

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-88881

(P2010-88881A)

(43) 公開日 平成22年4月22日(2010.4.22)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 1 8 / 1 2 (2006.01) A 6 1 B 1 7 / 3 9 3 2 0 4 C 1 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L 外国語出願 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2009-225611 (P2009-225611)
 (22) 出願日 平成21年9月29日 (2009. 9. 29)
 (31) 優先権主張番号 12/240, 252
 (32) 優先日 平成20年9月29日 (2008. 9. 29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507362281
 タイコ ヘルスケア グループ リミテッド
 パートナーシップ
 アメリカ合衆国 コネチカット 06473,
 ノース ハイブン, ミドルタウン
 アベニュー 60
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 ジョー ディー, サルトール
 アメリカ合衆国 コロラド 80504-7326,
 ロングモント, ケイティ
 レーン 1036

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧力安全機能を備えたガス増強型外科器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 加圧イオン性ガスの可搬式および固定式供給源との使用のための改良型圧力安全システムならびに装置を提供することと、開放性、腹腔鏡的または内視鏡的処置において使用されるための圧力安全システムならびに装置を組み込むガス増強型外科器具を提供すること。

【解決手段】 外科手術部位に加圧イオン化ガスを提供する電気外科器具のための圧力安全システムであって、該圧力安全システムは、加圧イオン性ガスの供給源718に接続可能な入力側および出力側を有するレギュレータ710と、該レギュレータの該出力側に接続された入力側および出力側を有する遮断弁720と、該遮断弁の該出力側に接続された入力側および出力側を有する開放弁730とを備えている、圧力安全システム700。

【選択図】 図21

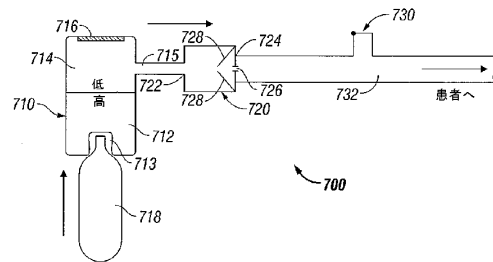


FIG. 21

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

加圧イオン化ガスを外科手術部位に提供する電気外科器具のための圧力安全システムであって、該圧力安全システムは、

加圧イオン性ガスの供給源に接続可能な入力側および出力側を有するレギュレータであって、該レギュレータは、該レギュレータの該出力側におけるガス圧が、第 1 の所定の値を超過した場合、該加圧イオン性ガスの供給源からの加圧ガスの流れを閉塞するように構成されている、レギュレータと、

該レギュレータの該出力側に接続された入力側および出力側を有する遮断弁であって、該遮断弁は、該遮断弁の該入力側におけるガス圧が、第 2 の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該遮断弁の該出力側を出ることを抑制するように構成されている、遮断弁と、

該遮断弁の該出力側に接続された入力側および出力側を有する解放弁であって、該解放弁は、該遮断弁の該出力側におけるガス圧が、第 3 の所定の値を超過した場合、該レギュレータおよび該遮断弁から加圧ガスを放出するように構成されている、解放弁と

を備えている、圧力安全システム。

【請求項 2】

前記レギュレータは圧力レギュレータを含み、該圧力レギュレータは、入力側としての高圧側と、出力側としての低圧側であって、両方の側の方にポートを形成する仕切りによって分離される、低圧側と、該低圧側から該ポートを通して該高圧側の中に延びている弁部材とを有する、請求項 1 に記載の圧力安全システム。

【請求項 3】

前記弁部材は、前記高圧側内に配置された閉塞ヘッドを含む、請求項 2 に記載の圧力安全システム。

【請求項 4】

前記弁部材は、前記低圧側のガス圧が第 1 の所定の値を超過した場合、作動され、それによって前記加圧イオン性ガスの供給源からの加圧ガスが、該低圧側に流れることが防止される、請求項 2 に記載の圧力安全システム。

【請求項 5】

前記圧力解放部材は薄膜を含み、該薄膜は、前記低圧側のガス圧が前記第 1 の所定の値を超過した場合、屈折するように構成されている、請求項 1 に記載の圧力安全システム。

【請求項 6】

前記弁部材は前記薄膜に動作可能に接続されている、請求項 5 に記載の圧力安全システム。

【請求項 7】

前記弁部材は前記高圧側に配置された閉塞ヘッドを含み、それによって、前記低圧側のガス圧が前記第 1 の所定の値を超過した場合、該閉塞ヘッドは前記ポートを完全に閉塞する、請求項 6 に記載の圧力安全システム。

【請求項 8】

前記第 1 の所定の値は、約 10 p s i と約 100 p s i との間の範囲に及び、請求項 1 に記載の圧力安全システム。

【請求項 9】

前記遮断弁は遮断弁を含む、請求項 1 に記載の圧力安全システム。

【請求項 10】

前記遮断弁は、加圧ガスが該遮断弁に入る入力ポートと、加圧ガスが該遮断弁を出る出力ポートと、該入力ポートのガス圧が前記第 2 の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該出力ポートを出ないように該出力ポートを閉塞することのできるボールおよびリング構成とを含む、請求項 9 に記載の圧力安全システム。

【請求項 11】

前記第 2 の所定の値は、約 2 p s i と約 100 p s i との間の範囲に及び、請求項 1 に記載の圧力安全システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

前記第 3 の所定の値は、約 0 . 1 p s i と約 2 p s i との間の範囲に及ぶ、請求項 1 に記載の圧力安全システム。

【請求項 1 3】

加圧イオン化ガスを外科手術部位に提供する電気外科器具のための圧力安全装置であって、該圧力安全装置は、

加圧イオン性ガスの可搬式供給源および加圧ガスを出すための筐体出力ポートを受け入れることのできる筐体と、

該加圧イオン性ガスの可搬式供給源と該筐体出力ポートとの間の圧力安全システムであって、該圧力安全システムは、

該加圧イオン性ガスの可搬式供給源に接続可能な入力側および出力側を有するレギュレータであって、該レギュレータは、該レギュレータの該出力側におけるガス圧が、第 1 の所定の値を超過した場合、該加圧イオン性ガスの可搬式供給源からの加圧ガスの流れを閉塞するように構成されている、レギュレータと、

該レギュレータの該出力側に接続された入力側および出力側を有する遮断弁であって、該遮断弁は、該遮断弁の該入力側におけるガス圧が、第 2 の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該遮断弁の該出力側を出ることを抑制するように構成されている、遮断弁と、

該遮断弁の該出力側に接続された入力側および該筐体出力ポートに接続された出力側を有する解放弁であって、該解放弁は、該遮断弁の該出力側におけるガス圧が、第 3 の所定の値を超過した場合、第 1 の弁および該遮断弁ならびに該加圧イオン性ガスの可搬式供給源から環境へ該加圧ガスを放出するように構成されている、解放弁とを含む、圧力安全システムと

を備えている、圧力安全装置。

【請求項 1 4】

加圧イオン化ガスを外科手術部位に提供する電気外科器具のための圧力安全装置であって、該圧力安全装置は、

加圧イオン性ガスの供給源に接続することのできる筐体入力ポートおよび加圧ガスを出すための筐体出力ポートを有する筐体と、

該筐体入力ポートと該筐体出力ポートとの間の圧力安全システムであって、該圧力安全システムは、

該筐体入力ポートに接続された入力側および出力側を有するレギュレータであって、該レギュレータは、該レギュレータの該出力側におけるガス圧が、第 1 の所定の値を超過した場合、該加圧イオン性ガスの供給源からの加圧ガスの流れを閉塞するように構成されている、レギュレータと、

該レギュレータの該出力側に接続された入力側および出力側を有する遮断弁であって、該遮断弁は、該遮断弁の該入力側におけるガス圧が、第 2 の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該遮断弁の該出力側を出ることを抑制するように構成されている、遮断弁と、

該遮断弁の該出力側に接続された入力側および該筐体出力ポートに接続された出力側を有する解放弁であって、該解放弁は、該遮断弁の該出力側におけるガス圧が、第 3 の所定の値を超過した場合、第 1 の弁および該遮断弁ならびに該加圧イオン性ガスの供給源から環境へ該加圧ガスを放出するように構成されている、解放弁とを含む、圧力安全システムと

を備えている、圧力安全装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本出願は、2005年9月19日に提出された「GAS - ENHANCED SURGICAL INSTRUMENT」と題する米国出願第 11 / 229 , 814 号への利益および優先権を請求し、該米国出願第 11 / 229 , 814 号は、2005年2月1日に

10

20

30

40

50

出願された「SELF CONTAINED, GAS-ENHANCED SURGICAL INSTRUMENT」と題する米国出願第11/048,577号の一部継続であり、該米国出願第11/048,577号は、2004年2月3日に提出された「SELF CONTAINED, GAS-ENHANCED SURGICAL INSTRUMENT」と題する米国仮出願第60/541,326号への利益および優先権を請求し、各出願の全容は、本明細書に参考として援用される。

【0002】

(技術分野)

本開示は、加圧イオン性ガスの可搬式および固定式供給源との使用のための圧力安全システムならびに装置に関する。本開示はまた、開放性、腹腔鏡的または内視鏡的処置において使用されるための圧力安全システムならびに装置を組み込むガス増強型外科器具に関する。

10

【背景技術】

【0003】

(関連技術の背景)

例えば、組織分割、組織解剖、組織切除、または血液損失の停止のために組織を治療するための器具、および組織を凝固するための器具を含むと以後理解されるデバイスは、周知である。例えば、幾つかの先行技術の器具は、出血を止めるために、熱凝固(加熱されたプローブ)を使用する。しかしながら、プローブは、出血している組織と密接に接触しなければならないので、プローブは、プローブを除去する間、組織に接触し得、可能性として反復出血を引き起こし得る。多くの外科用プローブはまた、プローブ先端にまたはこの近くに望ましくない焼痂の堆積を生成し、焼痂の堆積は、外科器具の効率に有害な影響を及ぼす。他の器具は、出血を止めるために、組織に高周波電流を導く。ここでもやはり、焼痂の付着が、これらの器具に対して生じる。さらに、器具の両タイプに対して、凝固の深さを制御することは、しばしば困難である。

20

【0004】

他の先行技術のデバイスは、チューブ状の凝固器具を提供し、該チューブ状の凝固器具においては、イオン性ガス、例えばアルゴンが、遠く離れたガス容器またはタンクから器具に供給され、ガスが、器具の遠位端から出血している組織に向けて放射される前に、電極によってイオン化される。イオン化されたガス体は有益である。なぜならば、たとえば、イオン化されたガス体は、電極に隣接するエネルギーのアークを集中させることを助け、かつイオン化されたガス体は、領域から酸素を排除して、組織の酸化応力を低減するからである。遠く離れて提供されるイオン性ガスは、大きなタンクの中に供給され、該大きなタンクは、一箇所に固定され得るか、または患者に密接した所ではなく、手術室の中またはこの近くの可動式カートに取り付けられ得、その結果、長いガス供給ホースが必要とされる。しばしば、かかる長いホースにより、手術室はさらに雑然となり、手術室の職員の気が散ることになる。

30

【0005】

先行技術の器具とは異なり、本開示の器具および小さなガス容器は、取り扱いおよび操作が簡単である。これらの器具は様々な機能、例えば外科処置に適合するように調整され得る流量レギュレータおよび/または圧力レギュレータ、圧力解放弁、ゲージ、インジケータ、センサおよび制御システムのうちの1つ以上を含むように構成され得る。器具およびそれらと関連付けられる制御部は、ユーザによって手および/または足で制御され得、これによって、しかるべく最適化された結果を取得する機会を提供する。小さなガス容器およびそれらの内容物も、特定の器具および/または処置に適合するように調整され得(例えば、特定の不活性ガスまたは混合ガス、ガス圧、体積、流量、その他の使用の観点から)、同様に、最適化された結果を取得する機会を提供する。

40

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

50

(概要)

本開示は、外科手術部位に加圧イオン化ガスを提供する電気外科器具との使用のための圧力安全システムを提供する。一実施形態において、圧力安全システムは、直列の3つのカスケード式圧力変更部材を含む。第1の圧力変更部材は、加圧イオン性ガスの供給源に接続され得る入力側および出力側を有する。第1の圧力変更部材の出力側におけるガス圧が、第1の所定の値を超過した場合、第1の圧力変更部材は、システムおよび供給源から環境の中に加圧ガスを放出するように構成される。第2の圧力変更部材は、第1の圧力変更部材の出力側に接続された入力側および出力側を有する。第2の圧力変更部材は、第2の圧力変更部材の入力側におけるガス圧が、第2の所定の値を超過した場合、加圧ガスが、第2の圧力変更部材の出力側を出ることを抑制するように構成される。第3の圧力変更部材は、第2の圧力変更部材の出力側に接続された入力側および出力側を有する。第3の圧力変更部材は、第2の圧力変更部材の出力側におけるガス圧が、第3の所定の値を超過した場合、加圧ガスを第1の圧力変更部材および第2の圧力変更部材ならびに供給源から環境の中に放出するように構成される。腹腔鏡的処置において、患者の外に排気されるガスは、気腹圧を制御または制限し得ることに留意されるべきである。

10

【0007】

一実施形態において、第1の圧力変更部材は、圧力レギュレータであり、該圧力レギュレータは、入力側としての高圧側、出力側としての低圧側、そして低圧側に圧力解放部材を有する。圧力解放部材は、低圧側のガス圧が、第1の所定の値を超過した場合、開くように構成される。その結果として、システムおよび加圧イオン性ガスの供給源からの加圧ガスは、環境の中に放出され得る。圧力解放部材は、破裂するように構成された薄膜、開くように構成された弁、または加圧ガスを環境の中に放出することのできる任意の同様な構造であり得る。

20

【0008】

第2の圧力変更部材は好ましくは、遮断弁である。一実施形態において、遮断弁は、加圧ガスが遮断弁に入る入力ポートと、加圧ガスが遮断弁を出る出力ポートとを含む。出力ポートを遮断することのできる少なくとも1つのフラップが提供され、それによって、加圧ガスは、入力ポートにおけるガス圧が第2の所定の値を超過した場合、出力ポートを出ない。代替実施形態において、ボールおよびリング構成が、1つ以上のフラップと置換される。ボールおよびリング構成は、出力ポートを遮断することができ、それによって、加圧ガスは、入力ポートにおけるガス圧が、第2の所定の値を超過した場合、出力ポートを出ない。第3の圧力変更部材は好ましくは、加圧ガスを環境の中に放出するように開く解放弁である。あるいは、第3の圧力変更部材は、破裂する薄膜、または加圧ガスを環境の中に放出することのできる他の構造であり得る。

30

【0009】

本開示はまた、加圧イオン化ガスを外科手術部位に提供する電気外科器具との使用のための圧力安全装置を提供する。一実施形態において、装置は、加圧イオン性ガスの可搬式供給源を受け入れることのできる筐体と、患者に対して適切な加圧ガスを出すための筐体出力ポートとを含む。圧力安全システムは、加圧イオン性ガスの可搬式供給源と筐体出力ポートとの間に配置される。代替の実施形態において、圧力安全装置は、加圧イオン性ガスの供給源に接続することのできる筐体入力ポート、および患者に対して適切な加圧ガスを出すための筐体出力ポートを有する筐体を含む。圧力安全システムは、筐体入力ポートと筐体出力ポートとの間に配置される。

40

【0010】

本開示はまた、イオン化ガスを外科手術部位に提供するためのガス増強型電気外科器具との使用のための圧力安全装置を提供する。一実施形態において、電気外科器具は、ハンドヘルドアプリケーションと、可搬式アクチュエータアセンブリと、ハンドヘルドアプリケーションと可搬式アクチュエータアセンブリとの間に接続された圧力安全装置とを含む。好ましくは、この実施形態において、ハンドヘルドアプリケーションは、近位端および遠位端ならびにハンドヘルドアプリケーションの遠位端に隣接して位置する電極の近傍に加圧イオン性ガス

50

を送達するように適合されたガス送達部材を有する。可搬式アクチュエータアセンブリは、加圧イオン性ガスの供給源を受け入れることができ、かつ少なくとも1つのコントローラを有し、該少なくとも1つのコントローラは、加圧イオン性ガスの供給源からハンドヘルドアプリケーションへのガスの送達を制御し、かつハンドヘルドアプリケーション電極への電気外科エネルギーの送達を制御する。圧力安全装置は、ハンドヘルドアプリケーションへの接続のための出力ポートおよび可搬式アクチュエータアセンブリへの接続のための入力ポートを有する筐体を含む。2つ以上のカスケード式圧力変更部材を有する圧力安全システムは、筐体入力ポートと筐体出力ポートとの間に接続される。圧力変更部材は、可搬式アクチュエータアセンブリによって供給される加圧ガスが、所定の値を超過した場合、加圧ガスを環境の中に放出するか、または筐体出力ポートへの加圧ガスの流れを遮断するように構成される。この構成において、少なくとも1つのコントローラが作動すると、加圧イオン性ガスの供給源からのガスは、ガス送達部材を通して電極の近傍へ圧力安全装置を通して送達され、電気外科エネルギーは、電極へ送達され、それによってイオン化ガスが、ハンドヘルドアプリケーションの遠位端から放射される。

10

20

30

40

50

【0011】

電気外科器具の代替実施形態において、器具は、上述のアプリケーションおよびアクチュエータアセンブリと同様ではあるが、ただし、アクチュエータアセンブリは圧力安全システムを含む、ハンドヘルドアプリケーションと可搬式アクチュエータアセンブリとを含む。別の代替実施形態において、電気外科器具は、上述のアプリケーションおよびアクチュエータアセンブリと同様ではあるが、ただし、アプリケーションは圧力安全システムを含む、ハンドヘルドアプリケーションと可搬式アクチュエータアセンブリとを含む。

【0012】

例えば、本発明は以下を提供する。

【0013】**(項目1)**

加圧イオン化ガスを外科手術部位に提供する電気外科器具のための圧力安全システムであって、該圧力安全システムは、

加圧イオン性ガスの供給源に接続可能な入力側および出力側を有するレギュレータであって、該レギュレータは、該レギュレータの該出力側におけるガス圧が、第1の所定の値を超過した場合、該加圧イオン性ガスの供給源からの加圧ガスの流れを閉塞するように構成されている、レギュレータと、

該レギュレータの該出力側に接続された入力側および出力側を有する遮断弁であって、該遮断弁は、該遮断弁の該入力側におけるガス圧が、第2の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該遮断弁の該出力側を出ることを抑制するように構成されている、遮断弁と、

該遮断弁の該出力側に接続された入力側および出力側を有する解放弁であって、該解放弁は、該遮断弁の該出力側におけるガス圧が、第3の所定の値を超過した場合、該レギュレータおよび該遮断弁から加圧ガスを放出するように構成されている、解放弁と

を備えている、圧力安全システム。

【0014】**(項目2)**

上記レギュレータは圧力レギュレータを含み、該圧力レギュレータは、入力側としての高圧側と、出力側としての低圧側であって、該低圧側は、両方の側の間にポートを形成する仕切りによって分離される、低圧側と、該低圧側から該ポートを通して該高圧側の中に延びている弁部材とを有する、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0015】**(項目3)**

上記弁部材は、上記高圧側内に配置された閉塞ヘッドを含む、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0016】**(項目4)**

上記弁部材は、上記低圧側のガス圧が第1の所定の値を超過した場合、作動され、それによって上記加圧イオン性ガスの供給源からの加圧ガスが、該低圧側に流れることが防止される、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0017】

(項目5)

上記圧力解放部材は薄膜を含み、該薄膜は、上記低圧側のガス圧が上記第1の所定の値を超過した場合、屈折するように構成されている、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0018】

(項目6)

上記弁部材は上記薄膜に動作可能に接続されている、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

10

【0019】

(項目7)

上記弁部材は上記高圧側に配置された閉塞ヘッドを含み、それによって、上記低圧側のガス圧が上記第1の所定の値を超過した場合、該閉塞ヘッドは上記ポートを完全に閉塞する、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0020】

(項目8)

上記第1の所定の値は、約10psiと約100psiとの間の範囲に及び、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

20

【0021】

(項目9)

上記遮断弁は遮断弁を含む、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0022】

(項目10)

上記遮断弁は、加圧ガスが該遮断弁に入る入力ポートと、加圧ガスが該遮断弁を出る出力ポートと、該入力ポートのガス圧が上記第2の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該出力ポートを出ないように該出力ポートを閉塞することのできるボールおよびリング構成とを含む、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

30

【0023】

(項目11)

上記第2の所定の値は、約2psiと約100psiとの間の範囲に及び、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0024】

(項目12)

上記第3の所定の値は、約0.1psiと約2psiとの間の範囲に及び、上記項目のいずれか一項に記載の圧力安全システム。

【0025】

(項目13)

加圧イオン化ガスを外科手術部位に提供する電気外科器具のための圧力安全装置であって、該圧力安全装置は、

加圧イオン性ガスの可搬式供給源および加圧ガスを出すための筐体出力ポートを受け入れることのできる筐体と、

該加圧イオン性ガスの可搬式供給源と該筐体出力ポートとの間の圧力安全システムであって、該圧力安全システムは、

該加圧イオン性ガスの可搬式供給源に接続可能な入力側および出力側を有するレギュレータであって、該レギュレータは、該レギュレータの該出力側におけるガス圧が、第1の所定の値を超過した場合、該加圧イオン性ガスの可搬式供給源からの加圧ガスの流れを閉塞するように構成されている、レギュレータと、

40

50

該レギュレータの該出力側に接続された入力側および出力側を有する遮断弁であって、該遮断弁は、該遮断弁の該入力側におけるガス圧が、第2の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該遮断弁の該出力側を出ることを抑制するように構成されている、遮断弁と、

該遮断弁の該出力側に接続された入力側および該筐体出力ポートに接続された出力側を有する解放弁であって、該解放弁は、該遮断弁の該出力側におけるガス圧が、第3の所定の値を超過した場合、第1の弁および該遮断弁ならびに該加圧イオン性ガスの可搬式供給源から環境へ該加圧ガスを放出するように構成されている、解放弁とを含む、圧力安全システムと

を備えている、圧力安全装置。

【0026】

10

(項目14)

加圧イオン化ガスを外科手術部位に提供する電気外科器具のための圧力安全装置であって、該圧力安全装置は、

加圧イオン性ガスの供給源に接続することのできる筐体入力ポートおよび加圧ガスを出すための筐体出力ポートを有する筐体と、

該筐体入力ポートと該筐体出力ポートとの間の圧力安全システムであって、該圧力安全システムは、

該筐体入力ポートに接続された入力側および出力側を有するレギュレータであって、該レギュレータは、該レギュレータの該出力側におけるガス圧が、第1の所定の値を超過した場合、該加圧イオン性ガスの供給源からの加圧ガスの流れを閉塞するように構成されている、レギュレータと、

20

該レギュレータの該出力側に接続された入力側および出力側を有する遮断弁であって、該遮断弁は、該遮断弁の該入力側におけるガス圧が、第2の所定の値を超過した場合、加圧ガスが該遮断弁の該出力側を出ることを抑制するように構成されている、遮断弁と、

該遮断弁の該出力側に接続された入力側および該筐体出力ポートに接続された出力側を有する解放弁であって、該解放弁は、該遮断弁の該出力側におけるガス圧が、第3の所定の値を超過した場合、第1の弁および該遮断弁ならびに該加圧イオン性ガスの供給源から環境へ該加圧ガスを放出するように構成されている、解放弁とを含む、圧力安全システムと

を備えている、圧力安全装置。

30

【0027】

(摘要)

圧力安全システムが、外科手術部位に加圧イオン化ガスを提供する電気外科器具との使用のために提供される、圧力安全システムは、送達されるガスの圧力を制御するために、直列の3つのカスケード式圧力変更部材を含む。外科手術部位に加圧イオン化ガスを提供する電気外科器具との使用のために圧力安全装置も提供される。圧力安全システムおよび装置を利用する電気外科器具も提供される。器具は、ハンドヘルドアプリケーションと、可搬式アクチュエータアセンブリと、送達されるガスの圧力を制御するための圧力安全システムとを含む。

40

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】図1は、本開示による電気外科コアギュレータの側面概略図である。

【図1A】図1Aは、図1の円で囲まれた部分の拡大図である。

【図2A】図2Aは、色分け識別バンドおよび安全弁を有する図1の電気外科コアギュレータとの使用のためのガスカートリッジの代替実施形態の拡大、概略、断面図である。

【図2B】図2Bは、容積ゲージおよび補充ポートを有する図1の電気外科コアギュレータとの使用のためのガスカートリッジの拡大、概略、断面図である。

【図2C】図2Cは、流量レギュレータを有する図1の電気外科コアギュレータとの使用のためのガスカートリッジの拡大、概略、断面図である。

【図3A】図3Aは、図1の電気外科コアギュレータとの使用のためのアイリス状流量レ

50

ギューレータの大きく拡大された、概略、側面図である。

【図 3 B】図 3 B は、図 3 A の線 3 B - 3 B に沿ったアイリス状流量レギュレータの断面図である。

【図 4】図 4 は、本開示による電気外科器具の代替実施形態の側面、概略図であり、ハンドヘルドアプリケーションータおよびアクチュエータアセンブリを示す。

【図 5】図 5 ~ 図 5 B は、図 4 のアクチュエータアセンブリの一実施形態の斜視、側面、正面図である。

【図 5 A】図 5 ~ 図 5 B は、図 4 のアクチュエータアセンブリの一実施形態の斜視、側面、正面図である。

【図 5 B】図 5 ~ 図 5 B は、図 4 のアクチュエータアセンブリの一実施形態の斜視、側面、正面図である。

【図 6】図 6 および図 6 A は、図 5 のアクチュエータアセンブリの、部品が分離された斜視図である。

【図 6 A】図 6 および図 6 A は、図 5 のアクチュエータアセンブリの、部品が分離された斜視図である。

【図 7】図 7 は、アクチュエータアセンブリにおけるガス供給源モジュールの一実施形態の、部品が分離された斜視図である。

【図 7 A】図 7 A は、本開示によるガス供給源カブラアセンブリの一実施形態の側面、断面図である。

【図 7 B】図 7 B は、アクチュエータアセンブリにおけるガス供給源モジュールの別の実施形態の、部品が分離された斜視図である。

【図 8】図 8 は、図 5 のアクチュエータアセンブリの斜視図であり、フットペダルは、開いた位置にあり、可搬式ガス供給源が係合解除された位置にあるガス供給源モジュールを示している。

【図 9】図 9 は、図 5 のアクチュエータアセンブリの斜視図であり、フットペダルは、開いた位置にあり、可搬式ガス供給源が係合された位置にあるガス供給源モジュールを示している。

【図 10】図 10 は、図 8 のアクチュエータアセンブリの内部の斜視図であり、可搬式ガス供給源ロックアセンブリとガス供給源とが係合解除された位置にあるガス供給源モジュールを示している。

【図 11】図 11 は、図 9 のアクチュエータアセンブリの内部の斜視図であり、可搬式ガス供給源が係合された位置にあり、可搬式ガス供給源ロックアセンブリがロックされたガス供給源モジュールを示している。

【図 12】図 12 は、図 10 のアクチュエータアセンブリの内部の上面図であり、カブラアセンブリおよびカブラアセンブリに対して係合解除された位置にある対応する可搬式ガス供給源を示している。

【図 13】図 13 は、図 11 のアクチュエータアセンブリの内部の上面図であり、カブラアセンブリおよびカブラアセンブリに対して係合解除された位置にある対応する可搬式ガス供給源を示している。

【図 14】図 14 は、図 5 のアクチュエータアセンブリの断面図の斜視図であり、フットペダルが開いた位置にあり、ガス供給源モジュールが係合解除された位置にある様子を示している。

【図 15】図 15 は、図 14 と同様なアクチュエータアセンブリの断面の斜視図であり、フットペダルが開いた位置にあり、ガス供給源モジュールは係合された位置にある様子を示している。

【図 16】図 16 は、図 5 のアクチュエータアセンブリの側面、断面図であり、フットペダルが開いた位置にあり、ガス供給源モジュールは係合解除された位置にある様子を示している。

【図 17】図 17 は、図 5 のアクチュエータアセンブリの側面、断面図であり、フットペダルが開いた位置にあり、ガス供給源モジュールは係合された位置にある様子を示してい

10

20

30

40

50

る。

【図 1 8】図 1 8 は、図 5 のアクチュエータアセンブリの側面、断面図であり、閉じた位置にあるフットペダルならびにガス供給コントローラおよびエネルギーコントローラを作動させるために使用されるフットペダルに取り付けられたパッドを示している。

【図 1 9】図 1 9 は、本開示による電気外科器具の代替実施形態の側面、概略図であり、アクチュエータおよびアクチュエータアセンブリを備えたハンドヘルドアプリケーションを示している。

【図 2 0】図 2 0 は、図 1 9 のアクチュエータアセンブリの、部品が分離された斜視図である。

【図 2 1】図 2 1 ~ 図 2 4 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの実施形態の概略図である。

【図 2 2】図 2 1 ~ 図 2 4 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの実施形態の概略図である。

【図 2 3】図 2 1 ~ 図 2 4 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの実施形態の概略図である。

【図 2 4】図 2 1 ~ 図 2 4 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの実施形態の概略図である。

【図 2 5】図 2 5 は、電気外科器具の実施形態の概略図であり、圧力安全装置およびハンドヘルドアプリケーションを示している。

【図 2 6】図 2 6 ~ 図 2 6 B は、図 2 5 の圧力安全装置の実施形態の概略図である。

【図 2 6 A】図 2 6 ~ 図 2 6 B は、図 2 5 の圧力安全装置の実施形態の概略図である。

【図 2 6 B】図 2 6 ~ 図 2 6 B は、図 2 5 の圧力安全装置の実施形態の概略図である。

【図 2 7】図 2 7 は、電気外科器具の代替実施形態の概略図であり、圧力安全装置およびハンドヘルドアプリケーションを示している。

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 の圧力安全装置の実施形態の概略図である。

【図 2 9】図 2 9 は、図 2 8 の圧力安全装置の概略図である。

【図 3 0】図 3 0 は、本開示の圧力安全システムを組み込む電気外科器具の代替実施形態の概略図であり、ハンドヘルドアプリケーション、アクチュエータアセンブリ、およびハンドヘルドアプリケーションとアクチュエータアセンブリとの間の圧力安全装置を示している。

【図 3 1】図 3 1 は、図 1 0 のアクチュエータアセンブリの内部の上面図であり、アクチュエータアセンブリの中に組み込まれた圧力安全システムを示している。

【図 3 1 A】図 3 1 A は、加圧ガスの可搬式供給源およびカブラアセンブリの中に組み込まれた圧力安全システムを備えた図 3 1 のカブラアセンブリと実質的に同様なカブラアセンブリの斜視図である。

【図 3 2】図 3 2 は、図 4 と同様な電気外科器具の代替実施形態の側面、概略図であり、ハンドヘルドアプリケーションの中に組み込まれた圧力安全システムおよびアクチュエータアセンブリを示している。

【図 3 3】図 3 3 は、図 1 9 と同様な電気外科器具の代替実施形態の側面、概略図であり、ハンドヘルドアプリケーションの中に組み込まれた圧力安全システムおよびアクチュエータアセンブリを示している。

【図 3 4】図 3 4 ~ 図 3 7 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの代替実施形態の概略図である。

【図 3 5】図 3 4 ~ 図 3 7 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの代替実施形態の概略図である。

【図 3 6】図 3 4 ~ 図 3 7 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの代替実施形態の概略図である。

【図 3 7】図 3 4 ~ 図 3 7 は、様々な形式の動作での本開示による圧力安全システムの代替実施形態の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

10

20

30

40

50

(詳細な説明)

本出願は、電気外科用装置または器具の実施形態を開示し、該電気外科用装置または器具は、外科手術部位または手術部位にイオン性ガスを提供するための加圧不活性ガスの可搬式供給源との使用に対して適合されているか、またはこれを含む。図 1 は、概して 10 で示されるガス増強型電気外科器具の一実施形態を示し、該ガス増強型電気外科器具は、加圧イオン性ガスの自給式供給源を有する。図 4 および図 19 は、概して 500 および 500' で示されるガス増強型電気外科器具の様々な実施形態を示し、該ガス増強型電気外科器具は、ハンドヘルドアプリケーションから遠く離れた加圧イオン性ガスの可搬式供給源を有する。本開示の電気外科器具は、様々な外科機能、例えば組織の出血を阻止すること、表面組織を乾燥させること、嚢腫を根絶すること、腫瘍上に焼痂を形成すること、または熱によって組織に印をつけることに対して使用され得る。記述の容易さのために、本明細書に記述される器具は、組織を切断する際の使用のために構成され、かつ組織の出血を阻止するためのコアギュレータとして構成される。しかしながら、当業者は、器具が、この開示の範囲から逸脱することなく他の外科的機能を実行し得るように、本開示の電気外科器具に対しては特定の修正がなされ得ることを理解する。さらに、組織の凝固を広めるためのイオン性ガスとしてアルゴンを使用することが好ましいが、他の外科的機能に対しては、別のイオン性ガスまたはイオン性ガスの組み合わせが利用され得、所望の結果を達成し得る。

10

【 0030 】

図 1 を参照すると、コアギュレータ 10 は、開放性外科処置の間の使用のために、ロボット式を含む、ペンシル状またはハンドヘルド状の大きさとされるが、しかし、同様の器具またはコアギュレータは、例えば、腹腔鏡的または内視鏡的外科処置に対する大きさとされたピストルグリップまたはハンドルと共に構成され得ることが企図されている。さらに、開放性電気外科コアギュレータ 10 の基本的動作特徴が、本明細書に記述されているが、同じかまたは同様の動作特徴が、本開示の範囲から逸脱することなく、手動でまたはロボット式に操作される腹腔鏡的または内視鏡的電気外科コアギュレータまたは器具において使用され得るか、またはこれと関連して使用され得る。本明細書における用語「電気外科エネルギー」は、医療処置に対して利用され得る任意のタイプの電気エネルギーを指す。

20

【 0031 】

図 1 に示されるように、コアギュレータ 10 は、細長い筐体 11 として示されるフレームを含み、該フレームは、近位端 12、遠位端 14、およびそこを貫通する細長い空洞 15 を有し、複数の内部のならばに / または外部の機械的および電気機械的コンポーネントをその上およびその中に支持する。本開示において、従来のとおり、用語「近位の」は、ユーザにより近いコアギュレータ 10 (または他の要素) の端を指し、一方、用語「遠位の」は、ユーザからより遠い端を指す。

30

【 0032 】

筐体 11 の遠位端 14 は、遠位のポート 17 を含み、遠位のポート 17 は、細長いガス供給チャンネルまたはチューブ 60 から発出するガスを放射、放出、または分散するように設計され、該細長いガス供給チャンネルまたはチューブ 60 は、この実施形態において、コアギュレータ 10 のフレームまたは筐体 11 を概ね長手方向に貫通する。チューブ 60 は、筐体 11 の遠位端 14 に隣接して位置する活性電極 350 の近くに加圧ガス 50 を供給するためである。ポート 17 から放射されるガスがイオン化されるように、電極 350 は、ポート 17 から近位方向にある。細長い筐体 11 は、通常その近位端 12 に隣接して位置するレセプタクル 25 を含み、このレセプタクルは、筐体 11 の単一式または一体式ハンドル部分 12a であるか、またはこの一部分であり得る。レセプタクル 25 は、その中にガス加圧式容器、カニスタ、カートリッジまたはシリンダ 100 をしっかりと係合し、かつこれを受け入れるか、または据え付けるような大きさとされる。シリンダ 100 は、外科用ガス、例えば希ガスもしくは不活性ガス、または希ガスもしくは不活性ガスの混合を含む。本明細書において、不活性ガスまたは複数の不活性ガスへの言及は、希ガス

40

50

または複数の希ガスを含むものと理解される。好ましい不活性ガスはアルゴンである。シリンダ100は比較的小さく、1回だけ使用され、使い捨てである。シリンダは、規格化された設計のものであり、輸送要件に対して保証されている。さらに、シリンダ100は、他の目的で窒素およびCO₂カートリッジを使用する他の商業的製品、例えばホイップクリームディスペンサなどに対しては不適合であるように設計され、かつ/または大きさとされる。ガスシリンダ100の詳細および筐体11とのその選択的係合または接続は、図2A~図2Cを参照して、下により詳細に論議される。

【0033】

細長いガス供給チューブ60は、通常、ガスが遠位ポート17から放射、分散するに先立って、加圧ガス50を、イオン化のため、シリンダ100からレギュレータまたは弁30を通してコアギュレータ10の遠位端14へまたはこれを通して導くか、もしくは搬送するように適合され、かつ大きさとされる。レギュレータまたは弁30は、シリンダ100、筐体11、またはアクチュエータ31の一部であり得るか、またはこれに取り付けられ得る。遠位ポート17または遠位端14は、一様かつ一定の方法で、遠位ポート17からイオン化ガスプラズマ50'を分散させることを容易にするか、または促進するように構成され得ることが企図されている。例えば、遠位端14は、その一側面、両側面またはすべての側面で先細となり得、外科手術部位または手術部位410に向かってイオン化プラズマ50'を方向付ける。あるいは、遠位ポート17は、遠位ポート17を出るガスプラズマ50'の分散または流れをかく乱するか、またはこれを大きくして、より乱れたガスの流れを作ることによって凝固を強化させるように構成され得る。多くの適切なデバイス、例えば、ねじ、ファン、ブレード、螺旋状のパターン、その他が、ガスプラズマ50'が、多少なりとも乱れてまたは他の所定の流れ特性によって、チューブ60を流れて、そして/または遠位ポート17を出るようにするために使用されることが考えられている。

10

20

【0034】

細長い筐体11は、例えば、電気ケーブル305によって、概してESUで示される電気外科エネルギーの供給源、例えば電気外科発電機300に接続される。上述のように、近位端12は、レセプタクル25を含み、レセプタクル25は、その中にシリンダ100を受け入れ、しっかりと係合し、かつ据え付ける。レセプタクル25および/またはシリンダ100は、単一使用の使い捨て器具の場合のようである必要はなく、シリンダ100が、レセプタクル25内で選択的に取り外し可能であり、かつ取り替え可能であることを可能にするように構成され得る。例えば、図1に最も良く示されるように、細長い筐体11の近位端12、またはレセプタクル25は、ロッキングメカニズム40を含み得、ロッキングメカニズム40は、シリンダ100がレセプタクル25の中に挿入されると、シリンダ100をレセプタクル25内に自動的に(または手動で)解放可能に確実にロックする。ロッキングメカニズム40をアンロックすることによって、シリンダ100は、取り外され得、別のシリンダ100に取り替えられる。

30

【0035】

ロッキングメカニズム40は、任意の適切なデバイスまたは装置、例えば、カラーまたはクランプであり得、該カラーまたはクランプは、適切なレバーの利点を提供して、その端部シーリングに逆らってシリンダ100をセットすることが企図されている。カラーまたはクランプは、シリンダがシーリングから係合解除されても、残りの加圧ガスが放出されるか、または他の方法で逃されるまで、レセプタクル25内に保持されることができるよう設計され得る。例えば、ロッキングメカニズム40は、2つ以上の相対するバネクランプ42a、42bを含み得、該2つ以上の相対するバネクランプ42a、42bは、ガスシリンダ100の外面に形成された対応する1つ以上のノッチまたは切り欠き120a、120bと機械的に係合する。理解され得るように、シリンダ100がレセプタクル35の中に挿入されると、バネクランプ42a、42bは、バネクランプが、ノッチ120a、120bを係合するまで、シリンダ100が、レセプタクル25の中に入ることを可能にするように配置される。バネクランプを備えたロッキングメカニズム40は、レセ

40

50

ブタクル 25 の中のシリンダ 100 を解放可能にロックして、ロックを素早く解放するように構成、適合され得ることが企図されている。シリンダ圧は、端部シーリングを維持するために使用され得ることが企図されている。

【0036】

ノッチ 120 a、120 b におけるバネクランプ 42 a、42 b の相対的な配置および機械的係合は、シリンダ 100 をレセブタクル内に完全に据え付け、シリンダ 100 の遠位端 110 は、弁 30 を完全に係合する。レセブタクル 25 におけるシリンダ 100 の完全な据え付けは、ガスシリンダ 100 のシーリングされた遠位端 110 の貫通または穿孔に影響を及ぼし得る。弁 30 を開くか、または作動させると、ガス 50 は、下に説明されるように、細長い供給チューブ 60 へ分散される。

10

【0037】

様々な他のロック機構が、ガスシリンダ 100 をレセブタクル 25 に、またはレセブタクル 25 の中で固定するために利用され得る。例えば、図 1 a のシリンダ 100 の遠位端 110 は、ねじ式に弁 30 を係合するために、ねじが切られた（図 2 A に 110' として示されるように）構成とされ得る。あるいは、これも図 2 A に示されるように、シリンダ 100' の近位端は、レセブタクル 25（図示されず）の内部をねじ式に係合するねじ 120' を含み得る。この例において、望ましくないガス漏れから保護するために、ねじの近くにゴム製の Oリングまたはワッシャを含むか、またはこれを提供することが有利であり得る。

20

【0038】

あるいは、筐体 11 の近位端 12 は、軸方向外向きに延びる外部にねじが切られたカラーまたはスリーブを有し、そして内部にねじが切られたねじ閉鎖キャップを有するように適合され得る。シリンダがレセブタクル 25 に据え付けられた状態で、キャップのねじ閉鎖は、シリンダ 100 をバネの付勢に逆らって遠位方向に、軸方向に配置された貫通部材に対して押し、それによってシリンダの遠位チップにおけるシーリングを破壊する。閉鎖キャップの取り外しは、シリンダの取り外しおよび取り替えを可能にする。万一シリンダの遠位端におけるシーリングが失われるか、または損傷を受けた場合、キャップは、レセブタクル 25 の内部から加圧ガスを安全に放出するように適合され、このようにして、内部の過剰圧力の際、レセブタクルを破裂から防止する。さらに、キャップは、シーリング開口部を通る流れを制御するため、圧力レギュレータまたは弁を含むように構成され得る。理解され得るように、この安全特徴は、シリンダが取り扱いの間に損傷を受けた場合、シリンダからの流れを制限して、ユーザを保護するように設計され得る。他のロック機構、例えばシリンダ 100 の端の周囲のヨークを引くためのオーバザセンターレバー装置、スナップロック、シリンダ 100 におけるバネロック、ロックレバー、差込み型ロック、ロックングダイヤルまたはタブ、その他も企図されている。

30

【0039】

シリンダ 100 はまた、筐体 11 の中への挿入および特にウェット手術状態の間の取り扱いを容易にするため、様々な人間工学的に使い易い特徴、例えばゴム把持要素または曲線の壁を含み得る。把持要素は、器具が誤って滅菌野から外れるか、または滅菌野から出ることの防止を助けるために使用され得る。さらに、かつより詳細に下に記述されるように、シリンダは、シリンダ内容物（ガスの種類および量）、作動前の最初の圧力読取り、特定の流量、のうちの任意のもの、またはこれらの組み合わせを特定するため、または所与の処置に対する使用を特定するために色分けされ得る。

40

【0040】

電気外科器具 10 は、シリンダ 100 から活性電極 350 の近くへの加圧不活性ガス 50 の流れを作動させ、これを選択的に調節するため、および供給源、例えば発電機 300 から活性電極 350 への電気外科エネルギーの送達を作動させ、これを選択的に調節して、外科手術部位 410 における使用のために不活性ガスをイオン化するため、概して 31 で示される少なくとも 1 つのアクチュエータ、例えばダイヤルまたはボタンを含む。アクチュエータ 31 は、供給源からの電気外科エネルギーの送達を作動させるためのアクチュ

50

エータとしても動作し得る。アクチュエータ 3 1 は、本明細書において、第 1 のアクチュエータと称され得る。本明細書に記述された 1 つ以上のアクチュエータ、レギュレータおよび/または弁は、筐体 1 1 に位置する代わりに、コアギュレータ 1 0 に適切に接続されたフットスイッチに位置し得ることが企図されている。

【 0 0 4 1 】

電気外科器具またはコアギュレータ 1 0 は、供給源、例えば発電機 3 0 0 からケーブル 3 1 0 およびリード 3 2 2、3 3 0 を通って活性電極 3 5 0 への電気外科エネルギーの送達を作動させて、外科手術部位 4 1 0 における使用のために不活性ガスをイオン化するため、本明細書でボタン様のトリガ 2 0 として示される第 2 のアクチュエータも含み得る。トリガ 2 0 は、例えば、細長い筐体 1 1 に、またはこの上にまたはこれを通して取り付けられるか、またはこれに装填され得る。トリガ 2 0 は、任意のタイプの公知のトリガ、例えばロッカー (r o c k e r) スイッチ、ハンドスイッチ、フットスイッチ、スライドスイッチ、ダイヤル、ボタン、レバー、その他であり得、トリガ 2 0 は、作動すると、電気外科発電機 3 0 0 と電氣的に通信して、電気外科エネルギーを活性電極 3 5 0 に選択的に送達することを可能にする。

10

【 0 0 4 2 】

活性電極 3 5 0 は、筐体の遠位端に取り付けられ得るか、またはこれを機械的に係合し得、手術部位 4 1 0 に隣接してまたは手術部位 4 1 0 に配置され得る。活性電極 3 5 0 は、ポート 1 7 のすぐ外部に位置し得るが、活性電極は、チューブ 6 0 の遠位端と遠位ポート 1 7 との間で、フレームまたは筐体 1 1 の遠位端に隣接して配置される。例えば、活性電極 3 5 0 は、ポートのすぐ外側に配置されるように、筐体 1 1 内で支持されて筐体の外側に延びる細長い部材に取り付けられ得る。活性電極 3 5 0 は、図示のとおりである必要はない。活性電極 3 5 0 は、導電性の細長い部材であり得、該導電性の細長い部材は、電気外科器具から延びる、高周波療法、すなわち組織を凝固、切断またはシーリングするために適切なブレード、ニードル、スネア、またはボール電極の形であり得る。

20

【 0 0 4 3 】

図示のように、かつ大抵の単極電気外科システムにおいて、リターン電極またはパッド 3 7 0 は通常、患者の下に配置され、ケーブル 3 6 0 を介して電気外科発電機 3 0 0 の異なる電位に接続される。作動の間、リターンパッド 3 7 0 は、電気外科コアギュレータ 1 0 から放射する電気外科エネルギーに対する電氣的リターンとして作用する。この目的に対して様々なタイプの電気外科発電機 3 0 0、例えば Tyco Healthcare Group LP, of Boulder, Colorado の一部門である Valley Lab, Inc. によって販売されているような発電機が企図されている。

30

【 0 0 4 4 】

トリガ 2 0 は、作動すると、例えばトリガが押し下げられる (または、例えば捻られる (ダイヤルスイッチ)、揺り動かされる (ロッカースイッチ)、またはスライドされる (スライドスイッチ) のように別の方法で動かされるか、もしくは操作される) とき、簡単な「オン/オフ」方法で電極 3 5 0 に電流を流すように設計されることが企図されている。あるいは、ユーザが、手術部位 4 1 0 における電気外科的效果を変化させ得るように、発電機 3 0 0 からの電気強度は、トリガ 2 0 によって選択的に調節され得ることが考えられている。コアギュレータ 1 0 の動作に関して下に記述されるように、組織 4 0 0 の凝固をもたらす電極 3 5 0 へ伝えられる電気外科エネルギーの量を制御するため、例えば、感圧性トリガまたはレギュレータが利用され得る。考えられているトリガおよびアクチュエータは、例えば、共有にかかる米国仮出願第 6 0 / 4 2 4, 3 5 2 号および共有にかかる米国出願第 1 0 / 2 5 1, 6 0 6 号に記述されているものを含み、該出願の各々の全容は、これに限定されることを意図することなく、本明細書に参考として援用される。

40

【 0 0 4 5 】

今では公開第 0 4 - 0 0 9 2 9 2 7 号となっている米国出願第 1 0 / 2 5 1, 6 0 6 号は、可変制御部、筐体、および筐体から延びて、電気外科エネルギーの供給源に接続された電気焼灼ブレードまたは電極を有する電気外科器具を開示している。筐体に支持された

50

アクチュエータボタンは、第1の位置から少なくとも後続の位置へ、例えば押し下げられ、揺り動かされ、またはスライドされるなど、可動であり、好ましくは一連の個別の後続の位置であって、各後続の位置は、ブレードに伝達される特定の量のエネルギーに対応する、後続の位置へ可動である。トランスデューサ、例えば圧力トランスデューサ、または他の適切な回路要素が、作動ボタンと電気外科エネルギーの供給源との間に電氣的に接続される。トランスデューサは、電氣的出力信号（またはある範囲の出力信号）を、作動ボタンの選択された動きまたは位置と相関するエネルギー供給源に送信するように構成される。これに対応して、供給源は、電氣的出力信号に依存して、ある量のまたはある範囲の電気外科エネルギーの放出をブレードに供給する。

【0046】

上述のアクチュエータおよび選択的に調節可能なシステムは、例えばレギュレータおよび弁30を介してシリンダ100からの加圧ガスの流れを作動させ、これを選択的に調節するため、および供給源からのエネルギーの送達を選択的に調節するため、少なくとも1つのアクチュエータ、すなわちアクチュエータ31を使用して、用いられ得る。かようなことは、例えば、アクチュエータボタンの動きに基づいて1つの信号もしくは2つの信号または出力信号の様々なセットを生成する適切なトランジスタを使用することによって達成され得る。信号（または1つの信号または信号のセット）は、アクチュエータ31またはレギュレータおよび弁30に送られ、アクチュエータ31またはレギュレータおよび弁30を作動させて、シリンダからの調整されたガスの流れに対応する関連した動きを作動させることに対して適切である。信号（または他の信号もしくはセット）はトリガ20に送られ、トリガ20を作動させて、供給源からエネルギーを送達することに対して適切である。同様の適切なアクチュエータシステムが、第1のトランジスタによって使用されて、シリンダ100からの流れを作動させて選択的にこれを調節するために、第1のアクチュエータ、すなわちアクチュエータ31を作動させ得、そして、第2のトランジスタによって使用されて、供給源からのエネルギーの送達を作動させて選択的にこれを調節するために、第2のアクチュエータ、すなわちトリガ20を作動させ得る。トリガ20は、筐体11に位置する代わりに、電気外科発電機300およびコアギュレータ10に適切に接続されたフットスイッチに位置し得ることが企図されている。

【0047】

少なくとも1つのアクチュエータ、例えばアクチュエータ31が、発電機300からの電気外科エネルギーの送達を作動させるに先立って、加圧ガス50の放出を作動させるように適合または操作されることが考えられている。第1のアクチュエータおよび第2のアクチュエータがある場合、器具またはコアギュレータは、シリンダ100からのガスの流れと電極へのエネルギーの送達とを時間調整するため、1つ以上の要素、例えば回路網、または機械的メカニズムもしくは電気機械的メカニズムを含むことが考えられている。特に有用な一実施形態において、第1のアクチュエータは、第2のアクチュエータの作動に先立って作動させられる。アクチュエータ31は、気密耳鏡検査法に対してのみ、アルゴンガスの形で、加圧ガス50を投与するように作動させられ得ることが企図されている。

【0048】

トリガ20（また発電機300）は、1つ以上のセンサ365と協働し得、該1つ以上のセンサ365は、器具10、筐体11または電極350に取り付けられ得、例えば、組織凝固の量のような手術部位410における状態を継続的に測定またはモニタし、情報を発電機300またはトリガ20に中継し戻すことも考えられている。例えば、障害が表示された場合、自動的に（例えば停止スイッチによって）圧力を低減するか、または弁30を部分的に閉じる制御システムまたは安全回路（図示されず）が使用され得る。あるいは、またはさらに、安全回路は、センサ365または外科医によって検知された状態（例えば塞栓状態またはこの懸念）に基いて、組織400へのエネルギーを遮断し、かつ/または圧力解放弁（例えば概して367で示される安全放出弁）を作動させるかもしくは解除して、加圧ガスの圧力を放出するように構成され得る。検知された状態に基いて、ガスシリンダ100は、例えば弁30によって、調節され、機能しないようにされ、弁結合部3

10

20

30

40

50

2との係合から外されるか(もしくは解放されるか)、または弁30は、自動的に完全に作動しないようにされ得るか、もしくは閉じられ得ることも企図されている。あるいは、センサ365は、トリガ20または発電機300にフィードバックを提供して、供給チューブ60において測定された背圧から推定された組織からの距離に基き、組織タイプに基き、または組織反応に基き、組織400の凝固を最適化する。第2のセンサ321は、ガス供給チューブ60を通るガス50の流れを測定するために使用され得、かつ、シリンダ100から電極350へのガスの流れを自動的に調整するため、流量レギュレータ、例えば弁30に電氣的に接続され得る。

【0049】

図1に最も良く示されるように、アクチュエータ31は、レギュレータおよび弁30を含み、該レギュレータおよび弁30は、細長い筐体11に取り付けられ、これを貫いており、かつ、選択的に取り外し可能なガスシリンダ100の遠位端110においてシーリングされた出口を機械的に係合する(かつ、好ましくはシーリングされた出口を穿刺することもあり、またはそうでなければこれを係合し、開く)大きさとされ得る。ガスシリンダ100は、器具の再使用可能型または使い捨て可能型で取り外し可能であり得る。特に有用な一実施形態において、ガスシリンダ100および弁30の機械的係合および固定は、クイックリリース型メカニズムまたは他の簡単な取り付けメカニズムを含み、該クイックリリース型メカニズムまたは他の簡単な取り付けメカニズムは、シリンダ100、レセプタクル25および/または筐体11において、かつ/またはこれらの一部分として使用され得、ユーザが、ガスシリンダ100を迅速、正確に係合し、係合解除し、取り外し、かつ取り替えることを可能にする。例えば、様々なバネ、レバー、ラッチ、スライドおよび摩擦係合部材(図示されず)が、シリンダ100の充填および迅速な取り外しを容易にするために使用され得る。上述のように、ロッキングメカニズム40は、シリンダ100をレセプタクル25内に永久的に、または解放可能に固定するために使用され得る。

【0050】

アクチュエータ31の作動は、レギュレータおよび弁30を作動させる。レギュレータおよび弁30は、シリンダ100から電極350へのガスの流れを選択的に制御または調整する。レギュレータおよび弁30は、シリンダインターフェースまたは結合部32とプレナム34とを含み得る。アクチュエータ31またはレギュレータおよび弁30は、ガスシリンダ100から供給チューブ60および電極350へのガス50の量または流れを選択的に調整するため、プレナム34を選択的に調節する。

【0051】

アクチュエータ31は、ガス50の流れに関してユーザに触覚性フィードバックを提供するため、漸増的に調節可能(すなわち、回転可能、スライド可能または感圧性)であり得ることが企図されている。理解され得るように、プレナム34は、レギュレータおよび弁30のレギュレータ部分と供給チューブ60の近位端62との間に配置される。上述のように、結合部32は、シリンダ100がレセプタクル25の中に挿入されると、シリンダ100を機械的に係合し(例えば、ねじ式に係合し、スナップ式に嵌め、摩擦式に嵌め、スライド式に嵌め、バネ式に取り付け、差込み、または他の方法によって)、シリンダ100との接合をシーリングし、そしてシリンダ100のシーリングされた遠位端または出口を破壊し、貫通し、または他の方法でこれを開けもする。アクチュエータ31は、レギュレータおよび弁30を含むことが好ましいが、レギュレータおよび弁30が、アクチュエータ31を含み得る。レギュレータおよび弁30は本明細書において、シリンダ100からの加圧ガスの流れを選択的に調整するための第1の流量レギュレータと称され得る。

【0052】

一実施形態において、コアギュレータ10は、別個の圧力レギュレータ、弁および/または流量レギュレータを含み得、該流量レギュレータは分離され、コアギュレータ10の長さを下った所に配置される。例えば、電極350への加圧ガスの流れを選択的に調整する第2の流量レギュレータ、例えば「FR2」が含まれ得る。さらに別の実施形態におい

て、コアギュレータ10は、電極350へ流れる加圧ガスの圧力を調整するための圧力レギュレータ、例えば「PR」を含み得る。弁30は、圧力解放弁を有する圧力レギュレータを含み得、該圧力解放弁は、シリンダ100と通信して、シリンダ内の加圧ガスの圧力を調整、かつ/または解放する。コアギュレータ10は、流量制限器も含み得る。例えば、弁30は、電極350への加圧ガスの流れを選択されたレベルに制限するための流量制限器を含み得る。特に有用な一実施形態において、圧力解放弁、または「バープ弁」が含まれ得、該圧力解放弁、または「バープ弁」は、流量制限器またはプレナムの近くに配置されて、ガスがチャンネル60から逃げることを可能にし、それによって、開口部17の部分的閉塞または完全な閉塞の結果としての開口部17における圧力の立ち上がりを防止する。ガス送管430(図1を参照)が含まれ得、ガス送管430は、解放されたガスの流れをコアギュレータ10の近位端へ移送する。

10

【0053】

シリンダ100の遠位端110は、機械的接続部からの好ましくないガス漏れを回避するため、結合部32に取り付けられ、かつこれと機械的に係合したとき、およびその後、密閉シーリングされる。端部シーリングは、シリンダ100の面110におけるエラストマーランド(elastomeric land)、またはシリンダ100を取り囲むエラストマーリングによって、金属対金属の接触により形成され得る。理解され得るように、様々なゴムシーリング、ガスケット、フランジなど(図示されず)が、この目的を達成するために使用され得る。

20

【0054】

プラズマをイオン化して組織400を凝固させるために電極350が作動するに先立って、弁30は、例えば手で、所望の流量に開かれることが企図されている。エネルギーの送達を作動させるものと同じボタン、アクチュエータまたはレバーが、レギュレータおよび弁30ならびにガスの流れも作動させる。例えば、発電機300からのエネルギーの送達を作動させるためにレバーが引き続き動くことに先立って、レバーの動きは、レギュレータおよび弁30ならびにガスの流れを作動させる。アクチュエータ31または弁30は、トリガ20と通信するため、自動的に調整され得、かつ、トリガ20の作動によって自動的に制御され得ることも考えられている。例えば、ユーザは、アクチュエータ31(アクチュエータ31は、ユーザが容易に流量を決定することを可能にするための可視インジケータなどを含み得る)を作動させることによって流量を選択し得、それによってトリガ20が作動すると、レギュレータおよび弁30は、チューブ60を通過して電極350の近くの着火点335までのガス50の流れを開始させる。電極350が次に作動して、ガス50をイオン化し得、そしてイオン化されたガスプラズマ50'を組織または手術部位410に対して強制する。あるいは、アクチュエータ31またはレギュレータおよび弁30の作動は、トリガ20および電気外科エネルギーの電極350への流れを自動的に作動させ得る。

30

【0055】

トリガ20の作動および着火点335までのガスの流れの開始の後、電極350の発火は、機械的、電気機械的に遅延されるか、または遅延回路網もしくは遅延アルゴリズムを利用して遅延され、好ましくは手術部位410へのプラズマ50'の送達を向上させる。理解され得るように、遅延回路網またはアルゴリズムは、トリガ20、弁30または発電機300の中に組み込まれ得る。

40

【0056】

使用中、イオン性ガス50は、ガスシリンダ100からレギュレータおよび弁30(または単にフローレギュレータ)へ圧力の下で供給され、そしてアクチュエータ31が選択的に作動すると、ガスが電極350の近くの着火点335まで流れ、そこでガス50は、遠位端17から手術部位410へ分配、分散または投与される前に、ガスプラズマ50'へとイオン化される。使用中、ユーザは、所望の外科的効果を満足するため、ガスの流量および/または電極350から発出するエネルギーの強度を選択的に変化させ得る。

50

【0057】

ガスシリンダ 100 は比較的小さく、短い持続時間の所与の外科手術に対して適切なまたは十分な量のガス 50 を含む。シリンダ 100 は通常、一回だけ使用され、使い捨てである。単一のガスシリンダによって供給されるガス適用よりも長いかまたはこれとは異なるガス適用が必要である場合、シリンダ 100 は、外科処置の間、必要に応じて取り替えられ得る。理解され得るように、様々なガスシリンダ 100 が、例えばタイプ、量、圧力および/または流量の観点から様々なガス要件を有する様々な外科手術に対し利用され得る。シリンダ 100 のガス圧は通常、約 3000 psi 以下である。ガスシリンダ 100 は、約 100 cc 以下の圧縮状態のガスの容積を有する。

【0058】

約 4 リットルのガス（大気圧で）を含むシリンダ 100 および約 2 分の流れ時間が、通常の凝固処置に対して適切であることが分かっている。かかる処置に対して、シリンダによって提供される流量は、約 2 リットル/分～約 4 リットル/分の範囲に及び得、標準的な流量は、約 2 リットル/分であり得る。カートリッジ 100 は、既定の流量でガスを送達するように予め構成され得、コアギュレータ 10 は、細長い筐体 11 の中にまたはこの上に流量レギュレータも流れ弁 30 もなしに構成され得ることが企図されている。その代わりに、細長い筐体 11 は、「開」スイッチおよび「閉」スイッチ（図示されず）を単に含み得、該「開」スイッチおよび「閉」スイッチは、スイッチの位置に依存して、ガスシリンダ 100 からのガスの流れを遮断するかまたは放出する。この結果として、コアギュレータ 10 は、開のとき、圧力の下でガスシリンダ 100 を出るガス 50 の所定の流量に依存する。

【0059】

使用されるガス流量は、例えば使用される器具および/または実行される外科手術または処置のタイプのような要因に依存する。特定のガス、充填時の流量または特定の器具、処置もしくは用途に対する適合性を示すために、様々なガスカートリッジ、例えばシリンダ 100 ' が、例えばカラーバンド 150 '（図 2 A を参照）のように、可視的に色によって予め印を付けられるか、または分類され得る。このようにして、ユーザは、所望の特定のガス、流量および意図された外科的使用に特に関連する適切な色を選び得る。シリンダ 100 は容易に取り替え可能であるので、ユーザは、外科手術の間、シリンダ 100 を異なる流量（異なるカラーバンド 150 '）を有する異なるシリンダ 100 ' と取り替えることを選択し得る。シリンダ 100 は、シリンダの操作を容易にするために、例えばシリンダの近位端における 100 a のようなノブを含み得る。

【0060】

図 2 A は、ガスシリンダ 100 ' の実施形態を示し、ガスシリンダ 100 ' は、安全放出圧力停止弁 188 ' を含み、安全放出圧力停止弁 188 ' は、シリンダが取り外されたとき、シリンダ 100 ' からのガスの流れを自動的に止めるように設計されている。より詳細には、シリンダ 100 ' が結合部 32 から解放されると、ボール 189 '（ボールチェック弁の中の）または何らかの他の可動の障害物が遠位方向に自動的に動いて、シリンダ 100 ' の遠位端 110 ' を通るガス 50 の通路を遮断する。シリンダ 100 ' を結合部 32 の中に挿入、係合すると、ピンまたは他の突出要素（図示されず）が、ボール 189 ' を近位方向に押し、シリンダ 100 ' からガス 50 が放出されることを可能にする。理解され得るように、多くの様々なタイプの放出圧力停止物が、同じ目的または同様の目的を達成するために使用され得、上記の放出圧力停止弁 188 ' は一例に過ぎない。シリンダ 100 など、例えば 100 ' ' は、活性シリンダ 100 がレセプタクル 25 から取り外される前に、またはこのときに、ガスを放出するために、および/またはシリンダ内部のガス過剰圧力の放出を安全に制御するために、安全圧力放出弁「SPRV」を含み得ることが考えられている。コアギュレータ 10、例えばレセプタクル 25 は、圧力解放弁 440 を含み得、圧力解放弁 440 は、シリンダの中の加圧ガスの圧力を逃がすためにシリンダ 100 と通信することも考えられている。

【0061】

図 2 B に最も良く示されるように、ガスシリンダ 100 ' ' の実施形態は、ゲージ 18

5' ' を含み得、ゲージ185' ' は、シリンダに残された加圧ガスの量、または任意の所与の時間にシリンダ100' ' から使用された加圧ガスの量を測定、表示する。可視または可聴のインジケータまたはセンサ（図示されず）が、ユーザに低いガス条件について警告するために使用され得る。ガスシリンダ100' ' は、充填ポートまたは補充弁160' ' も含み得、該充填ポートまたは補充弁160' ' は、ユーザが、器具10のレセプタクル25からシリンダを取り外すことなくガスシリンダ100' ' の内部170' ' を選択的に補充することを可能にする。

【0062】

図2Cは、ガスシリンダ100' ' の別の実施形態を示し、ガスシリンダ100' ' ' はそれに配置された弁180' ' ' を含み、弁180' ' ' は、ユーザが、内部チャンバ170' ' ' から遠位端110' ' ' を通るコアギュレータ10までのガスの流れを選択的に調整することを可能にする。かくて、弁は、必ずしもコアギュレータ10内には必要とされず、ユーザは、必要に応じて弁180' ' ' を回転させる（または他の方法で調節する）ことによって、ガス50を選択的に調整し得る。

10

【0063】

図3Aおよび図3Bは、本明細書では回転アイリス状弁30' ' として示される流れ制御弁の実施形態を示し、該流れ制御弁は、シリンダからの加圧ガスの流れを選択的に制御するために、コアギュレータ10内で（または上述のようにガスシリンダ100' ' ' に対して）利用され得る。アイリス弁30' ' は、結合部32' ' と供給チューブ60の近位端62のフレア部分62' ' との間に配置され得る。第1の方向にアイリス弁30' ' が回転すると、一連の重ね合わされた部分31a~31gが動いて、通路または開口部37の寸法を半径方向に低減または圧縮して、そこを通るガス供給チューブ60のフレア部分62' ' までのガス流れを制限する。反対方向にアイリス弁30' ' が回転すると、重ね合わされた部分31a~31gが動いて、開口部37の寸法を半径方向に拡張し、そこを通る供給チューブ60のフレア部分62' ' までのガス流れを増大させる。

20

【0064】

コロナリターン電極またはコロナスタート電極（図示されないが、当技術分野では公知である）が、プラズマアークを開始するために、電極350に対して使用され得ることが企図されている。コロナリターン電極は、遠位端14または遠位ポート14の近くに位置する筐体11上にまたは筐体11内に配置され得る。コロナリターン電極は、電気外科発電機300のリターン経路360と電氣的に接続される。コロナリターン電極の機能は、活性電極350によって、一様ではない電場を確立することである。一様ではない電場は、活性電極350の近くでコロナの形成を引き起こし、これによって、ガス50が筐体11の遠位ポート17から流れ出るとき、ガス50の発火を助ける。誘電部材（図示されず）が、活性電極350をコロナリターン電極から分離するために配置され得る。

30

【0065】

コアギュレータ10が、バープ弁の代わりに2段階レギュレータ（図示されず）を含むように構成され得ることも企図されている。特に、これは、腹腔鏡的デバイスとの使用に対して特に有利であり、腹腔鏡的デバイスにおいては、ガス流れは、手術空洞におけるガス注入圧によって影響を受け得る。

40

【0066】

さらに、図面においては、ペンシル状の電気外科器具として示されるが、電気外科器具は、ユーザがピストルのように器具を取り扱うことを可能にするピストルグリップ状ハンドルを含み得ることが企図されている。シリンダは、ハンドル内に選択的に係合され、かつハンドルから選択的に係合解除（すなわち解放）されるような大きさとされ得ることも考えられている。あるいは、ハンドルは、例えば、ピストル状の態様で電気外科器具を取り扱うために筐体に対してオフセットした位置から、ペンシルのように電気外科器具を取り扱うために概して整列した配向へ、様々な配向で電気外科器具を取り扱うために選択的に旋回可能であり得る。

【0067】

50

上述の電気外科器具の幾つかの実施形態は、筐体 1 1 のレセプタクル 2 5 内に適合する内部に取り付けられたシリンダ 1 0 0 を示すが、可搬式ガス供給源が、同じ目的を達成するために使用され得ることが企図されている。

【 0 0 6 8 】

ここで図 4 を参照すると、ガス増強型外科器具の代替実施形態が示される。この実施形態において、可搬式ガス供給源が遠く離れたアクチュエータアセンブリ 5 5 0 に提供され、ここでは、遠く離れたアクチュエータアセンブリは、外科医によって使用されるフットアクチュエータアセンブリである。しかしながら、遠く離れたアクチュエータアセンブリは、ハンド操作式アクチュエータであり得、該ハンド操作式アクチュエータは、例えば看護師のような外科処置に立ち会う別の人物によって使用される。

10

【 0 0 6 9 】

この実施形態における外科器具 5 0 0 は、ハンドヘルドアプリケーション 5 1 0 とアクチュエータアセンブリ 5 5 0 とを含む。ハンドヘルドアプリケーション 5 1 0 は、細長い筐体 5 1 4 として示されるフレームを含み、該フレームは、近位端 5 1 6、遠位端 5 1 8、およびそれらを通して延びる細長い空洞 5 2 0 を有する。筐体 5 1 4 の遠位端 5 1 8 は、遠位ポート 5 2 2 を含み、遠位ポート 5 2 2 は、細長いガス送達部材（ここではチャンネルまたはチューブ） 5 2 4 から発出するガスを放射、放出、または分散するように設計され、該細長いガス送達部材 5 2 4 は、この実施形態において、アプリケーション 5 1 0 のフレームまたは筐体 5 1 4 を概して長手方向に通り返ける。チューブ 5 2 4 は、アクチュエータアセンブリ 5 5 0 に接続された供給チューブ 5 5 2 に接続するために、筐体 5 1 4 の近位端 5 1 6 から延びる。チューブ 5 2 4 は、加圧ガス 5 0 を筐体 5 1 4 の遠位端 5 1 8 に隣接して位置する活性電極 3 5 0 の近くに供給するためである。ポート 5 2 2 から放射されるガスがイオン化されるように、電極 3 5 0 は、ポート 5 2 2 から近位方向にある。筐体 5 1 4 の他端、すなわちその近位端 1 2 において、コネクタ 5 1 7 が提供され、それによって、ハンドヘルドアプリケーション 5 1 0 は、アクチュエータアセンブリ 5 5 0 および、例えば電気外科発電機 3 0 0 のような電気外科エネルギーの供給源に、電気ケーブル 5 7 5 を介して接続され得る。本開示の電気外科器具の電気システム、または本開示の電気外科器具と関連する電気システムの電極および他のコンポーネントに関するさらなる記述が下に提供される。

20

【 0 0 7 0 】

図 4 の実施形態において、活性電極 3 5 0 が、筐体の遠位端に取り付けられ得るか、またはこれを機械的に係合し得、手術部位 4 1 0 に隣接してまたは手術部位 4 1 0 に配置され得る。電極 3 5 0 は、ポート 5 2 2 のすぐ外部に位置し得るが、電極は、チューブ 5 2 4 の遠位端 5 2 5 と遠位ポート 5 2 2 との間で、フレームまたは筐体 5 1 4 の遠位端に隣接して配置される。例えば、電極 3 5 0 は、ポートのすぐ外側に配置されるように、筐体 5 1 4 内で支持されて筐体の外側に延びる細長い部材に取り付けられ得る。図 1 の実施形態と同様に、電極 3 5 0 は、図示のとおりである必要はない。活性電極 3 5 0 は、導電性の細長い部材であり得、該導電性の細長い部材は、電気外科器具から延びる、高周波療法、すなわち組織を凝固、切断またはシーリングするために適切なブレード、ニードル、スネア、またはポール電極の形であり得る。

30

40

【 0 0 7 1 】

図示のように、かつ大抵の単極電気外科システムにおいて、リターン電極またはパッド 3 7 0 は通常、患者の下に配置され、ケーブル 3 6 0 を介して電気外科発電機 3 0 0 の異なる電位に接続される。作動の間、リターンパッド 3 7 0 は、ハンドヘルドアプリケーション 5 1 0 から放射する電気外科エネルギーに対する電気的リターンとして作用する。この目的に対して様々なタイプの電気外科発電機 3 0 0、例えば Tyco Healthcare Group LP, of Boulder, Colorado の一部門である Valley Lab, Inc. によって販売されているような発電機が企図されている。

【 0 0 7 2 】

アプリケーション 5 1 0 の遠位ポート 5 2 2 または遠位端 5 1 8 は、一様かつ一定の方法で

50

、遠位ポート522からイオン化ガスプラズマ50'を分散させることを容易にするか、または促進するように構成され得ることが企図されている。例えば、遠位端518は、一側面またはすべての側面で先細りとなり得、外科手術部位または手術部位410に向かってイオン化ガスプラズマ50'を方向付ける。あるいは、遠位ポート522は、遠位ポート522を出るガスプラズマ50'の分散または流れをかく乱するか、またはこれを大きくして、より乱れたガスの流れを作ることによって凝固を強化するように構成され得る。多くの適切なデバイス、例えば、ねじ、ファン、ブレード、螺旋状のパターン、その他が、ガスプラズマ50'が、多少なりとも乱れてまたは他の所定の流れ特性によって、チューブ524を通して流れ、そして/または遠位ポート522を出るようにするために使用されることが考えられている。

10

【0073】

図面においては、ペンシル状のハンドヘルドアプリケーションータとして示されるが、ハンドヘルドアプリケーションータは、ユーザがピストルのようにアプリケーションータを取り扱うことを可能にするピストルグリップ状ハンドルを含み得ることが企図されている。ハンドルは、例えば、ピストル状の態様でアプリケーションータを取り扱うために筐体に対してオフセットした位置から、ペンシルのようにアプリケーションータを取り扱うために概して整列した配向へ、様々な配向でハンドヘルドアプリケーションータを取り扱うために選択的に旋回可能であり得る。

【0074】

ここで、図5～図7を参照すると、アクチュエータアセンブリ550の一実施形態が、記述される。アクチュエータアセンブリ550は、ベース564に接続されたカバー562を有する筐体560を含む。カバー562は、アクチュエータ566を有し、アクチュエータ566は、この実施形態においてはフットペダルであり、該フットペダルは、ブラケット567(図6を参照)に旋回可能に固定され、1つ以上のコントローラを作動させ、かつガス供給源の出口を穿刺するために使用される。図4の実施形態において、2つのコントローラがあり、1つは、アプリケーションータ510に供給されるガスを制御するために使用され、他方は、アプリケーションータ510に供給される電気外科エネルギーを制御するために使用される。

20

【0075】

図6および図6Aを参照すると、2つのコントローラ568および570が、取り付けプレート572に固定され、取り付けプレート572は次に、ベース564に固定される。例えば、コントローラが作動させられ(例えば、押し下げられ、または他の方法で動かされもしくは操作され)たとき、電気外科エネルギーが電極350に供給されるというように、コントローラ568の作動は、簡単な「オン/オフ」方法で電極350に電流を流すように設計される。コントローラ570の作動は、ガスが、アクチュエータアセンブリ550からアプリケーションータ510(図6を参照)まで流れ、手術部位410に放出されることを可能にするように設計される。コントローラ570は好ましくは、加圧ガスの流れを可能にし、または遮断する開閉タイプの弁である。このタイプのコントローラ570を使用するとき、シリンダ581のガスの圧力は、アプリケーションータ510に供給されるガスの圧力である。あるいは、コントローラ570は、レギュレータ/弁アセンブリであり得、該レギュレータ/弁アセンブリは、シリンダ581からアプリケーションータ510へのガスの流れを選択的に制御し、かつ/または調整する。コントローラ570は、調節可能な弁であり得、該調節可能な弁は、筐体560から延びる回転可能なノブ、スライダ可能なレバーまたは感圧パッドによって、加圧ガスの流れを制御することも企図されている。コントローラ570はまた、ガスの流れを示す触知可能フィードバックまたは可聴フィードバックをユーザに提供し得る。警報は、ガスの流れによって電力が供給され得ることが企図されている。

30

40

【0076】

筐体560はまた、ガス供給源モジュール580を収納し、ガス供給源モジュール580は、実行される外科処置に対する加圧イオン性ガスの可搬式供給源を保持する。ガス供給源モジュール580は、レセプタクル582を含み、レセプタクル582は、加圧イオ

50

ン性ガスの供給源を確実に係合し、受け入れ、据え付け、または他の方法で保持し、かつ図10に示される係合解除された位置と、図11に示される係合した位置との間でガス供給源を動かすように構成される。示されるガス供給源は、加圧イオン性ガスを含むシリンダ581である。しかしながら、他のタイプの可搬式容器、カニスタ、カートリッジなども考えられている。示されるシリンダ581は、上述のシリンダ100、100'、100''、および100'''と同様である。しかしながら、アクチュエータアセンブリ550は、アプリケーション510よりも大きくあり得るので、より大きな、またはより長い加圧容器、カニスタ、シリンダまたはカートリッジが、長引く使用の間、より多くの加圧ガスを提供するために使用され得る。アクチュエータアセンブリ550におけるシリンダ581の係合の詳細は、図8～図18を参照して、下により詳細に論議される。

10

【0077】

図7を参照すると、レセプタクル582は一对の溝586を含み、一对の溝586は、ベース564に固定されたレール588に適合し、それによってシリンダ581は、係合解除された位置と係合された位置との間で可動となる。ガス供給源ロッキングアセンブリ590は、レセプタクル582の動きを容易にし、かつシリンダ581が係合された位置にあるとき、所定の位置にレセプタクルをロックし、それによってレセプタクル582（したがってシリンダ581）に対して十分な圧力を維持して、シリンダの出口がカブラアセンブリ598においてシーリングされ、加圧ガスが筐体の中に漏れ出すことから防止されることを保証するために、提供される。ロッキングアセンブリ590は、ベース564に固定されたピボットアーム取り付け592を含み、ピボットアーム594は、一端594aで取り付け部592に回転可能に固定され、端594bでロッキングアーム596に回転可能に固定される。ロッキングアーム596の端596aは、図示のように、レセプタクル582に回転可能に固定される。

20

【0078】

あるいは、図7Bに見られるように、ロッキングアセンブリ590は、ラチェットメカニズムであり得、該ラチェットメカニズムにおいて、レセプタクル582は、一側面または両側面において一連の溝620を含み、かつ溝620を係合してレセプタクルを所定の位置にロックするように構成された1つ以上の歯622が、回転可能なアーム624に提供される。パネ626が、アーム624の端624aを互いから遠ざかるように法線方向に付勢し、それによって歯622は、互いの方に向かって動く。アーム624上のピン630によって支持されたパネ628は、筐体560の内壁を係合し、かつ歯622を互いの方に向かって法線方向に付勢することでパネ626を助ける。歯622を溝620から解放するために、筐体560から外側に部分的に延びるアーム624の端624aは、手で押圧されるか、またはクランプされ、それによってパネ626および628は圧縮され、アーム624の端624bは広がる。

30

【0079】

ガス供給源モジュール580はまた、カブラアセンブリ598を含み、カブラアセンブリ598は、シリンダ581の出口を係合して、シリンダの出口の周囲に気密性シーリングを提供するように構成され、それによってガスはカブラアセンブリから漏れない。カブラアセンブリ598はカブラ600を含み、カブラ600は、ベース564に固定された筐体602内に固定される。カブラ600は、エラストマー材料から構成され得、それによって、シリンダ581の出口がカブラ600のポート604（図7Aに見られる）の中に押し込められたとき、気密性シーリングが、シリンダの出口の周囲に形成される。ポート604の内部は、新しいシリンダが、下に記述されるように、最初に係合位置へ動かされたとき、出口のシーリングを破壊、破裂または穿刺するために使用されるピン606を有する。カブラ600はまた、チャンネル608および出口ポート610を有し、出口ポート610は、コントローラ570（図12に見られる）に接続されたチューブ612に接続する。

40

【0080】

アクチュエータアセンブリ550（または発電機300）は、1つ以上のセンサ365

50

と協働し得、1つ以上のセンサ365は、アプリケーション510または電極350（図4に見られる）の筐体514に取り付けられ得ることも企図されている。図1の実施形態に関して上述されたセンサと同様に、センサ365は、例えば組織凝固の量のような手術部位410における状態を継続的に測定、またはモニタし、情報を発電機300またはアクチュエータアセンブリ550に中継し戻すために使用され得る。例えば、障害が検出された場合、自動的に（例えば遮断スイッチによって）ガス圧を低減するか、またはアクチュエータアセンブリ550のコントローラ570を部分的に作動させるために、制御システムまたは安全回路（図示されず）が使用され得る。あるいは、またはさらに、安全回路は、センサ365または外科医によって検知された状態（例えば塞栓状態またはこの懸念）に応答して、組織400への電気外科エネルギーを遮断し（電極350を介して）、かつ/または圧力解放弁（例えば概して367で示される安全放出弁）を作動させるかもしくは解除して、アプリケーション510の遠位端522から放出されるガスの圧力を変化させるように構成され得る。例えば、手術の間、圧力放出弁367は、供給チューブ524を拘束して、アプリケーション510の遠位端522から放出されるガスの量を低減するために押し下げられ得るか、または回転させられて筐体の中に入り得る。

10

20

30

40

50

【0081】

検知された状態に基づいて、コントローラ570は、自動的に作動しないようにされ得るかまたは閉じられ得ることも企図されている。あるいは、センサ365は、アクチュエータアセンブリ550または発電機300にフィードバックを提供し得、例えば、1)供給チューブ524において測定された背圧から推定された組織からのアプリケーション510の距離、2)組織タイプ、または3)組織反応に基づいて、外科的機能（ここでは組織400の凝固）の実行を最適化する。第2のセンサ321は、ガス供給チューブ524を通るガス50の流れを測定するために使用され得、かつ、シリンダ581から電極350へのガスの流れを自動的に調整するため、流量レギュレータ（図示されず）に電氣的に接続され得る。

【0082】

ここで、図8～図18を参照すると、イオン化ガスを手術部位410に供給するためのアプリケーション510およびアクチュエータアセンブリ550の動作が、記述される。外科処置の前に、または外科処置が開始されると、アクチュエータ566が持ち上げられ（図8に見られるように）、そして加圧イオン性ガスのシーリングされた可搬式供給源、例えばシリンダ581が、ガス供給源モジュール580のレセプタクル582の中に挿入される。図8および図10に示されるように、シリンダを挿入するとき、ガス供給源モジュール580は、後退位置にあり、シリンダ581の出口は、カブラアセンブリ598のカブラ600と係合していない。概して、係合解除された位置にあるときは、ロッキングアセンブリ590のロッキングアーム596は、後退位置にあり（図14および図16に見られるように）、ロッキングアームの端596bは筐体560から延び、レセプタクル582は、レール588に沿って後退させられ、シリンダ581の出口は、カブラ600から離れて配置される。シリンダ581がレセプタクル582の中に置かれた後、ロッキングアーム596の端596bが、好ましくは矢印Aの方向（図16に見られる）に押され、それによって、レセプタクル582が、矢印Bの方向（図17に見られる）にカブラアセンブリ598に向かってレール588に沿ってスライドし、シリンダ581の出口は、カブラ600のポート604に入る。この時点で、アクチュエータ566は、閉じられた位置へ旋回し得る（図18に見られるように）。

【0083】

シリンダが最初にレセプタクル582の中に挿入された後に、イオン化ガスを手術部位410に供給するために、加圧イオン性ガスのシーリングされた可搬式供給源、例えばシリンダ581のシーリングが開かれる必要がある。シリンダ581の出口のシーリングを穿孔する（開く）ために、ユーザは最初に、アクチュエータ566に十分な圧力を及ぼし、それによってアクチュエータ566に取り付けられた圧力パッド565は、ロッキングアーム596の端596bを係合し、レセプタクルをレール588に沿ってさらに動かし

、シリンダ581の出口が、カブラ600のピン606に押し付けられ、シーリングを穿刺する。シリンダシーリングが穿刺されたとき、ロッキングアーム596の端596bは、図11に示されるように、取り付け部592に抗して着座し、それによってシリンダ581の出口はカブラ600内でシーリングされる。

【0084】

一旦、シリンダのシーリングが穿刺されると、加圧ガスは、カブラ600のチャンネル608を通り、出口ポート610(図10~図13を参照)を介してカブラを出る。加圧ガスは次に、チューブ612を通してコントローラ570へ向かう。シーリングされたシリンダを穿刺するために、圧力が、ユーザによって及ぼされるとき、アクチュエータ566に取り付けられたパッド569が、コントローラ570を係合し(図12および図18に見られるように)、コントローラを作動させ、加圧ガスがチューブ614を通して筐体562のポート572へ流れて、アクチュエータアセンブリ550を出るようにする。同様に、アクチュエータ566に取り付けられたパッド571は、コントローラ568(図18に見られるように)を係合し、コントローラを作動させ、エネルギーが、コネクタ574からアプリケーション510の電極350へ流れるようにする。コネクタ574は、アクチュエータアセンブリ550をケーブル575に電氣的に接続するために使用される従来の電気コネクタである。

10

【0085】

パッド569およびパッド571は、第1のレベルの圧力がパッド569にコントローラ570を作動させ、第2のレベルの圧力が、パッド571にコントローラ568を作動させるような大きさとされ得、それによって加圧ガスが、電気外科エネルギーが電極350に供給される前に、アプリケーション510に提供されることが留意されるべきである。あるいは、パッド569およびパッド571は、加圧ガスおよび電気外科エネルギーが同時にアプリケーション510に供給されるような大きさとされ得る。シリンダ581が最初に穿刺された後に、コントローラ568およびコントローラ570を作動させるために、ユーザは、上述のように、アクチュエータ566に十分な圧力を及ぼすことだけが必要であり、それによってコントローラを作動を引き起こす。

20

【0086】

ここで図19を参照すると、アプリケーション510'およびアクチュエータアセンブリ550'の代替実施形態が示される。この実施形態において、アクチュエータアセンブリ550'は、アプリケーション510'への加圧ガスの流れを制御するためのコントローラ570を含み、ハンドヘルドアプリケーションは、電極350に供給されるエネルギーを制御するコントローラ568を含む。その結果として、アプリケーション510'とアクチュエータアセンブリ550'との間のケーブル575は必要とされず、この実施形態に対する電気接続は、図1に関して上述された電気接続と同様である。この実施形態には含まれていないコントローラ568の記述を除けば、アクチュエータアセンブリの動作は、上述の動作と同様である。電気外科器具のこの実施形態を使用する外科的処置の間、加圧ガスは、アクチュエータアセンブリ550'のコントローラ570が作動すると提供され、電気外科エネルギーは、ハンドヘルドアプリケーション510'のコントローラ568が作動すると電極に供給される。

30

40

【0087】

理解され得るように、遠く離れたアクチュエータアセンブリの使用は、ハンドヘルド器具のフレームまたはハンドルの中にあるガス供給源よりも大きなガス供給源の使用を可能にし、このようにして、ユーザが、長引く使用の間、ガス供給源を取替えなくてはならない回数を低減する。さらに、ガス供給ホース552が、電気外科ケーブル575に取り付けられ得、電気外科ケーブル575は、アプリケーション510の近位端に取り付けられて、もつれることを制限する。

【0088】

電気外科器具(すなわちアプリケーションおよびアクチュエータアセンブリ)ならびに加圧イオン性ガスの供給源(例えばシリンダ581)は、完全に使い捨てであり得るか、また

50

は電気外科器具は再使用可能であり得、ガス供給源は使い捨てであり得ることが企図されている。さらに、ガス供給源の機械的に係合する端は、既存の電気外科器具への容易なレトロフィットに対して設計され得る。アプリケーション 510 および / またはアプリケーション 510' は、電極 350 への加圧ガスの流れを調整するために、第 2 の流量レギュレータ (図示されず) を含み得ることも企図されている。

【 0089 】

本開示の電気外科器具は、患者への加圧ガスの流れを制御するために、圧力安全システムも含み得る。圧力安全システム 700 は、一連の圧力変更部材を含み、該一連の圧力変更部材は、患者へのガス圧を逃がすか、または遮断し得る。本開示においては、3つの圧力変更部材が記述される。しかしながら、2つ以上の圧力変更部材が、本開示の範囲から逸脱することなく利用され得る。

10

【 0090 】

圧力変更部材は、カスケード式に患者への加圧ガスの流れを制御し、第 1 の圧力変更部材がガス圧を適切に制御しなかった場合、第 2 の圧力変更部材が作動して、ガス圧を制御する。第 2 の圧力変更部材が適切にガス圧を制御しなかった場合、第 3 の圧力変更部材が作動して、ガス圧を制御する。

【 0091 】

図 21 ~ 図 24 は、様々な形式の動作で 3 つの圧力変更部材を利用する、圧力安全システム 700 の例示的な実施形態を示す。第 1 の圧力変更部材は、圧力解放部材を備えたレギュレータ 710 を含み得、第 2 の圧力変更部材は、レギュレータまたは遮断弁 720 であり得、第 3 の圧力変更部材は、解放弁 730 である。レギュレータ、遮断弁および解放弁は、既定値よりも低い加圧ガスが、圧力安全システム 700 を出て、患者へ送達されるように機能することが意図されている。図 21 を参照すると、レギュレータ 710 は、ポート 713 において加圧ガスの供給源に接続する高圧側 712、および患者に対して適切なレベルでポート 715 において加圧ガスを出力する低圧側 714 を有する。図 21 において、加圧ガスの供給源は、上述のシリンダ 581 と同様な加圧ガスのシリンダ 718 である。しかしながら、加圧ガスの供給源は、上述のもののような加圧ガスの 1 つ以上の可搬式供給源、または加圧ガスの固定された供給源であり得ることが考えられている。加圧ガスの可搬式供給源、例えばシリンダ 718 が、圧力安全システムとの使用のために利用される例においては、レギュレータ 710 のポート 713 は、シリンダが最初にポートに挿入されたときシリンダの出口を破裂させるためのピン構成 (例えば、図 7A に示されるピン 606) を含むことが好ましい。さらに、加圧ガスの可搬式供給源、例えばシリンダ 718 が利用される例においては、レギュレータ 710 のポート 713 は、シリンダ 718 の出口がポート 713 を係合するとき気密シーリングがシリンダの出口の周囲に形成されるように、エラストマー材料で構成され得る。

20

30

【 0092 】

圧力解放部材 716 は、レギュレータ 710 の低圧側 714 に供給され、レギュレータの低圧側のガス圧が、例えば約 10 p s i と約 100 p s i との間の範囲に及ぶ所定の値を超過した場合、破裂し、裂け、または他の方法で開くように構成される。示される圧力解放部材 716 は、所定の値が超過されたとき破裂する「プロウアウト」薄膜である。プロウアウト薄膜は通常、既知のまたは予測可能な破裂仕様 (すなわち、既知の引張破損) を有する材料で作られる。例えば、プロウアウト薄膜は、foil またはプラスチック (例えばポリマーなど) であり得る。圧力解放部材 716 は、例えば解放弁のような弁であり得る。

40

【 0093 】

遮断弁 (またはレギュレータ) 720 は、レギュレータ 710 の低圧側 714 の出力部に接続された入力ポート 722 と、患者の方向により低い圧力ガスを提供する出力ポート 724 とを含む。1つ以上のフラップ 728 が遮断弁 720 に提供され、遮断弁の中に入るガス圧が、例えば約 2 p s i と約 100 p s i との間の範囲に及ぶ所定の値を超過するとき屈折するか、または閉じるように構成され、それによって出力ポート 724 はシーリ

50

ングされ、加圧ガスは、出力ポートを通過しないようにされる。出力ポート724は、流れオリフィス726を含み、流れオリフィス726は、例えば約0.1 LPMと約5 LPMとの間の範囲に及ぶ加圧ガスの所望の流量が、ガス圧レベルに影響を与えることなく遮断弁を出ることを可能にするが、しかし、フラップが、ガス圧が所定の値を超過する場合、屈折するか、または閉じることを可能にするように構成される。代替の構成において、同様の機能を提供するために、および遮断弁720を出るガス圧における変動を調整するために、ボールおよびリング構成がフラップ728と置換され得る。遮断弁728は、レギュレータ710の中に直接的に組み込まれ得るか、または図21に示されるように、遮断弁は、圧力安全システム700の別個のコンポーネントであり得ることに留意されるべきである。解放弁730は、遮断弁720から下流に配置され、遮断弁720の出力ポート724と患者との間の経路におけるガス圧が、例えば約0.1 psiと約2 psiとの間の範囲に及ぶ所定の圧力レベルを超過するとき、開くように構成される。

10

【0094】

圧力安全システム700の動作が、図21～図24との関連で記述される。図21において、シリンダ718からの加圧ガスが、レギュレータ710の高圧側に入り、より低い圧力レベルに低減され、矢印によって示されるようにレギュレータを出る。より低い圧力ガスは次に、図21の矢印によって示されるように、遮断弁720を通り、患者の方に向かって流れる。図22を参照すると、レギュレータが、レギュレータ710の低圧側714のガス圧を低減することに失敗し、その結果、レギュレータの低圧側のガス圧が、例えば20 psiのような所定の値を超過する場合、圧力解放部材716が破裂するか、または他の方法で開き、それによってシステム700およびシリンダ718の加圧ガスは、開いた圧力解放部材716を通過して出る。圧力解放部材716が破裂することに、または他の方法で開くことに失敗した場合、レギュレータ710を出て、遮断弁720に入る高圧ガスは、1つ以上のフラップ（またはボールおよびリング構成）を閉ざし、それによって、図23に見られるように、高圧ガスは、遮断弁720を出ないようにされる。フラップ（またはボールおよびリング構成）が、閉じることに失敗した場合、遮断弁720を出る高圧ガスは、図24に見られるように、解放弁730を通過して圧力安全システム700を出る。

20

【0095】

ここで図25～図33を参照すると、圧力安全システムの様々な実装が記述される。図25および図26において、圧力安全システム700は、筐体740に含まれ、その組み合わせは、圧力安全装置である。筐体740は、シリンダ718を受け入れるように構成された開口部を有し、シリンダ筐体742はシリンダ718を覆い、かつ例えば、ねじ式接続742a（図26Aに見られる）またはスナップロック構成742b（図26Bに見られる）を使用して、筐体740に接続する。シリンダ筐体742が筐体740に接続されたとき、シリンダ718の出口は、レギュレータ710のポート713を係合し、シーリングされた出口は破裂して、加圧ガスがレギュレータ710に入ることを可能にし、一方、ポート713においてシリンダの出口をシーリングして、加圧ガスが漏れて筐体740の中に入ることを防止する。筐体740は、出力ポート744も含み、出力ポート744からより低い圧力ガスが、筐体740を出る。図25～図26の実施形態において、ガス供給ホース748は、出力ポート744およびハンドヘルドアプリケーション510に接続し、加圧ガスが、外科手術部位に供給され得る。電気外科エネルギーが、電気外科発電機300およびケーブル746によって、ハンドヘルドアプリケーション510に供給される。圧力安全システム700の動作は、上述の方法と同様な方法で作動する。加圧ガスが、圧力安全システムによって筐体740の中に放出された場合、通気部750が、かかる加圧ガスを筐体から放出するために利用され得る。

30

40

【0096】

図27～図29において、圧力安全システム700は、筐体740の中に含まれ、組み合わせは、圧力安全装置である。圧力安全装置は、加圧ガスの固定された供給源とハンドヘルドアプリケーション510との間に配置される。この実施形態において、筐体740は入

50

力ポート752を含み、入力ポート752は、レギュレータ710の高圧側712に接続され、ガス供給ホース749を介して、加圧ガスの固定された供給源に接続するために使用される。

【0097】

図30において、圧力安全システム700は、筐体740の中に含まれ、その組み合わせは、圧力安全装置である。圧力安全装置は、上述のアクチュエータアセンブリ550と上述のハンドヘルドアプリケーション510'との間に配置される。図31は、圧力安全システム700がアクチュエータアセンブリ550の中に含まれる実施形態を示す。この実施形態において、圧力安全システムは、カブラアセンブリ598とコントローラ570との間に配置される。図31Aは、安全システム700がアクチュエータアセンブリ550の中に含まれる別の実施形態を示すこの実施形態において、圧力安全システムは、カブラアセンブリ598の中に組み込まれるか、またはカブラアセンブリ598のカブラ600として作用し、この場合レギュレータ解放弁716は、カブラ600の外側に位置し、遮断弁は、カブラ600の内側に位置し、そして解放弁730は、カブラ600の出口ポート610の近くに配置される。

10

【0098】

図32および図33において、図4および図19で示された電気外科器具と実質的に同様な電気外科器具500および電気外科器具500'が提供される。これらの実施形態において、圧力安全システム700は、ハンドヘルドアプリケーション510またはハンドヘルドアプリケーション510'に位置し、圧力安全システム700によって放出されたガスは、通気部754を介して筐体514を出る。

20

【0099】

さらに、上述のように、組織の凝固を広めるために、アルゴンが通常、イオン性ガスとして利用されるが、一部の場合において、同じかもしくは同様のまたは異なる結果をもたらすために、別のイオン性ガスまたはイオン性ガスの組み合わせを使用することが望ましいことがあり得る。

【0100】

図34～図37は、圧力安全システム700'の代替実施形態を示し、該代替実施形態は、様々な形式の動作での3つの圧力レギュレータ、すなわち圧力閉鎖弁を備えるレギュレータ710'、遮断弁（またはレギュレータ）720'、および上述の解放弁730を利用する。上述の圧力安全システム700と同様に、レギュレータ710'、遮断弁720'および解放弁730は、ガスを既定の値よりも低く調整して、患者に送達することが意図されている。

30

【0101】

図34を参照すると、レギュレータ710'は、レギュレータ710と実質的に同様であり、構造および動作の相違を特定するために必要な程度にまで詳細に論議されるだけである。レギュレータ710'は、ポート713'において加圧ガスの供給源に接続する高圧側712'、および患者への送達に対して適切なレベルでポート715'において加圧ガスを出力する低圧側714'を有する。高圧側712'および低圧側714'は、仕切り717'によって分離される。仕切り717'は、高圧側712'からの加圧ガスの出力が、低圧側714'へ流れることを可能にするために、ポート717aを含む。加圧ガスの供給源は、上述のシリンダ718、581と同様な加圧ガスのシリンダ718'であり得る。加圧ガスの供給源は、上述のもののような加圧ガスの1つ以上の可搬式供給源、または加圧ガスの固定された供給源であり得ることが考えられている。

40

【0102】

圧力閉鎖弁716'は、低圧側714'からポート717a'を通過して延びて、高圧側712'から低圧側714'の中に入る加圧ガスの流れを調整する。圧力閉鎖弁716'は、細長いステム716aと、細長いステム716aの第1の端に固定的に接続されたヘッド716b'を含む。細長いステム716aは、仕切り717'のポート717a'を通過して受け入れられるような大きさおよび寸法とされる。細長いステム716aとポー

50

ト 7 1 7 a ' を形成する仕切り 7 1 7 ' の断面との間には十分な空間が存在し、高圧側 7 1 2 ' と低圧側 7 1 4 ' との間でガスの自由な流れを可能にする。ヘッド 7 1 6 b ' は、高圧側 7 1 2 ' でポート 7 1 7 a ' に隣接して維持されるように構成され、かつ圧力閉鎖弁 7 1 6 ' が作動するときポート 7 1 7 a ' を少なくとも部分的に閉塞するような寸法とされる。細長いステム 7 1 6 a の第 1 の端が、レギュレータ 7 1 0 ' の低圧側 7 1 4 ' に位置する感圧薄膜 7 1 6 c に固定される。感圧薄膜 7 1 6 c は、特定の量よりも大きな圧力が低圧側 7 1 4 ' において達成されるとき、仕切り 7 1 7 ' から遠ざかるように屈折するように構成され、それによってポート 7 1 7 a ' を閉じる。

【 0 1 0 3 】

より詳細には、正常な動作状態の下では、圧力閉鎖弁 7 1 6 ' のヘッド 7 1 6 b ' は、ポート 7 1 7 a ' に隣接して維持され、高圧側 7 1 2 ' からのガスは、ポート 7 1 7 a ' を自由に通って低圧側 7 1 4 ' の中に流れ込み得る。ここで図 3 5 を参照すると、特定の量よりも大きな圧力が低圧側 7 1 4 ' において達成されるとき、感圧部材 7 1 6 c は、仕切り 7 1 7 ' から遠ざかるように屈折する。感圧薄膜 7 1 6 c の相対的な屈折は、圧力閉鎖弁 7 1 6 ' をそれと共に動かして、ポート 7 1 7 a ' を閉じる。理解され得るように、低圧側 7 1 4 ' の圧力が、特定の量を超えて増加すると、圧力閉鎖弁 7 1 6 ' のヘッド 7 1 6 b ' と仕切り 7 1 7 ' のポート 7 1 7 a ' との間の相対的な距離は、ポート 7 1 7 a ' がついには、ヘッド 7 1 6 b ' によって完全に閉塞されるまで減少する。レギュレータ 7 1 0 ' の低圧側 7 1 4 ' の圧力が所定のレベルに戻ることににより、感圧薄膜 7 1 6 c は、通常の動作構成に向かって戻り、圧力閉鎖弁 7 1 6 ' のヘッド 7 1 6 b ' は、仕切り 7 1 7 ' から離れ、ポート 7 1 7 a ' を再び開け、ガスの流れを再開させる。

【 0 1 0 4 】

本実施形態において、圧力閉鎖弁 7 1 6 ' は、高圧側 7 1 2 ' と低圧側 7 1 4 ' とを分離する仕切り 7 1 7 ' に対して垂直であるとして示され、感圧薄膜 7 1 6 c は、加圧ガスの供給源と相対する壁に位置するとされるが、任意の弁構成および感圧部材配置が、レギュレータを通る加圧ガスの流れを閉塞するために有効であり得ることが企図されている。高圧側 7 1 2 ' と低圧側 7 1 4 ' とを分離する仕切りに形成されたポート 7 1 7 a ' と圧力閉鎖弁 7 1 6 ' のヘッド 7 1 6 b ' との間のインターフェースは、様々な構成であり得るか、またはレギュレータの 2 つの加圧側をより確実にシーリングするために、リングなどを含み得ることがさらに企図されている。

【 0 1 0 5 】

遮断弁 7 2 0 ' は、遮断弁 7 2 0 と実質的に同様であり、構造および動作の相違を特定するために必要な程度にまで詳細に論議されるだけである。遮断弁 7 2 0 ' は、レギュレータ 7 1 0 ' の低圧側 7 1 4 ' の出力部に接続された入力ポート 7 2 2 ' と、患者の方向により低い圧力ガスを提供する出力ポート 7 2 4 ' とを含む。ボール 7 2 1 ' およびリング 7 2 3 ' は、遮断弁 7 2 0 ' 内に配置され、遮断弁 7 2 0 ' の中に入るガス圧が所定の値を超過するとき、拡張するか、または平らになるように構成される。上述のように、約 2 p s i と約 1 0 0 p s i との間の範囲に及ぶガス圧が、遮断弁 7 2 0 ' を作動させ得、それによって出力ポート 7 2 4 ' がシーリングされ、加圧ガスは、出力ポート 7 2 4 ' を通って出ない。

【 0 1 0 6 】

遮断弁 7 2 0 ' は、リング 7 2 3 ' を受け入れるように構成され、正常な動作条件の下で、すなわちリング 7 2 3 ' が応力を受けていないか、または応力緩和している状態で、加圧ガスは、レギュレータ 7 1 0 ' から入力ポート 7 2 2 ' を通り、リング 7 2 3 ' の周囲を通り、そして所望の圧力で出力ポート 7 2 4 ' を出る。ボール 7 2 1 ' は、リング 7 2 3 ' の中央よりもわずかに大きい寸法にされる。正常な動作条件の下で、ボール 7 2 1 ' は、入力ポート 7 2 2 ' とリング 7 2 3 ' との間でリング 7 2 3 ' の上に、またはリング 7 2 3 ' に隣接して、着座し得る。入力ポート 7 2 2 ' を通って遮断弁 7 2 0 ' に入る圧力が、特定の量を超えてする場合、ボール 7 2 1 ' は、リング 7 2 3 ' に押し付けられる（図 3 6 を参照）。ボール 7 2 1 ' によってリング 7 2 3 ' に及ぼさ

10

20

30

40

50

れる力は、リング723'が、圧縮するか、または平らになり、出力ポート724'を
 通って出る加圧ガスの流れを少なくとも部分的に閉塞するようにする。ボール721'
 に及ぼされる圧力が大きければ大きいほど、リング723'の圧縮はそれだけ大きくなり
 、リング723'が閉塞し得る面積はそれだけ大きくなる。ボールとリングとの構成
 は、任意の数の設定および任意の数の圧力範囲で作動するように適合され得る。

【0107】

出血を止め、かつ他の外科的処置を実行するためのガス増強型電気外科器具の幾つかの
 実施形態が本明細書において記述され、かつ図示された。本開示の特定の実施形態が記述
 されたが、本開示はそれらに限定されるようには意図されていない。なぜならば、本開示
 は、範囲が当技術分野が許す限り広く意図され、本明細書も同様に読まれることが意図さ
 れているからである。したがって、上述は、限定するものとして解釈されるべきではなく
 、好ましい実施形態の単なる例示として解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添
 付された請求項の範囲および精神内で、他の変更に想到する。

【図1】

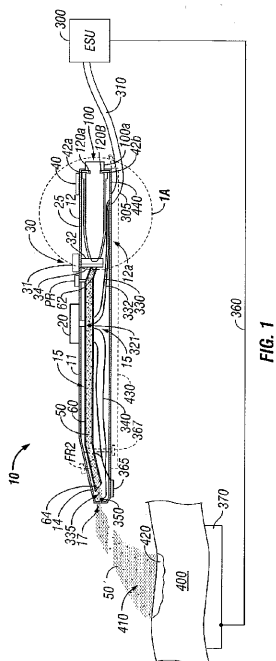


FIG. 1

【図1A】

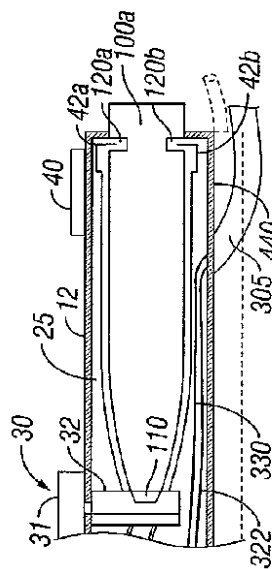


FIG. 1A

【 図 2 A 】

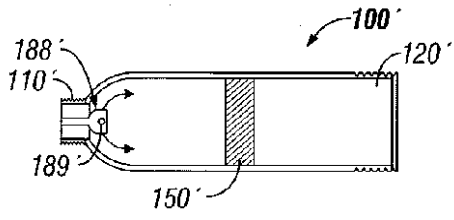


FIG. 2A

【 図 2 C 】

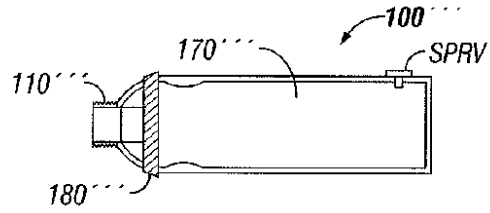


FIG. 2C

【 図 2 B 】

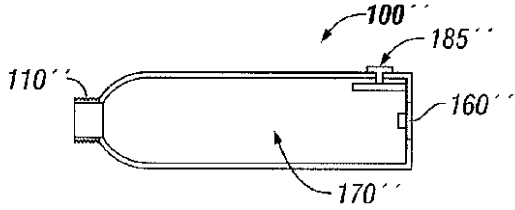


FIG. 2B

【 図 3 A 】

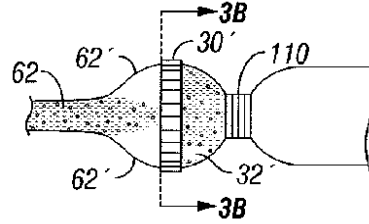


FIG. 3A

【 図 3 B 】

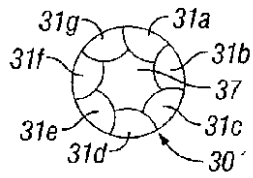


FIG. 3B

【 図 4 】

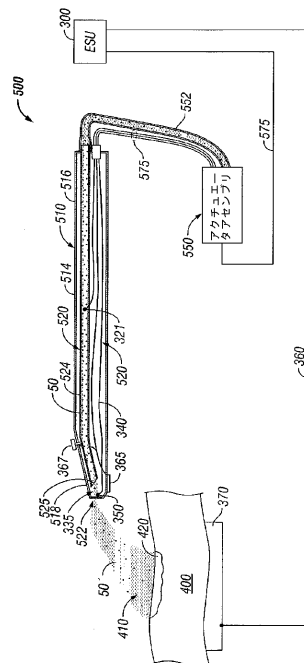


FIG. 4

【 図 5 】

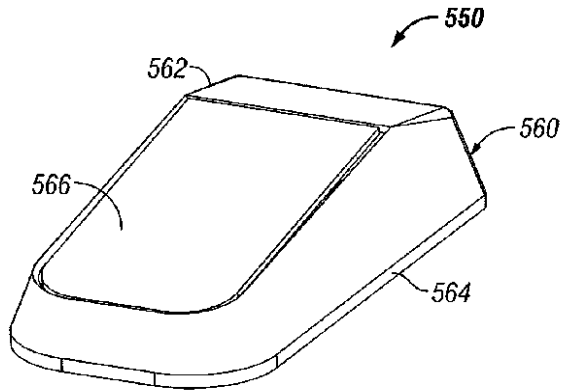


FIG. 5

【 図 5 B 】

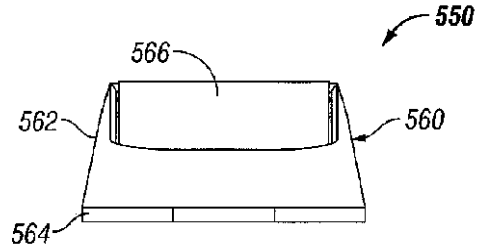


FIG. 5B

【 図 5 A 】

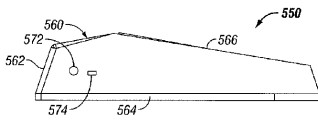


FIG. 5A

【 図 6 】

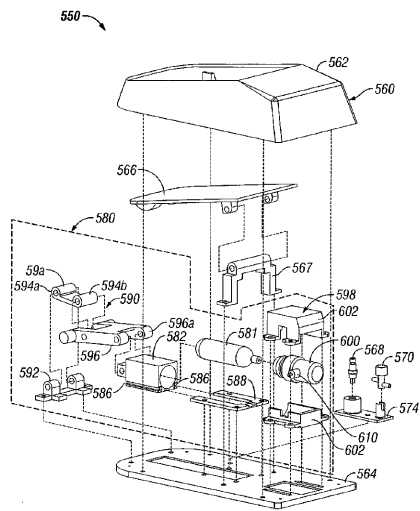


FIG. 6

【 図 6 A 】

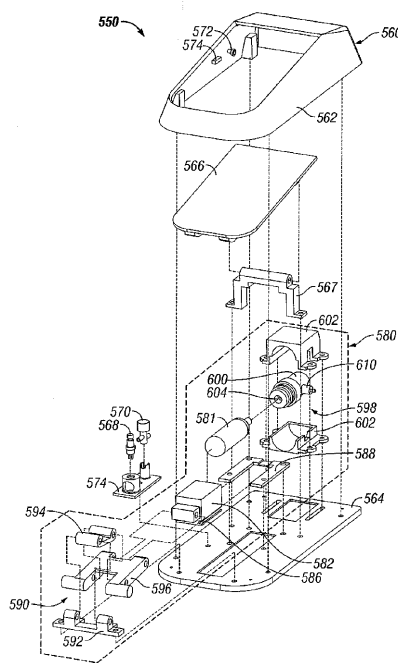


FIG. 6A

【 図 7 】

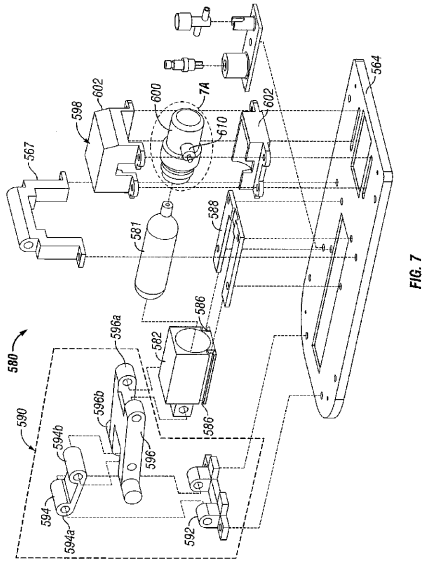


FIG. 7

【 図 7 A 】

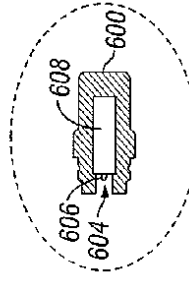


FIG. 7A

【 図 7 B 】

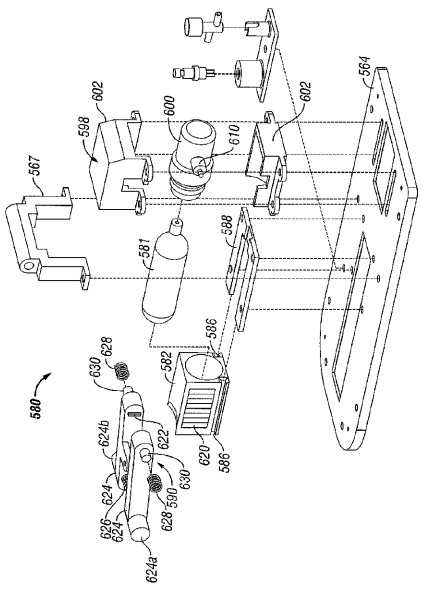


FIG. 7B

【 図 8 】

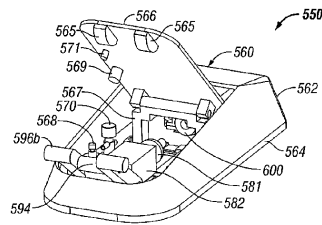


FIG. 8

【 図 9 】

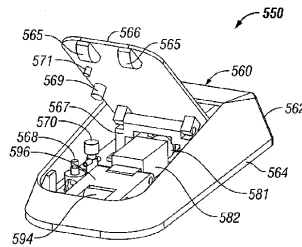


FIG. 9

【 図 1 0 】

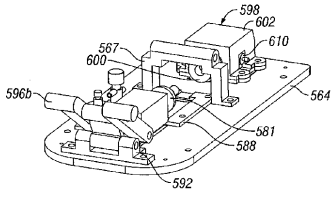


FIG. 10

【 図 1 2 】

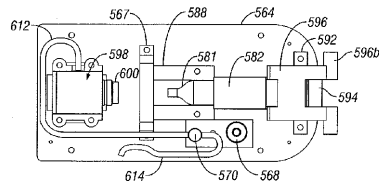


FIG. 12

【 図 1 1 】

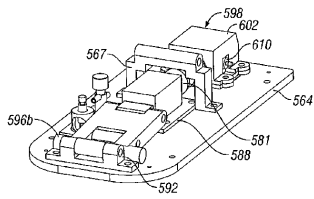


FIG. 11

【 図 1 3 】

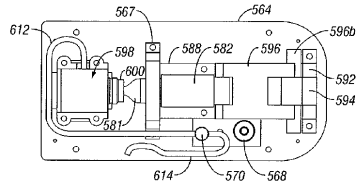


FIG. 13

【 図 1 4 】

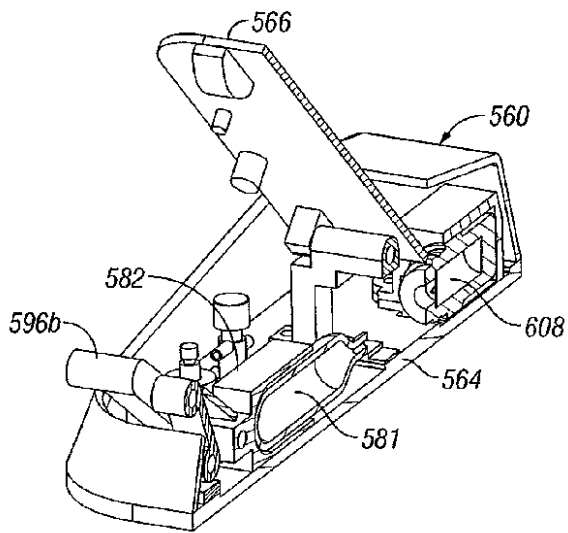


FIG. 14

【 図 1 5 】

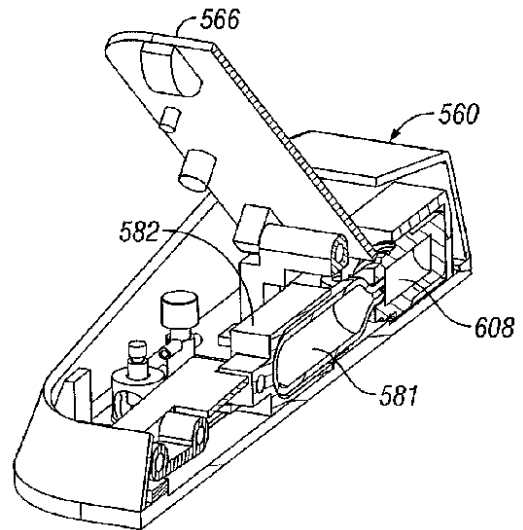


FIG. 15

【 図 16 】

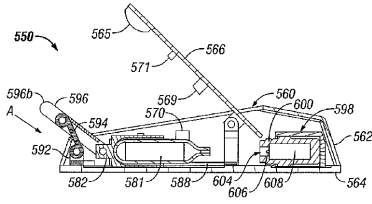


FIG. 16

【 図 17 】

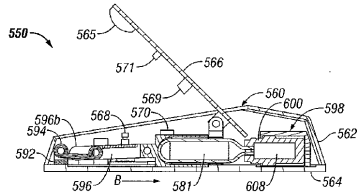


FIG. 17

【 図 18 】

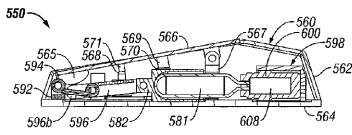


FIG. 18

【 図 20 】

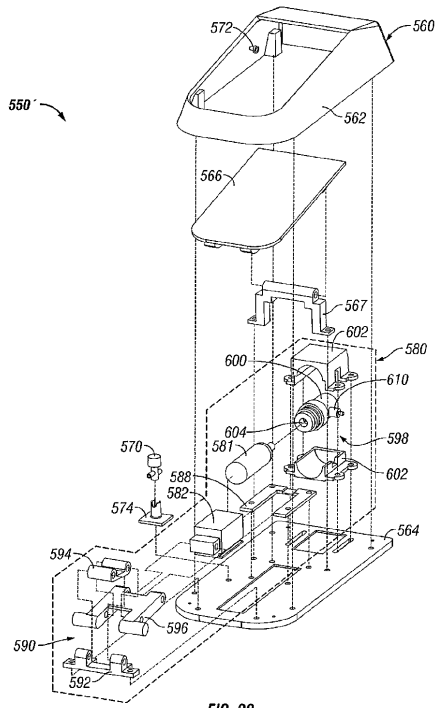


FIG. 20

【 図 19 】

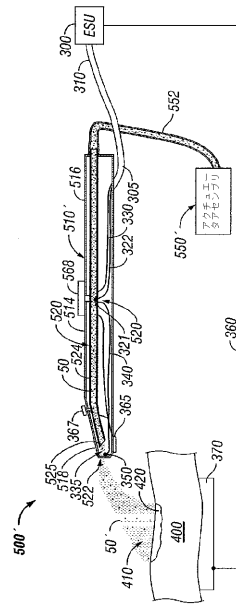


FIG. 19

【 図 21 】

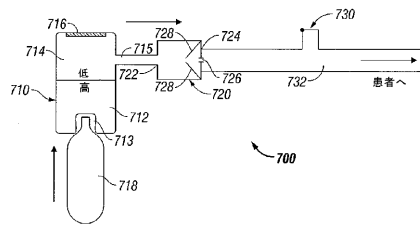


FIG. 21

【 図 22 】

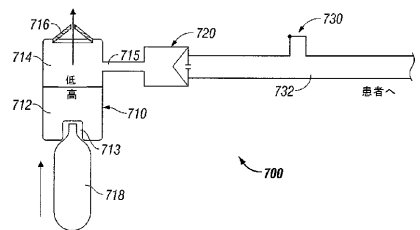


FIG. 22

【 図 2 3 】

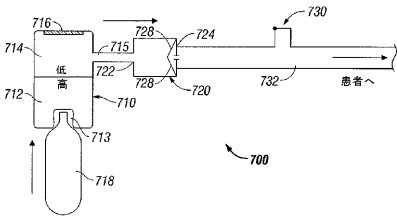


FIG. 23

【 図 2 4 】

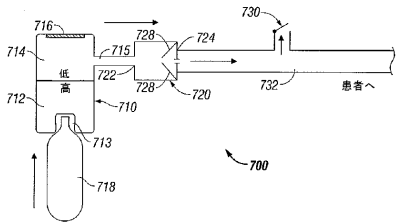


FIG. 24

【 図 2 5 】

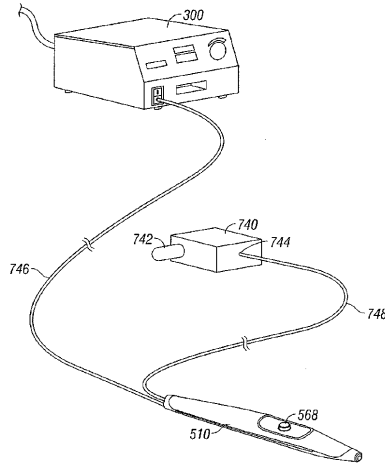


FIG. 25

【 図 2 6 】

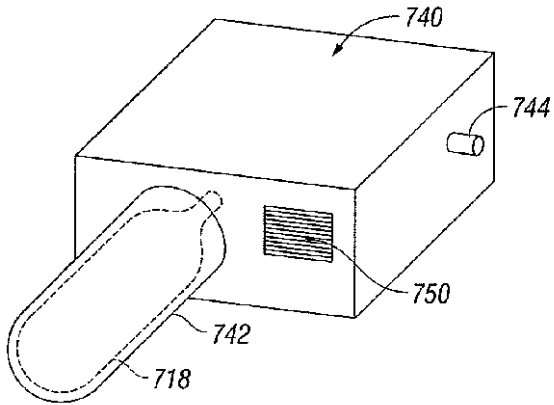


FIG. 26

【 図 2 6 A 】

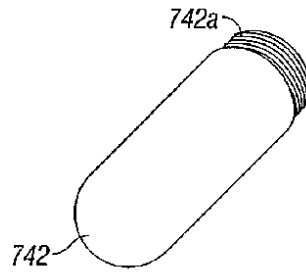


FIG. 26A

【 図 2 6 B 】

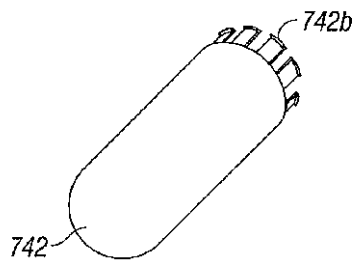


FIG. 26B

【図 27】

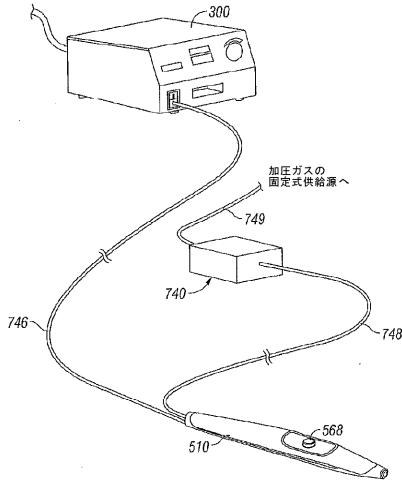


FIG. 27

【図 28】

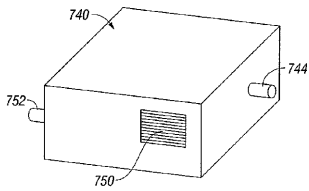


FIG. 28

【図 31】

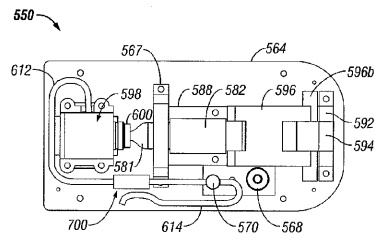


FIG. 31

【図 31A】

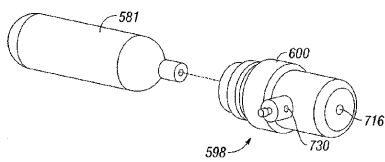


FIG. 31A

【図 29】

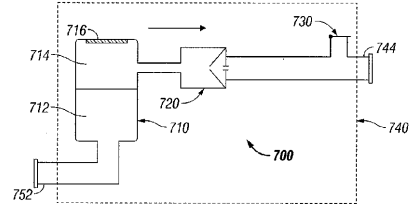


FIG. 29

【図 30】

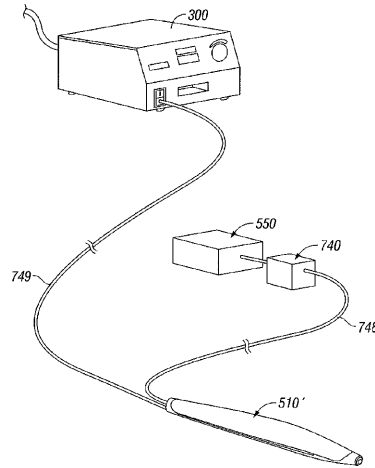


FIG. 30

【図 32】

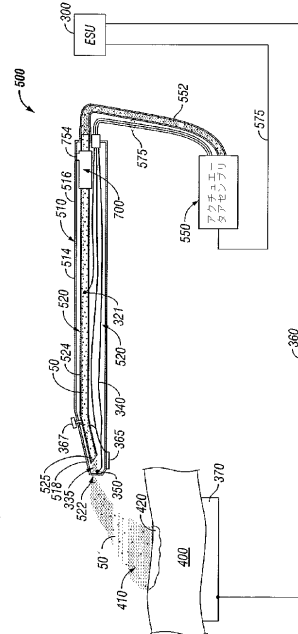


FIG. 32

【 図 3 3 】

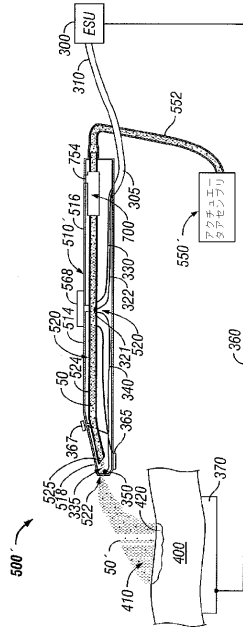


FIG. 33

【 図 3 4 】

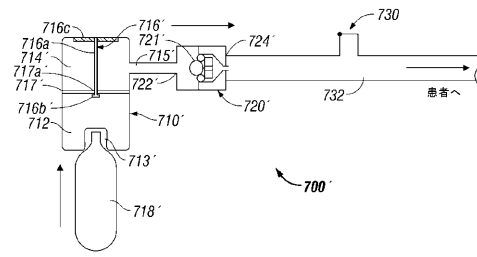


FIG. 34

【 図 3 5 】

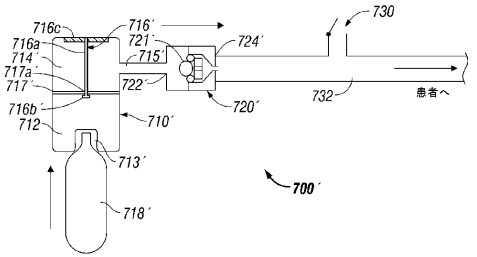


FIG. 35

【 図 3 6 】

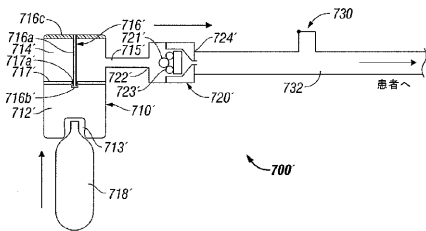


FIG. 36

【 図 3 7 】

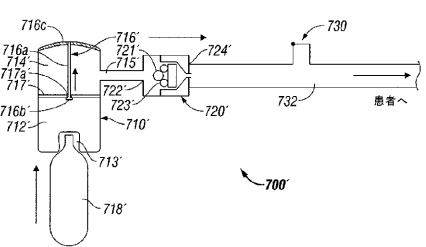


FIG. 37

フロントページの続き

- (72)発明者 ジーン エイチ . アーツ
アメリカ合衆国 コロラド 80513, バーサド, イースト アイオワ 301
- (72)発明者 ロナルド ジェイ . ポドハイスキ
アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボールダー, ハーベスト ロード 6941
- (72)発明者 アーレン ジェイ . レチュキ
アメリカ合衆国 コロラド 80501, ロングモント, ベニス ストリート 1345
- (72)発明者 マイケル ホーガン
アメリカ合衆国 コロラド 80304, ボールダー, ブロードウェイ 3570
- (72)発明者 デイビッド エム . ガリソン
アメリカ合衆国 コロラド 80504, ロングモント, クリークサイド ドライブ 232
4

Fターム(参考) 4C160 KK04 KK06 KK13 KK16 KK20 KK32 MM22 MM23 MM32

【外国語明細書】

2010088881000001.pdf

专利名称(译)	具有压力安全功能的气体增强手术器械		
公开(公告)号	JP2010088881A	公开(公告)日	2010-04-22
申请号	JP2009225611	申请日	2009-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业		
[标]发明人	ジョーディーサルトル ジーンエイチアーツ ロナルドジェイポドハイスキ アーレンジェイレチュキ マイケルホーガン デイビッドエムガリソン		
发明人	ジョーディー. サルトール ジーン エイチ. アーツ ロナルド ジェイ. ポドハイスキ アーレン ジェイ. レチュキ マイケル ホーガン デイビッド エム. ガリソン		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/042 A61B18/1233		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK16 4C160/KK20 4C160/KK32 4C160/MM22 4C160/MM23 4C160/MM32		
优先权	12/240252 2008-09-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的压力安全系统和设备，用于便携式和固定的加压离子气体源，并用于开放式，腹腔镜或内窥镜检查程序。带有压力安全系统的气体增强型手术器械及其执行装置。用于向手术部位提供加压电离气体的电外科手术器械的压力安全系统，该压力安全系统包括可连接至加压离子气体源718的输入侧，以及具有输出侧的调节器710，具有连接到该调节器的输出侧的输入侧和输出侧的截止阀720，以及具有连接到该截止阀的输出侧的输入侧和输出侧的打开阀。带有730的压力安全系统700。[选择图]图21

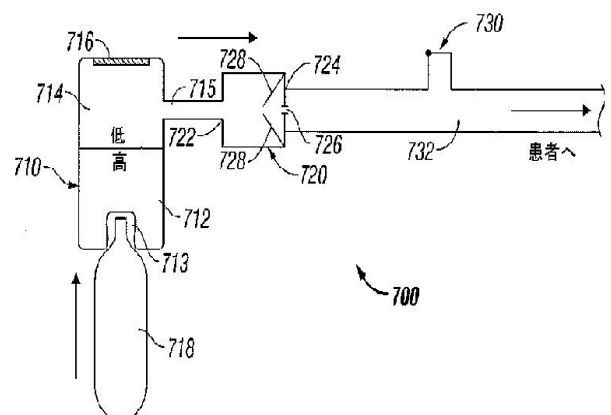


FIG. 21