

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6671859号
(P6671859)

(45) 発行日 令和2年3月25日(2020.3.25)

(24) 登録日 令和2年3月6日(2020.3.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 17/072 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/072

請求項の数 10 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2015-88456 (P2015-88456)
 (22) 出願日 平成27年4月23日 (2015.4.23)
 (65) 公開番号 特開2015-211832 (P2015-211832A)
 (43) 公開日 平成27年11月26日 (2015.11.26)
 審査請求日 平成30年2月5日 (2018.2.5)
 (31) 優先権主張番号 61/988,342
 (32) 優先日 平成26年5月5日 (2014.5.5)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)
 (31) 優先権主張番号 14/670,781
 (32) 優先日 平成27年3月27日 (2015.3.27)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73) 特許権者 512269650
コヴィディエン リミテッド パートナーシップ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02
048, マンスフィールド, ハンプシャー ストリート 15
(74) 代理人 100107489
弁理士 大塙 竹志
(72) 発明者 イーサン コリンズ
アメリカ合衆国 コネチカット 06770,
ノーガタック, キャリエッジ ライブ 63

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】エンドエフェクタ力測定駆動回路

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ファスナーを付けるための外科手術用器具であって、前記外科手術用器具は、ハンドルアセンブリと、前記ハンドルアセンブリ内に配置された駆動モータと、エンドエフェクタアセンブリを有する交換可能な装填ユニットと、前記ハンドルアセンブリに解放可能に結合するように構成され、かつ、前記交換可能な装填ユニットに解放可能に結合するように構成されたアダプタであって、その結果、前記交換可能な装填ユニットが前記駆動モータに結合され、前記アダプタは、ひずみゲージと、前記ひずみゲージに直接結合された駆動回路とを含み、前記駆動回路は、前記アダプタ内にマイクロプロセッサを含み、前記ひずみゲージと前記駆動回路とは、前記アダプタにおける駆動力を直接測定するように構成されている、アダプタとを備える、外科手術用器具。

【請求項 2】

前記駆動回路は、演算増幅器を含む、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 3】

前記演算増幅器は、低域フィルタリングを提供するように構成されている、請求項 2 に記載の外科手術用器具。

【請求項 4】

前記演算増幅器は、二極バターワースフィルタである、請求項 3 に記載の外科手術用器

10

20

具。

【請求項 5】

前記演算増幅器は、電磁気干渉（EMI）抑制を提供するように構成されている、請求項2に記載の外科手術用器具。

【請求項 6】

傾き補正因子およびオフセット補正因子を含む工場較正力測定値が、前記マイクロプロセッサに永続的に格納されている、請求項1に記載の外科手術用器具。

【請求項 7】

前記駆動回路は、3.3ボルトのDC電圧を提供するように構成された電圧調整回路をさらに含む、請求項2に記載の外科手術用器具。

10

【請求項 8】

前記演算増幅器のアナログ出力を前記マイクロプロセッサのアナログ-デジタル入力に伝送するように構成された導体をさらに備える、請求項2に記載の外科手術用器具。

【請求項 9】

前記エンドエフェクターセンブリは、ステープルを組織に付けるように構成されている、請求項1に記載の外科手術用器具。

【請求項 10】

前記エンドエフェクターセンブリは、内視鏡外科手術手順において使用するために構成されている、請求項9に記載の外科手術用器具。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の引用

本願は、2014年5月5日に出願された米国仮特許出願第61/988,342号の利益および優先権を主張する。この米国仮特許出願の全開示は、本明細書中に参考として援用される。

【0002】

背景

1. 技術分野

本開示は、再使用可能なハンドルアセンブリ、および取り外し可能かつ交換可能な構成要素を有する、外科手術用デバイスに関する。より特定すると、本開示は、ファスナーを付けるための外科手術用器具において使用するために適したエンドエフェクタ力測定駆動回路に関する。

30

【背景技術】

【0003】

2. 関連技術の考察

内視鏡手順において使用するための動力式外科手術用器具は、公知である。代表的に、このような器具は、再使用可能なハンドルアセンブリ、および交換可能でありかつ一般的に使い捨てである構成要素（時々、単回使用装填ユニットまたはSULLUと称される）を備える。アダプターセンブリが、この装填ユニット（これは、組織と相互作用するためのエンドエフェクタを備え得る）をこのハンドルアセンブリに接続する。外科手術用ステープラーの場合、このエンドエフェクタは、交換可能なカートリッジを備え得、この交換可能なカートリッジは、この外科手術用ステープラーの発射ごとに交換される。費用を削減し、手順時間を短縮するために、これらのハンドルアセンブリは一般に、異なる特性（例えば、厚さおよび密度）を有する組織に対して使用するために、種々の装填ユニットおよび/または種々の構成のアセンブリと一緒に使用されるように構成される。例えば、異なる装填ユニットは、異なるサイズのステープルを有し得、そして/またはこれらのステープルは、異なる構成で配置され得る。このハンドルアセンブリがそれに取り付けられた装填ユニットと一緒に作動するようにプログラムされることを確実にするために、いくつかの装填ユニットは、集積回路（チップとしても公知）を備え、この回路は、このハンドル

40

50

アセンブリと通信して、この装填ユニットの構成を識別する。この配置は、この装填ユニットをこのアダプターアセンブリに取り付けるときに、この装填ユニットの構成がこのハンドルアセンブリに自動的に伝えられることを可能にし、これによって、異なる構成を有する装填ユニットの間での切り替えのときに起こり得る、ユーザエラーまたは不一致を排除する。

【0004】

外科手術用ステープラーは一般に、体腔内の組織をステープル留めするために使用され、ここでエンドエフェクタはおそらく、流体（例えば、血液、胆汁および／または洗浄溶液）と接触する。チップとハンドルアセンブリとの間の相互接続が損なわれる場合、このチップが誤作動し得るか、または装填ユニットとハンドルアセンブリとの間のデータ通信が妨害され得、この外科手術用ステープラーが使用不可能または作動不可能になり得る。

10

【0005】

プリント回路基板（PCB）（時々、プリント配線板（PWB）または食刻配線板と称される）は、別個の電気構成要素を作動回路に組み立てる際に、広く使用されている。PCBは一般に、システム構成要素間で電気信号を相互接続する、信頼性のある経済的な手段を提供する。PCBは、種々の異なる型で入手可能であり、そして種々の方法で分類され得る。

【0006】

PCBは一般に、このPCB上で信号を伝導する導電性経路または信号トレースを使用して、電子構成要素を機械的に支持し、そして電気的に接続するために使用される。代表的なPCBは、1層または1層より多くの絶縁材料を備え、この上に、導電体のパターンが形成される。PCB上の伝導性トレースのパターンに加えて、金属を充填されたスルーホール（すなわち、バイア）のパターン付けされたアレイが形成されて、種々の電導性特徴にまたがる層間の相互接続を可能にし得る。上に電気構成要素が設置されるPCBは、時々、プリント回路組立品（PCA）またはプリント回路基板組立品（PCBA）と称される。

20

【0007】

PCBを使用する様々な種類の電気外科手術用デバイスが、薄く、そして／または小型になっている。いくつかのデバイスにおいて、これらのPCBを収容するために必要とされる空間量は、これらのデバイスのサイズを減少させることを困難にし得る。いくつかの場合において、所望の機能および／または性能を提供するために必要とされる電気構成要素を収容するために充分に大きいPCBレイアウトは、このデバイスの全体的なサイズを増大させ得、そして潜在的に、有用性を妨害し得る。

30

【0008】

電気信号は、PCB上で、組織への外科手術用ステープルの送達を制御するために使用され得る。ステープル、クリップ、または他のファスナーを組織に付けるための外科手術用デバイスは、周知である。外科手術用ファスナーを付けるための内視鏡外科手術用デバイスは、このデバイスを起動するための起動ユニット、すなわちハンドルアセンブリ、および内視鏡アクセスのためのシャフト、およびこのシャフトの遠位端に配置されたエンドエフェクターアセンブリを備える。これらのデバイスのうちの特定のものは、エンドエフェクターアセンブリを備えてステープルまたはファスナーを収容する交換可能な装填ユニットと一緒に使用するために、設計される。この交換可能な装填ユニットは、種々のサイズのステープルを備え得、そしてこれらのステープルは、1つまたは1つより多くの構成で配置され得る。交換可能な装填ユニットを備えるステープラーを発射させた後に、ユーザは、その空の装填ユニットを取り外し得、別の装填ユニット（同じサイズまたは異なるサイズのステープル、および同じステープル配置または異なるステープル配置を有する）を選択してこのステープラーに取り付け得、そしてこのステープラーを再度発射させ得る。このプロセスは、外科手術手順中に繰り返し行われ得る。

40

【0009】

外科手術手順中に、このエンドエフェクターアセンブリが組織を締め付けているとき、ま

50

たは発射しているとき、いくつかの状況において、このエンドエフェクターセンブリがカートリッジの一部に当たっているか否かが不明確であり得、そして外科医は、自分がさらに進めたいのか否かが不確実であり得る。いくつかの場合において、このエンドエフェクターセンブリが、その発射を妨げるもの、またはモータ駆動が打ち勝つ必要があるものにあたっている場合、この器具は、過剰な電流を消費し、この電流が検出および測定され得る。しかし、エンドエフェクターセンブリが別のステープル線に当たっている場合、または形成され損なった一連のステープルに遭遇している場合などに、モータ電流の測定値は、完全には信頼できないかも知れない。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

10

【0010】

本発明は、例えば、以下を提供する：

(項目1)

ファスナーを付けるための外科手術用器具であって、

駆動モータ；

エンドエフェクターセンブリを有する交換可能な装填ユニット；および

該交換可能な装填ユニットを該駆動モータに解放可能に連結するように構成されたアダプタであって、該アダプタは、駆動回路が連結されたひずみゲージを備え、該ひずみゲージと該駆動回路とは、該アダプタにおける駆動力を直接測定するように構成されている、アダプタ

20

を備える、外科手術用器具。

(項目2)

上記駆動回路は、マイクロプロセッサおよび演算増幅器を備える、上記項目に記載の外科手術用器具。

(項目3)

上記演算増幅器は、低域フィルタリングを提供するように構成されている、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

(項目4)

上記演算増幅器は二極バターワースフィルタである、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

30

(項目5)

上記演算増幅器は、電磁気干渉(EMI)抑制を提供するように構成されている、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

(項目6)

傾き補正因子およびオフセット補正因子を含めた工場較正力測定値が、上記マイクロプロセッサに永続的に格納されている、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

(項目7)

上記駆動回路は、3.3ボルトのDC電圧を提供するように構成された電圧調整回路をさらに備える、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

(項目8)

40

上記演算増幅器のアナログ出力を上記マイクロプロセッサのアナログ-デジタル入力に伝送するように構成された導体をさらに備える、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

(項目9)

上記エンドエフェクターセンブリは、ステープルを組織に付けるように構成されている、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

(項目10)

上記エンドエフェクターセンブリは、内視鏡外科手術手順において使用するために構成されている、上記項目のいずれかに記載の外科手術用器具。

(項目11)

50

外科手術用デバイスにおける駆動力を測定する方法であって、
ファスナーを付けるための外科手術用器具を提供する工程であって、該外科手術用器具
は、エンドエフェクターセンブリを有する交換可能な装填ユニットを駆動モータに解放可
能に連結するように構成されたアダプタを備え、該アダプタは、駆動回路に連結された、
過剰な負荷を検出することが可能なひずみゲージを備える、工程；ならびに
該ひずみゲージおよび該駆動回路を使用して、該アダプタにおける駆動力を直接測定し
、力測定値を得る工程
を包含する、方法。

(項目12)

上記力測定値に基づいて、過剰な負荷が検出されたことが決定される場合、上記アダプ
タに対する損傷を防止するように上記駆動力を調節する工程をさらに包含する、上記項目
に記載の方法。 10

(項目13)

上記駆動回路の演算増幅器を使用して、信号に対する低域フィルタリングを行う工程を
さらに包含する、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目14)

上記演算増幅器のアナログ出力を上記駆動回路のマイクロプロセッサのアナログ - デジ
タル入力に伝送する工程をさらに包含する、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目15)

上記エンドエフェクターセンブリを使用してステープルを付ける工程をさらに包含する
、上記項目のいずれかに記載の方法。 20

(項目16)

上記エンドエフェクターセンブリを内視鏡外科手術手順において利用する工程をさらに
包含する、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目17)

上記駆動回路の電圧調整回路を使用して、3.3ボルトのDC電圧を提供する工程をさ
らに包含する、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目18)

傾き補正因子およびオフセット補正因子を適用する工程をさらに包含する、上記項目の
いずれかに記載の方法。 30

(項目19)

上記傾き補正因子およびオフセット補正因子は、上記マイクロプロセッサに永続的に格
納されている、上記項目のいずれかに記載の方法。

【0011】

摘要

ファスナーを付けるための外科手術用器具は、駆動モータ、エンドエフェクターセンブ
リを有する交換可能な装填ユニット、および交換可能な装填ユニットをこの駆動モータに
解放可能に連結するように構成されたアダプタを備える。このアダプタは、駆動回路が連
結されたひずみゲージを備える。このひずみゲージとこの駆動回路とは、このアダプタに
おける駆動力を直接測定するように構成される。 40

【0012】

要旨

本開示の局面によれば、ファスナーを付けるための外科手術用器具が提供され、この外
科手術用器具は、駆動モータ、エンドエフェクターセンブリを有する交換可能な装填ユニ
ット、およびこの交換可能な装填ユニットをこの駆動モータに解放可能に連結するよう
に構成されたアダプタを備える。このアダプタは、駆動回路が連結されたひずみゲージを備
える。このひずみゲージとこの駆動回路とは、このアダプタにおける駆動力を直接測定す
るよう構成される。

【0013】

本開示の別の局面によれば、外科手術用デバイスにおける駆動力を測定する方法は、フ 50

アスナーを付けるための外科手術用器具を提供する工程を包含し、この外科手術用器具は、エンドエフェクターセンブリを有する交換可能な装填ユニットを駆動モータに解放可能に連結するように構成されたアダプタを備える。このアダプタは、過剰な負荷を検出することが可能な、駆動回路に連結されたひずみゲージを備える。この方法はまた、このひずみゲージおよびこの駆動回路を使用して、このアダプタにおける駆動力を直接測定し、力測定値を得る工程、ならびにこの力測定値に基づいて、過剰な負荷が検出されたことが決定される場合、このアダプタに対する損傷を防止するように、この駆動力を調節する工程を包含する。

【0014】

前出の局面のうちのいずれか1つによれば、この駆動回路は、マイクロプロセッサを備え、そして傾き補正因子およびオフセット補正因子を含む工場較正力測定値が、この駆動回路のマイクロプロセッサに永続的に格納されている。前出の局面のうちのいずれか1つによれば、この駆動回路は、DC電圧を提供するように構成された電圧調整回路をさらに備える。

【0015】

本開示の上記および他の局面、特徴、および利点は、添付の図面と合わせて読まれる場合に、以下の詳細な説明を考慮すると、より明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本開示の実施形態によるチップアセンブリと一緒に使用するための外科手術用ステープル留めデバイスの斜視図である。

【図2】図2は、ハンドルアセンブリ、アダプタアセンブリ、および装填ユニットを分離された構成で示す、図1の外科手術用ステープル留めデバイスの斜視図である。

【図3】図3は、図1に示される外科手術用ステープル留めデバイスの、装填ユニットの近位端およびアダプタアセンブリの遠位端の図である。

【図4】図4は、図3に示される装填ユニットの近位端およびアダプタアセンブリの遠位端の拡大図である。

【図5】図5は、図3に示される装填ユニットの近位端およびアダプタアセンブリの遠位端の別の拡大図である。

【図6】図6は、装填ユニットと確証基板とが分離されている、図3に示される装填ユニットの近位端の拡大分解図である。

【図7】図7は、確証基板カバーが装填ユニットから分離されている、図3に示される装填ユニットの近位端の拡大部分分解図である。

【図8】図8は、図3に示される装填ユニットの近位端の拡大図である。

【図9】図9は、本開示の1つの実施形態による確証基板アセンブリの斜視図である。

【図10】図10は、確証基板接触子の斜視図である。

【図11】図11は、アダプタアセンブリとアダプタ基板とが分離されている、図3に示されるアダプタアセンブリの遠位端の拡大分解図である。

【図12】図12は、図11に示されるアダプタ基板の拡大図である。

【図13】図13は、図11に示されるアダプタ基板の別の拡大図である。

【図14】図14は、図11に示されるアダプタ基板のなお別の拡大図である。

【図15】図15は、アダプタアセンブリが装填ユニットから分離されているところを示す、図3に示されるアダプタアセンブリの断面側面図である。

【図16】図16は、アダプタ基板が確証基板から分離されているところを示す、図15に示される、指示された領域の拡大図である。

【図17】図17は、アダプタアセンブリが装填ユニットと係合しているところを示す、図3に示されるアダプタアセンブリの断面側面図である。

【図18】図18は、アダプタ基板が確証基板と係合しているところを示す、図17に示される、指示された領域の拡大図である。

【図19】図19は、アダプタアセンブリが装填ユニットから分離されているところを示す、図3に示されるアダプタアセンブリの断面側面図である。

10

20

30

40

50

す、図3に示されるアダプタアセンブリの断面軸方向図である。

【図20】図20は、装填ユニットがダブタアセンブリに挿入されているところを示す、図3に示されるアダプタアセンブリの断面軸方向図である。

【図21】図21は、装填ユニットがアダプタアセンブリと係合しているところを示す、図3に示されるアダプタアセンブリの断面軸方向図である。

【図22】図22は、本開示のさらなる実施形態による外科手術用ステープル留めデバイスの斜視図である。

【図23】図23は、本開示の実施形態による装填ユニットの斜視図である。

【図24】図24は、部品が分離されて示されている、図23の装填ユニットである。

【図25】図25は、基板アセンブリの詳細斜視図である。

10

【図26】図26は、図25の基板アセンブリの別の詳細斜視図である。

【図27】図27は、チップアセンブリの詳細斜視図である。

【図28】図28は、図27のチップアセンブリの別の詳細斜視図である。

【図29】図29は、本開示の実施形態による支持プレートの詳細斜視図である。

【図30】図30は、図25～図28のチップアセンブリおよび基板アセンブリの斜視図である。

【図31】図31は、図25～図28のチップアセンブリおよび基板アセンブリの別の斜視図である。

【図32】図32は、本開示の実施形態によるステープルカートリッジアセンブリの上面斜視図である。

20

【図33】図33は、シッピングウェッジを備える、図32のステープルカートリッジアセンブリの上面斜視図である。

【図34】図34は、図33のシッピングウェッジの底面斜視図である。

【図35】図35は、本開示の実施形態によるロックアウトアセンブリの詳細斜視図である。

【図36】図36は、ステープルカートリッジアセンブリを示す、図23の装填ユニットの斜視図である。

【図37】図37は、アンビルおよびシッピングウェッジが取り外された、装填ユニットの上面図である。

【図38】図38は、ステープルカートリッジアセンブリの支持プレートの近位部分の斜視図である。

30

【図39】図39は、装填ユニットのチャネルの近位部分の斜視図である。

【図40】図40は、装填ユニットの断面図である。

【図41】図41は、部品が分離された、装填ユニットのチップアセンブリの斜視図である。

【図42】図42は、装填ユニットの近位部分の斜視図である。

【図43】図43は、チップアセンブリの斜視図である。

【図44】図44は、装填ユニットの近位部分の斜視図である。

【図45】図45は、チップアセンブリの別の斜視図である。

【図46】図46は、本開示の実施形態によるロックアウトアセンブリの詳細斜視図である。

40

【図47】図47は、本開示の実施形態によるロックアウト機構の別の詳細斜視図である。

【図48】図48は、駆動梁を通した断面図である。

【図49】図49は、ロックアウト機構の別の詳細斜視図である。

【図50】図50は、部品を分離してラッチ、そり、および設置部分を示す、斜視図である。

【図51】図51は、ラッチの斜視図である。

【図52】図52は、部品を取り外してロックアウト機構を示す、装填ユニットの斜視図である。

50

【図53】図53は、部品を分離して駆動梁を示す、ロックアウト機構の斜視図である。

【図54】図54は、装填ユニットを通して長手軸方向に見た断面図である。

【図55】図55は、ラッチおよび動的クランピング部材を示す、図54の詳細図である。

【図56】図56は、駆動梁、動的クランピング部材、およびそりの側面図である、

【図57】図57は、駆動梁および動的クランピング部材が前進している、駆動梁、動的クランピング部材、およびそりの側面図である、

【図58】図58は、部品が分離されて示されている、外科手術用ステープルを付けるための外科手術用器具の斜視図であり、この外科手術用器具は、本開示の1つの実施形態による、ひずみゲージおよび駆動回路を備えて構成されたアダプタを備える。

10

【図59】図59は、本開示の1つの実施形態による図1の駆動回路の回路図である。

【図60】図60は、本開示の1つの実施形態による、図2のマイクロプロセッサおよび電圧調整回路を示す回路図である。

【図61】図61は、本開示の1つの実施形態による、外科手術用デバイスにおける駆動力を測定する方法を図示する流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

詳細な説明

本明細書中以下で、ひずみゲージおよび駆動回路を備えて構成されたアダプタを備える本開示の外科手術用器具、ならびに外科手術用デバイスにおける駆動力を測定する方法の実施形態が、添付の図面を参照しながら記載される。同じ参照番号は、図面の説明全体にわたって、類似の要素または同一の要素をいい得る。本開示の特定の実施形態が、添付の図面を参照しながら本明細書中以下に記載されるが、開示される実施形態は、単に本開示の例であり、本開示は種々の形態で実施され得ることが、理解されるべきである。周知かつ／または繰り返しの機能および構成は、本開示を必要または冗長な細部で曖昧にすることを回避するために、詳細に記載されない。従って、本明細書中に開示される特定の構造的細部および機能的細部は、限定であると解釈されるべきではなく、単に、特許請求の範囲の基礎として、および当業者が事実上任意の適切に詳述した構造で本開示を様々に実施するための教示の代表的な基礎として、解釈されるべきである。当該分野において一般的であるように、用語「近位」とは、ユーザまたは操作者（すなわち、外科医または医師）に近い方の部分または構成要素をいい、一方で、用語「遠位」とは、ユーザから遠い方の部分または構成要素をいう。さらに、説明および特許請求の範囲において本明細書中で使用される場合、方向に言及する用語（例えば、「頂」、「底」、「上」、「下」、「左」、および「右」など）は、本明細書中に図示および記載される図面および特徴を参照して使用される。本開示による実施形態は、制限なしで任意の配向で実施され得ることが理解されるべきである。本明細書および図面において、同じ参照番号は、同じ機能、類似の機能、または等価な機能を実施し得る要素を表す。本開示のチップアセンブリの実施形態が、ここで図面を参照しながら詳細に記載され、図面において、同じ参照番号は、数枚の図の各々において、同一の要素または対応する要素を表す。用語「例示的な」とは、本明細書中で、「実施例、実例、または説明として働くこと」を意味するように使用される。本明細書中に記載される任意の実施形態において、「例示的な」は必ずしも、他の実施形態より好ましいとも有利であるとも解釈される必要はない。用語「例」は、「例示的な」と交換可能に使用され得る。

20

【0018】

本説明は、語句「1つの実施形態において」、「実施形態によっては」、「いくつかの実施形態において」、または「他の実施形態において」を使用し得る。これらはそれぞれ、本開示による同じ実施形態または異なる実施形態のうちの1つまたは1つより多くのい得る。

30

【0019】

本明細書中で使用される場合、用語「電源」および「電力供給源」とは、任意の電力の

40

50

供給源（例えば、コンセント、a / c 発電機、バッテリまたはバッテリパックなど）をいう。本説明书中で使用される場合、「導電性」、または単に「伝導性」とは、一般に、電気の伝導が可能である物質をいい、高電導性の物質（例えば、金属および合金）、または半導性の物質（例えば、半導体物質および複合材料）が挙げられるが、これらに限定されない。本説明书中で使用される場合、「伝送線」とは、一般に、1つの点から別の点までの信号の伝搬のために使用され得る任意の伝送媒体をいう。

【0020】

最初に図1および図2を参照すると、本開示による確証システムを備える外科手術用ステープル留め器具が、一般にステープラー10として示されている。ステープラー10は、ハンドルアセンブリ12、ハンドルアセンブリ12から遠位方向に延びるアダプターセンブリ14、およびアダプターセンブリ14の遠位端に選択的に固定される装填ユニット16を備える。ハンドルアセンブリ12、アダプターセンブリ14、および装填ユニット16の詳細な説明は、共有に係る米国特許出願公開第2012/0089131号に提供されており、その内容は、その全体が本明細書中に参考として援用される。

10

【0021】

ハンドルアセンブリ12は、下ハウジング部分17、下ハウジング部分17から延びそして/または下ハウジング部分17上に支持される中間ハウジング部分18、および中間ハウジング部分18から延びそして/または中間ハウジング部分18上に支持される上ハウジング部分19を備える。中間ハウジング部分18と上ハウジング部分19とは、遠位半セクション20aと近位半セクション20bとに分離される。遠位半セクション20aは、下ハウジング部分17と一体的に形成され、そして下ハウジング部分17から延び、近位半セクション20bは、遠位半セクション20aに、任意の適切な取り付け方法（例えば、限定されないが、超音波溶接および/または複数の固定具）によって接合される。接合されると、遠位半セクション20aと近位半セクション20bとは、内部に空洞を規定するハンドルハウジング21を形成し、この空洞が、制御器21aを備える回路基板、および駆動機構（図示せず）を収容する。

20

【0022】

下ハウジング部分17は、下ハウジング部分17内に形成された空洞にアクセスするためにそれに旋回可能に接続されたドア13を備える。この空洞は、バッテリ（図示せず）を内部に保持するためのものである。ステープラー10は、任意の数の電源（例えば、限定されないが、燃料電池、および外部電源に接続された電力コードなど）によって電力供給され得ることが想定される。

30

【0023】

アダプターセンブリ14は、その近位端にドライブ連結部22を備え、そしてその遠位端に装填ユニット連結部15を備える。上ハウジング部分19の遠位半セクション20aは、アダプターセンブリ14のドライブ連結部22を作動可能に受容するように構成された、ノーズまたは接続部分11を規定する。装填ユニット16は、アダプターセンブリ14の装填ユニット連結部15を作動可能に受容するように構成された、アダプタ連結部27を備える。

40

【0024】

ハンドルハウジング21の上ハウジング部分19は、駆動機構（図示せず）を封入する。この駆動機構は、ステープラー10の種々の動作を実行する目的で、シャフトおよび/または歯車構成要素（図示せず）を駆動するように構成される。具体的には、この駆動機構は、装填ユニット16のツールアセンブリまたはエンドエフェクタ23を装填ユニット16の近位本体部分24に対して選択的に移動させる目的、装填ユニット16を長手方向軸「X-X」（図1）の周りでハンドルハウジング21に対して回転させる目的、アンビルアセンブリ25を装填ユニット16のカートリッジアセンブリ26に対して回転させる目的、ならびに/またはステープル留めおよび切断カートリッジを装填ユニット16のカートリッジアセンブリ26内で発射させる目的で、シャフトおよび/または歯車構成要素を駆動するように構成される。

50

【0025】

図1～図21に図示される装填ユニット16は、直線状外科手術用ステープル留め装填ユニットである。この装填ユニットは、外科手術用ステープルを形成するための凹部を有するステープル留めアンビルを備え、これらの外科手術用ステープルは、この外科手術用システムにおける装填ユニットの作動によって、このステープル留めアンビルに対して駆動される。ステープルカートリッジは、これらの外科手術用ステープル、ならびにステープル発射および/または駆動アセンブリを収容する。このステープル発射および/または駆動アセンブリは、公知である。1つのこのようなアセンブリは、米国特許第8,256,656号および同第7,044,353号に記載されており、これらの全開示は、本明細書中に参考として援用される。この駆動アセンブリは、ナイフ刃を有する細長駆動梁を備える。この駆動梁は、プッシャーと相互作用するための楔形の表面を有する起動そりを押す。これらのプッシャーは、これらのステープルを支持し、そしてカム作用表面を有する。このカム作用表面に対してそりの楔形表面がスライドし、このそりがステープルカートリッジを通って長手軸方向の様式で前進する間に、これらのプッシャーを上方に駆動する。

【0026】

この装填ユニットは、このアンビルとこのステープルカートリッジとをそれぞれ支持するための、頸部材を有することが想定される。このアンビル頸部材およびこのステープルカートリッジ頸部材は、これらの間に組織をクランプするように、近接させられ得る。エンドエフェクタは、近位本体部分24によって規定される長手軸方向から軸をずらすよう20に、関節運動または旋回し得ることもまた想定される。

【0027】

この装填ユニットは、円形外科手術用ステープル留めユニット、他の型のステープル留めユニット、または他の型の外科手術用エンドエフェクタ（例えば、電気メス、剥離、超音波など）であり得ることが想定される。

【0028】

図3、図4、および図5を参照すると、アダプタアセンブリ14の装填ユニット連結部15は、装填ユニット16のアダプタ連結部27に、押して挿入する配置、または差し込み型の配置を介して作動可能に係合するように構成される。アダプタ連結部27は、1つまたは1つより多くの差し込みラグ28を備え、これらの差し込みラグは、アダプタアセンブリ14の装填ユニット連結部15により提供される差し込みカラー48に規定された、対応する1つまたは1つより多くの差し込みチャネル29と嵌合するように構成される。短いリンク部材44および装填リンク部材45は、アダプタアセンブリ14内に長手軸方向に配置され、そしてステープラー10の作動中に、長手軸方向に（例えば、遠位および近位に）並進するように構成される。短いリンク部材44の遠位端に配置されたカム55は、ばね49aによって遠位に推進されて差し込みチャネル29に押し付けられる。装填ユニット16をアダプタアセンブリ14と係合させるために、装填ユニット16のアダプタ連結部27は、アダプタアセンブリ14の装填ユニット連結部15に挿入され、そして回転させられる。次に、差し込みカラー48が、アダプタ連結部27と協働して回転する。差し込みカラー48が回転するにつれて、カム55が動いて差し込みチャネル29から外れ、短いリンク部材44を遠位方向に並進させ、これが次に、短いリンク部材44に形成されたスイッチタブ47にスイッチ46を起動させる。スイッチ46は、制御器21aと作動可能に電気通信しており、そしてこの制御器に装填ユニット16とアダプタアセンブリ14との間の係合状態を伝えるように構成される。

【0029】

ここで図6～図10を参照すると、装填ユニット16のアダプタ連結部27は、アダプタ連結部27に規定された凹部31内に固定されて設置されるように構成された、確証基板アセンブリ30を備える。確証基板アセンブリ30は、装填ユニット16がアダプタアセンブリ14に固定されているときに、確証基板アセンブリ30がアダプタアセンブリの装填ユニット連結部15内に設置されたアダプタ基板アセンブリ50（図11）に係合す

10

20

30

40

50

るよう、アダプタ連結部 27 内に配置される。より詳細には、確証基板 30 は、回路基板 37、1 対の接触子部材 40a、40b（まとめて、接触子部材 40）、およびチップ 36 を備える。回路基板 37 は、アダプタ連結部 27 によって規定される凹部 31 内に固定されて受容されるように構成された、実質的に平坦な細長い部材を規定する。チップ 36 は、接触子部材 40 と電気通信する。回路基板 37 の遠位端 37a はチップ 36 を支持し、そして回路基板 37 の近位端 37b は接触子部材 40 を支持する。回路基板 37 の遠位端 37a は、それに規定された整列用切欠き 33 を備え、この整列用切欠きは、凹部 31 の遠位端に提供された対応する整列用ナブ 32 と係合して、アダプタ連結部 27 内での確証基板アセンブリ 30 の固定された正確な配置を確実にするように構成される。

【0030】

10

チップ 36 は、装填ユニット 16 の仕様（例えば、限定されないが、カートリッジサイズ、ステープル配置、ステープル長さ、締め付け距離、製造日、使用期限、互換性特徴、独特の識別子（例えば、シリアルナンバー）、および／または使用回数）を格納すること、ならびにこれらの仕様をハンドルアセンブリ 12 に伝送する可能な、任意のチップを備える。いくつかの実施形態において、チップ 36 は、消去可能再書き込み可能読出し専用メモリ（「EEPROM」）チップを備える。この方法で、ハンドルアセンブリ 12 は、チップ 36 から伝送される装填ユニット 16 の仕様に従って、このハンドルアセンブリの発射力、発射行程、および／または他の作動特徴を調節し得る。チップ 36 は、ハンドルアセンブリ 12 がチップ 36 に、関連する装填ユニット 16 が使用されたことを通信することを可能にする書き込み能力を備え得、これにより、使い果たされたリロードアセンブリの再装填もしくは再使用、または他の任意の認可されない使用を防止し得ることがさらに想定される。

【0031】

20

いくつかの実施形態において、チップ 36 は、セキュア確証チップ（例えば、限定されないが、1-Wire SHA-256 および 512-Bit User EEPROM を備える DS28E15 DeepCover™ Secure Authenticator（San Jose, California の Maxim Integrated™ 製））を備える。これらの実施形態において、チップ 36 のコンテンツ、およびチップ 36 とハンドルアセンブリ 12 との間の通信は、認可されないアクセスを防止するよう暗号化される。この方法で、低品質の偽造された装填ユニット、再製された装填ユニット、または「模造」装填ユニットの使用が効果的に妨げられ、このことは次に、新しい確証された装填ユニット 16 のみが外科手術手順中に使用されることを確実にすることによって、患者に対する危険性を低減させる。さらに、医療施設および／または外科医が偽造された装填ユニットを知らずに使用し得る可能性が大いに縮小され、従って、社会が医療サービスを行うための全体的な費用を減少させる。いくつかの実施形態において、チップ 36 は、「1ワイヤ」の通信インターフェースを利用し、これによって、チップ 36 とハンドルアセンブリ 12 との間での双方向直列通信のために、1 つの信号導体が、接地導体と一緒に使用される。

30

【0032】

40

接触子アセンブリ 38（図 9、図 10）は、接触子ベース 59 によって接合された短い接触子アーム 41 および長い接触子アーム 42 を備え、ほぼ細長い U 字形の構成を有する。短い接触子アーム 41 は、その近位端の上部に直交して配置されて固定された、第一の接触子部材 40a を備える。長い接触子アーム 42 は、その近位端の上部に直交して配置されて固定された、第二の接触子部材 40b を備える。短い接触子アーム 41 および長い接触子アーム 42 はそれぞれ、その遠位端の下部に直交して配置されて固定された、はんだタブ 39 を備える。はんだタブ 39 は、回路基板 37 の近位端 37b に、例えば、はんだ付け、導電性接着剤、および／または他の適切な技術によって電気機械的に接合される。

【0033】

アダプタ連結部 27 は、その近位端から半径方向に延びる隆起した接触子支持部 34 を

50

備え、そしてこの接触子支持部に規定された1対のクレードル35a、35bを備え、これらのクレードルは、確証基板アセンブリ30がアダプタ連結部27の凹部31内に配置されるときに、それぞれ第一の接触子部材40aおよび第二の接触子部材40bを受容するように構成される。カバー43は、確証基板アセンブリ30をアダプタ連結部27の凹部31の内部に収容して保持するように構成される(図7および図8)。

【0034】

いくつかの実施形態において、短い接触子アーム41および第一の接触子部材40aは、接触子ベース59によって、長い接触子アーム42および第二の接触子部材40bから電気的に絶縁される。これらの実施形態において、短い接触子アーム41および長い接触子アーム42の各々は、別々の回路を有する。例えば、短い接触子アーム41は信号回路を有し、そして長い接触子アーム42は接地回路を有する。他の実施形態において、短い接触子アーム41および第一の接触子部材40aは、長い接触子アーム42および第二の接触子部材40bと電気的に接合される。これらの実施形態において、短い接触子アーム41および長い接触子アーム42は、二又モードまたは冗長モードで作動して信号回路を有し、一方で、接地回路は、装填ユニット16、アダプタユニット14、および/またはハンドルアセンブリ12の他の導電性構成要素により達成される。

【0035】

上述のように、確証基板アセンブリ30は、装填ユニット16がアダプタアセンブリ14に固定されるときに、装填ユニット連結部15内に設置されるアダプタ基板アセンブリ50に係合するように構成される。ここで図11～図14を参照すると、装填ユニット連結部15は、装填ユニット連結部15に規定されたポケット60内に浮動可能に設置されるように構成された、アダプタ基板アセンブリ50を備える。アダプタ基板アセンブリ50は、装填ユニット16がアダプタアセンブリ14に固定されるときにアダプタ基板アセンブリ50が確証基板アセンブリ30に係合するように、装填ユニット連結部15内に配置される。

【0036】

アダプタ基板アセンブリ50は、1対の接触子部材55a、55b(まとめて、接触子部材55)が固定されてハンドルアセンブリ12と作動可能に通信している、回路基板51を備える。図示される実施形態において、接触子部材55a、55bは、横断方向、例えば、ステープラー10の長手方向軸「X-X」に対する横断方向で効果的に係合するように配置されて、本明細書中に記載されるような装填ユニット16とアダプタアセンブリ14との回転連結に適応する。

【0037】

回路基板51は、上表面51a、下表面51b、近位端51c、および遠位端51dを備える。回路基板51は、装填ユニット連結部15によって規定されたポケット60内に弾力的または浮動可能に受容されるように構成された、実質的に平坦な細長い部材を規定する。ばねクリップ52が、回路基板51の近位端51cに固定され、そしてアダプタ基板アセンブリ50をポケット60内で支持するように構成される。ばねクリップ52は、1対のばね支持具54を備え、これらのばね支持具は、はね様の構成を有し、ばねクリップ52が過剰に広がることを防止し、そして硬さを提供するように構成される。アダプタ基板アセンブリ50は、回路基板51の上表面51aに配置された、幅の広い湾曲したU字形のプロフィールを有するばね53を備える。いくつかの実施形態において、ばねクリップ52とばね53とは、一体的に形成され得る。ばねクリップ52および/またはばね53は、回路基板51の近位端51cに規定された切欠き62に積極的に整列し得、そして/またはこの切欠き62によって支持され得る。回路基板51は、それに規定された1つまたは1つより多くのスルーホール56を備え、このスルーホールは、回路基板51の上表面51aと下表面51bとの間に伝導性経路を形成するために利用され得る。

【0038】

アダプタ基板アセンブリ50がポケット60内に設置されるとき、ばね53は、アダプタアセンブリ14の外側管57(図15、図16)に押し付けられる。使用中に、アダブ

10

20

30

40

50

タ基板 50 は、ばね 53 および横のばねクリップ 52 によって確証基板アセンブリ 30 の方にばね付勢され、その結果、装填ユニット 16 とアダプタアセンブリ 14 とを接合させると、装填ユニット 16 とアダプタアセンブリ 14 との間のあらゆる製造許容差が、浮動性のばね設置によりアダプタ基板 50 をポケット 60 内に係合させることによって、補償される。この方法で、アダプタ基板 50 の接触子部材 55 と確証基板アセンブリ 30 の接触子部材 40 との間の信頼性ある接続が、一貫して達成され、従って、チップ 36 とハンドルアセンブリ 12 との間の頑丈な通信リンクを提供する。実施形態によっては、接触子アセンブリ 38、接触子 40、および／または接触子 55 は、少なくとも部分的に、導電性物質（例えば、限定されないが、ベリリウム銅）から形成される。

【0039】

10

ここで図 15～図 21 を参照すると、アダプタ基板アセンブリ 50 と確証基板アセンブリ 30 との間の相互作用が示されている。図 15、図 16、および図 19 に見られるように、アダプタ基板 50 は、装填ユニットアダプタ 15 内に、ばねクリップ 52 によって保持される。ばね 53 は、外側管 57 に押し付けられて、アダプタ基板 50 を内向きに、ボア 61 の方へと付勢し、その結果、接触子部材 55 はボア 61 内に延びる。アダプタ連結部 27 が装填ユニットアダプタ 15 のボア 61 に完全に挿入されると、アダプタ連結部 27 と装填ユニット連結部 15 との最初の回転配向は、確証基板 30 の接触子部材 40 とアダプタ基板 50 の接触子部材 55 とがおよそ 45° 離れるような配向である（図 20）。装填ユニット 16 がアダプタアセンブリ 14 に対して回転させられると、確証基板 30 の接触子部材 40 は、アダプタ基板 50 の接触子部材 55 と係合する。有利には、装填ユニット 16 のアダプタ連結部 27 の接触子支持部 34 は、接触子部材 40 がアダプタ基板 50 の接触子部材 55 に係合して嵌合するとき、これらの接触子部材に対する半径方向の支持を提供する。さらに、ばね 53 が外側管 57 に押し付けられることにより、アダプタ基板 50 が確証基板 30 および装填ユニット連結部 15 に対して浮動することが可能になり、これによって、種々の構成要素間の製造による変動を補償し、そして確証基板 30 とアダプタ基板 50 との間に信頼性のある接続を提供する。

【0040】

20

装填ユニット 16 のような装填ユニットは、取り外し可能かつ交換可能なステープルカートリッジアセンブリを有し得ることが想定される。本開示の 1 つの実施形態によるステープル留めシステムが、図 22～図 57 に示されており、このステープル留めシステムは、上で議論されたハンドルアセンブリ 12 と類似の動力式ハンドルアセンブリ 112 を有する。このハンドルアセンブリは、上で議論されたように構成され、そして制御器 121a を有する。このステープル留めシステムは、アダプタアセンブリ 114 および装填ユニット 116 を備え、これらの各々は、上で議論されたように構成され得る。この装填ユニットは、直線状ステープル留め装填ユニットであるが、他の型の装填ユニットが想定される。装填ユニット 116 は、上で議論されたように、アンビル顎部材 111 とステープルカートリッジ顎部材 113 との間にクランプされた組織内にステープルを発射するための、駆動アセンブリを有する。

【0041】

30

ステープルカートリッジ顎部材 113 内に、取り外し可能かつ交換可能なステープルカートリッジアセンブリ 115 が支持されている。取り外し可能かつ交換可能なステープルカートリッジアセンブリは、米国特許出願第 13 / 280,880 号（2011 年 10 月 25 日出願、US 2013-0098965 A1 として公開、その全開示は、本明細書中に参考として援用される）に開示されている。

【0042】

40

本開示の装填ユニット 116 は、1 回より多く使用されるように構成される。具体的には、この装填ユニットは、上で議論されたステープルカートリッジおよび駆動アセンブリを備える、取り外し可能なステープルカートリッジアセンブリ 115 を有する。取り外し可能なアセンブリ 115 は、（例えば、ステープルまたは他の外科手術用ファスナーを発射した後に）取り外されて交換されるように構成される。図示される装填ユニット 116

50

は、アダプターセンブリ 114 に取り付け可能な近位本体部分 118 を備える。しかし、本開示の装填ユニットの特徴は、器具の細長部分の取り外し可能な部分を備えない外科手術用器具に組み込まれてもよい。

【0043】

装填ユニット 116 は、長手方向軸「Y-Y」を規定する近位本体部分 118 を備える。顎部材は、アンビル顎部材 111 およびカートリッジ顎部材 113 を備える。これらの顎部材のうちの一方は、他方に対して旋回し、これらの顎部材間に組織をクランプすることを可能にする。図示される実施形態においては、カートリッジ顎部材 113 がアンビル顎部材に対して旋回し、そして開位置または非クランプ位置と、閉位置または近接位置との間で移動可能である。しかし、アンビル顎部材が、またはカートリッジ顎部材とアンビル顎部材との両方が、移動可能であってもよい。図 1 ~ 図 21 に関して議論されたように、このアンビル顎部材は、複数のステープル形成凹部を有するアンビルを備える。

【0044】

カートリッジ顎部材 113 は、ステープルカートリッジアセンブリ 115 を受容して支持する、チャネルまたはキャリア 120 を備える。このカートリッジアセンブリは、カートリッジ本体 140 および支持プレート 111a を有する。このカートリッジ本体および支持プレートは、チャネルまたはキャリア 120 に、以下で議論されるようなスナップばめ接続、移動止め、ラッチ、または別の型の接続によって、取り付けられる。このカートリッジアセンブリは、ファスナーまたはステープル 141 を備える。カートリッジ本体 140 は、横方向に間隔を空けた複数のステープル保持スロット 142 を規定し、これらのステープル保持スロットは、開口部として構成される（図 32 を参照のこと）。各スロットは、内部にファスナーまたはステープルを受容するように構成される。カートリッジアセンブリはまた、複数のカム楔スロットを規定し、これらのカム楔スロットは、ステープルプッシャー 146 を収容し、そして底部で開口して、上で議論されたようなステープルの発射の際に、起動そり 148 がこのカートリッジアセンブリを通って長手軸方向に通過することを可能にする。

【0045】

取り外し可能なステープルカートリッジアセンブリ 115 は、カートリッジ本体 140 および支持プレート 111a を備える。取り外し可能なアセンブリ 115 は、例えば、ステープルがカートリッジ本体 140 から発射された後に、チャネル 120 から取り外し可能である。別の取り外し可能かつ交換可能なステープルカートリッジアセンブリが、このチャネルに装填されることが可能であり、その結果、装填ユニット 116 は、さらなるファスナーまたはステープルを再度発射するために起動され得る。

【0046】

チャネル 120 は、ステープルカートリッジアセンブリと支持プレートとを係合させるための 1 つまたは 1 対の係合構造体 120a（例えば、スロット）（図 39 を参照のこと）、駆動梁の通過のための中心スロット、アンビル顎部材との接続のための 1 対の近位穴 150、および傾斜表面 152 を備える。近位穴 150 は、アンビル顎部材の対応する 1 対の穴または特徴と整列し / 機械的に係合するように構成される。顎部材は、ピンによって接続され得、例えば、アンビル顎部材 111 とカートリッジ顎部材 113 との間の旋回関係を容易にする。

【0047】

カートリッジ本体 140 は、中心スロット 143、およびスロット 143 の両側に位置するステープル保持スロットの列を備える（図 32 を参照のこと）。カートリッジ本体はまた、1 対の係合構造体または突出部を備え、これらは、特定の実施形態において、その近位端に隣接する、支持プレート 111a および / またはチャネル 120 との接続のためのスロットまたは開口部であってもよい。

【0048】

図 29 を特に参照すると、支持プレート 111a は、基部 145、カートリッジ本体および / またはチャネルとの接続のための係合特徴 147 および 147a（図 38 を参照の

10

20

30

40

50

こと)、ならびにその近位端の設置部分 149 (図 29 を参照のこと)を備える。支持プレート 111a は、カートリッジ本体の下方に配置されて、ステープルプッシャー、起動そりおよびステープル (または他の外科手術用ファスナー) を支持し、そしてこれらの構成要素がステープルカートリッジアセンブリから落ちることを防止する。

【0049】

この装填ユニットは、例えば図 41 ~ 図 45 に示されるように、近位本体部分 118 の近位端に設置されたチップアセンブリ 360 を備え得る。このチップアセンブリは、上で議論された確証基板アセンブリ 30 に関して上に記載されたとおりである。チップアセンブリ 360 は、アダプタアセンブリ 114 の遠位端の連結部において基板アセンブリとの接続のために設置され、そして図 1 ~ 図 21 に関して上で議論されたように構成され得る。チップアセンブリ 360 は、確証および情報の目的のチップ 361 を備え、そして特定の情報を格納するメモリを備え得る。この情報は、その装填ユニットがどのような型のデバイスであるか、そのデバイス / 装填ユニットのバージョン、その装填ユニットの名称、製造ロット番号、シリアルナンバーまたは他の識別番号、その装填ユニットの駆動梁が駆動され得る最大の力、インターロックゾーン (mm)、エンドゾーン (mm)、装填ユニットが関節運動し得るか否か、および / あるいは使用限度 (その装填ユニットが使用され得る回数) を含み得る。このインターロックゾーンとは、駆動梁の開始位置または初期位置から測定した、この駆動梁がこの装填ユニットのロックアウトにより係合されるときの、ミリメートル単位でのこの駆動梁の位置である。このエンドゾーンとは、駆動梁の開始位置または初期位置から測定した、この駆動梁がそのステープルカートリッジ本体 140 内での移動の終了に達したときの、ミリメートル単位でのこの駆動梁の位置である。ステープルカートリッジアセンブリ 115 は、取り外されて交換され得るので、装填ユニットに新しい未発射のステープルカートリッジを再装填し得る回数に対して、意図される限度が存在する。このチップに格納される情報は、ステープル線および / またはカートリッジの長さを含み得る。

【0050】

ハンドルアセンブリ 112 内の制御器 121a は、チップ 361 上の情報を読み取るようにプログラムされ得る。この情報は、外科手術用システムの操作中に使用される。望ましくは、これらの情報のうちのいくつかまたは全てが暗号化される。このことは、図 1 ~ 図 21 に関して上で議論されたように達成され得る。この制御器は、シリアルナンバーまたは他のデータが認識されない場合、ハンドルアセンブリ 112 内に配置されたモータ (図示せず) に電力を提供しないように、そしてアダプタアセンブリおよび装填ユニットを作動させないように、プログラムされ得る。最大の力の情報は、外科手術用システム内に配置された負荷センサ (例えば、ひずみゲージ) と組み合わせて使用される。例えば、負荷センサは、アダプタアセンブリ 114 および / または装填ユニット内に配置され得る (例えば、駆動梁上の負荷センサ)。この制御器は、この負荷センサからのデータと、このチップ上に格納された最大の力のデータとを比較するようにプログラムされ、これによって、例えば、この最大の力を超える前に、モータ (図示せず) の作動が妨害される。別の例において、この制御器は、この測定された力が予め決定されたレベルに達した場合、「低速モード」で作動するようにプログラムされ得る。この予め決定されたレベルの力は、上で議論された最大の力であり得るか、またはこのシステム内のチップ (例えば、チップ 361) 上に格納された、別のレベルの力であり得る。低速モードとは、制御器がモータ (図示せず) をより低い速度で作動させ、より大きいトルクを発生させ、そしてまた、組織の圧縮および / またはステープルの発射を遅くすることを意味する。厚い組織において、低速モードは、この組織内の流体がステープル留めの部位から移動することを可能にし得、この組織のより大きい圧縮を容易にし得る。

【0051】

類似の方法で、このモータの作動は、駆動梁がインターロックゾーンまたはエンドゾーンに配置されるときに、停止され得るか、または低速モードで作動され得る。さらに、この制御器は、チップ 361 上のデータがその装填ユニットが関節運動しないことを示す場

10

20

30

40

50

合、関節運動リンクのための機構、棒またはケーブルの作動を妨害または防止し得る。

【0052】

上で議論されたデータのうちのいくつかまたは全てを含むチップ361が、本明細書中に開示される実施形態の任意のもの（取り外し可能かつ交換可能なステープルカートリッジアセンブリを有さない装填ユニット、および／または関節運動しない装填ユニットが挙げられる）に提供され得ることが想定される。

【0053】

チップ361上の情報は、ハンドルアセンブリ内の制御器、このシステム内の別のチップ、またはこの外科手術用システム内の他の任意のコンピュータ構成要素によって読み取られ得ることが想定される。

10

【0054】

本明細書中に開示される実施形態の任意のものにおいて、この制御器は、この装填ユニット上のチップに情報を書き込み得る。例えば、組織をクランプするために使用された最大の力（上で議論された負荷センサによって測定されるよう））、ステープルを発射するために使用された最大の力、および／または駆動梁が前進を止めるときの駆動梁の位置など。チップ361に書き込まれ得る他の情報としては、そのデバイスが低速モードに入るときの駆動梁の位置、その装填ユニットが発射された回数、その装填ユニットが発射されたか否か、ハンドルアセンブリの型、そのハンドルアセンブリのシリアルナンバー、アダプタアセンブリの型、および／またはそのアダプタアセンブリのシリアルナンバーが挙げられる。ステープルを発射するための最大の力は、本明細書中に開示される実施形態の任意のものにおいて、駆動梁の位置と一緒に保存され得る。この情報はまた、ハンドルアセンブリ内の制御器に接続されたメモリ、そのシステム内の他のチップ、またはその外科手術用システムの他のコンピュータ構成要素に保存され得る。

20

【0055】

本明細書中に開示される実施形態の任意のものにおいて、エンドエフェクタまたはツールアセンブリは、ツールアセンブリが長手方向軸「Y-Y」と整列する第一の位置と、ツールアセンブリが長手方向軸「Y-Y」に対してある角度で配置される第二の位置との間で、関節運動するように配置されることもまた想定される。例えば、アンビル顎部材およびカートリッジ顎部材を備えるツールアセンブリは、近位本体部分118に対して旋回可能であるように設置され得る。このアンビル顎部材およびこのカートリッジ顎部材は、設置アセンブリ2020（以下でさらに議論される）に取り付けられ得、そしてこの設置アセンブリは、近位本体部分118に旋回可能に接続され得る。装填ユニット116は、近位本体部分に配置された1つまたは1つより多くのケーブルまたはリンク機構を備え、その結果、このケーブルまたはリンク機構が動くと、このツールアセンブリは、この器具に対して旋回して関節運動する。関節運動を提供することのさらなる詳細は、共有に係るM i l l i m a n らに対する米国特許第6,953,139号に詳細に記載されており、その内容はその全体が本明細書中に参考として援用される。アダプタアセンブリ114は、このツールアセンブリの関節運動を可能にするための、リンク機構、棒またはケーブルを備え得る。

30

【0056】

図32に見られるように、例えば、本明細書中に開示される実施形態の任意のものが、段状の組織接触表面1412を有するカートリッジ本体140を備え得る。このような実施形態において、異なるサイズのステープルまたは全て同じサイズのステープルが、使用され得る。複数のステープルサイズを有するステープルカートリッジのさらなる詳細は、H o l s t e n らに対する米国特許第7,407,075号に含まれてあり、その全内容は、本明細書中に参考として援用される。従って、アンビルのステープル形成凹部、またはステープルプッシャー、あるいはこれらの両方は、ステープルを所望の形状およびサイズに形成するように構成され得る。

40

【0057】

取り外し可能かつ交換可能なステープルカートリッジアセンブリ115は、チップアセ

50

ンブリ 362 をさらに備え得る（図 27 および図 28 を参照のこと）。対応する基板アセンブリ 380（図 25 および図 26）が、装填ユニット 116 のツールアセンブリ上に配置され、そしてチャネル 120 上に配置され得る。このツールアセンブリの基板アセンブリ 380 は、アダプタ連結部 27 のアダプタ基板アセンブリ 50 に関して上で議論されたように構成され得る。このツールアセンブリの基板アセンブリ 380 は、チャネル 120 の壁に固定されて設置されるように構成される。この基板アセンブリ 380 は、カートリッジアセンブリ 140 が装填ユニットのチャネル 120 に固定されるときに、チップアセンブリ 362 がこのチャネルに設置された基板アセンブリ 380 に係合するように、配置される（図 29～図 31 を参照のこと）。図 27 および図 28 は、チップアセンブリとステープルカートリッジ本体 140 との間の関係を示し、一方で、図 29 は、チップアセンブリ 362 と支持プレート 111a との間の関係を示す。

【0058】

より詳細には、チップアセンブリは、本体 337、ならびにこの本体に配置されたチップ 336 に接続された 1 対の接触子部材 340a、340b（まとめて、接触子部材 340）を備える。本体 337 は、可撓性アームを有する矩形の部材を規定し、これらの可撓性アーム上には、スナップ特徴 337a がある。これらの可撓性アームは、カートリッジ本体に規定された凹部 331 に固定されて受容されるように構成される。チップ 336 は、接触子部材 340 と電気通信する。

【0059】

チップ 336 は、ステープルカートリッジアセンブリ 115 に関する情報を格納することが可能な、任意のチップを備える。このチップは、確証基板アセンブリ 30 のチップと同じであっても類似であってもよい。本明細書中に開示される実施形態の任意のものにおいて、これらのチップの任意のものが、情報（例えば、限定されないが、カートリッジサイズ、ステープル配置、ステープル線の長さ（またはカートリッジの長さ）、製造日、使用期限、互換性特徴、独特の識別子（例えば、シリアルナンバー）、および／または使用回数、ならびにこのステープルカートリッジアセンブリが使用されたことがあるか否か）を格納し得る。このような情報は、ハンドルアセンブリ 112 内の制御器、または別のコンピュータ構成要素に、適切なバス、ピン接続、無線手段などを介して伝送され得る。いくつかの実施形態において、チップ 336 は、消去可能再書き込み可能読出し専用メモリ（「EPROM」）チップを備える。このハンドルアセンブリ内の制御器は、チップ 336 に情報を書き込み得る。この方法で、ハンドルアセンブリ 112 は、チップ 336 から伝送される、ステープルカートリッジアセンブリに関する情報に従って、このハンドルアセンブリの発射力、発射行程、および／または他の作動特徴を調節し得る。ハンドルアセンブリ 112 は、チップ 336 に、このステープルカートリッジアセンブリが使用されたことがあることを通信し得、これにより、使い果たされたリロードアセンブリの再装填もしくは再使用、または他の任意の認可されない使用を防止し得る。この外科手術用システム内の構成要素のいずれかに格納された情報は、秘密鍵、公開鍵、および／またはセキュアハッシュアルゴリズムを使用して、暗号化され得る。

【0060】

基板アセンブリ 380 はまた、1 対の接触子 380a および 380b、ならびに本体 381 を有する。この基板アセンブリは、ステープルカートリッジアセンブリがチャネル 120 内に適切に設置されるときに、チップアセンブリ 362 と接触するために設置される。接触子 380a、380b、340a、および 340b は、図に見られるような L 字形の構成を有し、その結果、これらの接触子は、互いに弾力的に係合し得る。本体 381 は、スナップ特徴 382 を規定し得、このスナップ特徴は、この基板アセンブリを固定して設置するために、チャネル内の穴 383 に係合するために提供される。この基板アセンブリは、チップアセンブリ 362 からハンドルアセンブリ内の制御器へ、または他の任意のコンピュータデバイスへの情報の伝送のために、バスもしくはワイヤに適切に接続されるか、または無線通信手段を有する。

【0061】

10

20

30

30

40

50

本明細書中に開示される実施形態の任意のものにおいて、ロックアウト機構 500 が、装填ユニット内に配置される。この装填ユニットは、上で議論されたように構成され得る。さらに、本開示は、ロックアウトを有する取り外し可能なアセンブリ、またはロックアウトを有する装填ユニットに関する。

【0062】

ロックアウト機構 500 は、ラッチ 2010 および少なくとも 1 つのばね 2030 を備え、そしてステープルカートリッジアセンブリ 115 またはステープルカートリッジ 26 の再発射を防止するように、そしてまた、ステープルカートリッジが発射された後であつて別のカートリッジアセンブリ 115 の装填前の駆動梁の遠位方向への並進を防止するよう、構成される。ロックアウト機構 500 は、図 50 において、そり 148 および設置アセンブリ 2020 と並んで図示されている。少なくとも 1 つのばね 2030 は、遠位に面する表面 2031 に設置される。例えば、表面 2031 に、ばね 2030 を受容するための凹部が形成される。対応するポストが、ラッチ 2010 の近位に面する表面に提供される。このラッチは、装填ユニット内で旋回可能であるように構成され、そして少なくとも 1 つのプロング 2012、後方部分 2014、および支持部分 2016 を備える。このラッチは、図 50 および図 51 において下方に垂れ下がる 2 つの特徴として示される支持部分 2016 の周りで旋回するように構成され、そしてばね 2030 (単数または複数) によって付勢される。そり 148 は、ラッチおよび駆動梁が初期位置にあるときに少なくとも 1 つのプロング 2012 を受容するための、穴または凹部を有する (図 52 を参照のこと)。駆動梁 2039 は、上フランジ 2042、下フランジ 2044、およびナイフ刃 2046 を有する動的クランピング部材 2040 (図 53 を参照のこと) と相互作用し得るか、またはこの動的クランピング部材 2040 を備え得る。

10

20

30

【0063】

この初期位置において、ラッチ 2010 は、前方または遠位方向に付勢され、このとき後方部分 2014 は、駆動梁 2039 の縁部 2039a と接触して、このラッチのさらなる回転運動を防止する。この駆動梁およびこの動的クランピング部材が前方または遠位方向に移動するにつれて、この動的クランピング部材は、このそりを遠位方向に押す。このそりの後方部分 148a は、プロング 2012 (単数または複数) を押し、このラッチを、少なくとも 1 つのばね 2030 の付勢に逆らって傾斜させる。これによって、後方部分 2014 が縁部 2039a の近くの領域から外され、そして駆動梁および動的クランピング部材が前方に移動することを可能にする。この動的クランピング部材がラッチ 2010 を通過した後に、このラッチは、このばねの影響下で前方に回転する (図 57 を参照のこと)。

40

【0064】

動的クランピング部材およびそりがステープルをカートリッジ 140 から発射した後に、この動的クランピング部材は近位方向に移動し、このそりをカートリッジ 140 およびカートリッジアセンブリ 115 の遠位端に残す。カム表面 2041 がラッチを移動路から離れるように動かすと、この動的クランピング部材は、ラッチ 2010 を超えて移動し得る (図 57 を参照のこと)。一旦、この動的クランピング部材がその初期位置に戻ると、ラッチ 2010 は、動的クランピング部材 2040 のさらに前方への移動を防止する。このラッチの後方部分 2014 は、この駆動梁の別の縁部 2039b に係合するように位置する (図 57 を参照のこと)。この装填ユニットが、取り外し可能かつ交換可能なステープルカートリッジアセンブリ 115 を受け入れる型のものである場合、カートリッジアセンブリ 115 は、ラッチ 2010 をその初期位置に戻すように構成され得、その結果、この駆動梁およびこの動的クランピング部材は、再度遠位方向に移動させられて、別のセットのステープルを発射させ得る。

40

【0065】

上で議論されたように、本明細書中に開示される実施形態の任意のものは、装填ユニット 116 などの外科手術用ステープル留め装填ユニット上に、上で議論されたロックアウト機構などのロックアウト機構に関する情報を有するチップアセンブリ 360 を備え得る

50

。さらに、このロックアウト機構に関する情報が、チップ361上に格納され得る。例えば、そのロックアウト機構が係合されたという事実が、ハンドル内の制御器によって、チップアセンブリ360および／またはチップアセンブリ362に記録され得る。このハンドル内の制御器は、情報を格納するためのメモリ（プロセッサ、および他のコンピュータ構成要素が挙げられる）を備え得る。この制御器はまた、このハンドルアセンブリのモータの電流を測定するための電流計、すなわちアンメータを備え得る。この制御器は、この装填ユニットおよび／またはステーブルカートリッジアセンブリの使用中に達したピーク電流を記録するようにプログラムされ得、そしてこのピーク電流を、このシステム内のチップまたは他のコンピュータ構成要素のうちの任意のものに記録し得る。ステーブルが発射された後に達するピーク電流は、新しいステーブルカートリッジアセンブリがその装填ユニットに設置される前に、この装填ユニットを再び発射させることを試みられたことの指標であり得る。あるいは、このロックアウト機構は、センサを、例えばラッチ上に備え得る。この外科手術用システムは、上で議論されたものと同様の、ロックアウト機構を有さない装填ユニットを備え得ることが想定される。その装填ユニットがロックアウト機構を有さないという事実は、チップ361に格納され得る。

【0066】

このハンドルアセンブリはまた、モータ出力シャフトの回転が何回行われたかを決定するエンコーダを備え得、これは、アダプタアセンブリ内の駆動棒、リンク機構、ケーブルなど、装填ユニット内の駆動梁もしくは発射棒、または他の構成要素の位置を決定するために使用され得る。あるいは、他のセンサが、その外科手術用システム内の種々の構成要素の位置を決定するために、使用され得る。

【0067】

本明細書中に開示されるアダプタアセンブリは、本明細書中に開示される実施形態の任意のものにおいて、米国特許出願公開第2011/0174099 A1号に開示されるように構成され得、その全開示は、本明細書中に参考として援用される。ハンドルアセンブリ内のモータは、回転出力を回転シャフトに提供し、そしてアダプタは、この出力を、直線運動するリンク機構または棒に転換するように構成され、そしてまた、装填ユニット116の近位本体部分118内の関節運動リンク機構に駆動を提供し得る。ハンドルアセンブリおよび／またはアダプタアセンブリは、米国特許出願公開第2014/0012289 A1号および同第2014/0110453 A1号に開示されるように構成され得、これらの全開示は、本明細書中に参考として援用される。

【0068】

力測定および駆動回路

本明細書中に開示される実施形態の任意のものは、力測定および駆動回路を備え得るか、または力測定および駆動回路を有する構成要素と一緒に使用されるように構成され得る。モータ駆動機構によってエンドエフェクタアセンブリに加えられる力がモータ電流測定によって推定される、ファスナーを付けるための外科手術用器具は、公知である。しかし、温度によって変わる、この測定スキームにおいては、エラーの元が存在し得、そしてある組み合わせのエンドエフェクタアセンブリおよびアダプタと、別の組み合わせのエンドエフェクタアセンブリおよびアダプタとの間の摩擦の差に起因する不確実性が存在し、このことは、モータ電流のみによって推定される力は、その信頼性が変わりやすいことを意味する。

【0069】

本開示の種々の実施形態は、エンドエフェクタアセンブリをモータ駆動機構に作動可能に接続するように構成され、そしてアダプタ内の駆動力を直接測定するように構成された、アダプタを備える外科手術用器具を提供する。本開示の外科手術用器具の実施形態は、過剰な負荷を検出すること、ならびに／あるいはアダプタおよび／またはハンドルアセンブリへの損傷を防止することが可能であり、これにより、信頼性が増大し得る。本開示の外科手術用器具の種々の実施形態はまた、組織圧縮に関するデータを収集することが可能である。本開示の外科手術用器具の実施形態は、組織端部停止（end stop）また

10

20

30

40

50

は端部停止条件にいつ達したかを正確に決定するように構成される。

【0070】

本開示の外科手術用器具の種々の実施形態は、ひずみゲージおよび駆動回路を用いて構成されたアダプタを利用する。以下の説明は、ひずみゲージの使用を記載するが、本開示の教示はまた、加えられる圧力に比例する電気出力を提供することが可能な種々の感知デバイスに応用され得る。いくつかの実施形態において、この駆動回路は、専用計測增幅器、カスタム同調2極フィルタ、低電力モードスイッチ、12ビットアナログデジタル変換器、および32ビットマイクロプロセッサを備える。以下の説明は、外科手術用ステープルを付けるための外科手術用器具の使用を記載するが、本開示の教示はまた、エンドエフェクタアセンブリおよびシャフトを備える種々の外科手術用デバイス（例えば、組織を封止するデバイス）に応用され得る。 10

【0071】

図58は、種々の外科手術手順（例えば、内視鏡外科手術手順）において使用するための外科手術用器具1110を図示し、この外科手術用器具は、モータパック1150、バッテリパック1160、アダプタ1120、および交換可能な装填ユニット1114（ステープルを付けるように構成されたエンドエフェクタアセンブリ1111を有する）を備える。交換可能な装填ユニット1114および/またはエンドエフェクタアセンブリ1111は、種々のサイズのステープルを備え得、そしてこれらのステープルは、1つまたは1つより多くの構成で配置され得る。いくつかの実施形態において、交換可能な装填ユニット1114は、アダプタ1120の遠位端に解放可能に連結されるように構成される。 20

【0072】

図58に図示されるように、外科手術用器具1110は、モータパック1150およびバッテリパック1160を保持するように構成されたクラムシェル1140を備え、そしてクラムシェル1140を介してアダプタ1120をモータパック1150に作動可能に連結するための連結機構1130を備える。外科手術用器具1110はさらに、または代替的に、ハンドルアセンブリ（図示せず）を備え得、この場合、アダプタ1120は、このハンドルアセンブリの遠位端から伸びる。いくつかの実施形態において、器具1110は、器具1110を外部電源に接続するための伝送線（図示せず）を備え得る。

【0073】

本開示の実施形態によれば、駆動力は、アダプタ1120において、ひずみゲージ1122または他の力センサ、およびこれと作動可能に関連する駆動回路1129を使用して、直接測定される。本開示の外科手術用器具1110の実施形態は、工場較正力測定値を含み得、これによって、傾き補正因子およびオフセット補正因子が、駆動回路1129のマイクロプロセッサ（例えば、図59および図60に示されるマイクロプロセッサ1240）に永続的に格納される。この方法で、アダプタ1120は、異なるハンドルアセンブリ、またはクラムシェル1140間で交換され得、そして較正された力測定値が保証される。いくつかの実施形態において、行程の終了時に較正された力測定値は上昇し、このことは、信頼性のある端部停止検出を可能にすることを補助する。 30

【0074】

力センサおよび力変換器は、温度によって、および経時的に、オフセットのドリフトを示し得る。本開示の実施形態によれば、力変換器は、製造中に工場で較正される。この較正は、補正因子をマイクロプロセッサ（例えば、図59および図60に示されるマイクロプロセッサ1240）に提供する。この補正因子は、変換器（例えば、ひずみゲージ1122）から受信されたデータを修正して、工場での製造中に加えられる現実の力と一致させるために、このマイクロプロセッサによって使用されるためのものである。図示される実施形態において、この較正は最初に、変換器オフセット「Y1」の測定を伴う。次に、既知の力「F1」がこの変換器に加えられ、そしてこの変換器の出力が測定されて、データ点「Y2」を与える。見かけの傾き「Sapp」が、等式 $Sapp = (Y2 - Y1) / F1$ を使用して計算され得る。 40

【0075】

オフセット「Y1」は、マイクロプロセッサ1240に格納され得（そして／またはこれと作動可能に関連するメモリに格納され得）、そしてマイクロプロセッサ1240は、変換器から受信された全てのデータから、オフセット「Y1」を減算するように構成され得る。これは、 $y = mx + b$ の等式を使用してこの変換器から予測される直線に対する、「b」補正に相当する。この傾きの補正是、最初に「Sapp」を理想値「Si」（これは、力「F1」が入力される場合のこのシステムの理想出力である）と比較することによって、計算され得る。 $y = mx + b$ の等式の項「m」は、比 $Si / Sapp$ によって修正される。

【0076】

図59および図60において、駆動回路1129（図58）の回路図が示されており、この回路図は、計測増幅器1220、マイクロプロセッサ1240、演算増幅器すなわち「オペアンプ」1230、およびひずみゲージ1122に接続されたインターフェース1215、ならびにオン／オフ能力を提供する電源オン／オフ回路1210を含む。図60に示されるように、駆動回路1129は、電圧調整回路1250をさらに備え、これは、クリーンなDC電圧を提供する。いくつかの実施形態において、電圧調整回路1250は、3.3ボルトのDC電圧を提供する。

【0077】

計測増幅器1220は、電力供給源注入比、および電流消費がないことのために選択される。計測増幅器1220は、比較的ノイズが多い信号、またはひずみゲージからの非常に弱い信号を増大させるように設計される。例えば、この信号を約50倍増大させる。オペアンプ1230は一般に、低い電流消費および小さいサイズを有し、そして増幅器1220からの信号を約10倍増大させるように構成され得る。いくつかの実施形態において、オペアンプ1230は、20Hzのカットオフ周波数で20dBの増加を提供し、そして二極バターワースフィルタであり得る。オペアンプ1230はまた、低域フィルタリングを提供して、例えば、モータのノイズを排除し得、そして／または電磁気干渉（EMI）抑制を提供し得る。オペアンプ1230のアナログ出力は、導体1231を介してマイクロプロセッサ1240のアナログ-デジタル入力に伝送され、そしてデジタル形式に変換される。駆動回路1129をアダプタ1120内に収容するための空間の制約に起因して、オペアンプ1230およびマイクロプロセッサ1240を選択する際の主要な懸念事項のうちの1つは、サイズが小さいことである。

【0078】

本明細書中以下で、本開示による外科手術用デバイスにおける駆動力を測定する方法が、図61を参照しながら記載される。本明細書中に提供される方法の工程は、本開示の範囲から逸脱することなく、組み合わせて、そして本明細書中に提供される順序とは異なる順序で、実施され得ることが理解されるべきである。

【0079】

図61は、本開示の1つの実施形態による、外科手術用デバイスにおける駆動力を測定する方法を図示する流れ図である。工程1410において、外科手術用器具1110が提供され、この外科手術用器具は、エンドエフェクターセンブリ1111を有する交換可能な装填ユニット1114を駆動モータ1150に解放可能に連結するように構成されたアダプタ1120を備える。アダプタ1120は、過剰な負荷を検出することが可能な、駆動回路1129に連結されたひずみゲージ1122を備える。いくつかの実施形態において、このエンドエフェクターセンブリは、ステープルを付けるように構成される。

【0080】

いくつかの実施形態において、駆動回路1129は、マイクロプロセッサ1240およびオペアンプ1230を備える。オペアンプ1230は、低域フィルタリングを提供するように構成され得、そして／または二極バターワースフィルタであり得る。いくつかの実施形態において、図61に図示される方法は、オペアンプ1230のアナログ出力をマイクロプロセッサ1240のアナログ-デジタル入力に伝送する工程をさらに包含し得る。駆動回路1129は、電圧調整回路1250をさらに備え得、これは3.3ボルトのDC

10

20

30

40

50

電圧を提供し得る。

【0081】

工程1420において、ひずみゲージ1122および駆動回路1129を使用して、アダプタ1120における駆動力を直接測定し、力測定値を得る。

【0082】

工程1430において、この力測定値に基づいて、過剰な負荷が検出されたことが決定される場合、アダプタ1120に対する損傷を防止するように、この駆動力が調節される。

【0083】

いくつかの実施形態において、図61に図示される方法は、エンドエフェクターセンブリを使用してステープルを付ける工程、および／または内視鏡外科手術手順においてエンドエフェクターセンブリ1111を利用する工程をさらに包含し得る。 10

【0084】

上記外科手術用器具、および外科手術用デバイスにおける駆動力を測定する方法は、内視鏡外科手術手順における利用に適切であり得、そして／または直視下外科手術用途における利用に適切であり得る。

【0085】

図1～図57に関して記載された実施形態の任意のものが、上で議論されたひずみゲージ（もしくは他の力センサ）および／または駆動回路を備え得る。本明細書中に開示される実施形態の任意のものにおいて、ハンドルアセンブリまたはクラムシェル内のモータは、1つまたは1つより多くのドライブ（例えば、回転可能なドライブコネクタ）を起動させるように構成された、任意の電気モータであり得る。このモータは、バッテリに連結され、このバッテリは、DCバッテリ（例えば、充電式の鉛ベースのバッテリ、ニッケルベースのバッテリ、リチウムイオンベースのバッテリなど）、AC/DC変圧器、またはこのモータに電気エネルギーを提供するために適した他の電源であり得る。 20

【0086】

図示および説明の目的で、添付の図面を参照しながら実施形態が詳細に記載されたが、開示されるプロセスおよび装置は、それらによって限定されると解釈されるべきではないことが理解されるべきである。例えば、ひずみゲージまたは他の力センサは、駆動梁、動的クランピング部材、アンビル、またはこの外科手術用システムにおける他の構成要素に提供され得る。上記実施形態に対する種々の改変が、本開示の範囲から逸脱することなくなされ得ることが、当業者に明らかである。 30

【図1】

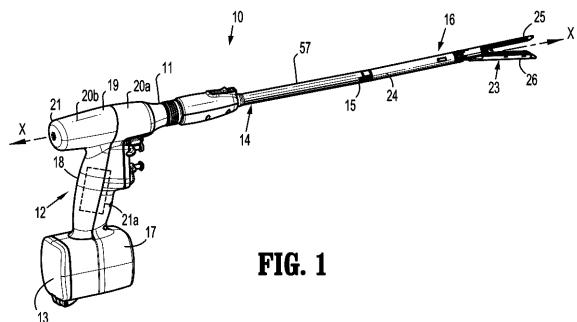


FIG. 1

【図3】

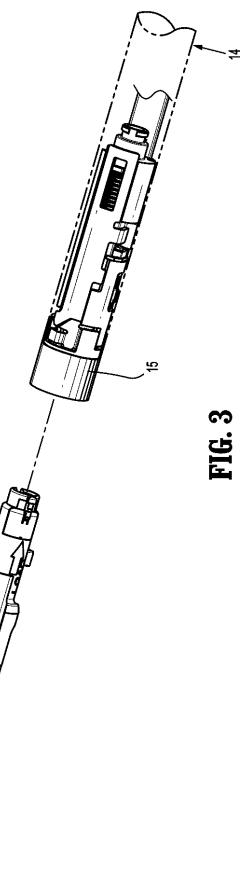


FIG. 3

【図2】

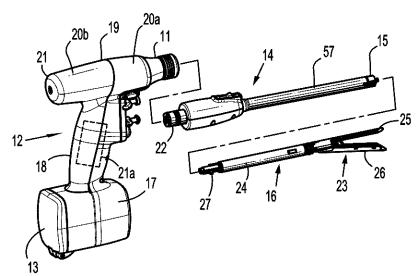


FIG. 2

【図4】

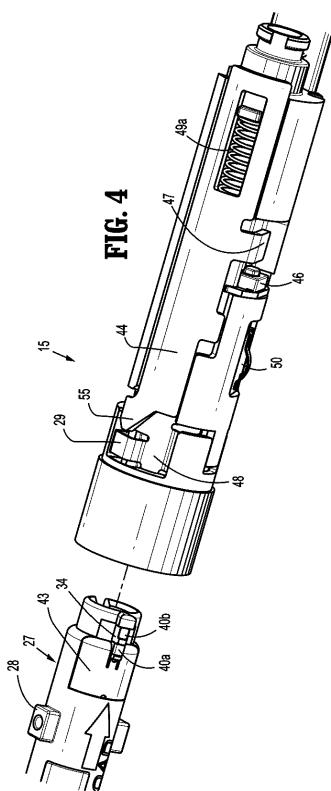


FIG. 4

【図5】

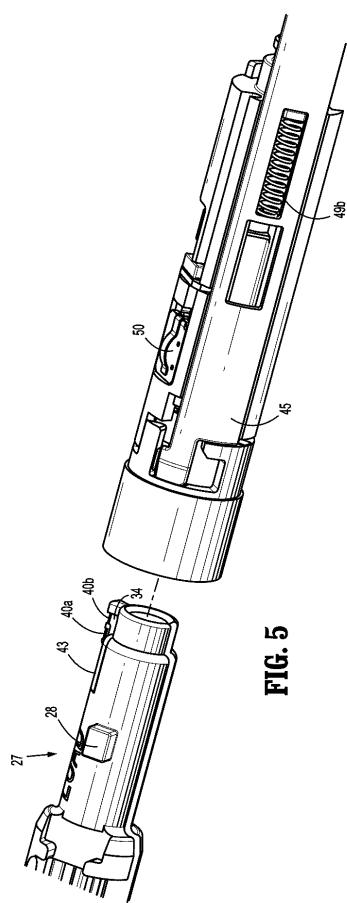


FIG. 5

【図6】

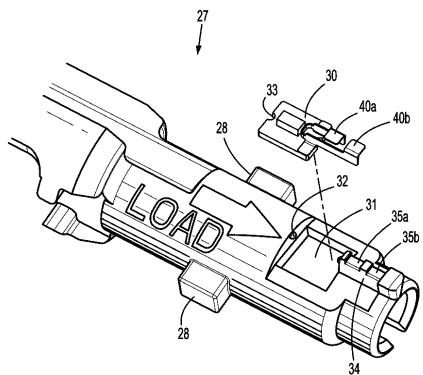


FIG. 6

【図7】

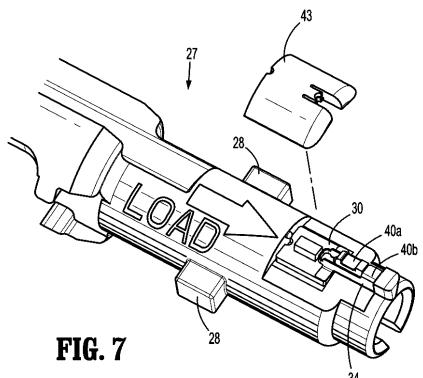


FIG. 7

【図8】

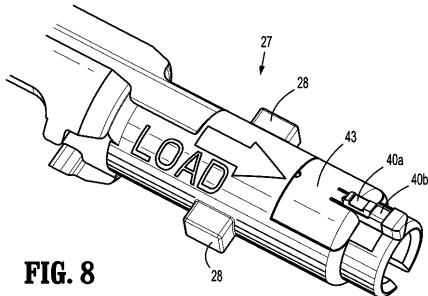


FIG. 8

【図9】

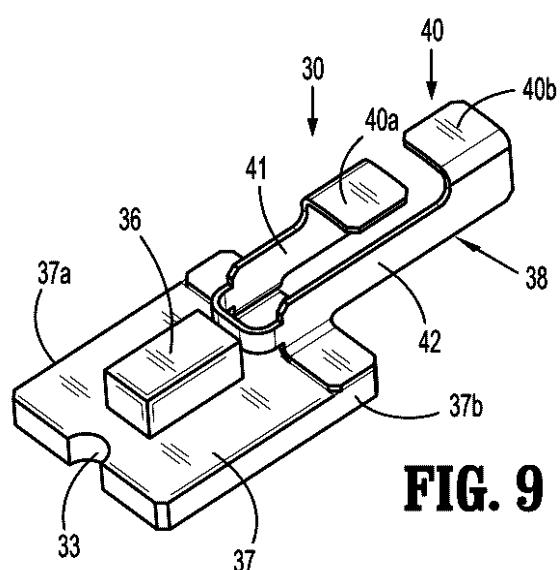


FIG. 9

【図10】

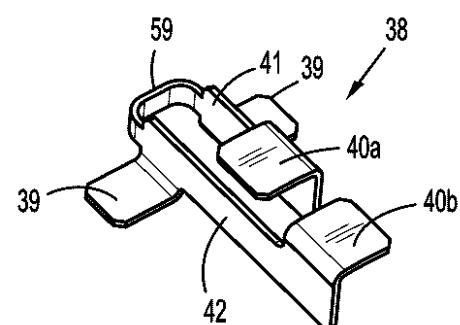
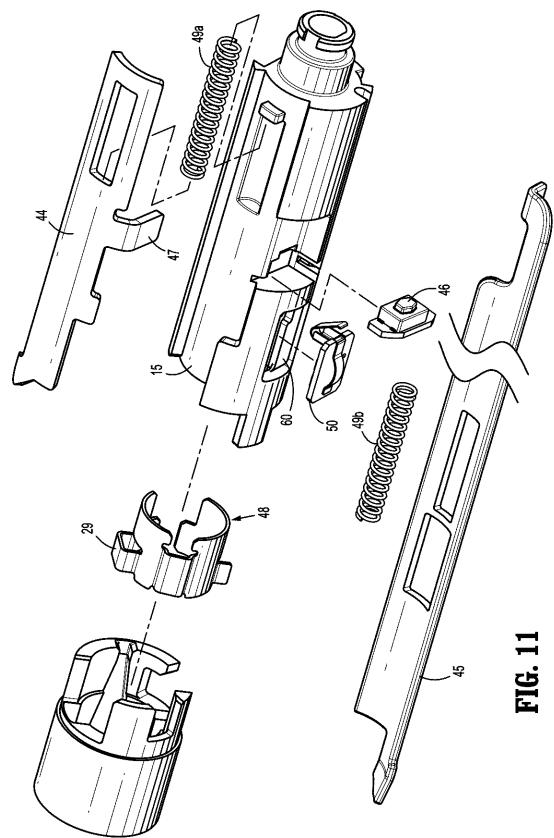
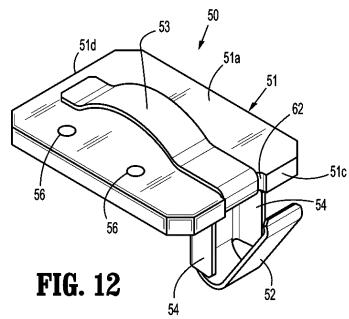


FIG. 10

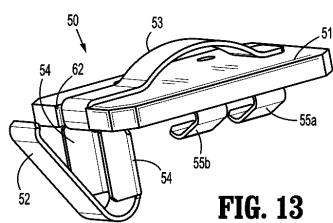
【図 1 1】



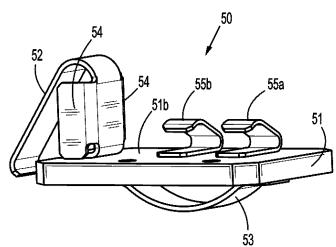
【図 1 2】



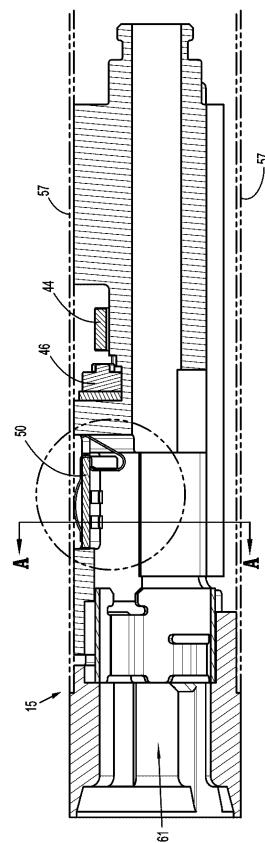
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



【図16】

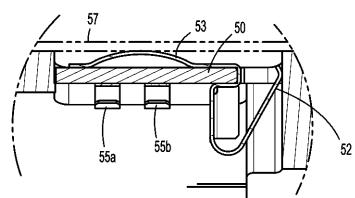


FIG. 16

【図17】

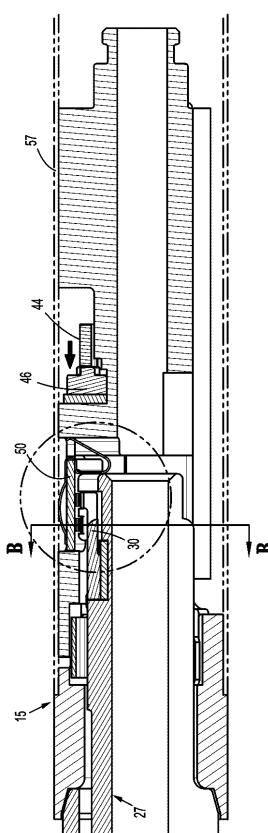


FIG. 17

【図18】

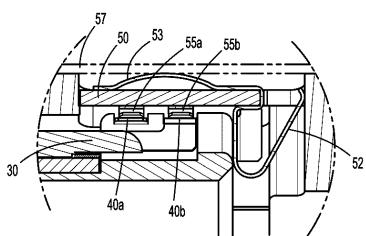


FIG. 18

【図20】

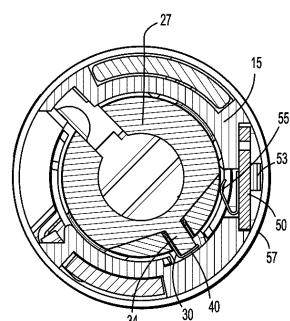
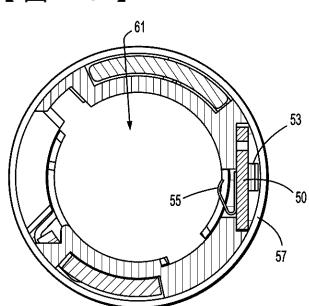
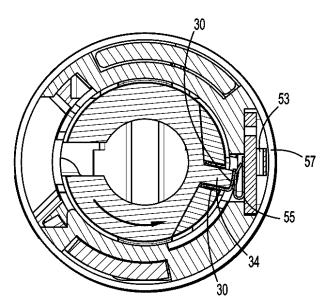


FIG. 20

【図19】

FIG. 19
"AA"

【図21】

FIG. 21
"B-B"

【図22】

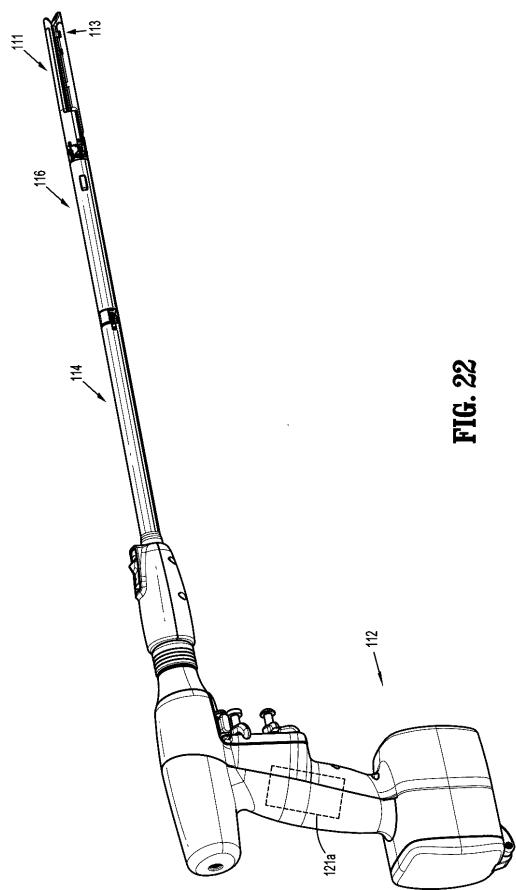


FIG. 22

【図23】

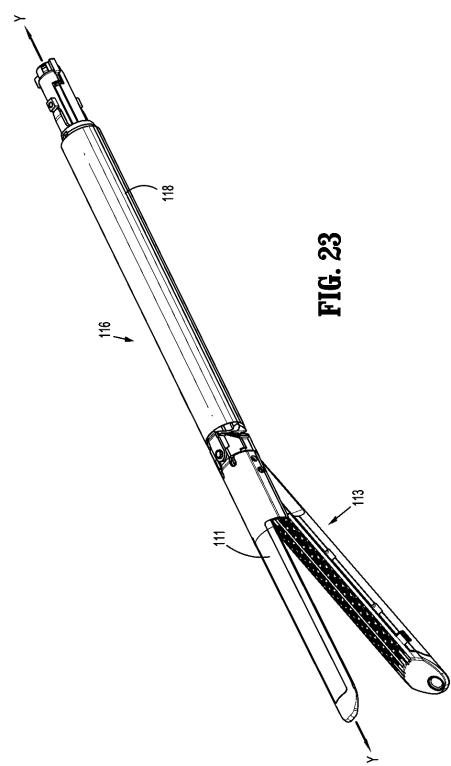


FIG. 23

【図24】

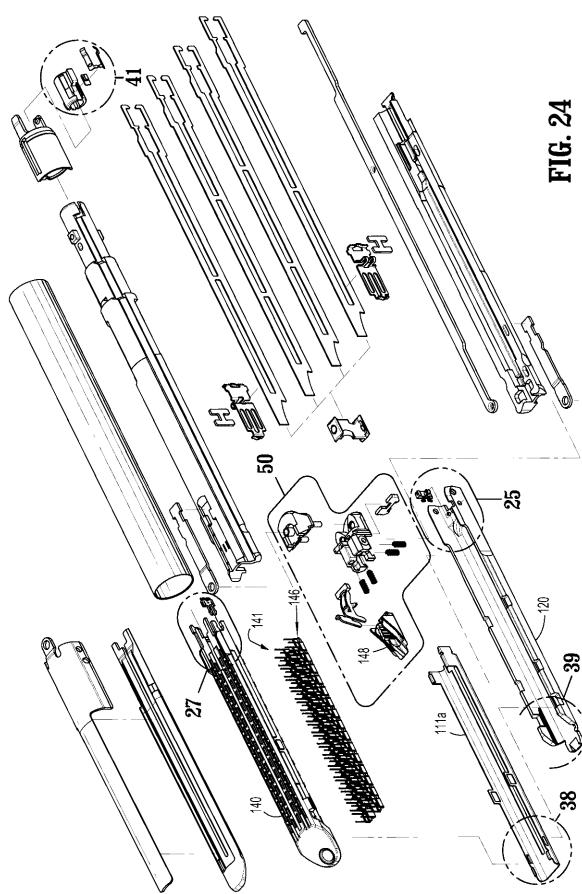


FIG. 24

【図25】

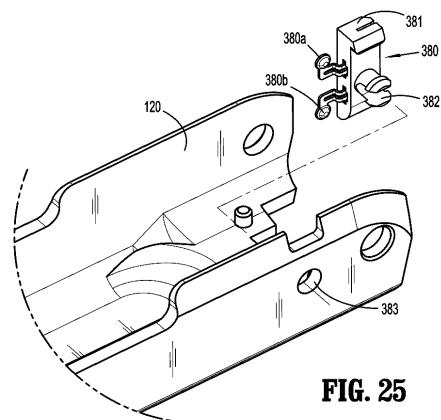


FIG. 25

【図26】

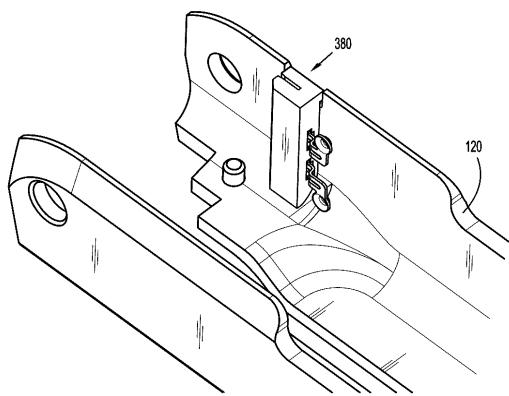


FIG. 26

【図27】

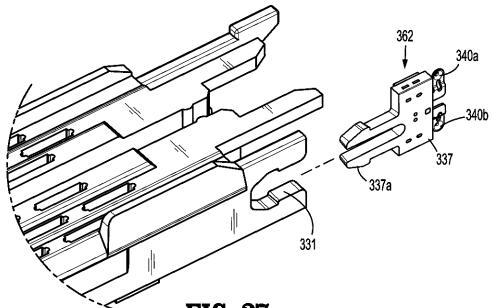


FIG. 27

【図28】

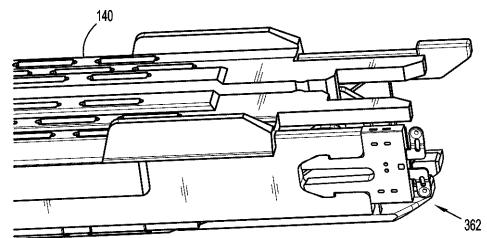


FIG. 28

【図29】

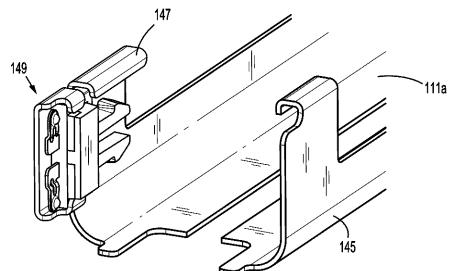


FIG. 29

【図30】

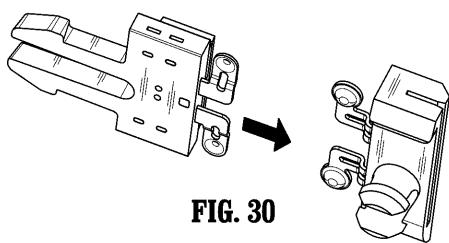


FIG. 30

【図32】

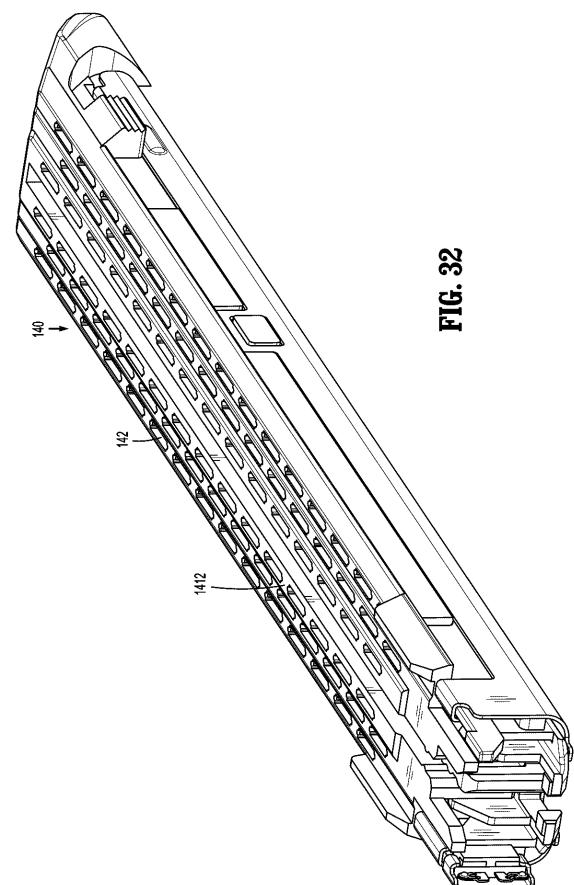


FIG. 32

【図31】

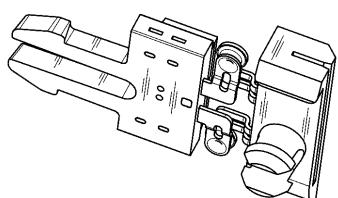


FIG. 31

【図33】

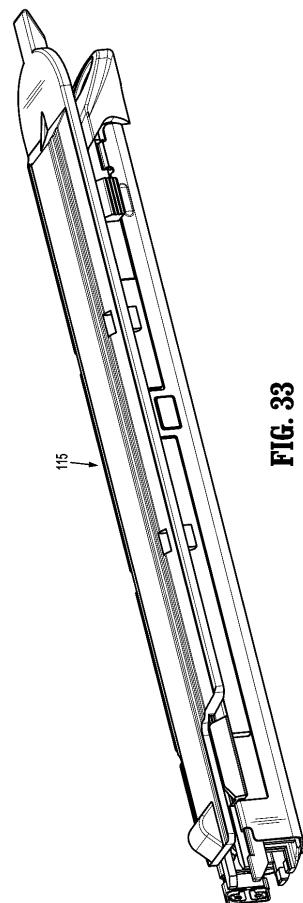


FIG. 33

【図34】

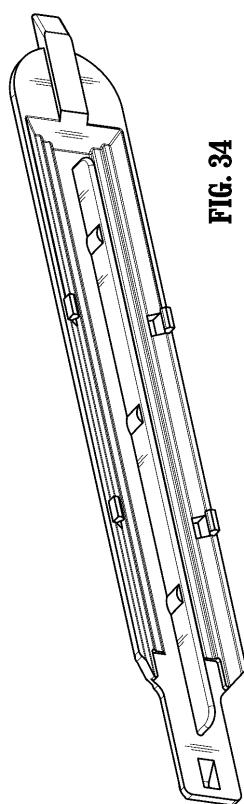


FIG. 34

【図35】

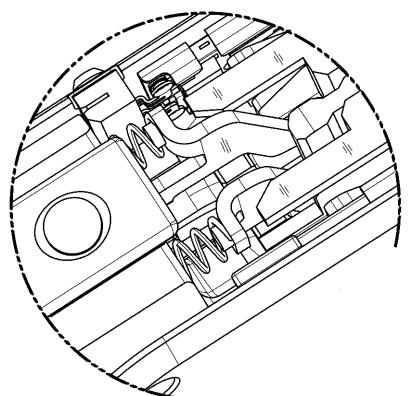


FIG. 35

【図36】

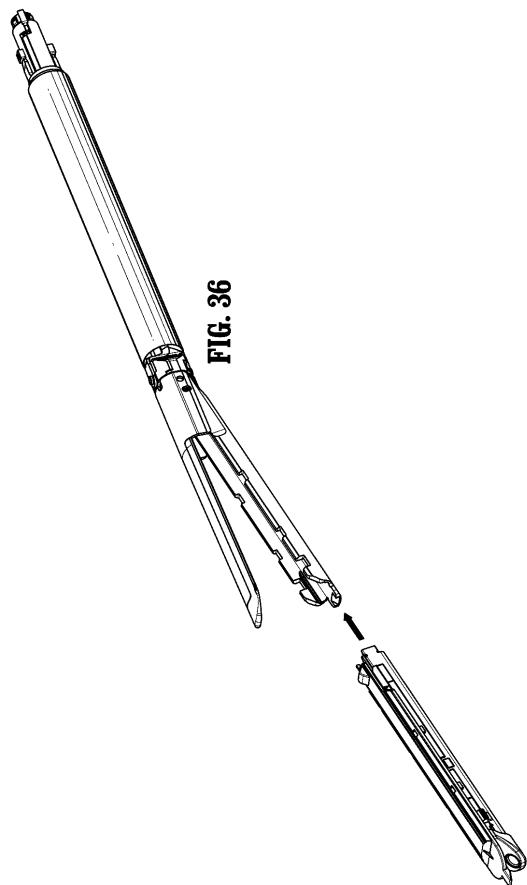
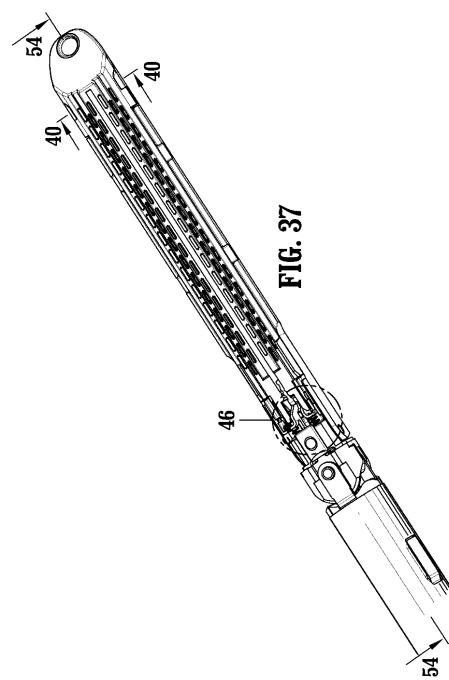


FIG. 36

【図37】



【図38】

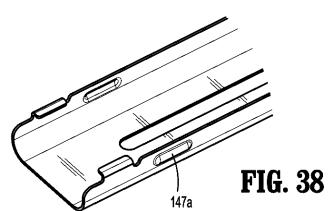


FIG. 38

【図39】

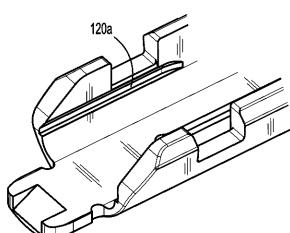


FIG. 39

【図40】

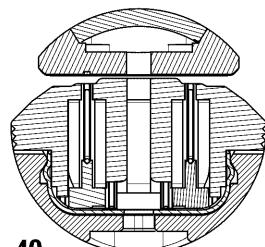


FIG. 40

【図41】

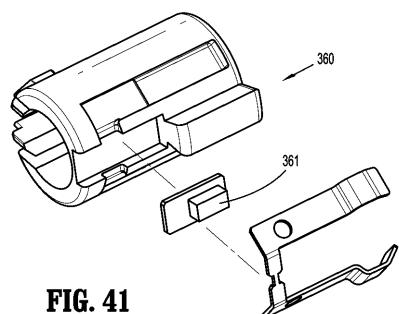


FIG. 41

【図43】

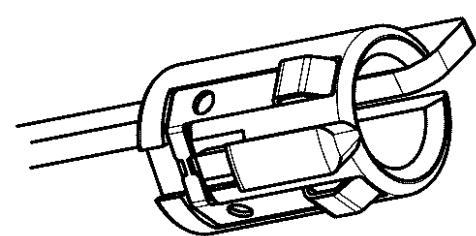


FIG. 43

【図42】

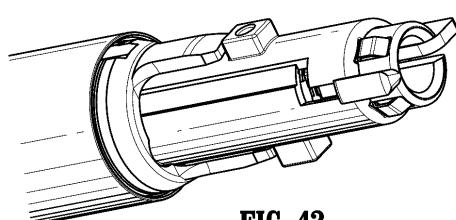


FIG. 42

【図44】

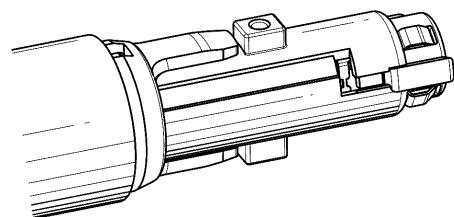
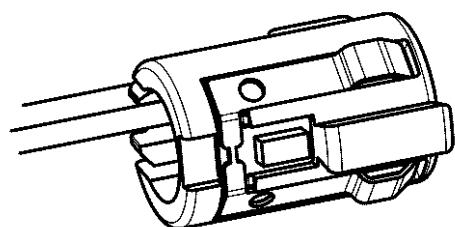
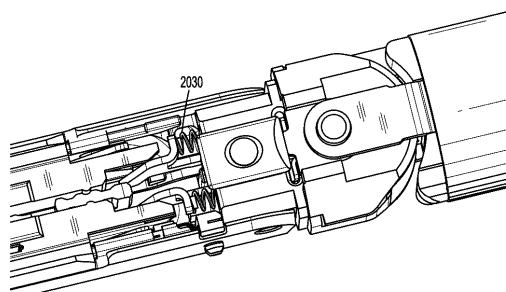


FIG. 44

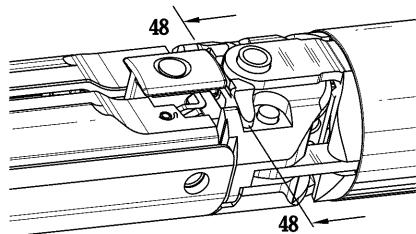
【図45】

**FIG. 45**

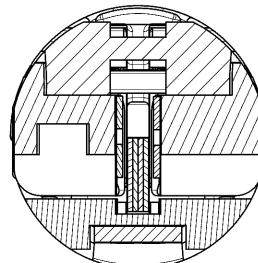
【図46】

**FIG. 46**

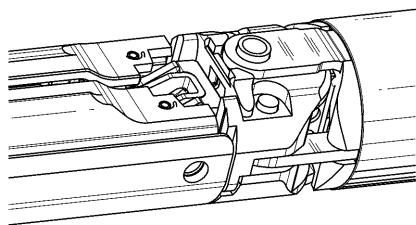
【図47】

**FIG. 47**

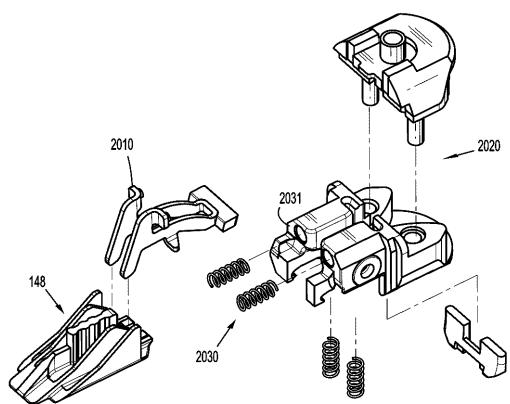
【図48】

**FIG. 48**

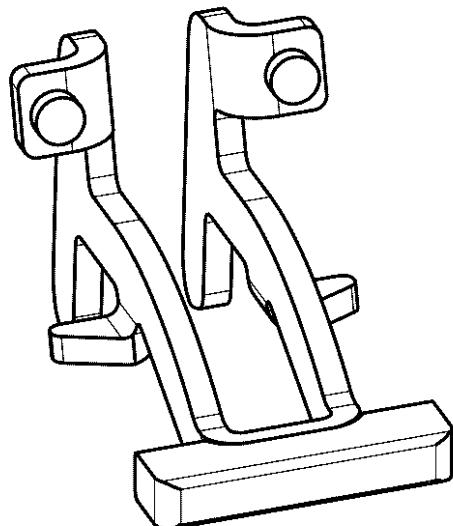
【図49】

**FIG. 49**

【図50】

**FIG. 50**

【図51】

**FIG. 51**

【図52】

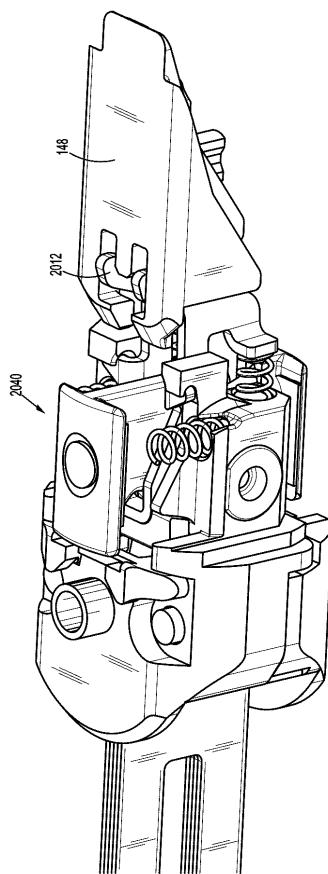


FIG. 52

【図53】

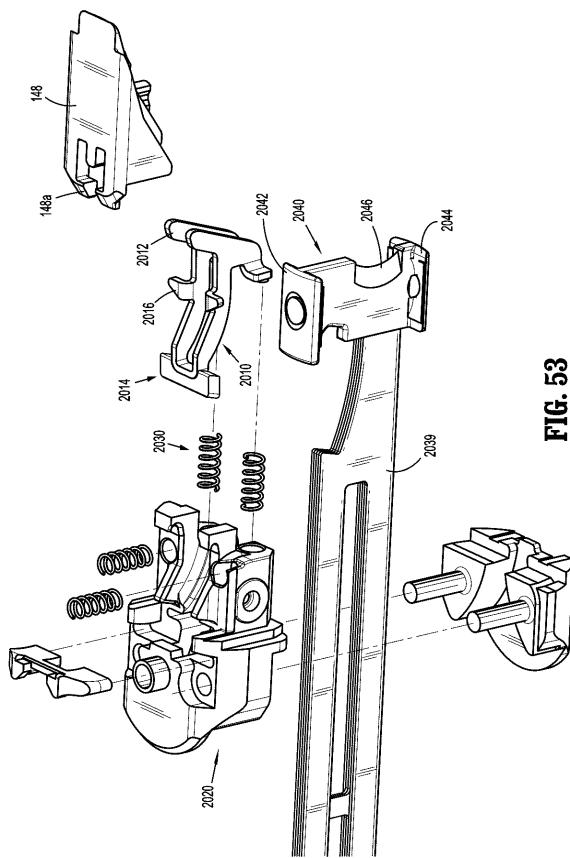


FIG. 53

【図54】

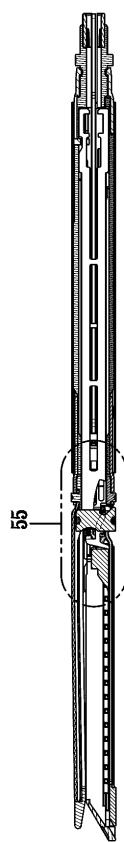


FIG. 54

【図55】

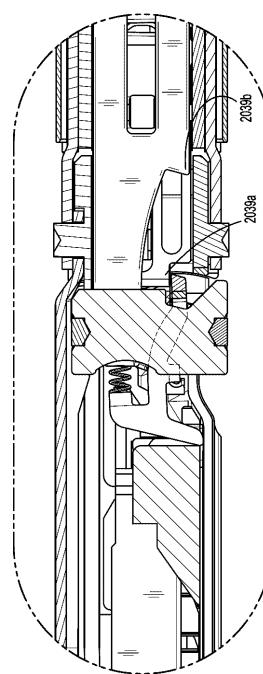


FIG. 55

【図56】

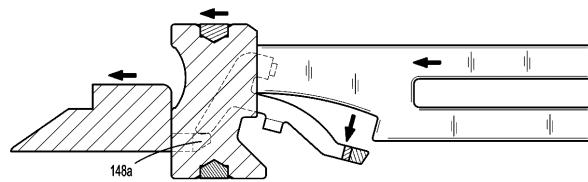


FIG. 56

【図57】

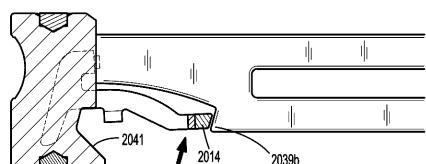
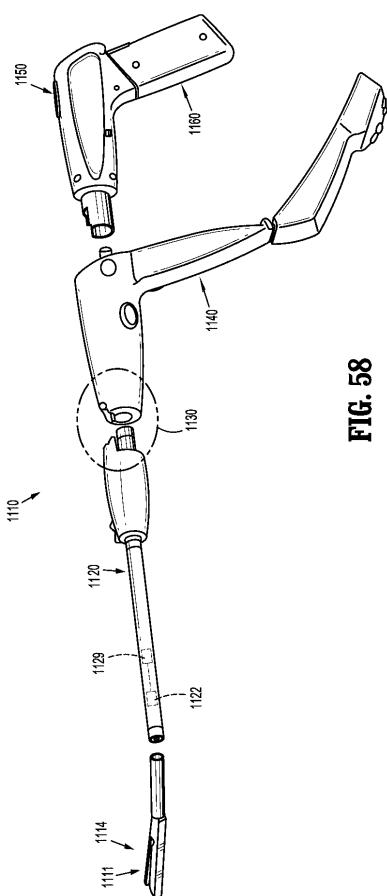


FIG. 57

【図58】



58

【図5-9】

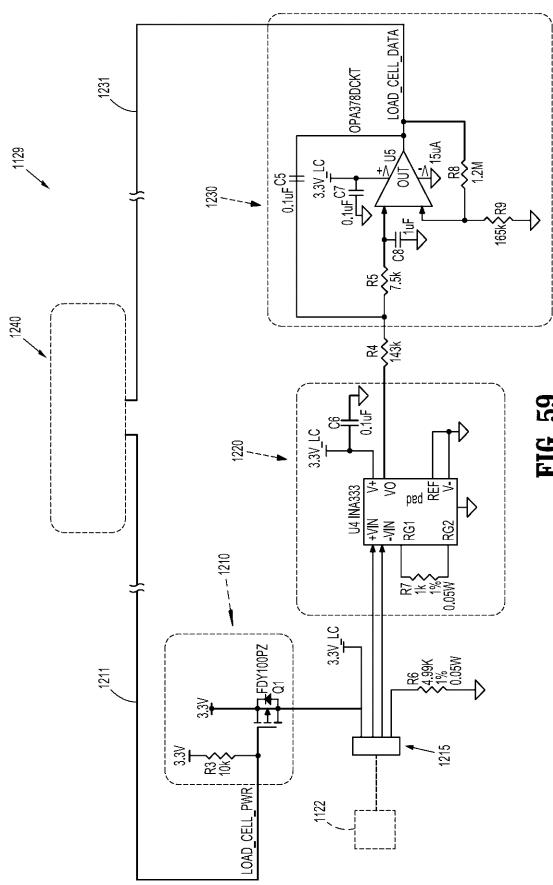


FIG. 59

〔 図 6 0 〕

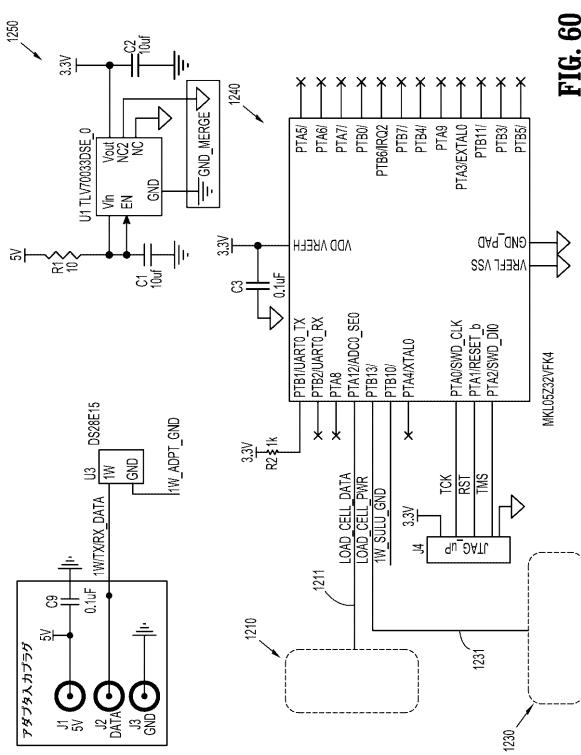


FIG. 60

【図61】

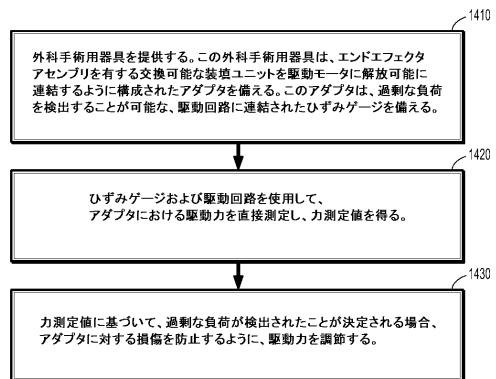


FIG. 61

フロントページの続き

(72)発明者 ジョン ハリーブ

アメリカ合衆国 コネチカット 06489, サウシングトン, ラスティック オーク ドラ
イブ 88

(72)発明者 アンソニー カルデローニ

アメリカ合衆国 コネチカット 06010, ブリストル, ディーノ ロード 190

(72)発明者 ジョン パンタツィス

アメリカ合衆国 コネチカット 06614, ストラトフォード, ウッドストック アベニュー
- 346

審査官 宮部 愛子

(56)参考文献 特開2011-078772 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/072

专利名称(译)	末端执行器力测量驱动电路		
公开(公告)号	JP6671859B2	公开(公告)日	2020-03-25
申请号	JP2015088456	申请日	2015-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
[标]发明人	イーサンコリンズ ジョンハリーブ アンソニーカルデローニ ジョンパンタツィス		
发明人	イーサン コリンズ ジョン ハリーブ アンソニー カルデローニ ジョン パンタツィス		
IPC分类号	A61B17/072		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B2017/0046 G01L1/22 A61B90/98 A61B2017/00398 A61B2017/00473 A61B2017/07278 A61B2090/064 A61B2019/464 G01L5/0028		
F1分类号	A61B17/072 A61B17/10.310		
F-TERM分类号	4C160/CC01 4C160/CC23 4C160/CC29 4C160/MM32		
优先权	61/988342 2014-05-05 US 14/670781 2015-03-27 US		
其他公开文献	JP2015211832A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于施加紧固件的手术器械，包括驱动马达，具有端部执行器组件的可更换装载单元以及配置为将可更换装载单元可释放地联接至驱动马达的适配器。该适配器包括应变计，该应变计具有耦合至其的驱动电路。应变仪和驱动电路被配置为直接测量适配器中的驱动力。

(19)日本国特許庁(JP)	(12)特許公報(B2)	(11)特許番号 特許第6671859号 (P6671859)
(45)発行日 令和2年3月25日(2020.3.25)		(24)登録日 令和2年3月6日(2020.3.6)
(51)Int.Cl. A 61 B 17/072 (2006.01)	F 1 A 61 B 17/072	
(21)出願番号 特願2015-88456 (P2015-88456)	(73)特許権者 512269650 コヴィディエン リミテッド パートナー シップ	
(22)出願日 平成27年4月23日(2015.4.23)	(43)公開番号 特開2015-211832A (P2015-211832A)	アメリカ合衆国 マサチューセッツ O 2 O 4 8, マンスフィールド, ハンブシ ヤー ストリート 15
(49)公開日 平成27年1月26日(2015.1.26)	審査請求日 平成30年2月5日(2018.2.5)	(74)代理人 100107488 弁理士 大堀 竹志
(31)優先権主張番号 61/988,342	(32)優先日 平成26年5月5日(2014.5.5)	(72)発明者 イーサン コリンズ アメリカ合衆国 コネチカット O 6 7 7 O, ノーガタック, キャリエッジ ライブ 6 3
(33)優先権主張国・地域又は機関 米国(US)	(31)優先権主張番号 14/670,781	
(32)優先日 平成27年3月27日(2015.3.27)	(33)優先権主張国・地域又は機関 米国(US)	
		最終頁に続く

(54)【発明の名称】エンドエフェクタ力測定駆動回路