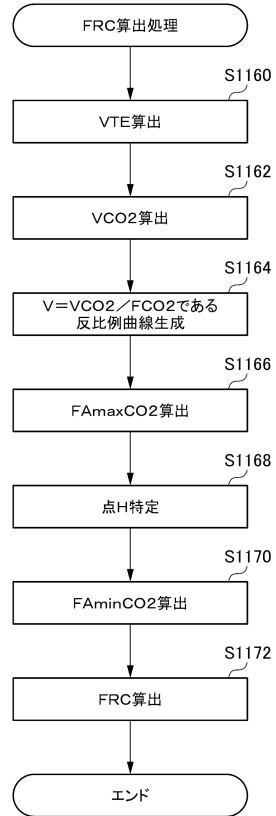
【図10C】



【図11】



【図12】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2014-061071(JP,A)
特開2011-045592(JP,A)
特開2015-107269(JP,A)
特開2012-235943(JP,A)
特表2008-517655(JP,A)
米国特許出願公開第2004/0249301(US,A1)
米国特許出願公開第2007/0062532(US,A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 5/083
A61M 16/01