世界知的所有権機関
国際事務局

PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類6 **A61M 16/00, G01L 7/00**	**A1**	(11) 国際公開番号	**WO97/02858**
		(43) 国際公開日	1997年1月30日(30.01.97)

(21) 国際出願番号 PCT/JP96/01947

(22) 国際出願日 1996年7月12日(12.07.96)

(30) 優先権データ
特願平7/175702 1995年7月12日(12.07.95) JP

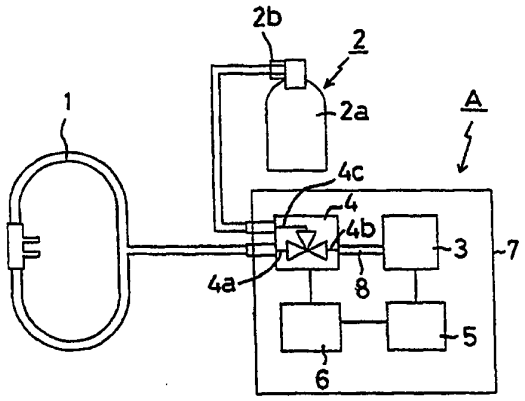
(71) 出願人（米国を除くすべての指定国について）
株式会社 群馬コイケ(GUNMA KOIKE CO., LTD.)[JP/JP]
〒372 群馬県伊勢崎市長沼町222-1 Gunma, (JP)
株式会社 小池メディカル(KOIKE MEDICAL CO., LTD)[JP/JP]
〒132 東京都江戸川区松島1-24-8 Tokyo, (JP)
住友金属鉱山株式会社
(SUMITOMO METAL MINING CO., LTD.)[JP/JP]
〒105 東京都港区新橋5丁目11番3号 Tokyo, (JP)
(72) 発明者；および
(75) 発明者／出願人（米国についてのみ）
石川四郎(ISHIKAWA, Shiro)[JP/JP]
高橋正男(TAKAHASHI, Masao)[JP/JP]
〒372 群馬県伊勢崎市長沼町222-1
株式会社 群馬コイケ内 Gunma, (JP)
金沢正善(KANAZAWA, Masayoshi)[JP/JP]
早川栄太郎(HAYAKAWA, Eitaro)[JP/JP]
〒132 東京都江戸川区松島1-24-8
株式会社 小池メディカル内 Tokyo, (JP)
村山勇樹(MURAYAMA, Yuki)[JP/JP]
佐藤崇志(SATO, Takashi)[JP/JP]
〒272 千葉県市川市中国分3-18-5
住友金属鉱山株式会社 中央研究所内 Chiba, (JP)
(74) 代理人
弁理士 中川周吉, 外(NAKAGAWA, Shukichi et al.)
〒105 東京都港区虎ノ門2丁目5-21
寿ビル2階 Tokyo, (JP)

(81) 指定国 US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

添付公開書類
国際調査報告書

(54)Title: **BREATH SYNCHRONIZATION CONTROL UNIT FOR GAS FEEDER**

(54)発明の名称 ガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置



(57) Abstract

A breath synchronisation control unit for gas feeders which is capable of feeding a gas upon detection of expiration without fail and does not break even by the misuse thereof which is liable to occur frequently in daily use. The control unit is used in a gas feeder to control the feed of a gas supplied from a gas source in synchronization with breath. The unit is provided with a breath detector comprising a platy piezoelectric element supported by a substrate at one or both ends thereof and contained in a vessel having an external gas passage formed in the place opposite to the plane of the piezoelectric element and a breath passage formed in the place in parallel with the plane for detecting a pressure change of the air introduced through the respective passages to generate electric signals, a duct joined to the breath passage to cause the expiration to act upon the inhalation and to flow a gas at the time of expiration, an electromagnetic valve provided in the duct to join the gas source to a closed port at all times, and a control unit for joining the gas source to the duct for a given time and breaking the junction between the breath detector and the duct by operating the valve when the state of expiration is detected by the electric signals generated by the breath detector.

（５７）要約

本発明の目的は、確実に吸気を検出してガスを供給することが出来、且つ日常頻繁に生じる虞のある誤使用時にも破壊することのないガス供給装置における呼吸同調制御装置を提供する。

本発明のガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置は、ガス供給源から流出するガスを呼吸に同調させて供給するように制御するガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置であって、一端又は両端が基板に支持された板状の圧電素子を該圧電素子の面と対向する位置に形成された外気通気孔及び前記面と平行な位置に形成された呼吸通気孔を有する容器に収容して構成され前記各通気孔を介して導入される空気の圧力変化を検出して電気信号を発生する呼吸検出器と、前記呼吸検出器の容器に形成された呼吸通気孔と接続され呼気及び吸気が作用し且つ吸気時にガスを流通させる流通路と、前記流通路に配設され常時閉鎖口にガス供給源を接続した電磁弁と、前記呼吸検出器から発生した電気信号によって吸気状態を検出したとき前記電磁弁を操作して一定時間ガス供給源と流通路を接続すると同時に呼吸検出器と流通路の接続を遮断するように制御する制御部とを有して構成される。

情報としての用途のみ
ＰＣＴに基づいて公開される国際出願をパンフレット第一頁にＰＣＴ加盟国を同定するために使用されるコード

AL	アルバニア	DE	ドイツ	LI	リヒテンシュタイン	PL	ポーランド
AM	アルメニア	DK	デンマーク	LK	スリランカ	PT	ポルトガル
AT	オーストリア	EE	エストニア	LR	リベリア	RO	ルーマニア
AU	オーストラリア	ES	スペイン	LS	レソト	RU	ロシア連邦
AZ	アゼルバイジャン	FI	フィンランド	LT	リトアニア	SD	スーダン
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	FR	フランス	LU	ルクセンブルグ	SE	スウェーデン
BB	バルバドス	GA	ガボン	LV	ラトヴィア	SG	シンガポール
BE	ベルギー	GB	イギリス	MC	モナコ	SI	スロヴェニア
BF	ブルギナ・ファソ	GE	グルジア	MD	モルドヴァ共和国	SK	スロヴァキア
BG	ブルガリア	GN	ギニア	MG	マダガスカル	SL	シエラレオネ
BJ	ベナン	GR	ギリシャ	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア共和国	SN	セネガル
BR	ブラジル	HU	ハンガリー	ML	マリ	SZ	スワジランド
BY	ベラルーシ	IE	アイルランド	MN	モンゴル	TD	チャード
CA	カナダ	IL	イスラエル	MR	モーリタニア	TG	トーゴ
CF	中央アフリカ共和国	IS	アイスランド	MW	マラウイ	TJ	タジキスタン
CG	コンゴ	IT	イタリア	MX	メキシコ	TM	トルクメニスタン
CH	スイス	JP	日本	NE	ニジェール	TR	トルコ
CI	コート・ジボアール	KE	ケニア	NL	オランダ	TT	トリニダード・トバゴ
CM	カメルーン	KG	キルギスタン	NO	ノールウェー	UA	ウクライナ
CN	中国	KP	朝鮮民主主義人民共和国	NZ	ニュー・ジーランド	UG	ウガンダ
CU	キューバ	KR	大韓民国			US	アメリカ合衆国
CZ	チェッコ共和国	KZ	カザフスタン			UZ	ウズベキスタン
						VN	ヴィェトナム

明細書

発明の名称

ガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置

技術分野

本発明は、呼吸に同調させてガス（酸素ガス）を供給するように制御するガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置に関するものである。

背景技術

慢性呼吸疾患患者に酸素ガスを吸入させる場合や酸素吸入を行なう場合、常に酸素ガスを供給するのでは、患者の呼気時に供給された酸素ガスの圧力による抵抗が生じて好ましくはなく、且つ患者に吸引されない酸素ガスの無駄が生じる。このため、患者の呼吸タイミングを検出して吸気時にのみ酸素ガスを供給し得る技術が開発されている。

例えば、特開昭62－270170号公報に開示された技術は、患者の鼻に装着される鼻カニューラ部に焦電素子を含む呼吸センサーを配設し、該センサーからの信号により酸素ガスの供給を制御するように構成したものである。この技術は、患者の呼吸に伴う鼻カニューラ内の温度変化を焦電素子によって検出して電気信号を発生し、この電気信号が予め設定された吸気のトリガレベルを越えたとき、電磁弁を開放して鼻カニューラに酸素ガスを供給し、また呼気のトリガレベルを越えたとき電磁弁を遮断して酸素ガスの供給を停止するようにしている。

また特開昭63－143082号公報に開示された技術は上記技術を発展させたものであり、鼻カニューラ部に少なくとも１個の電磁弁を設けて呼吸センサーからの信号により該弁の開閉を行なって酸素ガスの供給を制御し得るように構成したものである。この技術では、呼吸に対する酸素ガスの供給の応答性にすぐれ、且つ酸素ガスの濃度を安定して保持することが出来る。

更に、呼吸を検出するセンサーとしてダイヤフラム式の高感度圧力センサーを用い、該圧力センサー，鼻カニューラ及び酸素供給源を三方弁を介して接続し、圧力センサーが鼻カニューラを介して伝達された吸気を検出したとき発生した電気によって三方弁を制御することで、酸素ガスを一定時間鼻カニューラを介して供給し

得るように構成したものもある。

一方、ストリップ状の圧電素子を一端部で基板上に支持し、該基板を圧電素子と対向する位置に通気孔を設けた容器に収容して構成した空気圧変化検出器が提案されている（特開平４－208827号公報）。この空気圧変化検出器では、外気は通気孔を介して容器内に導入される。そして外気に圧力変化が生じると、この圧力変化が容器内の空気に伝播され、圧電素子が容器内の空気の振動に応じて振動して電気信号を発生することで、空気圧の変化を検出することが出来る。特に、圧電素子が片持ち状に支持されるため、極めて微弱で且つ低周波の空気振動にも反応して振動することが出来る。このため、微弱な空気圧の変化を検出することが出来る。

上記特開昭62－270170号，同63－143082号公報に開示された技術では、鼻カニューラ部に焦電素子からなる呼吸センサーが配設され、該センサーは呼吸に伴う温度変化を正確に検出するために呼気に曝されている。然し、焦電素子は湿度に弱く、長時間の連続使用の際に所要の性能を失う虞がある。また一般に鼻カニューラは消耗品として扱われるが、呼吸センサーや信号線を配設した専用の鼻カニューラでは、消耗品として扱うには高価になり過ぎるという問題や、使用頻度の増加に伴って信号線が断線する虞が生じるという問題がある。

ダイヤフラム式の高感度圧力センサーを用いた場合、該センサーによって極めて微弱な圧力変化（例えば、0.04Pa程度）を検出し得る反面、耐破壊圧も極めて小さく、鼻カニューラを口にくわえてしまう、という日常頻繁に生じる虞のある誤使用時に発生する圧力変化によってセンサーが破壊するという問題がある。

圧電素子の一端部を支持した基板を容器に収容した空気圧変化検出器を用い、容器の圧電素子と対向する位置に設けた通気孔に鼻カニューラを接続した場合、圧電素子に湿度を作用させることなく呼吸に伴う圧力変化を検出することが出来る。然し、呼気及び吸気に伴う空気の振動が圧電素子に対し同様に作用するため圧電素子が略同様に振動し、発生した電気信号から呼気と吸気を判別することが困難であり、単に発生した電気信号によって酸素ガスの供給を制御することは出来ないという問題がある。

本発明の目的は、確実に吸気を検出してガスを供給することが出来、且つ日常頻繁に生じる虞のある誤使用時にも破壊することのないガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置を提供することにある。

発明の開示

本発明のガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置は、ガス供給源から流出するガスを呼吸に同調させて供給するように制御するガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置であって、一端又は両端が基板に支持された板状の圧電素子を該圧電素子の面と対向する位置に形成された外気通気孔及び前記面と平行な位置に形成された呼吸通気孔を有する容器に収容して構成され前記各通気孔を介して導入される空気の圧力変化を検出して電気信号を発生する呼吸検出器と、前記呼吸検出器の容器に形成された呼吸通気孔と接続され呼気及び吸気が作用し且つ吸気時にガスを流通させる流通路と、前記流通路に配設され常時閉鎖口にガス供給源を接続した電磁弁と、前記呼吸検出器から発生した電気信号によって吸気状態を検出したとき前記電磁弁を操作して一定時間ガス供給源と流通路を接続すると同時に呼吸検出器と流通路の接続を遮断するように制御する制御部とを有して構成されるものである。

上記ガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置（以下、単に『同調制御装置』という）では、一端又は両端が基板に支持された板状の圧電素子を該圧電素子の面と対向する位置に外気通気孔を形成すると共に圧電素子の面と平行な位置に呼吸通気孔を形成した容器に収容して構成された呼吸検出器（以下『検出器』という）を用い、この検出器の呼吸通気孔に呼気及び吸気が作用し且つ吸気時にガスを流通させる流通路を接続したので、該流通路に呼気が作用すると、容器内の空気は圧電素子の面と略平行に流動して外気通気孔から外気に放出される。このため、圧電素子は小さい振幅で振動し発生する電気信号も小さい。

また流通路に吸気が作用すると、容器内の空気の流通路側への流動に伴って外気通気孔から外気が流入して圧電素子の面に略垂直に作用する。このため、圧電素子は大きな振幅で振動し発生する電気信号も大きい。即ち、発生した電気信号から呼気と吸気を判別することが出来る。

従って、制御部に於いて検出器で発生した電気信号から呼気と吸気を判別し、吸気に対応する電気信号に応じて流通路とガス供給源を接続した電磁弁を一定時間操作して流通路とガス供給源を接続すると同時に流通路と検出器の接続を遮断するように制御することで、呼吸に同調させて一定時間ガスを供給することが出来る。

図面の簡単な説明

図１は、本発明に係る同調制御装置を適用したガス供給装置の構成を示すブロック図である。

図２は、検出器の構成を説明する図である。

図３は、検出器によって検出された電気信号を示す図である。

図４は、制御回路の構成を説明するブロック図である。

図５は、制御回路の動作を示すタイミング図である。

図６は、ガス供給装置を擬似呼吸器に適用したときのガスの供給状態を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、上記同調制御装置を適用したガス供給装置について図により説明する。図１は本発明に係る同調制御装置を適用したガス供給装置の構成を示すブロック図、図２は検出器の構成を説明する図、図３は検出器によって検出された電気信号を示す図、図４は制御回路の構成を説明するブロック図、図５は制御回路の動作を示すタイミング図、図６はガス供給装置を擬似呼吸器に適用したときのガスの供給状態を示す図である。

図１に示すガス供給装置は、慢性呼吸疾患患者に酸素を吸入させるガス供給装置として構成されており、患者の鼻に装着される鼻カニューラ１と、ガス供給源２とを有し、ガス供給源２から流通するガスを本発明に係る同調制御装置Ａによって吸気と同調させて供給し得るように構成されている。即ち、流通路となる鼻カニューラ１に作用する患者の呼気及び吸気に応じた圧力変化を同調制御装置Ａに設けた検出器３によって検出し、吸気時に対応させて電磁弁４を作動させてガス供給源２と鼻カニューラ１を接続することで、患者の呼吸と同調させてガスを供給し得るように構成されている。

本実施形態では、呼気及び吸気が作用し且つ吸気時にガス流通させる流通路を構成する部品として鼻カニューラ１を用いた場合について説明する。然し、流通路を構成する部品としては必ずしも鼻カニューラである必要はなく、例えば、顔面を覆うマスク或いは口にくわえるマウスピースであっても良い。

尚、本実施形態に於いて鼻カニューラ１に患者の呼吸を検出するためのセンサーを配設することはない。このため、鼻カニューラ１としては通常市販されているも

のを用い、消耗品として取り扱うことが可能である。

患者に供給するガスとしては酸素ガス、特に医療用酸素を用いている。このため、ガス供給源２は、酸素ボンベ２ａと、該ボンベ２ａに着脱可能に装着された圧力調整器又は流量調整器等からなる調整器２ｂとによって構成されている。従って、ガス供給源２から一定の圧力を持った酸素、或いは一定流量の酸素を供給することが可能である。

尚、呼吸に同調させて供給するガスとしては必ずしも酸素である必要はなく、例えば同調制御装置Ａを潜水具に適用した場合、ガスとして空気を用いることもある。この場合であっても、ガス供給源２がボンベ２ａと調整器２ｂによって構成されることは上記と同様である。

同調制御装置Ａは、検出器３，電磁弁４，検出器３から発生した電気信号を増幅する増幅回路５，増幅回路５によって増幅された電気信号を受けて電磁弁４を操作する制御部６とによって構成されている。同調制御装置Ａはケーシング７を有しており、前記各部品３～６は夫々ケーシング７の所定位置に取り付けられている。

鼻カニューラ１を介して患者の呼吸を検出する場合、呼吸センサーは0.04Pa程度の圧力変化を検出し得ることが必要である。このため、検出器３は、図２に示すように、薄い板状に成形された圧電素子３ａの一端部を基板３ｂに支持すると共に該基板３ｂを容器３ｃに収容して構成されている。容器３ｃには圧電素子３ａの面と対向する位置に外気通気孔３ｄが形成され、且つ圧電素子３ａの面と平行な位置に呼吸通気孔３ｅが形成されている。また呼吸通気孔３ｅには電磁弁４を介して鼻カニューラ１と導通するチューブ８が接続されている。

上記の如く構成された検出器３では、圧電素子３ａが基板３ｂに一端部で支持されるため、容器３ｃの内部に生じる極めて微弱で且つ低周波の空気振動に応じて振動し、該振動に応じた電気信号を発生することが可能であり、0.01Pa程度の圧力変化を検出することが可能である。尚、圧電素子３ａを基板３ｂに支持する場合、支持位置は必ずしも該素子３ａの一端部である必要はなく、両端部で支持しても良い。

鼻カニューラ１，チューブ８に呼気が作用したとき、容器３ｃ内の空気の流れは同図（ｂ）に一点鎖線で示すように、圧電素子３ａの面と平行になり、外気通気孔３ｄから外気に放出される。このため、圧電素子３ａは大きな振幅で振動することがなく、発生する電気信号も小さい。

また鼻カニューラ１を口でくわえる等の事故が生じ、鼻カニューラ１に作用する比較的大きい圧力が容器３ｃに導入された場合、この圧力変動に伴う空気流は直接圧電素子３ａの面に作用することなく、且つ圧力変動に伴う空気流は速やかに外気通気孔３ｄから外気に放出される。即ち、容器３ｃ内の圧力が衝撃的に上昇して保持されることがなく、検出器３が破壊に至ることがない。

鼻カニューラ１，チューブ８に吸気が作用したとき、容器３ｃ内の空気は同図（ｂ）に実線で示すように、チューブ８に吸引されて外気通気孔３ｄから外気が流入して圧電素子３ａの面と直交する方向に作用する。このため、圧電素子３ａは大きい振幅で振動して発生する電気信号も大きくなる。

電磁弁４としては三方弁を用いている。この電磁弁４のINポート（常時開放口，ノルマルオープンポート）４ａに鼻カニューラ１が接続され、OUTポート（常時開放口，ノルマルオープンポート）４ｂに検出器３の呼吸通気孔３ｅに接続されたチューブ８が接続され、EXポート（常時閉鎖口，ノルマルクローズポート）４ｃにガス供給源２が接続されている。

従って、電磁弁４が非作動状態のとき、INポート４ａと OUTポート４ｂが導通し、鼻カニューラ１に作用する呼気，吸気に伴う圧力変化が検出器３に導入される。また電磁弁４が作動状態のとき、INポート４ａと OUTポート４ｂが遮断されると共にINポート４ａとEXポート４ｃが導通し、ガス供給源２から鼻カニューラ１に酸素が供給される。

検出器３から発生する電気信号は微弱であり、増幅回路５によって増幅されて制御部６に伝達される。この増幅回路５は増幅率70dBに設定されている。また検出器３を構成する圧電素子３ａの出力が外部温度の変化に影響を受けるため、ローカットフィルターを用いることが好ましく、且つ高周波ノイズの影響を排除することを目的としてハイカットフィルターを用いることが好ましい。そして 0.1Hz～100Hz程度の信号成分を増幅し得るようにバンドパスフィルターを用いることが望ましい。

上記検出器３は微分検出型であるため、出力された電気信号は鋭いピークを有している。そして本実施例では、増幅回路５によって検出器３から出力された電気信号を電気信号を中心周波数30Hz，下限周波数７Hz，上限周波数 100Hzで増幅して制御部６に伝達している。

図３は増幅回路５によって増幅した検出器３の電気信号を示すものである。同図からも明らかなように、吸気時に発生した電気信号のピーク値は呼気時に発生したピーク値の約４倍の値を示しており、この電気信号から呼気と吸気を判別することは容易である。

制御部６は増幅回路５から伝達された電気信号から、患者の吸気に対応する信号を判別して電磁弁４を一定時間作動させるように制御する機能を有するものであり、図４に示すように、比較器６ａと、出力回路６ｂと、マスク信号発生回路６ｃと、論理回路６ｄとによって構成されている。そして電磁弁４の作動に伴ってガス供給源２から流出する酸素を鼻カニューラ１を介して患者に供給することが可能である。

次に、上記の如く構成された同調制御装置Ａを適用したガス供給装置の動作について図５のタイミング図と共に説明する。

前述したように、電磁弁４が非作動状態である間、鼻カニューラ１は検出器３と導通し、該検出器３によって鼻カニューラ１に作用する呼気，吸気に伴う圧力変化が検出される。このとき発生した電気信号は増幅回路５によって増幅され、制御部６に伝達される。

増幅回路５から伝達された電気信号９は、比較器６ａによって予め設定された所定の電圧レベル10に達しているか否かが比較される。電気信号９が所定の電圧レベルの達している場合、周囲の状況に関わらず比較器６ａから信号11が発生する。この信号11は論理回路６ｄに入力され、該回路６ｄからトリガー信号12が発生して出力回路６ｂに入力される。

出力回路６ｂにトリガー信号12が入力すると、該回路６ｂから予め設定された一定時間にわたる操作信号13が発生して電磁弁４に伝達され、電磁弁４のポートを切り替えてINポート４ａとEXポート４ｃを導通することで、ガス供給源２から鼻カニューラ１に酸素が供給される。同時にINポート４ａと OUTポート４ｂが遮断されるため、供給された酸素の圧力が検出器３に導入されることがない。

一定時間経過して操作信号13がローとなり電磁弁４が初期状態に復帰してINポート４ａとEXポート４ｃが遮断されて鼻カニューラ１に対する酸素の供給が遮断され、同時にINポート４ａと OUTポート４ｂが導通して鼻カニューラ１と検出器３が導通する。

電磁弁４が初期状態に復帰したとき、鼻カニューラ１内に残留した酸素の圧力が

検出器３に導入されるため、この圧力が検出器３によって検出され、恰も吸気と同様の電気信号を発生することがある。このため、操作信号13のローレベルへの移行をトリガーとしてマスク信号発生回路６ｃから約 0.5秒のマスク信号14を発生させて論理回路６ｄに入力し、該マスク信号14が発生している間に比較器６ａから信号11が発生した場合であっても、トリガー信号12が出力しないように構成している。

図６は、上記同調制御装置Ａを図示しない擬似呼吸発生装置に適用して性能を評価したものである。この擬似呼吸発生装置は、鼻カニューラ１に対し0.16ccのガスの呼気，吸気として吸入，排出するものである。これは一般の人の呼吸に比較して小さい空気圧の変化が生じるといえる。

同図に明らかなように、本発明に係る同調制御装置Ａでは、擬似呼吸発生装置の吸気タイミングに合わせて、一定量のガス（酸素）を供給することが可能である。

尚、同調制御装置Ａの検出器３にチューブ８側から瞬時に1000ｋPa程度の圧力変化を与えて耐久性を確認したところ、前記圧力変化では破壊には至らなかった。この圧力変化は、患者が鼻カニューラ１を口にくわえるという誤使用時に発生する際の値よりも充分に大きいものである。従って、日常発生する虞のある誤使用時に発生する瞬間的な圧力変化に対し充分な耐久性を有する。

また患者の呼気は鼻カニューラ１，電磁弁４，チューブ８を介して検出器３に伝達される。然し、通常の使用時には前記各部品の内部は乾燥した酸素が充満しており、呼気に伴う圧力変化は酸素を介して伝播される。このため、圧電素子３ａが直接患者の呼気に曝されることがない。従って、圧電素子３ａが加湿される虞がなく、且つ使用中に性能を損なうことがない。

前述の例では同調制御装置Ａを患者に酸素を供給するガス供給装置に適用した場合について説明したが、この例に限定されるものではなく、例えば、潜水作業用のガス供給装置や高空作業用のガス供給装置の呼吸同調制御装置として用いることも可能である。

産業上の利用可能性

以上詳細に説明したように本発明に係る同調制御装置では、検出器を構成する圧電素子の面に対し平行な方向から呼気，吸気を導入すると共に、圧電素子の面に対向する方向から外気を導入することによって、呼気と吸気を明確に判別することが

出来る。このため、検出器から発生した電気信号に於ける吸気を判別して電磁弁を作動させることで、吸気時にのみガスを供給することが出来る。

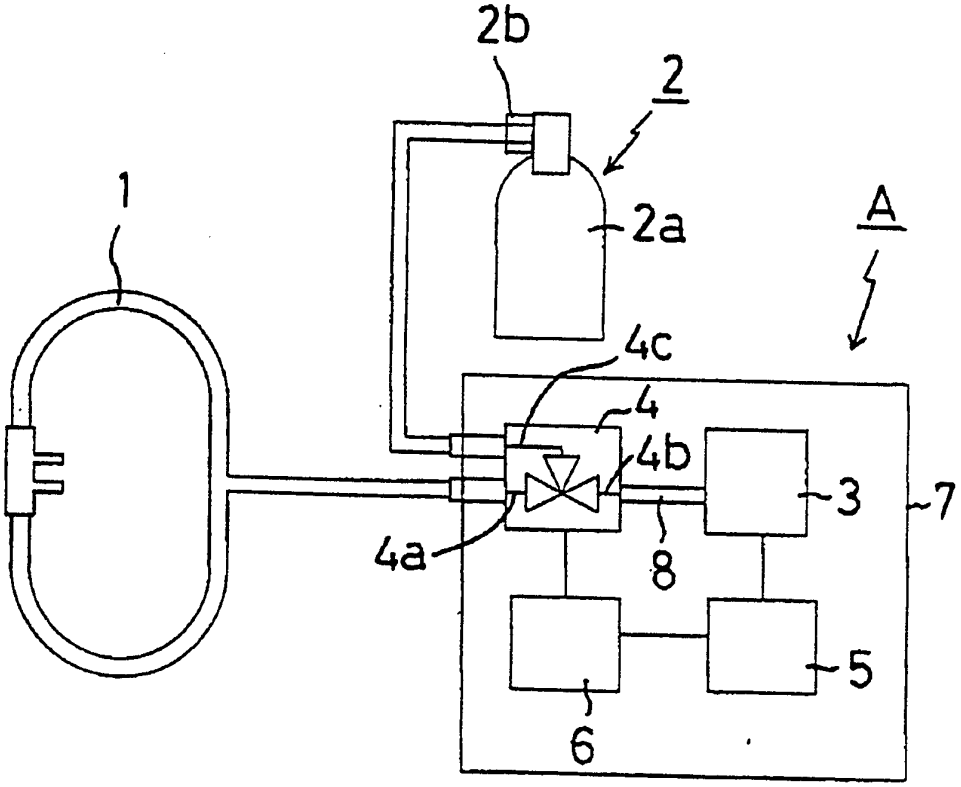
またガスの流通路側で誤使用等に起因する大きな圧力変化が生じた場合であっても、この変化に伴う空気流は圧電素子の面に沿って流動し、該面に対し直交する方向から作用することがない。このため、耐久性の高い同調制御装置とすることが出来る。

更に、鼻カニューラを用いる場合には市販品を利用することが可能であり、価格の低い医療器具とすることが出来る等の特徴を有するものである。

請 求 の 範 囲

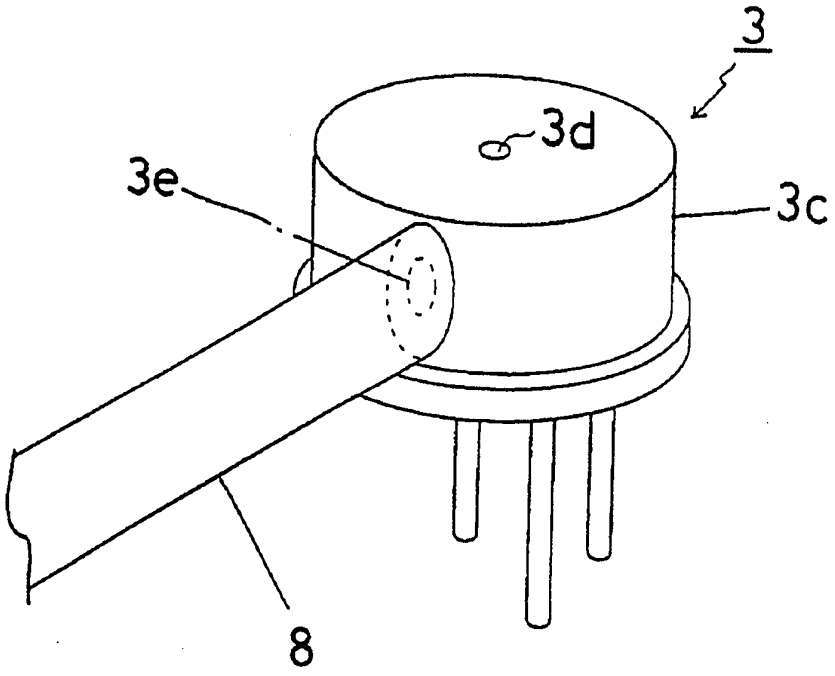
1. ガス供給源から流出するガスを呼吸に同調させて供給するように制御するガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置であって、一端又は両端が基板に支持された板状の圧電素子を該圧電素子の面と対向する位置に形成された外気通気孔及び前記面と平行な位置に形成された呼吸通気孔を有する容器に収容して構成され前記各通気孔を介して導入される空気の圧力変化を検出して電気信号を発生する呼吸検出器と、前記呼吸検出器の容器に形成された呼吸通気孔と接続され呼気及び吸気が作用し且つ吸気時にガスを流通させる流通路と、前記流通路に配設され常時閉鎖口にガス供給源を接続した電磁弁と、前記呼吸検出器から発生した電気信号によって吸気状態を検出したとき前記電磁弁を操作して一定時間ガス供給源と流通路を接続すると同時に呼吸検出器と流通路の接続を遮断するように制御する制御部とを有することを特徴とするガス供給装置に於ける呼吸同調制御装置。

第1図

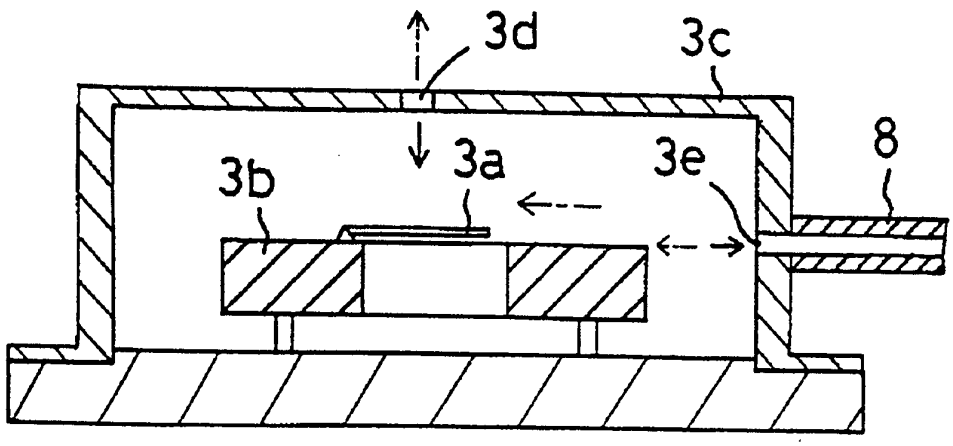


第2図

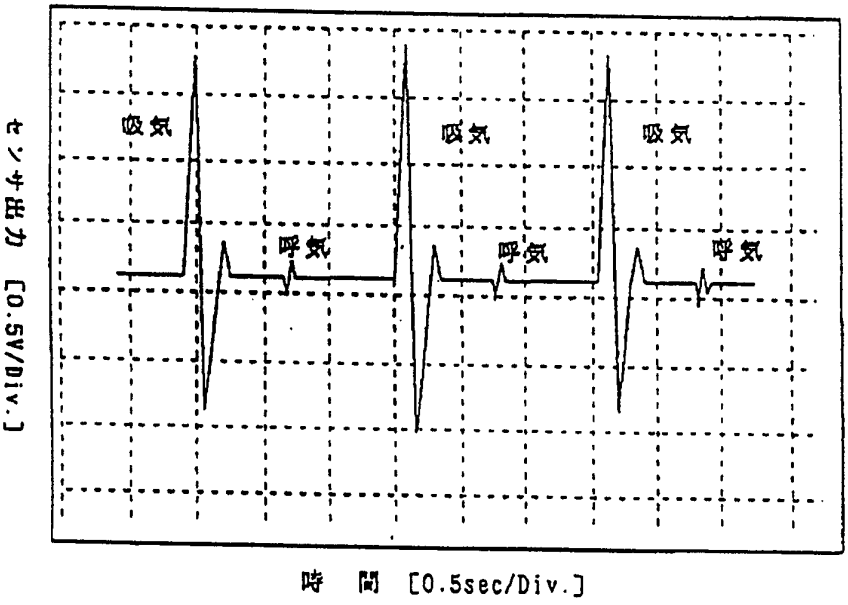
(a)



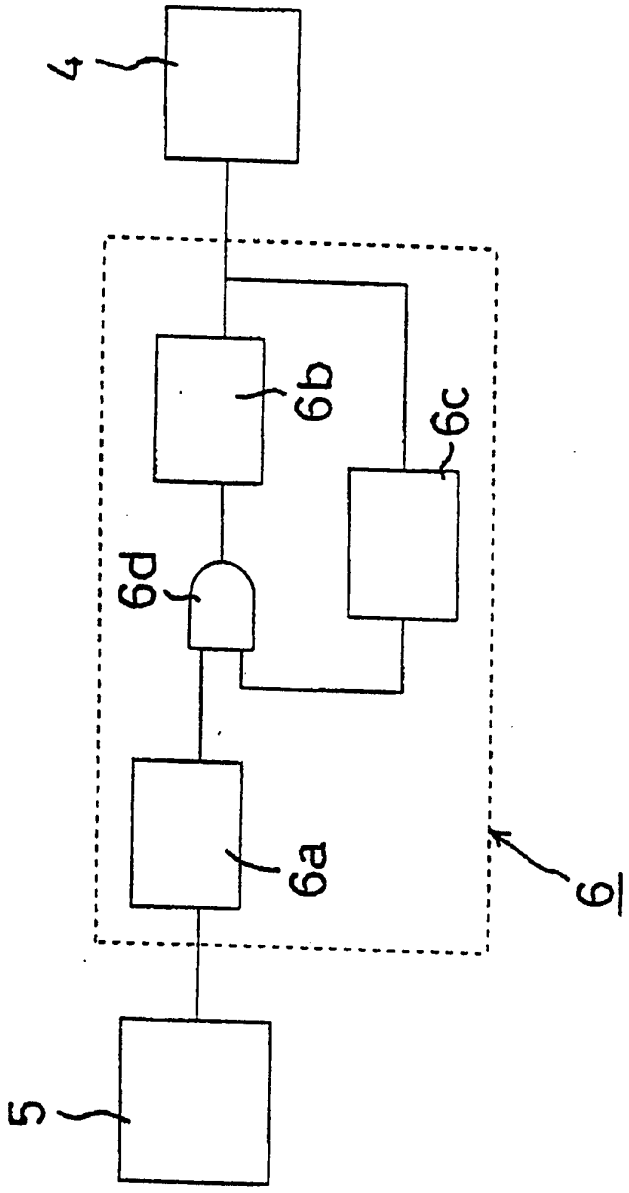
(b)



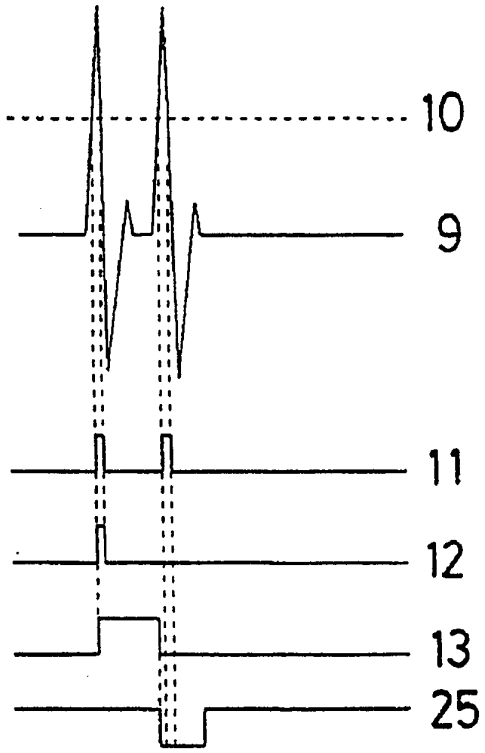
第3図



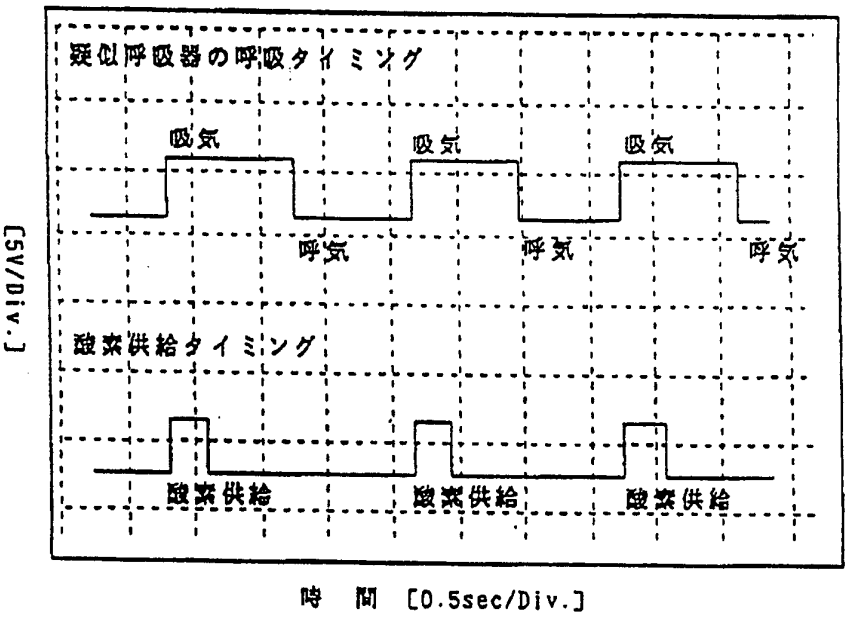
第4図



第5図



第6図


疑似呼吸器の呼吸タイミング
吸気
吸気
吸気
呼気
呼気
呼気
酸素供給タイミング
酸素供給
酸素供給
酸素供給
[5V/Div.]
時 間 [0.5sec/Div.]

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP96/01947

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl^6 A61M16/00, G01L7/00

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)

Int. Cl^6 A61M16/00, G01L7/00, A61B5/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1926 - 1996
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1996

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 1-274027, A (Teijin Ltd.), November 1, 1989 (01. 11. 89)(Family: none)	1
A	JP, 4-208827, A (Sumitomo Metal Mining Co., Ltd.), July 30, 1992 (30. 07. 92) & US, A, 5293095 & EP, B1, 483498 & DE, T2, 69106109	1

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"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)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"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
"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
"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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
September 19, 1996 (19. 09. 96)	October 1, 1996 (01. 10. 96)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ９６／０１９４７

A.　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Ｉｎｔ．ｃｌ[6]　Ａ６１Ｍ１６／００，Ｇ０１Ｌ７／００

B.　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Ｉｎｔ．ｃｌ[6]　Ａ６１Ｍ１６／００，Ｇ０１Ｌ７／００，Ａ６１Ｂ５／０８

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報１９２６～１９９６年
日本国公開実用新案公報１９７１～１９９６年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C.　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
A	ＪＰ，１－２７４０２７，Ａ（帝人株式会社）１．１１月．１９８９（１．０１．８９）（ファミリーなし）	1
A	ＪＰ，４－２０８８２７，Ａ（住友金属鉱山株式会社）３０．７月．１９９２（３０．０７．９２）&US，Ａ，５２９３０９５ &ＥＰ，Ｂ１，４８３４９８ &ＤＥ，Ｔ２，６９１０６１０９	1

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。　☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
１９．０９．９６	01.10.96

国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官（権限のある職員）	４Ｃ	７４２１
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	森田　ひとみ　印 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３４５２		