

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3612332号
(P3612332)

(45) 発行日 平成17年1月19日(2005. 1. 19)

(24) 登録日 平成16年10月29日(2004. 10. 29)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 5/091
G O 1 N 29/18

A 6 1 B 5/08 3 0 0
G O 1 N 29/18

請求項の数 8 (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平7-501239 (86) (22) 出願日 平成6年5月19日(1994.5.19) (65) 公表番号 特表平8-500043 (43) 公表日 平成8年1月9日(1996.1.9) (86) 国際出願番号 PCT/EP1994/001629 (87) 国際公開番号 W01994/028790 (87) 国際公開日 平成6年12月22日(1994.12.22) 審査請求日 平成12年12月13日(2000.12.13) (31) 優先権主張番号 P 43 18 690.4 (32) 優先日 平成5年6月4日(1993.6.4) (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)</p>	<p>(73) 特許権者 エンデーデー メディツインテヒニク ア クチェンゲゼルシャフト スイス ツェーハー8005 チューリック ヒ テクノパークシュトラーセ 1</p> <p>(74) 代理人 弁理士 中村 稔</p> <p>(74) 代理人 弁理士 大塚 文昭</p> <p>(74) 代理人 弁理士 熊倉 禎男</p> <p>(74) 代理人 弁理士 穴戸 嘉一</p> <p>(74) 代理人 弁理士 竹内 英人</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガス又はガス混合物のモル質量の測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ガス又はガス混合物のモル質量の測定方法において、
検査すべきガス又はガス混合物を、少なくとも一つのマウント(5)を通して導き、
前記マウントには、一つ以上の音波及び/又は超音波送信及び又は受信セル(S1,S2)が
測定区間として、好ましくは、マウントの軸線に対して傾斜して配置され、
音波及び/又は超音波送信-受信要素(S1,S2)がパルス音波信号を放射し、
測定区間にわたる音波パルスの通過時間を検出し、
音波パルスの通過時間からモル質量を決定する測定方法であって、
全測定区間にわたる検出通過時間から、流路内に位置しない測定区間部分に沿う通過時間 10
を減算して得られる、流路内に位置する測定区間部分にわたる音波パルスの通過時間に基
づいて、モル質量を決定し、かつ、
流路内に位置する測定区間部分の温度に基づいて、モル質量を決定する
ことを特徴とする、測定方法。

【請求項2】

モル質量Mは、下記の式

$$M = k_2 \cdot k_A \cdot T \{ (t_1 - t_3) \cdot (t_2 - t_4) / (t_1 + t_2 - t_3 - t_4) \}^2$$

(ここで、k₂は、寸法定数、

k_Aは断熱指数補正のための無次元定数、

Tは、必要に応じて、この測定区間に沿う複数の温度センサーの一つから決定される、流 20

路内に位置する対応する測定区間部分に沿う平均温度、
 t_1 及び t_2 は、構造及び測定により決まる遅延時間を減じた、全測定区間に沿う音波パルスの通過時間、
 t_3 及び t_4 は、構造及び測定により決まる遅延時間を減じた、流路内に位置しない測定区間部分に沿う音波パルスの通過時間を表す。)の補助により決定されることを特徴とする、請求項1記載の測定方法。

【請求項3】

上記式において、 t_3 及び t_4 を等しく定めることを特徴とする、請求項2記載の測定方法。

【請求項4】

前記音波パルスの通過時間 t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 が、電子カウントによって決定されることを特徴とする、請求項1乃至3の何れか一項に記載の測定方法。 10

【請求項5】

前記音波パルスの通過時間を、ガス又はガス混合物の流れ速度の計算にも使用することを特徴とする、請求項1乃至4の何れか一項に記載の測定方法。

【請求項6】

前記流れ速度の計算の線形性誤差が、下流に接続された電気回路によって補正されることを特徴とする、請求項1乃至5のいずれか一項に記載の測定方法。

【請求項7】

種々の呼吸パラメータの決定のため、モル質量を用いて呼吸流れの CO_2 濃度及び O_2 濃度を計算することを特徴とする、請求項1乃至6の何れか一項に記載の測定方法。 20

【請求項8】

肺容量計算のための初期ベースとして、測定したモル質量値及び測定した流通値を使用すること、及び、肺容量をガス洗浄法により決定することを特徴とする、請求項7記載の測定方法。

【発明の詳細な説明】

本発明はガス又はガス混合物のモル質量の測定装置及び該方法を実施する装置に関する。ガス又はガス混合物の組成の決定には、一般に、質量分析計又はガス濃度センサが使用される。質量分析計は、極めて正確なガス分析が可能な複雑な機器である。これに対し、特定ガスの濃度を測定するセンサは通常簡単な装置であり、所与のガスの或る物理的特性又は化学的特性(例えば、ガススペクトルにおける吸収線又は常磁性)に基づいてガスの濃度を計算する。 30

本発明の1つの目的は、ホルダのフリー断面すなわち流れの幾何学的形状の干渉を全く受けることなく、ガス又はガス混合物のモル質量を決定することにある。

本発明によれば、上記目的は、請求の範囲第1項に記載の特徴により達成される。請求の範囲第1項によれば、検査すべきガスが少なくとも1つのホルダに通して流される。ホルダには、少なくとも1つの音波又は超音波送信-受信セルがベースラインとして、好ましくはホルダの軸線に対して傾斜して配置される。ベースラインに沿う音波パルスの通過時間が測定される。温度は見積もることができる。しかしながら、少なくとも1つの温度プローブを使用して、少なくとも1つの音波伝達ベースラインについてガス温度の変化を首尾よく測定できる。音波パルスの通過時間及び温度から、モル質量が求められる。 40

本発明の方法の好ましい実施例が請求の範囲第2項~第7項に記載されている。

本発明に適用される超音波センサは、一般に、他の目的に関連する超音波肺活量計の分野において知られている。例えば、日本国特許公報(60-117149A)及びスイス国特許公報(669,463A5)には超音波肺活量計が開示されており、これらの場合には、送信-受信セルの対が、機器のダクトの軸線に対して傾斜して、ベースライン上に配置されている。このような既知の超音波肺活量計の場合には、流れ速度は、超音波通過時間を測定して決定される。

この本来的に知られた効果は、請求の範囲第8項にしたがって、本発明の方法に使用できるであろう。なぜならば、音波パルスの通過時間を、モル質量が決定されたガス又はガス混合物の流れ速度の計算にも使用できるからである。この点に関し、流れ速度の計算の直 50

線性誤差 (linearity errors) は、出力に電気回路を使用することにより、優れた態様で補正されるであろう。

本発明の上記方法は、肺機能の診断に特に有効に使用できる。なぜならば、この場合には、流れ測定の結果及び連続ガス分析の結果の両方に関心があるからである。

これまで実施されている肺機能診断の場合には、それぞれのガス成分に専用の複数のセンサによりガス分析が行われている。この結果、このようなセンサによる測定は分割流内で行われる。すなわち、流れの一部が測定すべきガス組成から分岐され、これらのセンサを用いて測定される。これらの既知の測定方法は複雑であり、且つガス流の一部を取り出す必要があるため、疑似の結果を得ることにつながる。請求の範囲第8項に記載の本発明の方法及び請求の範囲第9項～第11項に記載の従属方法によれば、肺機能分析をリアルタイム且つオンラインで行うことができる。この場合には、測定は1つの超音波センサ及び唯一の付加センサを用いて行われ、装置の複雑さが是正される。より詳しくは、簡単な態様で下記のパラメータを決定するのに本発明の方法を使用できる。

FRCを含む肺容積、 N_2 のウォッシュアウト曲線又はヘリウムのウォッシュイン曲線、呼気肺胞ガス曲線のモル質量輪郭。上記超音波センサと別のガスセンサとの組合せにより、酸素摂取量、 CO_2 放出、及び呼吸係数 (V_{CO_2}/V_{O_2}) を決定することもできる。

また、モル質量の連続測定を用いれば、モル質量と体積測定とを同時に組み合わせることができ、したがって、例えばトレーニング効果をモニタリングするため、酸素摂取中に、有酸素/無酸素閾値を決定することができる。

本発明の方法を実施する装置は、ホルダの軸線に対して傾斜して配置される少なくとも1つの音波又は超音波送信-受信セルを有する。

また、このように形成された少なくとも1つのベースラインに沿って少なくとも1つの温度プローブを配置できる。機器のダクト内を向いたチャンバ(該チャンバ内に、音波又は超音波送信-受信セルが配置される)の開口は、ガス流中の渦を防止するため、音透過性ガーゼで遮断することができる。

ホルダには、互換可能な差込み式呼吸チューブを挿入でき、呼吸チューブは、ベースラインとの移行部に、対応する開口内にインサートを配置できる形式の較正形の窓を有し、インサートは、音波を透過するけれども、細菌及び埃のアクセスを実質的に防止する。この原理は、未だ公開されていないドイツ国特許出願(P 42 22 286)に開示されている。互換可能な呼吸チューブを設けることにより、完全に衛生的な肺活量計を得ることができる。

音波ダクト内での音波反射の干渉作用を防止するため、減衰要素を設けることができ、該減衰要素は、ホルダ又は互換可能な呼吸チューブを構成するチューブに音吸収面を形成するものが好ましい。

また、流れ入口及び流れ出口に、流入及び流出するガス又はガス混合物の渦を生じさせるための要素を設けることができる。

所定温度を設定し且つ凝縮を防止するため、装置に加熱手段を付加的に設けることができる。

ホルダを構成するチューブ以外に、本発明の有効なコンパクト設計により、電子回路部品を収容するためのキャピティを設けることができる。本発明の他の優れた実施例は請求の範囲の従属項に記載されている。

本発明はまた、肺の診断時に肺の機能的残留容積(functional residual lung volume、FRC)を決定するための装置であって、好ましくは上記装置の好ましい特徴を有する装置に関する。本発明のこの装置の場合には、ホルダ又は呼吸チューブに連結アダプタを取り付けることができ、該アダプタは分岐チューブを備えている。分岐チューブの一端には低慣性バッグ(low-inertia bag)が設けられ、該バッグには O_2 又はガス混合物を充填できる。バッグが取り付けられた分岐チューブの端部には吸気弁が配置され、分岐チューブの他方の自由端には呼気弁が配置されている。

本発明の装置の1つの可能性ある実施例によれば、分岐チューブは、容易に互換可能な呼吸チューブと一体に作られる。他の実施例によれば、分岐チューブは、弁が挿入された状

10

20

30

40

50

態で、ドッキング機構を用いてホルダ又は容易に互換可能な内部チューブと連結できる。吸入すべきガスを充填するため、低慣性バッグに充填ポートを設けることができる。この設計では、外部ガスと連結するための装置があり、該装置は、ホルダに、又は容易に互換可能な呼吸チューブに直接取り付けられることができる。適当なソフトウェアを用いることにより、ガス入口及びガス洗浄体積に、肺の機能的残留容積の決定のための濃度及び流れパラメータを適用できる。この場合、連結アダプタは、呼気フェース中、ガス容器（すなわち低慣性バッグ）に連結され、この後の吸気がこのガス容器から行われ且つ使用済みガスが外部に導かれるように設計されている。2つの弁を設けることにより、汚染された部品を通る吸気が行われないようにすることができる。所望ならば、上記装置の付加部分を使い捨て可能に設計することができる。流れ信号及び濃度信号の同時評価を行うソフトウェアには、ガス温度、ガス湿度及びガス成分のマスから生じるあらゆる効果を考慮に入れることができる。肺の機能的残留容積（FRC）の計算は、例えば、N₂洗浄法（N₂ flushing method）について良く知られた規則を用いて又はこれに似た方法にしたがって行われる。本発明の更に別の設計は、肺機能の診断における種々の呼吸パラメータを決定すべくガス又はガス混合物のモル質量を測定する装置に関する。該装置は、好ましくは、本発明の上記形態の特徴を有し、音波又は超音波送信及び/又は受信セル対に加え、赤外線に基づくCO₂センサ又はO₂センサが設けられている。

10

一体形のCO₂センサを設けることにより、衛生的な超音波肺活量計におけるCO₂の同時オンライン赤外線分析が可能になる。衛生的な肺活量計は、容易に互換可能な呼吸チューブを備えている。この場合、本発明の優れた設計によれば、赤外線光源及び赤外線センサが配置される箇所に、光学的に透明な2つの窓が設けられる。

20

これとは別に、ハウジング内の所与の位置に、赤外線光源及び赤外線センサを平行に配置することもできる。この場合には、ホルダに1つだけ窓を設け、該窓がミラーに対向するように配置される。

集積したO₂を与える場合には、ホルダ内に挿入できる容易に互換可能な内部チューブに1つの開口を設けることができ、この開口は、O₂は透過するけれども不透明な薄いダイアフラムで遮断される。外部にはO₂に感応する蛍光インジケータが設けられる。呼吸チューブが挿入されるとき、装置の対応位置（すなわち肺活量計のヘッド内）に1つの孔があり、該孔には、光学装置の光学的連結部（例えば光ファイバ連結部）が嵌合される。光学装置は、既知のように、励起光用光源及び信号パルス用センサで構成できる。

30

可能性ある上記設計の各々について、電子評価が行われる。このような評価は、温度及び湿度の作用を考慮に入れ且つ流れ信号から得られる肺活量計データと組み合わせ、マス及びガス信号から慣用的な呼吸-エルゴメータのデータを得るように設計されている。湿度の測定に対しては、別の測定フィーラを装置内で一体化することができる。

本発明の他の優れた特徴及び便利な形態は、添付図面に関連して述べる本発明の実施例についての以下の詳細な説明から理解されよう。

第1図は、本発明の第1実施例のブロック回路図である。

第2図は、第1図の装置の一部を示す概略側断面図である。

第3図及び第4図は、分岐部材を備えた互換可能な呼吸チューブ及び該分岐部材に取り付けることができるガス容器の種々の異なる実施例を示す図面である。

40

第5図及び第6図は、付加的に設けられるセンサ及び互換可能な呼吸チューブを備えたホルダの部品を示す概略断面図である。

第1図のブロック図には、生理学的に適切な肺機能パラメータを決定するための連続流測定装置が示されている。センサヘッドIには、モニタリングユニットII及びデータ処理装置IIIが続いている。第2図にはセンサヘッドが概略的に示されており、該センサヘッドのチャンバ1、2内には、超音波送信-受信要素S1、S2が設けられている。この点に関し、例えば、超音波信号の送信及び受信の両方に適したコンデンサマイクロホンは検討すべき問題である。流れを伝導する管状ホルダ5に対して傾斜して取り付けられたセルS1、S2は、超音波信号を、出口孔3、4を通して対向セルに伝達する。電氣的絶縁性を有する横方向ガイド要素及びホルダ5の方向を向いた電氣的な絶縁性を有するディフューザ（本実

50

施例ではガーゼの形態をなしている)が、チャンバ1、2内に固定された主セルと整合している。連結孔が、これらのチャンバから、ホルダ5の側部に取り付けられた予処理電子装置まで延びている。この電子装置は、主として、受信信号の増幅及び温度測定点の信号調整を行う機能を有する。

センサヘッドからねじケーブルフィッティング8を通して出るケーブル(第2図には図示せず)が、センサと、これに関連するモニタリングユニット11(第1図)とを接続する。本発明の図示の実施例では、チャンバ9内には、機器ダクト5内に熱電素子(thermoelement)を下降させる装置を収容している。ねじ11の補助により、電気的な絶縁部材10(該部材10に熱電素子を取り付けられている)がホルダ5内に下降される。後退位置(引込まれた位置)において、熱電素子に損傷を与えることなく、ホルダを機械的手段で浄化

10

別熱電素子が、送信-受信要素S1、S2の上流側のチャンバ3、4内のガス温度を決定する働きをする。この熱電素子は、別の横方向孔12を用いてチャンバ4内に配置される。熱電素子ホルダ10が下降されると、ホルダ5は、その全長に沿う一定の円形断面を有する。出口孔3、4はガーゼで遮断され、これにより、これらの部分並びに管状ホルダ5の円形断面が維持される。優れた浄化すなわちホルダ5の殺菌が行えるようにするため、ガーゼは互換可能な呼吸チューブに首尾よく取り付けられる。機器のダクトのための異なる2つのコネクタを利用できる。すなわち、短い方のコネクタ6は最小センサ測定体積を得る働きをし、一方、長い方のコネクタ7は、医療用に適した口部材又はアダプタ部材を挿入

20

センサヘッドを周囲の温度より高い温度に上昇させるべく機能する別の加熱要素を、電子装置の初期処理又は予処理を行うために設けられたチャンバ内、又はこれらのチャンバから離れた孔内に直接収容することができる。センサの僅かな加熱により、呼気時のホルダ5の表面上の水蒸気の凝縮を防止できるという長所が得られる。医療用の場合には呼気の水蒸気で飽和されているため、殆どの場合においてセンサの加熱は重要である。

第1図に関連して、図示の装置の操作方法を説明する。測定サイクルの開始時に、送信器は、送信-受信セルS1、S2のうち一方を交互に連続的に励起させる。励起されたセルによって超音波信号が出力され、該信号はベースラインに沿って対向する送信-受信セルに伝送される。センサ自体内で増幅された受信信号は、モニタリングユニットに戻される。ここで、受信する送信-受信セルの信号は更に増幅され且つ超音波パルス通過時間の決定

を行うため電子回路に供給される。このようにして、既知の方法で直列に接続された電子カウンタは、S2からS1及びS1からS2への超音波通過時間を連続的に決定できる。モル質量の決定に必要な温度信号も、センサヘッド自体で熱電素子信号の電子予処理を行った後にモニタリングユニットに供給される。請求の範囲第2項及び第3項に記載の式を用いて得られる音波伝達ベースラインに沿う平均ガス温度Tは次のように考えられる。すなわち、ホルダに導入される熱電素子は、ホルダのベースラインの一部に沿う平均温度を測定すると仮定する。セルS1の上流側の側部の孔12内に配置された熱電素子は、出力孔3、4内のベースラインの2つの部分の平均温度を測定する。センサヘッドの上記実施例では、簡単化のため、ガス温度及びガス組成の両者が、両チャンバ3、4内で同じであると仮定する。平均ガス温度Tは、流れ搬送及び非流れ搬送音波伝達ベースラインの百分率(percenta

30

40

ge fractions)から決定される。測定した音波通過時間及び温度に基づいて、モニタリングユニットのプロセッサは、モル質量、ガス速度及びこれらから得られる大きさを計算する。この計算には、請求の範囲第2、第3及び第4項に記載の式が使用されるモニタリングユニットのプロセッサにより計算された大きさは、直列インターフェースを介してコンピュータに伝達される。生理学的肺機能調査を行うため、コンピュータにより、それぞれCO₂及びO₂の濃度の一層入念な計算を行うことができる。この場合、呼気中のCO₂割合及び/又はO₂割合を同時決定するのに、ここに記載しない態様の適当なセンサを用いる。

したがって、本発明の装置の一測定サイクルは4つのフェーズ、すなわち、音波パルスの伝達フェーズ、対向送信-受信セルでの同時受信フェーズ、作られたデータの処置フェー

50

ス、及び装置に接続されたコンピュータへのデータ出力及びデータ伝達フェースを有する。本発明の装置の実施例では、このような測定サイクルは約3ms継続する。測定サイクル中は1つの音波通過時間のみが測定されるため、全データセットの決定には、使用される式により異なるが、2～4の測定サイクルが必要とされる。装置を肺機能診断に用いる場合には、装置に接続されるコンピュータを、流れデータ及びモル質量データの評価に使用できる。コンピュータの補助により、例えば、洗浄試験を行って絶対肺容積を評価することができる。

第3図及び第4図には、ガス流を規則正しくするのに使用される装置の構成部品が示されている。第3図及び第4図の参照番号15は、ホルダ5に取り付けられる容易に互換可能な呼吸チューブを示す。適当なガーゼにより塞がれる呼吸チューブの開口にはそれぞれダイアフラム16が設けられており、これらの開口は、呼吸チューブを挿入した状態において出力孔3、4に隣接した位置を占める。

分岐部分17は呼吸チューブ5の外部の位置を占める。第3図の実施例では、分岐部分17が内部チューブ15と一体に設計されている点で、第3図及び第4図の実施例は異なっている。第4図の実施例では、分岐部分17はドッキング機構(図示せず)を介して内部チューブ15に連結されている。分岐部分17には、 O_2 又はガス混合物を充填できる低慣性バッグ18が取り付けられる。このバッグには、ガス又はガス混合物を充填するための、弁により遮断される充填ポート19が設けられている。バッグ18が取り付けられる側のチューブ分岐部分17の端部には吸気弁(図示せず)が設けられ、分岐部分17の自由チューブ端には呼気弁が設けられている。

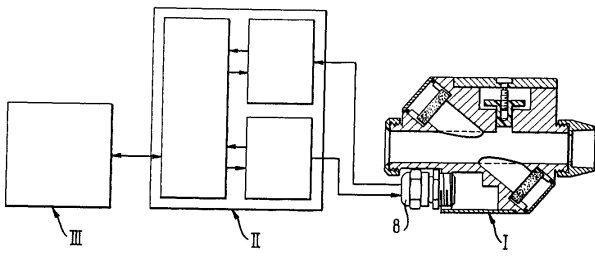
第5図の概略図に示すように、ホルダ5には、更に、白色光又は赤外光の光源20が一体化されている。該光源20とは反対側に赤外線センサ21が設けられている。ホルダ5に取り付けられる、容易に互換可能な呼吸チューブ15は、その赤外線光源又は赤外線センサに対向する部分に、光学的に透明な窓22をそれぞれ有している。赤外線センサ又は赤外線光源を使用すると、 CO_2 含有量、流量又はモル質量を同時に測定することができる。

第6図の実施例では、グラスファイバの光ケーブル23がホルダ5と一体化されており、光ケーブル23を介して O_2 分析用の励起光がホルダ5内に導入される。一方、受信された信号パルスは適当なセンサに導かれる。

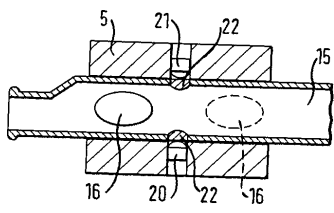
ホルダ5の光ファイバとの連結部の開口に隣接して、互換可能な呼吸チューブには、 O_2 は透過するけれども不透明な薄いダイアフラム24が設けられており、該ダイアフラムの外側には O_2 感応蛍光インジケータが取り付けられる。この構成により、超音波を用いて、流量及びモル質量の測定と同時にセンサヘッド内の酸素含有量を測定できる。

本発明によれば、衛生的な超音波肺活量計及び比較的簡単なガス分析ユニットを用いて、全呼吸エルゴメータプログラムを遂行できる。既知の装置と比較して、本発明は、オンライン且つリアルタイムで測定できる点で非常に優れている。更に、装置には測定を妨げることのある可動部品は全く使用されていないため、極めて高精度で、誤差の生じる可能性を最少にできる。

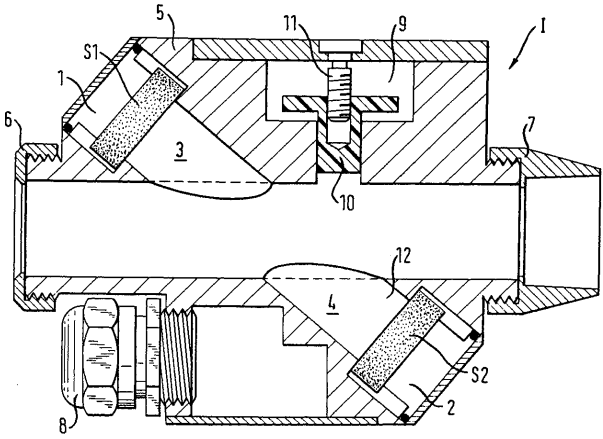
【 図 1 】 Fig. 1



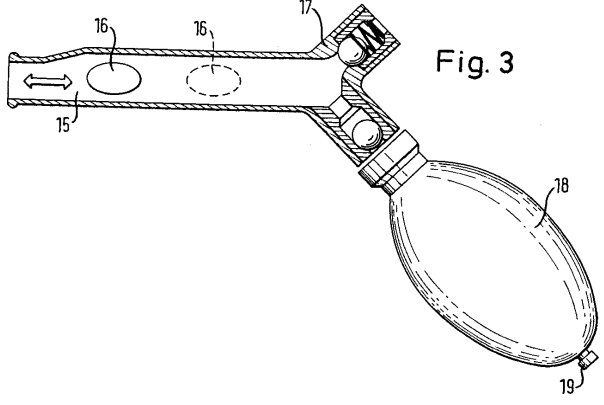
【 図 5 】 Fig. 5



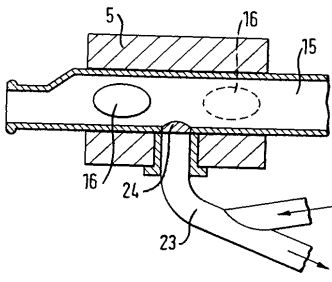
【 図 2 】 Fig. 2



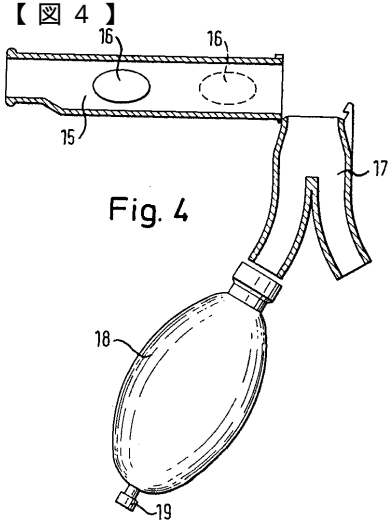
【 図 3 】 Fig. 3



【 図 6 】 Fig. 6



【 図 4 】 Fig. 4



フロントページの続き

(74)代理人

弁理士 今城 俊夫

(74)代理人

弁理士 小川 信夫

(74)代理人

弁理士 村社 厚夫

(74)代理人

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人

弁理士 箱田 篤

(72)発明者 ハルノンコールト カルル

オーストリア アー 8 0 1 0 グラーツ ローゼンベルクガッセ 5 2

(72)発明者 ペッツォルト ディーター

オーストリア アー 8 0 1 0 グラーツ ローゼンベルクガッセ 5 2

(72)発明者 グッゲンブール ヴァルター

スイス ツェーハー 8 7 1 2 シュテーファ グレルニッシュシュトラッセ 4 0

(72)発明者 ブーエッス クリスチャン

スイス ツェーハー 8 0 0 3 チューリッヒ マインラート リーネルト シュトラッセ 1 0

審査官 神谷 直慈

(56)参考文献 特開平 0 3 - 2 2 3 6 6 9 (J P , A)

特開昭 6 0 - 1 0 8 0 3 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B名)

A61B 5/08 - 5/097

G01N 29/00 - 29/28