

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2002 - 543872

(P2002 - 543872A)

(43)公表日 平成14年12月24日(2002.12.24)

(51) Int.Cl⁷

識別記号

F |

テーマヨーント（参考）

F 1 7 D 3/01
A 6 1 B 17/39

3	J	0	7	1
4	C	0	6	0

X-3-1-B 17,68

320

4 C 0 6 0

審查請求 未請求 予備審查請求(全 68数)

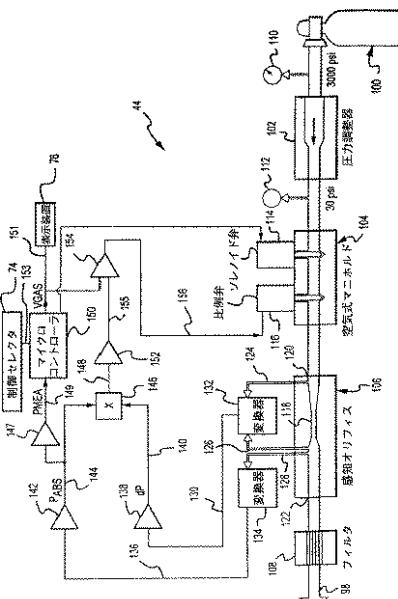
(21)出願番号	特願2000 - 616687(P2000 - 616687)	(71)出願人	アスペン ラボラトリーズ、インコーポレイテッド アメリカ合衆国、コロラド、イングルウッド、イー. フレモント ドライブ 14603
(86)(22)出願日	平成12年4月25日(2000.4.25)	(72)発明者	ビショップ、デイビッド、ケイ アメリカ合衆国 コロラド、リトルトン、ダブリュ、ブリッタニィ ドライブ 1114 2
(85)翻訳文提出日	平成13年11月6日(2001.11.6)	(72)発明者	クレンナー、ジェイムズ、シー アメリカ合衆国 コロラド、リトルトン、エス、シャーマン ストリート 5111
(86)国際出願番号	PCT/US00/11152	(74)代理人	弁理士 浅村 眞 (外3名)
(87)国際公開番号	W000/67654		
(87)国際公開日	平成12年11月16日(2000.11.16)		
(31)優先権主張番号	09/307,293		
(32)優先日	平成11年5月7日(1999.5.7)		
(33)優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガスアシスト式 E S U のガス流制御法

(57) 【要約】

アーク開始シーケンスの間、組織にガスの流れと電気エネルギーを加えるガスアシスト式電気凝固用のガス供給装置内で用いられるガス供給装置が、用途個所につながる流路中のガス流量を一時的に減少させる。このガス流量の減少によってアーク開始能力が向上し、塞栓の可能性が減少する。アーク開始シーケンスが終了した後、ガス流量は多くなり電気凝固中に使用する流量に戻る。背圧関連の状態に対し流量を低減し、これらの背圧状態の消失後に流量を増加するために使用される制御変数は流路中の背圧とユーザ要求の流量である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 アプリケータにつながる流路にガスの流れを供給し、電気凝固の始動要求に応じて組織からの出血を凝固させるためにこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するガスアシスト式電気凝固用ガス供給装置であって、

該流路に接続されたガスの流れ制御弁と、

該制御弁に接続され、該始動要求に応答して弁に制御信号を供給し流路中の開始ガス流量を設定してより簡単にアプリケータからのアーク伝達を開始する流れコントローラとを含み、該コントローラはまたアーク伝達開始後の電気凝固の間にも弁に制御信号を供給し流路中の電気凝固ガス流量を設定してアークを伝導し、該開始ガス流量は電気凝固ガス流量より少ないガス供給装置。

【請求項2】 該開始ガス流量が、該始動要求がなされた後の所定の時間の間発生する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項3】 該開始ガス流量が、電気凝固ガス流量が所定の値を超えた場合のみ設定される請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項4】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによってもたらされる流路の圧力に関連した信号を供給するコントローラに接続された圧力センサを含み、

該コントローラが、圧力関連の信号が所定の圧力限界を超えると流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項5】 該コントローラが、該始動要求がなされた後の所定時間に開始ガス流量を設定するように弁を制御し、また、

該コントローラが、開始ガス流量の所定の時間中に圧力関連の信号が該所定の圧力限界を超えるとガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項4に記載のガス供給装置。

【請求項6】 前記第1の圧力限界が開始ガス流量の間に使用され、

該コントローラがまた、圧力関連の信号が該第1の所定圧力限界とは異なる第2の所定圧力限界を超えるとガスの供給を終了させるように弁を制御し、該第2の所定圧力限界は電気凝固ガス流量の状態の間に適用され、

該コントローラが、圧力関連の信号が開始ガス流量を停止した後の電気凝固ガス流量の間に該第2の所定圧力限界を超えるとガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項5に記載のガス供給装置。

【請求項7】 該コントローラがまた、圧力関連の信号が前記第1の所定限界とは異なる第2の所定圧力限界を超えるとガスの供給を終了させ、該第2の所定圧力限界は該開始ガス流量が発生する所定の時間が過ぎた後適用される請求項5に記載のガス供給装置。

【請求項8】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによってもたらされる流路の圧力に関連した信号を供給するコントローラに接続された圧力センサを含み、

該コントローラが流路に閉塞状態が存在するかどうかを決定する圧力関連の信号に応答する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項9】 該コントローラが、流路中の部分的閉塞状態を示す圧力関連の信号に応じて流路中のガス流量を所定分だけ低減するように弁を制御する請求項8に記載のガス供給装置。

【請求項10】 該コントローラが、流路中の部分的閉塞が消失したことを示す圧力関連の信号に応じて流路中のガス流量を増加させるように弁を制御する請求項9に記載のガス供給装置。

【請求項11】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによつてもたらされる流路の圧力に関連した信号を供給するコントローラに接続された圧力センサを含み、

該コントローラが、圧力関連の信号が所定のアラーム限界を超えると流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項12】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによつてもたらされる流路の圧力に関連した信号を供給する流量コントローラに接続された圧力センサを含み、

該コントローラが圧力関連の信号に応じて流路に接続するアプリケータのタイプを決定する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項13】 該コントローラが、決定されたタイプのアプリケータに流

路を通して流す最大ガス流量を圧力関連の信号に応じて設定するように弁を制御する請求項12に記載のガス供給装置。

【請求項14】さらに、ユーザ要求の電気凝固ガス流量を設定し、該ユーザ要求の電気凝固ガス流量と関係があるコントローラに信号を供給するセレクタと、

該流路に接続されて流路中のガスの質量流量を測定し、該質量流量と関係があるコントローラに信号を供給するセンサとを含み、

該コントローラが該ユーザ要求のガス流量信号と質量流量に関連した信号の間の差に関して弁を制御する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項15】電気凝固の始動要求に応じてアプリケータにつながる流路にガスの流れを供給し、組織からの出血を凝固させるためにこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するガスアシスト式電気凝固用ガス供給装置であって、

該流路に接続されたガスの流れ制御弁と、

ユーザ要求の流路中の電気凝固ガス流量を設定し、該ユーザ要求の電気凝固ガス流量と関係があるコントローラに信号を供給するセレクタと、

該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによってもたらされる流路の圧力に関連した信号を供給する動作をする圧力センサと、

該制御弁に接続され圧力関連の信号およびユーザ要求の流量信号を受け入れる流れコントローラとを含み、圧力関連の信号が所定の限界を超える流路圧力を示すと、該コントローラが流路中のガス流量をユーザ要求の流量に対応した電気凝固ガス流量から低減するように弁を制御するガス供給装置。

【請求項16】該コントローラが圧力関連の信号に応じて流路に接続するアプリケータのタイプを決定する請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項17】該コントローラが、該アプリケータに流す最大ガス流量を圧力関連の信号と所定の最大圧力限界またはユーザ要求の流量信号のどちらか一方との関係に応じて設定するように弁を制御する請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項18】該コントローラが、所定の最大圧力限界を超える圧力関連

の信号に対応して流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項17に記載のガス供給装置。

【請求項19】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、

該コントローラが該発電機に接続され、流路中のガス供給の終了に対応して電気エネルギーの供給を終了させるように発電機を制御する請求項18に記載のガス供給装置。

【請求項20】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、

該コントローラが該発電機に接続され、所定の最大圧力限界を超える圧力関連の信号に対応して電気エネルギーの供給を終了させるように発電機を制御する請求項18に記載のガス供給装置。

【請求項21】 圧力関連の信号が流路の圧力が所定の圧力限界以下に減少したことを示すと、該コントローラが流路中のガス流量をユーザ要求の流量信号に対応したガス流量に増加させるように弁を制御する請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項22】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、

ユーザ要求の流量信号が、ユーザ要求の電気手術用発電機に対する出力レベルとの関係で設定される請求項21に記載のガス供給装置。

【請求項23】 該コントローラが、圧力関連の信号に応じて胃腸内プロープアプリケータまたは内視鏡プロープアプリケータの一方を流路に接続するかどうかを決定し、

該コントローラが、胃腸内プロープアプリケータおよび内視鏡プロープアプリケータに対する所定最大ガス流量を設定するように弁を制御し、胃腸内プロープアプリケータに対する該所定の最大ガス流量が内視鏡プロープアプリケータに対

する所定の最大ガス流量よりも少ない請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項24】 該コントローラが、該胃腸内プロープアプリケータに対する所定の最大ガス流量またはユーザ要求の流量信号に対応するガス流量のうちの少ない方を基にして胃腸内プロープアプリケータにつながる流路中の最大ガス流量を設定するように弁を制御する請求項23に記載のガス供給装置。

【請求項25】 圧力関連の信号がガス流量を低減する直前の流路のガス流量に關係する所定の折り返しの圧力限界を超えるのに対応して、該コントローラが胃腸内プロープアプリケータに流す流路中のガス流量を増分量だけ低減するよう弁を制御する請求項24に記載のガス供給装置。

【請求項26】 該コントローラが、ガスの供給終了直前に流路のガス流量に關係する所定の圧力限界トリップ点を超える圧力関連の信号に応答して流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項25に記載のガス供給装置。
。

【請求項27】 圧力関連の信号が所定の折り返しの圧力限界に關係する増加を促す所定の圧力限界以下に低下するのに対応して、該コントローラが胃腸内プロープアプリケータに流す流路中のガス流量を増分量だけ増加させるように弁を制御する請求項25に記載のガス供給装置。

【請求項28】 該コントローラが、該内視鏡プロープアプリケータに対する所定の最大ガス流量またはユーザ要求の流量信号に対応するガス流量のうちの少ない方を基にして内視鏡プロープアプリケータに流す流路中の最大ガス流量を設定するように弁を制御する請求項23に記載のガス供給装置。

【請求項29】 該コントローラが、ガスの供給終了直前に流路のガス流量に關係する所定の圧力限界トリップ点を超える圧力関連の信号に応答して流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項28に記載のガス供給装置。
。

【請求項30】 圧力関連の信号が内視鏡プロープアプリケータに対する所定の最大圧力限界に關係する増加を促す所定の圧力限界以下に低下するのに対応して、該コントローラが流路中のガス流量を内視鏡プロープアプリケータに対する増分量だけ増加させるように弁を制御する請求項28に記載のガス供給装置。

【請求項31】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、

ユーザ要求の流量信号が、ユーザ要求の電気手術用発電機に対する出力レベルとの関係で設定される請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項32】 該アプリケータが開放型の手術用アプリケータである請求項31に記載のガス供給装置。

【請求項33】 さらに、流路に接続されて流路内を流れるガスの量に関するガス流量信号を供給するガスフローセンサを含み、

該コントローラが該ガス流量信号を受信し、流路中の実際のガス流量を決定し、

該コントローラがさらに、該ガス流量が複数の異なる所定ガス流量範囲のうちの1つの範囲内にあるかどうかを判定し、

該コントローラが圧力関連の信号が所定のガス流量範囲に対する所定の限界を超える流路中の圧力を示したら流路中のガス流量を低減するように弁を制御する請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項34】 アプリケータにつながる流路にガスの流れを供給し、組織からの出血を凝固させるためにこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するガスマスク式の電気凝固の方法であって、

アプリケータにつながる流路にガスを流す段階と、

初めに、アプリケータに流す開始ガス流量を設定する段階と、

アプリケータから開始ガス流量で流れるガス中の組織に対するアークの中の電気エネルギーを伝達する段階と、

組織へのアーク伝達が開始された後、電気凝固ガス流量で流れるガス中のアークを伝達し続けている間にガス流量を電気凝固ガス流量に設定する段階とを含み、該電気凝固ガス流量が該開始ガス流量よりも多い電気凝固の方法。

【請求項35】 開始ガス流量の供給を開始した後、所定の時間該開始ガス流量を維持する段階を含む請求項34に記載の方法。

【請求項36】 さらに、流路中の圧力を感知する段階と、

ガスが開始ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が所定の開始圧力限界を超えると流路中の開始ガス流量を低減する段階とを含む請求項34に記載の方法。

【請求項37】さらに、ガスが開始ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が前記第1の所定開始圧力限界より大きい第2の所定開始圧力限界を超えると流路中の開始ガス流量を終了させる段階を含む請求項36に記載の方法。
。

【請求項38】さらに、ガスが電気凝固ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が所定の電気凝固圧力限界を超えると流路中の電気凝固ガス流量を低減する段階を含む請求項37に記載の方法。

【請求項39】さらに、ガスが開始ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が前記第1の所定電気凝固圧力限界より大きい第2の所定電気凝固圧力限界を超えると流路中の電気凝固ガス流量を終了させる段階を含む請求項38に記載の方法。

【請求項40】さらに、流路中の圧力を感知する段階と、
ガスが電気凝固ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が所定の電気凝固圧力限界を超えると流路中の電気凝固ガス流量を低減する段階とを含む請求項34に記載の方法。

【請求項41】さらに、ガスが開始ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が前記第1の所定電気凝固圧力限界より大きい第2の所定電気凝固圧力限界を超えると流路中の電気凝固ガス流量を終了させる段階を含む請求項40に記載の方法。

【請求項42】さらに、電気凝固ガス流量の値を要求する段階と、
要求の電気凝固ガス流量が所定の値を超えているかどうか判定する段階と、
要求の電気凝固ガス流量が所定の値を超えていなければ、開始ガス流量を電気凝固ガス流量に設定する段階とを含む請求項34に記載の方法。

【請求項43】流路中の圧力を感知する段階が、さらに、流路中のガスの流れによって生じる背圧に関する流路中の圧力を感知する段階を含む請求項34に記載の方法。

【請求項44】 さらに、流路中に閉塞状態が存在するかどうかを感知した圧力に基づいて判定する段階を含む請求項43に記載の方法。

【請求項45】 さらに、流路中の部分的閉塞状態を示す感知圧力に対応して流路中のガス流量を低減する段階を含む請求項44に記載の方法。

【請求項46】 さらに、流路中の部分的閉塞状態を示す感知圧力に対応して流路中のガス流量を所定増分だけ低減する段階を含む請求項44に記載の方法

。

【請求項47】 さらに、流路中の部分的閉塞が消失したことを示す感知圧力に対応して流路中のガス流量を増加させる段階を含む請求項44に記載の方法

。

【請求項48】 さらに、感知された圧力に応じてアプリケータに対する最大ガス流量を設定する段階を含む請求項44に記載の方法。

【請求項49】 さらに、感知された圧力に応じて流路に接続するアプリケータのタイプを決定する段階を請求項43に記載の方法。

【請求項50】 さらに、圧力関連の信号に応じてガスを流路を通し決定されたタイプのアプリケータに最大ガス流量で流す段階を含む請求項49に記載の方法。

【請求項51】 さらに、電気凝固ガス流量の値を要求する段階と、
流路中のガスの質量流量を測定する段階と、
要求のガス流量と測定された質量流量の間のどのような差に対しても流路を通るガス流量を変化させる段階とを含む請求項34に記載の方法。

【請求項52】 アプリケータにつながる流路にガスの流れを供給し、組織からの出血を凝固させるためにこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーチ中の電気エネルギーを伝達するガスアシスト式の電気凝固の方法であって、
流路を通してガスを流す段階と、

流路中をガスが流れることによって生じる流路圧力を感知する段階と、
感知した圧力が所定の限界を超えると流路中のガス流量を低減する段階とを含む方法。

【請求項53】 さらに、感知した圧力が所定の最大圧力限界を超えるのに

対応して流路中のガスの流れを終了させる段階を含む請求項52に記載の方法。

【請求項54】 さらに、ガスをイオン化しアーク中の電気エネルギーを伝達するためにアプリケータに電気エネルギーを供給する段階と、

流路中のガスの流れが終了するのに対応して電気エネルギーの供給を終了する段階とを含む請求項53に記載の方法。

【請求項55】 さらに、電気凝固ガス流量の値を要求する段階と、該アプリケータに流す最大ガス流量を、感知した圧力と所定の最大圧力または要求の電気凝固流量のどちらか一方との関係に応じて設定する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【請求項56】 電気凝固ガス流量の値を要求する段階と、感知した圧力が所定の限界以下に減少すると、流路中のガス流量を要求の流量値に対応したガス流量に増加する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【請求項57】 さらに、ガスをイオン化しアーク中の電気エネルギーを伝達する出力レベルで電気エネルギーを供給する段階と、

供給された電気エネルギーの出力レベルに関して電気凝固ガス流量を設定する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【請求項58】 さらに、流路中の圧力を感知することにより流路に接続するアプリケータのタイプを決定する段階を含む請求項52に記載の方法。

【請求項59】 さらに、圧力を感知することにより胃腸内プローブアプリケータまたは内視鏡プローブアプリケータの一方を流路に接続するかどうかを決定する段階と、

胃腸内プローブアプリケータおよび内視鏡プローブアプリケータに対する所定最大流量を設定する段階とを含み、胃腸内プローブに対する該所定最大流量が内視鏡プローブアプリケータに対する所定の最大流量よりも少ない請求項52に記載の方法。

【請求項60】 さらに、電気凝固ガス流量の値を要求する段階と、内視鏡プローブアプリケータに対する所定の最大流量または要求のガス流量のうちの少ない方を基にして内視鏡プローブアプリケータに流す流路中の最大ガス流量を設定する段階とを含む請求項59に記載の方法。

【請求項61】 さらに、流路中のガス流量を測定する段階と、複数の異なる所定ガス流量範囲のうちの1つの測定されたガス流量が入る範囲を判定する段階と、感知した流路中の圧力が、測定されたガス流量が入る所定のガス流量範囲に対する所定の限界を超えると流路中のガス流量を低減する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本発明は米国特許第4781175号に開示されている特許の結果として開拓されたタイプのガスアシスト式電気手術に関する。さらに詳細に述べると、本発明はガスアシスト式電気手術で使用されるガスの流れをガス流量と背圧に対して制御する新しくかつ改良された方法と装置に関する。本発明の改良点の意義はガス塞栓の危険性および不適当な手術状態が生じる可能性がある環境を減らすことである。

【0002】**(発明の背景)**

ガスアシスト式電気手術は組織から流れる血液を手術部位で凝固するか止めるために使用される。ガスアシスト式電気凝固には電気エネルギーのアークおよび組織へ流れるガス流中のイオン化された導電性経路を伝達することが含まれる。このガス流は組織から流れた血液を取り除き、電気エネルギーのアークが直接組織内に入って組織内部で網状組織を作ることを可能にする利点がある。この網状組織は内部で血液が自然に凝固するマトリックス状の構造を形成し、これによってこの組織を封止してそれ以上出血するのを止める。非常に重要な利点はガスアシスト式電気手術のこの形態によるものである。血液の凝固がより迅速に起きる。以前は血液の凝固が不可能あるいは実施困難であったような状態でも凝固が可能である。手術中に失われる血液の量が少なく、かつ手術の手順がより迅速に終了する。かさぶたとして知られる組織表面の封止が完璧であるため手術終了後の再出血の可能性がほとんど無くなる。このかさぶたは、標準の、ガスを使用しない電気手術の方法を使用して得られたかさぶたと比べてより薄くより均一であるため、傷の治癒がより早くなる。

【0003】

ガスアシスト式電気凝固の数多のかつ重要な利点にも係わらず、その使用についてある懸念が生じていた。恐らく重大な懸念の多くは患者体内のガス塞栓の危険性に関するものである。ガス塞栓とは患者の血液の流れの中にガスが導入されることである。もし血液流中のガスの量がかなり有りそれが心臓に蓄積されると

、心臓はもはや血液を送り出すことが出来なくなる。適切に使用されるのであれば、ガスアシスト式電気凝固は迅速に血液を凝固させかなりの量のガスを導入する前に組織を封止する能力を持っているため安全な方法である。ガス塞栓が起こる可能性がある環境を避ける際の外科医の技量、およびガスアシスト式電気凝固で使用される機器の品質がガス塞栓の危険性に影響する可能性がある。

【0004】

ガス塞栓を避ける非常に有効な方法の1つは、信頼性のある方法でかつ組織から十分に距離をあけてガス流中のアークの伝達を開始することであり、そこでは組織に対するガスの影響で過剰な量のガスが組織内に押し込まれることはないが、しかし依然としてガスが血液を追い出して他の流体が組織の表面や細胞膜上に蓄積する原因となる。米国特許第4781175号および登録第34432号はそのような距離で電気的アークが確実に開始する技法を記述している。

【0005】

他のタイプのガスアシスト式電気凝固装置は、発電機とは別のガス供給装置と組み合わせた、標準的な、ガスを使用しないタイプの電気手術用発電機を使用している。これらを組み合わせた装置は一般的に、標準の電気手術用発電機が通常使用される静止空気の環境でアークを開始するために利用できる能力以上のアーク開始能力はまったく持っていない。静止空気の環境でアーク伝達を開始することは、流れるガスの環境でアーク伝達を開始することに比べ問題点が少ないが、これは流れるガスがイオン化種を分散させて組織へのアーク伝達の開始を難しくさせる傾向があるためである。標準の電気手術用発電機を発電機とは別のガス供給装置と組み合わせた場合は、組織へのアーク伝達の開始を非常に困難あるいは不可能にさせ、ガスの流れがアークまたはイオン化種の「吹き消え」を起こしやすい。このアーク伝達を開始する時の問題点を打ち消すための対応として、当然ながらアプリケータ装置のガス供給ノズルを組織のごく近くに持ってくることが考えられる。このことによって、近くに位置することから本質的にもたらされる背圧の結果として、ガスの流れが遅くなる。ガスの流れを減らした状態では、標準の電気手術用発電機がアーク伝達を開始するのがより容易になる。いったんアークが開始されると、それらを維持することはさらに容易であり、外科医はアプリ

ケータを手術する距離まで引き出すことができる。しかしながら、近接した作動距離でアーク伝達を開始することに関連したガス塞栓の危険性を避けるために外科医にはあるレベルの技量と理解が要求される。外科医のすべてがこの能力を持っている訳ではなく、あるいはガスアシスト式電気手術の誤った使用によるガス塞栓の可能性を理解している訳ではない。

【0006】

胃腸手術、内視鏡を用いた手術および腹腔鏡を用いた手術などの侵襲性を最小にする手術でガスアシスト式電気手術を使用することが多くなっているため、アプリケータのガスノズルの位置決めの問題が最近重要視されるようになってきている。侵襲性を最小にするガスアシスト式電気手術においては、比較的長いチューブ状のアプリケータが切り口を開くことなく患者の体内に挿入される。外科医が手術部位を目で見るために小型カメラまたは光学レンズも同様に患者体内に置かれる。電気手術用アプリケータがいったん適当な位置に配置されると、このチューブ状アプリケータの端部のノズルからガスと電気エネルギーが供給され手術部位で凝固を達成する。

【0007】

ガスアシスト式電気手術は、色々な困難な条件で行う事ができ、また同様の条件下で標準の、ガスを使用しない電気手術の方法で良好な凝固を達成するために必要な配置に関する制御度合いや精度を必要とせずに行う事のできる非常に有効な凝固法であるので、この方法は侵襲性を最小にする手術において有利であると考えられる。小型カメラおよび光学レンズによって外科医が利用できる一元的な視野では手術部位および組織に対するアプリケータの位置を目に見えるようにすることは非常に困難であるため、配置の問題は特に重要である。言い換えると、手術部位を一元的に見る場合は外科医にとって奥行きの感覚に対する便宜が無く、このため位置決めをすることが非常に難しくなる。実際、外科医がアプリケータのノズルを組織に接触させるかまたは埋め込むことをしそこなうこととは珍しいことではない。このような状態は、ガスが直接組織内部に入る可能性があるためにガス塞栓の危険性の大きなきっかけとなる。ノズルが組織から適当に距離をとって配置されるような条件では、ガスアシスト式電気手術からより均一な凝固効

果が得られるため、外科医が入手できる位置に関する認識が不足している状態を補ってくれる。

【0008】

本発明に含まれるのはこれらおよびその他の考え方である。

【0009】

(発明の概要)

本発明より得られる改良点の1つは、ガス塞栓の危険性を増加させることなくより信頼性の高いアーク開始を達成するようにガスの流量を自動制御することである。本発明の態様によれば、ガスアシストによる電気手術の外科医によって選択された比較的高流量のガスは、アーク伝達を開始するために自動的かつ一時的に比較的低流量に低減される。いったんアークが始まれば、ガス流量は自動的に調整されて元の希望する高流量に戻され、その結果、この選択されたガス流量で通常のガスアシストの電気手術操作が進行出来る。アーク開始を目的としたガス流量を自動的に低減することによって、アーク開始の条件がより信頼でき、かつ米国特許第4781175号および登録第34432号に開示されているようなアーク開始向上のために採用される電気出力制御技法と合わせて用いた場合でも変わらないことが確実になる。この改良は、標準的な、ガスを使用しない電気手術用発電機をこれとは別のガス供給装置と組み合わせるこれらのタイプのガスアシスト式電気凝固において特に重要である。ガス流量が低い方がアーク伝達開始の助けになるので、初めはガス流量を減らすこの改良によって標準の電気手術用発電機はより確実にアーク伝達を開始することができる。そのうえ、アーク開始中にガス流量が少ないと、高流量のガスが近接した距離で組織に影響を与える環境と比べて塞栓を起こす危険性が減少する。

【0010】

アーク開始中のガス流量を低減する改良は手術の侵襲性を最小にするのに特に有益である。このノズルが組織に近い位置に置かれるか組織内に埋め込まれるならば、初めに供給されるガス流量がより少くなりアーク開始中のガス流量が低減されてガス塞栓の危険性が減少する。アーク開始中の流量を低減することによって閉塞がそこに存在するかどうかを危険性の少ないガス流量でチェックできる

。もし閉塞があれば低い流量が維持されるかまたはアラームが設定されガスの流れも抑止される。

【0011】

アーク開始中にガス流量を低減する改良は、これらの、標準的な、ガスを使用しない電気手術用発電機をこれとは別のガス供給装置と組み合わせるガスアシスト式電気凝固システムにおいても重要である。これらの組み合わせタイプのシステムの多くは、標準的な、ガスを使用しない電気手術用発電機がアーク開始に対処する電力を調整する設備を持っていなかったため、これまでアーク開始能力を向上するような能力をまったく持っていたなかった。本発明の改良点はガス供給装置に組み込むことができ、その結果、標準的な、ガスを使用しない電気手術用発電機と組み合わせて使用した場合に、組み合わせたシステムではガス塞栓の危険性を減らして組織にアーク伝達を開始する能力が向上することになる。

【0012】

本発明より得られる他の改良点の1つは、部分的な閉塞が起きているような環境下でガス流量を自動的に低減する能力に関する。一般的には、部分的な閉塞は組織に近すぎるかまたはそれに埋め込まれているアプリケータのノズルが原因になる。外科医がこのノズルを組織の内部または組織に非常に近付けて動かす結果、このような部分的閉塞がこの手順の過程でアーク伝達が開始される前後で発生する可能性がある。このような環境はガス塞栓の危険性をも生み出す可能性がある。本発明の態様によれば、ガス供給管内の背圧が感知されそれが所定の値を超えた場合、通常の操作ガス流量は、ガス塞栓の危険性を増加させることができ、その背圧の許容レベルになるまで一定量ずつ低減される。閉塞が消失してその結果背圧が減少すれば、ユーザ要求の操作ガス流量が得られるかまたは背圧許容値と一致する最大ガス量が得られるまでガス流量が自動的に増加方向に一定分量調整される。背圧を継続的に評価しガス流量を増減両方向に調整するこの改良はさらに、外科医が選択した希望操作条件に戻る可能性を保持しつつガス塞栓の危険性を低減することに役立つ。

【0013】

本発明より得られる他の改良点の1つは、特定のタイプのアプリケータに伴う

背圧を感じし、ガス流量をそのタイプのアプリケータの許容値に調整することに関する。ガス流量を異なるタイプおよび範疇のアプリケータに適した操作範囲に調整することで、さらに、そのタイプのアプリケータの流れの状態が、アークの開始時とアプリケータの継続使用時の両方で組織に対するアーク開始を促進しガス塞栓の危険性を低減するのに最大限貢献することがより確実になる。

【0014】

本発明より得られるさらに他の改良点は、すべての操作条件の基で背圧を感じし、重大な危険状態が起きた場合は組織に送るガスの移送および電気エネルギーの伝達を抑止することに関する。組織に送るガスおよび電気エネルギーの移送を抑止することによって、外科医は矯正的処置を取ることを余儀なくされる。

【0015】

本発明とその範囲、および上記述の改良点を達成する方法のより完全な理解は、以下に簡単に要約した添付図および添付した特許請求項に関連した以下の本発明の好ましい実施形態の詳細説明を参照することで得られる。

【0016】

(詳細な説明)

本発明を実施するガスアシスト式電気手術ユニット(ESU)は一般に図1の参考番号40で示される。このESU40は3つの主要構成要素、たとえば切開手術で用いるペンシル型のハンドピースまたは侵襲性を最小にする手術で用いるチューブ状プローブなどのアプリケータ42、ガス供給装置44および電気手術用発電機(ESG)46を含む。ガス供給装置44およびESG46は米国特許第4781175号に記述されるように組み合わせて單一ユニットにすることができ、あるいは米国特許第5041110号および同5330469号に記述されるようにそれらそれぞれ(44および46)を別々に分けるが動作可能なよう相互に接続することもできる。柔軟性のあるコード48によってガス供給装置44とアプリケータ42が接続される。ESG46は高周波(RF)電気エネルギーをガス供給装置44に供給するために接続され、ESG44からの電気エネルギーがガス供給装置44を通ってコード48に伝えられる。アプリケータ42が侵襲性を最小にする手術用プローブの場合は、柔軟性のあるコード48として

プローブ自体のチューブ状の部分を延長に使用することができる。

【0017】

ガス供給装置44はコード48内の導管50を通して所定流量のガスをアプリケータ42に供給する。ガスはアプリケータ42の末端に配置されたノズル52から方向を定めた流れあるいはほぼ層流または噴流54として噴出する。ESG46によって供給される電気エネルギーはガス供給装置44を通って伝わり、コード48の導管50内に配置された導線56によって伝導される。この導線56はノズル52内に配置される針状の電極58に電気的に接続される。ESG46によって供給された電気エネルギーは電極58の回りおよびノズル52を通って流れるガスをイオン化し、噴流54中にイオン化された導電性の経路を生成する。ガス供給装置44、コード48およびノズル52は噴流54中で所定のガスを伝導する手段の一例である。ESG46、コード48および電極58はガス噴流54中のイオン化された導電性経路内で電気エネルギーを伝達する手段の一例である。

【0018】

ESU40の操作動作モードにおいて、電気エネルギーは噴流54中のイオン化された導電性経路内をアーケ60の形態で伝達される。アーケ60は電気手術部位にいる患者の組織62に到達するまで噴流54内部を移動する。噴流54からのガス流は蓄積している血液を組織62の表面または細胞膜から押し除け、これによって電気アーケ60が導電性の血液中に拡散されることなく、組織62に入ることが可能になる。この電気アーケはアーケが組織62内に生成した孔を持つ網状組織64を作る。血液の自然凝固メカニズムは網状組織64によって活性化され、このことによって血液が凝固し、それ以上の出血を止め、その組織を塞ぐ。この組織の表面または細胞膜の封止凝固層は「かさぶた」として知られるものを形成する。ガスアシスト式電気手術によって作られたタイプのかさぶたの特性の詳細、およびガスアシスト式電気手術の重要な利点については米国特許第4781175号にさらに具体的に開示されている。

【0019】

アーケ60の電気エネルギーはガス噴流54を通って組織62へ、そしてこの

組織を通って戻り電極または患者の組織62に接触する患者プレート70に移動する。患者プレート70は返り電線72によってESG46に接続される。ESG46からの電流をノズル52の電極58に伝え、噴流54を通して組織62に、組織62を通して患者プレート70に、さらに返り導線72を通して元のESG46に伝えるために完全な電気回路が確立される。電気エネルギーがアプリケータから患者の組織を通り、手術部位から離れた所に配置される戻り電極に流れこのタイプの回路接続は、一般に「一極性」電気手術と呼ばれる。

【0020】

組織に電気手術用の電力供給するために外科医がESU40を始動すなわち「キーを押す」と、ガス噴流中のイオン化された導電性経路が最初に確立される。ガス噴流54中のイオン化された導電性経路のイオン化状態が噴流内にコロナまたはグロー放電を発生し、またこのグロー放電またはコロナは、外科医がノズル52を操作可能な組織62の近傍に移動した時にアークの伝導を開始する事が出来る。ノズル52が操作可能な組織の近傍の位置にある場合は、組織62に至るイオン化された導電性経路が、組織62に至る噴流54の中でアーク伝達を始めるあるいは開始するのに十分な組織62を通る閉回路を確立する。ガスをガス噴流54の中で十分にイオン化種を発生する十分にイオン化された状態に保持しないと、ガス噴流54中のアーク60の組織への伝達を繰り返し、かつ確実に開始することは不可能あるいは非常に困難である。ノズル52を通るガスの流量が比較的高流量であると、ガス噴流中のイオン化された導電性経路を維持して組織へのアーク伝達を確実にかつ安定して開始することが困難になり、このことは特に低出力で比較的高負荷のインピーダンス中にかなりの電力を伝導する能力が低下したESG46について言える。

【0021】

ESG46には、外科医が供給する電気エネルギーの量と状態を選択するための従来からあるダイアルと制御セレクタ74が含まれる。この従来からあるダイアルと制御セレクタ74は、ESG46およびガス供給装置44が単一のユニットに収納されている場合にも含まれる。同様に、ダイアルと制御セレクタ74は、外科医が手術部位に供給するガスの流量を選択できるガス供給装置44の一部

を成す。表示装置76は他の情報とともにガスの流量を表示する。76に表示されるガス流量はESU40の使用中に、ノズル52から出る流れの状態の違いを反映して変化する可能性がある。制御セレクタ74は、外科医がESU40始動のために押す従来からのスイッチ（足踏みおよび指操作）の代りとすることも意図している。始動スイッチを解除するとESUの動作が停止し、ガスおよび電気エネルギーの流れが止まる。

【0022】

ガスアシスト式電気手術は、開放切開が行われ組織が開放大気に晒される切開手術の状態で行われる可能性がある。このような環境下では、外科医は一般にペンシル型のアプリケータ42を手に持ち、それを組織に対して移動して血液凝固を達成する。大抵の場合、この切開手術の手順によって手術部位または組織に対するノズル52の相対的な位置を見ることが難しくなることはない。しかしながら、激しく出血している状況の中で、外科医はノズル52を迅速に溜まる血液の中に挿入し、そのノズルの組織からの距離を計ることが出来ないことがある。患者の生理機能が不規則であるかまたは異例の個所を切開するような環境下では、外科医は組織に対するノズルの位置を定めるのに目に見えないように定めることが要求される可能性があり、このことによってノズルの組織からの相対的な位置を計ることが困難になる。このような環境下で、ノズルが組織に対して配置され、組織がこのノズルを部分的に閉塞させる可能性があり、ガス塞栓の危険性が増加する。

【0023】

侵襲性を最小にする手術条件の下では、直接に立体像を見ることが出来ない手術部位を目で見えるようにすることはさらに困難である。図1は、腹壁78を通して挿入されたアプリケータ42のノズル52を図示して侵襲性を最小にする手術状態を示している。従来の腹腔鏡を用いる手術状況の詳細すべてが示されているのではないか、腹壁78は腹腔80内に供給された吹き込みガス圧力によって組織62から離されて保持される。外科医が手術部位を見る小型カメラ（図示せず）も腹腔80内に挿入される。この吹き込みガス圧力は障害または抵抗になり、ノズル52から供給されるガスの流れはこれらを克服する必要がある。このよ

うにして、腹腔鏡を用いる状況では、吹き込みガス圧力がガス噴流54の流量特性を制限したりあるいは変えたりし、このことは特に質量流量調節弁ではなく減圧弁がガス流量を制御している場合に言える。質量流量調節弁は背圧の影響が少ない質量流量に基づいてガス流量を供給する。この結果、質量流量調節弁式ガス供給装置44は部分的に閉塞した状況またはノズル52が組織62に対して近接した位置にあるような状況でもガスの供給を継続する可能性が高い。減圧弁システムは背圧がかかる条件下では供給されるガス流量が低下し易いが、減圧弁システムは他の環境におけるほどには正確または確実ではない。

【0024】

アプリケータ42およびノズル52が患者の体内に挿入されているという意味で、内視鏡を用いる手術の状況もまた図1に示す。内視鏡の利用においては、通常、光学レンズシステム（図示せず）がプローブアプリケータ42の一部を成す。図1はまた、プローブアプリケータ42が、通常、食道や胃などの標準的な体の通路内に挿入されることを除けば胃腸内手術の状況も表わしている。内視鏡利用および胃腸の手術部位は通常吹き込みガスによる加圧を行わない。

【0025】

本発明は、ガス供給装置44が色々な手術上の電気手術の条件の下でかつガス供給装置44に取り付けるアプリケータ42のタイプに応じてガス流量を自動的に調整する能力に焦点を当てている。本発明の対応型のガス流量の調整特性は、外科医の技量に関係無くガス塞栓の危険性を最小にするのに特に有用である。本発明の流量調整特性は異なったタイプのアプリケータ42に対し最善の操作条件を制定するのにも役立つ。本発明のガス供給装置40は、操作手順を継続することが不適当なガスの流れ状態の下ではガスの移送および電気エネルギーの伝達も終了させる。これらの状態下では、ガス供給装置44はアラーム82を作動させこれらの状態を外科医に知らせる。このガス供給装置のガスの流れの調整特性は、元来は標準の、ガスを使用しない電気手術用を意図したタイプのESG46と共に使用するガスアシスト式電気凝固用に特に使用されるESG46と共に使用する場合に利用できる。標準の、ガスを使用しない（非ガス）ESG46と共に使用すると、ガス塞栓の危険性を増加させる可能性がある電気手術の条件を制御

する改良された能力が得られる。

【0026】

ガス供給装置44の詳細について図2を参照して説明する。ガス供給装置44はガス流路98から調節されたガス質量流量を生成し、このガスはコード48の導管50に供給され、ノズル52(図1)に導かれる。この質量流量の調節は閉ループ制御システムを用いて達成され、そこではユーザ要求の質量流量が質量流量測定値と比較され、比較結果の差に関してエラー信号が発生して、制御ループが安定するまでガス流路98中のガス流量が調整される。

【0027】

ガス供給装置44にはガス源100、圧力調整器102、空気式マニホールド104、感知オリフィス106およびフィルタ108が含まれる。ガス源100は、圧力調整器102にガスを供給する初期に約3000psiに加圧されたアルゴンガスの従来のタンクで良い。本発明では電気手術における医療用途のRFエネルギーでイオン化できるアルゴンガス、または他の不活性ガスを供給している。圧力計110は好ましくはアルゴンガス源100と圧力調整器102の間に介在させガスタンク中の残余ガス量を表示させる。圧力調整器102はガス源100からの圧力を低圧に、好ましくは約20~30psiに減少させ、低圧ガスを空気式マニホールド104に提供する。圧力調整器102の2次側すなわち出力側には、フェールセーフ機構として出力側に接続した圧力逃がし弁(安全弁)112を設置することが好ましい。圧力逃がし弁(安全弁)112は、圧力調整器102がその出口側の圧力を下げそこなった場合に約50psiの圧力で開く。

【0028】

空気式マニホールド104は流路98のガス質量流量を制御し、一定にするための電気制御式の弁114および116を含む。この空気式マニホールド104はソレノイド弁114を含み、この弁はESU40(図1)が使用のため動作している時はいつでも開放され、またESU40が動作を停止しているときはいつでも閉止されることが好ましい。比例弁116は流路98に供給されるガス質量流量を一定にする。比例弁116は制御信号(156)が印加される結果として、ガス流量を増加させたり減少させたりする。比例弁116からの流れの変動の結果

として発生する可能性があるガス流量の細かな変動または振動を緩和するために流れダンパー（図示せず）を任意選択で、比例弁116の下流に設置することができる。

【0029】

感知オリフィス106は、感知オリフィス106の入口120から取り出した圧力を感知オリフィス106の出口122の圧力に低減する較正された流れ絞り部118を含む。感知オリフィス106の前後を横切る差圧は質量流量制御ループで使われるガス流量制御情報の基礎となる。入口120と出口122の間の感知オリフィス106前後の差圧は、流路98内のガス流量に比例する。流量が増加すると較正された流れ絞り部118前後で測定される差圧を増加させ、流量が減少すると較正された流れ絞り部118前後で測定される差圧を減少させる。差圧変換器132に差圧情報を提供するために、較正された流れ絞り部118の両側の入口120および出口122にそれぞれホース124および126が接続される。第3のホース128が較正された流れ絞り部118の下流位置で絶対圧変換器134に接続される。この絶対圧変換器134は初め感知オリフィス106下流の流路98内の大気圧に対する圧力情報を提供する。初めに、ガスが流路98を通って流れる前に、ESU40が使用される海拔に対応した大気雰囲気空気圧力が第3のホース128を通して変換器134で感知される。この大気圧情報は供給されるガス量を高度の違いに応じて補正するために使用される。この高度に関連する信号は以下において参照（またはRef）信号と呼ばれる。ガスが流路98を流れる場合は、絶対圧力変換器134が流路98内のガス背圧を測定する。

【0030】

フィルタ108が感知オリフィス106下流のガス流路98内に備えられ清浄なアルゴンガスをコード48、ノズル52、および組織62に確実に供給する（図1）。コネクタ（図示せず）がガス流路98中のガスをコード48の端部に結合する。ESG46からの電気エネルギーもこの同一のコネクタ（図示せず）を通してコード48の導管50内に配置される導線56に結合されることが好ましい（図1）。

【0031】

差圧変換器132は、感知オリフィス106における流れ絞り部118前後の差圧に比例する出力電圧信号を信号線130で供給する。差圧変換器132からの130における電圧信号は増幅器138に供給され、この増幅器は130における電圧信号を増幅し dP （差分圧力）と呼ばれる出力電圧を信号線140で供給する。140におけるこの dP 信号は感知オリフィス106を通るガスの流量に比例する。

【0032】

絶対圧力変換器134は、較正された流れ絞り部118の下流で感知された絶対圧力に比例する出力電圧信号を信号線136で供給する。この136における信号は、ガスが流路98を流れる間アプリケータによって引き起こされるか、組織に対するアプリケータの位置によって引き起こされるかまたは閉塞によって引き起こされる背圧に比例する。絶対圧力変換器134からの136における電圧信号は増幅器142に供給され、この増幅器は電圧信号を増幅し P_{ABS} （絶対圧力）と呼ばれる出力電圧を信号線144で供給する。信号線144の P_{ABS} 信号は変換器134によって感知された絶対圧力に比例する。

【0033】

各信号線140および144の各出力電圧信号 dP および P_{ABS} は、2つの信号140および144を掛け合わせるアナログ掛け算器146に供給される。掛け算器146からの信号線148における掛け算で得られた積の出力信号は、流路98を通って導かれるガスの質量流量測定値に直線的に比例する。信号140で表わされるものと信号144で表わされる絶対圧力の信号148で表わされる流量測定値に対する関係は良く知られている。したがって、148における出力信号は流路98を通って流れるガスの質量流量測定値を表わしている。

【0034】

P_{ABS} 電圧信号は入力信号として増幅器147へも供給される。増幅器147からの出力信号は149で流路98を通って流れるガスの背圧測定値に関係した、あるいは流路98を通って流れるガスが無い時は大気圧に関係した電圧信号（PMEA）として供給される。この149におけるPMEA信号は1つの入力信

号として制御ループマイクロコントローラ150に印加される。アナログ - ディジタル変換器（図示していないがこのマイクロコントローラ150内部に含まれる）が、マイクロコントローラ150で使用するためにこのPMEA電圧信号をディジタル信号に変換する。

【0035】

マイクロコントローラ150はフローコントロールセレクタ74に接続されて外科医からの始動要求を含む種々のユーザ要求の入力信号を受信する。153における信号は外科医が選ぶユーザ要求のガス流量に関係する。

【0036】

マイクロコントローラ150は151における表示流量出力信号（V GAS）を設定するが、これは初めは153におけるユーザ要求の入力信号によって設定される。この151における信号V GASは表示された流量と呼ばれ、この信号は表示装置76でユーザに提示される。安全かつ正常な操作においては、表示流量信号（V GAS）は本質的に153におけるユーザ要求の信号によって表わされる値に対応する。しかしながら、以下に述べるような環境下で、151における表示流量信号V GASは、149における背圧測定値信号PMEAの値に応じてマイクロコントローラ150の動作によって変更されることがある。このような環境下では、表示装置76に表示されるV GASの量はユーザ要求信号153で表わされる量と異なってくる。V GAS信号はマイクロコントローラ150内部に含まれるディジタル - アナログ（D/A）変換器（図示せず）によって生成されるアナログ信号である。

【0037】

アナログ掛け算器146からの148における質量流量測定値出力信号は増幅器152によって増幅され、155で得られた信号が151で差分増幅器154によってV GASと比較される。このようにして、V GAS信号で表わされる表示流量は155で質量ガス流量測定値信号と比較される。この質量ガス流量測定値信号と表示流量信号の差はどれでも差分増幅器154によって供給される156における制御信号によって表わされる。この156における制御信号によって比例弁116が設定する流量へ調節され、これによって比例弁116を通るガス

流量の増減を行う。測定された流量（信号155）が表示流量（信号151）を超える場合は、比例弁116に配送された制御信号156がガス流量を低減する。逆に、測定された流量が表示流量より少ない場合は、制御信号156が比例弁116に流路98を通るガス流量を増加させる。質量ガス流量測定値は手術部位の流れの状態の違いによって変化するので、前述の制御ループは、ユーザ要求または許容ガス流量に対応する安定状態ガス流量が得られるまで156における制御信号を変更することになる。従来のエミッターフォロワ回路（図示せず）は制御信号156を受信し制御信号156の値と関連して比例弁116へ送る電流を駆動する。

【0038】

測定された背圧（PMEA）が定義された限界条件を超える場合は、ESUの操作モードおよびそのモードのガス流量設定値に従って是正処置および操作抑止処置が取られる。これらの機能を得るために背圧信号PMEA149はマイクロコントローラによってモニタされている。もし背圧が所定アラーム限界を超えていると、ガス供給装置44の運転が停止され、ソレノイド弁114および比例弁116が閉止されてガスの供給が終了する。危険な閉塞状態が起きた場合は、ガス流路98を通るガス流量およびESG46（図1）からのRF電気エネルギーの供給をそれぞれ終了させ、装置の停止を引き起こした条件について、アラーム82（図1）から外科医に耳に聞こえる警告（ビーッという音またはトーンなど）を与え、また目に見える表示（エラーコードまたはメッセージ）を表示装置76上に与えることが好ましい。危険性の少ない部分閉塞、一時的なわずかな閉塞およびその他のある制御条件は流路98に供給されるガス流量の低減をもたらす。

【0039】

ガス流量は質量流量閉ループの調節によって制御されているので、閉塞によってノズル52からのガスの流れが阻害されるような場合でもガス流量を維持しようとする。このような環境下では、本明細書で説明したガス流量の調節機能なしでは、塞栓あるいはその他の危険な状態が存在している可能性がある。このため、背圧が所定の限界を超える場合は、ガス流路98内の背圧自体がガスが流れる

ライン内の閉塞あるいはその他の制約を予想し、ガスの質量流量を制御するのに使用される。この所定の背圧限界はガス供給装置のそれぞれに異なる各操作モードに特有のものであり、またすべてを外科医が選択する種々のユーザ要求ガス流量設定値に関係している。

【0040】

ガス供給装置44を最初にオンにしたとき、149におけるPMEA電圧信号が読み取られマイクロコントローラ150のメモリ内に格納される。この初期値は参照(Ref)電圧またはこの手順の継続期間、および以下に述べるようなESUの操作モードに関連した他の目的のための信号として使用される。さらに、各設定値またはESUから供給されるガス流量の許容操作範囲内の流量に対して、PMEA電圧は設定された参照電圧に加えられる特定の増分値であると予想される。各流量におけるこのPMEA信号の予想された増分値は経験的に決定され、ガス供給装置44に使用されている各構成要素の特性に関係している。各流量に対する予想増分値は、以下に述べる各操作中に使用するためにマイクロコントローラ150に関連したメモリ内に格納される。

【0041】

本発明から得られる改良点の1つは、ESG46がアーク開始を向上するために電力供給について特定の変更を行う能力を持っていないような状態の下でも、ガス噴流54中のアーク伝達エネルギーの組織への開始をより確実に行うこと容易にすることに関係する。この改良は、アーク伝達を開始するために組織の近くにノズル52(図1)を持ってくる必要があるこれらの環境下ではガス塞栓の危険性を避けるために特に有用である。このような環境下で、連続的に電気凝固を行うために比較的高いガス流量が選択される状況でノズルを組織に近付けることはガス塞栓の危険性を高める可能性がある。

【0042】

一般的に言えば、ESUが始動した後アーク開始を向上させるためおよびガス流量を減らした危険性の少ない状態下で閉塞を検出させるため、ガス流量は一時的に流量が低減される。アーク伝達が開始され閉塞がまったく感知されなかった後、ユーザ要求の比較的高いガス流量が自動的に供給される。この特別な機能性

について図3を参照して説明し、本明細書では「ソフトスタート」と呼ぶ。

【0043】

図3に示される「ソフトスタート」手順はマイクロコントローラ150(図2)内に含まれる教育用コードによって実行される。このソフトスタート操作フローはステップ180から始まり、ESUの始動と共に始まる最初の期間中に適用される。マイクロコントローラ150は、コントロールセレクタ74(図2)からの信号の1つとして外科医からの始動要求を示す信号を受信する。この始動要求に応じて、スタートタイムクロックが初めに稼動する(図示せず)。この後直ちにステップ182で、現在の状態はソフトスタート手順の始まり、すなわちゼロ時間なのかどうかについて判定がなされる。もしそうであれば、ステップ184で表示流量(初めはユーザ要求流量と同じ)が2標準リットル/分(s1pm)より大きいかどうかの判定がなされる。もしそうであれば、ステップ188に示すように測定されたガス流量が2s1pmに低減される。

【0044】

流路中の閉塞のテストはこの後ステップ188で開始される。背圧信号が所定のアラーム限界(AL_LIM)を超えるかどうかを判定するために、背圧信号PMEA(149、図2)がステップ190でテストされる。図3を参照したこの所定のアラーム限界AL_LIMはステップ186で設定された流量2s1pmが許容値である可能性がある経験的に定義された最大背圧限界である。背圧がこの所定アラーム限界を超えていると、ステップ192に示すように許容できない背圧条件が存在し、アラーム状態が開始される。ステップ192で開始されたアラーム状態と共に、ステップ192に示すようにESG46(図1)からの電気エネルギー(RF)およびガス供給装置44(図1、2)からのガス流量が停止され、これによってESUの動作が停止する。ESU40がステップ192でいったん動作を停止されると、閉塞の原因が確定され是正された後、ESUを継続して使用するためにもう1回再度始動要求を行う必要がある。

【0045】

ステップ190の判定がノーであれば、測定された背圧信号(PMEA)が所定アラーム限界(AL_LIM)より小さいことを示し、この手順の流れはステ

ップ194に進み、次いでステップ190から手順開始ステップ180に戻る。さらに、ステップ184で表示流量が2s1pmより小さいという判定であれば、流量は組織への良好なアーク伝達を開始するのに十分低く、そのためプログラムの流れはステップ194に進む。ソフトスタート手順の流れの1つのループすなわち実行は100ミリ秒ごとに発生する。

【0046】

ソフトスタート手順の流れ全体の第2およびその後のループについては、始動のタイムクロック（図示せず）が、ステップ182でなされる判定によってプログラムの流れがステップ196の判定に進む時点まで進行している。ステップ196において、このタイムクロックが、600ミリ秒を超えているかどうかが判定されるが、これは図3に示す手順を通るおおよそ6回のループで生じる時間である。ステップ196の判定がノーであれば、ステップ188で閉塞のテストが始まり、続いてその後のステップ190および192によって表わされる機能が実行される。もしステップ196の判定がイエスであれば、ステップ198に示されるようにユーザ要求の流量の値（153、図2）が表示される。これ以降、プログラムの流れはステップ194に進む。

【0047】

図3に示すソフトスタートコントロール手順全体の最初の段階を超えたその後の各段階について、背圧アラームおよび装置停止の各条件はまったく存在しないと想定して、このソフトスタート手順スタート後の経過時間が600秒以下の場合はプログラムフローはステップ196からステップ188、190および194に進み、したがって100ミリ秒間隔でソフトスタート手順の他の実行に戻る。図3に示すプログラムフローを十分な回数ループした移行が行われかつステップ196の判定がイエスであれば、その後ステップ198でガス流量が表示装置76（図1および2）に表示されるユーザ要求ガス流量に設定される。このようにして、ステップ198の実行と共に、ソフトスタート手順の中で一時的に低減されたガス流量の設定値は、それ以降以下に述べる他の制御要因が間に起こらなければ、その後ユーザが要求したガス流量に設定される。

【0048】

ステップ184で最初に低ガス流量を設定することによりアーケ伝達の開始が促進される。このアーケ伝達は直ぐにかさぶたを生成し始めるが、このかさぶたはガスの注入に抗して組織を捜し求め、またこの傷口の封止作用は比較的多量のガスが供給される場合も継続する。この低減した開始流量のガスが供給される時間幅は限られており、これによる電気凝固効果への制約は外科医が望む完全な効果から見ても一時的でごくわずかなものに過ぎない。低減した開始流量のガスが組織から血液を直ぐには取り除かなくても、非常に迅速に起るより高流量のガスがこれを行うことになる。もし何らかの理由でソフトスタートシーケンスの最後でアーケ開始が始まらなかった場合は、外科医が全量で供給することは問題であると認識するようになり、この問題の時に外科医はESUの動作を停止させ、是正処置が取られた後にもう1回始動シーケンスで開始する必要がある。

【0049】

ソフトスタートの改良は、ガス供給装置と組み合わせて標準の非ガスタイプの電気手術用発電機を使用するこれらの組み合わせ型ガスアシスト式の各ESUにおいて特に有用であり有益である。ガス流量を制御することで得られる改良された開始能力は、アーケ伝達を開始するためのESGの電気および出力特性をえるだけで過去において得ることのできたユティリティの改善とも同等になっている。標準的な非ガス電気手術用発電機は、ガスアシスト式電気手術についてアーケ開始のため電気出力特性を変更する能力は持っていないため、すべてではないにしろ、大抵のこのような組み合わせ型ガスアシスト式各ESUは、アーケ開始特性が改良されることはなかった。本発明のこの改良はESGの出力特性を変更することなくこのような改良されたアーケ開始特性を提供する。

【0050】

ソフトスタート手順（ステップ184、図3）が、最初に閉塞が存在していたかどうかを判定し、実際の要求流量でガスを流す前に閉塞を取り除くことを可能にするのに十分である間に初期の低流量が設定される。ガス供給装置を始動するのとほとんど同時にガス塞栓の状態が発生する可能性があり、ソフトスタート手順はこのような状態を検出することを考慮にいれている。この期間中の閉塞に対してPMEA電圧（149、図2）がサンプリングされる。閉塞に対応してガス

の流れを停止する前に2つの作用が感知と応答の遅延を発生させる可能性がある。最初の遅延作用はガス流路98(図2)内に背圧を蓄積するのに必要な時間量である。この最初の遅延は取り付けるアプリケータのタイプおよび要求の流量に依存するだろう。2番目の遅延はある最小値を予想するために計画的に選ぶことができるが、応答処置が取られる前の閉塞の存在に対する安全期間である。この2番目の遅延によって流れ上に時々起こるわずかなまたは一時的な制約を無視することが可能になる。

【0051】

ソフトスタートのために選択された期間はすべてのケースの閉塞を検出するには十分ではないかもしれないが、ソフトスタートは依然として比較的高いガス流量を患者に供給することによって引き起こされる塞栓の危険性を最小にすることができる利点を提供することができる。高流量でガスを流し始める前に、低流量でガスの通路を予備加圧し、これによって、高流量で閉塞が検出される前の高流量でガスが供給される時間数を減らす。このやり方では、一部の時間に対して患者に偶然に低流量の開始流量で流れが供給され、後でガス流量が非常に多くなる前にESU40が装置停止されることがある。予備加圧は変換器132および134(図2)にも圧力を供給し、その結果、より高い要求ガス流量を最小限にあるいはソフトスタート時間が終了した時の行き過ぎもせずに調整し安定化することができる。

【0052】

このソフトスタート手順は好ましくは以下に述べる操作モードの流れチェック手順すべてに組み込まれる。ソフトスタート手順は以下に述べるガスフローの調整手順の前に行われるべきであるので、ソフトスタート手順は以下に述べる流れチェック手順の初めに置くことが好ましい。しかしながら、図6と合わせ以下に説明する手動操作モードの流れチェック手順は非常に短いため、図6に示すこの流れチェック手順の後にソフトスタート手順を置くことも許容できる。

【0053】

本発明の改良点の1つに、背圧を感じてガス供給装置に接続するアプリケータのタイプを決定することがある。この改良は侵襲性を最小にするアプリケータ

(内視用または胃腸内用)をいつ取り付けるかを決定する時に特に有益である。本発明のこの特別な態様の機能性は、以下において手術の「内視」モードと呼ばれ、図4A、4Bおよび4Cでさらに徹底的に説明される。内視モードは最大許容流量を4標準リットル/分(s1pm)に制限している。したがって、内視モードに対する流量範囲は0.1s1pmから4s1pmであり、ユーザが選択した出力設定値に基づくユーザ選択最大および最小流量限界によって設定される。

【0054】

胃腸内(GI)電気手術プローブ類は、この内視モードで使用されるタイプのアプリケータの例であり、約1.5mmから約3.4mmの範囲にわたる外径によって特徴づけられる。内径は外径より25%から35%小さくてもよい。これらのアプリケータは非常に低い流量でも1ポンド/(インチ)²(psi)も過剰に背圧を生ずる可能性があり、4s1pmの流量で6psiもの高い背圧を生ずる可能性があり、したがって閉塞の挙動に似ている。このように高い背圧はノズル52のオリフィス(図1)における流速を増加させ、これによってアーク開始不良を起こし、あるいはアーク伝達および作動距離を短くする可能性がある。

【0055】

内視モードで操作している場合は、制御マイクロコントローラ150はPME A信号(149、図2)の最大限界を設定することになり、この限界を超える場合は流量が2s1pm以下に低減されることになる。この制御マイクロコントローラ150は制御信号156(図2)を変えることにより流量を低減する。流量を低減することによって、背圧が低減されノズル52のオリフィスにおけるガス流速が低減されることになり、容易にイオン化とアーク伝達ができる。下の表1に流量低減および閉塞アラームの各処置に対して設定された例示的な限界を示した。

【表1】

処置	PMEA (SLPM)	PMEA V	コメント
閉塞アラーム	<1.0	Ref + 0.5V	R Fと流れを抑止
閉塞アラーム	>1.0 and <1.5	Ref + 1.2V	R Fと流れを抑止
閉塞アラーム	>1.5	Ref + 1.3V	R Fと流れを抑止
流量を0.5だけ低減	>1.0 and <1.5	Ref + 0.6V	流量を低減
流量を0.5だけ低減	>1.5	Ref + 0.7V	流量を低減
流量を0.5だけ低減 、ただし0.1以上	<1.0	Ref + 0.3V	流量を低減

表 1

【0056】

PMEA信号が、設定された参照電圧(Ref)にたとえば約0.3V(ガス供給装置44で使用される機器の特性に応じて実験的に導かれた値)のような適当なGI参考余裕分を加えたものより大きい場合、取り付けられたアプリケータはGIプローブであると仮定する。GI参考余裕分はGIプローブの背圧を内視鏡プローブと識別する。GIプローブ用の希望流量設定値が2slpmを超える場合は、ESUの始動毎に流量が自動的に2slpmまたは1.5slpmに低減される。しかしながら、出力設定が高すぎる場合には高電力で電極を損傷しないように注意する必要がある。始動要求が終わると流量が元の設定に戻るが、ESUが動作を停止しているためガスは流れない。

【0057】

表1は代表的な流量範囲に対して取られる処置の一例を示している。この流量はPMEA信号が規定の値を超えた場合、処置の欄に示されるように低減される。設定された参照電圧(Ref)は一般的に2V~2.6Vの範囲にある。マイクロコントローラ150(DIAL)によって設定された表示流量の各範囲に対して、最大PMEA信号が示されており、これを超えると閉塞アラーム処置か、

ガス流量低減処置のどちらかが発生する。ガス流量低減処置に対して、ガス流量はたとえば0.5 s l pmなどの適当な刻みで低減される。好ましい実施形態においては、ガス流量はたとえば現行のRF作動のため1段階だけ減少される。閉塞アラーム処置に対しては、ガス流量が抑止されるだけではなく、電気エネルギーの供給も停止されESUの動作が停止される。

【0058】

この例では、たとえば約1.0 s l pm未満などの低い範囲の希望流量に対し、PMEA信号が設定された参照電圧に約0.3 Vのような適当な折り返し余裕分を加えたものより大きい場合は流れを低減する処置が実行され、そこでは低減された時の流量が適当な最小値、たとえば約0.1 s l pm以上である限り、表示流量が適当な量、たとえば約0.5 s l pmだけ低減される。しかしながら、PMEA信号が設定された参照電圧に約0.5 Vのような適当な閉塞余裕分を加えたものより大きい場合は閉塞アラーム処置が実行される。たとえば約1.0 s l pmと約1.5 s l pmの間の中間範囲の希望流量に対し、PMEA信号が設定された参照電圧に約0.6 Vのような適当な折り返し余裕分を加えたものより大きい場合は流れを低減する処置が実行されるが、PMEA信号が設定された参照電圧に約1.2 Vのような適当な閉塞余裕分を加えたものより大きい場合は閉塞アラーム処置が実行される。たとえば約1.5 s l pmを超える適当な高い範囲の希望流量に対し、PMEA信号が設定された参照電圧に約0.7 Vのような適当な折り返し余裕分を加えたものより大きい場合は流れを低減する処置が実行されるが、PMEA信号が設定された参照電圧に約1.3 Vのような適当な閉塞余裕分を加えたものより大きい場合は閉塞アラーム処置が実行される。

【0059】

図4A、4Bおよび4Cは内視モードにおける例示的なガス流量調整手順の流れ図を構成している。この流れチェック手順はたとえばおおよそ100ミリ秒毎などの適当な間隔で実行される。マイクロコントローラ150(図2)はステップ200でこの手順に入り、ステップ201に移ってそこで表示流量がユーザ要求設定値より小さいかどうかを判定する。このステップ201は、この手順がそれ以降の流量低減ステップを複数回実行することを防ぎ、そのためステップ20

1での答えがイエスであれば、手順は図4Bに示すステップ220に分岐する。もしステップ201での答えがノーであれば、次にステップ202でPMEA信号が許可されたGI参照余裕分(GI_REF)を超えているかどうかが判定される。もし超えていなければ、この手順はステップ210に分岐する。しかし、もしGI参照余裕分を超えているようであれば、その後、ステップ204でGIプローブのインジケータフラッグ(GI_PROBE)がオンになり、この手順がGIプローブの存在を仮定していることが示され、タイマがゼロに初期化され、そのため適当な時間間隔の後に閉塞の検出手順を行うことができる。その後ステップ206で、この手順は表示流量がたとえば約2.0s1pmなどの最大値より大きく設定されているかどうかを判定するが、これを超えていればGIプローブを操作するのに不適当であろう。もし超えていれば、ステップ208で表示流量がGIプローブの最大許容ガス流量(約2s1pmなど)にリセットされる。次にステップ207で、ユーザ選択の出力が所定の最大値(たとえば約80W)より大きいかどうかを判定するが、これを超えていてもしガス流量が非常に低く設定されているとアプリケータ電極が損傷を受けるであろう。もしそうであれば、制御フローは図4Bに示されるステップ220へ分岐する。好ましい実施形態においては、内視モードは単に、いったんガス流量減少させ次にその流量を元のユーザ要求の設定値(図4C、ステップ232参照)に戻すのに適した条件となるまでその流量をその値に保持するだけである。ステップ206または207での判定がノーであればステップ208で実際の流量を変更しないで制御フローは直接ステップ210へ進む。

【0060】

ステップ210から始まって、もし背圧が非常に高いがESUを停止する程には高くない場合は、ガス流量を低減するために各ステップが実行される。ステップ210では、表示流量の範囲が判定される。表示流量がたとえば約1.0s1pm未満などの適当な低い範囲にある場合、この手順はステップ212で、PMEA信号が設定された参照電圧にたとえば約0.3Vなどの適当な低位折り返し余裕分を加えた低位折り返し参照電圧(LOW_FB_REF)より大きいかどうかを判定する。表示流量がたとえば約1.0s1pm以上、約1.5s1pm

未満の中間範囲にある場合、この手順はステップ214で、PMEA信号が設定された参照電圧にたとえば約0.6Vなどの適当な中間の折り返し余裕分を加えた中間折り返し参照電圧(MED_F_B__REF)より大きいかどうかを判定する。表示流量がたとえば約1.5s1pm以上の高い範囲にある場合、この手順はステップ216で、PMEA信号が設定された参照電圧にたとえば約0.7Vなどの適当な高位折り返し余裕分を加えた高位折り返し参照電圧(HIGH_F_B__REF)より大きいかどうかを判定する。もしステップ212、214および216でチェックされた条件が真であると判定されると、この条件は背圧が高すぎることを示しており、そのため比例弁116を制御するマイクロコントローラ150によって与えられた表示流量がたとえば0.5s1pm(ステップ218)のような適当な量だけ低減され、制御が図4Bに示すステップ220に移る。ステップ212、214および216でチェックされた条件が真でないと判定された場合は、背圧は許容できるので実流量設定に対する調整はなんら行われず、制御は直接図4Bに示すステップ220に移る。

【0061】

図4Bに示されるステップ220から始まって、背圧が非常に高くて閉塞のような危険性の高い状態が発生する場合は、手順はESU40を停止する各ステップを実行する。ステップ220で、この手順はたとえば約200ミリ秒などの適当な時間間隔(TIMER)が経過したかどうかを判定し、その結果、ESU40の完全な停止はそれほど急激には起こらず、これによって装置停止前に一時的な閉塞の問題を是正する時間を与えている。もし200ミリ秒を超えていればタイマをリセットする事が好ましい。もしそうでなければ、閉塞はたぶん一時的であり手順は分岐して図4に示す手順の閉塞検出の終了点に進む。ステップ220で設定した適当な時間間隔が経過した場合、この手順はステップ222で表示流量の範囲を判定する。表示流量がたとえば約1.0s1pm未満などの低い範囲にある場合、この手順はステップ224で、PMEA信号が設定された参照電圧にたとえば約0.5Vなどの適当な低位閉塞余裕分を加えた低位アラームトリップ参照電圧(LOW_TRIPT_POINT)より大きいかどうかを判定する。表示流量がたとえば約1.0s1pm以上、約1.5s1pm未満の中間範囲に

ある場合、この手順はステップ226で、PMEA信号が設定された参照電圧にたとえば約1.2Vなどの適当な中間閉塞余裕分を加えた中間アラームトリップ参照電圧(MED_TRIP_POINT)より大きいかどうかを判定する。表示流量がたとえば約1.5s1pm以上の高い範囲にある場合、この手順はステップ228で、PMEA信号が設定された参照電圧にたとえば約1.3Vなどの適当な高位閉塞余裕分を加えた高位アラームトリップ参照電圧(HIGH_TRIP_POINT)より大きいかどうかを判定する。このアラームトリップ参照電圧は、これを超えると閉塞アラームを設定する必要があるカットオフ点であり、そのためもしステップ224、226および228でチェックされた条件が真であると判定されると、この条件は背圧が非常に高く閉塞がESU40の安全な動作を妨げている可能性があることを示しており、したがってこの手順はESU40の動作を停止して閉塞アラーム状態を示しながら流れ限界エラーを設定し(ステップ230)、表示装置76およびアラーム装置78(図1)においてユーザにアラームと表示装置による表示を与える。この後、制御フローは図4Cに示すステップ232に移る。ステップ224、226および228でチェックされた条件が真でないと判定された場合は、閉塞状態が無いと仮定され、制御が直接図4Cに示すステップ232に移る。

【0062】

図4Cに示すステップ232では、手順は表示された流量を元のユーザ要求の設定値に戻すことが適當かどうか判定する。ステップ232では、PMEA信号が、設定された参照電圧にユーザ要求の設定値に起因する予想増加分を加え実験的に確立された安全値である約19mVなどの適当な余裕分を差し引いたV_USER_REQ信号より小さいかどうかが判定される。ステップ232ではまた表示された流量が、PMEA信号と同等の現行予想流量より大きいかどうかが判定される。このステップ232の答えがイエスであれば表示流量がユーザ要求設定値に設定され、GIプローブ信号がオフ(ステップ234)にされてこの手順が終了する(ステップ236)。ステップ232の判定の際、そうでない場合は、設定値を元の値に再調整することなくこの手順が終了する。

【0063】

図4A、4Bおよび4Cに示される背圧測定値(PMEA)の最大限界は単に例示的な例である事、また経験または実験の結果によって、別の応用では別の限界値がより適当である事を示す可能性があることが理解される。さらに、別の応用では異なった背圧条件に対する異なった応答がより適当であると分かるかもしない。

【0064】

切開手術の手順ではESUの自動的操縦モードが第1に選択され、そこでは一般的に10s1pmまでのガス流量が使用される。本明細書では「自動」モードと呼ばれる自動的モードは内視モードがESU40のガス流量または運転をそれぞれ低減または完全に抑止したのと本質的に同じ原理で運転される。自動モードには外科医が流量を手動調整しないで単に希望の出力レベルを設定し、ESU40に流量を適当に自動調節させるあらゆる状況が含まれることが理解されるが、自動モードにおいては、ガス流量はESU40の出力設定値に対して調節される。

【0065】

自動モードでは、背圧の測定値を限定された限界および適当な限界内に保持しようとするために、ガス流量を低減する、または1リットル増分して「折り返す」ことが好ましい。他の実施形態または他の応用において各ステップの大きさを変えたものやあるいはガス流量を連続的に調整するものでも使用することができる。流量を4s1pmあるいは何か他の適当な最小値以上に低減することも好ましい。このため、もし希望する流量設定値が10s1pmであれば、この流量は6s1pmの量だけ低減することができる。最小流量に到達し、最大圧力限界になった場合は、アラームが設定されESU40の動作が停止される。

【0066】

それぞれのユーザ要求設定値に対し、流量が折り返される限界は、PMEA信号が設定された参考電圧にユーザ要求設定値によって示される予想される増加分を加え、さらに実験的に決定された適当な折り返し余裕分を加えたものを超える場合などの、本質的に同じポイントで起きることが好ましい。そのような適当な余裕分は、マイクロコントローラ150(図2)のアナログ-ディジタル(A/D)

D) 変換の回数で約3回で良く、これはA/Dの3倍の分解能である。閉塞アラームはPMEA信号が、約3.3Vのようなあらゆる流量における絶対最大値を超えるかまたはPMEA信号が設定された参照電圧にユーザ要求設定値による予想増加分を加え、さらにA/Dの約10回数などの適当な閉塞余裕分を加えたものを超える場合にもたらされる。閉塞アラームは、伝達されたRFエネルギーおよびガスの流れを抑止することによってESU40を効果的に装置停止することが好ましい。この閉塞アラーム状態はアラームが実際に生じる前に適当な長さの時間保持されなければならないかもしれません。

【0067】

たとえば、制御マイクロコントローラ150(図2)のアナログ-ディジタル変換器(図示せず)の分解能はA/D1回またはビット当たり約0.02Vで良い。この例として、表2は4~10s1pmの各ユーザ要求設定値に対する典型的な予想限界および折り返し限界を示している。この例では表示流量の下限は4s1pmであると仮定している。折り返し電圧は、Refに各ユーザ要求設定値の予想電圧を加算したものより3回数または約0.06V高い。表示流量が折り返された後、この手順はPMEA信号が新しい折り返し限界を超えたかどうかを見るためにチェックされる。折り返し後にPMEA信号が元のユーザ要求設定値においてこの折り返し限界と比較されることが好ましい。言い換えると、この例では、元のユーザ要求設定値が10s1pmであれば、各折り返しが発生した後PMEA信号の次のチェックが実際のPMEA信号を10s1pmのユーザ要求設定値に対する折り返し限界である2.45Vと比較する。閉塞アラームが設定されるPMEAに対する最大電圧は、Refに各ユーザ要求設定値の予想電圧を加算したものより約10回数または約0.2V高いものとして示される。

【表2】

ダイアル (slpm)	PMEA (予想)	PMEA (折り返し)	PMEA (閉塞)
10	2.39V	2.45V	2.59V
9	2.35V	2.41V	2.55V
8	2.31V	2.37V	2.51V
7	2.27V	2.33V	2.47V
6	2.24V	2.30V	2.44V
5	2.20V	2.26V	2.40V
4	-	-	-

表 2

【0068】

自動モードの流れチェック手順は図5に示す流れ図によって示される。この流れチェック手順はたとえばおよそ100ミリ秒毎などの適当な間隔で実行される。マイクロコントローラ150はステップ250でこの手順に入り、表示流量がたとえば本例の約4slpmなどの所定の最小値より大きいかどうかの判定に移る(ステップ252)。この例では、自動モード手順に対するこの最小流量は4slpmであると仮定される。ステップ252での答えがノーであれば、制御はステップ262に分岐しそこで閉塞状態が存在するかどうかを判定するチェックが始まる。そうでない場合は、この手順は、PMEA信号が設定された参照(Ref)電圧にユーザ要求設定値によって示されるRef電圧に対して予想される増加分を加え、さらに適当なオフセットを加えた適当な折り返し限界(FB_LIM)より大きいかどうかを判定することによって、表示流量を減少させる(ステップ254)必要があるかどうかをチェックする。この例では、オフセットは約59mV、またはPMEA信号をマイクロコントローラ150に供給するアナログ-ディジタル変換器の3回計数分である。この手順は、最後のフローチェックが行われて以降適当な時間間隔(DELTATIME)が経過し、その結果、それ以前のガス流路中の流れの変化をすべて安定化させるのに十分な量の時間が経過することをチェックして確認する。この例では、この時間間隔は0.2

5秒として示されるが、どのような適当な値でも良い。この時間間隔をカウントするクロック（刻時機構）は流量が変わることにリセットされる。ステップ245の答えがイエスであれば、この手順は表示流量をたとえば約1 s 1 pmなどの適当な所定量だけ低減する（ステップ256）。ここに示すように、このステップはガス流量を指定した最小値、この例では約4 s 1 pm以下に下げる事は許可しない。しかしながら、もしステップ254で答えがノーであれば、この手順はガス流量を増加させてそれを元の値近くに戻す条件が適正かどうかをチェックする（ステップ258）。

【0069】

折り返しは特定のアプリケータについて起こる可能性があり、特に標準的ではないノズル、小さなノズル、または長さが長くて流れが制限されるようなアプリケータについて起こり易い。これらのタイプのアプリケータは元のユーザ要求設定値からの流れの折り返しを引き起こす。流量を低減するの増分数は通常初期のユーザ要求設定値に依存する。たとえば、流量は比較的低い初期ユーザ要求設定値において単に1区間、または1 s 1 pmだけ低減することができるが、この流量は比較的高い初期ユーザ要求設定値においてたとえば約4 s 1 pm（4つの1 s 1 pm区間）の多い流量を低減しても良い。言い換えると、あるアプリケータは初期のほどほどの流量または低流量において使用できるが、流量が多いと流れアラームや閉塞アラームの原因となり、このケースでは使用のために手動モードの操作が選択されるべきである。

【0070】

ステップ258で、フロー手順は、たとえばこの例では約0.5秒の適当な時間間隔（DELTATIME）が経過したことを再度確認する。たとえば、この手順は、ガス流量がこの例では3区間、または約3 s 1 pm低減されているケースにおいて流量を元の設定値に戻すのに約1.5秒を要する。また、表示流量と同等な電圧は、設定された参照電圧にユーザ要求の設定値による予想増加分を加え、約39mV（またはA/D変換器2回数）などの適当な余裕分を差し引いたものより小さくなければならない。もしステップ258における答えがイエスであれば、背圧条件が表示流量をユーザ要求設定値に向けて一区間戻して増加す

る条件に合っており、この例の手順はステップ260において表示流量を1s1pmだけ増加させ、ステップ262に進む。そうでない場合は、手順がステップ262に直接つながり閉塞状態のチェックを始める。

【0071】

ステップ262で、この手順は、PMEA信号が設定された参照電圧にユーザ要求の設定値による予想増加分を加えさらに適当な閉塞余裕分を加えた閉塞アラームトリップ限界(AL_TRIP)より大きいかどうかを判定し、この閉塞アラームトリップ限界を超えていると閉塞が起きると予測される。この例では、この余裕分は約0.2V、あるいはA/D変換器の10回分として示される。もし答えがイエスであれば、この手順はステップ266で回数(閉塞回数)を増やし、閉塞回数が3を超えているかどうかをチェックする(ステップ268)。このやり方では、この例示的な流れチェック手順は約100ミリ秒に1回実行されるので、ステップ262でイエスという答えを引き起こした閉塞状態は、閉塞アラームが実際に設定される以前に約300ミリ秒間存在していなければならないことになる。この遅延はESU40の動作停止が閉塞によって早くなり過ぎるのを防止し、閉塞を取り除く時間を与える。いったん閉塞の計数が3回を超れば、この手順がRF信号およびガスの流れを抑止することによりESU40の作動を停止し流れアラームを表示する(ステップ270)。もしステップ262でこの条件が閉塞の可能性を示していないければ、手順は閉塞計数回数をゼロにリセットする(ステップ264)。この手順はステップ272で終了する。

【0072】

この明細書で示したガス流れの調整の技術と装置の他の応用は、好ましくはガス流量を増加または減少させる必要があるかどうかあるいはESU装置の動作を停止させる必要があるかどうかを判定するために異なったパラメータをチェックする必要があることを理解すべきである。上の例で示したパラメータは単に説明の目的で示したものであり、本発明の範囲を制限しようとするものではない。

【0073】

手動モードのESU操作では、ユーザすなわち外科医が直接実際の流量をコントロールし、そのため背圧があまりにも高い状態の場合でも自動モードの場合の

ようにガス流量が自動的に減少することはない。それどころか、手動モードでは重大な状態になる可能性を防止するために閉塞の検出、アラームの設定およびE S U 4 0 の作動停止を行うだけである。表3は、PMEA信号が特定のユーザ要求の設定に対して示されるPMEA最大限界を超える場合にアラームを設定する手動モードの例を示している。ガス流路の最大限界における代表的配管圧力も示される。手動モードは要求の流量設定値にかかわらず適用される適當な最大PMEA信号限界（たとえば約3.3Vなど）を有することもまた好ましい。

【表3】

要求流量 (slpm)	PMEA (最大)	ライン圧力 (mmHg/psi)
10	3.17V	344/6.6
9	3.13V	332/6.4
8	3.09V	321/6.2
7	3.05V	309/6.0
6	3.02V	298/5.8
5	2.97V	286/5.5
4	2.94V	275/5.3

表 3

【0074】

図6は、手動モードによる流れチェック手順の例を示している。この手順は、約100ミリ秒毎などの適當な間隔で実行するのが好ましい。制御マイクロコントローラ150はステップ300でこの手順に入り、ステップ302において、PMEA信号が最大許容限界より大きいかどうかのチェックに移るが、この最大許容限界には閉塞状態の可能性に対する2つの条件がある。すなわち、PMEA信号がすべての要求される流れの設定値に対する最大許容限界（この例では約3.3V）より大きいかどうかと、PMEA信号が設定された参照電圧に表示流量による予想增加分を加え、さらに適當な閉塞余裕分（この例では約0.78V）を加えたものより大きいかどうかの2つである。もし、どちらか1つの条件が真

であれば、この手順は R F 信号およびガスの流れを抑止することにより E S U 4 0 の作動を停止し、最終ステップ（ステップ 312）に分岐する前に流れのアラーム（ステップ 304）を表示する。ステップ 302 で答えがノーであれば、好ましい実施形態においては、この手順はステップ 306 でチェックしてソフトスタート手順が（図 3）がまだ有効かどうかを判定する。もしそうであれば、その後、表示された流量をユーザ要求の設定値に増加させるソフトスタートを許可する前に、この個所には全く閉塞が存在しないことを確認することが好ましい。このチェックによって、外科医が、ガスがより高流量で供給される前に閉塞状態を是正する機会がより多くなる。こうすることにより、ステップ 308 では、P M E A 信号が、設定された参考電圧に表示流量による予想される増加分を加え、A / D 変換器の約 3 回数などの適当な余裕分を加えたものなどの適当なテスト限界より大きいか否かが判定される。このステップ 308 の答えがイエスであれば、ソフトスタート手順が表示流量をより大きな値にリセットすることができないようステップ 310 で表示流量が 2 s l p m に設定される。もしステップ 306 またはステップ 308 のどちらかに対する答えがノーであれば、この手順はステップ 312 で終了する。

【0075】

E S U 4 0 の手動操作モードに対して本明細書で述べたガス流量調整の方法と装置の別の応用においては、他の操作パラメーターを設定するのが好ましいと判定される可能性があることが理解される。また、本明細書で述べた内視、自動および手動の各モードの他に他の操作モードを本明細書で述べたガス流量調整の方法と装置を用いて使用することができる。したがって、上に挙げた例は単に説明のためにのみなされたものであって発明の範囲を限定しようとするものではない。

【0076】

前述の例示的な操作モードは特に手術処置中の安全についてガス流量調整の装置および方法の利点を説明している。内視モードおよび自動モードにおいてガスの流量を減らすステップによって手術処置中の塞栓の危険性は著しく減少する。さらに、流量を低減すると、過大な加圧状態が突然発生したりあるいは E S U 4

0の動作が停止される前に一時的な閉塞状態を取り除く機会が与えられ、このためこれらの改良点が外科医の技量を補うのに役立つだけではなく、機器動作停止に起因する不必要的不快感を味わうことなく外科医にとって使いやすい作業状態を維持するのにも役立つ。背圧検出の特徴によって、径や長さあるいは曲がり具合が変わっている流路のある多くの異なったアプリケータを用い手術が可能になる。この流量を減らすことは組織内にかさぶたを均一に生成するために安定かつ適切なアーク伝達を保持するのにも役立つ。本発明を完全に理解、把握すれば、その他の多くの利点や改良は当業者にとって明白になろう。

【0077】

本発明の好ましい実施形態およびその改良点について特に詳細に述べてきた。好ましい例によってこの説明を行った。本発明の範囲は、本明細書の請求項によって定義され、かつ必ずしも上に記載の好ましい実施形態の詳細な説明に限定されるものではないことを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明を実施する、例示的な組織の手術手順で採用されるガス供給装置、電気手術用発電機およびアプリケータを示すガスアシスト式電気手術ユニットの一般的な説明図である。

【図2】

図1に示されるガス供給装置の態様のブロック図である。

【図3】

本発明による、図2に示されるガス供給装置がアークが初めに組織に伝達される場合の開始状態の間に遂行する機能の流れ図である。

【図4A】

本発明による、図2に示されるガス供給装置が内視鏡モードの運転状態の間に遂行する機能の単一の流れ図を構成している。

【図4B】

本発明による、図2に示されるガス供給装置が内視鏡モードの運転状態の間に遂行する機能の単一の流れ図を構成している。

【図4C】

本発明による、図2に示されるガス供給装置が内視鏡モードの運転状態の間に遂行する機能の単一の流れ図を構成している。

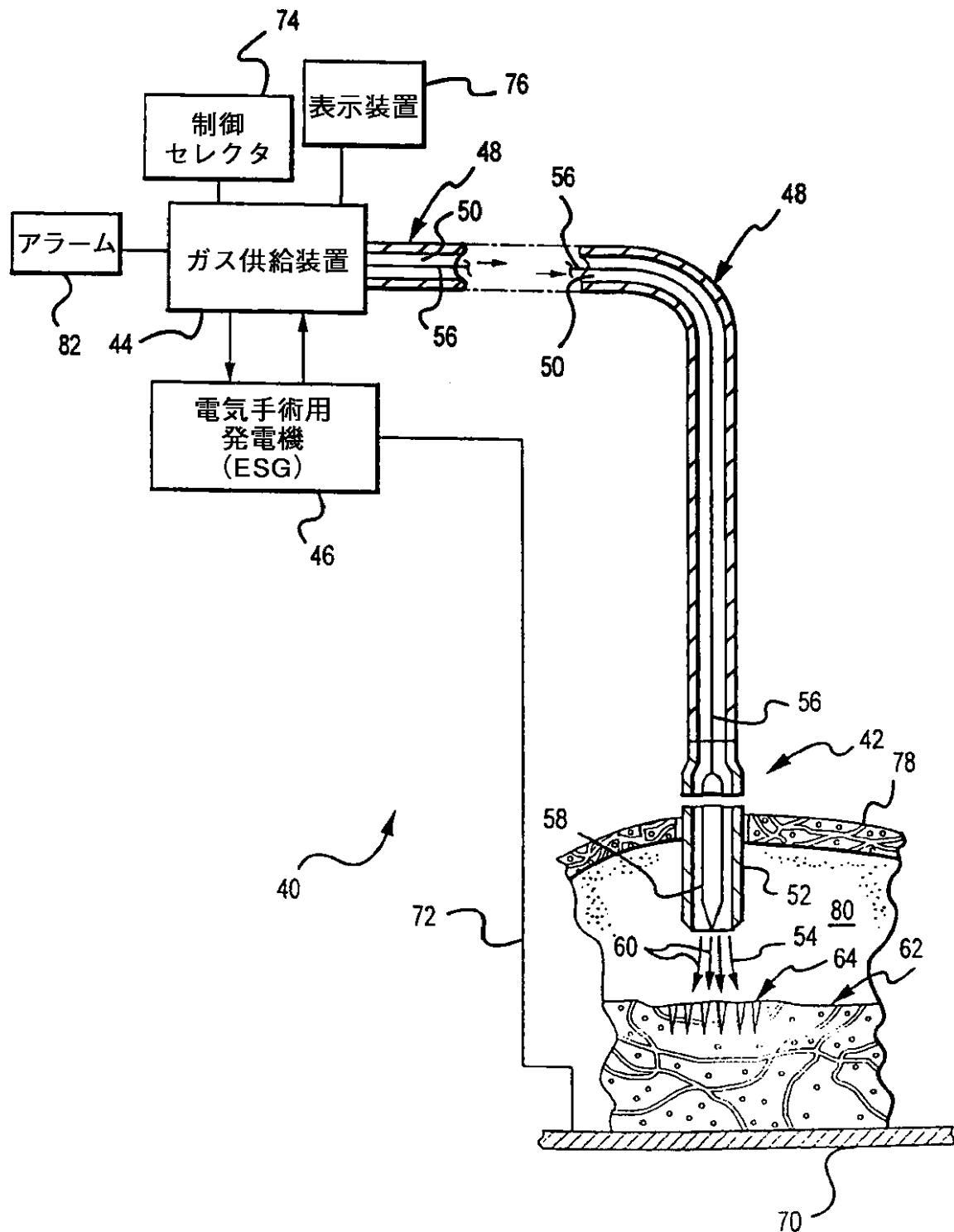
【図5】

本発明による、図2に示されるガス供給装置が自動モードの運転状態の間に遂行する機能の流れ図である。

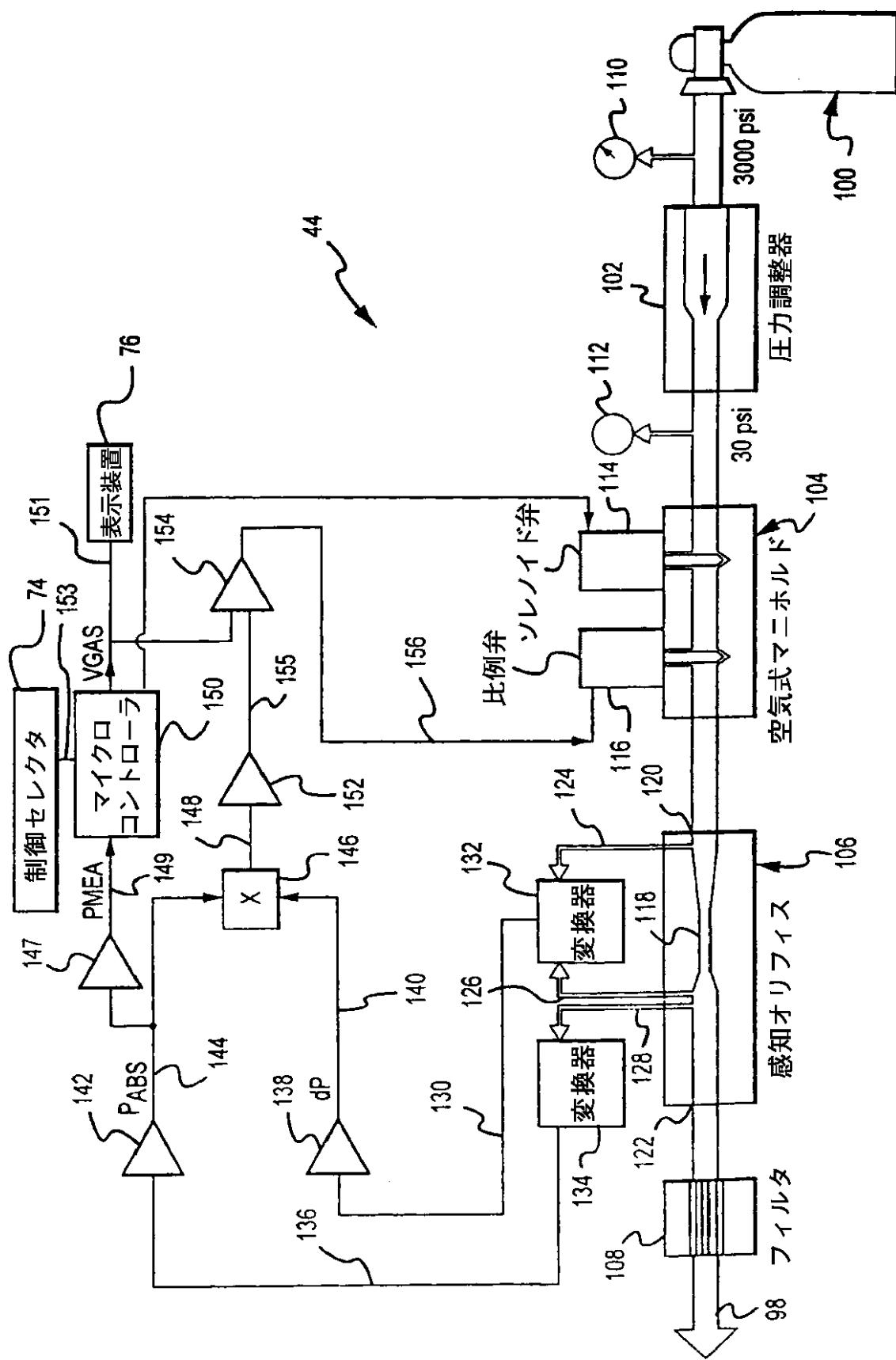
【図6】

本発明による、図2に示されるガス供給装置が手動モードの運転状態の間に遂行する機能の流れ図である。

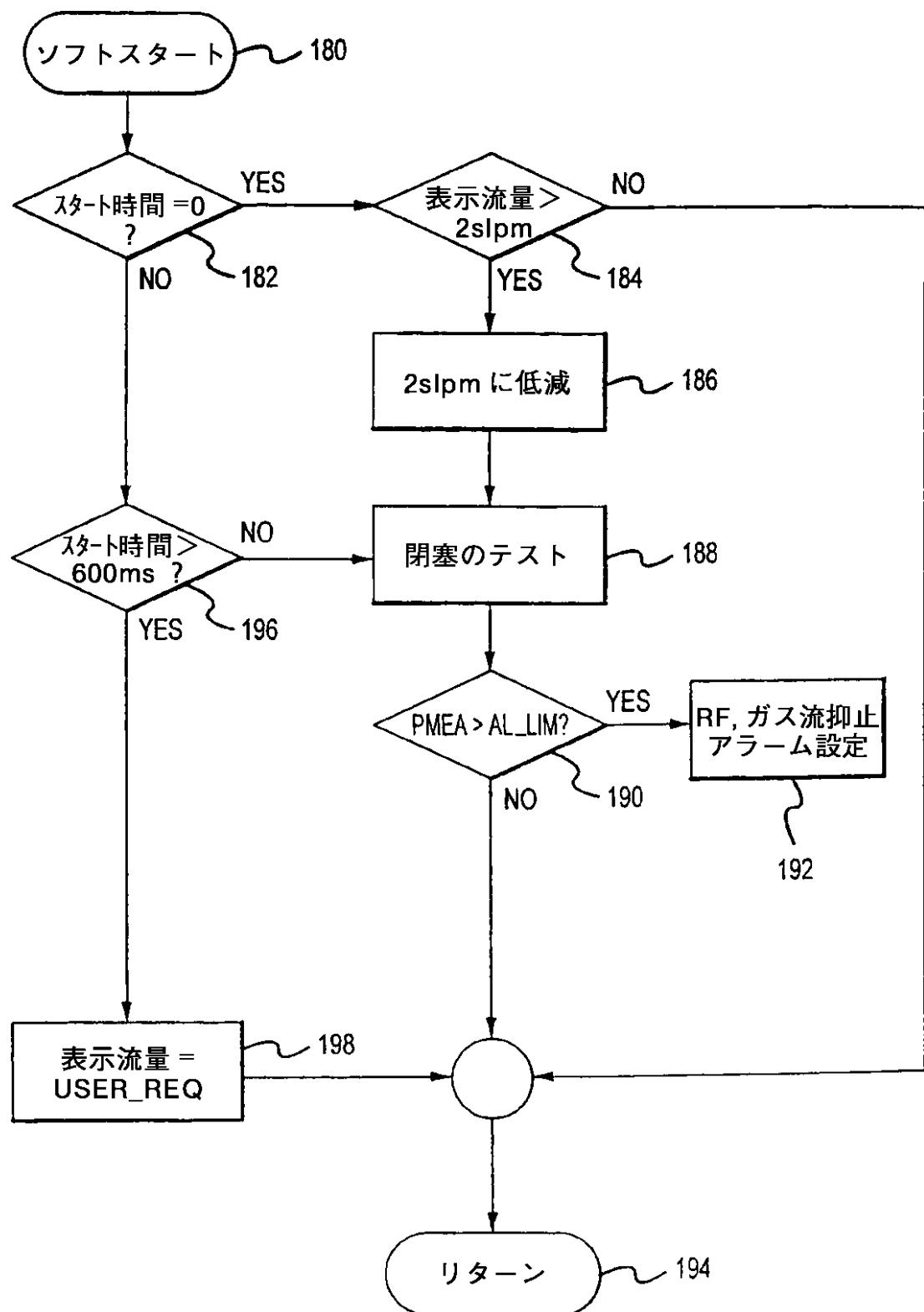
【図1】



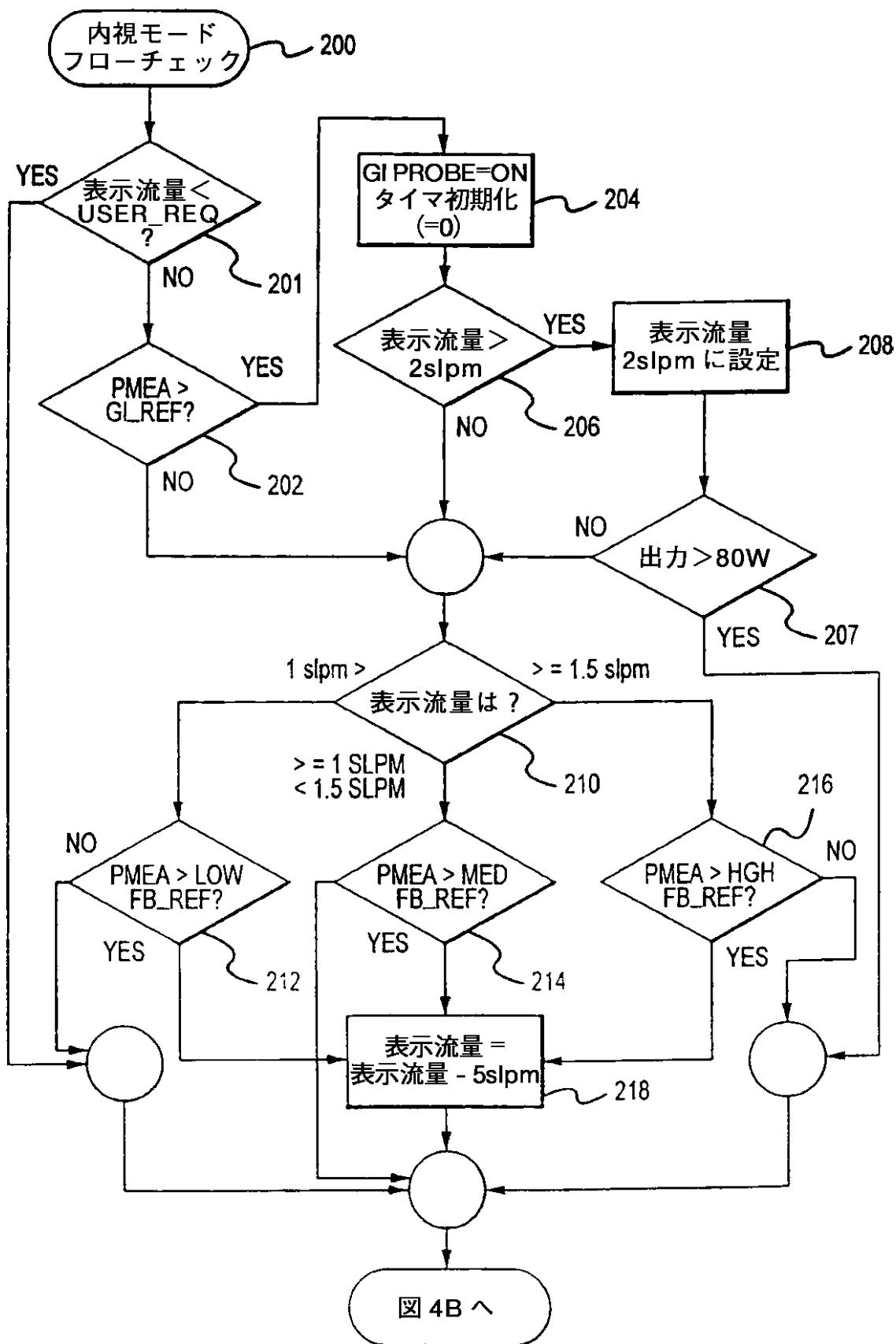
【図2】



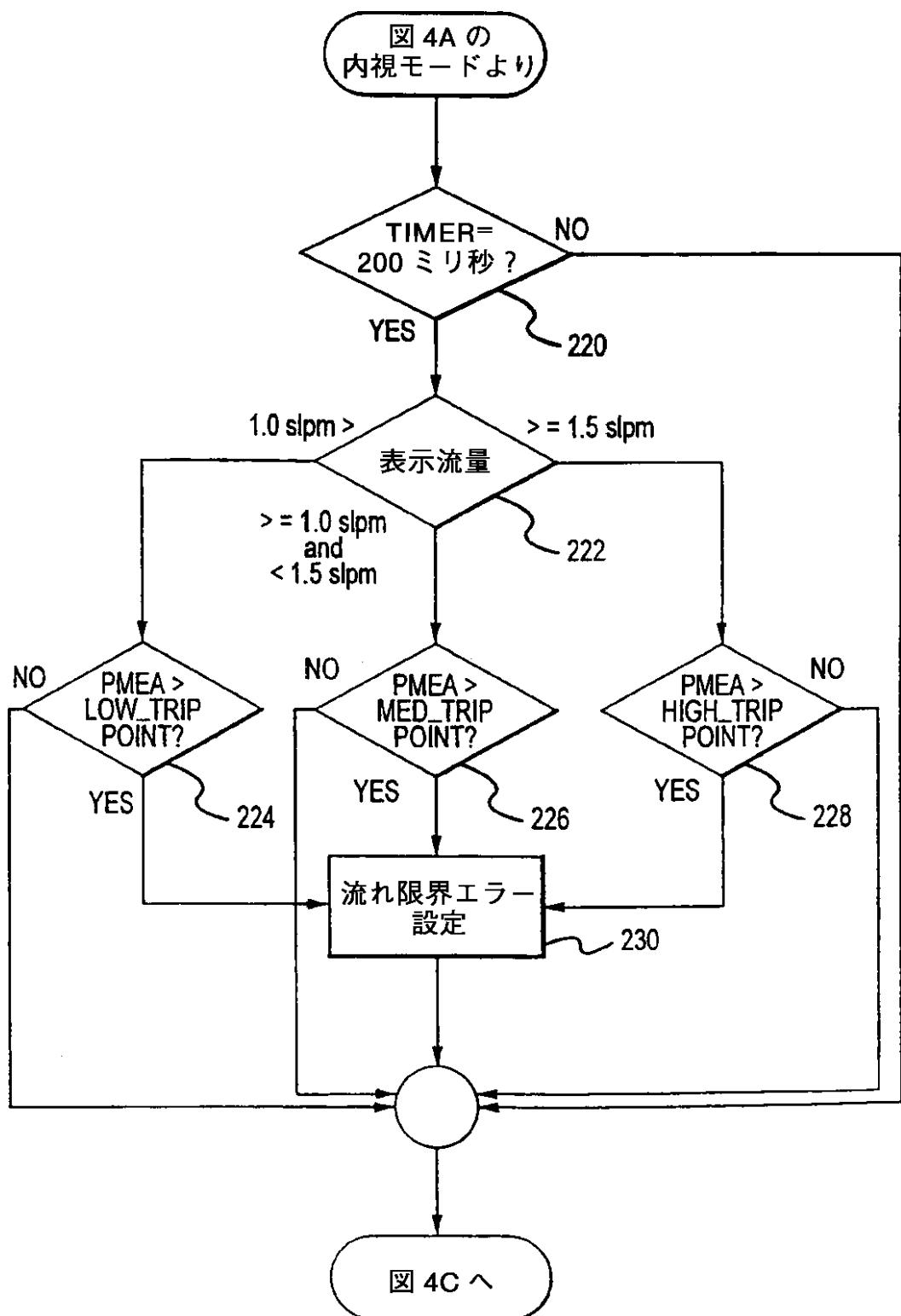
【図3】



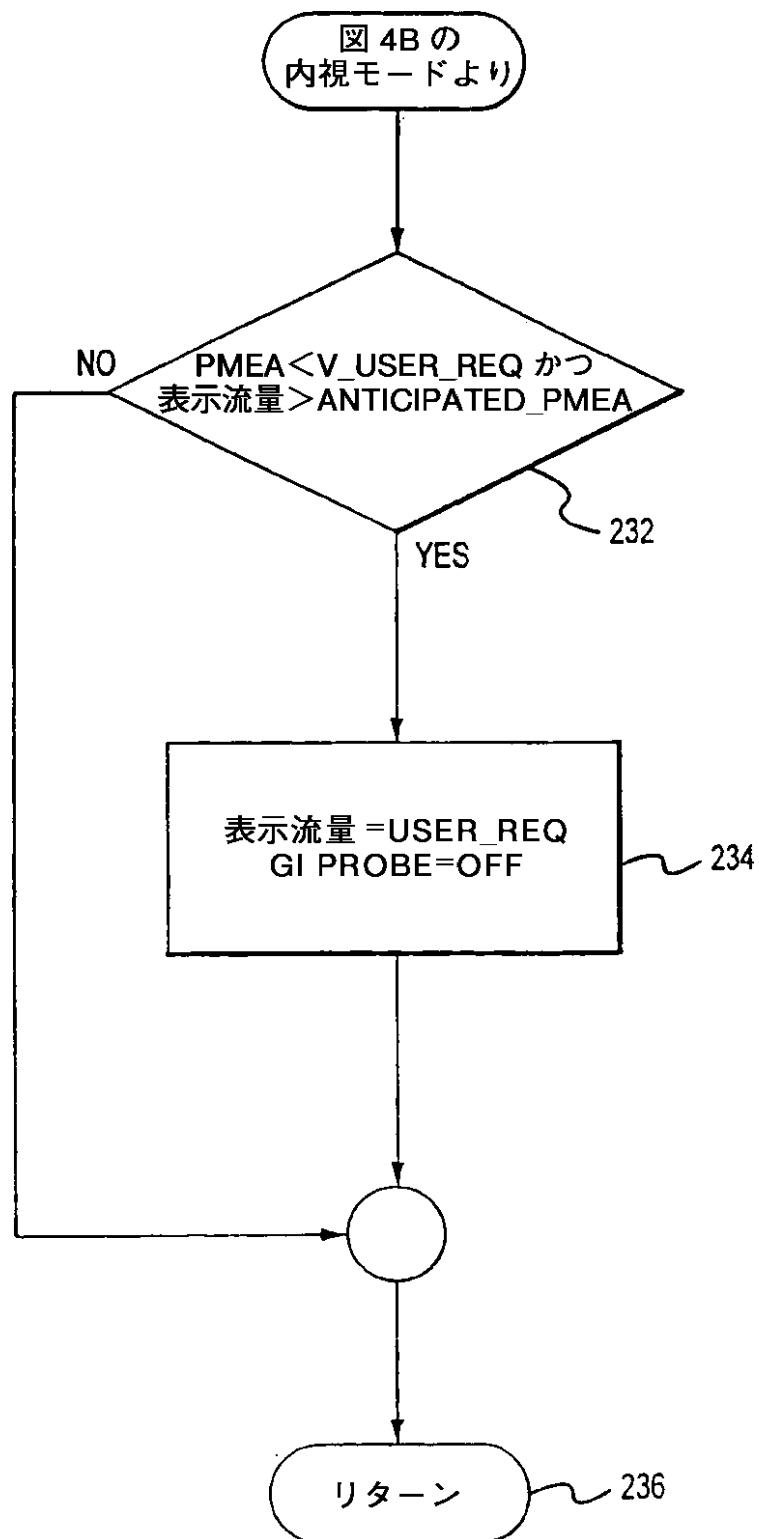
【図4A】



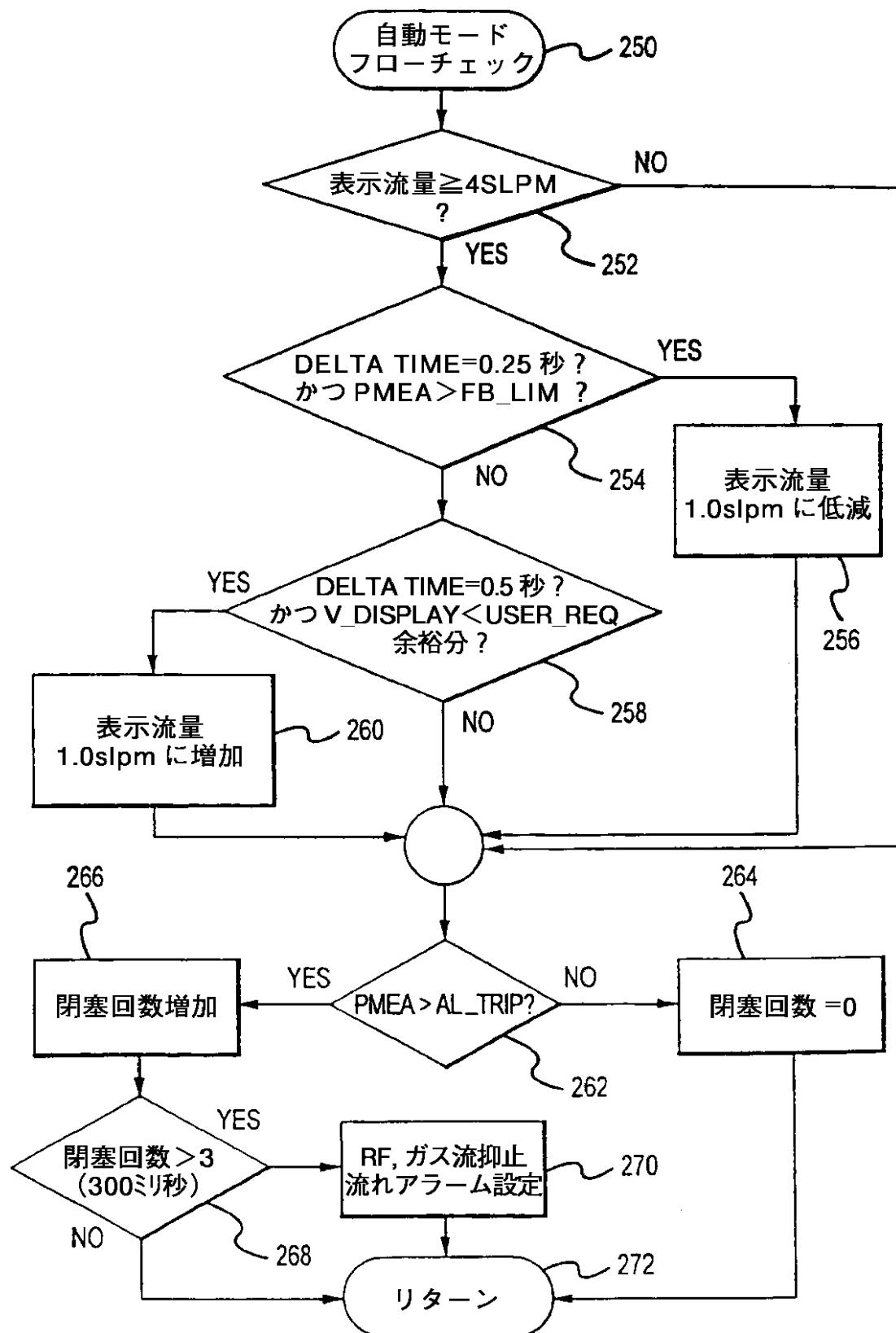
【図4B】



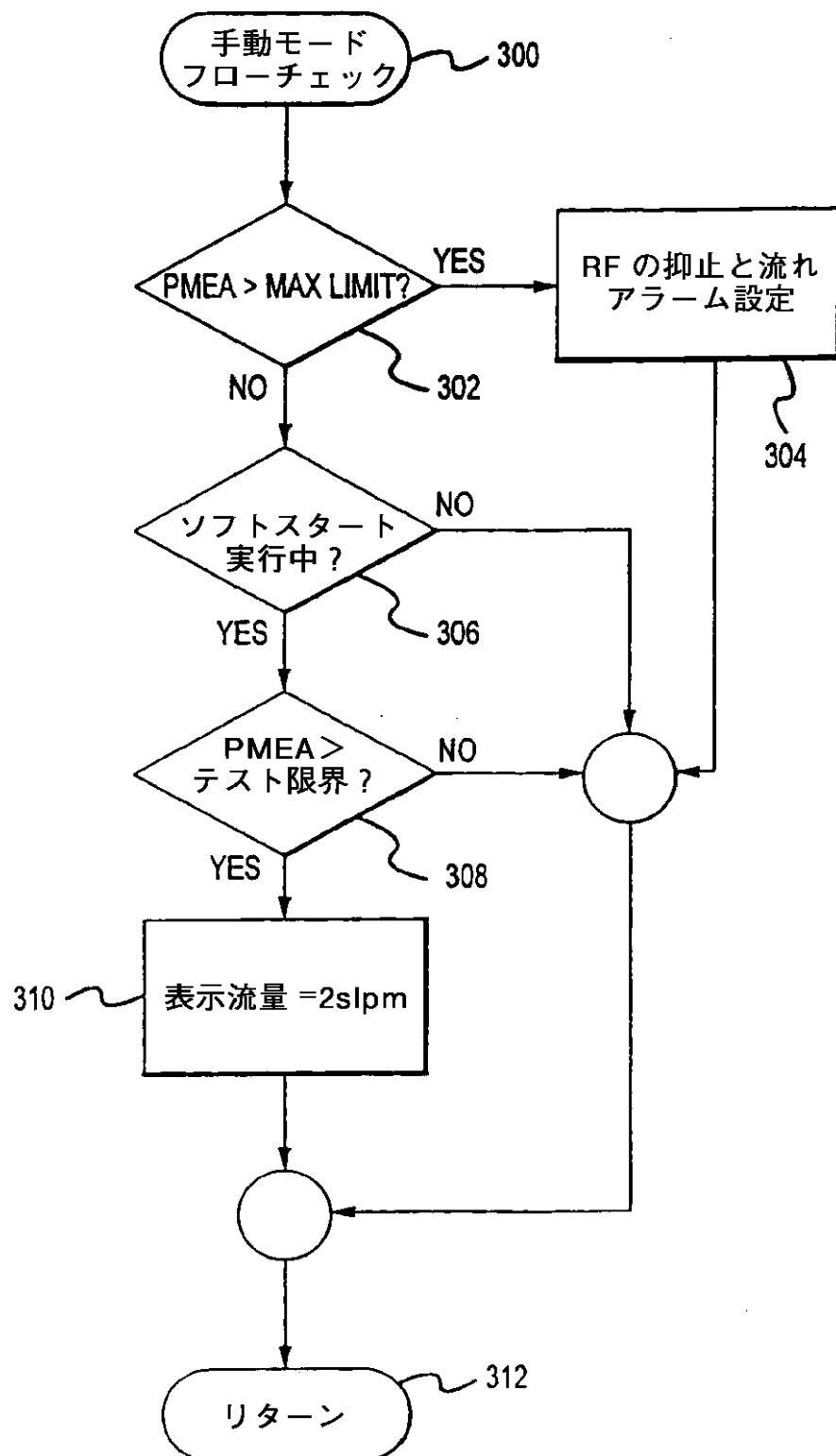
【図4C】



【図5】



【図6】



【手続補正書】特許協力条約第34条補正の翻訳文提出書

【提出日】平成13年6月6日(2001.6.6)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】 アプリケータ(42)につながる流路(98)にガスの流れを供給し、電気凝固の始動要求に応じて組織(62)からの出血を凝固させるためにこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーク(60)中の電気エネルギーを伝達するガスアシスト式電気凝固用ガス供給装置(44)であって、該流路に接続されたガスの流れ制御弁(114)と、該制御弁に接続され、該始動要求に応答して弁に制御信号(156)を供給して弁にアプリケータへ流路を通してガスを供給させる流れコントローラ(150、154)と、電気凝固中に使用するためユーザ要求の電気凝固ガス流量を設定し、流れコントローラに要求ガス流量を示す信号(153)を供給する制御セレクタ(74)とを含み、

自動的に弁に制御信号を供給し、ユーザ要求の電気凝固ガス流量よりは少ない流路中の開始ガス流量を設定してアプリケータからのアーク伝達開始を容易にする該流れコントローラと、

同様にアーク伝達開始後に自動的に弁に制御信号を供給し、流路中のユーザ要求の電気凝固ガス流量を設定する該流れコントローラとによって特徴づけられるガス供給装置(44)。

【請求項2】 該流れコントローラが、該始動要求がなされた後の所定の時間の間発生する該開始ガス流量を設定する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項3】 該流れコントローラが、ユーザ要求の電気凝固ガス流量を示す信号が所定の値を超えた場合のみ該開始ガス流量を設定する請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項4】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによって

もたらされる流路の圧力に関連した信号(136)を供給する流れコントローラに接続された圧力センサ(134)を含み、さらに、

該流れコントローラが、圧力関連の信号が所定の圧力限界を超えると流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御することを特徴とする請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項5】 該流れコントローラが、該始動要求がなされた後の所定時間に開始ガス流量を設定するように弁を制御し、また、

該流れコントローラが、開始ガス流量の所定の時間中に圧力関連の信号が該所定の圧力限界を超えるとガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項4に記載のガス供給装置。

【請求項6】 該流れコントローラが、第1の圧力限界として開始ガス流量期間中に該圧力限界を適用し、

該流れコントローラが、圧力関連の信号が該第1の所定圧力限界とは異なる第2の所定圧力限界を超えるとガスの供給を終了させるように弁を制御し、該第2の所定圧力限界は電気凝固ガス流量の状態の間に適用され、

該流れコントローラが、圧力関連の信号が開始ガス流量を停止した後の電気凝固ガス流量の間に該第2の所定圧力限界を超えるとガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項5に記載のガス供給装置。

【請求項7】 該流れコントローラが、第1の圧力限界信号として開始ガス流量期間中に該圧力限界を適用し、

該流れコントローラが、圧力関連の信号が該第1の所定限界とは異なる第2の所定圧力限界を超えるとガスの供給を終了させるように弁を制御し、該流れコントローラが該開始ガス流量が発生する所定の時間が過ぎた後に該第2の所定圧力限界を適用する請求項5に記載のガス供給装置。

【請求項8】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによってもたらされる流路の圧力に関連した信号(136)を供給するコントローラに接続された圧力センサ(134)を含み、さらに、

該流れコントローラが流路に閉塞状態が存在するかどうかを決定する圧力関連の信号に応答することを特徴とする請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項9】 該流れコントローラが、該流路中の部分的閉塞状態を示す圧力関連の信号に応じて流路中のガス流量を所定の増分量だけ低減するように弁を制御する請求項8に記載のガス供給装置。

【請求項10】 該流れコントローラが、流路中の部分的閉塞が消失したことを示す圧力関連の信号に応じて流路中のガス流量を増加させるように弁を制御する請求項9に記載のガス供給装置。

【請求項11】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによってもたらされる流路の圧力に関連した信号(136)を供給する流れコントローラに接続された圧力センサ(134)を含み、さらに、

該流れコントローラが、圧力関連の信号が所定のアラーム限界を超えると流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御することを特徴とする請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項12】 さらに、該流路に接続されかつ該流路のガスの流れによってもたらされる流路の圧力に関連した信号(136)を供給する流量コントローラに接続された圧力センサ(134)を含み、さらに、

該流れコントローラが圧力関連の信号に応じて流路に接続するアプリケータのタイプを決定することを特徴とする請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項13】 該流れコントローラが、タイプを決定された判定されたアプリケータに流路を通して流す最大ガス流量を圧力関連の信号に応じて設定するように弁を制御する請求項12に記載のガス供給装置。

【請求項14】 さらに、該流路に接続され流路中のガスの質量流量を測定し該質量流量と関係がある流れコントローラに信号(130、136)を供給するセンサ(106)を含み、さらに

該流れコントローラが該ユーザ要求のガス流量信号と質量流量に関連した信号の間の差に対して弁を制御することを特徴とする請求項1に記載のガス供給装置。

【請求項15】 電気凝固の始動要求に応じてアプリケータ(42)につながる流路(98)にガスの流れを供給し、組織(62)からの出血を凝固するためにこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーク(60)中の電気工

エネルギーを伝達するガスアシスト式電気凝固用ガス供給装置（44）であって、該流路に接続されたガスの流れ制御弁（114）と、ユーザ要求の流路中の電気凝固ガス流量を設定し、該ユーザ要求の電気凝固ガス流量と関係がある信号（153）を供給するセレクタ（74）と、該流路に接続され該流路のガスの流れによってもたらされる流路の圧力に関連した信号（136）を供給する圧力センサ（134）と、該弁に接続され圧力関連の信号およびユーザ要求の流量信号を受け入れる流れコントローラ（150、154）とを含み、

圧力関連の信号が所定の限界を超える流路圧力を示すと、流路中のガス流量をユーザ要求の流量に対応した電気凝固ガス流量からユーザ要求流量より少ない別の電気凝固ガス流量に低減するように該弁を自動的に制御する該流れコントローラによって特徴づけられるガス供給装置（44）。

【請求項16】 該流れコントローラが圧力関連の信号に応じて流路に接続するアプリケータのタイプを決定する請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項17】 該流れコントローラが、該アプリケータに流す最大ガス流量を圧力関連の信号と所定の最大圧力限界またはユーザ要求の流量信号のどちらか一方との関係に応じて設定するように弁を制御する請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項18】 該流れコントローラが、所定の最大圧力限界を超える圧力関連の信号に対応して流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項17に記載のガス供給装置。

【請求項19】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機（46）と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、さらに、

該流れコントローラが該発電機に接続され、流路中のガス供給の終了に対応して電気エネルギーの供給を終了させるように発電機を制御することを特徴とする請求項18に記載のガス供給装置。

【請求項20】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機（46）と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、さらに

該流れコントローラが該発電機に接続され、所定の最大圧力限界を超える圧力関連の信号に対応して電気エネルギーの供給を終了させるように発電機を制御することを特徴とする請求項18に記載のガス供給装置。

【請求項21】 圧力関連の信号が流路の圧力が所定の圧力限界以下に減少したことを示すと、該流れコントローラが流路中のガス流量をユーザ要求ガス流量より少ないガス流量からユーザ要求の流量信号に対応したガス流量に増加させるように弁を制御する請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項22】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機(46)と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、さらに、

ユーザ要求の流量信号が、ユーザ要求の電気手術用発電機に対する出力レベルとの関係で設定されることを特徴とする請求項21に記載のガス供給装置。

【請求項23】 該流れコントローラが、圧力関連の信号に応じて胃腸内プロープアプリケータまたは内視鏡プロープアプリケータの一方を流路に接続するかどうかを決定し、

該流れコントローラが、胃腸内プロープアプリケータおよび内視鏡プロープアプリケータに対する所定最大ガス流量を設定するように弁を制御し、胃腸内プロープアプリケータに対する該所定の最大ガス流量が内視鏡プロープアプリケータに対する所定の最大ガス流量よりも少ない請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項24】 該流れコントローラが、該胃腸内プロープアプリケータに対する所定の最大ガス流量またはユーザ要求の流量信号に対応するガス流量のうちの少ない方を基にして胃腸内プロープアプリケータにつながる流路中の最大ガス流量を設定するように弁を制御する請求項23に記載のガス供給装置。

【請求項25】 圧力関連の信号がガス流量を低減する直前の流路のガス流量に關係する所定の折り返しの圧力限界を超えるのに対応して、該流れコントローラが胃腸内プロープアプリケータに流す流路中のガス流量を増分量だけ低減するように弁を制御する請求項24に記載のガス供給装置。

【請求項26】 該流れコントローラが、ガスの供給終了直前に流路のガス流量に關係する所定の圧力限界トリップ点を超える圧力関連の信号に応答して流

路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項25に記載のガス供給装置。

【請求項27】 圧力関連の信号が所定の折り返しの圧力限界に関する増加を促す所定の圧力限界以下に低下するのに対応して、該流れコントローラが胃腸内プローブアプリケータに流す流路中のガス流量を増分量だけ増加させるよう弁を制御する請求項25に記載のガス供給装置。

【請求項28】 該流れコントローラが、該内視鏡プローブアプリケータに対する所定の最大ガス流量またはユーザ要求の流量信号に対応するガス流量のうちの少ない方を基にして内視鏡プローブアプリケータに流す流路中の最大ガス流量を設定するよう弁を制御する請求項23に記載のガス供給装置。

【請求項29】 該流れコントローラが、ガスの供給終了直前に流路のガス流量に関する所定の圧力限界トリップ点を超える圧力関連の信号に応答して流路中のガスの供給を終了させるように弁を制御する請求項28に記載のガス供給装置。

【請求項30】 圧力関連の信号が内視鏡プローブアプリケータに対する所定の最大圧力限界に関する増加を促す所定の圧力限界以下に低下するのに対応して、該流れコントローラが流路中のガス流量を内視鏡プローブアプリケータに対する増分量だけ増加させるよう弁を制御する請求項28に記載のガス供給装置。

【請求項31】 ガスをイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達するために、接続された電気手術用発電機(46)と組み合わせてアプリケータに電気エネルギーを供給するガス供給装置であって、

ユーザ要求の流量信号が、ユーザ要求の電気手術用発電機に対する出力レベルとの関係で設定されることを特徴とする請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項32】 該アプリケータが開放型の手術用アプリケータである請求項31に記載のガス供給装置。

【請求項33】 さらに、流路に接続されて流路内を流れるガスの量に関するガス流量信号(130、136)を供給するガスフローセンサ(106)を含み、該コントローラは該ガス流量信号を受信し、流路中の実際のガス流量を決

定し、さらに、

該流れコントローラがさらに、該ガス流量が複数の異なる所定ガス流量範囲のうちの1つの範囲内にあるかどうかを判定し、

該流れコントローラが圧力関連の信号が所定のガス流量範囲に対する所定の限界を超える流路中の圧力を示したら流路中のガス流量を低減するように弁を制御することを特徴とする請求項15に記載のガス供給装置。

【請求項34】 装置の不適切な使用から保護するためにガスアシスト式電気凝固装置のガスの流れを自動的に制御し、このガスアシスト式電気凝固装置が流路中のガスをアプリケータに供給しこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達する方法であって、使用状態中にアーク中の電気エネルギーを伝達する場合に、第1の所定使用ガス流量でアプリケータにつながる流路にガスを流すことを含み、

開始ガス流量よりも比較的に少ない、アプリケータに流す第2の開始ガス流量を設定する段階と、

アプリケータから開始ガス流量で流れるガス中のアークの中の電気エネルギーを初めに伝達する段階と、

開始ガス流量で流れるガス中をアークが伝達している間および伝達した後に開始ガス流量を比較的大きい使用ガス流量に変更する段階とによって特徴づけられる方法。

【請求項35】 開始ガス流量の供給を開始した後、所定の時間該開始ガス流量を維持する段階を含む請求項34に記載の方法。

【請求項36】 さらに、流路中の圧力を感知することを含み、さらに、ガスが開始ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が所定の開始圧力限界を超えると流路中の開始ガス流量を低減することによって特徴づけられる請求項34に記載の方法。

【請求項37】 さらに、第1の所定開始圧力限界として、開始ガス流量が低減される所定の開始圧力限界を使用する段階と、

ガスが開始ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が第1の所定開始圧力限界より大きい第2の所定開始圧力限界を超えると流路中の開始ガス流量を

終了させる段階とを含む請求項36に記載の方法。

【請求項38】 さらに、ガスが使用ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が所定の使用圧力限界を超えると流路中の使用ガス流量を低減する段階を含む請求項37に記載の方法。

【請求項39】 さらに、第1の所定使用圧力限界として、使用ガス流量が低減される所定の使用圧力限界を使用する段階と、

ガスが使用ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力がこの第1の所定使用圧力限界より大きい第2の所定使用圧力限界を超えると流路中の使用ガス流量を終了させる段階とを含む請求項38に記載の方法。

【請求項40】 さらに、流路中の圧力を感知することを含み、さらに、ガスが使用ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力が所定の使用圧力限界を超えると流路中の使用ガス流量を比較的低い使用ガス流量に低減することによって特徴づけられる請求項34に記載の方法。

【請求項41】 さらに、第1の所定使用圧力限界として、使用ガス流量が低減される所定の使用圧力限界を使用する段階と、

ガスが使用ガス流量で流れている間、感知した流路中の圧力がこの第1の所定使用圧力限界より大きい第2の所定使用圧力限界を超えると流路中の使用ガス流量を終了させる段階とを含む請求項40に記載の方法。

【請求項42】 さらに、使用ガス流量の所定の値を要求することを含み、さらに、

この使用ガス流量の要求値が所定の値を超えているかどうか判定することと、この要求の使用ガス流量が所定の値を超えていなければ、開始ガス流量で流れるガス中をアークが伝達した後に開始ガス流量を使用ガス流量に設定することによって特徴づけられる請求項34に記載の方法。

【請求項43】 流路中の圧力を感知する段階が、さらに、流路中のガスの流れによって生じる背圧に関する流路中の圧力を感知する段階を含む請求項34に記載の方法。

【請求項44】 さらに、流路中に閉塞状態が存在するかどうかを感知した圧力に基づいて判定する段階を含む請求項43に記載の方法。

【請求項45】 さらに、流路中の部分的閉塞状態を示す感知圧力に対応して流路中のガス流量を低減する段階を含む請求項44に記載の方法。

【請求項46】 さらに、流路中の部分的閉塞状態を示す感知圧力に対応して流路中のガス流量を所定増分だけ低減する段階を含む請求項44に記載の方法。
。

【請求項47】 さらに、流路中の部分的閉塞が消失したことを示す感知圧力に対応して流路中のガス流量を増加させる段階を含む請求項44に記載の方法。
。

【請求項48】 さらに、感知された圧力に応じてアプリケータに対する最大ガス流量を設定する段階を含む請求項44に記載の方法。

【請求項49】 さらに、感知された圧力に応じて流路に接続するアプリケータのタイプを決定する段階を請求項43に記載の方法。

【請求項50】 さらに、圧力関連の信号に応じてガスを流路を通し決定されたタイプのアプリケータに最大ガス流量で流す段階を含む請求項49に記載の方法。

【請求項51】 さらに、電気凝固ガス流量の値を要求する段階と、
流路中のガスの質量流量を測定する段階と、
要求のガス流量と測定された質量流量の間のどのような差に対しても流路を通るガス流量を変化させる段階とを含む請求項34に記載の方法。

【請求項52】 装置の不適切な使用から保護するためにガスアシスト式電気凝固装置のガスの流れを自動的に制御し、このガスアシスト式電気凝固装置が流路中のガスをアプリケータに供給しこのガスをアプリケータにおいてイオン化してアーク中の電気エネルギーを伝達する方法であって、流路を通してガスを流すことと、この流路中をガスが流れることによって生ずる流路圧力を感知することを含み、

この感知した圧力が所定の限界を超えると流路中のガス流量を所定の比較的低いガス流量に低減する段階によって特徴づけられる方法。

【請求項53】 さらに、第1の所定圧力限界として、使用ガス流量が所定の比較的低いガス流量に低減される所定の使用圧力限界を使用する段階と、

感知した圧力が、第1の所定圧力限界より大きい第2の所定最大圧力限界を超えるのに応じて流路中のガスの流れを終了させる段階とを含む請求項52に記載の方法。

【請求項54】 さらに、ガスをイオン化しアーク中の電気エネルギーを伝達するためにアプリケータに電気エネルギーを供給する段階と、

流路中のガスの流れが終了するのに対応して電気エネルギーの供給を終了する段階とを含む請求項53に記載の方法。

【請求項55】 さらに、ガス流量の値を要求する段階と、

該アプリケータに流す最大ガス流量を、感知した圧力と所定の最大圧力または要求の流量のどちらか一方との関係に応じて設定する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【請求項56】 ガス流量の値を要求する段階と、

感知した圧力が所定の限界以下に減少すると、流路中のガス流量を要求の流量値に対応したガス流量に増加する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【請求項57】 さらに、ガスをイオン化しアーク中の電気エネルギーを伝達する出力レベルで電気エネルギーを供給する段階と、

供給された電気エネルギーの出力レベルに関してガス流量を設定する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【請求項58】 さらに、流路中の圧力を感知することにより流路に接続するアプリケータのタイプを決定する段階を含む請求項52に記載の方法。

【請求項59】 さらに、圧力を感知することにより胃腸内プローブアプリケータまたは内視鏡プローブアプリケータの一方を流路に接続するかどうかを決定する段階と、

胃腸内プローブアプリケータおよび内視鏡プローブアプリケータに対する所定最大流量を設定する段階とを含み、胃腸内プローブに対する該所定最大流量が内視鏡プローブアプリケータに対する所定の最大流量よりも少ない請求項52に記載の方法。

【請求項60】 さらに、ガス流量の値を要求する段階と、

内視鏡プローブアプリケータに対する所定の最大流量または要求のガス流量の

うちの少ない方を基にして内視鏡プローブアプリケータに流す流路中の最大ガス流量を設定する段階とを含む請求項59に記載の方法。

【請求項61】さらに、流路中のガス流量を測定する段階と、複数の異なる所定ガス流量範囲のうち1つの測定されたガス流量が入る範囲の1つを判定する段階と、

感知した流路中の圧力が、測定されたガス流量がその内部に入る所定のガス流量範囲に対する所定の限界を超えると流路中のガス流量を比較的低いガス流量に低減する段階とを含む請求項52に記載の方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International Application No PCT/US 00/11152									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B18/00											
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) IPC 7 A61B											
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched											
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category ^a</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">US 4 781 175 A (HAHN KARL W ET AL) 1 November 1988 (1988-11-01) cited in the application the whole document</td> <td style="padding: 2px;">1,15</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">WO 98 35618 A (CAIN PETER JOHN ;HELICA INSTR LIMITED (GB); HOWIESON MAURICE MAXWE) 20 August 1998 (1998-08-20)</td> <td style="padding: 2px;"></td> </tr> </tbody> </table>			Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	US 4 781 175 A (HAHN KARL W ET AL) 1 November 1988 (1988-11-01) cited in the application the whole document	1,15	A	WO 98 35618 A (CAIN PETER JOHN ;HELICA INSTR LIMITED (GB); HOWIESON MAURICE MAXWE) 20 August 1998 (1998-08-20)	
Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	US 4 781 175 A (HAHN KARL W ET AL) 1 November 1988 (1988-11-01) cited in the application the whole document	1,15									
A	WO 98 35618 A (CAIN PETER JOHN ;HELICA INSTR LIMITED (GB); HOWIESON MAURICE MAXWE) 20 August 1998 (1998-08-20)										
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.											
^a 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											
Date of the actual completion of the international search 2 August 2000		Date of mailing of the international search report 10/08/2000									
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Papone, F									

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.
PCT/US 00/11152

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 4781175 A	01-11-1988	DE	3710489 A	05-11-1987
		GB	2188845 A,B	14-10-1987
		JP	2934615 B	16-08-1999
		JP	10151141 A	09-06-1998
		JP	2934616 B	16-08-1999
		JP	10151142 A	09-06-1998
		JP	6004076 B	19-01-1994
		JP	62240043 A	20-10-1987
		US	4901720 A	20-02-1990
		US	4901719 A	20-02-1990
		US	RE34780 E	08-11-1994
		US	RE34432 E	02-11-1993
WO 9835618 A	20-08-1998	AU	5995498 A	08-09-1998
		EP	1017325 A	12-07-2000

フロントページの続き

F ターム(参考) 3J071 AA02 BB11 CC12 DD36 EE02
EE07 EE18 EE24 EE25 FF16
4C060 KK50

专利名称(译)	气体辅助ESU的气体流量控制方法		
公开(公告)号	JP2002543872A	公开(公告)日	2002-12-24
申请号	JP2000616687	申请日	2000-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	阿斯彭安全检测实验室公司		
申请(专利权)人(译)	阿斯实验室公司		
[标]发明人	ビショップデイビッドケイ クレンナージェイムズシー		
发明人	ビショップ、デイビッド、ケイ クレンナー、ジェイムズ、シー		
IPC分类号	F17D3/01 A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/042		
FI分类号	F17D3/01 A61B17/39.320		
F-TERM分类号	3J071/AA02 3J071/BB11 3J071/CC12 3J071/DD36 3J071/EE02 3J071/EE07 3J071/EE18 3J071/EE24 3J071/EE25 3J071/FF16 4C060/KK50		
优先权	09/307293 1999-05-07 US		
其他公开文献	JP4184612B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于气体辅助电凝的气体供应中使用的气体供应在电弧引发序列期间向组织增加了气体流量和电能，从而暂时减少了通向应用部位的流路中的气体流量。让气流的这种减少提高了电弧起弧能力并降低了栓塞的可能性。在电弧引发序列结束之后，气体流量增加并返回到电凝期间使用的流量。在这些背压条件消失之后，用于减少背压相关条件的流量并增加流量的控制变量是流路中的背压和用户请求的流量。

