

(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2009-189838

(P2009-189838A)

(43) 公開日 平成21年8月27日(2009.8.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/072 (2006.01)	A 6 1 B 17/10 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 45 頁)

(21) 出願番号 特願2009-31908 (P2009-31908)  
 (22) 出願日 平成21年2月13日 (2009.2.13)  
 (31) 優先権主張番号 12/031, 580  
 (32) 優先日 平成20年2月14日 (2008.2.14)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890  
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド  
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.  
 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  
 (74) 代理人 100088605  
 弁理士 加藤 公延  
 (74) 代理人 100101890  
 弁理士 押野 宏  
 (74) 代理人 100098268  
 弁理士 永田 豊

最終頁に続く

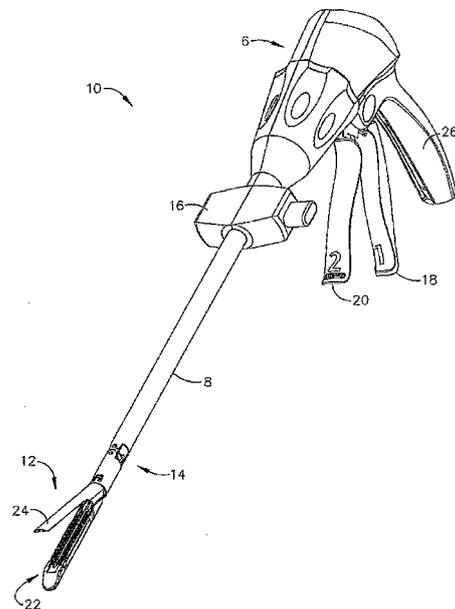
(54) 【発明の名称】 バッテリー使用を最適化するための制御回路を有する、モーター付き切断・固定器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 外科用切断・固定器具を提供する。

【解決手段】 この器具 10 は、エンドエフェクタ 12、およびエンドエフェクタに接続されたシャフト 8 を含む。シャフトは、エンドエフェクタに動力供給するための動力伝達系路 16 を含む。器具は、シャフトに接続されたハンドル 6 も含む。ハンドルは、動力伝達系路に電力供給するために動力伝達系路に接続された電動式 DC モーター、および 1 つ以上のバッテリーを含む DC 電源を含む。ハンドルは、DC 電源に接続された入力装置、およびモーターの入力装置に接続された出力装置を有する、電力調節器も含む。電力調節器は、電力変換器、および電力変換器を制御するための制御回路を含む。制御回路は、電源から送達される電圧が、電源が最大電力を送達する電圧よりも低くなるように、電力変換器の電圧設定点を制御する。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

外科用切断・固定器具において、  
エンドエフェクタと、  
前記エンドエフェクタに接続されたシャフトであって、前記シャフトは、前記エンドエフェクタに動力供給するための動力伝達系路を含む、シャフトと、  
前記シャフトに接続されたハンドルであって、前記ハンドルは、  
前記動力伝達系路に電力供給するために前記動力伝達系路に接続された、電動式 D C モーター、  
1 つ以上のバッテリーを含む D C 電源、ならびに、  
前記 D C 電源に接続された入力装置、および前記モーターの入力装置に接続された出力装置を有する電力調節器であって、前記電力調節器は、  
電力変換器、および、  
前記電力変換器を制御するための制御回路であって、前記制御回路は、前記電源により送達される電圧が、前記電源が最大電力を送達する電圧よりも低くなるように、前記電力変換器の電圧設定点を制御するためのものである、制御回路、  
を含む、電力調節器、  
を含む、ハンドルと、  
を含む、外科用切断・固定器具。

10

**【請求項 2】**

20

請求項 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記電力変換器は、D C D C 電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記 D C D C 電力変換器は、スイッチ モード電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記 D C D C 電力変換器は、バック ブースト変換器を含む、外科用切断・固定器具。

30

**【請求項 5】**

請求項 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記エンドエフェクタは、少なくとも 1 つの R F 電極を含む、外科用切断・固定器具。

**【請求項 6】**

請求項 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記モーターの出力ポールに接続された、トルク制限装置、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。

**【請求項 7】**

請求項 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記電源に接続された、電源選択スイッチ、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。

40

**【請求項 8】**

請求項 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記エンドエフェクタは、  
上方ジョーと、  
前記上方ジョーに対向する下方ジョーと、  
前記下方ジョーにより画定された長さ方向チャンネルに配された、切断器具と、  
を含む、外科用切断・固定器具。

**【請求項 9】**

請求項 8 に記載の外科用切断・固定器具において、

50

前記下方ジョーは、ステーブルカートリッジを含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記上方ジョーは、少なくとも 1 つの RF 電極を含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 11】

外科用切断・固定器具において、

エンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに接続されたシャフトであって、前記シャフトは、前記エンドエフェクタに動力供給するための動力伝達系路を含む、シャフトと、

前記シャフトに接続されたハンドルであって、前記ハンドルは、

10

前記動力伝達系路に電力供給するために前記動力伝達系路に接続された、電動式 DC モーター、

1 つ以上のバッテリーを含む DC 電源、ならびに、

前記 DC 電源に接続された入力装置、および前記モーターの入力装置に接続された出力装置を有する電力調節器であって、前記電力調節器は、

電力変換器、および

前記電力変換器を制御するための制御回路であって、前記制御回路は、前記 DC 電源から引き込まれる電流を制御するように前記電力変換器の電圧設定点を制御するためのものである、制御回路、

を含む、電力調節器、

20

を含む、ハンドルと、

を含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記制御回路は、前記 DC 電源から引き込まれる前記電流を制御するように前記電力変換器の前記電圧設定点を制御するためのものであり、DC 電源は、次のパルスの前に充電される、外科用切断・固定器具。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記電力変換器は、DC DC 電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

30

【請求項 14】

請求項 13 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記 DC DC 電力変換器は、スイッチ モード電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記 DC DC 電力変換器は、バック ブースト変換器を含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 16】

請求項 11 に記載の外科用切断・固定器具において、

40

前記モーターの出力ポールに接続された、トルク制限装置、

をさらに含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 17】

請求項 11 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記電源に接続された、電源選択スイッチ、

をさらに含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 18】

請求項 11 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記エンドエフェクタは、

上方ジョーと、

50

前記上方ジョーに対向する下方ジョーと、  
前記下方ジョーにより画定された長さ方向チャンネルに配された、切断器具と、  
を含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 19】

請求項 18 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記下方ジョーは、ステーブルカートリッジを含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記上方ジョーは、少なくとも 1 つの RF 電極を含む、外科用切断・固定器具。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔関連出願への相互参照〕

本出願は、以下の同時に提出された出願に関連しており、また、参照することにより、それらの出願を組み込む：

「Motorized Surgical Cutting and Fastening Instrument Having a Magnetic Drive Train Torque Limiting Device」、代理人整理番号 E N D 6 2 6 7 U S N P / 0 7 0 3 8 9

「Motorized Surgical Cutting and Fastening Instrument」、代理人整理番号 E N D 6 2 6 8 U S N P / 0 7 0 3 9 0 ；

「Motorized Surgical Cutting and Fastening Instrument Having Handle Based Power Source」、代理人整理番号 E N D 6 2 6 9 U S N P / 0 7 0 3 9 1 ；および、

「Surgical Cutting and Fastening Instrument Having RF Electrodes」、代理人整理番号 E N D 6 2 7 0 U S N P / 0 7 0 3 9 2 。

【0002】

〔背景〕

組織に長さ方向切開部を作ると同時に、切開部の両側にステーブルラインを取り付けるために、先行技術では外科用ステープラが用いられてきた。そのような器具は通例、一对の協働するジョー部材を含み、このジョー部材は、器具が内視鏡もしくは腹腔鏡的適用に使うよう意図されている場合、カニューレの通路を通過することができる。ジョー部材のうち一方は、側方に離間した少なくとも 2 列のステーブルを有するステーブルカートリッジを受容する。もう一方のジョー部材は、カートリッジのステーブル列と整列されたステーブル成形ポケットを有するアンビルを画定する。このような器具は、典型的には、往復運動する複数のくさび型部を含み、このくさび型部は、遠位に駆動されると、ステーブルカートリッジの開口部を通過し、ステーブルを支持する駆動体に係合して、アンビルに向けてステーブルを発射させる。

【0003】

内視鏡的適用に適した外科用ステープラの例は、「Surgical stapling instrument having separate distinct closing and firing systems」という名称の、米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 2 3 2 1 9 6 A 1 号に記載されており、その開示内容は、参照することにより本明細書に組み込まれる。使用中、臨床医は、発射前に組織を位置付けるために、組織上でステープラのジョー部材を閉じることができる。ジョー部材が適切に組織を把持していると臨床医が判断したら、臨床医は、外科用ステープラを発射することができ、それによって、組織を切断し、ステーブル留めする。同時の切断ステップおよびステーブル留めステップにより、合併症が回避される。合併症は、切断またはステーブル留めのみをそれぞれ行う異なる外科用具で、このような動作を連続的に行う場合に生じうる。

【0004】

加えて、エンドエフェクタに電極を含むことも先行技術において知られており、電極は、切断線に沿って止血線を形成するために RF エネルギーを放出する / 受け取るために用いられうる。参照することにより本明細書に組み込まれる、「Electrosurgical hemostat

10

20

30

40

50

ic device」という名称の米国特許第 5,403,312 号(以下、「312 号特許」という)は、1つの界面上の二極式エネルギー源の一つの極(もしくは電極)と、第2の界面上の第2の極(もしくは電極)との間で組織を圧縮するエンドエフェクタを備えた電気外科的器具を開示している。エンドエフェクタ内の圧縮組織を通じて加えられた RF エネルギーは、組織を焼灼する。312 号特許に記載されるエンドエフェクタは、エンドエフェクタ内で圧縮された組織をステーブル留めするためのステーブルも含む。

#### 【0005】

参照することにより本明細書に組み込まれる、「Motor-driven surgical cutting and fastening instrument with tactile position feedback」という名称の、米国特許出願公開第 2007/0175962 A 1 号に記載されたものなど、モーターで電力供給される外科用切断・固定器具であって、モーターは切断器具に電力供給する、外科用切断・固定器具も先行技術で既知である。

10

#### 【0006】

〔概要〕

一般的な一態様では、本発明の実施形態は、外科用切断・固定器具に向けられている。この器具は、直線状エンドカッターもしくは円形ステープラなどの内視鏡器具、または腹腔鏡器具であってよい。器具は、エンドエフェクタにおいてクランプされた組織を固定するための、ステーブルおよび/もしくは RF 電極で構成されることができる。

#### 【0007】

本明細書に開示されるいくつかの実施形態は、コードレスのモーターで電力供給される器具に関する。この器具は、直列接続した1つ以上の電池など、DC 電源を含むパワーパックにより電力供給されうる。電池選択スイッチ(cell selection switch)が、モーターに利用可能な電力を制御するように所定の時間にモーターに電力供給するためにいくつかの電池が用いられているかを制御することができる。このことにより、器具のオペレーターは、モーターの速度および電力双方をより一層制御することができる。別の実施形態では、器具は、モーターに供給される電圧を調節する、例えば DC - DC 変換器を含む、電力調節器を含むことができる。さらに、電力調節器の電圧設定点(voltage set point)は、電源から送達される電圧が、電源が最大電力を送達する電圧より小さくなるように、設定されることができる。そのように、電源(例えば、直列接続したいくつかの電池)は、電力曲線(power curve)の「左」もしくは増大している側(increasing side)で機能することができ、電力の増大が得られるであろう。

20

30

#### 【0008】

加えて、様々な実施形態によると、電源は、再充電可能なバッテリーもしくはスーパーキャパシタなどの二次的蓄電池装置(secondary accumulator devices)を含むことができる。このような二次的蓄電池装置は、取替可能なバッテリーによって繰り返し充電されうる。充電管理回路が、二次的蓄電池装置の充電を制御し、また、二次的蓄電池装置の充電が完了したときに警報などの様々なステータス信号を与えることができる。

#### 【0009】

他の実施形態では、二次的蓄電池装置を含むパワーパックが、器具から取り外し可能で、また、離れた充電器ベース(charger base)に接続可能であってよい。充電器ベースは、例えば AC 電気主管(AC electrical mains)もしくはバッテリーから、二次的蓄電池装置を充電することができる。充電器ベースは、プロセッサおよびメモリ装置も含むことができる。取り外し可能なパワーパックのメモリに記憶されたデータは、充電器ベースにダウンロードされることができ、充電器ベースから、データは、例えば使用者(例えば医師)、器具の製造者もしくは配給業者などによって、後の使用および分析のためにアップロードされることができる。このデータは、充電サイクル情報などの操作パラメーター(operating parameters)、ならびに、ステーブルカートリッジなど器具の様々な取替可能な構成要素の ID 値を含むことができる。

40

#### 【0010】

加えて、器具は、トルク制限装置を含み、モーターにより与えられるトルクを制限して

50

、それによって、器具の構成要素を損傷しうる作動力を制限することができる。様々な実施形態によれば、トルク制限装置は、モーターの出力ポールに（直接もしくは間接的に）接続された電磁磁石もしくは永久磁石（electromagnetic or permanent magnet）、または機械的クラッチ装置であってよい。

【0011】

別の一般的な態様では、本発明は、新しいタイプの電極構成を備えたRF器具（すなわち、エンドエフェクタにより保持された組織にRFエネルギーを加えるための、エンドエフェクタに電極を備えた外科用切断・固定器具）に向けられている。概して、新しい電極構成は、より小さな活性電極と、より大きな戻し電極（larger return electrodes）との組み合わせを含む。より小さな活性電極は、治療エネルギーを組織に集結するのに用いられ、より大きな戻し電極は、その組織界面への影響が最小の状態、回路を完成させるために優先的に用いられる。戻し電極は、典型的には、より大きな質量を有し、それによって、電気外科的適用の間に冷たいままであることができる。

10

【0012】

加えて、エンドエフェクタは、様々な実施形態によると、同一直線上の、セグメントに分かれた、いくつかの活性電極を含むことができる。セグメントに分かれた電極は、同期して、または、より好ましくは次々と加圧されることができる。セグメントに分かれた電極を次々と活性化することにより、（1）組織凝固のより小さな対象エリアのため、瞬時電力の要件が低減され、かつ（2）1つが短絡した場合に他のセグメントを発射させる、という利点が提供される。

20

【0013】

加えて、RF電極を活性化するため、およびエンドエフェクタを関節運動させるための、いくつかの機構が本明細書に開示される。

【0014】

本発明の様々な実施形態が、以下の図面に関連して、例として本明細書に記載される。

【0015】

〔説明〕

図1および図2は、本発明の様々な実施形態による外科用切断・固定器具10を描いている。例示される実施形態は、内視鏡器具であり、概して、本明細書に記載される器具10の実施形態は、内視鏡的外科用切断・固定器具である。しかしながら、本発明の他の実施形態によると、器具は、腹腔鏡器具など、非内視鏡的外科用切断・固定器具であってよいことに注意するべきである。

30

【0016】

図1および図2に描かれる外科用器具10は、ハンドル6、シャフト8、および関節運動ピボット14においてシャフト8に旋回可能に接続された、関節運動するエンドエフェクタ12を含む。関節運動制御装置16が、ハンドル6に隣接して設けられて、関節運動ピボット14の周りでのエンドエフェクタ12の回転をもたらすことができる。例示された実施形態では、エンドエフェクタ12は、組織をクランプし、切断し、またステーブル留めするためのエンドカッターとして作用するように構成されるが、他の実施形態では、異なるタイプのエンドエフェクタ、例えば他のタイプの外科装置用のエンドエフェクタ、例えば把持器、カッター、ステーブラ、クリップアプライヤ、アクセス装置、薬剤/遺伝子治療装置、超音波、RFもしくはレーザー装置など、が用いられてよい。RF装置に関するさらなる詳細は、'312号特許において見ることができる。

40

【0017】

器具10のハンドル6は、エンドエフェクタ12を作動させるための、閉鎖トリガー18および発射トリガー20を含むことができる。異なる外科タスクに向けられたエンドエフェクタを有する器具が、異なる数もしくはタイプのトリガー、またはエンドエフェクタ12を操作するための他の適切な制御装置を有してもよいことが認識されるであろう。エンドエフェクタ12は、好ましくは細長いシャフト8によってハンドル6から引き離されて図示されている。一実施形態では、臨床医または器具10のオペレーターは、参照する

50

ことにより本明細書に組み込まれる、「Surgical Instrument Having An Articulating End Effector」という名称の、Geoffrey C. Hueilらによる、米国特許出願公開第2007/0158385A1号により詳細に記載されるように、関節運動制御装置16を利用することにより、シャフト8に対してエンドエフェクタ12を関節運動させることができる。

#### 【0018】

エンドエフェクタ12は、この例では、とりわけ、ステーブルチャンネル22、およびアンビル24などの旋回可能に並進運動可能なクランプ部材を含み、これらは、エンドエフェクタ12内にクランプされた組織の効果的なステーブル留めおよび切断を確実にする間隔で保持されている。ハンドル6は、ピストルグリップ26を含み、ピストルグリップ26に向かって、閉鎖トリガー18が、臨床医によって旋回可能に引っ張られて、エンドエフェクタ12のステーブルチャンネル22に向かってアンビル24のクランプもしくは閉鎖を引き起こし、それによって、アンビル24とチャンネル22との間に位置付けられた組織をクランプする。発射トリガー20は、閉鎖トリガー18のさらに外側にある。以下にさらに説明するようにいったん閉鎖トリガー18が閉鎖位置にロックされると、発射トリガー20は、ピストルグリップ26に向かってわずかに回転することができ、このため、オペレーターが片手を使って発射トリガー20に手を伸ばすことができる。次に、オペレーターは、ピストルグリップ12に向かって発射トリガー20を旋回可能に引っ張って、エンドエフェクタ12内のクランプされた組織のステーブル留めおよび切断を生じさせることができる。他の実施形態では、アンビル24に加えて、例えば対向するジョーなどの、異なるタイプのクランプ部材が用いられうる。

#### 【0019】

用語「近位」および「遠位」は、器具10のハンドル6を握る臨床医に関して本明細書で用いられることが認識されるであろう。ゆえに、エンドエフェクタ12は、より近位のハンドル6に対して遠位である。便宜上、また明確にするために、「垂直」および「水平」などの空間用語は、図面に関して本明細書で用いられることがさらに認識されるであろう。しかしながら、外科用器具は、多くの向きおよび位置で用いられ、これらの用語は、限定的なものおよび絶対的なものとなること意図していない。

#### 【0020】

閉鎖トリガー18は最初に作動されうる。いったん臨床医がエンドエフェクタ12の位置付けに満足すれば、臨床医は、閉鎖トリガー18を、ピストルグリップ26に近接した、その完全に閉じたロック位置まで引き戻すことができる。発射トリガー20が次に作動されうる。発射トリガー20は、以下により十分に説明されるように臨床医が圧力を取り除くと(図1および図2に示される)開いた位置に戻る。ハンドル6上の解放ボタンが押し下げられると、この解放ボタンは、ロックされた閉鎖トリガー18を解放することができる。解放ボタンは、例えば、図7に示されるスライド解放ボタン160、または参照することにより本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第2007/0175595A1号に記載される機構のいずれかとしてなど、様々な形態で実行されうる。

#### 【0021】

図3は、様々な実施形態によるエンドエフェクタ12の分解組立図である。例示された実施形態に示されるように、エンドエフェクタ12は、先に言及したチャンネル22およびアンビル24に加えて、切断器具32、そり部33、チャンネル22に取り外し可能に据え付けられたステーブルカートリッジ34、および螺旋ネジシャフト36を含むことができる。切断器具32は、例えばナイフであってよい。アンビル24は、チャンネル22の近位端部に接続されたピボット点25で旋回可能に開閉されることができる。アンビル24は、その近位端部においてタブ27も含むことができ、タブ27は、(さらに以下で説明される)機械的閉鎖システムの構成要素の中に挿入されて、アンビル24を開閉させる。閉鎖トリガー18が、作動される、すなわち、器具10の使用者により引き込まれると、アンビル24は、ピボット点25の周りを旋回してクランプ位置すなわち閉じた位置にすることができる。エンドエフェクタ12のクランプが申し分なければ、オペレーターは、発

射トリガー 20 を作動させることができ、発射トリガー 20 は、以下により詳細に説明するように、ナイフ 32 およびそり部 33 を、チャンネル 22 に沿って長さ方向に移動させ、それによって、エンドエフェクタ 12 内部でクランプされた組織を切断する。そり部 33 がチャンネル 22 に沿って動くことにより、ステーブルカートリッジ 34 のステーブルが、切断された組織を通して、また閉じたアンビル 24 に対して駆動され、このことにより、ステーブルが折り曲げられて、切断された組織を固定する。様々な実施形態では、そり部 33 は、カートリッジ 34 の一体化した構成要素であってよい。参照することにより本明細書に組み込まれる、「Surgical stapling instrument incorporating an E-beam firing mechanism」という名称の、米国特許第 6,978,921 号が、このような 2 ストローク切断・固定器具についてより詳細を提供している。そり部 33 は、カートリッジ 34 の一部であってよく、切断作業の後でナイフ 32 が後退したときに、そり部 33 は後退しない。

10

#### 【0022】

本明細書に記載される器具 10 の実施形態は、切断組織をステーブル留めするエンドエフェクタ 12 を使用しているが、他の実施形態では、切断組織を固定するか、もしくは密封するための異なる技法が用いられうることに注意するべきである。例えば、RF エネルギーもしくは接着剤を用いて切断組織を固定するエンドエフェクタも用いられうる。参照することにより本明細書に組み込まれる、Yates らに付与された、「Electrosurgical Hemostatic Device」という名称の米国特許第 5,709,680 号、および Yates らに付与された、「Electrosurgical Hemostatic Device with Recessed and/or Offset Electrodes」という名称の米国特許第 5,688,270 号が、RF エネルギーを用いて切断組織を密閉する内視鏡的切断器具を開示している。これも参照することにより本明細書に組み込まれる、Jerome R. Morgan らの、米国特許出願公開第 2007/0102453 A1 号、および Frederick E. Shelton, IV らの、米国特許出願公開第 2007/0102452 A1 号が、接着剤を用いて切断組織を固定する内視鏡的切断器具を開示している。したがって、本明細書での説明は、以下で切断/ステーブル留め作業などに言及しているが、これは例示の実施形態であり、限定的とすることを意味するものではないことが認識されるべきである。他の組織固定技法もまた用いられうる。

20

#### 【0023】

図 4 および図 5 は、分解組立図であり、図 6 は、様々な実施形態によるエンドエフェクタ 12 およびシャフト 8 の側面図である。例示された実施形態に示されるように、シャフト 8 は、ピボットリンク 44 により旋回可能に結合された近位閉鎖管 40 および遠位閉鎖管 42 を含むことができる。遠位閉鎖管 42 は、開口部 45 を含み、以下でさらに説明されるように、アンビル 24 を開閉するために、開口部 45 の中にアンビル 24 上のタブ 27 が挿入される。閉鎖管 40、42 の内側に近位スパイン管 (proximate spine tube) 46 が配されうる。近位スパイン管 46 の内側に、主要回転 (もしくは近位) 駆動シャフト 48 が配されてよく、この主要回転駆動シャフト 48 は、傘歯車組立体 52 によって二次的 (もしくは遠位) 駆動シャフト 50 と連絡している。二次的駆動シャフト 50 は、螺旋ネジシャフト 36 の近位駆動歯車 56 に係合する駆動歯車 54 に接続される。垂直傘歯車 52 b は、近位スパイン管 46 の遠位端部の開口部 57 に位置して、開口部 57 において旋回することができる。遠位スパイン管 58 が、二次的駆動シャフト 50 および駆動歯車 54、56 を取り囲むように用いられたい。集合的に、主要駆動シャフト 48、二次的駆動シャフト 50、および関節運動組立体 (例えば、傘歯車組立体 52 a ~ 52 c) は、本明細書において「主要駆動シャフト組立体」と呼ばれることもある。

30

40

#### 【0024】

ステーブルチャンネル 22 の遠位端部に位置付けられたベアリング 38 が、螺旋打ち込みネジ (helical drive screw) 36 を受容し、螺旋打ち込みネジ 36 をチャンネル 22 に対して自由に回転させる。螺旋ネジシャフト 36 は、ナイフ 32 の (不図示の) ネジ山付き開口部と結びつくことができ、シャフト 36 の回転により、ナイフ 32 がステーブルチャンネル 22 を通って (回転の方向に応じて) 遠位または近位に並進運動する。したがって、

50

主要駆動シャフト48が(以下により詳細に説明されるように)発射トリガー20の作動により回転させられると、傘歯車組立体52a~52cは、二次的駆動シャフト50を回転させ、二次的駆動シャフト50が今度は、駆動歯車54、56の係合のため、螺旋ネジシャフト36を回転させ、螺旋ネジシャフト36は、ナイフ駆動部材32をチャンネル22に沿って長さ方向に移動させて、エンドエフェクタ内部にクランプされたあらゆる組織を切断する。そり部33は、例えばプラスチックで作られてよく、傾斜遠位表面を有しうる。そり部33がチャンネル22を横切ると、傾斜前方表面が、クランプされた組織を通して、またアンビル24に対して、ステーブルカートリッジ内のステーブルを押し上げるか、または駆動することができる。アンビル24は、ステーブルを折り曲げ、それによって、切断組織をステーブル留めする。ナイフ32が後退されると、ナイフ32とそり部33とは外れることができ、それによって、そり部33がチャンネル22の遠位端部に残る。

10

#### 【0025】

図7~図10は、モーター駆動エンドカッターの例示的实施形態を示す。例示された実施形態は、エンドエフェクタ内の切断器具の展開および負荷力に関して使用者へのフィードバックを与える。加えて、この実施形態は、装置に電力を供給するために発射トリガー20を後退させる際に使用者により提供される電力を用いることができる(いわゆる「パワーアシスト(power assist)」モード)。例示された実施形態に示されるように、ハンドル6は、概してハンドル6の外部を形成するように嵌まり合う外部下側部品59、60および外部上側部品61、62を含む。リチウムイオンバッテリーなどのバッテリー64が、ハンドル6のピストルグリップ部分26に設けられてよい。バッテリー64は、ハンドル6のピストルグリップ部分26の上方部分に配されたモーター65に電力供給する。様々な実施形態によると、直列に接続された、いくつかの電池が、モーター65に電力供給するのに用いられてよい。

20

#### 【0026】

モーター65は、負荷無しで約25,000RPMの最大回転を有する、DCブラシ付き(DC brushed)駆動モーターであってよい。モーター64は、第1の傘歯車68および第2の傘歯車70を含む、90°の傘歯車組立体66を駆動することができる。傘歯車組立体66は、遊星歯車組立体72を駆動することができる。遊星歯車組立体72は、駆動シャフト76に接続されたピニオンギア74を含むことができる。ピニオンギア74は、結合リングギア78を駆動することができる。結合リングギア78は、駆動シャフト82により螺旋ギアドラム80を駆動する。リング84が、螺旋ギアドラム80上に通されて(threaded)よい。ゆえに、モーター65が回転すると、リング84は、間に置かれた傘歯車組立体66、遊星歯車組立体72、およびリングギア78によって、螺旋ギアドラム80に沿って移動させられる。

30

#### 【0027】

ハンドル6は、発射トリガー20と連絡している運行モーターセンサー(run motor sensor)110も含んで、発射トリガー20がいつオペレーターによってハンドル6のピストルグリップ部分26に向かって引き込まれた(または「閉じられた」)のかを検知し、それによってエンドエフェクタ12による切断/ステーブル留め作業を始動させることができる。センサー110は、例えば加減抵抗器もしくは可変抵抗器などの、比例センサーであってよい。発射トリガー20が引き込まれると、センサー110は動きを検知し、モーター65に供給されるべき電圧(もしくは電力)を示す電気信号を送信する。センサー110が可変抵抗器などの場合、モーター65の回転は、一般的には、発射トリガー20の動きの量に比例することができる。すなわち、オペレーターが発射トリガー20をわずかに引っ張るか、もしくは閉じただけであれば、モーター65の回転は比較的少ない。発射トリガー20が十分に引き込まれる(もしくは完全に閉じた位置にくる)と、モーター65の回転は最大となる。言い換えれば、使用者が発射トリガー20を激しく引っ張るほど、より多くの電圧がモーター65に加えられ、より大きな回転速度を生じさせる。

40

#### 【0028】

ハンドル6は、発射トリガー20の上方部分に隣接して中央ハンドル部品104を含む

50

ことができる。ハンドル6は、中央ハンドル部品104上の柱と発射トリガー20との間で接続された、付勢バネ112も含むことができる。付勢バネ112は、発射トリガー20を、その完全に開いた位置まで付勢することができる。そのように、オペレーターが発射トリガー20を解放すると、付勢バネ112は、発射トリガー20を、その開いた位置まで引っ張り、それによってセンサー110の作動を取り除き、それによってモーター65の回転を止める。さらに、付勢バネ112のおかげで、使用者が発射トリガー20を閉じるときはいつでも、使用者は、閉じる作業に対する抵抗を受け、それによって、モーター65により及ぼされた回転量に関するフィードバックを使用者に与える。さらに、オペレーターは、発射トリガー20を後退させるのをやめて、それによってセンサー100から力を取り除き、それによってモーター65を止めることができる。したがって、使用者は、エンドエフェクタ12の展開を止めることができ、それによって、切断/固定作業を制御する手段を、オペレーターに与える。

10

**【0029】**

螺旋ギアドラム80の遠位端部は、リングギア122を駆動する遠位駆動シャフト120を含み、リングギア122は、ピニオンギア124と噛み合う。ピニオンギア124は、主要駆動シャフト組立体の主要駆動シャフト48に接続される。そのように、モーター65の回転により、主要駆動シャフト組立体が回転され、これによって前述のようにエンドエフェクタ12が作動する。

**【0030】**

螺旋ギアドラム80上に通されたリング84は、スロット付きアーム90のスロット88の内部に配される柱86を含みうる。スロット付きアーム90は、その反対側の端部94に開口部92を有し、開口部92は、ハンドル外側部品59、60間で接続された、ピボットピン96を受容する。ピボットピン96はまた、発射トリガー20の開口部100、および中央ハンドル部品104の開口部102を通して配される。

20

**【0031】**

加えて、ハンドル6は、逆転モーター（もしくはストローク終了センサー（end-of-stroke sensor））130、および停止モーター（もしくはストローク開始（beginning-of-stroke））センサー142を含むことができる。様々な実施形態では、逆転モーターセンサー130は、螺旋ギアドラム80の遠位端部に位置する制限スイッチであってよく、螺旋ギアドラム80上に通されたリング84は、リング84が螺旋ギアドラム80の遠位端部に到達すると、逆転モーターセンサー130に接触し、逆転モーターセンサー130を始動させる（trips）。逆転モーターセンサー130は、作動されると、モーター65に信号を送って、モーターの回転方向を逆にし、それによって、切断作業後、エンドエフェクタ12のナイフ32を引っ込める。停止モーターセンサー142は、例えば、通常は閉じた制限スイッチであってよい。様々な実施形態では、停止モーターセンサーは、螺旋ギアドラム80の近位端部に位置することができ、リング84が螺旋ギアドラム80の近位端部に到達すると、リング84は、スイッチ142を始動させる。

30

**【0032】**

操作中、器具10のオペレーターが発射トリガー20を引き戻すと、センサー110は、発射トリガー20の展開を検知し、モーター65に信号を送って、例えばオペレーターがどれだけ激しく発射トリガー20を引き戻したかに比例した速度で、モーター65を正転させる。モーター65の正転により、次に、遊星歯車組立体72の遠位端部におけるリングギア78が回転し、それによって、螺旋ギアドラム80が回転し、螺旋ギアドラム80上に通されたリング84が螺旋ギアドラム80に沿って遠位に移動する。螺旋ギアドラム80の回転はまた、前述のように、主要駆動シャフト組立体を駆動し、このことにより、次に、エンドエフェクタ12のナイフ32が展開される。すなわち、ナイフ32およびそり部33が、チャンネル22を長さ方向に横断させられ、それによって、エンドエフェクタ12内にクランプされた組織を切断する。また、エンドエフェクタ12のステーブル留め作業は、ステーブル留めタイプのエンドエフェクタが用いられる実施形態で生じさせられる。

40

50

## 【 0 0 3 3 】

エンドエフェクタ 1 2 の切断 / ステープル留め作業が完了するときまでに、螺旋ギアドラム 8 0 上のリング 8 4 は、螺旋ギアドラム 8 0 の遠位端部に到達しており、それによって、逆転モーターセンサー 1 3 0 が始動させられ、逆転モーターセンサーは、モーター 6 5 に信号を送って、モーター 6 5 は、その回転を逆にされる。これにより、次に、ナイフ 3 2 が後退されて、また、螺旋ギアドラム 8 0 上のリング 8 4 が螺旋ギアドラム 8 0 の近位端部まで戻る。

## 【 0 0 3 4 】

中央ハンドル部品 1 0 4 は、図 8 および図 9 に最もよく示されるようにスロット付きアーム 9 0 に係合する後方肩部 1 0 6 を含む。中央ハンドル部品 1 0 4 は、発射トリガー 2 0 に係合する前方運動停止部 1 0 7 も有する。スロット付きアーム 9 0 の動きは、モーター 6 5 の回転により、前述のとおり制御される。リング 8 4 が螺旋ギアドラム 8 0 の近位端部から遠位端部まで移動するにつれてスロット付きアーム 9 0 が反時計回りに回転すると、中央ハンドル部品 1 0 4 は、自由に反時計回りに回転することができるであろう。ゆえに、使用者が発射トリガー 2 0 を引き込むと、発射トリガー 2 0 は、中央ハンドル部品 1 0 4 の前方運動停止部 1 0 7 に係合し、中央ハンドル部品 1 0 4 を反時計回りに回転させる。しかしながら、スロット付きアーム 9 0 に係合する後方肩部 1 0 6 のために、中央ハンドル部品 1 0 4 は、スロット付きアーム 9 0 が許容する範囲で反時計回りに回転することができるにすぎない。そのようにして、モーター 6 5 が何らかの理由で回転をやめなければならない場合、スロット付きアーム 9 0 が回転をやめ、使用者は、中央ハンドル部品 1 0 4 がスロット付きアーム 9 0 のために自由に反時計回りに回転できないので、発射トリガー 2 0 をさらに引き込むことができなくなる。

## 【 0 0 3 5 】

閉鎖トリガー 1 8 を後退させることによってエンドエフェクタ 1 2 のアンビル 2 4 を閉じる（もしくはクランプする）ための例示的閉鎖システムの構成要素もまた図 7 ~ 図 1 0 に示されている。例示された実施形態では、閉鎖システムは、ピン 2 5 1 により閉鎖トリガー 1 8 に接続されたヨーク 2 5 0 を含み、ピン 2 5 1 は、閉鎖トリガー 1 8 およびヨーク 2 5 0 双方の整列した開口部を通して挿入される。周りを閉鎖トリガー 1 8 が旋回するピボットピン 2 5 2 が、閉鎖トリガー 1 8 の別の開口部を通して挿入され、この別の開口部は、ピン 2 5 1 が閉鎖トリガー 1 8 を通して挿入される所からオフセットしている。ゆえに、閉鎖トリガー 1 8 の後退は、ピン 2 5 1 によってヨーク 2 5 0 が取り付けられる閉鎖トリガー 1 8 の上方部分を、反時計回りに回転させる。ヨーク 2 5 0 の遠位端部は、ピン 2 5 4 によって第 1 の閉鎖ブラケット 2 5 6 に接続される。第 1 の閉鎖ブラケット 2 5 6 は、第 2 の閉鎖ブラケット 2 5 8 に接続される。集合的に、閉鎖ブラケット 2 5 6、2 5 8 は、開口部を画定し、この開口部において、近位閉鎖管 4 0（図 4 を参照）の近位端部が据え付けられ保持され、閉鎖ブラケット 2 5 6、2 5 8 の長さ方向の動きが、近位閉鎖管 4 0 による長さ方向運動を生じさせる。器具 1 0 は、近位閉鎖管 4 0 の内側に配された閉鎖ロッド 2 6 0 も含む。閉鎖ロッド 2 6 0 は、窓 2 6 1 を含んでよく、窓 2 6 1 の中に、例示された実施形態における外部下側部品 5 9 などの、ハンドル外部部品のうち 1 つの上に設けられた柱 2 6 3 が配されて、閉鎖ロッド 2 6 0 をハンドル 6 にしっかりと接続している。そのようにして、近位閉鎖管 4 0 は、閉鎖ロッド 2 6 0 に対して長さ方向に動くことができる。閉鎖ロッド 2 6 0 は、遠位カラー 2 6 7 も含むことができ、遠位カラー 2 6 7 は、近位スパイン管 4 6 の空洞部 2 6 9 の中に嵌まり込み、キャップ 2 7 1 によりその空洞部の中に保持される（図 4 を参照）。

## 【 0 0 3 6 】

操作中、閉鎖トリガー 1 8 の後退のためにヨーク 2 5 0 が回転すると、閉鎖ブラケット 2 5 6、2 5 8 は、近位閉鎖管 4 0 を遠位に動かす（すなわち、器具 1 0 のハンドル端部から離し）、これにより、遠位閉鎖管 4 2 が遠位に動かされ、これにより、アンビル 2 4 がピボット点 2 5 の周りで回転してクランプ位置すなわち閉じた位置にくる。閉鎖トリガー 1 8 がロック位置からロック解除されると、近位閉鎖管 4 0 は、近位にスライドさせら

10

20

30

40

50

れ、これにより遠位閉鎖管 4 2 が近位にスライドさせられ、これにより、遠位閉鎖管 4 2 の窓 4 5 に挿入されているタブ 2 7 のおかげで、アンビル 2 4 がピボット点 2 5 の周りを回転させられて開いた位置すなわち非クランプ位置にくる。そのようにして、閉鎖トリガー 1 8 を後退させてロックすることによって、オペレーターが、アンビル 2 4 とチャンネル 2 2 との間で組織をクランプすることができ、また、閉鎖トリガー 2 0 をロック位置からロック解除することによって、切断 / ステープル留め作業後に組織のクランプを緩めることができる。

#### 【 0 0 3 7 】

図 1 1 は、本発明の様々な実施形態による器具 1 0 の電気回路の回路図である。閉鎖トリガー 1 8 のロック後、オペレーターが最初に発射トリガー 2 0 を引っ込めると、センサー 1 1 0 が作動され、センサーに電流を流す。通常開いた逆転モーターセンサースイッチ 1 3 0 が開いている（つまりエンドエフェクタのストロークの終わりに達していない）場合、電流は、単極双投継電器 1 3 2 に流れる。逆転モーターセンサースイッチ 1 3 0 が閉じていないので、継電器 1 3 2 の誘導子 1 3 4 は加圧されず、したがって、継電器 1 3 2 は、その非加圧状態にあるはずである。回路は、カートリッジロックアウトセンサー 1 3 6 も含む。エンドエフェクタ 1 2 がステープルカートリッジ 3 4 を含む場合、センサー 1 3 6 は、閉じた状態にあり、電流を流す。そうでなければ、エンドエフェクタ 1 2 がステープルカートリッジ 3 4 を含まない場合、センサー 1 3 6 は開き、それによって、バッテリー 6 4 がモーター 6 5 に電力供給するのを妨げる。

10

#### 【 0 0 3 8 】

ステープルカートリッジ 3 4 がある場合、センサー 1 3 6 は閉じ、これにより、単極単投継電器 1 3 8 が加圧される。継電器 1 3 8 が加圧されると、電流が、継電器 1 3 6 を通り、可変抵抗器センサー 1 1 0 を通って、双極双投継電器 1 4 0 を介してモーター 6 5 まで流れ、それによって、モーター 6 5 に電力供給し、モーターを順方向に回転させる。エンドエフェクタ 1 2 がそのストロークの最後に到達すると、逆転モーターセンサー 1 3 0 が作動され、それによって、スイッチ 1 3 0 を閉じ、継電器 1 3 4 を加圧する。このことによって、継電器 1 3 4 は（図 1 3 には不図示の）その加圧状態を呈し、これにより、電流は、カートリッジロックアウトセンサー 1 3 6 および可変抵抗器 1 1 0 を迂回し、その代わりに、電流を、通常閉じた双極双投継電器 1 4 2、およびモーター 6 5 の双方に、しかし、継電器 1 4 0 によってモーター 6 5 がその回転方向を逆にするように、流す。停止モーターセンサースイッチ 1 4 2 が通常閉じているので、電流は、スイッチ 1 4 2 が開くまでスイッチ 1 4 2 を閉じた状態に保つように継電器 1 3 4 に戻る。ナイフ 3 2 が完全に後退されると、停止モーターセンサースイッチ 1 4 2 は作動され、スイッチ 1 4 2 を開き、それによってモーター 6 5 から電力を取り去る。

20

30

#### 【 0 0 3 9 】

他の実施形態では、比例型センサー 1 1 0 ではなく、オン - オフ型センサーが用いられる。このような実施形態では、モーター 6 5 の回転速度は、オペレーターにより加えられる力に比例しないであろう。むしろ、モーター 6 5 は一般的に、一定の速度で回転するであろう。しかし、発射トリガー 2 0 が歯車動力伝達系路に噛み合わせられているので、オペレーターは依然としてカフィードバックを受けるであろう。

40

#### 【 0 0 4 0 】

モーター付き外科用器具のためのさらなる構成が、参照することにより本明細書に組み込まれる、「Motor-driven surgical cutting and fastening instrument with tactile position feedback」という名称の、米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 1 7 5 9 6 2 A 1 号に開示されている。

#### 【 0 0 4 1 】

前述したモーター付き内視鏡器具のうち 1 つなどのモーター付き外科用器具では、またはモーター付き円形カッター器具では、モーターは、直列に接続された、いくつかの電池により電力供給されうる。さらに、ある状況では、全電池数の一部で、モーターに電力供給することが望ましいであろう。例えば、図 1 2 に示されるように、モーター 6 5 は、直

50

列に接続された六(6)個の電池310を含むパワーパック299により電力供給される。電池310は、例えば、CR 123A電池などの3ボルトリチウム電池であってよいが、他の実施形態では、(異なる電圧レベルおよび/もしくは異なる化学作用を備えた電池を含む)異なるタイプの電池が用いられてよい。6個の3ボルト電池310が、モーター65に電力供給するために直列に接続されている場合、モーター65に電力供給するのに利用可能な総電圧は、18ボルトとなるであろう。電池310は、再充電可能な電池、または再充電不可能な電池を含むことができる。

#### 【0042】

このような実施形態では、最も重い負荷の下、モーター65への入力電圧は、約9~10ボルトに下がりうる。この操作条件では、パワーパック299は、モーター65に最大電力を運んでいる。したがって、図12に示されるように、回路は、スイッチ312を含んでよく、スイッチ312は、(1)電池310のすべて、または(2)電池310の一部、のいずれかによってモーター65が電力供給されることを選択的に可能にする。図12に示されるように、適切な選択により、スイッチ312は、モーター65が、6個の電池すべて、もしくは電池のうち4個によって電力供給されることを可能にすることができる。そのようにして、スイッチ312は、18ボルト(6個の電池310すべてを使った場合)、または12ボルト(二次電池(second battery cells)のうち4個を用いるなど)のいずれかで、モーター65に電力供給するのに用いられうる。様々な実施形態では、モーター65に電力供給するのに用いられる部分の電池の数の設計上の選択は、最も重い負荷で、最大出力で操作する場合にモーター65により必要とされる電圧に基づいてよい。

10

20

#### 【0043】

スイッチ312は、例えば、マイクロスイッチなどの電気機械スイッチであってよい。他の実施形態では、スイッチ312は、トランジスタなど、ソリッドステートスイッチで実施されうる。押しボタンスイッチなどの第2のスイッチ314が、モーター65に少しでも電力が加えられているかどうかを制御するのに用いられることができる。また、正/逆スイッチ(forward/reverse switch)316が、モーター65が順方向に回転しているのか、または逆方向に回転しているのかを制御するために用いられることができる。正/逆スイッチ316は、図11に示される継電器140など、双極-双投スイッチで実施されうる。

30

#### 【0044】

操作中、器具10の使用者は、スイッチ312の位置を制御する、トグルスイッチ、機械的レバースイッチ、もしくはカムといった(不図示の)位置依存性スイッチなど、何らかのスイッチ制御装置を用いることによって、所望の電力レベルを選択することができる。次に使用者は、第2のスイッチ314を作動させて、選択された電池310をモーター65に接続することができる。加えて、図12に示される回路は、円形カッターおよび/もしくは腹腔鏡器具など他のタイプのモーター付き外科用器具のモーターに電力供給するのに用いられることができる。円形カッターに関するさらなる詳細は、参照することにより本明細書に組み込まれる、米国特許出願公開第2006/0047307A1号、および同2007/0262116A1号において見ることができる。

40

#### 【0045】

他の実施形態では、図13に示されるように、一次的電源340、例えば、CR2もしくはCR123A電池などの電池が、いくつかの二次的蓄電池装置342を充電するのに用いられうる。一次的電源340は、直列接続した1つまたはいくつかの電池を含むことができ、この直列接続した電池は、好ましくは、例示された実施形態では取替可能である。二次的蓄電池装置342は、例えば、再充電可能な電池および/またはスーパーキャパシタ(「ウルトラキャパシタ」もしくは「電気化学二重層キャパシタ」(EDLC)としても知られる)を含むことができる。スーパーキャパシタは、一般的な電解キャパシタと比べて異常に高いエネルギー密度、典型的には大容量電解キャパシタよりおよそ何千倍も大きなエネルギー密度を有する、電気化学キャパシタである。

50

## 【 0 0 4 6 】

一次的電源 3 4 0 は、二次的蓄電池装置 3 4 2 を充電することができる。いったん十分に充電されたら、一次的電源 3 4 0 は取り外されてよく、二次的蓄電池装置 3 4 2 は、処置中または手術中にモーター 6 5 に電力供給するために用いられることができる。蓄積装置 3 4 2 は、様々な状況では、充電するのに約 1 5 ~ 3 0 分かかるであろう。スーパーキャパシタは、従来のバッテリーと比べて極端に迅速に充電および放電することができる特性を有する。加えて、バッテリーが、ほんの限られた数の充電 / 放電サイクルには便利であるのに対して、スーパーキャパシタはしばしば、繰り返し、時には数千万サイクルにわたって、充電 / 放電されることができる。二次的蓄電池装置 3 4 2 としてスーパーキャパシタを用いる実施形態について、スーパーキャパシタは、カーボンナノチューブ、導電性ポリマー（例えば、ポリアセン）、もしくはカーボンエアロゲルを含みうる。

10

## 【 0 0 4 7 】

図 1 4 に示されるように、充電管理回路 3 4 4 は、二次的蓄電池装置 3 4 2 が十分に充電されたときを判断するのに用いられうる。充電管理回路 3 4 4 は、二次的蓄電池装置 3 4 2 が十分に充電されると器具 1 0 の使用者に警告するように作動される表示器、例えば 1 つ以上の LED、LCD ディスプレイなどを含むことができる。

## 【 0 0 4 8 】

一次的電源 3 4 0、二次的蓄電池装置 3 4 2、および充電管理回路 3 4 4 は、器具 1 0 のハンドル 6 のピストルグリップ部分 2 6 内のパワーバックの一部であるか、または器具 1 0 の別の部分にあることができる。パワーバックは、ピストルグリップ部分 2 6 から取り外し可能であってよく、その場合、器具 1 0 が手術に用いられるときは、パワーバックは、例えば手術を助ける間接介助看護師によって、ピストルグリップ部分 2 6（もしくは他の実施形態による器具の他の位置）の中に無菌で挿入されることができる。パワーバックの挿入後、看護師は、取替可能な一次的電源 3 4 0 をパワーバックに入れて、器具 1 0 の使用前のある時間、例えば 3 0 分、二次的蓄電池装置 3 4 2 を充電することができる。二次的蓄電池装置 3 4 2 が充電されると、充電管理回路 3 4 4 は、パワーバックが使用される準備ができたことを示すことができる。この時点で、取替可能な一次的電源 3 4 0 は取り外されてよい。手術中、器具 1 0 の使用者は次に、スイッチ 3 1 4 を作動させることなどによって、モーター 6 5 を作動させることができ、それによって、二次的蓄電池装置 3 4 2 がモーター 6 5 に電力供給する。ゆえに、モーター 6 5 に電力供給するためにいくつかの使い捨てバッテリーを有する代わりに、1 つの使い捨てバッテリー（一次的電源 3 4 0 として）がそのような実施形態で用いられてよく、二次的蓄電池装置 3 4 2 は、再利用可能であってよい。しかしながら、代替的实施形態では、二次的蓄電池装置 3 4 2 は、再充電不可能かつ / もしくは再利用不可能であってよいことに注意すべきである。二次的蓄電池 3 4 2 は、図 1 2 に関連して前述した電池選択スイッチ 3 1 2 と共に用いられうる。

20

30

## 【 0 0 4 9 】

充電管理回路 3 4 4 は、どれだけ充電が二次的蓄電池装置 3 4 2 に残っているかを示す表示器（例えば LED、もしくは LCD ディスプレイ）も含むことができる。そのようにして、外科医（または器具 1 0 の他の使用者）は、器具 1 0 を伴う処置の進行の間中、充電がどれだけ残っているかを知ることができる。

40

## 【 0 0 5 0 】

充電管理回路 3 4 4 は、図 1 5 に示されるとおり、二次的蓄電池 3 4 2 全体の充電を測定するための充電メーター 3 4 5 を含みうる。充電管理回路 3 4 4 は、フラッシュメモリもしくは ROM メモリなどの不揮発性メモリ 3 4 6、および 1 つ以上のプロセッサ 3 4 8 も含みうる。プロセッサ 3 4 8 は、メモリ 3 4 6 に接続されてメモリを制御することができる。加えて、プロセッサ 3 4 8 は、充電メーター 3 4 5 に接続されて、充電メーター 3 4 5 の示度を読み取り、別様に充電メーター 3 4 5 を制御することができる。さらに、プロセッサ 3 4 8 は、充電管理回路 3 4 4 の LED もしくは他の出力装置を制御することができる。プロセッサ 3 4 8 は、器具 1 0 のパラメーターをメモリ 3 4 6 に記憶することができる。このパラメーターは、器具 1 0 に取り付けられるか、もしくは器具 1 0 で用いら

50

れることができる様々なセンサーにより感知される、器具の操作パラメーター、例えば発射の回数、関わる力のレベル、エンドエフェクタ 1 2 の対向するジョー間の圧縮間隙 (compression gap) の距離、関節運動の量など、を含むことができる。さらに、メモリ 3 4 6 に記憶されるパラメーターは、充電管理回路 3 4 4 が読み取り、また記憶することができる、器具 1 0 の様々な構成要素の ID 値を含むことができる。そのような ID を有する構成要素は、ステーブルカートリッジ 3 4 など、取替可能な構成要素であってよい。ID は、例えば充電管理回路 3 4 4 が R F I D トランスポンダー 3 5 0 により読み取る R F I D であってよい。R F I D トランスポンダー 3 5 0 は、ステーブルカートリッジ 3 4 などの器具の構成要素から、R F I D タグを含む R F I D を読み取ることができる。ID 値は、読み取られ、メモリ 3 4 6 に記憶され、また、プロセッサ 3 4 8 によって、メモリ 3 4 6 もしくは充電管理回路に関連した別の記憶装置に記憶された許容可能な ID 値のリストと比べられて、例えば、読み取られた ID 値に関連した取り外し可能 / 取替可能な構成要素が、信頼でき、かつ / もしくは適切なものであるかどうかを判断することができる。様々な実施形態によると、読み取られた ID 値に関連した取り外し可能 / 取替可能な構成要素が信頼できるものではないとプロセッサ 3 4 8 が判断した場合、充電管理回路 3 4 4 は、パワーバックからの電力がモーター 6 5 に運ばれるのを防ぐであろう (不図示の) スイッチを開くことなどによって、器具 1 0 によるパワーバックの使用を防ぐことができる。様々な実施形態によると、構成要素が信頼でき、かつ / もしくは適切なものであるかどうかを判断するためにプロセッサ 3 4 8 が評価しうる様々なパラメーターは、日付コード ; 構成要素モデル / タイプ ; 製造者 ; 地域情報 ; およびこれまでのエラーコードを含む。

10

20

#### 【 0 0 5 1 】

充電管理回路 3 4 4 は、以下に記載するものなどの別の装置と通信するための、入出力インターフェース 3 5 2 も含むことができる。そのようにして、メモリ 3 4 6 に記憶されるパラメーターは、別の装置にダウンロードされることができる。入出力インターフェース 3 5 2 は、例えば、有線または無線インターフェースであってよい。

#### 【 0 0 5 2 】

前述のとおり、パワーバックは、二次的蓄電池 3 4 2、充電管理回路 3 4 4、および / もしくは、正 / 逆スイッチ 3 1 6 を含むことができる。様々な実施形態によると、図 1 6 に示されるように、パワーバック 2 9 9 は、充電器ベース 3 6 2 に接続されることができる。充電器ベース 3 6 2 は、とりわけ、パワーバックの二次的蓄電池 3 4 2 を充電することができる。充電器ベース 3 6 2 は、パワーバックが器具 1 0 に取り付けられている間に、充電器ベース 3 6 2 をパワーバック 2 9 9 に無菌で接続することによってパワーバック 2 9 9 に接続されることができる。パワーバックが取り外し可能である他の実施形態では、充電器ベース 3 6 2 は、パワーバック 2 9 9 を器具 1 0 から取り外してパワーバックを充電器ベース 3 6 2 に接続することによって、パワーバック 2 9 9 に接続されうる。そのような実施形態については、充電器ベース 3 6 2 が二次的蓄電池 3 4 2 を十分に充電した後、パワーバック 2 9 9 は、器具 1 0 に無菌で取り付けられることができる。

30

#### 【 0 0 5 3 】

図 1 6 に示されるように、充電器ベース 3 6 2 は、二次的蓄電池 3 4 2 を充電するための、電源 3 6 4 を含みうる。充電器ベース 3 6 2 の電源 3 6 4 は、例えば、バッテリー ( もしくは直列接続したいくつかのバッテリー )、または電力用本線 ( electrical power mains ) などからの A C 電力を D C に変換する A C / D C 変換器、または二次的蓄電池 3 4 2 を充電するための、あらゆる他の適切な電源であってよい。充電器ベース 3 6 2 は、二次的蓄電池 3 4 2 の充電状態を示すために、表示器装置、例えば L E D、L C D ディスプレイなども含みうる。

40

#### 【 0 0 5 4 】

加えて、図 1 6 に示されるように、充電器ベース 3 6 2 は、1 つ以上のプロセッサ 3 6 6、1 つ以上のメモリ装置 3 6 8、および入出力インターフェース 3 7 0、3 7 2 を含むことができる。第 1 の入出力インターフェース 3 7 0 を通じて、充電器ベース 3 6 2 は、( パワーバックの入出力インターフェース 3 5 2 を介して ) パワーバック 2 9 9 と通信す

50

ることができる。そのようにして、例えばパワーパック 299 のメモリ 346 に記憶されたデータは、充電器ベース 362 のメモリ 368 にダウンロードされうる。そのようにして、プロセッサ 366 は、充電管理回路 344 からダウンロードされた、取り外し可能/取替可能な構成要素の ID 値を評価して、構成要素の信頼性および適切さを判断することができる。充電管理回路 344 からダウンロードされた操作パラメーターも、メモリ 368 に記憶されてよく、その後、例えば、器具 10 を伴う手術が行われる病院システムによって、外科医の診療室によって、器具の配給業者によって、器具の製造者などによって、評価および分析するために第 2 の入出力インターフェース 372 を介して別のコンピュータ装置にダウンロードされてもよい。

#### 【0055】

充電器ベース 362 は、二次的蓄電池 342 全体の充電を測定するための充電メーター 374 も含んでよい。充電メーター 374 は、プロセッサ 366 と通信してよく、プロセッサ 366 は、高性能を確実にするようには用いるためのパワーパック 299 の適切性をリアルタイムで判断することができる。

#### 【0056】

別の実施形態では、図 17 に示されるように、バッテリー回路は、電力節約装置 310 によりモーター 65 に供給される電力を制御するために、電力調節器 320 を含むことができる。電力調節器 320 もまた、パワーパック 299 の一部であってよく、あるいは、別の構成要素であってもよい。前述のとおり、モーター 65 は、ブラシ付き DC モーターであってよい。ブラシ付き DC モーターの速度は、一般的に、加えられた入力電圧に比例する。電力調節器 320 は、高度に調節された出力電圧をモーター 65 に与えることができ、モーター 65 は、一定の（または実質的に一定の）速度で動作するであろう。様々な実施形態によると、電力調節器 320 は、図 17 の例に示されるように、バック-ブースト変換器などのスイッチ-モード電力変換器を含むことができる。このようなバック-ブースト変換器 320 は、FET などの電源スイッチ 322、整流器 32、誘導子 326、およびキャパシタ 328 を含むことができる。電源スイッチ 322 がオンのとき、入力電圧源（例えば電源 310）は、誘導子 326 に直接接続され、誘導子 326 は、エネルギーをこの状態で蓄える。この状態で、キャパシタ 328 は、出力負荷装置（output load）（例えばモーター 65）にエネルギーを供給する。電源スイッチ 320 がオフ状態になると、誘導子 326 は、出力負荷装置（例えばモーター 65）およびキャパシタ 328 に接続され、そのため、エネルギーは、誘導子 326 からキャパシタ 328 および負荷装置 65 へ運ばれる。制御回路 330 は、電源スイッチ 322 を制御することができる。制御回路 330 は、デジタルおよび/もしくはアナログの制御ループを利用することができる。加えて、他の実施形態では、制御回路 330 は、シリアルまたはパラレルのデジタルデータバスなどの通信リンクを介して（不図示の）主幹制御器から制御情報を受信することができる。電力調節器 320 の出力のための電圧設定点（voltage set point）は、例えば開放電圧の半分に、設定されてよく、その点において、供給源から利用可能な最大電力が得られる。

#### 【0057】

他の実施形態では、直線状またはスイッチ-モードの電力変換器を含む、異なる電力変換器トポロジーが利用されてよい。利用されうる他のスイッチ-モードトポロジーは、フライバック、フォワード、バック、ブースト、および SEPIC を含む。電力調節器 320 の設定点電圧（set point voltage）は、モーター 65 に電力供給するのにいくつの電池が用いられているかによって変えられてよい。さらに、電力調節器 320 は、図 13 に示される二次的蓄電池装置 342 と共に用いられてよい。さらに、正-逆スイッチ 316 は、電力調節器 320 に組み込まれることができるが、図 17 では別々に示されている。

#### 【0058】

バッテリーは、典型的には、理想的な電圧源およびソース抵抗として形作られることができる。理想モデルについては、ソース抵抗および負荷抵抗が適合したら、最大電力が負荷装置に運ばれる。図 18 は、バッテリーの典型的な電力曲線を示す。バッテリー回路が開いて

10

20

30

40

50

いるとき、バッテリー全体の電圧は（その開回路値において）高く、バッテリーから引き込まれる電流はゼロである。バッテリーから送達される電力もゼロである。より多くの電流がバッテリーから引き込まれるにつれて、バッテリー全体の電圧が低下する。バッテリーにより送達される電力は、電流と電圧との積である。電力は、開放電圧より低い電圧レベルの辺りでそのピークに達する。図 18 に示されるように、ほとんどのバッテリー化学作用では、化学作用もしくは正温度係数（PTC）のため、またはバッテリー保護装置のため、電流がより高いところで電圧 / 電力が急落している。

#### 【0059】

処置中にモーター 65 に電力供給するために 1 つのバッテリー（もしくは複数のバッテリー）を用いる実施形態について特に、制御回路 330 は、出力電圧を監視し、調節器 320 の設定点を制御することができ、バッテリーは、電力曲線の「左」すなわち電力が増大している側で機能する。バッテリーがピークの電力レベルに到達すると、制御回路 330 は、調節器の設定点を変える（例えば低くする）ことができ、これにより、少ない総電力がバッテリーから要求される。モーター 65 はその後、減速するであろう。このようにして、パワーパックからの要求は、めったにピークの利用可能電力を超えず、そのため、処置中の、電力が欠乏した状況（power-starving situation）が回避されうる。

10

#### 【0060】

加えて、他の実施形態によると、バッテリーから引き込まれる電力は、電池内の化学反応が回復する時間を有するように最適化されてよく、それによって、バッテリーから入手可能な電流および電力を最適化する。パルス負荷において、バッテリーは、典型的には、パルスの終わりに向かうパルスの初めにより多くの電力を与える。これは、（1）PTC がパルス中にその抵抗を変えているかもしれないこと；（2）バッテリーの温度が変わっているかもしれないこと；および（3）電気化学反応速度が、消耗されている陰極における電解質のために、変化し、また、新鮮な電解質の拡散速度が反応速度を制限していること、を含む、いくつかの要因によるものである。様々な実施形態によると、制御回路 330 は、変換器 320 を制御することができ、そのため、制御回路は、バッテリーから、より低い電流を引き込んで、バッテリーが再びパルスを流される前にバッテリーを回復させる。

20

#### 【0061】

他の実施形態によると、器具 10 は、クラッチ型トルク制限装置を含みうる。クラッチ型トルク制限装置は、例えば、モーター 65 と傘歯車 68 との間、傘歯車 70 と遊星歯車組立体 72 との間、または遊星歯車組立体 72 の出力シャフト上に位置することができる。様々な実施形態によると、トルク制限装置は、電磁クラッチもしくは永久磁石クラッチを用いてよい。

30

#### 【0062】

図 19 ~ 図 22 は、様々な実施形態による器具 10 に用いられうる、見本の電磁クラッチ 400 を示している。クラッチ 400 は、磁気ディスク 404、406 を各端部に有する蹄鉄型固定子 402 を含むことができる。第 1 のディスク 404 は、軸方向に可動な、回転可能ポール部品 408、例えばモーター 65 の出力ポール、に接続されることができる。第 2 の磁気ディスク 406 は、軸方向に静止した、回転可能ポール部品 410、例えば器具 10 のギアボックスへの入力ポール、に接続されることができる。図 19 および図 20 の図面では、第 1 のポール部品 408 が、間隔 412 だけ第 2 のポール部品 410 から軸方向に引き離されており、磁気ディスク 404、406 は係合していない。固定子 402 の周りに巻き付けられうる（不図示の）ワイヤコイルは、クラッチ 400 を作動させるのに必要とされる電磁束を作り出すのに用いられたい。コイルが電流を伝導すると、結果として得られる磁束が、2 つの磁気ディスク 404、406 を引き寄せることができ、第 1 のポール部品 408 が第 2 のポール部品 410 に向かって軸方向に動かされ、それによって、2 つの磁気ディスク 404、406 が図 21 および図 22 に示されるように係合され、このため、トルクが磁気ディスク 404 および 406 の面の間で生成された摩擦トルクを超えるまで、2 つのポール部品 408、410 は共に回転するであろう。

40

#### 【0063】

50

2つのディスク404、406間の引力、およびクラッチ400の対応するトルク容量は、ディスク404、406の直径、ならびに磁気ディスク404および406の接触面間の摩擦係数を制御することによって、また、既知の制御可能な束密度で飽和する磁気材料をディスク404、406に用いることによって、制御することができる。したがって、より多くの電流がコイルを通過する操作条件があっても、ディスク404、406の磁気材料は、より大きな引力、および続いて起こる限界トルク (limiting torque) を生成しない。

#### 【0064】

このようなクラッチを用いることは、多くの付加的な潜在的利益を有する。電気で制御されて、クラッチ400は、クラッチ400内およびモーター65内で生成される熱の量を制限するために、ワイヤから電流を取り去ることにより迅速に作動しなくされうる。クラッチ400を介して、モーターを動力伝達系路の残りの部分から分離することによって、動力伝達系路内の、蓄えられた慣性エネルギーの大部分が分離され、出力が突然遮断された場合に衝撃を制限する。加えて、電氣的に制御されることにより、いくらかの制限された滑り (some limited slipping) が、負荷の下で動力伝達系路を再起動したときに衝撃を軽減するのを助けるように、デザインイン (designed-in) されうる。さらに、クラッチ内部の構成要素 (例えば、磁気ディスク404、406) のうち1つ以上の磁気飽和特性が、コイル電流ではなくトルク限界を制御するために用いられうるので、クラッチ400は、システム電圧の変化に対してあまり感度がよくないであろう。このような実施形態におけるトルク限界は、主に、クラッチの構成要素 (例えば磁気ディスク404、406) の物理的寸法の関数であり、また、適切な操作のために電圧調節器もしくは他の外部構成要素を必要としないであろう。

10

20

#### 【0065】

別の実施形態では、電磁クラッチを使うのではなく、トルク制限装置は、(不図示の) 永久磁石を含むことができる。永久磁石は、例えば、軸方向に可動な第1のポール部品408に接続され、軸方向に固定された第2のポール部品410を引き寄せることができるか、または、第2のポール部品に接続され、第1のポール部品を引き寄せることができる。このような実施形態では、ディスク404、406のうち一方は、永久磁石から作られてよく、もう一方は、鉄などの磁気材料で作られてよい。微々たる変形では、固定子402は、永久磁石の形で作られてよく、磁気ディスク404および406を互いに対して引き寄せ、永久磁石によって、2つのディスク404、406は、常に係合するであろう。永久磁石を用いることは、前述の電磁クラッチ構成ほど正確なトルク制御をもたらさないであろうが、(1) コイルを通る電流を制御するための制御装置もしくは制御論理を必要としない；(2) 電磁クラッチ構成よりもコンパクトである；かつ(3) 器具10のデザインを単純化する、という利点を有するであろう。

30

#### 【0066】

先に述べたように、エンドエフェクタ12は、RFエネルギーを放出して、エンドエフェクタ内にクランプされた組織を凝固させることができる。RFエネルギーは、エンドエフェクタ12の電極間で伝えられうる。例えばいくつかの構成要素の中で特に発振器および増幅を含む、(不図示の) RF供給源は、電極にRFエネルギーを供給することができるものであるが、コードレス器具10用のハンドル6など器具自体の中に位置してよく、あるいはRF供給源は、器具10の外にあってよい。RF供給源は、以下にさらに説明するように作動されうる。

40

#### 【0067】

様々な実施形態によると、エンドエフェクタ12は、電極の複数のセクション (もしくはセグメント) を含むことができる。例えば、図23の例に示されるように、アンビル24の下面 (すなわち、ステーブルカートリッジ34に面している面) は、3つの同一直線上のRFセグメントを含むことができる。この例では、各セグメントは、同じ長さ (例えば20mm) を有するが、他の実施形態では、より多くの、またはより少ないセグメントがあってもよく、また、セグメントは、異なる長さを有してよい。図23の例では、アン

50

ビル 2 4 の下面においてチャンネル長さの各側に沿って長さ方向に並んだ、三対の能動もしくは「陽極」の端子もしくは電極 5 0 0 がある。特に、例示された実施形態では、ナイフチャンネル 5 1 6 の各側に、一对の遠位電極 5 0 0<sub>1</sub>、一对の中間電極 5 0 0<sub>2</sub>、および一对の近位電極 5 0 0<sub>3</sub>がある。エンドエフェクタ 1 2 の金属製外側部分もしくはチャンネル 2 2、または金属製アンビル 2 4 は、3つの上方活性電極（もしくは陽極）5 0 0 のそれぞれのための、対極（もしくは陰極）として役立つことができる。上方電極 5 0 0 は、R F 供給源に連結されうる。加圧されると、R F エネルギーは、上方電極 5 0 0 と対極との間で伝播されることができ、電極間にクランプされた組織を凝固させる。

#### 【 0 0 6 8 】

電極 5 0 0 は、同時に、または様々な順番で、例えば連続的に、加圧されうる。電極 5 0 0 が配列にしたがって加圧される実施形態について、配列は、（例えば R F 供給源と連絡している（不図示の）コントローラによって制御されて）自動的であるか、または、使用者による選択によるものであってよい。例えば、近位電極 5 0 0<sub>3</sub> が最初に加圧されることができ；次に中間電極 5 0 0<sub>2</sub>；その次に遠位電極 5 0 0<sub>1</sub> が加圧されることができ。そのように、オペレーター（例えば手術している外科医）は、ステーブルラインの領域を選択的に凝固させることができる。このような実施形態における電極は、以下にさらに説明するように、マルチプレクサおよび/もしくは多重出力発生器（multiple output generator）により制御されうる。そのように、各電極 5 0 0 の下の組織は、凝固の必要性にしたがって個々に処置されることができ。対における各電極は、R F 供給源に接続されてよく、そのため、それらの対が同時に加圧される。すなわち、遠位対の活性電極 5 0 0<sub>1</sub> について、ナイフチャンネルの両側にあるそれぞれが、同時に R F 供給源により加圧されうる。中間対の電極 5 0 0<sub>2</sub> および近位対の電極 5 0 0<sub>3</sub> についても同じであるが、電極対が次々と加圧される実施形態では、遠位対は、中間対および近位対などと同時に加圧されない。

#### 【 0 0 6 9 】

さらに、様々な電氣的パラメーター、例えばインピーダンス、送達された電力もしくはエネルギーなど、が監視されてよく、特定の電極 5 0 0 への出力が変更されて、最も望ましい組織作用を生み出すことができる。加えて、電極の短絡を生じうる、先の器具の発射もしくは外科処置から残された金属ステーブルもしくは他の導電性物体の場合において、別の利点がある。このような短絡状況は、発生器および/もしくはマルチプレクサによって検知されることができ、エネルギーは、短絡に適した方法で変調されることができ。

#### 【 0 0 7 0 】

加えて、次々と電極 5 0 0 に加圧することは、図 2 3 に示される、セグメントに分かれた 3 つの電極 5 0 0 の合わせた長さと同じくらい長い 1 組の電極を有するデザインと比べて、R F 供給源から必要とされる瞬時電力を減らす。例えば、' 3 1 2 号特許に示されるような電極構成について、切断線の各側における 4 5 mm のラインを首尾よく凝固させるために 5 0 ~ 1 0 0 ワットを必要とするであろうことが証明されている。より大きな戻し電極（例えば金属製アンビル 2 4）よりも小さな表面積を有するより小さな活性電極（例えば、上方電極 5 0 0）を用いることによって、より小さな活性電極 5 0 0 は、治療エネルギーを組織に集結することができ、より大きな戻し電極は、組織界面に対する影響が最小の状態回路を完成させるために用いられる。加えて、戻し電極は、好ましくは、より大きな質量を有し、それによって、電気外科的適用の間、冷たいままであることができる。

#### 【 0 0 7 1 】

電極 5 0 0 は、セラミック材料を含みうる、電氣的絶縁材料 5 0 4 により囲まれていてよい。

#### 【 0 0 7 2 】

図 2 4 は、セグメントに分かれた R F 電極を有する別の実施形態を示す。図 2 4 に示される実施形態では、等しい長さ（この例では 1 5 mm）の、同一直線上の、セグメントに分かれた 4 つの電極 5 0 0<sub>1</sub> ~ 5 0 0<sub>4</sub> がある。図 2 3 の実施形態と同様、図 2 4 の電極

500は、同時に、または連続して加圧されることができる。

【0073】

図25は、セグメントに分かれた電極が異なる長さを有する、さらに別の実施形態を示す。例示された実施形態では、同一直線上の、セグメントに分かれた4つの電極があるが、最遠位の電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、長さが10mmであり、2つの近位電極500<sub>3</sub>、500<sub>4</sub>は、長さが20mmである。短い遠位電極を有することにより、前述したように治療エネルギーを集結する利点を提供することができる。

【0074】

図59は、回路基盤570上の、セグメントに分かれた15対のRF電極500、または他のタイプの適切な回路基板(substrate)を、アンビル24の下面(すなわちチャネル22に面した面)に有する実施形態を示している。様々な電極対がRF供給源(もしくは発生器)574により加圧される。マルチプレクサ576は、コントローラ578の制御下で所望に応じて様々な電極対にRFエネルギーを分配することができる。様々な実施形態によると、RF供給源574、マルチプレクサ576、およびコントローラ578は、器具のハンドル6に位置してよい。

【0075】

そのような実施形態では、回路基盤570は、複数の層を含んでよく、この複数の層は、マルチプレクサ576と様々な電極対との間に電氣的接続を提供する。例えば、図60~図63に示されるように、回路基盤は、3つの層580<sub>1</sub>~580<sub>3</sub>を含むことができ、各層580は、電極対のうち5つに接続を提供している。例えば、最も上方の層580<sub>3</sub>は、図60および図61に示されるように、最近位の5電極対に接続を提供することができる;中間層580<sub>2</sub>は、図60および図62に示されるように、中間の5電極対に接続を提供することができる;最も下方の層580<sub>1</sub>は、図60および図63に示されるように、最遠位の5電極対に接続を提供することができる。

【0076】

図64は、このような実施形態によるアンビル24の断面端面図を示している。ステープルポケット584に隣接した回路基盤570は、間に絶縁層582<sub>1</sub>~582<sub>4</sub>を有する、3つの導電層580<sub>1</sub>~580<sub>3</sub>を含む。図65および図66は、様々な層580<sub>1</sub>~580<sub>3</sub>が、ハンドルのマルチプレクサ576に接続されるためにどのように積み重ねられうるかを示している。

【0077】

図67に示されるように、このように多くのRF電極をエンドエフェクタ12に有することの利点は、電極の短絡を引き起こしうる、先の器具の発射もしくは外科処置により組織592に残された金属ステープルライン590もしくは他の導電性物体の場合において、このような短絡状況が発生器およびマルチプレクサにより検知されうること、ならびに、エネルギーが短絡に適切な方法で変調されうることである。

【0078】

図27は、RF電極を備えた別のエンドエフェクタ12を示す。この実施形態では、エンドエフェクタ12は、遠位電極500<sub>1</sub>を含むにすぎず、金属製アンビル24は戻し電極として役に立っている。遠位電極500<sub>1</sub>は、アンビル24の全長にまたがっていないが、その長さの一部にのみまたがっている。例示された実施形態では、遠位電極500<sub>1</sub>は、60mmのアンビルに沿って、長さがわずかに約20mmであり、遠位電極500<sub>1</sub>は、アンビル長さのおおよそ最遠位の1/3に及ぶにすぎない。他の実施形態では、遠位電極500<sub>1</sub>は、アンビル長さの最遠位の1/10~1/2に及ぶことができる。このような実施形態は、参照することにより本明細書に組み込まれる米国特許第5,599,350号に記載されるように、スポット凝固(spot coagulation)に用いられうる。

【0079】

図28は、RF電極を備えたエンドエフェクタ12のさらに別の実施形態を示す。この実施形態では、活性電極500が、アンビル24の遠位先端部に位置付けられ、セラミック材料から作られうる非導電性絶縁体504によりアンビル24から絶縁されている。こ

10

20

30

40

50

のような実施形態は、スポット凝固に用いられうる。

【0080】

図29～図32は、スポット凝固に有用でありうるエンドエフェクタ12の他の実施形態を示す。これらの実施形態では、アンビル24は、アンビル24の遠位端部に、またアンビル24の側面に沿って、一对の電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>を含む。図29は、このような実施形態によるアンビル24の前端面図であり、図30は、側面図であり、図31は、拡大された断片的な前端面図であり、図32は、上面図である。このような実施形態では、金属製アンビル24は、戻し電極として作用しうる。活性電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、セラミック材料を含みうる非導電性絶縁体504によりアンビル24から絶縁されることができ

10

【0081】

図33～図36は、アンビル24が、アンビル24の頂部中央に位置する2つの遠位電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>を含む実施形態を示す。ここでも、金属製アンビル24は、戻し電極として作用することができ、活性電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、非導電性絶縁体504によりアンビル24から絶縁されることができ

【0082】

図37～図40は、1つの活性電極500<sub>1</sub>（例えば活性電極）がアンビル24上に位置付けられており、別の活性電極500<sub>2</sub>が下方ジョー22の上、好ましくはカートリッジ34上に位置付けられている、実施形態を示す。金属製アンビル24は、戻し電極として作用しうる。アンビル電極500<sub>1</sub>は、絶縁体504によりアンビル24から絶縁されている。プラスチックなど非導電性材料から作られるのが好ましい、カートリッジ34に位置付けられている電極500<sub>2</sub>は、カートリッジ34によって金属製チャンネル22から絶縁されている。

20

【0083】

図41～図44は、アンビル24が、アンビル24のまさに最遠位の端部において2つの活性電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>を有する実施形態を示し、これらの活性電極は、アンビル24の上面から下面まで十分に延びている。ここでも、金属製アンビル24は、戻し電極として作用することができ、活性電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、非導電性絶縁体504によってアンビル24から絶縁されることができ

【0084】

図45～図48は、カートリッジ34が、ステーブルカートリッジ34のまさに最遠位の端部において2つの活性電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>を有する実施形態を示す。このような実施形態では、金属製アンビル24もしくは金属製チャンネル22が戻し電極として作用することができる。この例示された実施形態では、電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、絶縁体インサート503に接続されているが、他の実施形態では、絶縁体インサート503は、省略されてよく、プラスチックのカートリッジ34が、電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>のための絶縁体として役に立つことができる。

30

【0085】

図49～図52は、アンビル24のまさに最遠位の端部において1つの活性電極500<sub>1</sub>を、カートリッジ34のまさに最遠位の端部において別の活性電極500<sub>2</sub>を、有する実施形態を示す。ここでも、このような実施形態では、金属製アンビル24もしくは金属製チャンネル22は戻し電極として作用することができる。この例示された実施形態では、電極500<sub>2</sub>は、絶縁体インサート503、505に接続されているが、他の実施形態では、絶縁体インサート503、505は省略されてよく、プラスチックのカートリッジ34が、電極500<sub>2</sub>のための絶縁体として役立つことができる。

40

【0086】

図57は、本発明の他の実施形態によるハンドル6の側面図であり、図58は断面側面図である。例示された実施形態は、1つのトリガー、すなわち閉鎖トリガー18を含むにすぎない。この実施形態におけるナイフ、ステーブル駆動体、および/もしくはRF電極の作動は、別個の発射トリガー以外の手段により達成されうる。例えば、図57に示され

50

るように、ナイフ、ステーブル駆動体、および/もしくはRF電極の作動は、押しボタンスイッチ540、もしくはオペレーターに都合の良い位置にある他のタイプのスイッチにより作動されることができる。図57では、スイッチ540は、ハンドル6の最近位の部分において示されている。別の実施形態では、スイッチは、ハンドル6の遠位端部の近くに位置付けられてよく、ノズル539を引っ張ることでスイッチが作動して、器具の作動を引き起こす。このような実施形態では、(不図示の)スイッチが、ノズル539の下もしくは近くに置かれてよく、ノズルの動きにより、スイッチがトグル式に切り替えられる。

#### 【0087】

代わりに、ナイフ、ステーブル駆動体、および/もしくはRF電極の作動は、マイクロホン542により検知される声もしくは他の音による命令によって作動されてよい。他の実施形態では、ハンドル6は、RFもしくは音響トランシーバ541を含んでよく、トランシーバ541は、RFもしくは音響信号を受信し、かつ/もしくは送信して、器具を作動させることができる。また、図58に示されるように、フットペダルもしくはスイッチ544が、器具10を作動させるのに用いられうる。フットペダル544は、コード545によりハンドル6に接続されることができる。また、ハンドル6は、セグメントに分かれたRF電極の作動を制御するためのダイヤル制御装置546、もしくは何らかの他の適切な制御装置を含むことができる(例えば図23および図24を参照)。このような制御装置546を用いて、オペレーターは、エンドエフェクタ12において様々な対のRF電極500を連続的に作動させることができる。

#### 【0088】

図57および図58に示される器具10は、使用者のための多くのフィードバックシステムも含む。前述のように、器具10は、命令もしくはインストラクションをオペレーターに聞こえるようにする(audibleizing)ためのスピーカ543を含むことができる。加えて、ハンドル6は、セグメントに分かれた様々なRF電極の作動に関する視覚的フィードバックを提供する、視覚的表示器548、例えばLEDもしくは他の光源を含むことができる。例えば、視覚的表示器548はそれぞれ、セグメントに分かれたRF電極対のうち1つに対応することができる。対応する視覚的表示器548は、セグメントに分かれたRF電極対が作動されると作動されることができる。加えて、ハンドル6は、英数字ディスプレイ550を含んでもよく、英数字ディスプレイ550は、例えばLEDもしくはLCDディスプレイであってよい。ディスプレイ550は、ハンドル6の内側で回路基盤552に接続されていてよい。ハンドル6は、ピストルグリップ部分26に振動器554を含んでもよく、振動器554は、振動によるフィードバックをオペレーターに与えることができる。例えば、振動器554は、エンドエフェクタ12内の、セグメントに分かれた対のRF電極のうち1つが作動されるたびに振動することができる。

#### 【0089】

図26は、電極が上方ジョー(すなわちアンビル)24にある、様々な実施形態によるエンドエフェクタ12の断面図である。例示された実施形態では、活性電極500は、ナイフスロット516に隣接して位置付けられている。金属アンビル24は戻し電極として役立つ。セラミックで作られうる絶縁体504は、金属製アンビル24から電極500を絶縁する。図68の実施形態は、電極500がより小さく作られていることを除いて、図26の実施形態に似ており、絶縁体504の一部が、それぞれの電極500とナイフチャネル516のエッジとの間に延びている。

#### 【0090】

図53は、別の実施形態によるエンドエフェクタ12の断面端面図である。この実施形態では、図26の実施形態と同様、活性電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、ナイフチャネルの両側でアンビル24上にある。電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、絶縁体504により金属製アンビルから絶縁され、絶縁体504は、ここでも好ましくはセラミック材料を含む。しかしながら、この実施形態では、絶縁体504は、非常に薄く作られている(図26と比較されたい)。絶縁体504を非常に薄く作ることにより、アンビル24が電極500の上に

10

20

30

40

50

比較的大きな金属セクション520を含みうるという潜在的利点が提供され、それによって、所定のアンビル剛性に対してより細いアンビル外形、または所定のアンビル断面寸法に対してより剛性の外形を潜在的に支援する。絶縁体504は、アンビル24中で鑄造されるか、もしくはアンビル24の上にスパッタコーティングされてよい。

【0091】

図54は、別の実施形態を示している。この実施形態では、活性電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、絶縁体504にスパッタコーティングされるか、または接着されており、絶縁体504もアンビル24にスパッタコーティングされるか、または接着されることができる。図53の実施形態と同様、このデザインにより、電極の上により多くのアンビル材料があることが可能になる。このような実施形態では、電極500<sub>1</sub>、500<sub>2</sub>は、銀を含んでよく、銀は、電気的良好な導体であり、抗菌性を有している。

10

【0092】

図55は、別の実施形態によるエンドエフェクタの側面図を示す。この実施形態では、電氣的絶縁材料530の薄膜が、カートリッジ34の表面に堆積される。絶縁膜530は、好ましくは、耐熱かつ耐アーク材料、例えばセラミック、を含む。このことは、アークトラッキングおよび短絡に対するカートリッジ34の耐性を増大する傾向があり、カートリッジ34の交換から交換までの間により多くの発射を可能にする。加えて、カートリッジ34が不良導体 (poor electrical conductor) である場合、カートリッジは、より迅速な組織加熱を支援し、また全体的なエネルギー必要量を減らすであろう。(図55には不図示の) 活性電極は、前記の実施形態で説明したように、アンビル24の中にあつてよい。

20

【0093】

図56ではわずかに導電性の材料の薄層532が絶縁膜530の上面に堆積されていることを除いて、図56は、図55に示された実施形態と類似の実施形態を示す。わずかに導電性の薄層532の導電率は、治療のためエンドエフェクタ12内にクランプされた組織の導電率よりも低くてよい。したがって、わずかに導電性の薄層532は、クランプされた組織をさらに加熱するように、導電率が減少した通路をもたらずであろう。このことは、組織を加熱し凝固を達成するのに必要な時間を減らすのに資するであろう。

【0094】

前述のとおり、器具10は、エンドエフェクタ12を関節運動させるための関節運動ピボット14を含みうる。臨床医もしくは器具10のオペレーターは、参照することにより本明細書に組み込まれる、Geoffrey C. Hueilらによる、「Surgical Instrument Having An Articulating End Effector」という名称の米国特許出願公開第2007/0158385A1号により詳細に記載されるように、関節運動制御装置16を用いることによりシャフト8に対してエンドエフェクタ12を関節運動させることができる。他の実施形態では、器具10と統合された制御装置ではなく、エンドエフェクタ12は、患者に挿入されるグリッパー (gripper) などの別個の器具によって関節運動されてよく、別個の器具の動作部分は、エンドエフェクタ12の近くにきて、その別個の器具は、エンドエフェクタ12を所望のとおり関節運動させることができる。この別個の器具は、エンドエフェクタ12とは異なる開口部を通して、もしくは同じ開口部を通して挿入されうる。また、エンドエフェクタ12を関節運動させるために、異なるオペレーターが別々の器具を操作してもよく、あるいは、一人の人間が双方の器具を操作してもよい。別の受動的関節運動のシナリオでは、エンドエフェクタ12は、所望の関節運動を達成するために患者の他の部分に対してエンドエフェクタを注意深く押し付けることによって関節運動されうる。

30

40

【0095】

別の実施形態では、エンドエフェクタ12は、可撓性ケーブルによりハンドルに接続されることができる。このような実施形態では、エンドエフェクタ12は、別の器具、例えば別個のグリッパー器具を用いることにより、所望のとおり位置付けられ、所定の位置に保持されることができる。加えて、他の実施形態では、エンドエフェクタ12は、別個の器具により位置付けられて、第2の別個の器具によりクランプされうる。加えて、エンド

50

エフェクタ 12 は、8 ~ 9 mm の幅で 10 ~ 11 mm の高さなど、十分に小さくされてよく、引っ張って閉じる機構 (pull-to-close mechanism) が用いられてハンドル 6 からエンドエフェクタをクランプすることができる。この引っ張って閉じる機構は、参照することにより本明細書に組み込まれる、「Cable-Actuated Jaw Assembly For Surgical Instruments」という名称の米国特許第 5, 562, 701 号に記載されたものから改作される。ケーブル 600 は、例えば上方または下方の胃腸管処置に用いるために、可撓性内視鏡の中に、または可撓性内視鏡に沿って配されることができる。

#### 【0096】

さらに別の実施形態では、図 69 および図 70 に示されるように、器具 10 は、エンドエフェクタ 12 の関節運動を可能にする可撓性ネック組立体 732 を含むことができる。シャフト 8 に連結された関節運動伝達組立体 731 が回転されると、関節運動伝達組立体は、可撓性ネック組立体 732 の遠隔関節運動を引き起こすことができる。可撓性ネック組立体 732 は、第 1 の可撓性ネック部分 733、および第 2 の可撓性ネック部分 734 を含むことができ、これらネック部分は、第 1 の可撓性バンド組立体 735 および第 2 の可撓性バンド組立体 736 を受容する。関節運動伝達組立体 731 が回転すると、第 1 の可撓性伝達バンド組立体 735 および第 2 の可撓性伝達バンド組立体 736 のうち一方は、前方に動かされ、もう一方のバンド組立体は、後方に動かされる。可撓性ネック組立体 732 の第 1 の可撓性ネック部分 733 および第 2 の可撓性ネック部分 734 内部でのバンド組立体の往復運動に応答して、可撓性ネック組立体 732 は曲がって関節運動をもたらす。可撓性ネックのさらなる説明が、参照することにより本明細書に組み込まれる米国特許第 5, 704, 534 号に記載されている。

#### 【0097】

本明細書に開示された装置は、1 回使用した後に廃棄されるように設計されてよく、あるいは、複数回使用されるように設計されてもよい。しかしながら、いずれの場合も、装置は少なくとも 1 回使用した後で再利用のために再調整されることができる。再調整は、装置の分解ステップ、それに続く特定の部品の洗浄もしくは取替ステップ、およびその後の再組み立てステップのあらゆる組み合わせを含むことができる。特に、装置は、分解されてよく、装置の、任意の数の特定の部品もしくは部分があらゆる組み合わせで選択的に取り替えられるか、または取り外されてよい。特定の部分を洗浄し、かつ/もしくは取り替えた後、装置は、再調整施設で、もしくは外科処置の直前に外科チームによって、その後使用するために再組み立てされることができる。当業者は、装置の再調整が、分解、洗浄/取替、および再組み立てのための様々な技法を利用しうることを認識するであろう。このような技法を用いること、および結果として得られる再調整された装置はすべて、本出願の範囲内のものである。

#### 【0098】

好ましくは、本明細書に記載された発明の様々な実施形態は、手術の前に処理される。まず、新しい器具もしくは使用済みの器具が手に入れられ、必要であれば洗浄される。器具は次に滅菌されることができる。1 つの滅菌技法では、器具は、閉じられ密封された容器、例えば T Y V E K のシートで覆われた、熱成形プラスチックシェル (thermoformed plastic shell) の中に置かれる。容器および器具は、次に、放射線、x 線、もしくは高エネルギー電子などの、容器を貫通することができる放射線の場に置かれる。放射線が、器具上、および容器内の細菌を死滅させる。滅菌された器具は、次に滅菌容器の中で保管されることができる。密封された容器は、医療施設で開けられるまで器具を滅菌状態に保つ。

#### 【0099】

装置は滅菌されることが好ましい。これは、放射線もしくは放射線、エチレンオキシド、蒸気、および他の方法を含む、当業者に既知の多くの方法により行われることができる。

#### 【0100】

本発明は、いくつかの実施形態の説明により例示され、また例示的な実施形態が相当詳

細に説明されてきたが、請求項の範囲をそのような細部に限定するか、または何らかの方法で制限することは、出願人の意図するところではない。さらなる利点および改変は、当業者には容易に明らかとなるであろう。本発明の様々な実施形態は、異なる形状の（最終）高さを有するステーブルを得るために1つのカートリッジの中で異なるサイズのステーブルを用いることを必要とする先行するステーブル法にまさる、大きな改善点を表している。

【0101】

したがって、本発明は、内視鏡処置および内視鏡装置に関して論じられてきた。しかしながら、「内視鏡的（endoscopic）」などの用語を本明細書において用いることは、内視鏡チューブ（すなわちトロカール）と共に使用するだけの、外科用ステーブル留め・切断器具に本発明を限定するものと解釈されるべきではない。それどころか、本発明は、腹腔鏡処置ならびに開腹処置を含むがこれらに限定されない、アクセスが制限されるあらゆる処置での使用を見出しうると考えられる。さらに、本発明の様々なステーブルカートリッジの実施形態の独自かつ新規な態様は、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく、他の形態のステーブル留め装置に関連して用いられる場合の有用性も見出すことができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0102】

【図1】図1は、本発明の様々な実施形態による外科用切断・固定器具の斜視図である。

20

【図2】図2は、本発明の様々な実施形態による外科用切断・固定器具の斜視図である。

【図3】図3は、本発明の様々な実施形態による器具のエンドエフェクタおよびシャフトの分解組立図である。

【図4】図4は、本発明の様々な実施形態による器具のエンドエフェクタおよびシャフトの分解組立図である。

【図5】図5は、本発明の様々な実施形態による器具のエンドエフェクタおよびシャフトの分解組立図である。

【図6】図6は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタの側面図である。

【図7】図7は、本発明の様々な実施形態による器具のハンドルの分解組立図である。

【図8】図8は、本発明の様々な実施形態によるハンドルの部分的斜視図である。

30

【図9】図9は、本発明の様々な実施形態によるハンドルの部分的斜視図である。

【図10】図10は、本発明の様々な実施形態によるハンドルの側面図である。

【図11】図11は、本発明の様々な実施形態による器具に用いられる回路の回路図である。

【図12】図12は、本発明の様々な実施形態による器具のモーターに電力供給するために用いられる回路の回路図である。

【図13】図13は、本発明の様々な実施形態による器具のモーターに電力供給するために用いられる回路の回路図である。

【図14】図14は、本発明の様々な実施形態による器具のモーターに電力供給するために用いられる回路の回路図である。

40

【図15】図15は、本発明の様々な実施形態による充電管理回路を例示するブロック図である。

【図16】図16は、本発明の様々な実施形態による充電器ベースを例示するブロック図である。

【図17】図17は、本発明の様々な実施形態による器具のモーターに電力供給するために用いられる回路の回路図である。

【図18】図18は、バッテリーの典型的な電力曲線を示す図である。

【図19】図19は、本発明の様々な実施形態による電磁クラッチ型トルク制限装置の実施形態を示す図である。

【図20】図20は、本発明の様々な実施形態による電磁クラッチ型トルク制限装置の実施形態を示す図である。

50

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の様々な実施形態による電磁クラッチ型トルク制限装置の実施形態を示す図である。

【図 2 2】図 2 2 は、本発明の様々な実施形態による電磁クラッチ型トルク制限装置の実施形態を示す図である。

【図 2 3】図 2 3 は、本発明の様々な実施形態による器具のアンピルの下面の図である。

【図 2 4】図 2 4 は、本発明の様々な実施形態による器具のアンピルの下面の図である。

【図 2 5】図 2 5 は、本発明の様々な実施形態による器具のアンピルの下面の図である。

【図 2 6】図 2 6 は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタの断面前面図である。

【図 2 7】図 2 7 は、本発明の様々な実施形態による器具のアンピルの下面の図である。

10

【図 2 8】図 2 8 は、本発明の様々な実施形態による器具のアンピルの下面の図である。

【図 2 9】図 2 9 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの実施形態を示す図である。

【図 3 0】図 3 0 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの実施形態を示す図である。

【図 3 1】図 3 1 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの実施形態を示す図である。

【図 3 2】図 3 2 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの実施形態を示す図である。

【図 3 3】図 3 3 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

20

【図 3 4】図 3 4 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 3 5】図 3 5 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 3 6】図 3 6 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 3 7】図 3 7 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 3 8】図 3 8 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

30

【図 3 9】図 3 9 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 0】図 4 0 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 1】図 4 1 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 2】図 4 2 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 3】図 4 3 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

40

【図 4 4】図 4 4 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 5】図 4 5 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 6】図 4 6 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 7】図 4 7 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 4 8】図 4 8 は、本発明の様々な実施形態による R F 電極を有するエンドエフェクタ

50

の別の実施形態を示す図である。

【図49】図49は、本発明の様々な実施形態によるRF電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図50】図50は、本発明の様々な実施形態によるRF電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図51】図51は、本発明の様々な実施形態によるRF電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図52】図52は、本発明の様々な実施形態によるRF電極を有するエンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図53】図53は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタの断面前面図である。

10

【図54】図54は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタの断面前面図である。

【図55】図55は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタの側面図である。

【図56】図56は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタの側面図である。

【図57】図57は、本発明の別の実施形態による器具のハンドルの線図である。

【図58】図58は、本発明の様々な実施形態による図57の実施形態のハンドルの切り取り図である。

【図59】図59は、本発明の様々な実施形態による器具のアンピルの下面の図である。

【図60】図60は、本発明の様々な実施形態による多層回路基盤を示す図である。

20

【図61】図61は、本発明の様々な実施形態による多層回路基盤を示す図である。

【図62】図62は、本発明の様々な実施形態による多層回路基盤を示す図である。

【図63】図63は、本発明の様々な実施形態による多層回路基盤を示す図である。

【図64】図64は、本発明の様々な実施形態による多層回路基盤を示す図である。

【図65】図65は、本発明の様々な実施形態による多層回路基盤を示す図である。

【図66】図66は、本発明の様々な実施形態による多層回路基盤を示す図である。

【図67】図67は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタを示す線図である。

。

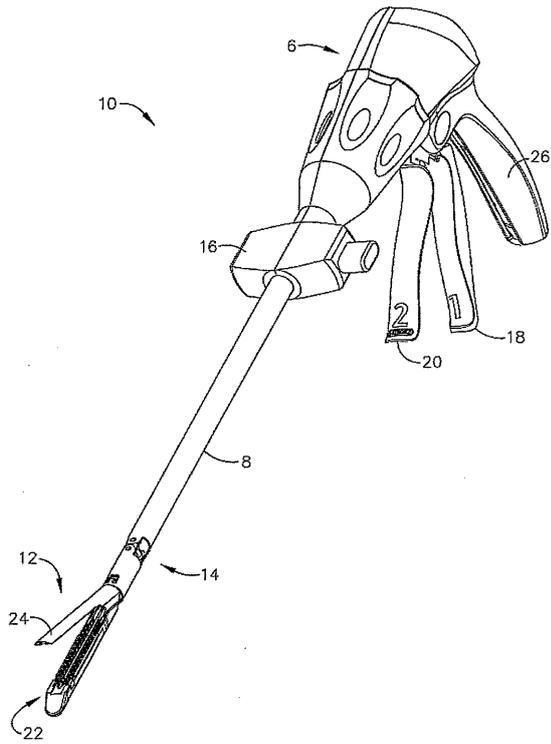
【図68】図68は、本発明の様々な実施形態によるエンドエフェクタの断面前面図である。

30

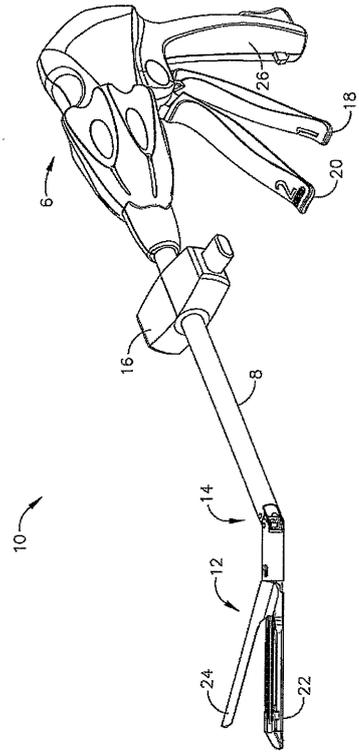
【図69】図69は、本発明の様々な実施形態による可撓性ネック組立体を含む器具の線図である。

【図70】図70は、本発明の様々な実施形態による可撓性ネック組立体を含む器具の線図である。

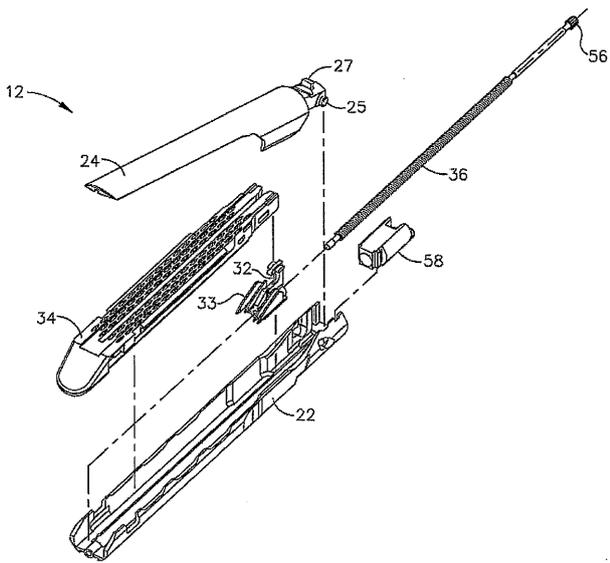
【 図 1 】



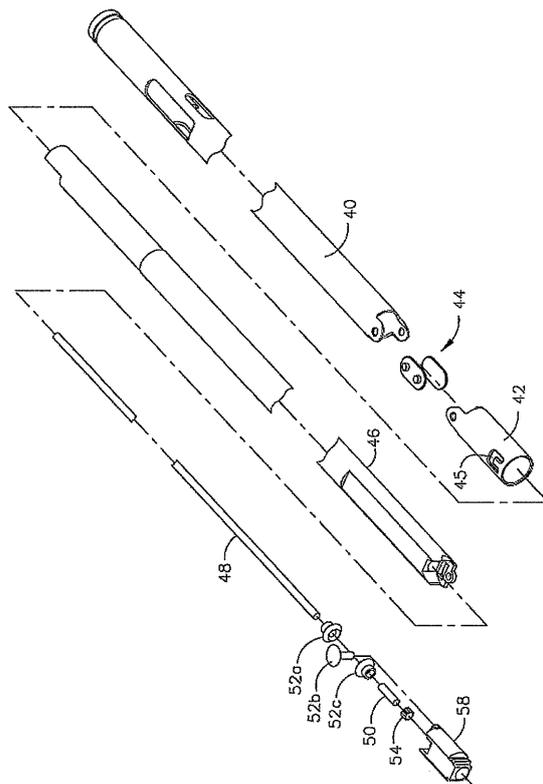
【 図 2 】



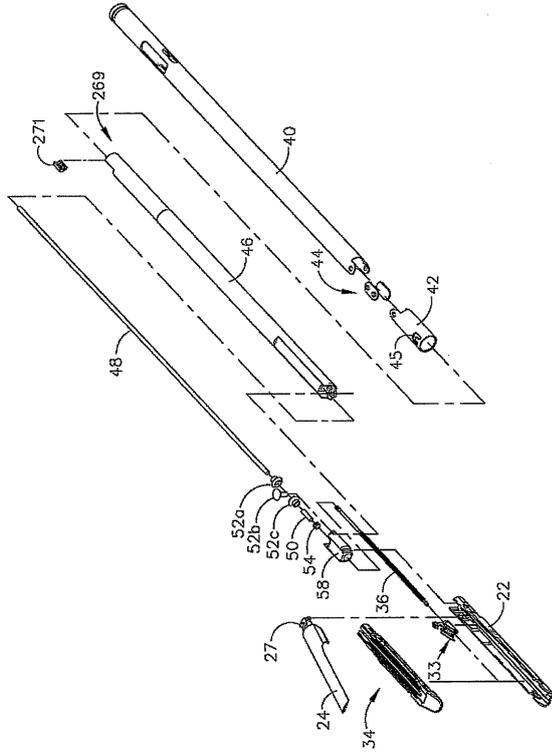
【 図 3 】



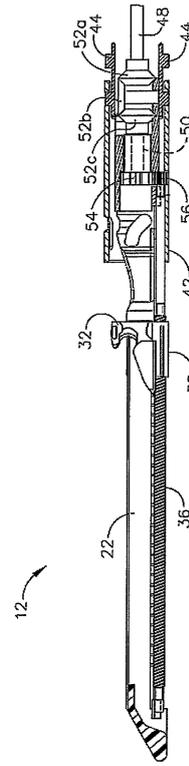
【 図 4 】



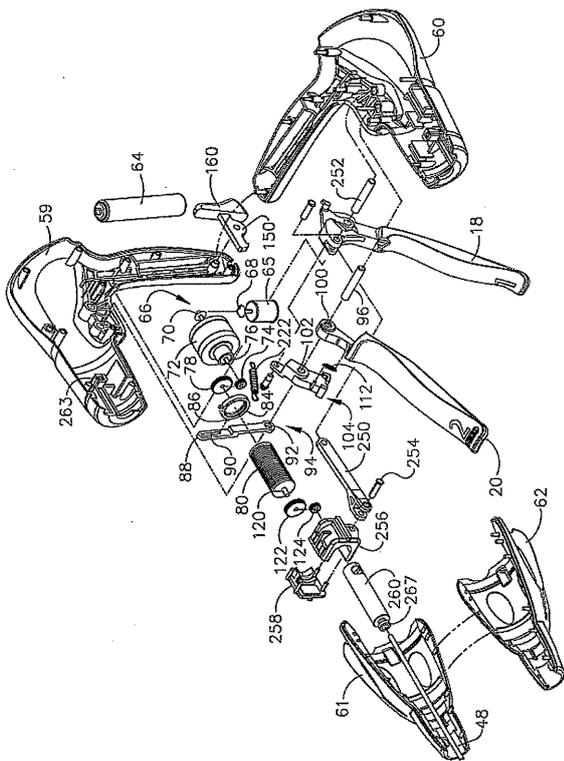
【 図 5 】



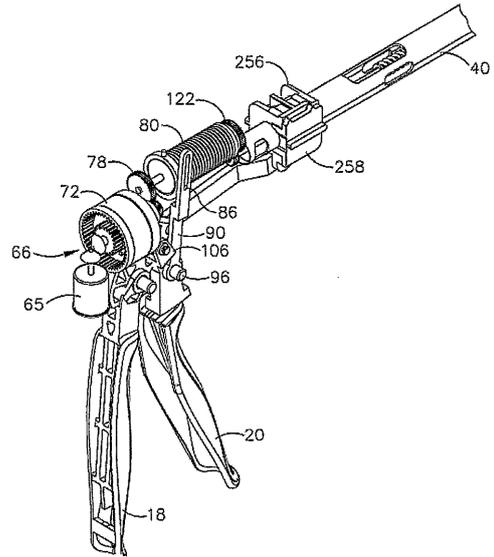
【 図 6 】



【 図 7 】

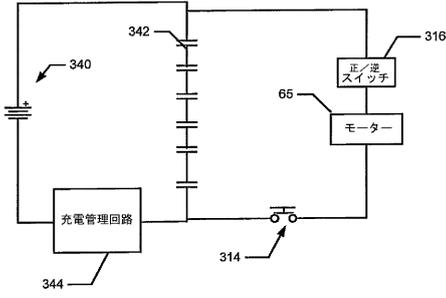


【 図 8 】

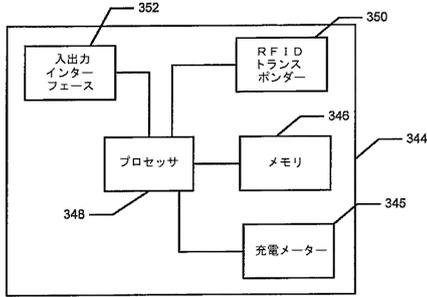




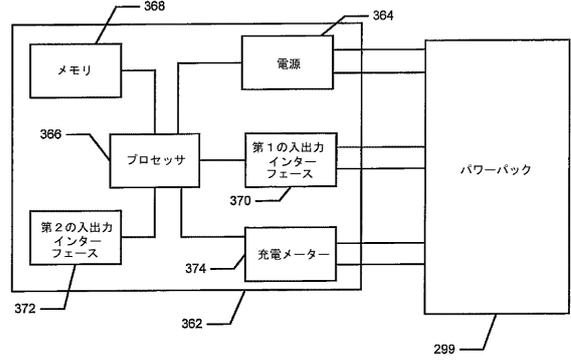
【図14】



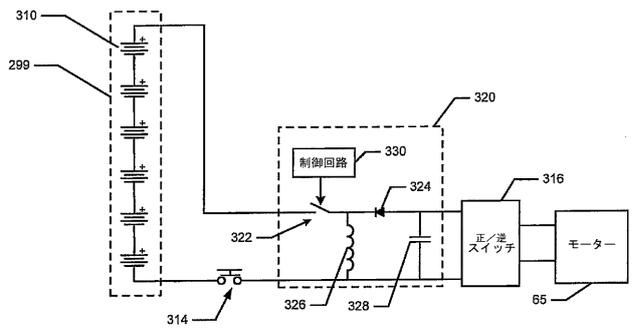
【図15】



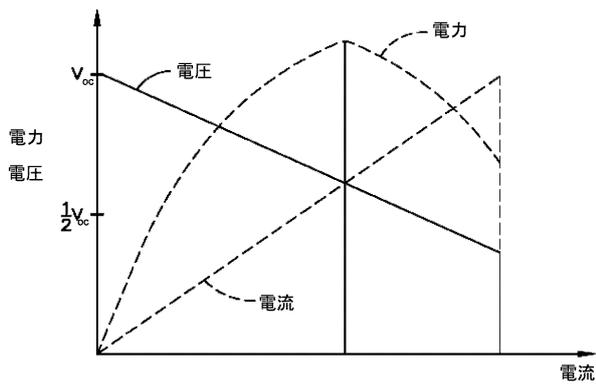
【図16】



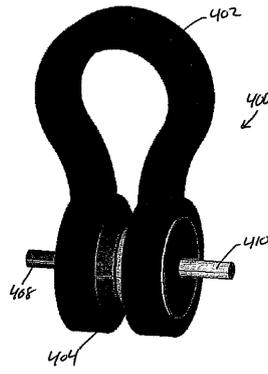
【図17】



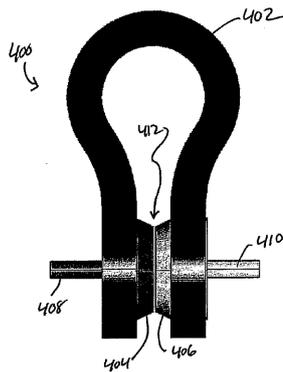
【図18】



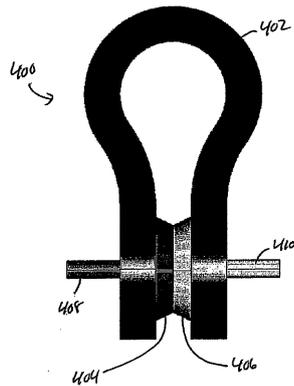
【図20】



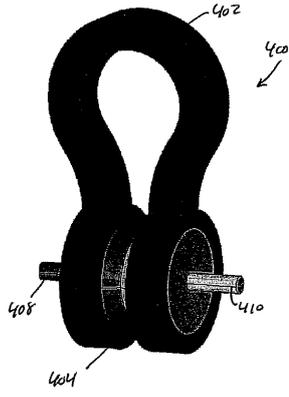
【図19】



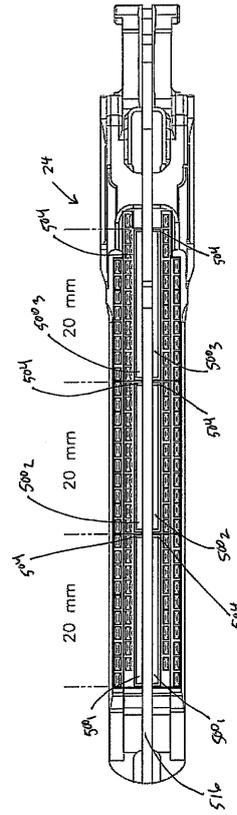
【図21】



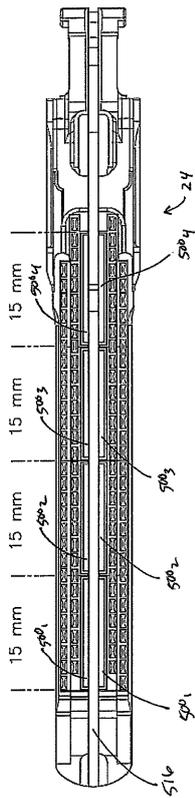
【 図 2 2 】



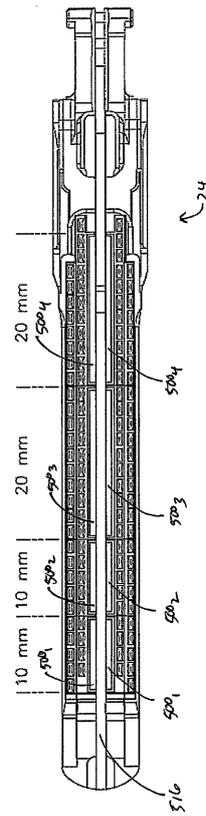
【 図 2 3 】



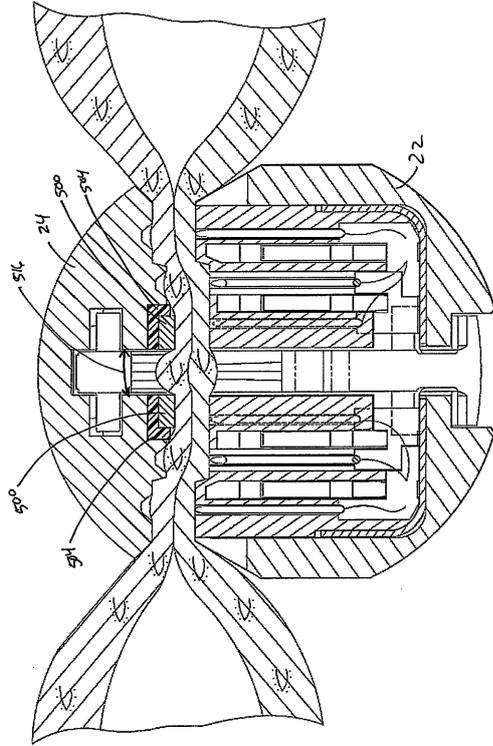
【 図 2 4 】



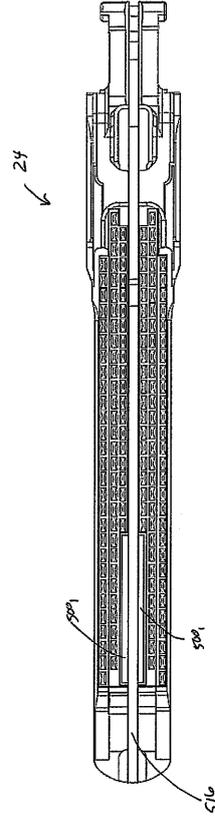
【 図 2 5 】



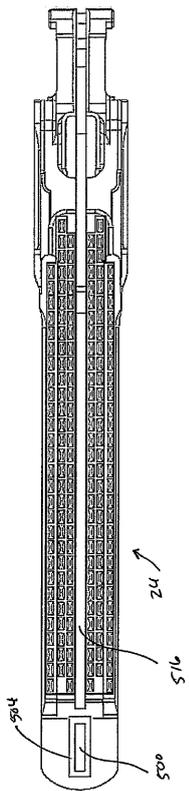
【 図 2 6 】



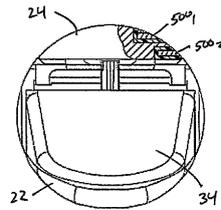
【 図 2 7 】



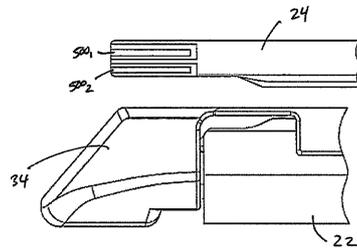
【 図 2 8 】



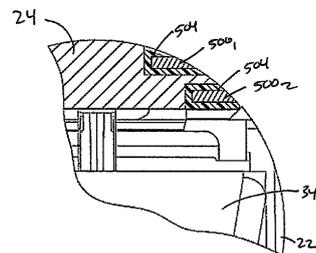
【 図 2 9 】



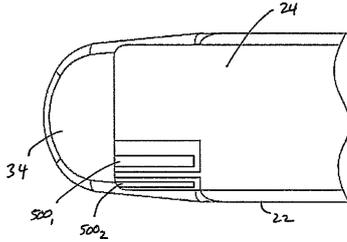
【 図 3 0 】



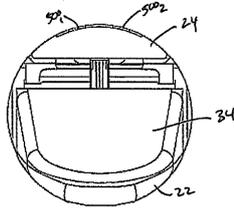
【 図 3 1 】



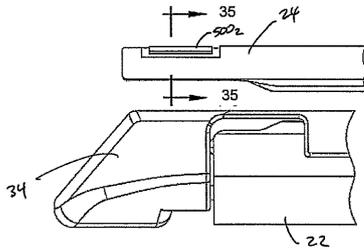
【 図 3 2 】



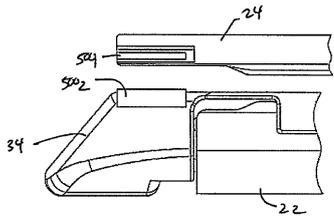
【 図 3 3 】



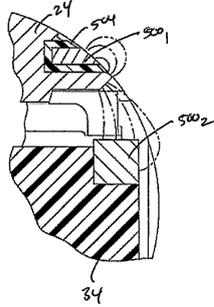
【 図 3 4 】



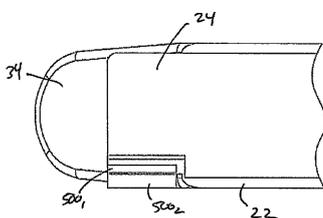
【 図 3 8 】



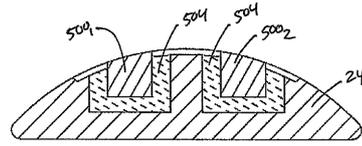
【 図 3 9 】



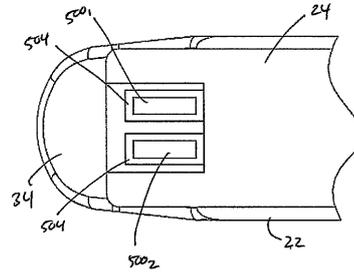
【 図 4 0 】



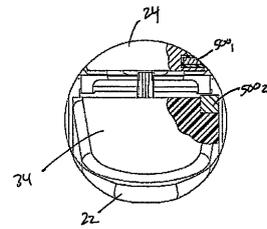
【 図 3 5 】



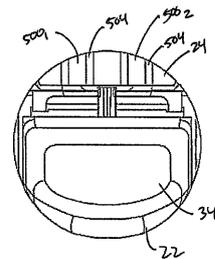
【 図 3 6 】



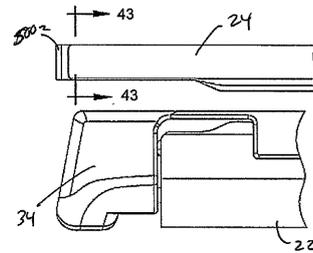
【 図 3 7 】



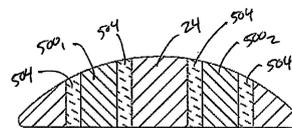
【 図 4 1 】



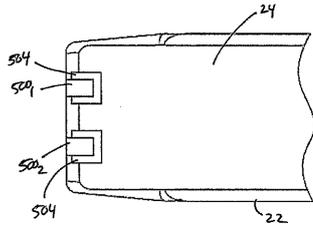
【 図 4 2 】



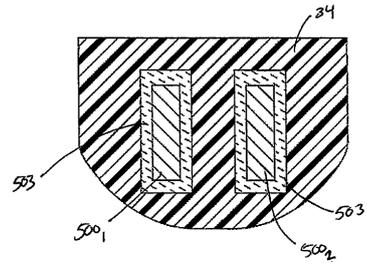
【 図 4 3 】



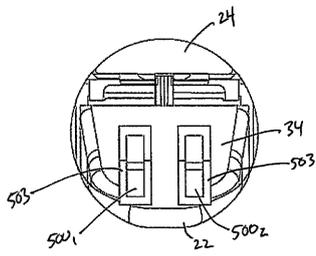
【 図 4 4 】



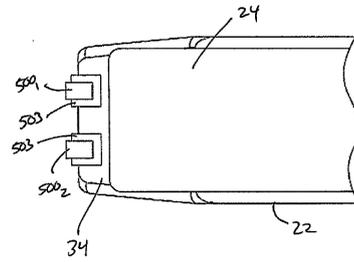
【 図 4 7 】



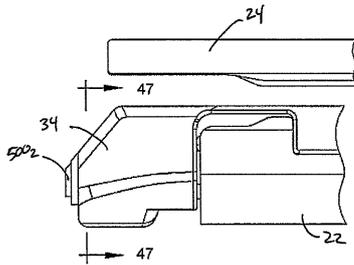
【 図 4 5 】



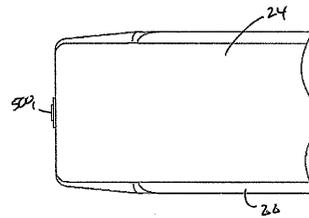
【 図 4 8 】



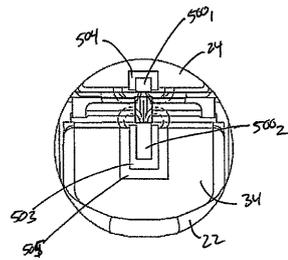
【 図 4 6 】



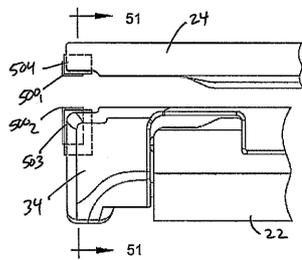
【 図 5 2 】



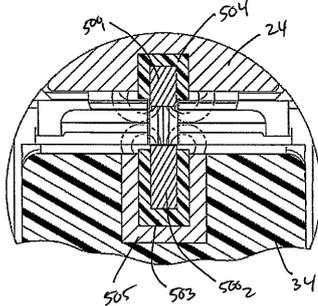
【 図 4 9 】



【 図 5 0 】

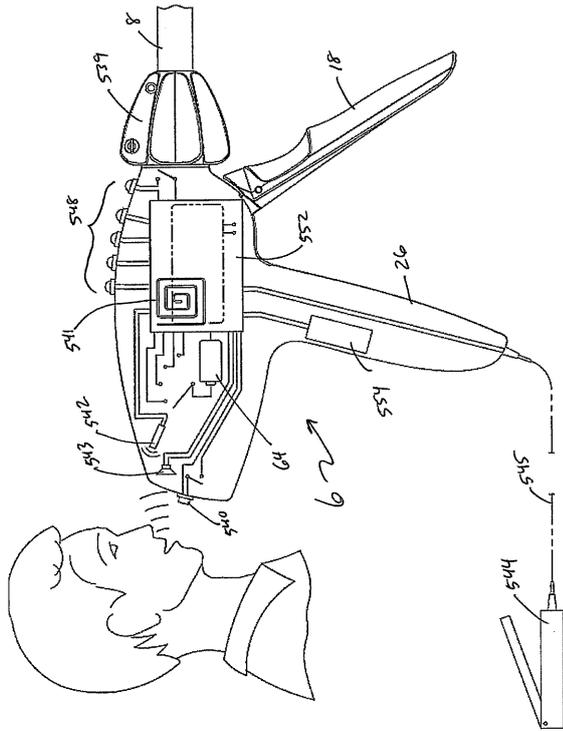


【 図 5 1 】

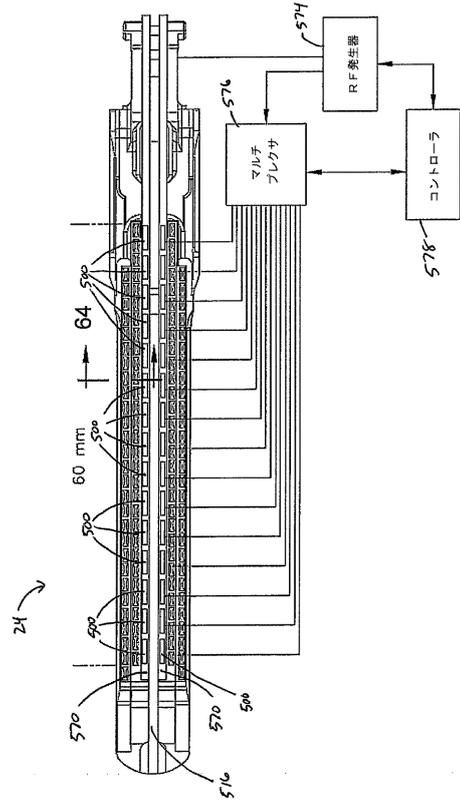




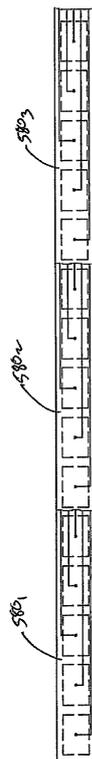
【図58】



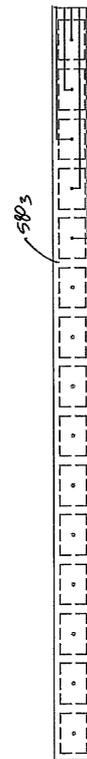
【図59】



【図60】



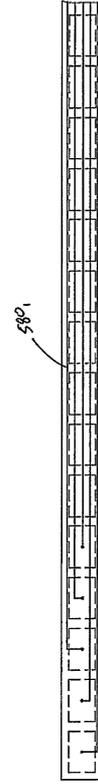
【図61】



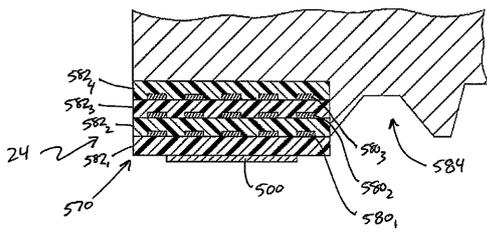
【 図 6 2 】



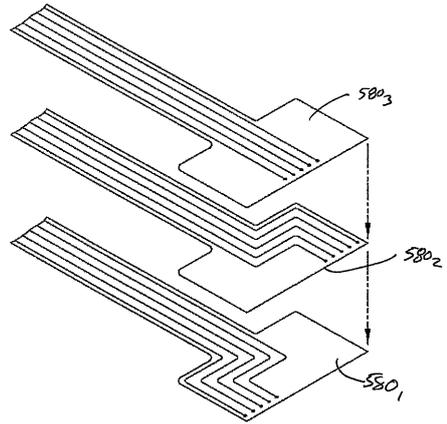
【 図 6 3 】



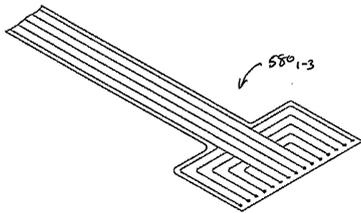
【 図 6 4 】



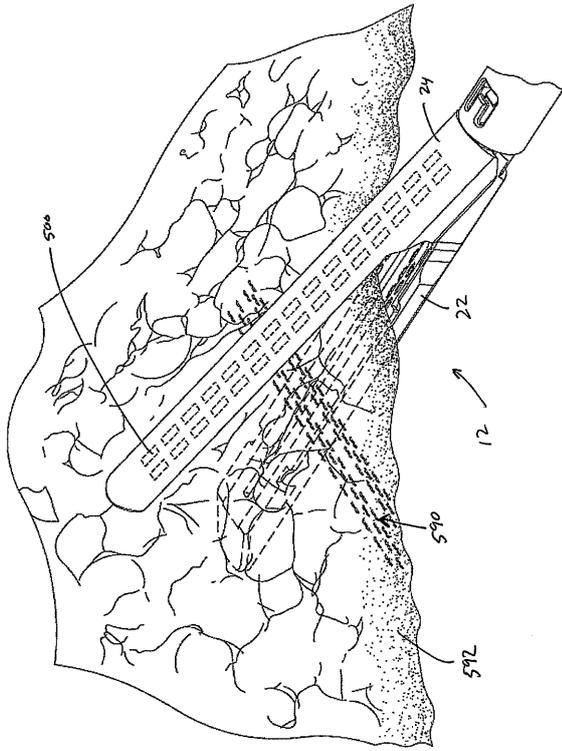
【 図 6 6 】



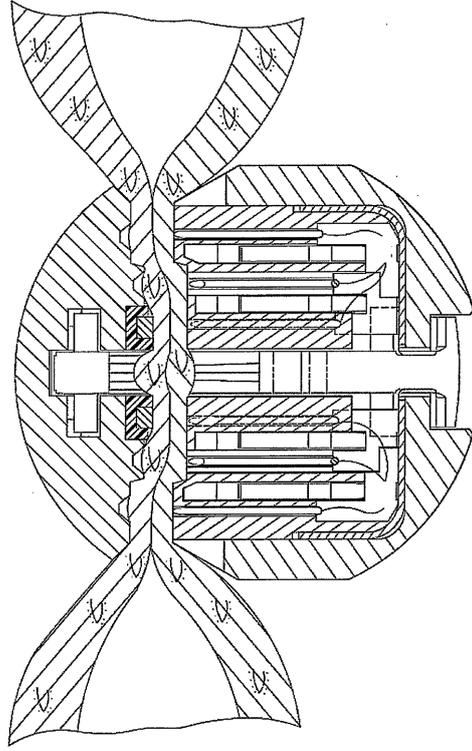
【 図 6 5 】



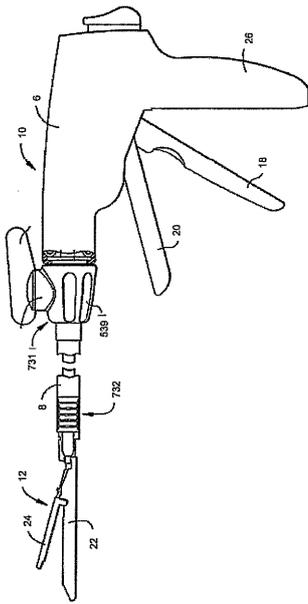
【図 67】



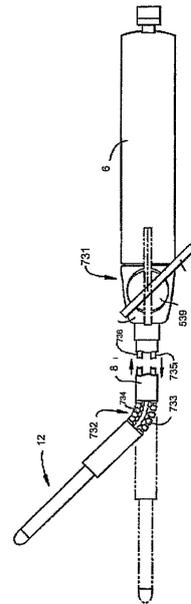
【図 68】



【図 69】



【図 70】



## 【手続補正書】

【提出日】平成21年4月20日(2009.4.20)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

外科用切断・固定器具において、  
エンドエフェクタと、  
前記エンドエフェクタに接続されたシャフトであって、前記シャフトは、前記エンドエフェクタに動力供給するための動力伝達系路を含む、シャフトと、  
前記シャフトに接続されたハンドルであって、前記ハンドルは、  
前記動力伝達系路に電力供給するために前記動力伝達系路に接続された、電動式DCモーター、  
1つ以上のバッテリーを含むDC電源、ならびに、  
前記DC電源に接続された入力装置、および前記モーターの入力装置に接続された出力装置を有する電力調節器であって、前記電力調節器は、  
電力変換器、および、  
前記電力変換器を制御するための制御回路であって、前記制御回路は、前記電源により送達される電圧が、前記電源が最大電力を送達する電圧よりも低くなるように、前記電力変換器の電圧設定点を制御するためのものである、制御回路、  
を含む、電力調節器、  
を含む、ハンドルと、  
を含む、外科用切断・固定器具。

## 【請求項2】

請求項1に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記電力変換器は、DC DC電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

## 【請求項3】

請求項2に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記DC DC電力変換器は、スイッチモード電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

## 【請求項4】

請求項3に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記DC DC電力変換器は、バックブースト変換器を含む、外科用切断・固定器具。

## 【請求項5】

請求項1に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記エンドエフェクタは、少なくとも1つのRF電極を含む、外科用切断・固定器具。

## 【請求項6】

請求項1に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記モーターの出力ポールに接続された、トルク制限装置、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。

## 【請求項7】

請求項1に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記電源に接続された、電源選択スイッチ、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。

## 【請求項8】

請求項1に記載の外科用切断・固定器具において、

前記エンドエフェクタは、  
 上方ジョーと、  
 前記上方ジョーに対向する下方ジョーと、  
 前記下方ジョーにより画定された長さ方向チャンネルに配された、切断器具と、  
 を含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の外科用切断・固定器具において、  
 前記下方ジョーは、ステーブルカートリッジを含む、外科用切断・固定器具。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の外科用切断・固定器具において、  
 前記上方ジョーは、少なくとも 1 つの RF 電極を含む、外科用切断・固定器具。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0101

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0101】

したがって、本発明は、内視鏡処置および内視鏡装置に関して論じられてきた。しかしながら、「内視鏡的 (endoscopic)」などの用語を本明細書において用いることは、内視鏡チューブ (すなわちトロカール) と共に使用するだけの、外科用ステーブル留め・切断器具に本発明を限定するものと解釈されるべきではない。それどころか、本発明は、腹腔鏡処置ならびに開腹処置を含むがこれらに限定されない、アクセスが制限されるあらゆる処置での使用を見出しうると考えられる。さらに、本発明の様々なステーブルカートリッジの実施形態の独自かつ新規な態様は、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく、他の形態のステーブル留め装置に関連して用いられる場合の有用性も見出すことができる。

〔実施の態様〕

(1) 外科用切断・固定器具において、

エンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに接続されたシャフトであって、前記シャフトは、前記エンドエフェクタに動力供給するための動力伝達系路を含む、シャフトと、

前記シャフトに接続されたハンドルであって、前記ハンドルは、

前記動力伝達系路に電力供給するために前記動力伝達系路に接続された、電動式 DC モーター、

1 つ以上のバッテリーを含む DC 電源、ならびに、

前記 DC 電源に接続された入力装置、および前記モーターの入力装置に接続された出力装置を有する電力調節器であって、前記電力調節器は、

電力変換器、および、

前記電力変換器を制御するための制御回路であって、前記制御回路は、前記電源により送達される電圧が、前記電源が最大電力を送達する電圧よりも低くなるように、前記電力変換器の電圧設定点を制御するためのものである、制御回路、

を含む、電力調節器、

を含む、ハンドルと、

を含む、外科用切断・固定器具。

(2) 実施態様 1 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記電力変換器は、DC DC 電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

(3) 実施態様 2 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記 DC DC 電力変換器は、スイッチ モード電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。

(4) 実施態様 3 に記載の外科用切断・固定器具において、

- 前記 D C D C 電力変換器は、バック ブースト変換器を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 5 ) 実施態様 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記エンドエフェクタは、少なくとも 1 つの R F 電極を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 6 ) 実施態様 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記モーターの出力ポールに接続された、トルク制限装置、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。
- ( 7 ) 実施態様 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記電源に接続された、電源選択スイッチ、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。
- ( 8 ) 実施態様 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記エンドエフェクタは、  
上方ジョーと、  
前記上方ジョーに対向する下方ジョーと、  
前記下方ジョーにより画定された長さ方向チャンネルに配された、切断器具と、  
を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 9 ) 実施態様 8 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記下方ジョーは、ステーブルカートリッジを含む、外科用切断・固定器具。
- ( 1 0 ) 実施態様 9 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記上方ジョーは、少なくとも 1 つの R F 電極を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 1 1 ) 外科用切断・固定器具において、  
エンドエフェクタと、  
前記エンドエフェクタに接続されたシャフトであって、前記シャフトは、前記エンドエフェクタに動力供給するための動力伝達系路を含む、シャフトと、  
前記シャフトに接続されたハンドルであって、前記ハンドルは、  
前記動力伝達系路に電力供給するために前記動力伝達系路に接続された、電動式 D C モーター、  
1 つ以上のバッテリーを含む D C 電源、ならびに、  
前記 D C 電源に接続された入力装置、および前記モーターの入力装置に接続された出力装置を有する電力調節器であって、前記電力調節器は、  
電力変換器、および  
前記電力変換器を制御するための制御回路であって、前記制御回路は、前記 D C 電源から引き込まれる電流を制御するように前記電力変換器の電圧設定点を制御するためのものである、制御回路、  
を含む、電力調節器、  
を含む、ハンドルと、  
を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 1 2 ) 実施態様 1 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記制御回路は、前記 D C 電源から引き込まれる前記電流を制御するように前記電力変換器の前記電圧設定点を制御するためのものであり、D C 電源は、次のパルスの前に充電される、外科用切断・固定器具。
- ( 1 3 ) 実施態様 1 1 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記電力変換器は、D C D C 電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 1 4 ) 実施態様 1 3 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記 D C D C 電力変換器は、スイッチ モード電力変換器を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 1 5 ) 実施態様 1 4 に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記 D C D C 電力変換器は、バック ブースト変換器を含む、外科用切断・固定器具。
- ( 1 6 ) 実施態様 1 1 に記載の外科用切断・固定器具において、

前記モーターの出力ポールに接続された、トルク制限装置、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。

(17) 実施態様11に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記電源に接続された、電源選択スイッチ、  
をさらに含む、外科用切断・固定器具。

(18) 実施態様11に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記エンドエフェクタは、  
上方ジョーと、  
前記上方ジョーに対向する下方ジョーと、  
前記下方ジョーにより画定された長さ方向チャンネルに配された、切断器具と、  
を含む、外科用切断・固定器具。

(19) 実施態様18に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記下方ジョーは、ステープルカートリッジを含む、外科用切断・固定器具。

(20) 実施態様19に記載の外科用切断・固定器具において、  
前記上方ジョーは、少なくとも1つのRF電極を含む、外科用切断・固定器具。

---

フロントページの続き

(74)代理人 100130384

弁理士 大島 孝文

(74)代理人 100157288

弁理士 藤田 千恵

(72)発明者 デビッド・シー・イエイツ

アメリカ合衆国、4 5 0 6 9 オハイオ州、ウェスト・チェスター、ゴールウェイ・コート 7 5  
3 4

(72)発明者 トーマス・ダブリュ・ヒュイテマ

アメリカ合衆国、4 5 2 4 1 - 3 6 8 9 オハイオ州、シンシナティ、ルパイン・ドライブ 9 7  
2 2

(72)発明者 フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース

アメリカ合衆国、4 5 1 3 3 オハイオ州、ヒルズボロ、イースト・メイン・ストリート 2 4 5

Fターム(参考) 4C160 CC23 KK03 KK04 KK06 MM32

【外国語明細書】

2009189838000001.pdf