

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4169964号
(P4169964)

(45) 発行日 平成20年10月22日(2008.10.22)

(24) 登録日 平成20年8月15日(2008.8.15)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 M 16/00 (2006.01)	A 6 1 M 16/00 3 1 5
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 M 16/00 3 6 6
	A 6 1 B 5/10 3 1 O Z

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2001-347778 (P2001-347778)	(73) 特許権者	503443865
(22) 出願日	平成13年11月13日(2001.11.13)		マークェット クリティカル ケア アク
(65) 公開番号	特開2002-159577 (P2002-159577A)		チボラゲット
(43) 公開日	平成14年6月4日(2002.6.4)		Maquet Critical Car
審査請求日	平成16年8月19日(2004.8.19)		e AB
(31) 優先権主張番号	0004141-8		スウェーデン国 SE-17195 ソル
(32) 優先日	平成12年11月13日(2000.11.13)		ナ レントゲンフエーゲン 2
(33) 優先権主張国	スウェーデン(SE)		Roentgenvaegen 2, S
			E-17195 Solna, Swed
			en
		(74) 代理人	100061815
			弁理士 矢野 敏雄
		(74) 代理人	100094798
			弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】呼吸装置の適応性トリガの方法及び呼吸装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸装置(2; 16)において、
 患者(4)に接続可能なチューブ系(8)と、
 チューブ系(8)における呼吸ガス流を調節するための手段から成るニューマチックユニット(20; 56)と、
 流量計(66)と圧力計(34)との少なくとも1つから成るセンサシステムと、
 前記ニューマチックユニット(20; 56)を制御するための制御ユニット(32; 64)とが設けられており、該制御ユニットが、センサシステム(34, 66)によって測定された少なくとも1つのパラメータに基づき第1の呼吸表示信号を決定するための第1の決定ユニット(36)と、第1の呼吸表示信号をトリガ必要条件と比較するためのコンパレータ(38)と、前記第1の呼吸表示信号及びトリガ必要条件に基づき呼吸相のトリガを制御するためのトリガ信号を発生するための信号発生器(40)とを有しており、
 呼吸に関連した興奮性細胞信号を検出するための興奮性細胞信号検出器(44, 46, 54)が設けられており、
 該興奮性細胞信号検出器(44, 46, 54)によって検出された興奮性細胞信号に基づき第2の呼吸表示信号を決定するための第2の決定ユニット(48)が設けられており、
 前記第2の呼吸表示信号に基づきトリガ必要条件を適応させるための適応ユニット(50; 70)が設けられている形式のものにおいて、

10

20

トリガ必要条件が、呼吸相のトリガが、興奮性細胞信号に基づく前記第2の呼吸表示信号に依存して確立されたウインドウ内で可能にされるように適応されることを特徴とする、呼吸装置。

【請求項2】

呼吸相の自然変化が開始していることを第2の呼吸表示信号が表示した場合にトリガが可能にされるように、適応ユニット(50;70)がトリガ必要条件を適応させるようになっている、請求項1記載の呼吸装置。

【請求項3】

前記興奮性細胞信号検出器が、神経信号センサ(54)である、請求項1又は2記載の呼吸装置。

【請求項4】

前記興奮性細胞信号検出器が、筋肉信号センサ(44,46)である、請求項1から3までのいずれか1項記載の呼吸装置。

【請求項5】

前記筋肉信号センサが、検出電極(46)の配列を有する食道カテーテル(44)を含む、請求項4記載の呼吸装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、請求項1の上位概念部による呼吸装置の適応可能なトリガのための方法に関する。

【0002】

本発明は、請求項7の上位概念部による呼吸装置にも関する。

【0003】

【従来の技術】

本願で言う「トリガ」とは、あらゆる呼吸相、すなわち吸気相及び呼気相の開始に関する。これは、「トリガは吸気相の開始にのみ関する」という言葉によって通常理解されるものよりも広い意味である。

【0004】

本願で言う「呼吸装置」とは、呼吸ガスを患者に提供する全ての公知の装置に関する。これは、特にベンチレータ、レスピレータ、麻酔器、蘇生装置を含む。

【0005】

従来の呼吸装置は、ガスパラメータ流量及び圧力に基づくトリガ機能を有する。

【0006】

フロートリガシステムは、欧州特許出願公告第0459647号明細書より公知であり、この明細書は、所定の流量のガスが患者に供給される呼吸ベンチレータを開示している。流量の変化が測定され、流量の変化がしきい値(トリガレベル)を超過した場合に呼吸支持がトリガされる。

【0007】

プレッシャートリガシステムは米国特許第4050458号明細書より公知である。この場合、圧力が測定され、微分された圧力信号のサインの変化に関して分析される。変化が生じた場合、補助吸気相を開始することができる。自然に生じる圧力変化による自己トリガを回避するために、所定の圧力降下の存在は、吸気相のトリガのための付加的な要求であることができる。

【0008】

これらのシステムは通常満足に動作するが、自発吸気努力の実際の開始(脳の呼吸中枢において生じる)からトリガが実際に生じるまでに遅れが生じる。この遅れは200ms以上となるおそれがある。これの一部は、神経信号の伝達時間と呼吸筋肉の反応時間とによるものであり、呼吸筋肉は、圧及び流量の変化が生じる前に機能し始めなければならない。しかしながら、遅れの主要な部分は、トリガレベルが、自己トリガ(すなわち装置は、

10

20

30

40

50

患者による努力がない場合に吸気相を開始するためにトリガされる)のいかなる危険性をも回避するために十分に高く設定されていることによる。したがって、吸入の効果がトリガ必要条件に達して吸気相が開始するまでに時間がかかる。

【0009】

この遅れは、フロー及びプレッシャートリガシステムの変化、例えば容積トリガシステムに対しても存在する。

【0010】

遅れの一部を回避又は低減するための1つの努力は米国特許第5373842号明細書に開示されており、この場合、プレッシャートリガシステムは、所要のトリガ圧レベルを変化させるために、バイアス流における流量測定を利用する。

10

【0011】

より短い応答時間でより安定したトリガシステムであるが、多少の遅れが依然として生じる。

【0012】

別の記載されたトリガシステムは、他のパラメータを使用しており、このパラメータは、例えば、欧州特許出願公告第0324275号明細書に開示されているような、胸を横切ったインピーダンス、国際公開第00/00245号パンフレットに開示されているような神経信号、及び国際公開第99/43374号パンフレットに開示されているような筋肉(筋電)信号である。

【0013】

これらのうち最初のものは、本質的に、流量/圧関連トリガパラメータと同じ遅れを有している。なぜならば、インピーダンスは、肺が筋肉活動によって変化し始めるまで変化しないからである。この場合、また、他のインピーダンス源からの自己トリガを回避するためにしきい値が設定されなければならない。

20

【0014】

後者の2つは遅れが少ないが、全ての状況において理想的であるわけではない。例えば筋肉検出は、通常、横隔膜における筋電信号に関する。しかしながら、国際公開第99/43374号パンフレットが述べているように、吸入は、他の筋肉グループによって開始することができる。呼吸に関する全ての筋肉における活動を測定することは現実的ではない。この問題の解決策は、国際公開第99/43374号パンフレットにおいて提案されており、すなわち、並行して動作する別個のフロー又はプレッシャートリガシステムを有すること、及び早いもの順トリガ動作を使用することである。遅れは、フロー/プレッシャートリガシステムに対して(筋肉トリガに対しても)依然として生じる。

30

【0015】

興奮性細胞信号(神経及び筋肉)に基づきトリガする全てのシステムは、トリガのための十分に高いしきい値が設定されない限り自己トリガの危険性がある。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、前記トリガ方法を改良する方法を達成することである。

【0017】

本発明の別の目的は、従来のトリガシステムに対して、改良されたトリガ特徴を有する呼吸装置を達成することである。

40

【0018】

【課題を解決するための手段】

第1の目的は、冒頭に開示された方法が、請求項1の特徴部に開示された方法ステップを有することにより達成される。

【0019】

有利な改良及び実施例が、請求項1に係る従属請求項より明らかである。

【0020】

本発明によるトリガ方法は、本質的に、流量及び/又は圧を利用する従来のトリガ方法に

50

基づく。改良は、フロー及び／又はプレッシャートリガ方法のためのトリガ必要条件を適応させるために、呼吸に関する興奮性細胞信号を利用することである。

【 0 0 2 1 】

興奮性細胞は、人間の場合 2 つのグループ、すなわち神経細胞と筋肉細胞とに分類される。つまり、呼吸に関連した興奮性細胞は、呼吸動作に携わる全ての神経及び筋肉を含む。

【 0 0 2 2 】

フロー及び／又はプレッシャートリガ方法に関するトリガ必要条件を適応させる 1 つの有利な方法は、興奮性細胞信号に基づきトリガレベルを調節することである。興奮性細胞信号は、開始する呼吸を示すので、自己トリガの危険性は実際にはあまり重要ではなく、したがって、トリガレベルは、純粋なフロー及び／又はプレッシャートリガ方法において可能であるよりも著しく高い感度を有するように設定することができる。

10

【 0 0 2 3 】

フロー及びプレッシャートリガ方法に関するトリガ必要条件を適応させる別の有利な方法は、トリガが可能にされるウインドウを調節又は形成することである。この場合、一定の高い感度を、トリガレベルのために設定することができる。興奮性細胞信号が指示して初めて、トリガが許容され、吸気相（又は呼気相）を開始する。

【 0 0 2 4 】

これらの 2 つの方法の組み合わせももちろん可能である。例えば、興奮性細胞信号の所定のレベル（トリガのためのこのような信号のみを使用する公知のシステムのためのトリガしきい値よりも低くてよい）は、トリガが生じることができるウインドウを開く。信号レベルが増大するに従い（吸気が考慮されているならば）流量及び／又は圧力トリガレベルは、より高い感度に向かって変更される。これにより、より高い感度を使用することができ、さらに、信号妨害による自己トリガの危険性を最小限にすることができる。

20

【 0 0 2 5 】

記載された従来技術は、主として吸気相のトリガに関する。しかしながら、本発明による方法は、吸気相に限定されない。本発明による方法は、呼気相をトリガするためにも利用可能である。

【 0 0 2 6 】

呼気相トリガは、しばしば、実際の呼吸中の測定された最大圧／流量レベルに基づく。吸気サイクルを終了することは、例えば、測定された流量が最大流量のあるパーセンテージよりも低下した場合に行うことができる。本発明による方法においては、このパーセンテージは、興奮性細胞信号を利用することによって適応させることができる 1 つの特定のトリガ必要条件である。

30

【 0 0 2 7 】

全ての患者タイプをカバーするために、本発明は、さらに、トリガ必要条件の別の適応を適用することによって改良することができる。1 つのこのような別の適応は、前記米国特許第 5 3 7 3 8 4 2 号明細書に開示された公知の流量依存圧力トリガシステムの使用であることができる。

【 0 0 2 8 】

圧力依存流量制御も、興奮性細胞信号に基づき行われる適応に加えて利用可能である。特に、極めて小さく正確な圧力センサの開発における進歩を考慮すると、今や、肺内で圧力測定を行うことは現実的となった。したがって、圧力測定は、より信頼性よくかつ利用可能となった。

40

【 0 0 2 9 】

呼吸装置に関する目的は、冒頭に開示された呼吸装置が、請求項 7 の特徴部に開示された特徴を有することにより達成された。

【 0 0 3 0 】

有利な改良及び具体化は、請求項 7 に係る従属請求項より明らかである。

【 0 0 3 1 】

この場合、呼吸装置は、本質的に、従来技術の装置に基づき、この装置は、次いで、興奮

50

性細胞信号を検出するための興奮性細胞信号検出器に装着又は接続されており、さらに、方法に関して上に開示したものに対応する所要の計算及び適応を行うように装備又は修正されている。

【 0 0 3 2 】

本質的に、興奮性細胞信号を検出するための（及びこの信号から呼吸に関連した情報を抜き出し／変換し／計算するための）あらゆる公知の従来の装置を、本発明による呼吸装置に接続して使用することができる。特に、吸入の開始を決定するために興奮性細胞信号情報を使用するあらゆる公知の装置を、本発明の呼吸装置に接続して使用することができる。

【 0 0 3 3 】

以下に、本発明の方法及び装置を図面を参照にさらに詳しく説明する。

【 0 0 3 4 】

【発明の実施の形態】

本発明による呼吸装置 2 が図 1 に示されている。呼吸装置 2 は、この実施例においては、呼吸ガスを患者に供給したり、呼吸ガスを患者 4 から除去したりするために患者 4 に接続されたベンチレータユニット 6 から成っている。接続はこの場合、気管内チューブ、気管切開チューブ、フェースマスク等を介して患者に接続することができる慣用のチューブ系 8 を用いて示されている。

【 0 0 3 5 】

患者には、興奮性細胞信号検出器、この実施例においては、食道横隔膜筋電計測法検出器 10、も接続されている。興奮性細胞信号検出器は、カテーテルリード 12 を介して患者 4 に接続されており、コミュニケーションリンク 14 を介して、呼吸装置の他の部分とコミュニケーションすることができる。

【 0 0 3 6 】

呼吸装置の別の実施例が図 3 に示されている。この場合、呼吸装置 16 は、同じケーシング内に全ての部材を有している。呼吸装置 2 のように、慣用のチューブ系 6 が呼吸装置 16 を患者 4 に接続させている。

【 0 0 3 7 】

この第 2 実施例においては、興奮性細胞信号検出器は、横隔膜導出信号検出器 16 A である。横隔膜導出信号検出器 16 A は、センサライン 18 によって示したように患者 4 の横隔膜神経に接続されている。

【 0 0 3 8 】

呼吸装置 2（又は 16）のより詳細な実施例が図 2 に示されている。実施例 2 と実施例 16 とで異なる部材は破線で示されている。図 2 に示した詳細な実施例は、本発明の方法に関する呼吸装置の動作の理解に関連したエレメントのみを示している。

【 0 0 3 9 】

ニューマチックユニット 20 は、第 1 の弁ユニット 22 A 及び第 2 の弁ユニット 22 B によって、患者（図示せず）への及び患者からのガス流を調整する。呼吸ガスを形成するために混合されたガスは、第 1 のガス入口 24 A 及び第 2 のガス入口 24 B を介して供給される。ガスは、第 1 の弁ユニット 20 A において調和させられかつ混合される。別のガスを呼吸ガスに混合したい場合には、付加的なガス入口を設けることができる。呼吸ガスは、吸気チューブ 26 を介して患者へ供給され、呼気チューブ 28 を介して患者から導出される。第 2 の弁ユニット 20 B は、患者からの呼吸ガスの流出を制御する。排出部 30 はガスを排出する。

【 0 0 4 0 】

ニューマチックユニット 20 は制御ユニット 32 によって制御される。この場合、呼吸相のトリガに関する制御ユニット 32 の動作のみが論じられる。支持呼吸のための特定の流量及び圧力を提供するためのニューマチックユニット 20 の実際の制御は、従来のシステムにおいてよく知られている。

【 0 0 4 1 】

センサ 34 は圧力を測定する。圧力信号は、第 1 の呼吸表示信号（例えば患者の肺内の圧力）を決定するために第 1 の決定ユニットによって使用される。

【0042】

第 1 の呼吸表示信号は、トリガレベルとの比較のためにコンパレータ 38 へ伝送される。基本的に、コンパレータ 38 は、回路（ハードウェアにおいて形成されるならば）又はプログラミング（ソフトウェアにおいて形成されるならば）から成ることができ、コンパレータは、第 1 の呼吸表示信号を、呼気相時には吸気トリガレベルと比較し、吸気相時には呼気トリガレベルと比較することができる。例として、以下は吸気トリガレベルとの比較に関する。

【0043】

従来の圧力トリガ装置においては、コンパレータ 38 に入力された第 1 の呼吸表示信号は、最終的に吸気トリガレベルに到達する。これに基づき、信号発生器 40 はトリガ信号を発生し、このトリガ信号は、制御ユニット 32 において別の制御手段 42 によって利用され、ニューマチックユニット 20 における第 1 の弁ユニット 20A を制御することによって吸気相を開始する。

【0044】

同様に、第 2 の弁ユニット 20B を、呼気相を開始するために制御することができる。

【0045】

本発明によれば、トリガ必要条件は、興奮性細胞信号の検出から引き出される第 2 の呼吸表示信号によって適応される。興奮性細胞、すなわち神経又は筋肉は、筋電信号を発生し、この筋電信号を、情報を引き出すために検出及び処理することができる。この例では、呼吸に関する情報が関心事である。したがって、呼吸に携わる神経及び/又は筋肉からの信号が検出されるべきである。

【0046】

呼吸に携わる筋肉は、基本的に、吸気時における横隔膜と、斜角筋と、外部肋間筋と、呼気時における腹筋と、内部肋間筋とである。これらのうち、横隔膜が最も重要であるため、筋肉信号を検出するに当たり最大の関心が寄せられる。従来技術の議論に関連して開示したように、食道カテーテル 44 を使用して横隔膜筋電信号を検出することが知られており、前記食道カテーテルには、信号を検出するために複数のセンサ 46 が設けられている。第 2 の決定ユニット 48 において、第 2 の呼吸表示信号を形成するために、信号は、あらゆる公知の方法でフィルタをかけられ、増幅され又は処理されることができる。

【0047】

第 2 の呼吸表示信号は適応ユニット 50 へ伝送される。適応ユニット 50 はコンパレータ 38 に接続されている。トリガレベル（オペレータによって設定されるか、呼吸装置の種々異なる用途に対して固定されている）は、適応ユニット 50 を介してコンパレータ 38 にリンクされている。

【0048】

適応ユニット 50 はトリガ必要条件を適応させ、呼吸相のより確実に、敏感でかつ安定したトリガを達成する。

【0049】

トリガ必要条件を適応させる 1 つの方法は、第 2 の呼吸表示信号に応じてトリガレベルを調節することである。吸気トリガのために、このことは（この実施例においては）トリガレベル自体が患者内の実際圧力（第 1 の呼吸表示信号）に近付けられることを意味する。したがって、コンパレータ 38 及び信号発生器 40 は、従来のプレッシャートリガシステムを用いて可能であるよりも早期に、患者からの吸気努力に応答する。

【0050】

トリガ必要条件を適応させる別の方法は、圧力トリガにおける高い感度を維持することである（すなわちトリガレベルは実際圧力に近い）。自己トリガを回避するために適応は、第 2 の呼吸表示信号が低すぎる限りトリガを抑制することにある。第 2 の呼吸表示信号が所定のレベルに達すると、圧力に基づくトリガが可能にされる。この方法により、オペレ

10

20

30

40

50

ータがトリガ必要条件を設定する必要がない。

【 0 0 5 1 】

トリガ必要条件を適応させる第 3 の方法は、前記 2 つの方法を組み合わせることである。つまり、トリガは、第 2 の呼吸表示信号の第 1 レベルにおいて可能にされ、次いでトリガレベルは第 1 の呼吸表示信号の値に向かって変化させられることができる。

【 0 0 5 2 】

同様のことが、神経信号に関連し可能である。横隔膜神経は、呼吸に携わる神経の一例である。この神経に沿った信号をセンサ 5 4 (破線で示されている) によって検出することができる。信号処理は、筋肉信号の場合に行われたものとは多少異なるが、神経信号から、呼吸に関する情報を引き出す公知の方法が存在する。

10

【 0 0 5 3 】

本発明による呼吸装置の別の詳細な実施例が図 4 に示されている。図 2 におけるエレメントと同一であることができるエレメントは、同一の参照符号を有する。

【 0 0 5 4 】

この実施例においては、ニューマチックユニット 5 6 はガス発生器 5 8、例えば圧縮機又はファンを有している。ガス発生器 5 8 は、入口 6 0 を介して空気を取り入れ、制御ユニット 6 4 からの制御信号に従って、呼吸チューブ 6 2 への呼吸ガス流を調整する。呼吸チューブ 6 2 を、例えば、呼気のための別個の出口を備えた呼吸マスクを介して患者に接続することができる。

【 0 0 5 5 】

20

圧力計 3 4 は圧力を測定し、圧力信号を制御ユニット 6 4 に伝送する。制御ユニットにおいて、ソフトウェアプログラムが圧力信号を受け取り、圧力信号を処理し、圧力信号をトリガレベルと比較する。つまり、圧力は第 1 の呼吸表示信号である。食道カテーテル 4 4 には複数のセンサ 4 6 が、食道に導入された後に、横隔膜からの信号を検出するために設けられている。これらの信号は決定ユニット 4 8 へ伝送され、決定ユニット 4 8 は第 2 の呼吸表示信号を決定する。第 2 の呼吸表示信号は、適応ユニット 7 0 へ伝送され、トリガ必要条件を適応させるために使用される。適応は、図 2 に関連して前述した方法のいずれかによって行うことができる。トリガレベルは、数字 5 2 を介して入力される。

【 0 0 5 6 】

さらにトリガ必要条件を適応させることを目的として、呼吸チューブ 6 2 におけるガス流を測定するために流量計 6 6 が使用される。流量信号は、第 3 の呼吸表示信号を決定するために決定ユニットへ伝送される。第 3 の呼吸表示信号は、トリガ必要条件の別の適応又は組み合わせられた適応のために、適応ユニット 7 0 へ送られる。

30

【 0 0 5 7 】

組み合わせられた適応を行う 1 つの方法は、トリガを可能にするために第 2 の呼吸表示信号を使用し、圧トリガレベルの感度を増大させるために第 3 の呼吸表示信号を使用することである。

【 0 0 5 8 】

別の方法は、トリガレベルを変更するために第 2 の呼吸表示信号と第 3 の呼吸表示信号とを組み合わせることである。

40

【 0 0 5 9 】

2 つの組合せももちろん可能である。

【 0 0 6 0 】

示された実施例の組合せが可能である。例えば、図 2 に示したニューマチックユニット 2 0 を、図 4 に示したニューマチックユニット 5 6 と交換することができ、またその逆も可能である (個々の制御ユニット 3 2 , 6 4 における適当な変更で) 。

【 0 0 6 1 】

別の修正は、従来技術のエレメントを、本願に示した実施例に付加するか、組み合わせるか、変更することによって行うこともできる。例えば、ニューマチックユニットは、基本的に、呼吸装置において利用可能なあらゆる公知のニューマチックユニットであることが

50

できる。同じことがチューブ系にも当てはまる。例えば、麻酔用エレメントは実施例には示されていないが、もちろん同様に使用することができる。

【 0 0 6 2 】

食道カテーテルを介して横隔膜筋電信号を測定する必要はない。これらの信号を得る別の手段を使用することもできる。同様に、他の呼吸筋からの筋電信号を同様に使用することができる。

【 0 0 6 3 】

もちろん同じことが神経信号にも当てはまり、神経信号は横隔膜神経から得る必要はない。

【 0 0 6 4 】

10

本発明の基本的な発明的概念は、興奮性細胞信号を使用することにより、呼吸相のためのトリガ必要条件を修正する又は適応させることであり、方法として又は呼吸装置において実施される。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による呼吸装置の第 1 実施例を示す図である。

【図 2】本発明による呼吸装置の一部のエレメントをより詳細に示す図である。

【図 3】本発明による呼吸装置の第 2 実施例を示す図である。

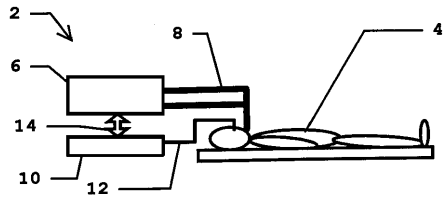
【図 4】本発明による呼吸装置の別の実施例を示す図である。

【符号の説明】

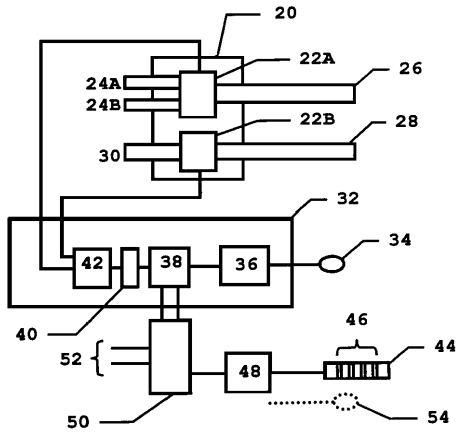
2 呼吸装置、 4 患者、 6 ベンチレータユニット、 8 チューブ系、 10 筋電図検出器、 12 カテーテルリード、 16 呼吸装置、 18 センサライン、 20 ニューマチックユニット、 22 A 第 1 の弁ユニット、 22 B 第 2 の弁ユニット、 28 呼気チューブ、 30 排出部、 32 制御ユニット、 34 センサ、 38 コンパレータ、 40 信号発生器、 42 制御手段、 44 食道カテーテル、 46 センサ、 48 第 2 の決定ユニット、 50 適応ユニット、 54 センサ、 56 ニューマチックユニット、 58 ガス発生器、 60 入口、 62 呼吸チューブ、 64 制御ユニット、 66 流量計、 70 適応ユニット

20

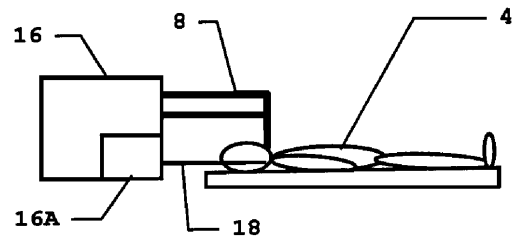
【図1】



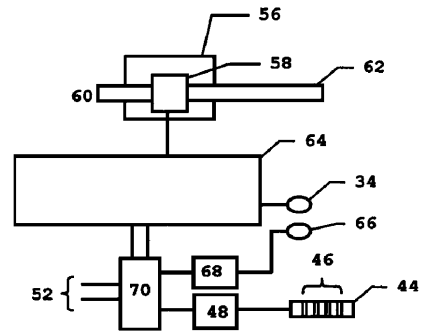
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(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

(72)発明者 ロジャー サムセリウス

スウェーデン国 ヴェリングビー リュトウムスターヴェーゲン 188

審査官 田中 成彦

(56)参考文献 国際公開第99/043374(WO, A1)

特開2000-116784(JP, A)

特開平05-184676(JP, A)

特開平05-092038(JP, A)

特開平05-015516(JP, A)

特開平02-224667(JP, A)

特開昭54-037397(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 16/00

A61B 5/11