

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5394007号
(P5394007)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014. 1. 22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013. 10. 25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/072 (2006.01)

A 6 1 B 17/10 3 1 0

請求項の数 8 外国語出願 (全 53 頁)

(21) 出願番号	特願2008-142083 (P2008-142083)	(73) 特許権者	595057890
(22) 出願日	平成20年5月30日(2008. 5. 30)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(65) 公開番号	特開2009-45429 (P2009-45429A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公開日	平成21年3月5日(2009. 3. 5)		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
審査請求日	平成23年5月30日(2011. 5. 30)	(74) 代理人	100088605
(31) 優先権主張番号	11/809, 089		弁理士 加藤 公延
(32) 優先日	平成19年5月31日(2007. 5. 31)	(72) 発明者	フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国、45159 オハイオ州、ニュー・ビエナ、ビー・オー・ボックス 373
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 電気制御および記録機構を備えた空気圧動力式手術用切断および固定器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手術用器具において、

エンドエフェクターであって、前記エンドエフェクター内に配された物体を切断するための移動可能な切断器具を有する、エンドエフェクターと、

前記エンドエフェクターに連結された空気圧作動式の駆動部材と、

前記空気圧作動式の駆動部材に連結された電気制御される可変流量空気圧弁と、

前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る流量を制御するために、前記電気制御される可変流量空気圧弁に連結された電子制御モジュールと、

作動トリガであって、前記作動トリガは、前記作動トリガの後退が、前記電気制御される可変流量空気圧弁を作動させ、かつ、前記空気圧作動式の駆動部材を作動させるように構成されており、前記作動トリガの回転位置が、前記エンドエフェクター内での前記切断器具の位置に関連している、作動トリガと、

前記作動トリガに連結された弁作動センサーであって、前記弁作動センサーは、前記作動トリガが後退させられたときに、前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る望ましい流量に比例する電気信号を、前記電子制御モジュールに供給する、弁作動センサーと、

を具備する、手術用器具。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の手術用器具において、

前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る前記流量を調節するための閉鎖機構と、

10

20

前記閉鎖機構を制御するためのアクチエータと、
を具備する、手術用器具。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の手術用器具において、
少なくとも一つのセンサーからフィードバック信号を受信するための測定回路と、
前記測定回路および前記アクチエータに連結されたコントローラであって、前記測定回路は、前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る流量に比例するフィードバック信号を前記コントローラに供給する、コントローラと、
を具備する、手術用器具。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の手術用器具において、
前記作動トリガとは別個の閉鎖トリガであって、前記閉鎖トリガの後退は、前記エンドエフェクターが前記エンドエフェクターに配された前記物体を挟むようにさせる、閉鎖トリガ、
を具備する、手術用器具。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の手術用器具において、
前記弁作動センサーは、
前記作動トリガに加えられた後退力に比例する電気信号を供給するための比例スイッチを含む、手術用器具。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の手術用器具において、
前記電子制御モジュールに連結された方向制御弁と、
前記電子制御モジュールに連結された、前記エンドエフェクターの発射ストロークの終了を検出するための、ストローク終了センサーと、
前記電子制御モジュールに連結された、前記エンドエフェクターの発射ストロークの開始を検出するための、ストローク開始センサーと、
を具備し、
前記電子制御モジュールが、前記ストローク終了センサーおよび前記ストローク開始センサーの状態に基づいて、前記方向制御弁に、適切な制御信号を供給する、手術用器具。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の手術用器具において、
閉鎖トリガであって、前記閉鎖トリガの後退は、前記エンドエフェクターが前記エンドエフェクター内に配された物体を挟むようにさせる、閉鎖トリガ、
を具備する、手術用器具。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の手術用器具において、
前記エンドエフェクターは、
前記切断器具を通すための細長い導管と、
前記細長い導管に旋回可能に結合されたクランピング部材と、
を含む、手術用器具。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔関連出願に対するクロスリファレンス〕

本出願は、以下の同時に出願された米国特許出願に関連し、その米国特許出願は、参照することによって、本明細書に組み込まれる。

(1) 米国特許出願「電氣的フィードバックを備えた空気圧動力式手術用切断および固定器具 (PNEUMATICALLY POWERED SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH ELECTRICAL FEEDBACK)」、発明者：フレデリック・イー・シェルトン四世 (Frederick E. She

10

20

30

40

50

lton, IV)、および、ランダー・ジェイ・タンガイ (Randall J. Tanguay)、(ケイ・アンド・エル・ゲイツ 070063/END6093USNP (K&L Gates 070063/END6093USNP))

【0002】

〔背景技術〕

本開示は、大まかに言って、手術用装置、システム、および方法に関し、より詳しく言う、空気圧動力式手術用切断および固定器具に関する。本発明の手術用装置、システム、および方法は、通常の内視鏡下および直視下手術用器具類での用途、ならびに、ロボット支援手術での用途を有する場合がある。

【0003】

手術用切断および固定器具(ステープラー)は、従来技術では、組織の長手方向での切開部の形成と切開部の両側でのステープルの列の適用とを同時に行うために、用いられてきた。そのような器具は、一般に、共に動作する一対のジョー部材を含み、それらジョー部材は、その器具が内視鏡または腹腔鏡での用途に用いられることが意図されている場合には、カニューレの通路を通過することができる。ジョー部材の一方は、少なくとも2つの横方向に離れたステープル列を有するステープルカートリッジを受容する。ジョー部材のもう一方は、カートリッジのステープル列と整合したステープル形成ポケットを有するアンビルを画定している。器具は、複数の往復動ウエッジを含み、ウエッジは遠位の向きに押されると、ステープルカートリッジの開口を通して、ステープルを支持しているドライバーと噛み合い、ステープルをアンビルに向けて発射する。

【0004】

数年の間に、切断およびステープル配備コンポーネントを作動させるためのさまざまな異なる方法が開発されてきた。例えば、シェルトン四世ら (Shelton, IV et al) に付与された米国特許第6,978,921号は、ある手術用ステープリング器具を開示していて、その器具は、ハンドルに設けられたさまざまなトリガ機構を手動で操作することによって駆動される組織切断およびステープル配備コンポーネントを用いる。他の手術用ステープリング装置が開発されていて、その装置は、電池から電力を供給されたモーターを用いる。そのような装置は、ビオラら (Viola et al.) に付与された米国特許第5,954,259号に開示されている。

【0005】

さらに他の手術用ステープラーは、加圧ガスの供給源によって作動される。例えば、グリーンら (Green et al.) に付与された米国特許第6,619,529号は、ハンドル内の加圧ガスの供給源を用いる手術用ステープラーを開示していて、その供給源は、同じくハンドル内に配されたシリンダーに動力を与えるために用いられる。シリンダーは、ピストンアセンブリを収容していて、そのピストンアセンブリは加圧ガスをシリンダー内に加えることによって作動される。ピストンは、細長いチューブ部分およびハンドル部材内に配されたコンポーネントと協働するように構成されていて、遠位の部分に取り付けられたエンドエフェクター内のステープルおよび手術用ナイフが配備されるようにする。しかし、そのような構造は、ハンドルに取り付けられたピストンの動きを、装置のエンドエフェクター部分内に配されたコンポーネントに伝えるために、複雑なコンポーネントの集合体を用いる。それに加えて、そのような装置を用いる場合、ガスカートリッジ内に残っているガスの量を監視する方法がないために、手術中に動力源が枯渇する危険が存在する。このような動力源の枯渇が、発射または後退サイクルの間に生じた場合に、そのような装置は、消耗したコンテナを新たなコンテナまたは補助の動力源と容易に交換する手段を欠いている。

【0006】

別の空気圧動力式手術用ステープリング装置が、ロイ (Roy) に対する米国特許公開第2006/0151567号に開示されている。この装置は、エンドエフェクターを作動させるために用いられる動きを生み出すために装置のハンドル内に支持された空気圧動力式モーターまたはピストンシステムを用いている。この装置は、取り外し可能なカートリ

ッジ、もしくは、病院に既設の空気圧式の空気またはガスの供給源のような、外部の力源から動力を供給される場合がある。

【0007】

装置のハンドル部分内のカートリッジまたはコンテナを用いるそのような空気圧動力式装置もまた、最小利用可能圧力で、望ましい回数だけ装置を作動させるのを容易にするために、十分な容量の加圧ガスを貯蔵するのに必要な寸法のガスシリンダーによって、制約を受ける。過去に、多数回の使用／手術のために設計された装置は、大型のシリンダーの使用を必要とすることがあり、もしくは、小型のシリンダーが用いられる場合には、そのようなシリンダーが望ましくないほどに高圧を有することがある。それに加えて、無限の回数だけ使用される可能性のある取り外し可能なカートリッジを用いる装置は、再処理および再滅菌されなければならない。そのような構成は、性能特性を劇的に変える可能性があり、したがって、あまり望ましくない場合がある。

10

【0008】

その他の課題が、従来の空気圧動力式手術装置に存在する。例えば、一旦外科医が一つのスイッチまたは作動トリガを用いて器具を作動させると、器具は発射サイクルの全体を進行させ、または、少なくとも発射サイクルを完遂しようと試みる。その後、発射コンポーネントは、駆動システムによって後退させられる。従来技術の空気圧作動器具は、作動された空気圧コンポーネントを制御するための適切な電気制御機構を欠いてもいる。従来技術の空気圧作動手術装置は、空気圧作動手術装置に関連する情報を外科医に提供するための適切な電気記録能力を欠いてもいる。

20

【0009】

その結果として、空気圧によって生み出されたステープリングおよび発射の動作をエンドエフェクターコンポーネントに伝えるための大量のコンポーネントの集合体を用いることを必要としない空気圧動力式および電気制御の手術用ステープリング装置が必要とされている。

【0010】

電気制御機構を備えた空気圧動力式器具が必要とされている。従来の空気圧動力式器具は、切断および／またはステープリング機能を作動させるために、加圧ガスを用いている。しかし、一旦空気圧シリンダーが作動されると、空気圧シリンダーからのガスの流量または空気圧システムの加圧を制御することは困難である。したがって、空気圧シリンダーからの加圧ガスの放出の量 (the rate of release) を制御し、よって空気圧システムの加圧を制御するための、一つまたは複数の電気制御要素を、空気圧アクチュエータに一体化することが必要とされている。空気圧シリンダーからのガスの放出を可変流量 (at a variable rate) で制御するために電気制御要素を用いることも有益であろう。

30

【0011】

電気記録能力を備えた空気圧動力式器具も、さらに必要とされている。電気記録能力を用いる一つの理由は、十分な量の組織が向かい合うジョー部材の間に捕らえられたことを含め、切開のための望ましい位置が達成されたことを、臨床医が内視鏡を用いて検証できるようにするためである。さもなければ、向かい合うジョー部材は、互いに接近しすぎる程に引き寄せられる場合があり、特に、ジョー部材の遠位の端部で締め付けられ、したがって、切断された組織で閉じたステープルを有効に形成しない。反対の極端な場合には、過剰な量の挟まれた組織が、器具が引っかかって動かなくなるようにし (cause binding)、不完全な発射を引き起こす。内視鏡手術器具が故障すると、その器具は、故障を分析するために、製造業者またはその他の者に戻されることが多い。故障が、器具の重大なクラスの欠陥をもたらす場合、製造業者は故障の原因を突き止め、設計変更が必要か否かを判定する必要がある。その場合、製造業者は、その器具の損傷のみに基づく、故障した器具の分析、および、器具が故障した条件を再現する試みに、数百人工を費やすかもしれない。このようにして器具の故障を分析することは、費用がかかり、非常に難題である可能性がある。さらに、これらの分析の多くは、単に、その故障が器具の不適切な使用に起因していたと結論付ける。したがって、空気圧シリンダーの作動を選択的に解除し、および

40

50

／または、空気圧システムを選択的に加圧し、センサーからの読取値に基づいて器具の任意の状態を記録するための、多数のセンサーおよび電氣的記録要素を用いる空気圧動力式器具が必要とされている。

【0012】

電氣的フィードバック能力を備えた空気圧動力式器具がさらに必要とされている。一旦、器具が発射前に組織に対して閉じられると、電氣的フィードバックは、臨床医が内視鏡を介して、十分な量の組織が向かい合うジョー部材の間に捕らえられたことを含め、切除に望ましい位置が達成されたことを検証できるようにする。

【0013】

さもなければ、向かい合うジョー部材が、互いに接近しすぎる程に引き寄せられる場合があり、特に、ジョー部材の遠位の端部で締め付けられ、したがって、切断された組織で閉じたステープルを有効に形成しない。反対の極端な場合には、過剰な量の挟まれた組織が、器具が引っかかって動かなくなるようにし、不完全な発射を引き起こす。

【0014】

内視鏡用ステープラー／カッターは、各世代で、複雑さおよび機能を増加し続けている。この主な理由のうちの一つは、すべてのまたは大多数の外科医が扱うことができるレベルまで、発射のための力（force-to-fire：FTF）を低下させるという要求である。外科医は、典型的には、切断／ステープリングサイクルが完了したことを確信するために、ほとんどの外科医の能力内の上限（通常、約6．80kg（15ポンド）～13．61kg（30ポンド））で、ステープルを形成するときにエンドエフェクターによって経験される力に比例する力の分布を外科医が経験することを好む。外科医は、さらに、典型的には、ステープルの配備の制御を維持し、装置のハンドルで感じられる力が大きすぎると感じられた場合に、または、その他のいくつかの臨床上の理由によって、いつでも停止できることを望む。これらの使用者へのフィードバック作用は、現在の空気圧動力式器具では適切に実現されてはいない。その結果、切断／ステープリング動作が単にボタンを押すことによって作動される空気圧動力式器具は医者によって広く受け入れられてはいない。

【0015】

現在の手術用器具では、器具の状態は、一般的に、手術中にその手術用器具の使用者（臨床医）に提供されていない。例えば、現在の機械的体内カッターでは、ステープルカートリッジの存在、ナイフの位置、クランプ動作から費やされた時間、および、発射力の大きさは、一般的に、使用者に提供されない。視覚的および／または音響的フィードバックなしに、各使用者は自分自身の「感じ」に頼って、手術用器具の状態を判定し、それによって、無効力、不一致、および、手術用器具の潜在的な損傷を生み出している。

【0016】

〔概要〕

ある実施の形態は、エンドエフェクターを含む手術用器具を提供する。そのエンドエフェクターは、エンドエフェクター内に配された物体を切断するための移動可能な切断器具を含む。空気圧作動式の駆動部材が、エンドエフェクターに連結されている。電気制御される可変流量空気圧弁（variable flow pneumatic valve）が、空気圧作動式の駆動部材に連結されている。電子制御モジュールが、電気制御される可変流量空気圧弁に連結されて、弁を流れる流量を制御する。

【0017】

〔図面〕

手術用装置、システム、および、方法のさまざまな実施の形態が、以下の図面と共に例示の目的で本明細書に記載されていて、図面中では、同一の数字は、同一の部品を記載するために用いられている。

【0018】

〔詳細な説明〕

ある実施の形態では、空気圧動力式器具（pneumatically powered instrument）は、一体化された空気圧式作動システムならびに電氣的制御、記録、および／または、フィード

10

20

30

40

50

バック要素を含む。ある実施の形態では、空気圧式作動システムは、電気制御システムと組み合わされていて、空気圧で器具を作動させ、電氣的に空気圧式システム内の流量（flow rate）を制御する。アクチュエータが、空気圧式システムの加圧を電氣的に制御するために用いられる場合がある。制御システムは、加圧ガスを供給源から受取り、電氣的出力を生み出して、少なくとも一つの電氣的コンポーネントまたは要素を用いて器具の要素を作動させる。制御システムは、手術用切断および固定装置の要素を制御するために用いられる場合がある。切断および固定装置の要素は、コントローラによって、空気圧式に作動可能である。したがって、空気圧式シリンダーの作動は、加圧ガスおよびコントローラを用いて制御される場合がある。コントローラは、加圧ガスが空気圧式システム内に放出される量（rate）を制御する。コントローラは、ソレノイド、圧電アクチュエータ、または、電気モーターのような一つまたは複数の流量制御要素を制御するために用いられる場合がある。これらの流量制御要素は、加圧ガスの作動シリンダー内への放出量を制御するために、弁またはその他の閉鎖機構を開閉するために用いられる場合がある。追加的な流量制御要素が、可変流量で加圧ガスを放出するために用いられる場合がある。それらの実施の形態は、この状況に限定されない。

10

【0019】

別の実施の形態では、空気圧動力式器具は、電氣的記録能力を有する。その器具は、情報記録システムを含み、その情報記録システムは、例えば、空気圧動力式器具に一体化された、バッテリー、電気回路要素、および、メモリ装置を含む。その情報記録システムは、器具に関連する情報を記録するために用いられる場合がある。その器具は、器具を作動させるために加圧ガスを選択的に放出するための、スイッチ、トリガ、アクチュエータ、もしくはその他の要素、または技術を含む場合がある。ある実施の形態では、器具は、記録システムによって収集された情報を補強するために、一つまたは複数のセンサーをさらに含む場合がある。さまざまなセンサーが、情報記録システムに情報を提供するために用いられる場合がある。それらのセンサーは、作動および再処理の回数、器具のエンドエフェクターを作動させるまたは閉じるための力、エンドエフェクターのクランプ力、組織に加ええられる圧力、カートリッジが器具に装填されているか否か、カートリッジの状態、器具のロックアウト状態、空気圧式作動シリンダー内の圧力、手術用器具が発射の準備ができているか否か、などを測定および／または記録するためのセンサーを含む。この実施の形態は、この状況に限定されない。

20

30

【0020】

別の実施の形態では、空気圧動力式器具は、電氣的フィードバック能力を有する。空気圧動力式器具は、フィードバックモジュールと一体化されている場合がある。フィードバックモジュールは、独立完備型である（self contained）場合があり、かつ、器具のいたるところに配された複数の接続部、電気回路要素、および複数のインジケータに結合されるように構成されている場合がある。フィードバックシステム、インジケータ、センサー、および制御部は電力を供給されている場合がある。器具は、空気圧動力式すなわち動力支援された手術用切断および固定装置を含む場合がある。実施の形態は、この状況に限定されない。

【0021】

図面を参照すると、図面中では、同じ数字がいくつかの図面を通して、同じコンポーネントを示して、図1は、いくつかの独自の利益を実践できる手術用ステープリングおよび切断器具10を示している。図1に示された実施の形態は、ハンドルアセンブリ300、細長いシャフトアセンブリ100、および細長いシャフトアセンブリ100に結合されたエンドエフェクター12を含んでいる。手術用装置のさまざまな実施の形態は、エンドエフェクターを含む場合があり、エンドエフェクターは、細長いシャフトアセンブリ100に旋回可能に取り付けられていて、ケーブルまたはバンドを曲げることによって、旋回するように駆動され、そのようなエンドエフェクターは、2006年1月10日に出願された米国特許出願第11／329,020号「関節接合したエンドエフェクターを備えた手術用器具（SURGICAL INSTRUMENT HAVING AN ARTICULATING END EFFECTOR）」に開示

40

50

されていて、この米国特許出願の開示内容は、参照することによって、本明細書に組み込まれる。しかし、本明細書の詳細な説明が進むにしたがって、当業者は、本明細書に記載された手術用装置のさまざまな実施の形態が、異なる旋回機構および制御部を用いるエンドエフェクター構成と共に成功裡に実施される場合があり、そして、以下にさらに詳しく記載されるように、関節接合していないエンドエフェクター構成と共に成功裡に用いられる場合さえあることを理解するであろう。

【0022】

図1に見られるように、器具10のハンドルアセンブリ300は、閉鎖トリガ302、および発射トリガ310を含む場合がある。異なる手術作業に指向されたエンドエフェクターを備えた器具が、エンドエフェクターを操作するための異なる個数および種類のトリガまたは他の適切な制御部を有する場合があることは、理解されるであろう。エンドエフェクター12は、細長い形状が好ましいシャフトアセンブリ100によって、ハンドルアセンブリ300から離れて図示されている。臨床医は、関節接合制御部200を用いて、エンドエフェクター12をシャフトアセンブリ100に関して、関節をなして接合するようにする場合がある。

10

【0023】

さまざまな実施の形態では、複数のセンサーが、ハンドルアセンブリ300、細長いシャフトアセンブリ100、および／または、エンドエフェクター12における要素に結合されて、器具10のさまざまな機能を測定および記録し、器具のさまざまなコンポーネントの状態を記録し、ならびに、臨床医または使用者にフィードバック表示を提供するようにされている場合がある。器具10は、複数のセンサーを含み、この複数のセンサーは、例えば、閉鎖トリガセンサー、アンビル閉鎖センサー、アンビル閉鎖負荷センサー、ナイフ位置センサー、カートリッジ存在センサー(cartridge present sensor)、カートリッジ状態センサー、発射トリガセンサー、および弁作動センサー、または、それらの組み合わせなどを含む。他のセンサーは、関節角度センサー、アンビル位置センサー、発射力センサー、ロックアウト状態センサー、空気圧力センサー、流量センサー(flow rate sensor)、またはそれらの組み合わせなどを含む。各センサーは、手術用器具10の外面の近くに配された異なる接点と電氣的に通信を行う場合がある。センサーは、閉鎖トリガ302および発射トリガ310に接続されて、閉鎖トリガおよび発射トリガの動作を検出するようにになっている場合がある。センサーは、アンビル40の閉鎖、および、アンビル40への閉鎖負荷を測定するために用いられる場合がある。他のセンサーが、ナイフアセンブリ30(図2)の位置、ステープルカートリッジ50(図2)の存在、および／または、ステープルカートリッジ50の状態(例えば、使い切った、または、使い切っていない)を測定するために用いられる場合がある。その他のセンサーが、器具10のいたるところで、器具10の作動の回数、空気圧システムの圧力、空気圧式シリンダーまたは作動シリンダーの圧力、弁アクチュエータを作動させるための可変流量などを測定するために用いられる場合がある。しかし、実施の形態は、この状況に限定されない。

20

30

【0024】

センサーの出力信号 S_1 から S_n (ここで、 n は任意の正の整数)が、例えば、ハンドルアセンブリ内に配された電子制御モジュール603に供給される。電子制御モジュール603は、コントローラ、メモリ装置、バッテリー、測定回路、および／または、アクチュエータを含み、アクチュエータは、本明細書で以下に記載されるように、電気制御される可変流量空気圧式弁の閉鎖機構部分を制御する。しかし、実施の形態は、この状況に限定されない。

40

【0025】

垂直な、水平な、右の、左の、などのような、空間的な用語は、本明細書中では、手術器具10の長手方向の軸が、細長いシャフトアセンブリ100の中心軸と同軸であり、トリガ302、310がハンドルアセンブリ300の底部から鋭角で下向きに延びた状態であることを仮定して、図面に関して与えられていることが、理解されなければならない。しかし、実際には、手術用器具10は、さまざまな角度に配向される場合があり、したが

50

って、これらの空間的な用語は、手術用器具 10 自体に対して用いられている。さらに、「近位の」は、ハンドルアセンブリ 300 の後ろに居てエンドエフェクター 12 を遠位に、つまり、自分から離して、位置させる臨床医の遠近感を表すために用いられている。

【0026】

本明細書で用いられる場合、用語「加圧ガス」は、滅菌環境で用いられる空気圧動力式システムで用いるのに適した任意のガスを表す。そのような媒体の非限定的な例には、圧縮空気、二酸化炭素 (CO_2)、窒素、酸素、アルゴン、ヘリウム、水素化ナトリウム、プロパン、イソブタン、ブタンクロロフルオロカーボン、ジメチルエーテル、メチルエチルエーテル、亜酸化窒素、例えば HFA134a (1, 1, 1, 2, -テトラフルオロエタン) または HFA227 (1, 1, 1, 2, 3, 3, 3-ヘプタフルオロプロパン) のようなハイドロフルオロアルカン (HFA) が含まれる。

10

【0027】

本明細書で用いられる場合、用語「流体連結された」は、要素が適切なラインまたは他の手段で一体に連結されていて、要素間を加圧ガスが通過できるようになっていることを意味する。本明細書で用いられる場合、「供給ライン」または「戻りライン」で用いられる用語「ライン」は、一つのコンポーネントから別のコンポーネントへ加圧ガスを移すための、硬質のもしくは柔軟な導管、パイプ、および／またはチューブから形成された適切な通路を示す。

【0028】

本明細書で用いられる用語「空気圧信号」または「空気圧駆動信号」は、加圧ガスの供給源から、加圧ガスの供給源に流体連結された一つまたは複数のコンポーネントへのガスの流れ、または、相互に流体連結されたコンポーネントの間のガスの流れを示す。

20

【0029】

本明細書で用いられる場合、語句「長手方向の軸に対して実質的に横方向の」の「長手方向の軸」は、シャフトの軸であり、「長手方向の軸に対して実質的に横方向の」とは、その長手方向の軸にほぼ垂直な方向を示している。しかし、長手方向の軸に対する垂直からある程度ずれた方向も、その長手方向の軸に対して実質的に横方向であることが、理解されるであろう。

【0030】

図 2 は、手術用器具 10 のさまざまな実施の形態で用いられる場合がある、ある種類の空気圧作動式、かつ電気制御されるツールアセンブリすなわちエンドエフェクターの分解組み立て図を示している。図 1～図 4 に示された空気圧操作作動式、かつ電気制御されるアセンブリ 12 は、エンドカッターとして作用するように構成されている。しかし、本明細書の詳しい説明が進むにしたがって、本発明の実施の形態のさまざまな独自かつ新規の駆動構成が、他の手術作業を実行するように構成された他のエンドエフェクターを駆動するためにも、おそらく用いられることができ、したがって、図面に示されたものからコンポーネントを除去、変更、または、追加することが必要となることが、理解されるであろう。さらに、図 1～図 4 に示されたエンドエフェクター 12 が具体的な手術への適用に応じて、改造される場合があることが、理解されるであろう。

30

【0031】

手術用器具 10 のさまざまな実施の形態と共に用いられる場合がある、ある種類のエンドエフェクターが図 2 に示されている。図 2 で見るように、エンドエフェクター 12 は、E ビーム発射機構 (ナイフアセンブリ) 30 を用いていて、この機構は、組織の切断、および、エンドエフェクター内に位置するステープルシリンダー内に配されたステープルの発射に加えて、ステープルシリンダーに対するエンドエフェクター 12 のアンビル 40 部分の間隔を有益に制御する。E ビーム発射機構のさまざまな態様が、シェルトン 4 世ら (Shelton, IV. et al.) に付与された米国特許第 6, 978, 921 号「E ビーム発射機構を組み込んだ手術用ステープリング器具 (Surgical Stapling Instrument Incorporating An E-Beam Firing Mechanism)」に記載されていて、その米国特許の関連する部分は、参照することによって、本明細書に組み込まれる。しかし、本明細書の詳

40

50

しい説明が進むにしたがって、当業者は、他のナイフおよび発射機構の構成が、本発明の実施の形態の全体の範囲を逸脱せずに有益に用いられる場合があることを、理解するであろう。

【0032】

本明細書で用いられる場合、用語「発射機構」は、空気圧作動式に電気制御されるツールおよび／またはエンドエフェクターの一部もしくはいくつかの部分を示し、これらの部分は、発射機構が本質的に静止している作動されていない位置から、それらの一部もしくはいくつかの部分が最終位置へ移動または再配置され終えている、作動された位置すなわち終了位置へ移動し、この最終位置では、それらの部分の最終位置への移動の結果として、エンドエフェクターへ加えられた少なくとも一回の発射動作に応じて、ツールが一回または複数回の動作を完了する。発射機構は、例えば、(i) 空気圧作動式に電気制御されるツールによって完全に支持され、手術用装置内のコンポーネントと連結(interface)するコンポーネント、(ii) 空気圧動力式ツール内および手術用装置内に配されたコンポーネントの組み合わせ、または、(iii) 手術用装置によって支持され、空気圧作動式に電気制御されるツールの中および外への移動が可能なコンポーネント、を含む場合がある。本明細書で用いられる場合、用語「発射ストローク」は、作動されていない位置から作動された位置への発射機構の実際の動きを示す。用語「後退ストローク」は、発射機構が作動された位置から作動されていない位置へ戻る動きを示す。

10

【0033】

図2に見られるように、エンドエフェクター12は、遠位部材を含み、遠位部材は、さまざまな非限定的な実施の形態では、細長い導管20を含み、導管20は、導管に取り付けられた旋回式に移動可能なアンビル40を有する。細長い導管20は、ステープルカートリッジ50を受容し支持するように構成されていて、ステープルカートリッジ50はナイフアセンブリ30に反応して、ステープル70をアンビル40と形成接触させるよう押し出す。容易に交換可能なステープルカートリッジが本明細書で有益に記載されているが、本発明の態様に調和したステープルカートリッジが細長い導管20に永久的に固定されているまたは一体化されている場合があることが、理解されるであろう。

20

【0034】

さまざまな実施の形態では、発射機構すなわちナイフアセンブリ30は、発射の間にエンドエフェクター12の間隔を制御する垂直方向に離れたピンを含んでいる。より詳しく言うと、上側ピン32は、アンビル40と細長い導管20との間のピボットの近くのアンビルポケット42に入るように場所を設定されている。図4を参照のこと。アンビル40が閉じられた状態で発射されると、上側ピン32は、アンビル40を通して遠位の向きに延びる長手方向のアンビルスロット44内を遠位の向きに進む。アンビル40のどのような小さい上向きのそりも、上側ピン32によって加えられる下向きの力によって抑えられる。

30

【0035】

ナイフアセンブリ30は、ナイフバーキャップ34をも含み、ナイフバーキャップ34は、細長い導管20内に形成された導管スロット23と上向きに噛み合い、それによって、上側ピン32と共に動作して、アンビル40および細長い導管20を、過剰な組織がアンビル40と導管20との間に挟まれた場合に、わずかに互いにより近づくように引く。さまざまな実施の形態で、ナイフアセンブリ30は、中間ピン36を有益に含み、中間ピン36は、カートリッジ50の下側面および細長い導管20の上側面に形成された発射駆動スロット(図示されていない)を通り、それによって、以下に記載されるように、スロット内のステープル70を押す。中間ピン36は、細長い導管20に対してスライドすることによって、エンドエフェクター12がその遠位の端部で締め付けられて閉じる傾向にも有益に対抗する。しかし、本発明のさまざまな実施の形態の独自かつ新規な態様が、他のナイフアセンブリ構成を用いることによって達成される場合がある。

40

【0036】

ナイフアセンブリ30の上側ピン32および中間ピン36の間で遠位の側に設けられた

50

切断エッジ 38 は、カートリッジ 50 の近位の側に設けられた垂直スロット 54 を通って移動し、挟まれた組織を切断する。ナイフアセンブリ 30 を細長い導管 20 およびアンビル 40 に関して積極的に位置設定することによって、有効な切断が実施されることが、確実になる。さまざまな実施の形態では、アンビル 40 の下側面には、複数のステープル形成ポケット（図示されていない）が設けられていて、複数のポケットは、ステープルカートリッジ 50 が細長い導管内に受容されたときに、ステープルカートリッジ 50 の上側面 56 の複数のステープル開口 58 に対応するように配列されている。さまざまな実施の形態では、ステープルカートリッジ 50 は、細長い導管 20 にスナップ嵌めされる場合がある。より詳しく言うと、ステープルカートリッジ 50 の拡張特徴部 60、62 が、細長い導管 20 の凹部 24、26 に、各々、摩擦によって、解除可能に、噛み合う。

10

【0037】

図 2 にさらに見られるように、ステープルカートリッジ 50 は、カートリッジ本体 51、ウエッジスレッド 64、ステープルドライバー 66、ステープル 70、およびカートリッジトレイ 68 を含む。組み立てられると、カートリッジトレイ 68 は、ウエッジスレッド 64、ステープルドライバー 66、および、ステープル 70 を、カートリッジ本体 51 の内部に保持する。細長い導管 20 は、細長いシャフトアセンブリ 100 によって、ハンドルアセンブリ 300 に連結されていて、シャフトアセンブリ 100 は、遠位の背部すなわちフレーム部分 110、および近位の背部すなわちフレーム部分 130 を含んでいる。細長い導管 20 は、近位の側に配された取り付けキャビティ 22 を有し、各取り付けキャビティ 22 は、遠位の背部分 110 の遠位の端部に形成された対応する導管固定部材 114 を受容する。細長い導管 20 は、アンビルカムスロット 28 をも有し、アンビルカムスロット 28 は、アンビル 40 の対応するアンビルピボット 43 を旋回可能に受容する。閉鎖スリーブアセンブリ 170 は、背部アセンブリ 102 を覆って受容され、遠位の閉鎖チューブ部分 180 および近位の閉鎖チューブ部分 190 を含む。以下に記載されるように、背部アセンブリ 102 に関する閉鎖スリーブアセンブリ 170 の軸方向の動きは、アンビル 40 に細長い導管 20 に関する旋回運動を起こさせる。

20

【0038】

図 2 に見られるように、固定ばね 112 は、ナイフアセンブリ 30 に対するロックアウトとして、遠位の背部分 110 に取り付けられている。遠位の正方形開口 111 および近位の正方形開口 113 が、遠位の背部分 110 の上部に形成されていて、正方形開口の間にクリップバー 115 を画定し、そのクリップバー 115 は、固定ばね 112 の上部アーム 116 を受容し、固定ばね 112 の下側の遠位の向きに延びたアーム 118 は、以下により詳しく記載されるように、ナイフアセンブリ 30 から突出したピストンバー部分 35 を支持するシリンダーアセンブリ 501 の遠位の端部に下向きの力を加える。さまざまな実施の形態が、他の種類のロックアウトを含む場合があり、または、ロックアウトをまったく含まない場合があることが理解されるであろう。

30

【0039】

図 1～図 6 に示された実施の形態では、エンドエフェクター 12 は、エンドエフェクター 12 をピボット 104 を中心にして引っぱるために曲げられるケーブルまたはバンドの集合によって、近位の閉鎖チューブ部分 190（およびハンドルアセンブリ 300）に対して、関節接合する場合がある。当業者は、そのような構成が、これらの種類の装置と共に用いられる場合がある多くの関節接合構成のほんの一つを表現したものであることを、理解するであろう。この実施の形態では、遠位の背部分 110 の近位の端部は、端部に設けられたボス 122 を有する。近位の背部分 130 の遠位の端部には、舌部 134 が設けられていて、舌部 134 は、舌部を貫通する開口 136 を有する。近位の背部分 130 は、開口 136 がボス 122 の開口 124 と同軸に並んでピボットピン 138 が開口 136 を通って延びることができるように、遠位の背部分 110 に関して配されている。図 4 を参照のこと。そのような構成は、組み立てられたとき、エンドエフェクター 12 がピボット軸 A-A を中心にして近位の背部分 130 に関して旋回できるようにする。

40

【0040】

50

上述したように、この実施の形態は、エンドエフェクター１２を関節接合するためにバンドを用いる。より詳しく言うと、バンド１５０、１６０は、図２および図３に示されているように、関節ピボット１０４に向かって遠位の向きに延びている場合がある。バンド１５０は、近位の閉鎖チューブ部分１９０の左側面に沿って近位の閉鎖チューブ部分１９０を通して延びていて、バンド１５０はバンド１６０を避けて近位の閉鎖チューブ部分１９０の右側面に渡るように経路を定められている。そこで、バンド１５０は、例えば接続点１２３で、ボス１２２に機械的に連結されている場合がある。同様に、バンド１６０は、近位の閉鎖チューブ部分１９０の右側面に沿って近位の閉鎖チューブ部分１９０を通して延びていて、近位の閉鎖チューブ部分の右側面では、バンド１６０はバンド部材１５０を避けて近位の閉鎖チューブ部分１９０の左側面に渡るように経路を定められている。そこで、バンド１６０は、例えば接続点１２５で、ボス１２２に機械的に連結されている場合がある。

10

【００４１】

図３は、閉鎖チューブアセンブリ１００が破線で描かれた、エンドエフェクターおよび背部アセンブリ１０２の上面図である。図４は、器具１０の同じ部分の部分的な側断面図である。図４に見られるように、バンド１５０およびバンド１６０は、ある非限定的な実施の形態に基づけば、互いにオフセットして、動きを妨害しないようになっている。例えば、バンド１５０は、バンド１６０よりも下側の位置にある状態で示されている。別の非限定的な実施の形態では、バンド１５０およびバンド１６０の垂直方向の位置は、逆である場合がある。図２および図３にさらに見られるように、バンド部材１５０は、近位のフレーム部分１３０の舌部１３４のピン１４０を囲うように延びている。同様に、バンド１６０は、近位のフレーム部分１３０の舌部分１３４のピン１４２を囲うように延びている。

20

【００４２】

バンド部分１５０および１６０は、図５に示すように、ボス１２２から、近位の閉鎖チューブ部分１９０に沿って、関節制御部２００まで延びている場合がある。関節制御部２００は、関節スライド２０２、フレーム２０４、およびエンクロージャー２０６を含んでいる場合がある。バンド部分１５０、１６０は、スロット２０８またはその他の開口によって、関節スライド２０２を通過する場合があるが、バンド部分１５０、１６０は、任意の適切な手段によって関節スライド２０２に連結されている場合があることが、理解されるであろう。関節スライド２０２は、図５に示されているように、一部品である場合があり、または、ある非限定的な実施の形態では、２つの部品を含み、２つの部品の境界がスロット２０８を画定している場合がある。ある非限定的な実施の形態では、関節スライド２０２は、複数のスロットを含む場合があり、例えば、各スロットはバンド部分１５０、１６０の一つに対応している。エンクロージャー２０６は、制御部２００のさまざまなコンポーネントを覆って、破片が入るのを防いでいる場合がある。

30

【００４３】

さまざまな実施の形態では、バンド部分１５０、１６０は、スロット２０８から見て近位の側に配された接続点２１０、２１２でフレーム２０４に固定されている場合がある。図５の非限定的な実施の形態は、バンド部分１５０、１６０が接続点２１０、２１２から、近位の閉鎖チューブ部分１９０の長手方向の軸の近くに配されたスロット２０８まで、予め曲げられていることを示している。バンド部分１５０、１６０が、ハンドルアセンブリ３００を含めた、スロット２０８から見て近位の側に配された器具１０のいずれかの場所に繫留されている場合があることが、理解されるはずである。

40

【００４４】

使用時には、図２の実施の形態は、図３に示されているような関節が曲げられていない状態を有する場合がある。関節制御部２００およびバンド１５０、１６０は、シャフトアセンブリ１００の長手方向の軸に対しほぼ中央の位置にある状態で図示されている。したがって、エンドエフェクター１２は、中間すなわち関節が曲げられていない位置にある。図６では、関節制御部２００は、関節スライド２０２が関節フレームを通してシャフトア

50

センブリ１００の右側面へ押された状態で、図示されている。したがって、バンド１５０、１６０は、シャフトアセンブリ１００の右側面に向けて曲げられている。バンド１５０が右に曲げられていることによって、ボス１２２のピボット点からオフセットした横方向の力がボス１２２に加えられることが、分かる。このオフセットした力は、ボス１２２が関節ピボット１０４を中心にして回転するようにし、次に、エンドエフェクター１２を、図示されているように右に回転させることになる。関節スライド２０２をシャフトアセンブリ１００の左側面に向けて押すことが、両方のバンド１５０、１６０をシャフトアセンブリ１００の左側面に向けて曲げる横方向の力をバンド１５０、１６０に加える場合があることが、理解されるであろう。次に、バンド１６０が曲がることによって、ボス１２２に横方向の力が加わり、その横方向の力は、上記のように、ボス１２２のピボット点から

10

【００４５】

さまざまな実施の形態で、シャフトアセンブリ１００は、背部アセンブリ１０２に受容された閉鎖チューブアセンブリ１７０を含む。図２を参照のこと。閉鎖チューブアセンブリ１７０は、遠位の閉鎖チューブ部分１８０、および近位の閉鎖チューブ部分１９０を含む。遠位の閉鎖チューブ部分１８０、および、近位の閉鎖チューブ部分１９０は、ポリマーまたは他の適切な材料から製造されている場合がある。近位の閉鎖チューブ部分１９０は、中空で、近位の閉鎖チューブ部分を通して延びる軸方向通路１９１を有し、軸方向通路１９１は、その中に背部アセンブリ１０２の一部を受容するような寸法を有する。

20

【００４６】

図２および図４に示された実施の形態では、二重ピボット閉鎖ジョイント１７２が用いられている。本発明が二重ピボット閉鎖ジョイントの構造に限定されず、任意の適切な閉鎖チューブまたはスリーブを含む場合があり、または、閉鎖チューブまたはスリーブをまったく含まない場合があることが理解されるであろう。図４を特に参照すると、遠位の閉鎖チューブ部分１８０は、近位の向きに突出した上側および下側舌部１８２、１８４を有する。遠位の閉鎖チューブ部分１８０は、アンビル４０のアンビル開／閉タブ４６と噛み合うための蹄鉄開口１８５およびタブ１８６をさらに含んでいて、以下に詳しく記載されるように、アンビル４０を開位置および閉位置の間で回転させる。

【００４７】

30

近位の閉鎖チューブ部分１９０には、同様に、遠位の向きに延びた上側舌部１９２、および遠位の向きに延びた下側舌部１９４が設けられている。上側二重ピボットリンク１７４は、上向きに突出した遠位および近位のピボットピン１７５、１７６を含み、それらのピボットピンは、各々、上側の近位の向きに突出した舌部１８２における上側の遠位のピン開口１８３、および、上側の遠位の向きに突出した舌部１９２における上側の近位のピン開口１９３に噛み合う。接合部の構成は、下側二重ピボットリンク１７７をさらに含み、そのピボットリンクは、下向きに突出した遠位および近位のピボットピン１７８、１７９（図２には示されていないが、図４を参照のこと）を有し、それらのピボットピンは、各々、下側の近位の向きに突出した舌部１８４における下側の遠位のピン開口１８７、および、下側の遠位の向きに突出した舌部１９４における下側の近位のピン開口１９５に噛み合う。

40

【００４８】

使用中に、閉鎖チューブアセンブリ１７０は、例えば、閉鎖トリガ３０２の作動に反応して、遠位の向きに移動して、アンビル４０を閉鎖する。アンビル４０は、背部アセンブリ１０２上で閉鎖チューブアセンブリ１７０を遠位の向きに移動させることによって、閉鎖され、その閉鎖チューブアセンブリ１７０の移動は、蹄鉄開口１８５の背面がアンビル４０の開／閉タブ４６に突き当たり、アンビル４０を閉じた位置へ回転させるようにする。アンビル４０を開くためには、閉鎖チューブアセンブリ１７０は、背部アセンブリ１０２上で近位の向きに軸方向で動かされ、タブ１８６を開／閉タブ４６に接触させタブ４６を押すようにさせて、アンビル４０を開いた位置へ回転させる。ある実施の形態では、セ

50

ンサーが閉鎖チューブアセンブリ 170 内に配されていて、アンビル 40 の開／閉タブ 46 に突き当たり、アンビル 40 を閉じた位置に旋回させ、かつアンビル 40 を閉じた位置に維持するために、蹄鉄開口 185 に加えられる力を測定する。

【0049】

図 7 は、手術用装置のさまざまな実施の形態の非限定的なハンドルアセンブリ 300 の分解組立て図である。図 7 に示された実施の形態では、ハンドルアセンブリは、「ピストルグリップ」構造を有し、右手側ケース部材 320 および左手側ケース部材 330 から形成されていて、これらのケース部材は、ポリマーまたは他の適切な材料で成型され、または別様に製造されていて、相互に嵌め合わされるように設計されている。そのようなケース部材 320 および 330 は、成型されたスナップ特徴部、ペグ、およびソケット、または接着剤、ねじ、ボルト、および／または、クリップによってケース部材に別様に形成されたスナップ特徴部、ペグ、およびソケットによって、相互に取り付けられる場合がある。右手側ケース部材 320 の上側部分 322 は、左手側ケース部材 330 の対応する上側部分 323 と嵌め合わされて、符号 340 が付された主ハウジング部分を形成する。同様に、右手側ケース部材 320 の下側グリップ部分 324 は、左手側ケース部材の下側グリップ部分 334 と嵌め合わされて、全体に符号 342 が付されたグリップ部分を形成する。図 7 に示された実施の形態では、グリップ部分 342 の全体は、主ハウジング部分 340 と一体化されている。そのような構成は、加圧ガスの供給源がグリップ部分 342 内に永久的に据え付けられている用途に特によく適している場合がある。そのような構成は、ハンドルアセンブリ 300 の外部に配され、かつハウジングアセンブリの一つまたは複数のポートを通してハンドルアセンブリ内に収容された制御コンポーネントに差し込まれる、加圧ガスの供給源と共に用いるのにも適している。他の実施の形態では、以下にさらに詳しく記載されるように、グリップ部分 342 は、主ハウジング部分 340 から取り外し可能である。本明細書の詳しい説明が進むにしたがって理解されるであろうように、そのような構成は、無数の利点および利益を提供する。しかし、当業者は、ハンドルアセンブリ 300 がさまざまな異なる形状および寸法で提供される場合があることを、容易に理解するであろう。

【0050】

明瞭にする目的のために、図 7 は、最終的にアンビル 40 の開閉を制御する閉鎖チューブアセンブリ 170 の軸方向の動きを制御するために用いられるコンポーネントのみを示している。図 7 に見られるように、連結アセンブリ 430 によって閉鎖トリガ 302 に連結された閉鎖シャトル 400 は、主ハウジング部分 340 内に支持されている。閉鎖シャトル 400 も、2 つの部品 402、404 で製造されている場合があり、それらの部品は、ポリマーまたは他の適切な材料で成型もしくは別様に製造されていて、相互に嵌め合わされるように設計されている。例えば、図 7 に示された実施の形態では、右手側部分 402 には、左手側部分 404 内の対応するソケット（図示されていない）内に受容されるように設計された締結具ポスト 403 が設けられている場合がある。右手および左手側部分 402、404 は、別に、スナップ部材、および／または、接着剤、および／または、ボルト、ねじ、および／または、クリップ、で相互に維持されている場合がある。図 7 に見られるように、維持溝 196 が近位の閉鎖チューブ部分 190 の近位の端部に設けられている。閉鎖シャトル 400 の右手側部分 402 は、右維持フランジ部分 405 を有し、右維持フランジ部分 405 は、閉鎖シャトル 400 の左手部分 404 の左維持フランジ部分（図示されていない）と共に動作するように構成されていて、近位の閉鎖チューブ部分 190 内の維持溝 196 内に延びる維持フランジアセンブリを形成している。

【0051】

図 7 にさらに見られるように、右背部アセンブリ維持ペグ 326 は、右手側ケース部材 320 から内向きに突出している。そのペグ 326 は、閉鎖シャトル 400 の右手側部分 402 の細長いスロットまたは窓 406 内に突出している。同様の閉鎖シャトル維持ペグ（図示されていない）が、閉鎖シャトル 400 の左手側部分 404 に設けられたもう一つの窓またはスロット 408 に受容されるように、左手側ケース部材 330 から内向きに突

出している。維持ペグは、閉鎖シャトル400がハンドルアセンブリ300に関して軸方向に動けるようにしながら、近位の背部分130（図7には示されていない）の近位の端部133をハンドルアセンブリ300に動かないように固定するのに役立つ。維持ペグは、例えば、ボルト、ねじ、接着剤、および／または、スナップ特徴部などによって、近位の背部分130の近位の端部に機械的に取り付けられている場合がある。さらに、閉鎖シャトル400には、横方向に延びるガイドレール410、411が設けられている。レール410は、右手側ケース部材320のレールガイド328内にスライド式に受容されるように構成されていて、レール411は、左手側ケース部材330のレールガイド（図示されていない）内にスライド式に受容されるように構成されている。

【0052】

閉鎖シャトル400および閉鎖チューブアセンブリ170の遠位の向き（矢印C）での軸方向の動きは、閉鎖トリガ302をハンドルアセンブリ300のグリップ部分342へ向けて動かすことによって、生み出され、閉鎖シャトル400の近位の向き（矢印D）での軸方向の動きは、閉鎖トリガ302をグリップ部分342から離れるように動かすことによって、生み出される。さまざまな実施の形態で、閉鎖シャトル400には、閉鎖シャトル400への閉鎖連結アセンブリ430の取り付けを容易にするコネクタタブ412が設けられている。図8および図9を参照のこと。閉鎖連結アセンブリ430は、ピン414によってコネクタタブ412に旋回可能に留められたヨーク部分432を含んでいる。閉鎖連結アセンブリ430は、図7に示されているように、閉鎖ピン436によって、閉鎖トリガ302に形成されたヨークアセンブリ304に旋回可能に留められている閉鎖アーム434をさらに有する。閉鎖トリガ302は、ピボットピン306によってハンドルアセンブリ300内に旋回可能に取り付けられていて、ピボットピン306は、右手側ケース部材320と左手側ケース部材330の間に延びている。

【0053】

臨床医が、アンビル40を閉じて、エンドエフェクター12内に組織を挟むことを望む場合、臨床医は、閉鎖トリガ302をグリップ部分342に向けて引く。臨床医が閉鎖トリガ302をグリップ部分342に向けて引くと、閉鎖連結アセンブリ430は、図8に示されているように、閉鎖連結アセンブリ430が固定位置に移動するまで、遠位の向きの「C」の向きに閉鎖シャトル400を動かす。連結アセンブリ430は、固定位置にある場合、閉鎖シャトル400をその固定位置に維持する傾向を有する。閉鎖シャトル400が固定位置に動かされると、閉鎖チューブアセンブリ170は、背部アセンブリ102上を遠位の向きに動かされ、アンビル40の開／閉タブ46が遠位の閉鎖チューブ部分180の蹄鉄開口185の近位の端部によって接触されるようにし、それによって、アンビル40を閉じた（挟まれた）位置へ旋回させる。

【0054】

さまざまな実施の形態で、閉鎖シャトル400を閉じた位置に維持するために、閉鎖トリガ302には、解除可能な固定機構301が設けられている場合があり、その解除可能な固定機構301は、グリップ部分342と噛み合い、閉鎖トリガ302を固定位置に解除可能に維持するように構成されている。別の固定装置も、閉鎖シャトル400を固定位置に解除可能に維持するために用いられる場合がある。図8、図8A、図8B、および、図9に示された実施の形態では、閉鎖トリガ302は、柔軟な長手方向のアーム303を含み、アームはそこから延びる横方向ピン305を含んでいる。そのアーム303およびピン305は、例えば、成型プラスチックから作られている場合がある。ハンドルアセンブリ300のピストルグリップ部分342は、開口350を含み、開口350は、開口内に配された横方向に延びるウエッジ352を備えている。閉鎖トリガ302が後退させられると、ピン305がウエッジ352と噛み合い、ピン305がウエッジ352の下側面354によって下向きに押される（つまり、アーム303が時計方向に旋回させられる）。ピン305が下側面354を完全に通過すると、アーム303への時計方向の力が取り除かれ、ピン305は反時計方向に旋回させられて、ピン305がウエッジ352の背後のノッチ303に位置するようになり、それによって、閉鎖トリガ302を固定する。ピ

ン 3 0 5 は、さらに、ウェッジ 3 5 2 から延びる柔軟な停止部 3 5 8 によって固定位置での所定の位置に保持される。

【0055】

閉鎖トリガ 3 0 2 を固定解除するためには、操作者は、閉鎖トリガ 3 0 2 をさらに引き、ピン 3 0 5 を開口 3 5 0 の傾斜後壁 3 5 9 に噛み合わせさせて、ピン 3 0 5 が柔軟な停止部 3 5 8 を越えるようにピン 3 0 5 を上向きに押す。そうすると、ピン 3 0 5 は、開口 3 6 0 の上側導管を通して自由に移動するようになり、閉鎖トリガ 3 0 2 はもはやピストルグリップ部分 3 4 2 に固定されない。そのような構成のさらなる詳細は、2006 年 1 月 31 日に出願されたシェルトン四世ら (Shelton, IV et al.) による米国特許出願第 11 / 3 4 4, 0 2 0 号「取り外し可能なバッテリーを備えた手術用器具 (Surgical Instrument Having A Removable Battery)」に見出すことができ、その米国特許出願の関連する部分は、参照することによって、本明細書に組み込まれる。他の解除可能な固定構成も用いられる場合がある。

【0056】

手術装置のさまざまな実施の形態では、ナイフアセンブリ 3 0 は、ナイフアセンブリから突出した、または別様にナイフアセンブリに取り付けられたほぼ硬質のピストンバー部分 3 5 を有する場合があり、ピストンバー部分 3 5 は駆動部材 5 0 0 の一部であり、その駆動部材は、遠位の背部分 1 1 0 によって作動可能に支持され、そして、少なくとも 2 つの作動の動き (例えば、発射動作および後退動作) をナイフアセンブリ 3 0 に加えるように構成されている。図 3、図 4、図 1 0、および、図 1 1 に示された実施の形態では、駆動部材 5 0 0 は、2 ステージ空気圧作動式シリンダーアセンブリ 5 0 1 を含んでいる。ナイフアセンブリ 3 0 は、一体のコンポーネントを含む場合があり、または、器具 1 0 のより容易な組み立てを促進するために複数の部品から構成されている場合がある。例えば、図 1 0 および図 1 1 に示されているように、ナイフアセンブリ 3 0 は、遠位の部分 3 1 を含み、遠位の部分 3 1 は、上側ピン 3 2、キャップ 3 4、中間ピン 3 6、および、ナイフ 3 8 を収容している。遠位の部分 3 1 には、ピストンバー部分 3 5 の遠位の端部に設けられた突出部 3 7 を受容するような寸法の開口 3 3 が遠位の端部 3 1 内に設けられている場合がある。突出部 3 7 は、開口 3 3 内に摩擦を伴って受容され、また／または、接着剤および／もしくは溶接によって、開口 3 3 内に維持されている場合がある。

【0057】

シリンダーアセンブリ 5 0 1 は、第 1 のシリンダーハウジング 5 1 0 を含み、第 1 のシリンダーハウジング 5 1 0 は、第 1 の閉じた近位の端部 5 1 2 および第 1 の開いた遠位の端部 5 1 4 を有し、第 1 の開いた遠位の端部 5 1 4 は、第 1 のシリンダーハウジング 5 1 0 内の第 1 の軸方向通路 5 1 6 内に向けて開いている。シリンダーアセンブリ 5 0 1 は、第 2 のシリンダーハウジング 5 2 0 をも含み、第 2 のシリンダーハウジング 5 2 0 は、第 2 の閉じた近位の端部 5 2 2 および第 2 の開いた遠位の端部 5 2 4 を有し、第 2 の開いた遠位の端部 5 2 4 は、第 2 の軸方向通路 5 2 6 内に向かって開いている。第 2 の閉じた近位の端部 5 2 2 は、第 2 の閉じた近位の端部 5 2 2 に形成された第 1 のピストンヘッド 5 2 8 を有し、第 1 のピストンヘッド 5 2 8 は、第 1 の近位の端部 5 1 2 の遠位の側面と第 1 のピストンヘッド 5 2 8 の近位の側面との間に第 1 のシリンダー領域 5 1 5 を画定するように、第 1 のシリンダーハウジング 5 1 0 の第 1 の壁 5 1 1 をほぼ気密にスライド密閉するために、第 1 の軸方向通路 5 1 6 に関連して寸法を決められている。第 1 のシリンダーハウジング 5 1 0 の第 1 の遠位の端部 5 1 4 は、第 1 の遠位の端部 5 1 4 に形成された内向きに延びる第 1 のフランジ 5 1 7 をさらに有し、第 1 のフランジ 5 1 7 は、第 1 のフランジ 5 1 7 の近位の側面と第 1 のピストンヘッド 5 2 8 の遠位の側面との間に第 2 のシリンダー領域 5 1 8 を画定するように、第 2 のシリンダーハウジング 5 2 0 の外壁面をほぼ気密にスライド密閉する。

【0058】

第 1 の通路 5 2 7 が、第 1 のピストンヘッド 5 2 8 を通って設けられている。図 1 0 および図 1 1 でさらに見られるように、ピストンバー 3 5 の近位の端部は、第 2 のシリンダ

ーハウジング520の第2の開いた遠位の端部524を通して第2の軸方向通路526内まで延びている。第2のピストンヘッド530は、ピストンバー35の近位の端部の表面に形成されているか、または近位の端部に別様に取り付けられている。第2のピストンヘッド530は、第3のシリンダー領域532を画定するように第2のシリンダーハウジング520の第2の壁521をほぼ気密にスライド密閉するために、第2の軸方向通路526に関連して寸法を決められている。第2のシリンダーハウジング520の第2の遠位の端部524は、この遠位の端部524に形成された内向きに延びる第2のフランジ525をさらに有し、第2のフランジ525の近位の側面と第2のピストンヘッド530の遠位の側面の間に第4のシリンダー領域534を画定するように、ピストンバー35をほぼ気密にスライド密閉する。

10

【0059】

図3および図4に見られるように、シリンダーアセンブリ501は、遠位の背部分110内に取り付けられている。さまざまな実施の形態では、一对のトラニオン519が、第1のシリンダーハウジング510の近位の端部に設けられている。トラニオン519は、遠位の背部分110のトラニオンボア119内に受容されて、シリンダーアセンブリ501がピボット軸B-Bを中心に遠位の背部分110内で旋回できるようにしている。図3を参照のこと。第1の供給ラインすなわち供給コンジット540は、ハンドルアセンブリ300内の方向制御弁610（図8および図9）から、第1のシリンダーハウジング510の第1の近位の端部512に連結されるように近位の閉鎖チューブ部分190を通して延びていて、加圧ガスを、第1の供給ポート513を通して、または、第1のシリンダーハウジング510の第1の近位の端部512の開口を通して、供給する。図10および図11を参照のこと。ある実施の形態では、圧力センサーが、第1の供給ライン540内の圧力（P）を測定または感知するために、第1の供給ライン540に流体連結されている場合がある。圧力センサーは、電気フィードバック信号を、電子制御モジュール603に供給し、その電気フィードバック信号は、第1の供給ライン540内の圧力に比例している。加えて、第2の供給ライン542が、方向制御弁610から、近位の閉鎖チューブ部分190を通して延びていて、第1のシリンダーハウジング510の遠位の端部514に隣接したところで第1のシリンダーハウジング510に結合されていて、加圧ガスを第2のポート529を通して第2のシリンダー領域518内に供給する。ある実施の形態では、圧力センサーが、第2の供給ライン542と流体連結されている場合があり、第2の供給ライン542内の圧力（P）を測定または感知するようになっている。圧力センサーは、電気フィードバック信号を電子制御モジュール603に供給し、その電気フィードバック信号は、第2の供給ライン542内の圧力に比例する。他の圧力センサーが、空気圧システムのいたるところに流体連結されている場合がある。例えば、圧力センサーは、第1および第2の圧力供給ポート513、529のそれぞれに流体連結され、対応する第1および第2のシリンダー領域515、518内の圧力を測定するようになっている場合がある。このようにして、2ステージシリンダーアセンブリ501内の圧力は、電子制御モジュール603へのフィードバック信号として、測定され供給される場合がある。

20

30

【0060】

図8～図11および図26を参照すると、発射機構すなわちナイフアセンブリ30の伸長および後退が、ここで説明される。図8および図9に見られるように、供給ライン540および542は、電気制御される方向弁610に連結されていて、電気制御される方向弁610は、ハンドルハウジング350内に収容されたアクチエータシステム600の一部である。アクチエータシステム600は、作動トリガ670、方向弁610、および電気制御される可変流量空気圧弁660を含んでいる。これらの要素は、電子制御モジュール603に連結されている。電子制御モジュール603は、器具10のいたるところに分布したさまざまなセンサーからのフィードバック信号を受信する。電子制御モジュール603は、フィードバック信号に基づいて、器具10のいたるところに分布したさまざまな制御要素に制御信号を供給する。ある実施の形態では、電子制御モジュール603は、コントローラ702、メモリ装置703、バッテリー704、測定回路732、および／ま

40

50

たは、電気制御される可変流量空気圧弁 660 の一部である閉鎖機構 730 を制御するためのアクチュエータ 706 を含む。図 26 を参照のこと。しかし、実施の形態は、この状況に限定されない。ある実施の形態では、アクチュエータシステム 600 は、状態モジュール 2408（図 33～図 37 を参照して以下に記載される）と通信を行う場合がある。さまざまな実施の形態では、方向弁 610 は、電子制御モジュール 603 によって電氣的に制御される場合がある。別の実施の形態では、方向弁は、ハンドルハウジング 350 を通してアクセス可能なセレクトアススイッチ 612 またはプッシュボタンによって、前進（伸長）位置および反転（後退）位置の間を手動で切り替えられる場合がある。ある実施の形態では、セレクトアススイッチ 612 または適切なボタンが、電氣的な形態で実現され、方向弁 610 の望ましい状態を表示する信号を生み出す場合がある。信号は、コントローラ 702 に連結される場合があり、コントローラ 702 は、方向弁 610 を制御するための弁方向制御信号を生み出す。図 8 および図 9 に示された実施の形態では、加圧ガスの取り外し可能な供給源 620 が用いられる。以下により詳しく記載されるように、加圧ガスのそのような供給源は、シリンダー 622 を含み、シリンダー 622 は、好ましい加圧ガスで再充填可能な場合がある。しかし、当業者は、加圧ガスの交換不可能／再充填不可能な供給源（シリンダー）も、有効に用いられる可能性があることを、理解するであろう。さらに別の実施の形態では、ハンドルアセンブリ 300 には、加圧ガスの外部の供給源 618 から加圧ガスを供給するためのポート 616 が設けられている場合がある。例えば、器具 10 は、柔軟な供給ライン 617 を通して施設の圧縮空気供給源 618 に連結されることもある。図 8B を参照のこと。ある実施の形態では、圧力センサーが、入力供給ライン 650 内の圧力を測定または感知するために、取り外し可能な供給源 622 または施設の圧縮空気供給源 618 の出口ポートに流体連結されている場合がある。圧力センサーは、電気フィードバック信号を、電子制御モジュール 603 に供給し、その電気フィードバック信号は、入力供給ライン 650 内の圧力に比例する。

【0061】

取り外し可能／再充填可能なシリンダー 622 の独自のそして新規な態様が、以下にさらに記載される。しかし、ピストンバー 35 およびナイフアセンブリ 30 の伸長および後退を説明する目的のために、加圧ガスがシリンダー 622（または外部の圧力源 618）から、供給ライン 650 を通って、電気制御される可変流量空気圧弁 660 に流れることが分かる。電気制御される可変流量空気圧弁 660 は、コントローラ 702 によって制御される。図 9 に最も詳しく示されているように、可変流量空気圧弁 660 は、弁作動センサー 662 に連結されていて、弁作動センサー 662 は、作動トリガ 670 によって作動される。弁作動センサー 662 は、コントローラ 702 に連結されたデジタルまたはアナログセンサーである場合がある。図示された実施の形態では、弁作動センサー 662 は、電気制御される可変流量空気圧弁 660 を通る望ましい流量に比例する電気信号を出力する比例センサーである。弁作動センサー 662 が作動トリガ 670 の動きを検出すると、センサーはコントローラ 702 に電気信号を送り、その電気信号は、シリンダー 662 から供給ライン 680 内へそして第 1 または第 2 の供給ライン 540、542 へ流れる加圧ガスの望ましい流量に比例する。コントローラ 702 は、可変流量空気圧弁 660 内の流量制御要素を調節して、望ましい流量の加圧ガスを生み出す。ある実施の形態では、圧力センサーが、供給ライン 680 内の圧力を測定または感知するために、供給ライン 680 に流体連結されている場合がある。圧力センサーは、電気フィードバック信号を電気制御モジュール 603 に供給し、その電気フィードバック信号は、供給ライン 680 内の圧力に比例する。本明細書で用いる場合、用語「可変流量作動アセンブリ」は、少なくとも、可変流量空気圧弁 660、作動トリガ 670、コントローラ 702、バッテリー 704、アクチュエータ 706、および、それらに相当する構造物を含んでいる。

【0062】

弁作動センサー 662（図 22A および図 22B）は、作動トリガ 670 との通信を行い、いつ作動トリガ 670 が操作者によってハンドルの下側グリップ部分 324 に向けて引かれ終え（すなわち「閉じられ」終え）、それによって、切断／ステッピング動作が

電気制御された方式でエンドエフェクター１２によって空気圧式に作動されたかを検出する。弁作動センサー６６２は、例えば、レオスタットすなわち可変抵抗器のような、比例センサーである場合がある。作動トリガ６７０が引かれると、弁作動センサー６６２は、その動きを検出し、電気信号をコントローラ７０２および／またはメモリ装置７０３に送り、その電気信号は空気圧システムを通る望ましい圧力または流量を表示している。コントローラ７０２は、電気作動信号をアクチュエータ７０６に送り、可変流量空気圧弁６６０を通る流量を制御する。弁作動センサー６６２が可変抵抗器またはその類似物である場合、作動信号は作動トリガ６７０の動きの量にほぼ比例する場合がある。したがって、もし操作者が作動トリガ６７０をほんの少しだけ引くまたは閉じると、作動信号は、ゆえに、流量は、比較的少ない。作動トリガ６７０が十分に引かれる（すなわち、完全に閉じた位置にある）と、作動信号は、ゆえに、流量は、その最大値になる。言い換えれば、使用者が作動トリガ６７０を強く引くほど、作動信号はより大きくなり、より大きな流量が可変流量空気圧弁６６０を流れるようになる。

10

【００６３】

アクチュエータ７０６は、電気モーター、適切なギア減速機、空気圧アクチュエータ、ソレノイド、圧力アクチュエータといった装置、および、電子または圧縮空気のようなポテンシャルエネルギーの源を、閉鎖機構７３０（図２４）を駆動するのに適した物理的な変位（displacement）に変換できる任意の他の適切な装置、を含む任意の適切な種類の作動機構を含む場合がある。

20

【００６４】

図２２Ａおよび図２２Ｂは、比例センサーのさまざまな実施の形態を示している。図示された実施の形態では、図２２Ａおよび図２２Ｂは、器具のさまざまな実施の形態に基づく弁作動センサー６６２として用いられる場合がある比例センサーの２つの状態を示している。弁作動センサー６６２は、表面部分７０８、第１の電極（Ａ）７１０、第２の電極（Ｂ）７１２、および、例えば電氣的活性ポリマー（ＥＡＰ）のような電極７１０、７１２間の圧縮可能な誘電材料部７１４を含んでいる場合がある。弁作動センサー６６２は、作動トリガ６７０が後退したときに、表面部分７０８が作動トリガ６７０と接触するように、配されている場合がある。したがって、作動トリガ６７０が後退させられたとき、誘電材料部７１４が図２２Ｂに示されているように圧縮され、電極７１０、７１２が互いにより近くなる。電極７１０、７１２間の距離「b」は、電極７１０、７１２間のインピーダンスに直接関連しているので、距離が大きいほどインピーダンスが大きくなり、距離が短いほど、インピーダンスが小さくなる。そのようにして、誘電体７１４が作動トリガ６７０の後退（図２２Ｂの力「F」として示された）に起因して圧縮される量は、電極７１０、７１２間のインピーダンスに比例し、このことを、可変流量空気圧弁６６０を比例的に制御するのに用いることができる。

30

【００６５】

図２３は、器具１０のさまざまな実施の形態に基づく器具１０の電気回路のある実施の形態の模式図である。操作者が最初に閉鎖トリガ３０２を固定した後に発射トリガ３１０を引くと、作動センサー６６２が、作動トリガ６７０を引くことによって、作動される。作動センサー６６２の作動によって、圧縮ガスがアクチュエータ７０６およびコントローラ７０２の制御の下で可変流量空気圧弁６６０を通して流れることができるようになる。通常開のストローク終了センサー（end-of-stroke sensor）７１６が開いている場合（エンドエフェクターのストロークの終了にまだ到達していないことを意味する）、加圧ガスは第１の供給導管５４０を通して可変流量空気圧弁６６０を通して流れることになる。センサースイッチ７１６が通常開で、センサースイッチ７１６が閉じていないので、リレー７２０のインダクタ７１８は励磁されず、したがって、リレー７２０はその非励磁状態にあることになる。回路は、カートリッジロックアウトセンサー７２２をも含んでいる。エンドエフェクター１２がステーブルカートリッジ５０を含む場合、センサー７２２は閉じた状態にあることになり、電流が流れることができる。そうではなく、エンドエフェクター１２がステーブルカートリッジ５０を含まない場合、センサー７２２は、開き、それによ

40

50

って、バッテリー 704 が電力をアクチュエータ 706 に供給するのが防止される。

【0066】

ステーブルカートリッジ 50 が存在すると、センサー 722 は閉じられて、単極単投リレー 724 を励磁する。リレー 724 が励磁されると、電流がリレー 724 を通って流れ、そして、弁作動センサー 662（可変抵抗器として図示されている）を通して流れる。論理回路 726 は、センサースイッチ 716、リレー 720、センサー 722、単極単投リレー 724、および、弁作動センサー 662 からの入力を受け取り、コントローラ 702 にデジタル形式で情報を供給する。コントローラ 702 は、その情報を用いて、制御信号 746（図 24）を生み出し、方向制御弁 610 への作動を維持し、加圧ガスが第 1 の供給ライン 540 を流れることができるようにし、エンドエフェクターが近位の端部から遠位の端部への前進方向を維持するようにする。

10

【0067】

エンドエフェクター 12 がそのストロークの終わりに到達すると、センサースイッチ 716 が作動させられ、それによって、リレー 720 が励磁される。これによって、リレー 720 はその励磁された状態（図 23 には示されていない）を呈することになり、リレー 720 が励磁されたことにより、電流がカートリッジロックアウトセンサー 722 および弁作動センサー 662 を迂回して流れるようになる。こうして、コントローラ 702 は、方向制御弁 610 を制御信号 796（図 24）を用いて作動させ、加圧ガスが第 2 の供給ライン 542 を流れるようにし、エンドエフェクターが遠位の端部から近位の端部への向きで戻るようにする。

20

【0068】

ストローク開始センサー 728 は、通常閉なので、電流はインダクタ 718 に戻って流れ、ストローク開始センサー 728 が開くまで、センサー 728 を閉じた状態に保つ。ナイフアセンブリ 30 が十分に後退させられると、ストローク開始センサー 728 は、作動させられ、センサー 728 が開かれる。次に、コントローラ 702 は、アクチュエータ 706 に可変流量空気圧弁 660 を遮断させる信号を出力する。

【0069】

他の実施の形態では、アナログ比例タイプの弁作動センサー 662 ではなく、デジタルのオン・オフタイプのセンサーが代わりに用いられる場合がある。そのような実施の形態では、閉鎖機構 730 は、操作者によって加えられる力にほぼ依存せずに、その最大流量能力まで開き、または、ゼロ流量になるよう遮断する。完全に開いた状態では、可変流量空気圧弁 660 は、ほぼ一定の流量を提供する。操作者は、依然として力のフィードバックを経験するが、その理由は、発射トリガ 670 がギア駆動列に連動させられているからである。

30

【0070】

ここで図 8～図 11 を再び参照すると、さまざまな実施の形態で、作動トリガ 670 は、発射トリガ 310 に隣接して支持されていて、発射トリガ 310 は、右手側ケース部材 320 と左手側ケース部材 330 との間に延びているピボットピン 370 によってハンドルアセンブリ 300 に旋回可能に連結されている。作動トリガ 670 を内向きに発射トリガ 310 に向けて引くことによって、弁作動センサー 662 が作動させられ、コントローラ 702 に比例信号が与えられ、アクチュエータ 706 が調節され、それによって、可変流量空気圧弁 660 が調節され、シリンダー 622 から、方向弁 610 に連結された供給ライン 680 へ流れる加圧ガスの流量が増加する。方向弁 610 の位置に応じて、加圧ガスは供給ライン 540 または供給ライン 542 のいずれかに流れ込む。例えば、方向弁 610 が臨床医によってナイフアセンブリ 30 が発射されるように作動されると、加圧ガスはコントローラ 702 によって制御された流量で可変流量空気圧弁 660 を通って供給ライン 540 へ、第 1 のピストンヘッド 528 の第 1 の開口 527 を通って第 1 のシリンダー領域 515 内へ、そして、作動トリガ 670 の作動時に、第 3 のシリンダー領域 532 内へ、流れることができるようになる。ある実施の形態では、圧力センサーは、第 1 のピストンヘッド 528 に流体連結されていて、第 1 のピストンヘッド 528 での圧力を感知お

40

50

よび測定する。加圧ガスが第3のシリンダー領域532に流入すると、第2のピストンヘッド530は、ピストンバー35を遠位の向きに押す。ある実施の形態では、圧力センサーは、第2のピストンヘッド530にも流体連結されていて、第2のピストンヘッド530での圧力を感知および測定する。第4のシリンダー領域内に配されたガスは、第2のシリンダーハウジング520内の排気開口523を通して第4のシリンダー領域から排出される。同様に、第2のシリンダー領域518内に収容されたガスは、第2の供給ライン542に向かう第2の開口529を通して第2のシリンダー領域518から排出されるようになっている。第2の供給ライン542は、排出されたガスを方向弁610へ運び、方向弁610では、排出されたガスは最終的に方向弁610から排出される。加圧ガスを第1のシリンダー領域515および第3のシリンダー領域532に続けて加えることによって、ナイフアセンブリ30は、エンドエフェクター12を通して完全に伸長することになる。ナイフアセンブリ30がエンドエフェクター12を通過すると、ナイフアセンブリ30はエンドエフェクターに挟まれた組織を切断し、ステープルカートリッジ50内のステープル70を発射する（ステープルをアンビル40の下側面と接触させて形成するように押し出す）。一旦ナイフアセンブリ30が、エンドエフェクター12内でのナイフアセンブリ30の最も遠位の位置に進み終わると、臨床医は作動トリガ670を解放して、加圧ガスを加えることを停止する。

10

【0071】

発射機構すなわちナイフアセンブリ30を後退させるために、臨床医は、方向弁610を後退位置に調節するためにセレクタースイッチ612または適切なボタンを手動で動かし、作動トリガ670を引き始め、それによって、圧縮ガスを第2の供給ライン542内に流すようにする。第2の供給ライン542を流れるガスは、第2のシリンダー領域518内に入り、それによって、第2のシリンダーハウジング520が第1のシリンダーハウジング510内に近位の向きに後退する。第1のシリンダー領域515内のガスは、第1の供給開口513を通して第1の供給ライン540内に排出されることができるようになる。第1の供給ライン540を通るガスは、方向弁610に入り、方向弁610ではガスが方向弁610から排出される。一旦第2のシリンダー領域518に入る加圧ガスが、第2のシリンダーハウジング520を、図10に示すように、第1のシリンダーハウジング510内に後退させると、第2の開口529を通るガスは、こんどは、第1のシリンダーハウジング510内の排気開口523を通して第4のシリンダー領域534内に流れ込むことができるようになる。加圧ガスが第4のシリンダー領域534に入ると、第2のピストンヘッド530は、ピストンバー35を第2のシリンダーハウジング520内に近位の向きに引く。第3のシリンダー領域532内のガスは、第1の開口527を通して第1のシリンダー領域515内に流れ込み、第1のシリンダー領域515からはガスが上述したように排気される。

20

30

【0072】

器具のさまざまな実施の形態の可変流量空気圧弁660の形態の可変流量弁は、可変流量空気圧弁660を作動されていない位置へ付勢（bias）するために、さまざまな電気制御要素またはコンポーネント（図示されていない）を用いる場合がある。作動されていない位置にあるとき、可変流量空気圧弁660は、可変流量空気圧弁660のオリフィス（図示されていない）を通してガスの供給源620、618からのいずれのガスの流れも阻止するように構成されている場合がある。したがって、アクチエータトリガ670が作動されていない位置にあるとき、装置は本質的にオフ状態である。

40

【0073】

図24は、電気制御される空気圧システム700のある実施の形態を示している。空気圧システム700は、加圧ガスの内部または外部供給源を含んでいる。図示された実施の形態では、空気圧システム700は、加圧ガスの供給源としてシリンダー622を含み、シリンダー622は好ましい加圧ガスを再充填可能である場合がある。加圧ガスの交換不可能／再充填不可能な供給源（シリンダー）も、有効に用いられる場合がある。別の実施の形態ではさらに、ハンドルアセンブリ300には、加圧ガスの外部の供給源618から

50

加圧ガスを供給するためのポート 6 1 6 が設けられている場合がある。電子制御モジュール 6 0 3 は、センサーおよび流量制御要素と電気的な通信を行い、可変流量空気圧弁 6 6 0（および方向制御弁 6 1 0）を流れる流量を制御する。例えば、電子制御モジュール 6 0 3 は、複数のセンサーから受信されたフィードバック信号 S_1 から S_n 、および、複数の圧力センサーから受信された複数の圧力測定信号 P_1 から P_m に基づいて、流量制御信号を出力する。ここで、 n および m は、任意の正の整数である。ある実施の形態では、空気圧システムは、第 1 および第 2 の供給ライン 5 4 0、5 4 2、および、測定回路 7 3 2 と流体連通している。測定回路 7 3 2 は、可変流量空気圧弁 6 6 0 ならびに第 1 および第 2 の供給ライン 5 4 0、5 4 2 から圧力信号 P_1 から P_m を受信し、フィードバック信号 7 3 6 をコントローラ 7 0 2 に供給し、フィードバック信号 7 3 6 は、空気圧システム内の流量に比例している。測定回路 7 3 2 は、デジタルまたは任意の適切な形式で、フィードバック信号 7 3 6 を出力する。

10

【0074】

ある実施の形態では、測定回路 7 3 2 は、空気圧システムのいたるところに流体連結されたさまざまな圧力センサーからの圧力入力 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 、 P_5 ... P_m を受信する。例えば、圧力センサー 5 4 1₁ は、閉鎖機構 7 3 0 の上流側の弁 6 6 0 の入口部分で入力供給ライン 6 5 0 に流体連結されている場合があり、入力圧力 P_1 を測定し、入力圧力 P_1 は、ある実施の形態では、供給源 6 2 2 の圧力と等しい。圧力センサー 5 4 1₂ は、弁 6 6 0 の出口に流体連結されている場合があり、供給ライン 6 8 0 内の閉鎖機構 7 3 0 の下流側の圧力 P_2 を測定する。これらの圧力センサー 5 4 1₁ および 5 4 1₂ からの電気出力信号は、閉鎖機構 7 3 0 の両端での圧力差を求めるためにも用いられる場合があり、その圧力差は、 $\Delta P = (P_2 - P_1)$ である。別の実施の形態では、圧力センサー 5 4 1₁ および 5 4 1₂ は、一つの、示差圧力センサーとして構成されている場合がある。オリフィスを通過する流量をオリフィスでの圧力差 ΔP に基づいて計算することはよく知られている。圧力センサー 5 4 1₃ は、方向制御弁 6 1 0 の第 1 の出口に流体連結されている場合があり、第 1 の供給ライン 5 4 0 内の圧力 P_3 を測定する。圧力センサー 5 4 1₄ が、方向制御弁 6 1 0 の第 2 の出口に流体連結されている場合があり、第 2 の供給ライン 5 4 2 内の圧力 P_4 を測定する。他の圧力センサー 5 4 1_m が空気圧システムのいたるところに流体連結されている場合があり、空気圧システムにおける対応する圧力 P_m を測定する。ある実施の形態では、コントローラ 7 0 2 および／または測定回路 7 3 2 は、器具 1 0 のいたるところに配された複数のセンサーからフィードバック信号 S_1 から S_n を、さらに受信する。これらのセンサーは、リミットスイッチ、ソレノイド状態スイッチ、リレー、および／または、流量センサーを含む場合がある。

20

30

【0075】

さまざまな実施の形態では、コントローラ 7 0 2 は、測定回路 7 3 2 からフィードバック信号 7 3 6 を受信する。フィードバック信号 7 3 6 は、可変流量空気圧弁 6 6 0 を流れる流量に比例し、対応する圧力センサー 5 4 1₁ から 5 4 1_m からの測定圧力 P_1 から P_m に基づく場合がある。コントローラ 7 0 2 は、制御信号 7 3 8 を生み出し、その制御信号 7 3 8 はアクチュエータ 7 0 6 に供給されて、閉鎖機構 7 3 0 を制御し、これにより可変流量空気圧弁 6 6 0 を流れる流量を設定する。コントローラ 7 0 2 は、マイクロプロセッサを含む場合があり、測定回路 7 3 2 によって供給された実際の流量フィードバック信号 7 3 6 を、アクチュエータ 7 0 6 に供給される励磁制御信号 7 3 8 に関連付ける適切な制御アルゴリズムを実行して、可変流量空気圧弁 6 6 0 の流れ通過部分を流れる望ましい流量を達成するために閉鎖機構 7 3 0 を制御する。制御アルゴリズムは、任意の適切な、比例、微分、積分制御アルゴリズム、または、それらの任意の組み合わせである場合がある。

40

【0076】

アクチュエータ 7 0 6 は、可変流量空気圧弁 6 6 0 の流れ通過部分 7 3 4 の流路 7 4 2 内に配された閉鎖機構 7 3 0 を作動させるために、制御信号 7 4 0 を送る。可変流量空気圧弁 6 6 0 は、そこを通るガス放出量を制御するために、流れ通過部分 7 3 4 の流路 7 4 2 内に配されたさまざまな種類の電気作動閉鎖機構 7 3 0 を含む場合がある。閉鎖機構 7 3

50

0、圧力センサー $P_1 \sim P_m$ および測定回路 732、コントローラ 702、ならびに、アクチュエータ 706 は、空気圧システムを通るガス放出量を制御するための、閉ループ制御システムを形成している。閉鎖機構 730 は、一つまたは複数のソレノイド、圧電アクチュエータ、もしくは、電気モーター、または、それらの任意の組み合わせのような、電気制御要素またはコンポーネントを含む。これらの電気制御要素またはコンポーネントは、コントローラ 702 およびアクチュエータ 706 によって作動可能に制御され、閉鎖部材 730 を選択的に制御する。作動シリンダーアセンブリ 501 を含む空気圧駆動部材 500 内へと、可変流量空気圧弁 660 を通るガスの流量または放出は、閉鎖機構 730 の状態、および、空気圧システムのいたるところの圧力によって決定される。コントローラ 702 は、方向制御弁 610 への制御信号 746 をも生み出し、第 1 の供給導管 540 または第 2 の供給導管 542 のいずれかをガス放出通路として選択する。この選択は、ストロークの開始 (beginning-of-stroke) またはストロークの終了 (end-of-stroke) の時点で、作動シリンダーアセンブリ 501 の方向を制御するために、行われる場合がある。ある実施の形態では、コントローラ 702 は、可変流量ガス放出弁 660 を通る加圧ガスのガス放出量を制御するために、ソレノイドまたは圧電アクチュエータの作動を制御する場合がある。

10

【0077】

さまざまな実施の形態では、閉鎖部材 730 は、ソレノイドまたは圧電アクチュエータを含む場合がある。したがって、コントローラ 702 は、一連の電気パルスの形態の制御信号 738 をアクチュエータ 706 に供給するように構成されている場合があり、一連の電気パルスの形態の制御信号 738 は、ソレノイドまたは圧電アクチュエータをパルス方式で作動させるのに適している。アクチュエータ 706 は、ソレノイドまたは圧電アクチュエータを一連の電気パルスで適切に駆動するためのパルス駆動回路を含む場合がある。流量を増減するために、コントローラ 702 は、パルスの周波数を各々増減する。アクチュエータ 740 は、パルスをソレノイドまたは圧電アクチュエータに供給する。

20

【0078】

他の実施の形態では、閉鎖機構 730 は、可変空気圧弁 660 の流れ通過部分 734 内に配された制御される可変内部オリフィスを備えた要素を含む場合がある。そのような閉鎖機構は、モーターによって作動させられたアイリス絞りタイプの制御弁 (iris-type diaphragm control valve) である場合がある。アイリス絞りタイプの流量弁は、複数のフィンガーまたはブレードを含み、それらのフィンガーまたはブレードは、流れ通過部分 734 内に延びていて、アイリス絞りタイプの流量弁に連結されたモーターの回転によって制御された可変オリフィスを有する円形シャッターを形成する。フィンガーが流路 742 内に延びる程度が、オリフィスの半径を制御し、故に、オリフィスを通して流れる流体の量、したがって可変流量空気圧弁 660 を通る流量を制御する。アイリス絞りタイプの弁のためのアクチュエータ 706 は、アイリス絞りタイプの弁を駆動するように適合しかつ構成されたモーターである場合がある。したがって、モーターは、可変開口またはオリフィスの直径を制御して、可変流量空気圧弁 660 の流れ通過部分 734 内の加圧ガスの放出量を制御する。弁のオリフィスの直径は、望ましい流量に対して、コントローラ 702 によって設定される場合がある。実際の流量は、対応する圧力センサー 541₁ ~ 541₄ からの測定圧力 $P_1 \sim P_m$ 、および／または、他のセンサー（例えば、空気圧システムのいたるところに配されたさまざまな流量センサーなど）からの信号 $S_1 \sim S_n$ に基づいて、測定回路 732 によって、決められる場合がある。ある実施の形態では、流れ通過部分 734 を通る流量は、弁のオリフィスの直径、および、オリフィスでの圧力差 ΔP ($P_2 - P_1$) に基づいて、決められる場合がある。フィードバック信号 736 に基づいて、コントローラ 702 は、弁のモーターを制御するのに適しているアクチュエータ 730 へ制御信号 738 を供給する。アクチュエータ 730 は、適切な制御信号をアイリス絞りタイプの弁機構に供給して、内部オリフィスの直径を設定し、望ましい流量を生み出すことによって、望ましいガス放出流量を設定する。

30

40

【0079】

50

当業者によって、情報が適切な通信プロトコルに基づいて電気制御される空気圧システムのいたるところに伝えられる場合があることが、理解されるであろう。そのようなプロトコルの例には、HART（登録商標）およびオールデジタルFOUNDATION（登録商標）フィールドバスプロトコルがある。任意の適切なプロトコルが、用いられる場合がある。加えて、任意の適切な電子回路が、通信ループと連結し通信ループを介して通信を行うために用いられる場合がある。

【0080】

上記の実施の形態では、可変流量空気圧弁660は、作動トリガ670および弁作動センサー662に電氣的に連結されている場合がある。作動トリガ670および作動センサー662は、コントローラ702に連結されている。弁作動センサー662は、作動トリガ670に連結されていて、いつ、作動トリガ670が操作者によってハンドルアセンブリ300のピストルグリップ部分342に向けて引かれ終え（すなわち「閉じられ」）、それによって、エンドエフェクター12による切断／ステープリング動作を作動したかを検出する。弁作動センサー662は、例えば、レオスタットすなわち可変抵抗器のような比例センサーである場合がある。作動トリガ670が引かれると、弁作動センサー662がその動きを検出し、可変流量空気圧弁600によって供給されるべき加圧ガスの望ましい放出量を示す電気信号を空気圧作動シリンダーアセンブリ501に送る。弁作動センサー662が可変抵抗器またはその類似物である場合、アクチュエータ706の出力は、作動トリガ670の動きの量にほぼ比例する場合がある。したがって、もし操作者が作動トリガ670をわずかに引くすなわち閉じると、アクチュエータ706の出力はかなり低い（例えば、少ない流量）。作動トリガ670が十分に引かれると（または、十分に閉じられた位置にあると）、アクチュエータ706の出力は、その最大値（例えば、最大の流量）になる。言い換えれば、使用者が作動トリガ670を強く引くほど、より大きな出力信号がアクチュエータ706に加えられ、より大きなガス放出流量が可変流量空気圧弁660の流れ通過部分734を通るようにする。したがって、臨床医が作動トリガ670を発射トリガ310に向けて内向きに引くと、弁作動センサー662が比例信号をコントローラ702に供給し、コントローラ702は、制御信号738をアクチュエータ706に送り、閉鎖機構730を作動させる。それに反応して、可変流量空気圧弁660の閉鎖機構730は、弁を通過するガスの流量を増加させるように増加する。したがって、作動トリガ670を迅速に引くことが、装置の発射速度を増加させ、作動トリガ670が引かれる速度を遅くすることが、発射速度を遅くする。したがって、可変流量空気圧弁660を通ることができるガスの流量は、作動トリガ670に加えられる手作業の力の量にほぼ比例する。

【0081】

他の実施の形態では、可変流量空気圧弁660は、電子的に制御されていて、作動トリガが作動させられたときに、可変流量空気圧弁660が弁からガスをデジタル的に噴出するようになっている。可変流量空気圧弁660は、少量のガスをパルス状に放出し、作動トリガ670がより強く引かれるほど、パルス間隔が狭くなる。そのような構成は、装置を作動させるのに用いられるガスの体積を選択的に調整するのに役立つ。

【0082】

また、さらに別の実施の形態では、作動機構は、作動トリガ670のようにハンドルアセンブリに関して旋回可能に支持されていない、異なる種類の機構を含む場合がある。例えば、作動トリガは、ばね作動されたスライドスイッチなどを含む場合がある。したがって、本発明のそうした別の実施の形態に与えられる保護範囲（protection）は、旋回可能に作動されるトリガを用いる実施の形態にまったく限定されるべきではない。

【0083】

また、さまざまな実施の形態では、圧力センサー541₁から541_mの各々は、図8および図26に示されているような空気圧システムの任意の供給ライン650、680、540、542における対応する測定された圧力P₁からP_mを表示するために、視覚的なディスプレイに連結されている場合がある。ディスプレイは、対応する圧力センサー541₁から541_mの各々による圧力読取値P₁からP_mの視覚的な表示を臨床医に提供

10

20

30

40

50

する。一つまたは複数の窓 (windows) が、ハンドルセンブリ 300 の対応する部分を通して設けられて、臨床医が圧力センサー 541₁ によって表示された圧力を目視できるようになっている場合があり、または、他の構成が、臨床医が使用中に圧力センサー 541₁ によって表示された圧力を目視できるように用いられる場合がある。さまざまな実施の形態で、圧力ディスプレイが追加の回路に連結されていて、任意の供給ライン 650、680、540、542 による圧力読取値 P_1 から P_m の電子信号表示をコントローラ 702 に供給する場合がある。これらの非限定的な実施の形態では、圧力センサー 541₁ ~ 541_m は、フィードバック信号 $P_1 \sim P_m$ をコントローラ 702 に供給し、圧力ディスプレイは、発射ストロークの間に遭遇した力のフィードバックを臨床医に供給する。当業者は、いくつかの非限定的な実施の形態で、発射機構を作動させるのに必要な力がシリンダーアセンブリ 501 内の圧力に直接比例することを、理解するであろう。それらの力が小さい場合、シリンダーアセンブリ 501 は作動されるのに大きな圧力を必要としない。反対に、シリンダーアセンブリ 501 を作動させるのに必要な力が大きい場合、より多くのガスがシリンダーアセンブリ 501 内に放出され、発射機構を十分に作動させるためのシリンダーアセンブリ内の圧力を増加させなければならない。圧力ディスプレイは、臨床医に、エンドエフェクターが経験している力に比例した読取値を提供するのに役立つ。

【0084】

他のさまざまな実施の形態では、図 8C に示すように可聴出口 545 が供給ライン 540 に設けられている場合がある。そのような可聴出口は、少量のガスが供給ライン 540 から放出されるようにする。ガスの放出に続いて起こるホイッスルのピッチは、圧力が増加するにつれて、増加する。それで、臨床医は、ホイッスルのピッチを、発射機構によって経験された力に関連付けることができる。したがって、そのような構成は、臨床医に、駆動システム 500 によって、そして、最終的に、発射機構によって、経験される発射力を監視するための可聴フィードバック機構を提供する。

【0085】

さまざまな非限定的な実施の形態には、発射機構が発射ストロークの終点に到達したときを臨床医に自動的に知らせる手段がさらに設けられている場合がある。例えば、図 4 に示されているように、リミットスイッチ 546 が、図 11 に示されているような発射ロッド 35 に埋め込まれた、または別様に取り付けられた作動部材 547 を検出するために、遠位の背部分 110 に設けられている場合がある。作動部材 547 は、発射バー 35 および発射機構が発射ストロークの終点に到達したときに、作動部材 547 がリミットスイッチ 546 によって検出されるように、配されていて、リミットスイッチ 546 は、適切な信号 S_n をコントローラ 702 および方向制御弁 610 に伝達するために、コントローラ 702 および方向制御弁 610 に電氣的に連結されている場合がある。そのような信号 S_n を受信すると、方向制御弁 610 は、後退位置に自動的にシフトし、発射機構を後退させるよう、構成されている場合がある。加えて、リミットスイッチ 546 は、図 8 に 549 として全体的に示された表示部材に連結されている場合がある。さまざまな実施の形態では、表示部材は、臨床医に、発射機構が発射ストロークの終点に到達したことを示す可聴信号、視覚的信号、または、可聴信号および視覚的信号の組み合わせを提供する場合がある。例えば、表示部材は、音響発生装置、LED、振動発生装置、および／または、それらの装置の組み合わせを含む場合がある。リミットスイッチ 546 および関連する制御コンポーネントは、ハウジングアセンブリ 300 内に支持されたバッテリー 704 によって電力を供給されている場合があり、または、リミットスイッチ 546 および関連する制御コンポーネントには、外部の電力供給源からの電力が供給されている場合がある。したがって、本発明のさまざまな非限定的な実施の形態には、臨床医に、発射機構が発射ストロークの終点に到達したことを示す視覚的および／または可聴信号を提供する手段、および／または、発射機構を作動されていない位置に自動的に空気圧式に後退させる手段が設けられている場合がある。

【0086】

図 4、図 10、および、図 11 に示されているように、固定突出部 39 が、ピストンバ

10

20

30

40

50

ー 35 の底部に形成されている場合がある。ナイフアセンブリ 30 が図 4 に示されているように十分に後退した位置にあるとき、固定ばね 112 のアーム 118 は、シリンダーアセンブリ 501 の遠位の端部に付勢力を加える。シリンダーアセンブリ 501 は、トラニオン 519 によって遠位の背部分 110 内に旋回可能に取り付けられているので、シリンダーアセンブリ 501 の遠位の端部は、遠位の背部分 110 内で下向きに旋回し、さらに、ピストンバー 35 の固定突出部 39 を細長い導管 20 内の固定開口 21 内へ降下させる。そのような構成は、固定突出部 39 が、細長い導管 20 内に固定開口を画定する細長い導管 20 の部分と、摩擦によって噛み合うことによって、ナイフアセンブリ 30 を後退位置に固定するのに役立つ。図 10 および図 11 に見られるように、固定突出部 39 は、近位の傾斜表面 39'、および、遠位の傾斜表面 39'' を有し、固定突出部が細長い導管 20 内の固定開口を容易に出入りできるようにしている。当業者は、他のナイフバー固定構成が本発明の精神および範囲から逸脱せずに成功裡に用いられる場合があることを、容易に理解するであろう。

【0087】

図 12～図 16A は、器具の別の実施の形態を示して、この実施の形態では、駆動部材 500 が、上述されたシリンダーアセンブリ 501 と、以下に記載される相違以外は、構造が同様の、シリンダーアセンブリ 800 を有する。例えば、この実施の形態では、ばね 850、852 が、ピストンバー 35 を後退させるために用いられている。図 12 および図 13 に見られるように、シリンダーアセンブリ 800 は第 1 のハウジング 810 を含み、第 1 のハウジング 810 は、第 1 の閉じた端部 812 および第 1 のハウジング 810 を通る第 1 の供給ポート 813 を有する。第 1 の供給ライン 840 は、第 1 の閉じた端部 812 に取り付けられていて、加圧ガスを第 1 の供給ポート 813 を通して供給する。この実施の形態では、第 1 のシリンダーハウジング 810 は、上述したさまざまな実施の形態に関して記載された第 2 の開口 529 を欠いている。第 2 のシリンダーハウジング 820 は、第 1 のシリンダーハウジング 810 内にスライド可能に受容され、第 2 の閉じた近位の端部 822 を有し、この端部 822 には第 1 のピストンヘッド 828 が形成されている。第 1 のシリンダー領域 815 が、第 1 の閉じた端部 812 と第 1 のピストンヘッド 828 との間に画定されている。第 1 の後退ばね 850 が、第 1 のピストンヘッド 828 と、第 1 のシリンダーハウジング 810 の遠位の端部に形成された第 1 のフランジ 817 との間に設けられている。第 1 の後退ばね 850 は、図 12 に示すように、第 2 のシリンダーハウジング 820 を、第 1 のシリンダー 810 内の後退位置に付勢するのに役立つ。ピストンバー 35 は、段付き端部 35' を有し、その段付き端部 35' は、第 2 のシリンダーハウジング 820 の第 2 の遠位の端部 824 に入るような寸法を有する。第 2 のフランジ 825 は、第 2 の遠位の端部 824 に形成されていて、実質的に横方向に動く密閉をピストンバー 35 の段付き部分 35' との間で達成する。第 2 のピストンヘッド 830 が、段付きピストンバー部分 35' の近位の端部に設けられていて、第 2 のピストンヘッド 830 と第 1 のピストンヘッド 828 との間に第 3 のシリンダー領域 832 を画定している。第 1 の開口 827 が、第 1 のピストンヘッド 828 を通して設けられていて、空気が第 1 のシリンダー領域 815 と第 3 のシリンダー領域 832 との間を通過できるようにしている。第 2 の後退ばね 852 が、第 2 のフランジ 825 と第 2 のピストンヘッド 830 との間に、図 12 に示すように、設けられていて、第 2 のピストンヘッド 830 および段付きピストンバー 35' を図 12 に示されているような第 2 のシリンダーハウジング 820 内の完全な後退位置へ付勢している。

【0088】

本発明のこの実施の形態は、以下のように、操作される場合がある。図 16 に見られるように、ハンドルアセンブリ 300 には、上述されたような加圧ガスの交換可能な供給源 620 が設けられている。しかし、当業者は、加圧ガスの交換不可能な供給源（シリンダー）も、有効に用いられる場合があることを、理解するであろう。さらに、他の実施の形態では、ハンドルアセンブリ 300 には、方向制御弁 610 および関連するコンポーネントを外部の加圧ガスの供給源 618 に取り付けるのを容易にするためのポート 616 が設

けられている。図16Aを参照のこと。例えば、器具10は、柔軟な供給ライン617を介して施設の加圧空気ラインに連結できる。

【0089】

器具を操作するために、臨床医は、方向制御弁セレクタースイッチ612（図1）またはプッシュボタンを、前進（伸長）位置に移し、作動トリガ670を引き始め、加圧ガスがシリンダー622（または外部の供給源618）から供給ライン680を通り、方向制御弁610を通り、そして、供給ライン840へ、流れることができるようにする。加圧ガスは、第1の供給ライン840から、第1の供給ポート813を通り、第1のシリンダー領域815内に流れ、第1の開口827を通して、第3のシリンダー領域832内に流れる。第3のシリンダー領域832に入るガスは、第2のピストンヘッド830およびピストンバー35の段付き部分35'を遠位の向きに動くようにする。第2のピストンヘッド830が完全な伸長位置（図13）に移動し終えた後に、第1のシリンダー領域815に入り続けるガスは、第2のハウジング820をその完全な伸長位置へ付勢する。一旦ナイフアセンブリ30がエンドエフェクター12内のその最も遠位の位置に進み終わると、臨床医は、作動トリガ670を解放して、加圧ガスを加えることを中止する。

【0090】

発射機構またはナイフアセンブリ30を後退させるために、臨床医30は方向弁セレクタースイッチ612を逆転（後退）位置に移し、この逆転位置では、第1の供給ライン840が方向弁610の通気口に接続される。第3のシリンダー領域832および第1のシリンダー領域815内のガスは、第1の供給ポート813を通して出て、供給ライン840に入り、そして、最終的に、方向弁610を通して排気される。ガスが第3のシリンダー領域832を出ると、第2の後退ばね852は、ピストンバー35の段付き部分35'を第2のシリンダーハウジング820内に後退させる。同様に、ガスが第1のシリンダー領域815を出ると、第1の後退ばね850は、第2のシリンダーハウジング520を第1のシリンダーハウジング810内に付勢する。

【0091】

さらに、この実施の形態では、圧力センサー541₃は、表示するために、表示部材549に電子的に連結されている場合がある。圧力センサー541₃は、図16および図16Aに示されているように供給ライン840に流体連結されていて、圧力センサー541₃は、上述したように機能することができ、エンドエフェクター12のよって経験された力に比例する読取値を臨床医に提供するのに役立つ。他のさまざまな実施の形態では、可聴出口545が、図16Bに示されているように供給ライン840に設けられている場合があり、可聴出口545は、上述されたように機能することができ、駆動システム500によって、そして、最終的に発射機構によって、経験される発射力を監視するための可聴フィードバック機構を臨床医に提供する。他の代替の実施の形態では、リミットスイッチ546（図15）が、方向スイッチ610を自動的に制御するため、および／または、発射機構が発射ストロークの終点に到達し終えたことを示す視覚的または可聴信号を提供するため、発射ロッド35に埋め込まれた作動部材547（図12および図13）を検出する目的で、遠位の背部分110内に設けられている場合がある。

【0092】

図17から図21Aは、器具のさらに別の実施の形態を示していて、その実施の形態では、駆動機構500は、ベローズアセンブリ900を含む。ベローズアセンブリ900は、ナイフバーアセンブリ30の遠位の部分31に取り付けられた遠位の端部902を有する場合がある。遠位の端部902は、遠位の端部902に形成された突出部904を有し、その突出部904は遠位の部分31の開口33内に受容されるような寸法を有する。突出部904は、開口33内に摩擦を伴って受容され、ならびに／または、接着剤および／もしくは溶接によって開口33内に維持される。遠位の部分31は、これまでに詳しく記載されたように、構築されおよび構成されている場合がある。

【0093】

ベローズアセンブリ900は、拡張可能／後退可能なベローズ部分910をさらに含み

、ペローズ部分は、図 18 に示されているように、遠位の背部分のペローズ通路 117 内で、伸長および後退するような寸法を有する。ペローズ部分 910 は、図 20 に示されているようにワイヤ閉じ込めリング (wire containment rings) 912 を用いて形成されて、基部 914 に取り付けられている場合があり、基部 914 は、遠位の背部分 110 に移動不可能に取り付けられるか、または、遠位の背部分 110 の一体的な部分を構成している。基部 914 は、遠位の背部分 110 に、接着剤および／またはねじによって、取り付けられている場合がある。供給ポート 916 は、ペローズ基部 914 を通って、設けられていて、供給ライン 940 は、供給ポート 916 に取り付けられている。供給ライン 940 は、ハンドルアセンブリ 300 内の方向制御弁 610 にも連結されている。図 21 および図 21A を参照のこと。方向制御弁 610 は、真空ライン 922 を通して、ハンドルアセンブリ 300 内に取り付けられた真空ポート 620 にも連通している。真空ポート 620 は、例えば、柔軟なライン 632 によって、真空の供給源 630 に取り付け可能である。真空の供給源は、施設内の永久的な真空供給ラインである場合がある。柔軟な真空ライン 632 は、ポート 620 から真空の供給源 630 に取り付けられている場合があり、臨床医が器具を自由に操縦できるようにしている。

【0094】

この器具には、上述された閉鎖チューブアセンブリ 170 および閉鎖トリガ 302 の構成が設けられている場合がある。したがって、組織は、上述された方式で、エンドエフェクター 12 に挟まれる場合がある。組織がエンドエフェクター 12 に挟まれた後に、臨床医は以下のように器具を発射する場合がある。臨床医は、方向制御弁 610 用のセレクター スイッチ 612 (図 1) またはボタンを前進 (伸長) 位置に動かして、作動トリガ 670 を引き始める。作動トリガ 670 が引かれると、流量弁 660 は、加圧ガスが圧力供給源 620 (図 21) または 618 (図 21A) から方向制御弁 610 へ流れることができるようにする。方向制御弁 610 は、加圧ガスが供給ライン 940 を通ってペローズ 910 内に流れ込むようにし、ペローズを遠位の向きに伸長するようにする。ペローズ 910 が遠位の向きに伸長すると、ペローズはナイフアセンブリ 30 を、エンドエフェクター 12 を通すように押し、エンドエフェクター 12 に挟まれた組織を切断し、ステープルカートリッジ 50 内のステープルを押し出して、アンビル 40 の底面と接触させてステープルを形成させる。ナイフアセンブリ 30 がエンドエフェクター 12 内のナイフアセンブリの最も遠位の位置に押され終えた後に、臨床医は作動トリガ 670 を解放する。ナイフアセンブリ 30 を後退させるために、臨床医は、方向制御弁 610 用のセレクター スイッチ 612 を後退位置に移し、それによって、真空の供給源 630 を供給ライン 940 に連結させる。供給ライン 940 に真空を加えることによって、ペローズ 910 は図 18 に示されたペローズの後退位置へ後退させられる。ペローズ 910 が完全に後退させられた後に、臨床医はセレクター スイッチ 612 またはボタンを、方向制御弁が供給ライン 940 への真空の供給を停止する位置へ、移す場合がある。しかし、供給ライン 940 内の残りの真空は、ペローズ 910 を後退位置に維持するのに役に立つ場合がある。

【0095】

図 21 に示されている実施の形態では、加圧ガスの取り外し可能な供給源 620 が用いられている。以下に詳しくさらに記載されるように、そのような加圧ガスの供給源は、再充填可能なシリンダー 622 を含む場合がある。しかし、当業者は、加圧ガスまたは加圧流体の交換不可能な／再充填不可能な供給源 (シリンダー) も、有効に用いられる場合があることを、理解するであろう。さらに、他の実施の形態では、ハンドルアセンブリ 300 には、加圧ガスの外部供給源に対する、加圧ガスを供給するためのポート 616 が設けられている場合がある。例えば、器具 10 は、柔軟な供給ライン 617 を通って、施設の圧縮空気供給ラインに連結されている場合がある。図 21A を参照のこと。

【0096】

さらに、この実施の形態では、圧力センサー 541₃ が、図 21 および図 21A に示されているように供給ライン 940 に流体連結されている場合があり、圧力センサー 541₃ は上述したように機能し、エンドエフェクターによって経験される力に比例する読取值

10

20

30

40

50

を臨床医に提供するのに役立つ。他のさまざまな実施の形態では、可聴出口 545 が、図 21B に示されているように、供給ライン 940 に設けられている場合があり、可聴出口 545 は、上述したように機能し、作動システム 500 によって、そして、最終的には、発射機構によって、経験される発射力を監視するための可聴フィードバック機構を臨床医に提供する。他の代わりの実施の形態では、リミットスイッチ 546 (図 18) は、方向スイッチ 610 を自動的に制御するために、および／または、発射機構またはナイフアセンブリ 30 が発射ストロークの終点に到達し終えたことを示す視覚的または可聴信号を提供するために、ペローズアセンブリ 900 に設けられた作動部材 912' (図 20) を検出する目的で、遠位の背部分 110 内に設けられている場合がある。

【0097】

図 25 は、使用中に一回または複数回、器具の状態を記録する能力を備えた手術用器具のさまざまな実施の形態を示している。図 25 は、器具 10 の状態を記録するためのシステム 750 のブロック図である。システム 750 は、例えば、上記の実施の形態に関連して記載されたような、空気圧制御された、または、空気圧支援された発射を備えた器具 10 の実施の形態で実現される場合があることが、理解されるであろう。しかし、実施の形態は、この状況に限定されない。

【0098】

システム 750 は、複数の器具の状態を感知するために、さまざまなセンサー 752、754、756、758、760、762、770 を含む場合がある。センサーは、例えば、器具 10 の表面または器具 10 の中に配されている場合がある。さまざまな実施の形態では、センサーはシステム 750 に対してのみ出力信号 S_1 から S_n を供給する専用センサーである場合があり、または、器具 10 内で他の機能をも実行する二重用途センサーである場合がある。例えば、上述された、センサー 662、720、724、および、論理モジュール 726 は、システム 750 にも出力信号を供給するように構成されている場合がある。

【0099】

直接または間接に、各センサーは、信号 S_1 から S_n を、メモリ装置 703 (図 26) および／またはコントローラ 702 に供給する。メモリ装置 703 は、以下により詳しく記載するように、信号 S_1 から S_n を記録する。メモリ装置 703 は、センサー信号 S_1 から S_n を記憶または記録することが可能な任意の種類の装置である場合がある。例えば、メモリ装置 703 は、マイクロプロセッサ (例えば、コントローラ 702)、電氣的消去可能読み出し専用メモリ (EEPROM)、または、任意の他の適切な記憶装置を含む場合がある。メモリ装置 703 は、センサーによって供給された信号を任意の適切な形で記録する場合がある。例えば、ある実施の形態では、メモリ装置 703 は、信号が状態を変化させたときに特定のセンサーからのその信号を記録する場合がある。もう一つの実施の形態では、メモリ装置 703 は、システム 750 の状態を記録する場合があり、例えば、システム 750 に含まれるすべてのセンサーからの信号 S_1 から S_n を、任意のセンサーからの信号 S_1 から S_n が状態を変化させたときに、記録する場合がある。このような記録は、器具 10 の状態のスナップショットを提供する場合がある。さまざまな実施の形態では、メモリ装置 703 および／またはセンサーは、例えば、1-WARE EEPROM のような、ダラス・セミコンダクター (DALLAS SEMICONDUCTOR) から入手可能な、1-WARE バス製品を含むように実現される場合がある。

【0100】

さまざまな実施の形態では、メモリ装置 703 は、外部からアクセス可能であり、コンピュータのような外部装置がメモリ装置 703 によって記録された器具の状態にアクセスできるようになっている。例えば、メモリ装置 703 は、データポート 764 を含む場合がある。データポート 764 は、例えば、シリアルまたはパラレルフォーマットで、任意の有線または無線式通信プロトコルに基づいて、記憶された器具の状態を提供する場合がある。メモリ装置 703 は、出力ポート 764 に加えて、または出力ポート 764 の代わりに、取り外し可能な媒体 766 をも含んでいる場合がある。取り外し可能な媒体 766

10

20

30

40

50

は、器具 10 から取り外すことができる任意の種類の適切なデータ記憶装置である場合がある。例えば、取り外し可能な媒体 766 は、パーソナル・コンピュータ・メモリ・カード・インターナショナル・アソシエーション (Personal Computer Memory Card International Association: PCMCIA) カード、コンパクトフラッシュ (COMPACTFLASH) カード、マルチメディア (MULTIMEDIA) カード、および／または、フラッシュメディア (FLASHMEDIA) カードのような、任意の適切な種類のフラッシュメモリを含む場合がある。取り外し可能な媒体 766 は、例えば、ポータブルハードディスクドライブ、コンパクトディスク (CD)、および／または、デジタルビデオディスク (DVD) を含む任意の適切な種類のディスクベースの記憶装置をも含む場合がある。

【0101】

図 26 は、器具の、ある実施の形態を示している。図 26 に示された実施の形態は、複数のセンサー、および電子制御モジュール 603 のより詳しい図を示している。図示されているように、電子制御モジュール 603 は、コントローラ 720、メモリ装置 703、測定回路 732、アクチュエータ 706、および、バッテリー 704 を含んでいる。閉鎖トリガセンサー 752 は、閉鎖トリガ 302 の状態を感知する。図 26 に示されているように、閉鎖トリガセンサー 752 は、閉鎖トリガ 302 と閉鎖ピボットピン 306 との間に配されている。閉鎖トリガ 302 をピストルグリップ 342 に向けて引くと、閉鎖トリガ 302 が閉鎖ピボットピン 306 に力を加えるようになることが、理解されるであろう。センサー 752 がこの力を感知して、力に反応して信号を出力し、例えば、弁作動センサー 662 に関してそして図 22A および図 22B に関して上述されたように、信号を出力する場合がある。さまざまな実施の形態では、閉鎖トリガセンサー 752 は、デジタルセンサーである場合があり、そのデジタルセンサーは閉鎖トリガ 302 が作動させられているか否かのみを示す。別のさまざまな実施の形態では、閉鎖トリガセンサー 752 は、アナログセンサーである場合があり、そのアナログセンサーは、閉鎖トリガ 302 に加えられた力、および／または、閉鎖トリガ 302 の位置を示す。閉鎖トリガセンサー 752 がアナログセンサーである場合には、アナログーデジタル変換器がセンサー 752 とメモリ装置 703 との間に論理的に配されている場合がある。さらに、閉鎖トリガセンサー 752 は任意の適切な形態をとる場合があり、閉鎖トリガ 302 の状態を感知できるようにする任意の適切な位置に配される場合があることが、理解されるであろう。

【0102】

図 27 は、アンビル閉鎖センサー 754 の、ある実施の形態を示している。アンビル閉鎖センサー 754 は、アンビル 40 が閉じられたか否かを感知する場合がある。センサー 754 は、図示されているように、細長い導管 20 のアンビルカムスロット 28 に隣接して、または、アンビルカムスロット 28 内に、配されている。アンビル 40 が閉じられると、アンビルピボット 43 は、アンビルカムスロット 28 を通ってスライドして、センサー 754 と接触するようになり、センサー 754 が、アンビル 40 が閉じられたことを示す信号を出力するようにする。センサー 754 は、近接センサーを含む、任意の適切な種類のデジタルまたはアナログセンサーである場合がある。アンビル閉鎖センサー 754 がアナログセンサーである場合、アナログーデジタル変換器がセンサー 754 とメモリ装置 703 および／またはコントローラ 702 との間に論理的に含まれている場合があることが、理解されるであろう。

【0103】

アンビル閉鎖負荷センサー 756 は、細長い導管 20 の内側底面に配されて図示されている。使用中には、センサー 756 は、ステーブルカートリッジ 50 (図 27 に示されていない) の底側と接触する場合がある。アンビル 40 が閉じられると、アンビル 40 はステーブルカートリッジ 50 に力を加え、その力がセンサー 756 に伝えられる。それに反応して、センサー 756 は信号 S_n を出力する。信号 S_n は、ステーブルカートリッジ 50 によって、およびアンビル 40 の閉鎖に起因して、センサー 756 に加えられた力に比例するアナログ信号である場合がある。図 25 を参照すると、アナログ信号は、アナログーデジタル変換器 768 に供給されて、信号をメモリ装置 703 および／またはコントロ

ーラ 702 に供給する前に、アナログ信号をデジタル信号に変換する。センサー 756 がデジタルすなわち 2 進センサーである実施の形態がアナログーデジタル変換器 768 を含まない場合があることが、理解されるであろう。

【0104】

発射トリガセンサー 770 は、発射トリガ 310 の位置および／または状態を感知する。加えて、発射トリガセンサー 770 は、上述された形態のいずれかをとる場合があり、アナログまたはデジタルである場合がある。図 26 は、発射トリガセンサー 770 の実施の形態を示している。図 26 では、発射トリガセンサー 770 は、発射トリガ 310 と発射トリガピボットピン 370 との間に取り付けられている。発射トリガ 310 が引かれると、発射トリガ 310 は発射トリガピボットピン 370 に力を加え、その力がセンサー 770 によって感知される。図 25 を参照すると、発射トリガセンサー 770 の出力がアナログである実施の形態では、アナログーデジタル変換器 772 が、発射トリガセンサー 770 とメモリ装置 703 および／またはコントローラ 702 との間に論理的に含まれている。

10

【0105】

図 28 は、ナイフ位置センサー 758 の、ある実施の形態を示していて、そのナイフ位置センサー 758 は、ナイフアセンブリ 30 から突出した空気圧作動ピストンバー部分 35 と共に用いるのに適している。ナイフ位置センサー 758 は、細長い導管 20 内でのナイフアセンブリ 30 または切断エッジ 38 の位置を感知する。センサー 758 は、器具 10 のピストンバー部分 35 に連結された磁石 774 を含む。コイル 776 がピストンバー部分 35 の周りに配されている。ナイフアセンブリ 30 および切断エッジ 38 が細長い導管 20 を通って往復運動させられると、ピストンバー部分 35 および磁石 774 は、コイル 776 を通って、前後に動く場合がある。コイルに関連するこのような動きは、コイル内でのピストンバー部分 35 の位置および細長い導管 20 内での切断エッジ 38 の位置に比例する電圧をコイル中に誘起する。この電圧は、例えば、アナログーデジタル変換器 778 を介して、メモリ装置 703 および／またはコントローラ 702 に供給される場合がある。

20

【0106】

さまざまな実施の形態では、ナイフ位置センサー 758 は、代わりに、細長いシャフトアセンブリ 100 の表面、または、シャフトアセンブリ 100 内のさまざまな位置に配された一連のデジタルセンサー（図示されていない）として実現される場合がある。デジタルセンサーは、例えば、磁石 774 のようなピストンバー部分 35 の特徴部を、その特徴部が細長いシャフトアセンブリ 100 を通って往復運動するとき、感知する場合がある。ピストンバー部分 35 の細長いシャフトアセンブリ 100 内での位置、そして、伸長による、ナイフアセンブリ 30 の位置は、通り越された最後のデジタルセンサーの位置で、近似値を得られる場合がある。

30

【0107】

図 29 および図 30 は、カートリッジ存在センサー 760 の、ある実施の形態を示している。カートリッジ存在センサー 760 は、ステープルカートリッジ 40 が細長い導管 20 内に存在することを感知する場合がある。器具 10 のいくつかの実施の形態では、カートリッジ存在センサー 760 は、カートリッジロックアウトセンサーとの二役を務める場合がある。カートリッジロックアウトセンサーは、エンドエフェクター 12 がステープルカートリッジ 40 を含むか否かに基づいて状態を変化させる。例えば、エンドエフェクター 12 がステープルカートリッジ 40 を含むと、ロックアウトセンサーは、閉じた状態にあり、電流が流れることができるようにし、そうではなく、エンドエフェクター 12 がステープルカートリッジ 40 を含まないと、ロックアウトセンサーは開いた状態にあって、器具 10 が作動されるのを防止する。図示された実施の形態では、カートリッジ存在センサー 760 は、2 つの接点 780 および 782 を含む。カートリッジ 40 が存在しないと、接点 780、782 は開いた回路を形成する。カートリッジ 40 が存在すると、ステープルカートリッジ 40 のカートリッジトレイ 68 が接点 780、782 と接触し、閉回路

40

50

が形成される。回路が開いていると、センサー７６０は、論理０を出力する場合がある。回路が閉じていると、センサー７６０は、論理１を出力する場合がある。センサー７６０の出力は、例えば、図２４に示されているように、メモリ装置７０３および／またはコントローラ７０２に供給される。

【０１０８】

カートリッジ状態センサー７６２は、細長い導管２０内に据え付けられたカートリッジ４０が発射または費やされ終えたか否かを示す場合がある。ナイフアセンブリ３０がエンドエフェクター１２を通して移動されると、ナイフアセンブリ３０がウエッジスレッド６４を押し、ウエッジスレッドがステープルカートリッジ４０を発射する。次に、ナイフアセンブリ３０が、その元々の位置に移動されて戻り、ウエッジスレッド６４がカートリッジ４０の遠位の端部に残される。ウエッジスレッド６４がナイフアセンブリ３０をガイドしていない状態で、ナイフアセンブリ３０は、細長い導管２０内の固定開口２１内に落ちる。センサー７６２は、ナイフアセンブリ３０が固定開口２１内に存在するか否かを感知する場合があり、このことが、カートリッジ４０が費やされ終えたか否かを間接的に示す。さまざまな実施の形態では、センサー７６２がカートリッジ４０の近位の端部にウエッジスレッド６４が存在することを直接感知する場合があり、したがって、ナイフアセンブリ３０が固定開口２１内に落ちる必要をなくすことが、理解されるだろう。

【０１０９】

弁作動センサー６６２は、作動トリガ６７０に連結されている。弁作動センサー６６２は、デジタル・オン／オフ・スイッチである場合があり、または、図２２Ａおよび図２２Ｂを参照して記載されたように、アナログ比例センサーである場合がある。弁作動センサー６６２の出力は、メモリ装置７０３および／またはコントローラ７０２に連結されている。弁作動センサー６６２が、作動トリガ６７０の動きを検出すると、センサー６６２は、作動信号 S_n をコントローラ７０２に送り、可変流量空気圧弁６６０を作動させる。弁作動センサー６６２がデジタルデジタル・オン／オフ・スイッチである場合、センサー６６２は、電気信号 S_n をコントローラ７０２に送り、可変流量空気圧弁６６０を作動させる。弁作動センサー６６２がアナログ比例センサーである場合、センサー６６２は、作動トリガ６７０によって弁作動センサー６６２に加えられた圧力に比例するアナログ信号 S_n を出力する。比例出力信号 S_n は、アナログーデジタル変換器７８６に供給されて、アナログ信号がメモリ装置７０３に供給される前に、デジタル信号に変換される。コントローラ７０２は、可変流量空気圧弁６６０を調節して、望ましい流量の加圧ガスを、作動トリガによって弁作動センサー６６２に加えられた圧力に基づいて、前述したように、生じさせる。

【０１１０】

図３１Ａおよび図３１Ｂは、さまざまな実施の形態に基づく、体内カッターとして構成され、器具の状態を記録する能力を有する、手術器具１０の実施の形態を操作するための、プロセスフロー２２００の、ある実施の形態を示している。ボックス２２０２では、器具１０のアンビル４０が、閉じられる場合がある。アンビル４０が閉じられることによって、閉鎖トリガセンサー７５２および／またはアンビル閉鎖センサー７５６は状態を変化させることになる。それに反応して、メモリ装置７０３が、ボックス２２０３で、システム７５０のセンサーのすべての状態を記録する場合がある。ボックス２２０４では、器具１０は、患者の体内に挿入される場合がある。器具が挿入されると、アンビル１０は、例えば、手術部位での組織を扱うために、ボックス２２０６で開閉される場合がある。アンビル４０の開閉ごとに、閉鎖トリガセンサー７５２および／またはアンビル閉鎖センサー７５６が、状態を変える。それに反応して、メモリ装置７０３は、ボックス２２０５で、システム７５０の状態を記録する。

【０１１１】

ボックス２２０８では、組織が切断およびステープリングのために挟まれる。アンビル４０が判定ブロック２２１０で閉じられていない場合、引き続き挟むことが必要である。アンビル４０が閉じられている場合、次に、センサー７５２、７５４および／または７５

6が、状態を変える場合があり、メモリ装置703にボックス2213でシステムの状態を記録するように促す。この記録には、センサー756から受信された閉鎖圧力が含まれる場合がある。ボックス2212では、切断およびステープリングが行われる場合がある。発射トリガセンサー770は、発射トリガ310がピストルグリップ342に向けて引かれたときに、状態を変える場合がある。さらに、ナイフアセンブリ30が細長い導管20を通して移動するとき、ナイフ位置センサー758が状態を変える。それに反応して、メモリ装置703は、ボックス2013で、システム750の状態を記録する場合がある。

【0112】

切断およびステープリング動作が完了したとき、ナイフアセンブリ30は、発射前位置に戻る場合がある。カートリッジ50はいまや発射され終えているので、ナイフアセンブリ30は、固定開口21内に落ちる場合があり、カートリッジ状態センサー762の状態を変化させ、メモリ装置703が、ボックス2015でシステム750の状態を記録するように誘発する。次に、アンビル40が、組織を取り除くために、開かれる場合がある。アンビル40が開かれることは、閉鎖トリガセンサー752、アンビル閉鎖センサー754、および、アンビル閉鎖負荷センサー756のうちの一つまたは複数のセンサーに状態を変えるようにさせ、その結果、ボックス2017でシステム750の状態の記録を行うようにする。組織が、取り除かれた後、アンビル40は、ボックス2220で再び閉じられる場合がある。アンビルの閉鎖は、少なくともセンサー752および754での別の状態変化を起こさせ、その状態変化がこんどはメモリ装置703がボックス2019でシステムの状態を記録するようにする。次に、器具10は、ボックス2222で、患者の体内から取り除かれる場合がある。

【0113】

器具10が同じ手術中に再び用いられるべき場合、アンビル40は、ボックス2224で開かれ、ボックス2223でシステム状態のもう一つの記録が誘発される。費やされたカートリッジ50は、ボックス2226でエンドエフェクター12から取り除かれる場合がある。カートリッジの除去は、カートリッジ存在センサー760に状態を変化させ、ボックス2225でシステム状態の記録を引き起こす。別のカートリッジ50が、ボックス2228で、挿入される場合がある。カートリッジの挿入は、カートリッジ存在センサー760の状態変化を引き起こし、ボックス2227でシステムの状態の記録を引き起こす。別のカートリッジ50が新しいカートリッジの場合、判定ブロック2230で示されているように、その新しいカートリッジの挿入は、カートリッジ状態センサー762の状態変化をも引き起こす。この場合、システムの状態は、ボックス2231で記録される場合がある。

【0114】

図32は、メモリ装置703からのメモリマップ2300の、ある実施の形態を示している。メモリマップ2300は、一連の列2302、2304、2306、2308、2310、2312、2314、2316、および、行（符号が付されていない）を含む。列2302は、各行の事象番号を示している。他の列は、システム750の一つのセンサーの出力を表している。所定の時間に記録されたセンサーの読取値のすべては、同じ事象番号の下で、同じ行に記録される場合がある。この故に、各行は、システム750のセンサーからの一つまたは複数の信号が記録された事例を表している。

【0115】

列2304は、各事象で記録された閉鎖負荷を列挙している。この閉鎖負荷の列挙は、アンビル閉鎖負荷センサー756の出力を反映している。列2306は、発射ストローク位置を列挙している。発射ストローク位置は、ナイフ位置センサー758から導かれる。例えば、ナイフアセンブリ30の全行程は、区画に分割される場合がある。列2306に列挙された番号は、ナイフアセンブリ30が現在存在する区画を表す場合がある。発射負荷が列2308に列挙されている。発射負荷は、発射トリガセンサー770から導かれる場合がある。ナイフ位置が、列2310に列挙されている。ナイフ位置は、発射ストロー

クと同様にナイフ位置センサー 758 から導かれる場合がある。アンビル 40 が開いているか閉じているかが列 2312 に列挙されている。この値は、アンビル閉鎖センサー 754 および／またはアンビル閉鎖負荷センサー 756 の出力から導かれる場合がある。ウェッジスレッド 64 が存在するか否か、または、カートリッジ 50 が費やされたか否かは、列 2314 に示される場合がある。この値は、カートリッジ状態センサー 762 から導かれる場合がある。最後に、カートリッジ 50 が存在するか否かが、列 2316 に示される場合がある。この値は、カートリッジ存在センサー 760 から導かれる場合がある。例えば、さまざまな他のセンサーによって測定されたような、例えば、発射ストロークの終了および開始などを含む、さまざまなその他の値が、メモリ装置 703 に記憶される場合があることが、理解されるであろう。

10

【0116】

図 33 は、手術用器具 2400 のさまざまな実施の形態を示している。手術用器具 2400 は、上述された手術用器具 10 と同様である場合があり、しかし、手術用器具 2400 には取り外し可能に結合された状態モジュール 2402 をも含む。状態モジュール 2402 は、図 33 では、ハンドルアセンブリ 300 の外側の下側部品に結合されて示されているが、状態モジュール 2402 が任意の適切な位置で手術用器具 2400 に結合されている場合があることが、理解されるであろう。さまざまな実施の形態に基づけば、手術用器具 2400 のハンドルアセンブリ 300 は、状態モジュール 2402 を受容するように構成され配置された凹部を画定している。

【0117】

20

図 34 は、複数のセンサー 2404 を含む手術用器具 2400 の、ある実施の形態の模式図を示している。複数のセンサー 2404 は、例えば、関節角度センサー、アンビル位置センサー、カートリッジセンサー、閉鎖トリガセンサー、閉鎖力センサー、発射力センサー、ナイフ位置センサー、ロックアウト状態センサー、または、それらの任意の組み合わせを含む。各センサー 2404 は、手術用器具 2400 の外側の近くに配されたさまざまな接点 2406（図 34 に模式的に示されている）と電氣的に通信を行う場合がある。

【0118】

センサー 2404 は、任意の適切な方式で、実現される場合がある。例えば、関節角度センサーは、例えば、電位差計として実現される場合があり、電位差計は、関節制御部 200 の一部を含み、エンドエフェクター 12 の相対的な関節角度を示す信号を出力する。アンビル位置センサーは、例えば、上記のアンビル閉鎖センサー 754 として実現される場合がある。カートリッジセンサーは、例えば、上記のカートリッジ存在センサー 760 として実現される場合がある。閉鎖トリガセンサーは、例えば、上記の閉鎖トリガセンサー 752 として実現される場合がある。閉鎖力センサーは、例えば、上記のアンビル閉鎖負荷センサー 756 として実現される場合がある。発射力センサーは、例えば、上記の発射トリガセンサー 770 として実現される場合がある。ナイフ位置センサーは、例えば、上記のナイフ位置センサー 758 として実現される場合がある。ロックアウト状態センサーは、例えば、上記のカートリッジロックアウトセンサーまたはカートリッジ存在センサー 760 として、実現される場合がある。

30

【0119】

40

さまざまな実施の形態に基づけば、状態モジュール 2402 は、手術用器具 2400 に取り外し可能に結合されるように構成され配されたハウジング 2408 を含んでいる。状態モジュール 2408 は、複数の接点 2410（図 34 に模式的に示されている）を含み、異なる接点 2410 の各々は、ハウジング 2408 が手術用器具 2400 に結合されたとき、手術用器具 2400 の異なるセンサー 2404 と電氣的に通信を行うように構成され配されている。例えば、状態モジュール 2402 が手術用器具 2400 に結合されると、状態モジュール 2402 の各接点 2410 は、手術用器具 2400 の対応する各接点 2406 と整合させられる場合があり、それによって、状態モジュール 2402 の各接点 2410 を異なるセンサー 2404 と電氣的に通信を行う状態にする。

【0120】

50

状態モジュール 2402 は、少なくとも一つの接点 2410 と通信を行う回路 2412 (図 34 に模式的に示されている)、および、複数の表示器 2414 (図 34 に模式的に示されている) をさらに含む。少なくとも一つの表示器 2414 は、回路 2412 と電氣的に通信を行う。回路 2412 は、駆動回路を含み、少なくとも一つの表示器 2414 を駆動するように構成され配されている。さまざまな実施の形態に基づけば、回路 2412 は、図 34 に模式的に示されているように、スイッチ 2416、カウンタ 2418、送信機 2420、または、それらの任意の組み合わせをさらに含む場合がある。ある実施の形態では、回路は、電子制御モジュール 603 に連結されている。

【0121】

スイッチ 2416 は、少なくとも一つの表示器 2414 と電氣的に通信を行い、スイッチ 2416 と電氣的に通信を行う対応する表示器 2414 を非作動状態にするために用いられる場合がある。さまざまな実施の形態に基づけば、スイッチ 2416 は、回路 2412 以外の状態モジュール 2402 の一部を含む場合があり、または、状態モジュール 2402 以外の手術用器具 2400 の一部を含む場合がある。そのような実施の形態では、スイッチ 2416 は、回路 2412 と電氣的に通信を行う場合がある。

10

【0122】

カウンタ 2418 は、発射の回数、残りの発射の回数、および／または、クランプ後の待ち時間を求めるために用いられる場合がある。さまざまな実施の形態に基づけば、カウンタ 2418 は、回路 2412 以外の状態モジュール 2402 の一部を含む場合がある。他の実施の形態に基づけば、カウンタ 2418 は、状態モジュール 2402 以外の手術用器具 2400 の一部を含む場合がある。そのような実施の形態では、カウンタ 2418 は、回路 2412 と電氣的に通信を行う場合がある。

20

【0123】

送信機 2420 は、複数のセンサー 2404 によって感知された情報を、モニター (図示されていない) に関連する無線式受信機 (図示されていない) に、無線式で送信するために用いられる場合があり、そのモニターは、使用者が手術を実行する間に手術用器具 2400 の使用者によって目視される場合がある。情報は、連続的に、または、周期的に、無線式で送信される場合がある。表示された情報は、例えば、発射進行情報、圧縮負荷情報、ナイフ負荷情報、発射回数、手術時間、圧縮待ち時間、および／または、バッテリーレベルなどを含む場合がある。他のさまざまな実施の形態に基づけば、送信機 2420 は、回路 2412 以外の状態モジュール 2402 の一部を含む場合があり、または、状態モジュール 2402 以外の手術用器具 2400 の一部を含む場合がある。そのような実施の形態では、送信機 2420 は、回路 2412 と電氣的に通信を行う場合がある。

30

【0124】

図 35～図 37 は、状態モジュール 2402 のさまざまな実施の形態を示している。図示されているように、状態モジュール 2402 は、さまざまな種類の表示器 2414 を含む場合がある。さまざまな実施の形態に基づけば、表示器 2414 は、例えば、発光ダイオード、多色発光ダイオード、および／もしくは、ディスプレイ、または、それらの任意の組み合わせのような、一つまたは複数の視覚的表示器を含む場合がある。ディスプレイは、例えば、英数字ディスプレイ、ドットマトリクスディスプレイ、および／または、液晶ディスプレイを含む場合がある。さまざまな実施の形態に基づけば、少なくとも一つの表示器 2414 は、例えば、音響出力装置のような可聴表示器を含む場合がある。可聴出力装置は、例えば、スピーカーとして実現される場合があり、スイッチ 2416 と電氣的に通信を行う場合がある。さまざまな実施の形態に基づけば、表示器 2414 は、少なくとも一つの視覚的表示器、および、少なくとも一つの可聴表示器を有する場合がある。

40

【0125】

図 35 は、可聴および視覚的フィードバックを供給する表示器のある実施の形態を示している。動作中に、表示器 2414 は、手術用器具 2400 の使用者に視覚的および可聴フィードバックを供給する場合がある。例えば、図 35 に示されているように、表示器 2414 (例えば、発光ダイオード) は、閉鎖トリガ 302 が固定位置にあるか否か、予め

50

決められたクランピング後の待ち時間が完了し終えたか否か、および／または、ステープルカートリッジ 50 が装填されているか否かを示すために用いられる場合がある。さまざまな表示器 2414 が、さまざまな色の光を放射する場合がある。図 35 および図 36 で用いられる場合、異なるハッチングは異なる色を示している。表示器 2414（例えば、多色発光ダイオード）が、手術用器具 2400 の特定の機能の複数の状態表示に対して用いられる場合がある。例えば、ステープルカートリッジ 50 の状態を示すために、多色発光ダイオードは、装填されたステープルカートリッジ 50 が細長い導管 20 内にある場合に緑色の光を放射し、費やされたステープルカートリッジ 50 が細長い導管 20 内にある場合に黄色の光を放射し、ステープルカートリッジ 50 が導管 20 内にない場合に赤色の光を放射する場合がある。同様に、切断力が手術用器具 2400 によって加えられている状態を示すために、多色発光ダイオードは、切断力が正常な範囲内で加えられている場合に緑色の光を放射し、切断力が高い範囲内で加えられている場合に黄色の光を放射し、切断力が高負荷範囲で加えられている場合に赤色の光を放射する場合がある。表示器 2414 が、例えば、バッテリーレベルのような、手術用器具 2400 の他の機能の複数の状態表示のために用いられる場合があることが理解される。

10

【0126】

図 35 に示されているように、表示器 2414（例えば、発光ダイオード）の列が、ナイフアセンブリ 30 の前進、加えられている最大閉鎖力の百分率、加えられている最大発射力の百分率、または、エンドエフェクター 12 の現在の関節角度を示すために用いられる場合がある。そのような表示は、手術用器具の使用者に、手術用器具 2400 の操作に関連する力に関するフィードバック、および、手術用器具 2400 がその最大能力のどれ位近くで動作しているかに関するフィードバックを提供する場合がある。一列の表示器 2414 のみが図 35 に示されているが、状態モジュール 2402 が任意の個数の列の表示器 2414 を含む場合があることが、理解される。

20

【0127】

図 36 は、状態モジュールの、ある実施の形態を示している。図 36 に示されているように、状態モジュール 2402 は、2つの円形の配向で配列された表示器 2414（例えば、発光ダイオード）を含む場合がある。そのような実施の形態では、状態モジュール 2402 は、図 35 に示された状態モジュール 2402 に比べて、より多くの同時発生的情報を手術用器具の使用者に提供することができる場合がある。2つの円形の配列の表示器が図 36 に示されているが、状態モジュール 2402 は、任意の複数の配向に配列された任意の複数の表示器 2414 を含む場合があることが理解される。例えば、状態モジュール 2402 は、ピラミッド形に配列された表示器を含む場合がある。

30

【0128】

図 37 は、状態モジュールの、ある実施の形態を示している。図 37 に示されているように、状態モジュール 2402 の表示器 2414 は、一列の発光ダイオード、および、少なくとも一つのディスプレイ（例えば、液晶ディスプレイ）を有する場合がある。そのような実施の形態では、状態モジュール 2402 は、図 35 または図 36 に示された状態モジュール 2402 に比べて、より多くの同時発生的な情報を手術用器具の使用者に提供できる場合がある。例えば、発光ダイオードは、棒グラフの形式で、アンビル 40 およびステープルカートリッジ 50 での反力、バッテリーレベル、または、関節角度を示す場合がある。ディスプレイは、デジタル形式で、閉鎖力、発射力、残りの発射回数、クランピング後の待ち時間、ストロークの進行、または、関節角度に関する情報を示す場合がある。

40

【0129】

器具 10 のいくつかの実施の形態が記載されたが、それらの実施の形態に対するさまざまな変更、変形、および、適合が、本発明のいくつかのまたはすべての利益を達成して、当業者には思いつく場合があることが、明らかであるはずである。例えば、さまざまな実施の形態に基づけば、所定の一つまたは複数の機能を実行するために、一つのコンポーネントが複数のコンポーネントに置き換えられる場合があり、また、複数のコンポーネントが単一のコンポーネントに置き換えられる場合がある。本出願は、添付の特許請求の範囲

50

によって定義された、開示された手術用器具 10 の実施の形態の範囲から逸脱せずに、そのようなすべての変形、変更、および、適合を包含することが意図されている。

【0130】

本明細書に開示された装置は、一回の使用後に廃棄されるように設計されることができ、または、複数回使用されるように設計されることもできる。しかし、いずれの場合でも、装置は少なくとも一回の使用後に再使用するために再調整することができる。再調整には、装置の分解のステップ、その後の特定の部品の洗浄または交換のステップ、および、その後の再組み立てのステップの組み合わせが含まれる場合がある。より詳しく言うと、装置が分解されることが可能で、装置の任意の個数の特定のピースまたは部品が任意の組み合わせで選択的に交換または除去され得る。特定の部品の洗浄および／または交換の場合には、装置は次の使用のために、再調整施設で、または、手術の直前に手術チームによって、再び組み立てられる場合がある。当業者は、装置の再調整が、分解、洗浄／交換、および、再組み立てのためのさまざまな異なる技術を用いる場合があることを、理解するであろう。そのような技術の使用、および、その結果の再調整された装置はすべて、本出願の範囲内に包含される。

10

【0131】

好ましくは、本明細書に記載された発明は、手術前に処理されるであろう。最初に、新たなまたは使用された器具が、得られ、必要な場合、洗浄される。次に、器具は、滅菌される場合がある。ある滅菌方法では、器具が、プラスチックまたは T Y V E K (登録商標) 製のバッグのような閉じた密閉された容器内に置かれる。次に、容器および器具が、ガンマ線、X線、または、より高エネルギーの電子のような、容器を透過できる放射線の中に置かれる。その放射線は、器具の表面および容器の中の細菌を殺す。次に、滅菌された器具が、滅菌容器内で保管される。密閉された容器は、容器が医療施設内で開けられるまで、器具を滅菌状態に保つ。

20

【0132】

全体または一部が、参照することによって本明細書に組み込まれることが記載された特許、刊行物、または、その他の開示資料は、組み込まれた資料が、本明細書に記載された既存の定義、記述、または、その他の開示資料に抵触しない限りにおいてのみ、本明細書に組み込まれる。よって、必要な限りにおいて、本明細書に明示的に記載された開示内容は、参照することによって本明細書に組み込まれたいずれの抵触する資料にも取って代わる。参照することによって本明細書に組み込まれることが記載され、しかしながら本明細書に記載された既存の定義、記述、またはその他の開示資料と抵触する、任意の資料、または、資料の一部は、それらの組み込まれた資料と既存の開示された資料との間に抵触が生じない限りにおいてのみ、組み込まれるであろう。

30

【0133】

保護されることが意図される本発明は、開示された具体的な実施の形態に限定されると解釈されない。したがって、実施の形態は、限定的ではなく例示的なものであるとみなされる。変形および変更が、本発明の精神を逸脱せずに他者によって行われるかもしれない。したがって、特許請求の範囲で定義された本発明の精神および範囲内に含まれる、そのような等価物、変形、および、変更のすべてが、特許請求の範囲に包含されることが、明示的に意図される。

40

【0134】

〔実施の態様〕

(1) 手術用器具において、

エンドエフェクターであって、前記エンドエフェクター内に配された物体を切断するための移動可能な切断器具を有する、エンドエフェクターと、

前記エンドエフェクターに連結された空気圧作動式の駆動部材と、

前記空気圧作動式の駆動部材に連結された電気制御される可変流量空気圧弁と、

前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る流量を制御するために、前記電気制御される可変流量空気圧弁に連結された電子制御モジュールと、

50

を具備する、手術用器具。

(2) 実施態様(1)に記載の手術用器具において、
前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る前記流量を調節するための閉鎖機構と、
前記閉鎖機構を制御するためのアクチュエータと、
を具備する、手術用器具。

(3) 実施態様(2)に記載の手術用器具において、
少なくとも一つのセンサーからフィードバック信号を受信するための測定回路と、
前記測定回路および前記アクチュエータに連結されたコントローラであって、前記測定回路は、前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る流量に比例するフィードバック信号を前記コントローラに供給する、コントローラと、

10

を具備する、手術用器具。

(4) 実施態様(1)に記載の手術用器具において、
作動トリガであって、前記作動トリガは、前記作動トリガの後退が、前記電気制御される可変流量空気圧弁を作動させ、かつ、前記空気圧作動式の駆動部材を作動させるように構成されており、前記作動トリガの回転位置が、前記エンドエフェクター内での前記切断器具の位置に関連している、作動トリガ、

を具備する、手術用器具。

(5) 実施態様(4)に記載の手術用器具において、
前記作動トリガとは別個の閉鎖トリガであって、前記閉鎖トリガの後退は、前記エンドエフェクターが前記エンドエフェクターに配された前記物体を挟むようにさせる、閉鎖トリガ、

20

を具備する、手術用器具。

(6) 実施態様(4)に記載の手術用器具において、
前記作動トリガに連結された弁作動センサーであって、前記弁作動センサーは、前記作動トリガが後退させられたときに、前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る望ましい流量に比例する電気信号を、前記電子制御モジュールに供給する、弁作動センサー、
を具備する、手術用器具。

(7) 実施態様(6)に記載の手術用器具において、
前記弁作動センサーは、
前記作動トリガに加えられた後退力に比例する電気信号を供給するための比例スイッチを含む、手術用器具。

30

(8) 実施態様(1)に記載の手術用器具において、
前記電子制御モジュールに連結された方向制御弁と、
前記電子制御モジュールに連結された、前記エンドエフェクターの遠位の位置を検出するための、ストローク終了センサーと、
前記電子制御モジュールに連結された、前記エンドエフェクターの近位の位置を検出するための、ストローク開始センサーと、
を具備し、

前記電子制御モジュールが、前記ストローク終了センサーおよび前記ストローク開始センサーの状態に基づいて、前記方向制御弁に、適切な制御信号を供給する、手術用器具。

40

(9) 実施態様(1)に記載の手術用器具において、
閉鎖トリガであって、前記閉鎖トリガの後退は、前記エンドエフェクターが前記エンドエフェクター内に配された物体を挟むようにさせる、閉鎖トリガ、
を具備する、手術用器具。

(10) 実施態様(1)に記載の手術用器具において、
前記エンドエフェクターは、
前記切断器具を通すための細長い導管と、
前記細長い導管に旋回可能に結合されたクランピング部材と、
を含む、手術用器具。

(11) 実施態様(10)に記載の手術用器具において、
前記細長い導管内でのカートリッジの存在を検出するための少なくとも一つのセンサー、
を具備する、手術用器具。

(12) 実施態様(10)に記載の手術用器具において、
前記細長い導管内でのカートリッジの状態を検出するための少なくとも一つのセンサー、
を具備する、手術用器具。

(13) 実施態様(10)に記載の手術用器具において、
前記クランピング部材の状態を検出するための少なくとも一つのセンサー、
を具備する、手術用器具。

10

(14) 実施態様(10)に記載の手術用器具において、
前記クランピング部材によって加えられた負荷を検出するための少なくとも一つのセンサー、
を具備する、手術用器具。

(15) 実施態様(10)に記載の手術用器具において、
前記移動可能な切断器具の位置を検出するための少なくとも一つのセンサー、
を具備する、手術用器具。

(16) 方法において、
実施態様(1)に記載の手術用器具を得ることを含む方法であって、
前記手術用器具を滅菌することと、
滅菌容器内に前記手術用器具を保管することと、
を含む、方法。

20

(17) 手術用器具において、
エンドエフェクターと、
前記エンドエフェクターに連結された空気圧作動式の駆動部材と、
前記空気作動式の駆動部材に連結された電気制御される可変流量空気圧弁と、
前記電気制御される可変流量空気圧弁を通る流量を制御するために、前記電気制御される可変流量空気圧弁に連結された、電子制御モジュールと、
前記エンドエフェクターと連通したトリガと、
前記トリガおよび前記エンドエフェクターから成る群の少なくとも一つの要素の第1の状態を表す出力を有する第1のセンサーと、
前記第1のセンサーと通信を行う、外部からアクセス可能なメモリ装置であって、前記メモリ装置は、前記第1のセンサーの前記出力を記録するように構成されている、メモリ装置と、
を具備する、手術用器具。

30

(18) 実施態様(17)に記載の手術用器具において、
前記メモリ装置と通信を行う第2のセンサーであって、前記第2のセンサーは、前記トリガおよび前記エンドエフェクターから成る群の少なくとも一つの要素の第2の状態を表す出力を有し、前記メモリ装置は、前記第2のセンサーの前記出力を記録するようにさらに構成されている、第2のセンサー、
を具備する、手術用器具。

40

(19) 実施態様(18)に記載の手術用器具において、
前記メモリ装置は、前記第1の状態が変化したときに前記第1のセンサーの前記出力を記録し、かつ、前記第2の状態が変化したときに前記第2のセンサーの前記出力を記録するように構成されている、手術用器具。

(20) 実施態様(17)に記載の手術用器具において、
前記エンドエフェクターは、旋回式に移動可能なクランピング部材を含み、
前記第1の状態は、前記クランピング部材が開いた位置にあるか、または閉じた位置にあるかを示す、手術用器具。

50

【0136】

(21) 実施態様(17)に記載の手術用器具において、

前記第1の状態は、前記エンドエフェクター内での移動可能な切断ナイフ器具の位置、前記トリガの位置、前記トリガに加えられる圧力、および、前記エンドエフェクターによって加えられる圧力のうちのいずれか一つを示す、手術用器具。

(22) 手術用器具の状態を記録する方法において、

前記方法は、

少なくとも一つのセンサーの出力を監視することであって、前記出力は、前記手術用器具の状態を表す、監視と、

前記手術用器具の前記状態の少なくとも一つが変化したときに、前記少なくとも一つのセンサーの前記出力をメモリ装置へ記録することと、

を含む、方法。

(23) 実施態様(22)に記載の方法において、

前記少なくとも一つのセンサーの記録された前記出力を外部装置に供給すること、

を含む、方法。

(24) 実施態様(22)に記載の方法において、

前記少なくとも一つのセンサーの前記出力を前記メモリ装置の出力ポートに供給すること、および

前記少なくとも一つのセンサーの前記出力を取り外し可能な記憶媒体に供給することのうちの少なくとも一つ

を含む、方法。

【図面の簡単な説明】

【0137】

【図1】手術用の切断および固定器具の実施の形態の斜視図である。

【図2】手術用の切断および固定器具のさまざまな実施の形態と共に用いられることができるエンドエフェクター構成の実施の形態の分解組立図である。

【図3】アンビル部分が取り除かれ閉鎖チューブアセンブリが破線で描かれた、図1および図2のエンドエフェクターの上面図である。

【図4】アンビル部分が取り付けられ開いた位置で描かれた、図3のエンドエフェクター構成の側断面図である。

【図5】手術用の切断および固定器具のさまざまな実施の形態と共に用いられることができる関節接合制御部の一部の上断面図である。

【図6】図1に示されたエンドエフェクターの関節接合を示す上断面図である。

【図7】ハウジングアセンブリ内に収容されたその他のコンポーネントが明瞭化のために省略された、閉鎖チューブアセンブリおよびハンドルアセンブリ内で支持されたシャトル構成の実施の形態を示す分解組立図である。

【図8】手術用の切断および固定器具のさまざまな実施の形態のハウジングアセンブリ構成の断面図である。

【図8A】手術用の切断および固定器具のさまざまな実施の形態と共に用いられることができる閉鎖トリガ固定システムの一部の部分的な断面図である。

【図8B】加圧ガスの供給源がハンドルアセンブリの外部にある、手術用の切断および固定器具の別のハンドルアセンブリの実施の形態の断面図である。

【図8C】手術用の切断および固定器具の別のハンドルアセンブリの実施の形態の断面図である。

【図9】図8のハンドルアセンブリのもう一つの断面図である。

【図10】シリンダーアセンブリが断面で示された、手術用の切断および固定器具のさまざまな実施の形態の2段シリンダーアセンブリを含むナイフバー構成および発射駆動部材の側面図である。

【図11】ナイフバーが伸ばされた位置にある、図10に示されたナイフバーおよび2段シリンダー構成のもう一つの側面図である。

【図 1 2】ナイフバーが断面で示されたシリンダーアセンブリ内に後退させられた、手術用の切断および固定器具の別のナイフバーおよび発射駆動部材構成の側面図である。

【図 1 3】ナイフバーが伸ばされた位置にある、図 1 2 に示されたナイフバーおよびシリンダー構成の別の側面図である。

【図 1 4】図 1 2 および図 1 3 に示されたシリンダーおよびナイフバー構成を収容したエンドエフェクターおよび背部アセンブリ構成の上面図である。

【図 1 5】アンビル部分に取り付けられ開いた位置にある、図 1 4 に示されたエンドエフェクターおよび背部アセンブリ構成の側断面図である。

【図 1 6】図 1 2 ～図 1 5 に示された実施の形態と共に用いられることができるハンドルアセンブリの断面図である。

10

【図 1 6 A】加圧ガスの供給源がハンドルアセンブリの外部にある、図 1 2 ～図 1 5 に示された実施の形態と共に用いられることができる別のハンドルアセンブリの断面図である。

【図 1 6 B】手術用の切断および固定器具の別のハンドルアセンブリの実施の形態の断面図である。

【図 1 7】手術用の切断および固定器具の別の実施の形態の、ベローズアセンブリの形態の別の発射駆動部材を支持する別のナイフバーおよび背部アセンブリ構成の上面図である。

【図 1 8】図 1 7 に示された実施の形態のエンドエフェクターおよび背部アセンブリ構成の側断面図である。

20

【図 1 9】図 1 7 および図 1 8 に示された実施の形態のベローズアセンブリの部分的な断面図である。

【図 2 0】図 1 9 のベローズアセンブリの一部の拡大図である。

【図 2 1】図 1 7 ～図 2 0 に示された実施の形態と共に用いられることができるハンドルアセンブリの実施の形態の断面図である。

【図 2 1 A】加圧ガスの供給源がハンドルアセンブリの外部にある、図 1 7 ～図 2 0 の実施の形態と共に用いられることができる別のハンドルアセンブリの実施の形態の断面図である。

【図 2 1 B】手術用の切断および固定器具の別のハンドルアセンブリの実施の形態の断面図である。

30

【図 2 2 A】比例センサーの実施の形態を示す図である。

【図 2 2 B】比例センサーの別の実施の形態を示す図である。

【図 2 3】器具のさまざまな実施の形態に基づく、器具の電気回路の、ある実施の形態の模式的な線図である。

【図 2 4】電気制御される空気圧システムの、ある実施の形態を示す図である。

【図 2 5】使用中に一回または複数回、器具の状態を記録する能力を備えた、手術用器具のさまざまな実施の形態を示す図である。

【図 2 6】閉鎖トリガセンサーの、ある実施の形態を示す図である。

【図 2 7】アンビル閉鎖センサーの、ある実施の形態を示す図である。

【図 2 8】ナイフアセンブリから突出した空気圧作動式ピストンバー部分と共に用いるのに適したナイフ位置センサーの、ある実施の形態を示す図である。

40

【図 2 9】カートリッジ存在センサーの、ある実施の形態を示す図である。

【図 3 0】カートリッジ存在センサーの、ある実施の形態を示す別の図である。

【図 3 1 A】さまざまな実施の形態に基づく、体内カッターとして構成され、器具の状態を記録する能力を有する、手術用器具の実施の形態を操作するためのプロセスフローの、ある実施の形態を示す図である。

【図 3 1 B】さまざまな実施の形態に基づく、体内カッターとして構成され、器具の状態を記録する能力を有する、手術用器具の実施の形態を操作するためのプロセスフローの、ある実施の形態を示す図である。

【図 3 2】メモリ装置からのメモリマップの、ある実施の形態を示す図である。

50

【図 3 3】手術用器具のさまざまな実施の形態を示す図である。

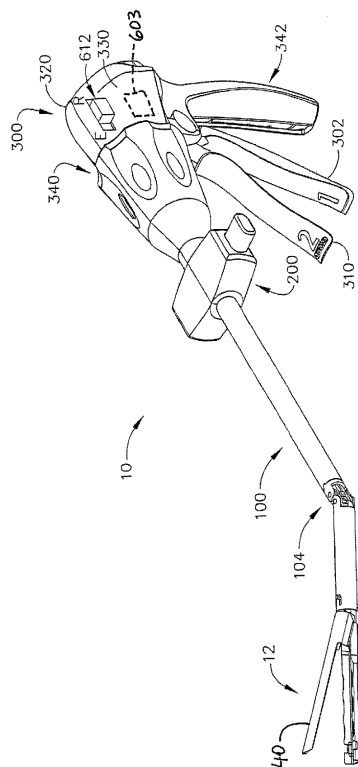
【図 3 4】複数のセンサーを含む手術用器具の、ある実施の形態の模式図である。

【図 3 5】可聴および視覚的フィードバックを提供するための表示器の、ある実施の形態を示す図である。

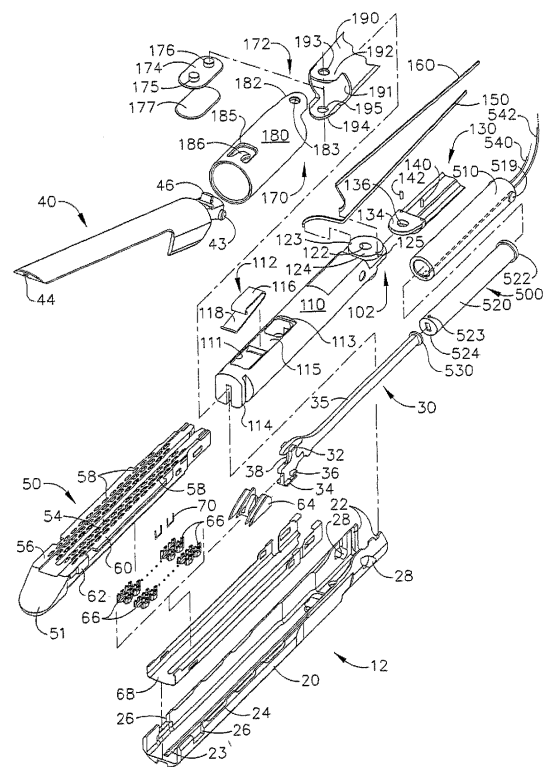
【図 3 6】状態モジュールの、ある実施の形態を示す図である。

【図 3 7】状態モジュールの、ある実施の形態を示す図である。

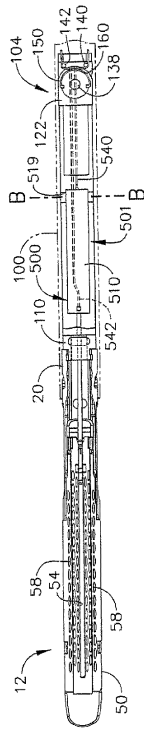
【図 1】



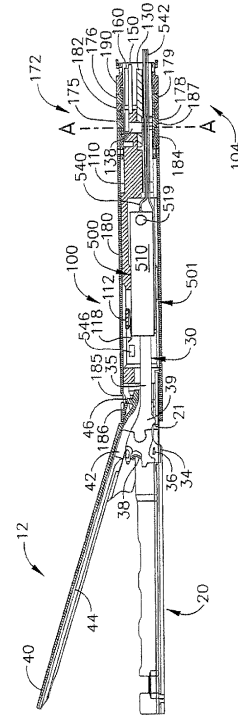
【図 2】



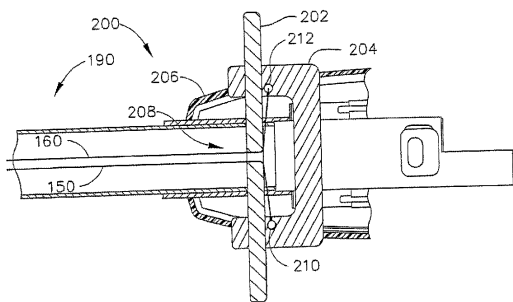
【図 3】



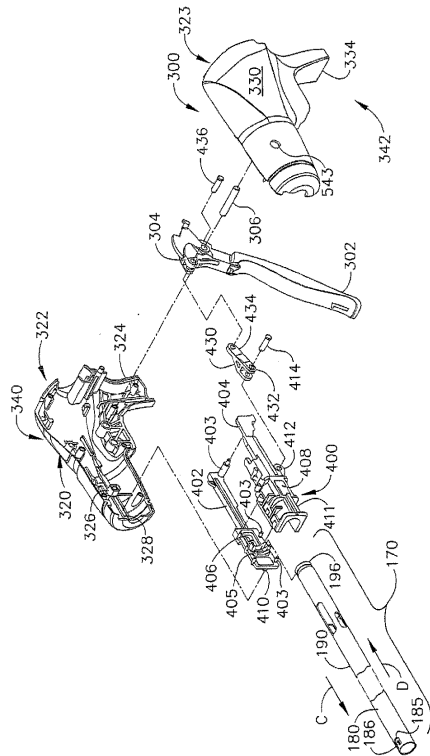
【図 4】



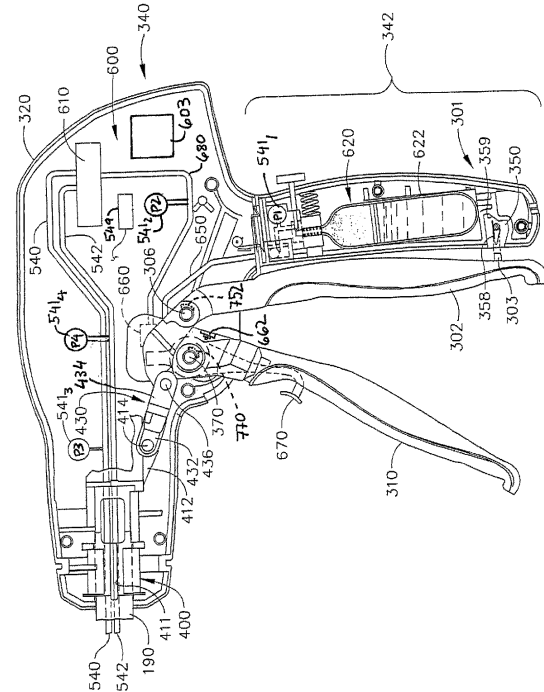
【図 5】



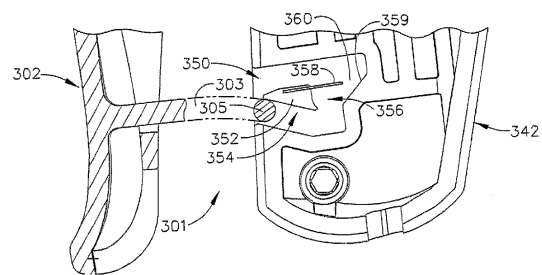
【図 7】



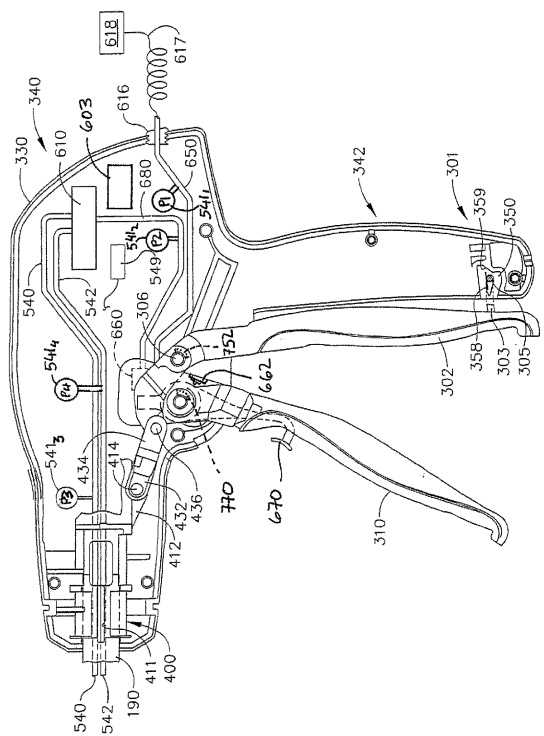
【图 8】



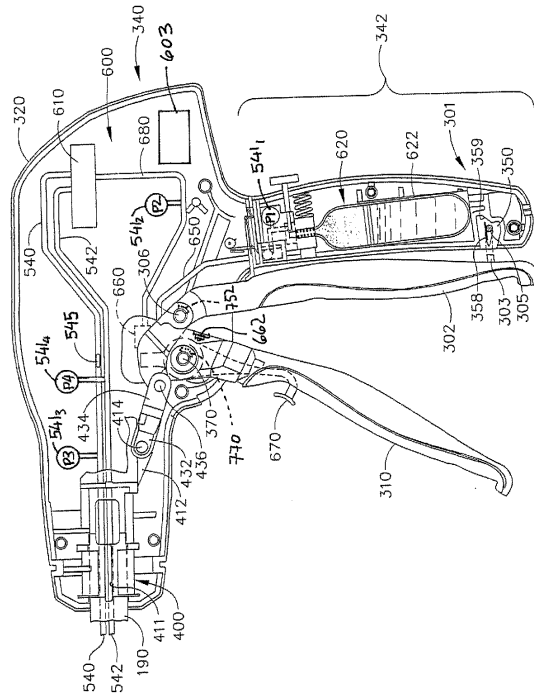
【図 8 A】



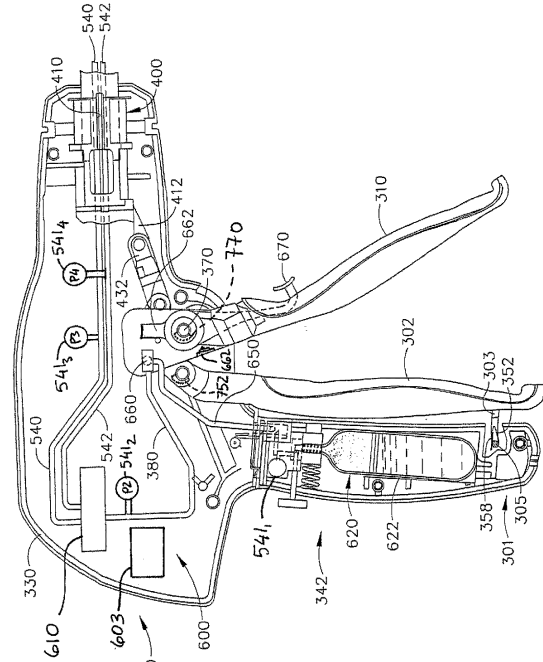
【图 8 B】



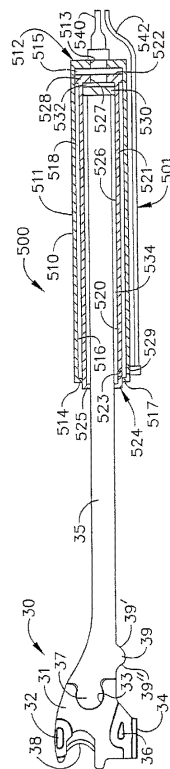
【図 8 C】



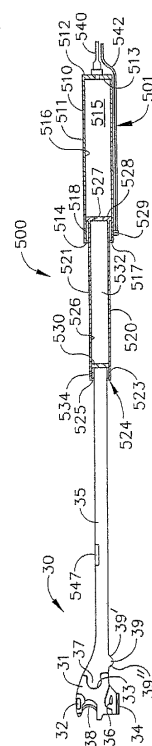
【図 9】



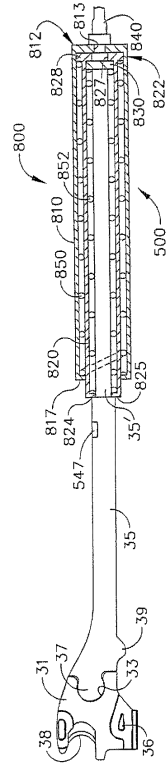
【図 10】



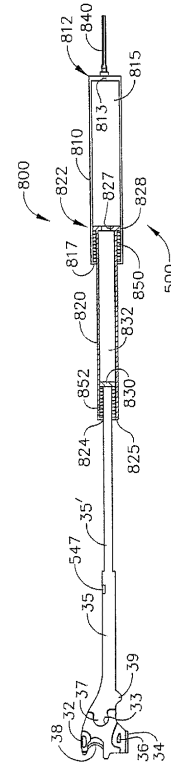
【図 11】



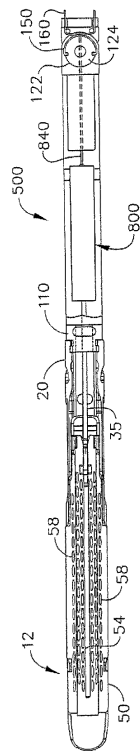
【図 1 2】



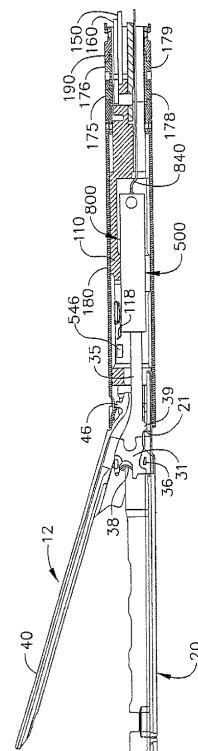
【図 1 3】



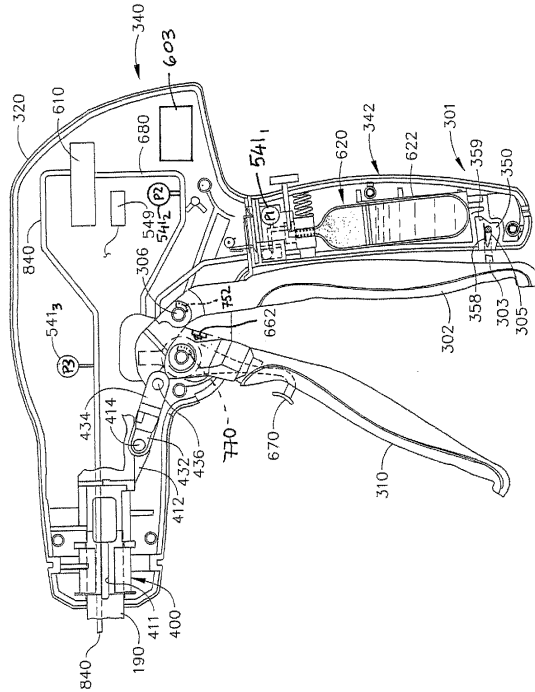
【図 1 4】



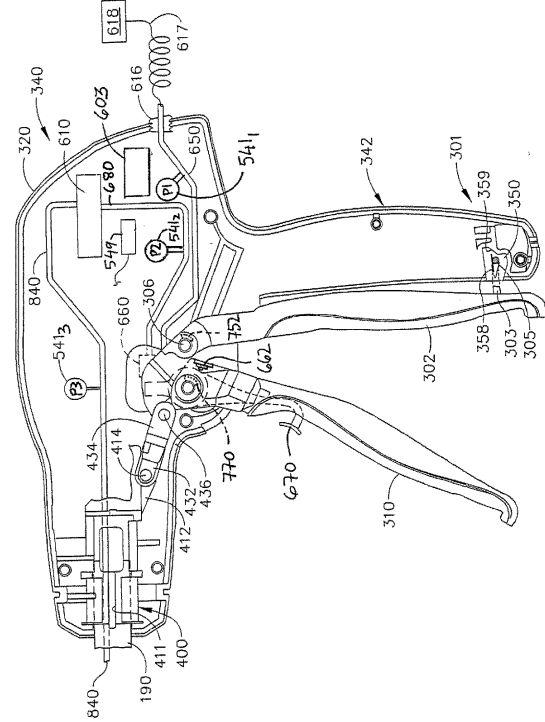
【図 1 5】



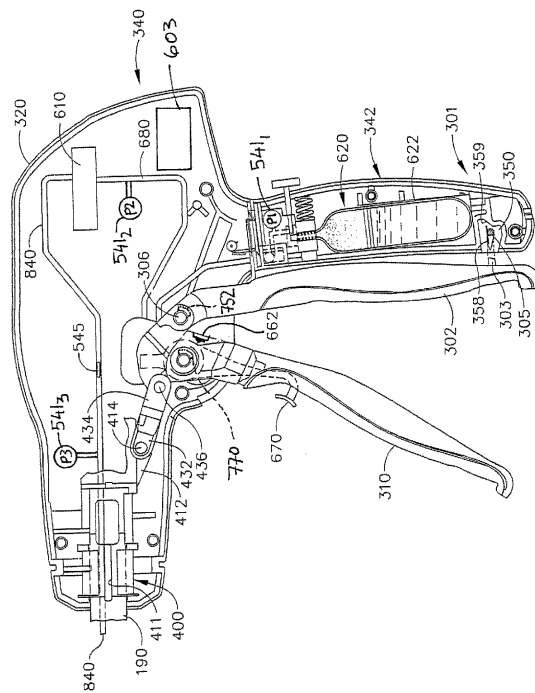
【図 16】



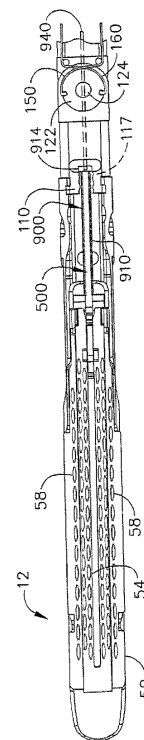
【図 16 A】



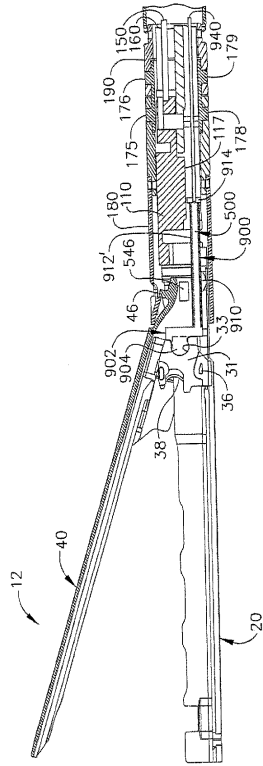
【図 16 B】



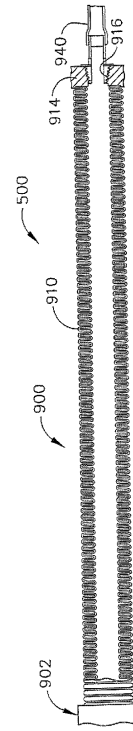
【図 17】



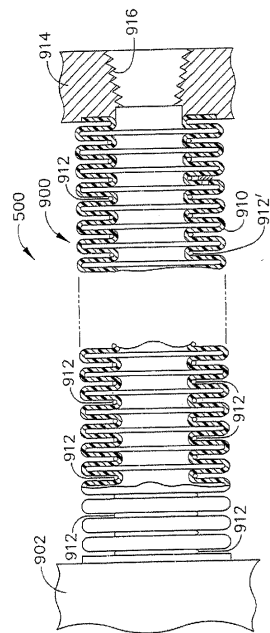
【図 18】



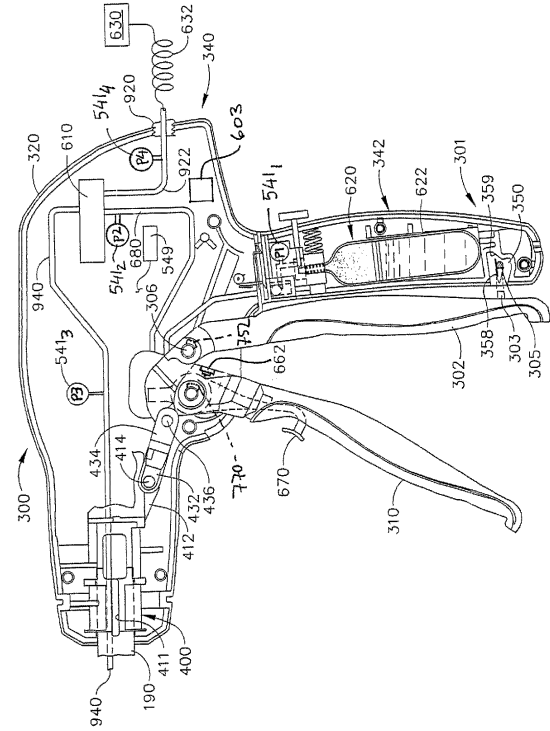
【図 19】



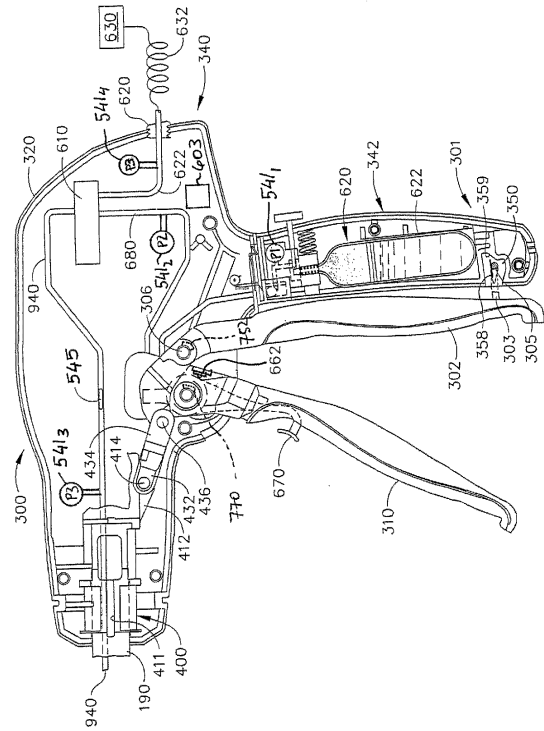
【図 20】



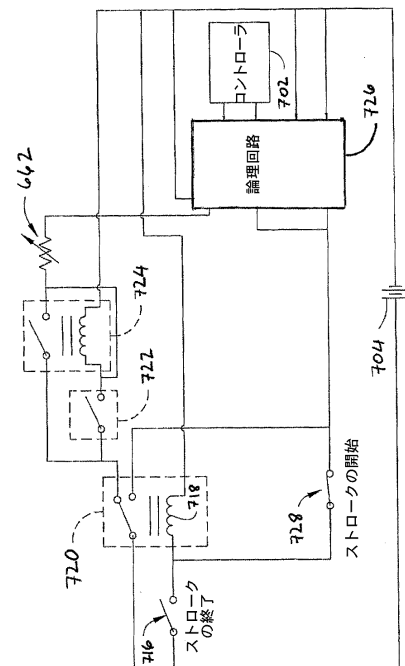
【図 21】



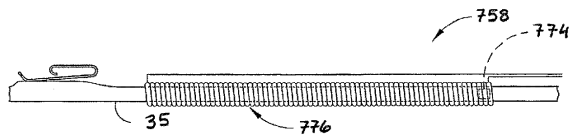
【図 2 1 B】



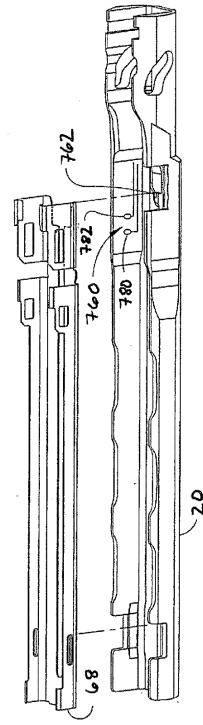
【図 2 3】



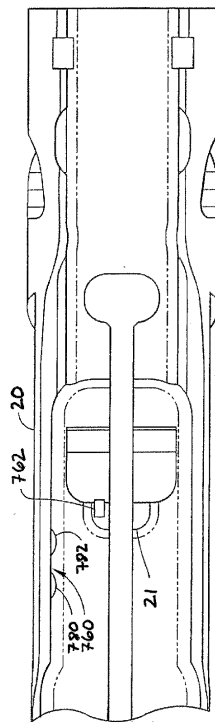
【図 28】



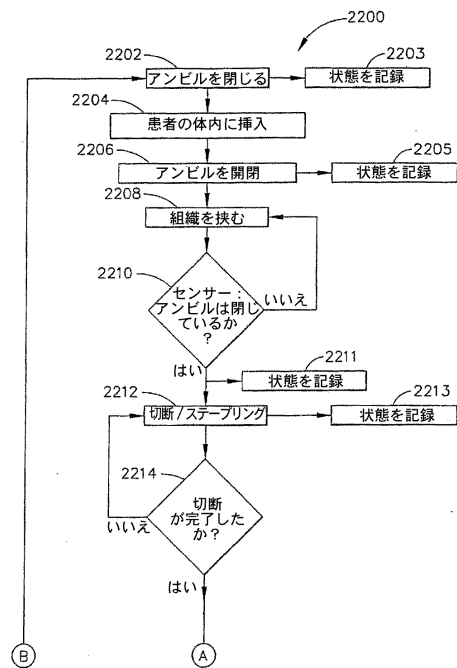
【図 29】



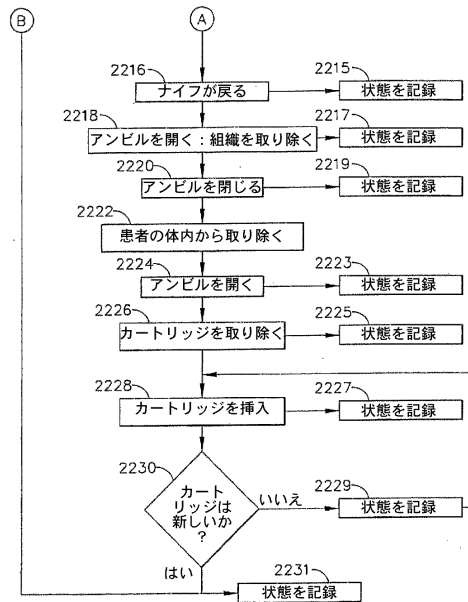
【図 30】



【図 31 A】



【図 3 1 B】



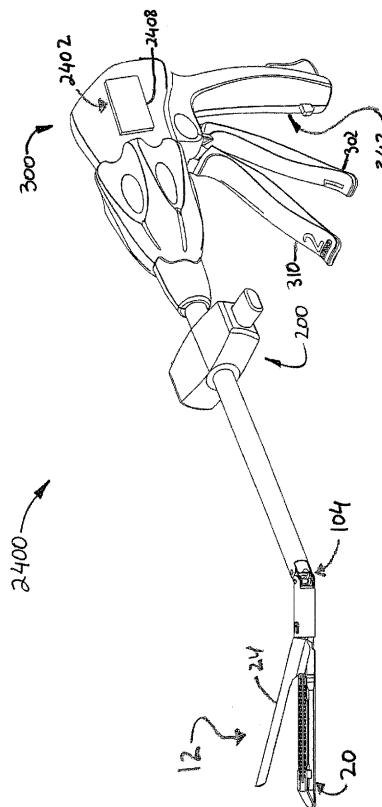
【図 3 2】

2300

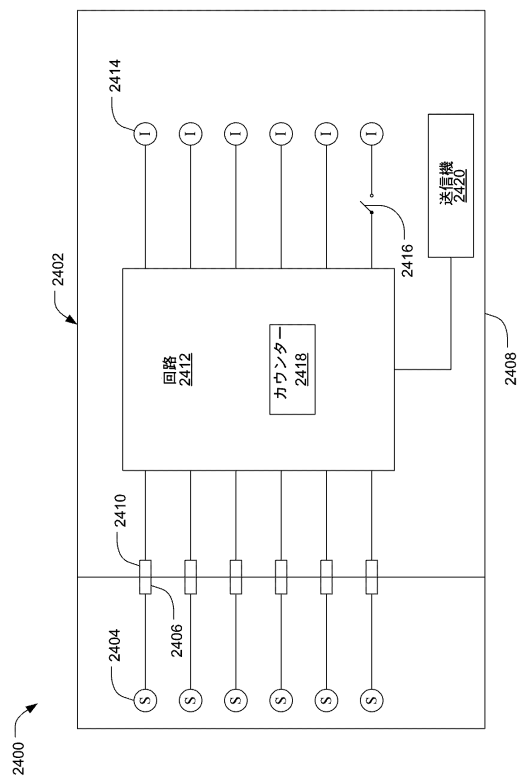
2302 患者番号	2304 開鎖 負荷				2306 発射 ストローク	2308 発射 負荷 (最大)	2310 ナイフ 位置%	2312 ロックアウトメモリ アンビル 開/閉		2314 ロックアウトメモリ カートリッジが 存在する はい/いいえ		2316 はい/いいえ
	1	10	12	15				0	1	はい	いいえ	
1	10							0	1	はい	いいえ	1
2	12							0	1	はい	いいえ	1
3	15							0	1	はい	いいえ	1
4	50							1	1	はい	いいえ	1
25	25	1	.33	250	1	0	1	1	0	0	1	1
26	100	2	.66	400	1	0	1	1	0	0	1	1
27	120	3	.75	200	1	0	1	1	0	0	1	1
55	50					1	0	1	0	0	1	1
56	50					1	0	1	0	0	1	1

例：3ステップ発射

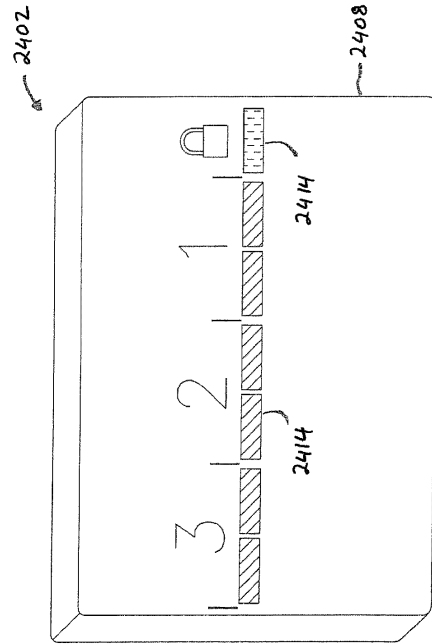
【図 3 3】



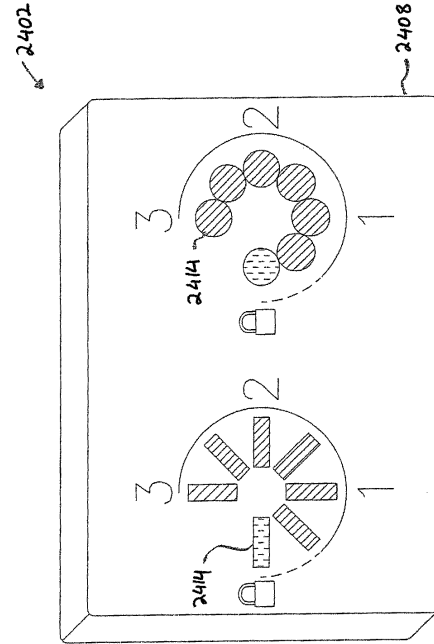
【図 3 4】



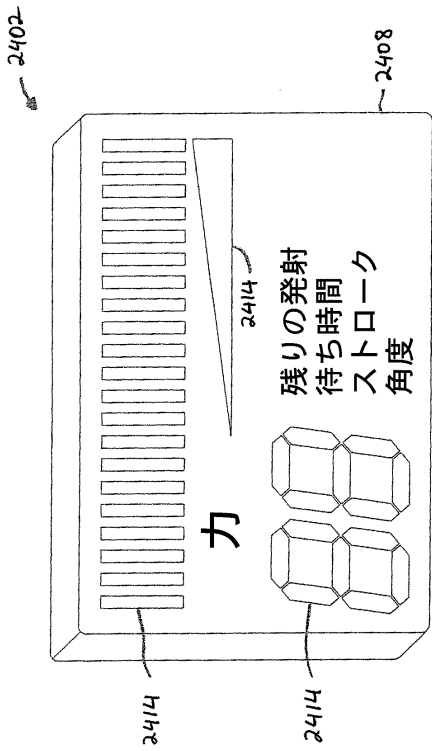
【図 3 5】



【図 3 6】



【図 3 7】



フロントページの続き

(72)発明者 ランダル・ジェイ・タングアイ

アメリカ合衆国、45036 オハイオ州、レバノン、エヌ・エスアール741 4299

(72)発明者 ジェローム・アール・モルガン

アメリカ合衆国、45236 オハイオ州、シンシナティ、エス・ホワイトツリー・サークル 3
275

審査官 森林 宏和

(56)参考文献 欧州特許出願公開第01785097 (EP, A1)

国際公開第2004/032760 (WO, A1)

米国特許出願公開第2006/0278680 (US, A1)

特開2007-130471 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 13/00 - 18/28