

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3934437号

(P3934437)

(45) 発行日 平成19年6月20日(2007.6.20)

(24) 登録日 平成19年3月30日(2007.3.30)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2
A 6 1 M 5/00 (2006.01)	A 6 1 M 5/00 3 2 0

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2002-56299 (P2002-56299)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成14年3月1日(2002.3.1)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-250886 (P2003-250886A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成15年9月9日(2003.9.9)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成15年11月21日(2003.11.21)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	八巻 正英
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	野田 賢司
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	永山 茂生
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 気腹装置および当該気腹装置を用いる腹腔鏡処置システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の気体を送気可能な送気源と、

前記送気源に一端が接続され、他端に所定の気腹用処置具が接続される接続管路と、
を備え、

腹腔内に挿入された際に所定の送気源から送気された流体に対して第1の流体抵抗を有する気腹用トラカールと、腹腔内に挿入された際に所定の送気源から送気された流体に対して、前記第1の流体抵抗と異なる第2の流体抵抗を有する気腹針と、を気腹用処置具として前記接続管路の他端に着脱自在に接続可能な気腹装置において、

前記接続管路の瞬間流量を測定可能な流量測定手段と、

前記接続管路内の圧力を測定可能な圧力測定手段と、

前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具に対する送気を圧力を監視して制御する送気制御手段と、

前記流量測定手段で測定された瞬間流量値に基づいて、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具の種別を判定する気腹用処置具判定手段と、

を具備し、

前記気腹用処置具判定手段の判定結果により前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具が前記気腹針である場合は、前記接続管路の他端に前記気腹用トラカールが接続された場合よりも、前記送気制御手段による送気圧力の監視の開始タイミングを所定時間遅延させる

10

20

ことを特徴とする気腹装置。

【請求項 2】

所定の気体を送気可能な送気源と、

前記送気源に一端が接続され、他端に所定の気腹用処置具が接続される接続管路と、

前記接続管路の他端に着脱自在に接続可能な気腹用処置具であって、腹腔内に挿入された際に前記送気源から送気された流体に対して第 1 の流体抵抗を有する気腹用トラカールと、

前記接続管路の他端に着脱自在に接続可能な気腹用処置具であって、腹腔内に挿入された際に前記送気源から送気された流体に対して、前記第 1 の流体抵抗と異なる第 2 の流体抵抗を有する気腹針と、

前記接続管路の瞬間流量を測定可能な流量測定手段と、

前記接続管路内の圧力を測定可能な圧力測定手段と、

前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具に対する送気を圧力を監視して制御する送気制御手段と、

前記流量測定手段で測定された瞬間流量値に基づいて、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具の種別を判定する気腹用処置具判定手段と、

を具備し、

前記気腹用処置具判定手段の判定結果により前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具が前記気腹針である場合は、前記接続管路の他端に前記気腹用トラカールが接続された場合よりも、前記送気制御手段による送気圧力の監視の開始タイミングを所定時間遅延させる

ことを特徴とする気腹装置を用いる腹腔鏡処置システム。

【請求項 3】

前記気腹用処置具判定手段は、送気開始後の所定時間経過時において前記流量測定手段で測定された瞬間流量値に基づいて、当該瞬間流量値が所定の閾値以下の際には、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具は前記気腹針であると判定し、当該瞬間流量値が所定の閾値より大きい場合は、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具は前記気腹用トラカールであると判定することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 4】

前記気腹用処置具判定手段は、送気開始後の所定時間経過時において前記流量測定手段で測定された瞬間流量値に基づいて、当該瞬間流量値が所定の閾値以下の際には、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具は前記気腹針であると判定し、当該瞬間流量値が所定の閾値より大きい場合は、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具は前記気腹用トラカールであると判定することを特徴とする請求項 2 に記載の気腹装置を用いる腹腔鏡処置システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば腹腔等の生体の腔内に気体を供給するための気腹装置および当該気腹装置を用いる腹腔鏡処置システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、患者への侵襲を少なくするために、開腹することなく、内視鏡で処理具と処置部位とを観察しながら治療処置を行う腹腔鏡外科手術が行われている。

【0003】

この腹腔鏡外科手術は、観察用の内視鏡を腹腔内に導くトラカールと処置具を処置部位に導くトラカールとを患者の腹部に刺して行われる。

【0004】

その際、内視鏡の観察視野や処置空間を確保するために、例えば炭酸ガス等の送気ガスが送気装置によって制御され、腹腔内に注入される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

【 発明が解決しようとする課題 】

例えば特開平 8 - 2 5 6 9 7 2 号公報のように、ガス送気中の圧力上昇を監視する安全機能がある。しかし、気腹針のような抵抗の大きいものを接続すると、パルブリスポンスにより例えば送気開始から 2 4 0 m s では過渡的な圧変動が落ち着かず、従来の制御では意図しない状態で圧変動が発生し、毎回ストップしてしまい十分な送気ができなく、気腹に時間がかかり、手術の進行に支障をきたす恐れがあった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、流体抵抗に応じた適正な流量制御を行うことのできる気腹装置および当該気腹装置を用いる腹腔鏡処置システムを提供することを目的としている。

10

【 0 0 0 7 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明の気腹装置は、所定の気体を送気可能な送気源と、前記送気源に一端が接続され、他端に所定の気腹用処置具が接続される接続管路と、を備え、腹腔内に挿入された際に所定の送気源から送気された流体に対して第 1 の流体抵抗を有する気腹用トラカールと、腹腔内に挿入された際に所定の送気源から送気された流体に対して、前記第 1 の流体抵抗と異なる第 2 の流体抵抗を有する気腹針と、を気腹用処置具として前記接続管路の他端に着脱自在に接続可能な気腹装置において、前記接続管路の瞬間流量を測定可能な流量測定手段と、前記接続管路内の圧力を測定可能な圧力測定手段と、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具に対する送気を圧力を監視して制御する送気制御手段と、前記流量測定手段で測定された瞬間流量値に基づいて、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具の種別を判定する気腹用処置具判定手段と、を具備し、前記気腹用処置具判定手段の判定結果により前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具が前記気腹針である場合は、前記接続管路の他端に前記気腹用トラカールが接続された場合よりも、前記送気制御手段による送気圧力の監視の開始タイミングを所定時間遅延させることを特徴とする。

20

また、本発明の気腹装置を用いる腹腔鏡処置システムは、所定の気体を送気可能な送気源と、前記送気源に一端が接続され、他端に所定の気腹用処置具が接続される接続管路と、前記接続管路の他端に着脱自在に接続可能な気腹用処置具であって、腹腔内に挿入された際に前記送気源から送気された流体に対して第 1 の流体抵抗を有する気腹用トラカールと、前記接続管路の他端に着脱自在に接続可能な気腹用処置具であって、腹腔内に挿入された際に前記送気源から送気された流体に対して、前記第 1 の流体抵抗と異なる第 2 の流体抵抗を有する気腹針と、前記接続管路の瞬間流量を測定可能な流量測定手段と、前記接続管路内の圧力を測定可能な圧力測定手段と、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具に対する送気を圧力を監視して制御する送気制御手段と、前記流量測定手段で測定された瞬間流量値に基づいて、前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具の種別を判定する気腹用処置具判定手段と、を具備し、前記気腹用処置具判定手段の判定結果により前記接続管路の他端に接続された気腹用処置具が前記気腹針である場合は、前記接続管路の他端に前記気腹用トラカールが接続された場合よりも、前記送気制御手段による送気圧力の監視の開始タイミングを所定時間遅延させることを特徴とする。

30

40

【 0 0 0 8 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【 0 0 0 9 】

図 1 ないし図 6 は本発明の一実施の形態に係わり、図 1 は送気装置の構成を示すブロック図、図 2 は図 1 の送気装置の作用を説明する第 1 の図、図 3 は図 1 の送気装置の作用を説明する第 2 の図、図 4 は図 1 の送気装置の制御部の処理の流れを示すフローチャート、図 5 は図 4 の腹腔圧測定処理の作用を説明する図、図 6 は図 4 の腹腔圧測定処理の処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 1 0 】

50

図 1 は本発明の第 1 実施例に係る気腹装置の全体構成を示した構成説明図である。

【 0 0 1 1 】

本実施の形態の気腹装置 1 は、図 1 に示すように、気体供給源を接続する接続口金 2 が設けられ、この接続口金 2 に接続ホース 3 を介して単数もしくは複数の C O 2 （二酸化炭素）ガスが充填されている気体供給源としてのポンベ 4 が接続されている。また、この気腹装置 1 は、気腹針やトラカール等の気腹用挿入具を接続する送気口金 5 を有しており、この送気口金 5 に気腹チューブ 6 を介して気腹用トラカール 7 が接続されている。この気腹用トラカール 7 を患者 8 の腹部に刺入して腹腔内にガスを注入するようになっている。

【 0 0 1 2 】

さらに、気腹装置 1 には吸引チューブ 9 を閉塞 / 開放するピンチバルブ 1 0 が設けられている。吸引チューブ 9 は、一端が前記気腹用トラカール 7 とは別に患者 8 の腹腔内に刺入する処置用トラカール 1 1 に接続され、他端がピンチバルブ 1 0 を経由して手術室の壁吸引装置 1 2 に接続されており、ピンチバルブ 1 0 により腹腔内のガスの吸引制御を行うようになっている。

10

【 0 0 1 3 】

接続口金 2 には、気腹装置 1 の内部に設けられたポンベ圧センサ 1 3 が接続されると共に、高圧配管 1 4 を介して第 1 の減圧器 1 5 が接続されている。第 1 の減圧器 1 5 は、内部配管 1 6 及び閉止バルブ 1 7 を介して、第 2 の減圧器 1 8 に接続されている。これらの第 1 及び第 2 の減圧器 1 5 , 1 8 により減圧手段が構成される。

【 0 0 1 4 】

20

ポンベ圧センサ 1 3 によって検出されたポンベの圧力が気腹装置 1 の操作部 1 9 等に設けられた表示パネルに表示され、ポンベ 4 のガス残量が術者に認知されるようになっている。ポンベ 4 の C O 2 ガスは常温で約 6 0 b a r であり、これを第 1 の減圧器 1 5 において約 3 b a r に減圧するとともに、第 2 の減圧器 1 8 において 8 0 m m H g 程度に減圧できるようにになっている。

【 0 0 1 5 】

第 1 の減圧器 1 5 には安全弁 2 0 が備えられ、故障により減圧値が所定の圧力（例えば約 5 b a r ）を超えてしまうような場合に、過大圧力が第 2 の減圧器 1 8 に掛かることなく大気にガスを放出するようになっている。

【 0 0 1 6 】

30

第 2 の減圧器 1 8 からの C O 2 ガスを下流側に導く内部配管 2 1 は、流量センサ 2 2 を経由して継手 2 3 を介して複数の管路切り換え手段を備えたマニホールドバルブ 2 4 に接続されている。マニホールドバルブ 2 4 は、管路切り換え手段としての第 1 のバルブ 2 5 , 第 2 のバルブ 2 6 , 第 3 のバルブ 2 7 , 第 4 のバルブ 2 8 , 第 5 のバルブ 2 9 の 5 つのバルブが一体的に配設されて構成されている。継手 2 3 に連通したマニホールドバルブ 2 4 の内部管路 3 0 は、第 1 のバルブ 2 5 , 第 2 のバルブ 2 6 , 第 3 のバルブ 2 7 の上流側の管路として各バルブに接続されて集合しており、さらに故障検知手段としての圧力スイッチ 3 1 が接続チューブ 3 2 及び継手 3 3 を介してこの内部管路 3 0 に接続されている。

【 0 0 1 7 】

第 3 のバルブ 2 7 の下流側は、内部管路 3 4 を介して第 4 のバルブ 2 8 の上流側と接続されており、さらに内部管路 3 4 は継手 3 5 及び接続チューブ 3 6 を介して 2 個の圧力センサ 3 7 , 3 8 と接続されている。なお、第 5 のバルブ 2 9 の下流側管路 3 9 は大気開放となっている。

40

【 0 0 1 8 】

第 1 のバルブ 2 5 , 第 2 のバルブ 2 6 及び第 4 のバルブ 2 8 の下流側と第 5 のバルブ 2 9 の上流側は、各バルブに接続されて集合した内部管路 4 0 により連通しており、この内部管路 4 0 は継手 4 1 及び接続チューブ 4 2 を経由して前記送気口金 5 に接続されている。

【 0 0 1 9 】

また、前記閉止バルブ 1 7 、前記マニホールドバルブ 2 4 の第 1 のバルブ 2 5 ないし第 5 のバルブ 2 9 、及び前記流量センサ 2 2 、圧力スイッチ 3 1 、圧力センサ 3 7 , 3 8 は、

50

全て気腹装置 1 の動作制御を行う制御部 4 3 に電氣的に接続されている。また、制御部 4 3 には、装置の操作指示を行うスイッチ等を備えた操作部 1 9 とか、他の操作手段としてのフットスイッチ 4 4 などが接続されている。

【 0 0 2 0 】

(作用)

図 2 の上がトラカール等の管路抵抗の小さいときの圧力特性を示し、下が気腹針等の管路抵抗の大きいときの圧力特性を示す。

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、送気開始し、圧力センサ 1 6 はマニホールドバルブ 2 4 が ON するとバルブレスポンスの特性上安定した送気ができないため、圧が変動する。

10

【 0 0 2 2 】

抵抗が小さいときは例えば 240ms 後で圧が落ち着き、圧監視を開始する。抵抗が大きいときは圧が落ち着くのが例えば 600ms くらい必要で、その後測定開始とする。そして、術中においてトラカールあるいは気腹針を生体等に刺し、圧力が変動したときに、瞬時にマニホールドバルブ 2 4 を OFF して安全性を確保する。

【 0 0 2 3 】

一方、瞬間送気流量は、図 3 に示すように、240ms 時に初期値を算出するが、抵抗が小さいトラカールでは、安定した瞬間流量を測定するが、抵抗が大きい気腹針では、瞬間流量のばらつきを測定することとなり、ばらつきを含めて例えば 13L/min を閾値とし、それ以下の瞬間流量であれば気腹針と認識し、圧監視の開始を遅らせる。

20

【 0 0 2 4 】

具体的には、図 4 に示すように、制御部 4 3 はステップ S 1 でマニホールドバルブ 2 4 を開き、ステップ S 2 でバルブレスポンスが安定すると予想されるマニホールドバルブ 2 4 の ON から 240ms 待機した後、ステップ S 3 でこの 240ms 後の瞬間流量を測定する。

【 0 0 2 5 】

そして、制御部 4 3 はステップ S 4 で測定した測定流量が所定流量、例えば 13L/min 以下かどうか判断し、測定流量が所定流量を超えていないならばステップ S 5 でマニホールドバルブ 2 4 の ON から 600ms 待機しステップ S 6 に進み、測定流量が所定流量以上ならばそのままステップ S 6 に進む。

【 0 0 2 6 】

30

制御部 4 3 はステップ S 6 で圧監視を開始し、ステップ S 7 で所定時間後 10ms 待機して、ステップ S 8 で後述する腹腔圧測定処理を行い、ステップ S 9 で測定した腹腔圧が所定値、例えば 240ms もしくは 600ms の時点で測定した値を初期値としたときにその初期値が 3.5mmHg 以下かどうか判断し、腹腔圧が所定値以下ならばステップ S 7 に戻り、腹腔圧が所定値を超えているならばステップ S 10 でマニホールドバルブ 2 4 を閉じ処理を終了する。

【 0 0 2 7 】

次にステップ S 8 の腹腔圧測定処理について説明する。

【 0 0 2 8 】

従来、特願平 3 - 1 2 3 3 4 0 号公報のような降下圧測定においては、図 5 に示すように、圧力 P_b 、 P_c の値から、その 2 点間の差が 3.5mmHg 以下であったときの測定値を腹腔圧としていた。しかし、気腹針のような抵抗が大きいものと、所定時間内の降下圧測定の圧収束では、実際の圧力との誤差が大きく、所定規格の腹腔圧の精度を満足しなかった。

40

【 0 0 2 9 】

そこで、この課題を回避するために、本実施の形態では、 P_b 、 P_c の差に閾値を設け、降下圧測定において、抵抗が大きいときと小さいときの特性の差を判別する。抵抗が大きいときには P_b 、 P_c の差が例えば 10mmHg (= P_2) を超えたとしても、一定期間待ち、もう一度 P_b 、 P_c を測定し、腹腔圧算出させることで、所定規格の測定精度を上げる。

【 0 0 3 0 】

その判別方法として最初の P_b 、 P_c の測定差が例えば 10mmHg 以上であるときに抵抗が高いと判断する。

50

【 0 0 3 1 】

詳細には、腹腔圧測定処理では、制御部 4 3 は、図 6 に示すように、ステップ S 2 1 で圧力測定時刻 t_a に最初の時刻 t_0 を設定し、ステップ S 2 2 で時刻 t_a における圧力 P_b と所定時間 t_d 経過後の圧力 P_c を測定しステップ S 2 3 に進む。

【 0 0 3 2 】

そして、制御部 4 3 は、ステップ S 2 3 で $|P_b - P_c|$ が所定圧力 P_1 以上かどうか判断し、所定圧力 P_1 以上ならば、ステップ S 2 4 で $|P_b - P_c|$ が P_1 より大きい所定圧力 P_2 以上かを判断する。

【 0 0 3 3 】

$|P_b - P_c|$ が P_2 以上の場合は、ステップ S 2 5 で t_d より大きい Δt だけ時間経過を待ち、ステップ S 2 6 で圧力測定時刻 t_a を $t_a + \Delta t$ としてステップ S 2 2 に戻り、 $|P_b - P_c|$ が P_2 未満の場合は、ステップ S 2 7 で圧力測定時刻 t_a を $t_a + t_d$ としてステップ S 2 2 に戻る。

10

【 0 0 3 4 】

ステップ S 2 3 で $|P_b - P_c|$ が所定圧力 P_1 未満の場合は、腹腔圧が収束したと判断して、ステップ S 2 8 で腹腔圧を決定して処理を終了する。

【 0 0 3 5 】

(効果)

このように本実施の形態では、気腹針のような抵抗が大きいものでも、降下圧測定による腹腔圧の測定精度を向上させることができる。

20

【 0 0 3 6 】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 0 3 7 】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、降下圧測定による腹腔圧の測定精度を向上させることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る送気装置の構成を示すブロック図

【図 2】図 1 の送気装置の作用を説明する第 1 の図

30

【図 3】図 1 の送気装置の作用を説明する第 2 の

【図 4】図 1 の送気装置の制御部の処理の流れを示すフローチャート

【図 5】図 4 の腹腔圧測定処理の作用を説明する図

【図 6】図 4 の腹腔圧測定処理のの処理の流れを示すフローチャート

【符号の説明】

1 ... 気腹装置

4 ... ポンペ

6 ... 気腹チューブ

7 ... 気腹用トラカール

1 5 ... 第 1 の減圧器

40

1 7 ... 閉止バルブ

1 8 ... 第 2 の減圧器

1 9 ... 操作部

2 2 ... 流量センサ

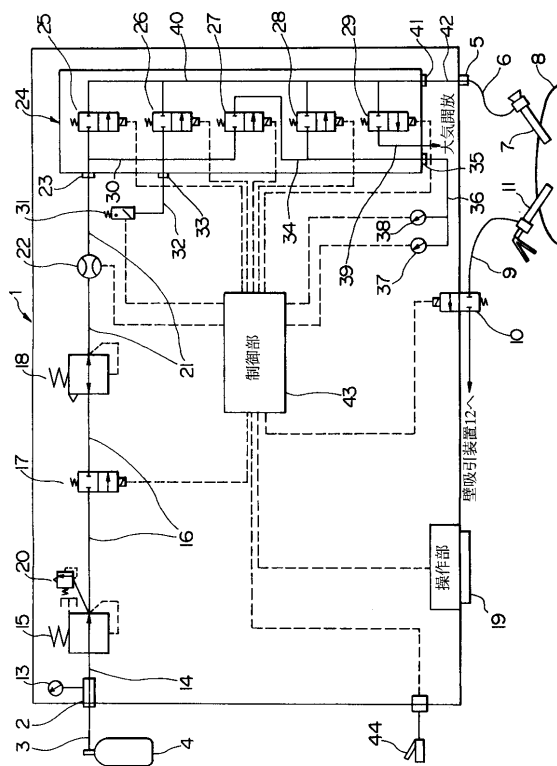
2 4 ... マニホールドバルブ

3 1 ... 圧力スイッチ

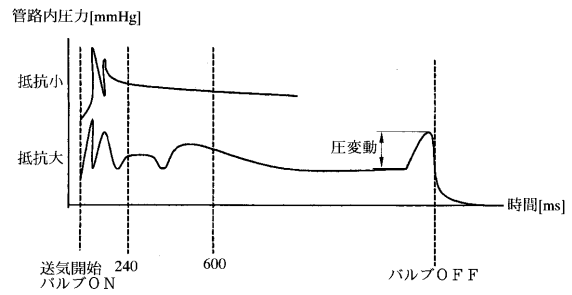
3 7 , 3 8 ... 圧力センサ

4 3 ... 制御部

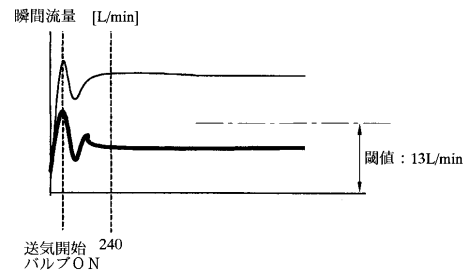
【図 1】



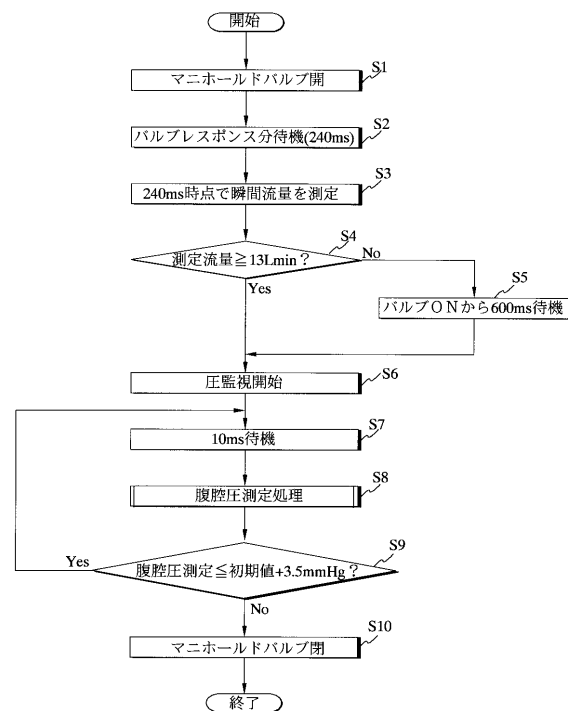
【図 2】



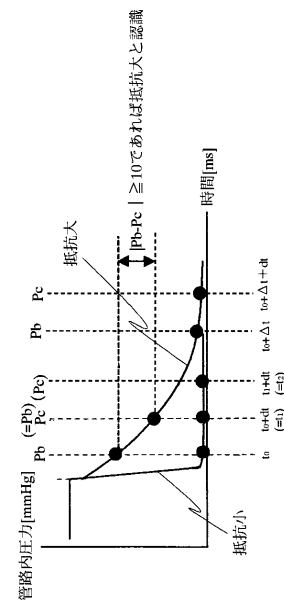
【図 3】



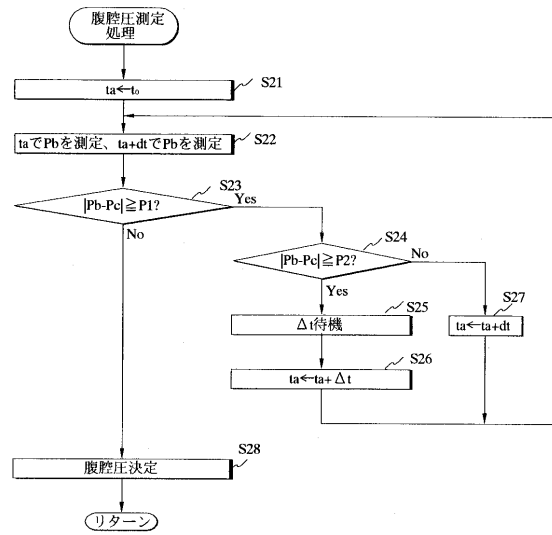
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

審査官 瀬戸 康平

- (56)参考文献 特開2000-279377(JP,A)
特開平06-063011(JP,A)
米国特許第05439441(US,A)
米国特許第06238365(US,B1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00,17/00,19/00
A61M 5/00

专利名称(译)	吹气装置和使用所述吹气器的腹腔镜治疗系统		
公开(公告)号	JP3934437B2	公开(公告)日	2007-06-20
申请号	JP2002056299	申请日	2002-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	八卷正英 野田賢司 永山茂生		
发明人	八卷 正英 野田 賢司 永山 茂生		
IPC分类号	A61B17/00 A61B19/00 A61M5/00		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B19/00.502 A61M5/00.320 A61B17/94 A61B90/00 A61M5/168.510 A61M5/168.518		
F-TERM分类号	4C066/AA10 4C066/CC10 4C066/DD02 4C066/EE11 4C066/FF10 4C066/QQ27 4C066/QQ58 4C160/MM23		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	瀬戸康平		
其他公开文献	JP2003250886A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过测量减压来提高腹腔压力的测量精度。
 ŽSOLUTION：作为瞬时进气流量，计算240 ms时的初始值。在导管显示出低电阻的情况下，测量稳定的瞬时流速。然而，在用于气腹的针显示出高电阻的情况下，测量瞬时流速的扰动。例如，包括扰动的值是13L / min的阈值，并且如果瞬时流量小于前一值，则确认用于气腹的针被设定并且用于监测压力的开始被延迟。 Ž

