

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5220423号
(P5220423)

(45) 発行日 平成25年6月26日(2013.6.26)

(24) 登録日 平成25年3月15日(2013.3.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/072 (2006.01)

A 6 1 B 17/10 3 1 0

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/32 3 3 0

請求項の数 11 外国語出願 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2008-2034 (P2008-2034)
 (22) 出願日 平成20年1月9日(2008.1.9)
 (65) 公開番号 特開2008-212637 (P2008-212637A)
 (43) 公開日 平成20年9月18日(2008.9.18)
 審査請求日 平成23年1月7日(2011.1.7)
 (31) 優先権主張番号 11/651,807
 (32) 優先日 平成19年1月10日(2007.1.10)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 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
 (72) 発明者 ジェイムズ・アール・ジョルダーノ
 アメリカ合衆国、45150 オハイオ州、ミルフォード、チェストナットビュー・レーン 5647

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 制御ユニットと遠隔センサとの間で無線通信を行う外科器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具において、

少なくとも1つのセンサを含むエンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに結合された遠位端部を有する導電シャフトであって、前記センサが前記シャフトから電氣的に絶縁されている、導電シャフトと、

前記シャフトに電氣的に結合された制御ユニットであって、前記シャフトは、前記制御ユニットからの信号を前記センサに放射し、かつ前記センサから放射された信号を受信するアンテナとして機能するように構成されている、制御ユニットと、

を含む、外科器具。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の外科器具において、

前記シャフトの近位端部に結合されたハンドルをさらに含み、

前記ハンドルは、前記制御ユニットを収容する、外科器具。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の外科器具において、

前記ハンドルは、

前記制御ユニットと通信し、前記エンドエフェクタを駆動するためのモータと、

前記モータに電力を供給するための電源と、

をさらに含む、外科器具。

20

【請求項 4】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、磁気抵抗センサを含む、外科器具。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、圧力センサを含む、外科器具。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、RFID センサを含む、外科器具。

【請求項 7】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、MEMS センサを含む、外科器具。

【請求項 8】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、電気機械センサを含む、外科器具。

【請求項 9】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、前記エンドエフェクタのプラスチックカートリッジに
連結されている、外科器具。

【請求項 10】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記エンドエフェクタは、前記シャフトに結合された導電要素を含み、この導電要素は
、データ信号を前記センサに放射し、かつ前記センサからのデータ信号を放射するように
構成されている、外科器具。

【請求項 11】

請求項 2 に記載の外科器具において、
前記外科器具は、内視鏡外科器具を含む、外科器具。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔関連出願〕

本願は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる以下に示す同時出願の米国特許出願
に関連する。

1. ジェイ・ジョーダーノ (J. Giordano) らによる米国特許出願第 11 / 651715
号 (名称: 「制御ユニットとセンサトランスポンダとの間で無線通信を行う外科器具 (SU
RGICAL INSTRUMENT WITH WIRELESS COMMUNICATION BETWEEN CONTROL UNIT AND SENSOR TR
ANSponders) 」) (代理人整理番号: 060338 / END5923USNP)

2. ジェイ・ジョーダーノ (J. Giordano) らによる米国特許出願第 11 / 651806
号 (名称: 「制御ユニットとエンドエフェクタとの間で無線通信するための素子を備えた
外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT WITH ELEMENTS TO COMMUNICATE BETWEEN CONTROL UNIT
AND END EFFECTOR) 」) (代理人整理番号: 060340 / END5925USNP)

3. エフ・シェルトン (F. Shelton) らによる米国特許出願第 11 / 651768 号 (名
称: 「外科器具におけるカートリッジの再使用の防止 (PREVENTION OF CARTRIDGE REUSE
IN A SURGICAL INSTRUMENT) 」) (代理人整理番号: 060341 / END5926US
NP)

4. ジェイ・スウェイズ (J. Swayze) らによる米国特許出願第 11 / 651771 号 (名
称: 「滅菌後の外科器具のプログラミング (POST-STERILIZATION PROGRAMMING OF SURG
ICAL INSTRUMENTS) 」) (代理人整理番号: 060342 / END5927USNP)

5. エフ・シェルトン (F. Shelton) らによる米国特許出願第 11 / 651788 号 (名
称: 「インターロックおよびこのインターロックを含む外科器具 (INTERLOCK AND SURGIC

10

20

30

40

50

AL INSTRUMENT INCLUDING SAME)」) (代理人整理番号：060343 / END 5928 USNP)

6. エフ・シェルトン (F. Shelton) らによる米国特許出願第 11 / 651785 号 (名称：「バッテリー性能を向上させた外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT WITH ENHANCED BATTERY PERFORMANCE)」) (代理人整理番号：060347 / END 5931 USNP)

【0002】

〔発明の背景〕

内視鏡外科器具は、小さな切開部が術後の回復時間を短縮し合併症を低減するため、従来の開放外科装置よりも好まれる場合が多い。したがって、トロカールのカニュレによって所望の外科部位に遠位エンドエフェクタを正確に配置するのに適した様々な内視鏡外科器具の開発が著しく進展した。このような遠位エンドエフェクタは、診断効果または治療効果を果たすべく様々な方式で組織に係合する (例えば、エンドカッター、把持器、カッター、ステープラ、クリップアプライヤ、アクセス装置、薬物 / 遺伝子治療送達装置、および超音波、RF、レーザーなどを用いたエネルギー装置)。

10

【0003】

既知の外科ステープラは、組織に長さ方向の切開部を作ると同時にその切開部の両側にステープルを列状に留めるエンドエフェクタを含む。エンドエフェクタは、器具が内視鏡や腹腔鏡に用いられる場合、カニュレの通路内を通過できる一対の協働するジョー部材を含む。一方のジョー部材は、横方向に離隔した少なくとも 2 列のステープルを有するステープルカートリッジを受容する。他方のジョー部材は、カートリッジ内のステープルの列に整合したステープル形成ポケットを有するアンビルを画定している。この器具は、複数の往復するくさびを含む。これらのくさびは、遠位側に駆動されると、ステープルカートリッジの開口を通過して、ステープルを支持しているドライバに係合し、ステープルをアンビルに向かって発射させる。

20

【0004】

内視鏡用途に適した外科ステープラの例が、閉じる動作と発射する動作を別個に行うエンドカッターを開示する米国特許第 5,465,895 号に記載されている。この装置を使用する医師は、発射の前に組織を位置付けるために組織に対してジョー部材を閉じることができる。医師は、ジョー部材が組織を適切に把持していると判断したら、1 回の発射ストロークで外科ステープラを作動させて、組織を切断し、ステープル留めすることができる。切断とステープル留めを同時に行うことにより、それぞれ切断およびステープル留めのみを行う別個の外科器具を用いてこれらの処置を連続的に行う場合に生じる合併症を防止することができる。

30

【0005】

発射する前に組織に対して閉じることができる 1 つの具体的な利点は、医師が、十分な量の組織が対向するジョーの間に把持されたことを含め、切断のために所望の位置に達成されたことを、内視鏡によって確認することができることである。このように確認しない場合は、対向したジョーが、互いに近付きすぎて、特に遠位端部で圧迫され、切断された組織を有効にステープル留めすることができない。これとは反対に、クランプされた組織の量が過剰であると、詰まって不完全な発射となる。

40

【0006】

内視鏡ステープラ / カッターは、世代毎に複雑さと機能が増してきている。この理由の 1 つは、全てまたは大多数の外科医が操作できるより低い発射力 (FTF) が求められていることによる。より低い FTF のための既知の 1 つの解決策は、CO₂ または電気モータの使用である。このような装置は、別の点から、従来の手動装置よりも格段に優れているとは言えない。外科医は通常、大抵の外科医が可能な上限の力 (通常は約 15 ~ 30 ポンド (約 6.9 ~ 約 13.6 kg)) で切断 / ステープルサイクルが完了したことを確認するために、ステープルの形成でエンドエフェクタが受ける力に比例した力分布を感じることを好む。また、外科医は通常、ステープル取付けの制御を維持すること、装置のハンドルで感じる力が大きすぎる場合または他の臨床上の理由で、いつでも停止できることを

50

望む。

【0007】

この要求を満たすべく、補助電源が器具の発射を補助する、いわゆる「動力補助」内視鏡外科器具が開発された。例えば、ある種の動力補助装置では、使用者が発射トリガーを引くと、モータが補助電力を入力に供給する。このような装置は、切断操作を完了するために、操作者が加える必要がある発射の力を低減するべく、荷重のフィードバックおよび制御を操作者に伝達することができる。このような1つの動力補助装置が、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、2006年1月31日出願のシェルトン (Shelton) らによる米国特許出願第11/343,573号 (名称: 「荷重のフィードバックを与えるモータ駆動外科切断/締結器具 (Motor-driven surgical cutting and fastening instrument with loading force feedback)」) に開示されている。

10

【0008】

このような動力補助装置は、純粹に機械的な内視鏡外科器具が含まないセンサおよび制御システムなどの他の構成要素を含む場合が多い。外科器具にこのような電子機器を使用する際の問題点は、特に外科器具に自由回転接合部が設けられている場合、電力および/またはデータをセンサに供給すること、またはセンサから受け取ることである。

【0009】

〔発明の概要〕

一つの一般的な態様では、本発明は、内視鏡器具または関節鏡器具などの外科器具に関する。一実施形態によると、この外科器具は、受動的に電力の供給を受ける少なくとも1つのセンサトランスポンダを有するエンドエフェクタを含む。外科器具はまた、エンドエフェクタに連結された遠位端部を有するシャフト、およびこのシャフトの近位端部に連結されたハンドルも含む。このハンドルは、少なくとも1つの誘導結合によってセンサトランスポンダと通信する制御ユニット (例えば、マイクロコントローラ) を含む。さらに、外科器具は、シャフトを回転させるために回転接合部を含むことができる。このような場合、外科器具は、回転接合部の遠位側のシャフト内に配置され、制御ユニットに誘導結合された第1の誘導素子と、シャフト内に遠位側に配置され、少なくとも1つのセンサトランスポンダに誘導結合された第2の誘導素子を含むことができる。第1の誘導素子と第2の誘導素子は、有線の物理的接続によって接続することができる。

20

【0010】

このように、制御ユニットは、有線配線を維持するのが困難となることがある回転接合部のような複雑な機械接合部を通る直接的な有線接続を用いずに、エンドエフェクタ内のトランスポンダと通信することができる。加えて、誘導素子間の距離が固定されており、既知なので、この誘導結合を、エネルギーの誘導伝送にとって最適にすることができる。また、比較的低い出力信号を用いて、外科器具の使用環境における他のシステムとの干渉を最小限にするために、この距離が比較的短くすることができる。

30

【0011】

本発明の別の一般的な態様では、外科器具の導電シャフトは、制御ユニットがセンサトランスポンダへ、およびセンサトランスポンダから信号を無線通信するためのアンテナとして機能することができる。例えば、センサトランスポンダを、プラスチックカートリッジなどのエンドエフェクタの非導電構成要素上または非導電構成要素内部に配置して、センサトランスポンダを、エンドエフェクタおよびシャフトの誘導素子から絶縁することができる。加えて、ハンドル内の制御ユニットは、シャフトに電氣的に結合することができる。このように、シャフトおよび/またはエンドエフェクタは、制御ユニットからセンサに信号を放射し、かつ/またはセンサから放射された信号を受信することで、アンテナとして機能することができる。このような設計は、データ信号を通信するためにセンサと制御ユニットとの間の直接的な有線接続の使用が困難となる複雑な機械接合部 (回転接合部など) を有する外科器具に特に有用である。

40

【0012】

別の実施形態では、シャフトおよび/またはエンドエフェクタの構成要素は、制御ユニ

50

ットに信号を放射し、かつ制御ユニットから放射された信号を受信することで、センサのためのアンテナとして機能することができる。このような実施形態によると、制御ユニットは、シャフトおよびエンドエフェクタから電氣的に絶縁されている。

【 0 0 1 3 】

別の一般的な態様では、本発明は、器具がパッケージングされて滅菌された後にプログラミング装置によってプログラムすることができるプログラム可能な制御ユニットを含む外科器具に関する。このような一実施形態では、プログラミング装置は、無線で制御ユニットをプログラムすることができる。制御ユニットは、プログラミング動作の際に、プログラミング装置からの無線信号によって受動的に電力の供給を受けることができる。別の実施形態では、滅菌容器は、外科器具が滅菌容器内に受容されたまま、プログラミング装置を外科器具に接続できるように、接続インターフェースを含むことができる。

10

【 0 0 1 4 】

〔 詳細な説明 〕

本発明の様々な実施形態を、添付の図面を参照しながら例として説明する。

【 0 0 1 5 】

本発明の様々な実施形態は、少なくとも1つの遠隔センサトランスポンダ、および制御ユニットからこのトランスポンダに電力および/またはデータ信号を送信するための手段を有する外科器具に関する。本発明は、内視鏡または関節鏡外科器具などの、少なくとも1つのセンサトランスポンダを含むあらゆるタイプの外科器具に用いることができるが、自由回転接合部などの外科器具の特徴がセンサへの配線を妨げるまたは困難にする外科器具に特に有用である。システムの態様を説明する前に、本発明の実施形態を用いることができるあるタイプの外科器具、すなわち内視鏡ステープル留め/切断器具(エンドカッター)を、まず一例として説明する。

20

【 0 0 1 6 】

図1および図2は、ハンドル6、シャフト8、および、関節動作ピボット14でシャフト8に旋回可能に接続された関節動作エンドエフェクタ12を含む内視鏡外科器具10を示している。エンドエフェクタ12の正確な配置および向きは、(1)シャフト8の自由回転接合部29で閉鎖チューブ(詳細は図4および図5との関連でより詳細に後述する)を回転させてエンドエフェクタ12を回転させるための回転ノブ28、および(2)関節動作ピボット14を中心にエンドエフェクタ12を回転関節動作させるための関節動作制御部16を含め、ハンドル6に設けられた制御部によって容易に行うことができる。例示されている実施形態では、エンドエフェクタ12は、組織をクランプ、切断、およびステープル留めするためのエンドカッターとして機能するように構成されているが、他の実施形態では、把持器、カッター、ステープラ、クリップアプライヤ、アクセス装置、薬物/遺伝子治療装置、および超音波、RF、またはレーザー装置などの他のタイプの外科器具のエンドエフェクタなどの様々なタイプのエンドエフェクタを用いることができる。

30

【 0 0 1 7 】

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。様々な外科処置に用いられるエンドエフェクタを有する器具は、エンドエフェクタ12を作動させるために、異なる数または種類のトリガーまたは他の適当な制御部を有することができることを理解されたい。エンドエフェクタ12は、図示されているように、好ましくは細長いシャフト8によってハンドル6から離隔している。一実施形態では、外科器具10の医師すなわち操作者が、関節動作制御部16を用いてシャフト8に対してエンドエフェクタ12を関節動作させることができる。この詳細が、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、2006年1月10日出願された、ジョフレイ・シー・ヒューイ(Geoffrey C. Hueil)らによる係属中の米国特許出願第11/329,020号(名称:「関節動作エンドエフェクタを備えた外科器具(Surgical Instrument Having An Articulating End Effector)」)に開示されている。

40

【 0 0 1 8 】

50

エンドエフェクタ 12 は、この例では、特に、ステーブル溝型部材 22、およびアンビル 24 などの旋回可能なクランプ部材を含む。ステーブル溝型部材 22 とアンビル 24 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維持される。ハンドル 6 は、ピストルグリップ 26 を含む。医師が、閉鎖トリガー 18 をピストルグリップ 26 に向かって旋回させて(pivotally)引いて、エンドエフェクタ 12 のステーブル溝型部材 22 に向かってアンビル 24 をクランプまたは閉鎖して、アンビル 24 と溝型部材 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(outboard)に位置する。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 がピストルグリップ 26 に向かって僅かに回転し、操作者が片手で操作することができる。次に、操作者が、発射トリガー 20 をピストルグリップ 26 に向かって旋回させて引いて、エンドエフェクタ 12 内にクランプされた組織のステーブル留めおよび切断を行うことができる。米国特許出願第 11 / 343, 573 号に、閉鎖トリガー 18 のロックおよびロック解除のための様々な構造が示されている。他の実施形態では、例えば、対向したジョーなどのアンビル 24 以外の異なるタイプのクランプ部材を用いることができる。

【0019】

本明細書で用いる用語「近位」および「遠位」は、器具 10 のハンドル 6 を把持している医師を基準に用いていることを理解されたい。したがって、エンドエフェクタ 12 は、より近位側のハンドル 6 に対して遠位側である。さらに、分かりやすくするために、「垂直」および「水平」などの空間用語を図面に対して用いることを理解されたい。しかしながら、外科器具は、様々な向きおよび位置で用いることができ、このような語は、限定的および絶対的であることを意図するものではない。

【0020】

まず、閉鎖トリガー 18 を作動させることができる。医師が、エンドエフェクタ 12 の位置付けに満足したら、医師は、閉鎖トリガー 18 を、ピストルグリップ 26 に近接した完全に閉じたロック位置まで引き戻すことができる。次に、発射トリガー 20 を作動させることができる。医師が圧力を除去すると、発射トリガー 20 は、開位置(図 1 および図 2 を参照)に戻る。この例では、ハンドル 6 のピストルグリップ 26 に設けられたハンドル 6 の解除ボタン 30 を押圧すると、ロックされた閉鎖トリガー 18 を解除することができる。

【0021】

図 3 は、様々な実施形態に従ったエンドエフェクタ 12 の組立分解図である。例示されている実施形態に示されているように、エンドエフェクタ 12 は、上記した溝型部材 22 およびアンビル 24 に加えて、切断器具 32、スレッド 33、溝型部材 22 内に取外し可能に配置されたステーブルカートリッジ 34、および螺旋ねじシャフト 36 を含むことができる。切断器具 32 は、例えば、ナイフとすることができる。アンビル 24 は、溝型部材 22 の近位端部に接続されたピボット点 25 で旋回させて開閉することができる。アンビル 24 は、このアンビル 24 を開閉するために機械閉鎖システム(詳細を後述)の構成要素内に挿入されるタブ 27 をその近位端部に備えることもできる。閉鎖トリガー 18 が作動する、すなわち器具 10 の使用者によって引かれると、アンビル 24 が、クランプすなわち閉位置にピボット点 25 を中心に旋回することができる。エンドエフェクタ 12 のクランプに満足したら、操作者は、詳細を後述するように、発射トリガー 20 を作動させて、ナイフ 32 およびスレッド 33 を溝型部材 22 に沿って長さ方向に移動させ、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ことができる。スレッド 33 の溝型部材 22 に沿った運動により、ステーブルカートリッジ 34 のステーブルが、閉じたアンビル 24 に向かって切断された組織内を進み、アンビル 24 に曲げられて切断された組織を閉じる。参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第 6, 978, 921 号(名称:「E ビーム発射機構を含む外科ステープラ器具(Surgical stapling instrument incorporating an E-beam firing mechanism)」)に、このような 2 ストロークの切断/締結器具が詳細に開示されている。スレッド 33 をカートリッジ 34 の一部とし、切断動作

の後にナイフ 3 2 が引き戻されても、スレッド 3 3 が引き戻されないようにすることができる。溝型部材 2 2 およびアンビル 2 4 は、詳細を後述するように、エンドエフェクタ内のセンサと通信するアンテナの一部として機能できるように導電材料（金属など）から形成することができる。カートリッジ 3 4 は、非導電材料（プラスチックなど）から形成することができる。センサは、詳細を後述するように、カートリッジ 3 4 に接続するかまたはその内部に配置することができる。

【 0 0 2 2 】

ここに開示する外科器具 1 0 の実施形態は、切断された組織をステープル留めするエンドエフェクタ 1 2 を用いているが、他の実施形態では、切断された組織を締結またはシールするための異なる技術を用いることができることに留意されたい。例えば、切断された組織を閉じるために R F エネルギーまたは接着剤を用いるエンドエフェクタを用いることができる。イエーツ（Yates）らによる米国特許第 5, 7 0 9, 6 8 0 号（名称：「電気外科止血装置（Electrosurgical Hemostatic Device）」）、およびイエーツ（Yates）らによる米国特許第 5, 6 8 8, 2 7 0 号（名称：「埋込みおよび / またはオフセット電極を備えた電気外科止血装置（Electrosurgical Hemostatic Device With Recessed And/Or Offset Electrodes）」）に、R F エネルギーを用いて切断された組織を閉じる切断器具が開示されている。参照して本明細書に組み入れるモーガン（Morgan）らによる米国特許出願第 1 1 / 2 6 7, 8 1 1 号およびシェルトン（Shelton）らによる米国特許出願第 1 1 / 2 6 7, 3 6 3 号に、接着剤を用いて切断された組織を閉じる切断器具が開示されている。したがって、本明細書では、切断 / ステープル留め動作などについて述べているが、これは例示的な実施形態であり、限定することを意図するものではないことを理解されたい。他の組織締結技術を用いることもできる。

【 0 0 2 3 】

図 4 および図 5 は、様々な実施形態に従ったエンドエフェクタ 1 2 およびシャフト 8 の組立分解図であり、図 6 は側面図である。例示されている実施形態に示されているように、シャフト 8 は、近位閉鎖チューブ 4 0、およびピボットリンク 4 4 によって旋回可能に連結された遠位閉鎖チューブ 4 2 を含むことができる。遠位閉鎖チューブ 4 2 は、アンビル 2 4 を開閉するためにアンビル 2 4 のタブ 2 7 が挿入される開口 4 5 を含む。閉鎖チューブ 4 0、4 2 内に、近位スパインチューブ 4 6 を配置することができる。近位スパインチューブ 4 6 内に、かさ歯車組立体 5 2 によって第 2（または遠位）駆動シャフト 5 0 に接続された第 1 の回転（または近位）駆動シャフト 4 8 を配置することができる。第 2 の駆動シャフト 5 0 は、螺旋ねじシャフト 3 6 の近位駆動歯車 5 6 に係合する駆動歯車 5 4 に接続されている。垂直かさ歯車 5 2 b が、近位スパインチューブ 4 6 の遠位端部の開口 5 7 内に回転可能に配置することができる。遠位スパインチューブ 5 8 を用いて、第 2 の駆動シャフト 5 0 および駆動歯車 5 4、5 6 を覆うことができる。第 1 の駆動シャフト 4 8、第 2 の駆動シャフト 5 0、および関節動作組立体（例えば、かさ歯車組立体 5 2 a ~ 5 2 c）は、本明細書では、総称して「主駆動シャフト組立体」と呼ぶこともある。閉鎖チューブ 4 0、4 2 は、後述するように、アンテナの一部として機能するように導電材料（金属など）から形成することができる。主駆動シャフト組立体の構成要素（例えば、駆動シャフト 4 8、5 0）は、非導電材料（プラスチックなど）から形成することができる。

【 0 0 2 4 】

ステープル溝型部材 2 2 の遠位端部に位置付けられた軸受 3 8 は、螺旋駆動ねじ 3 6 が溝型部材 2 2 に対して自由に回転できるように螺旋駆動ねじ 3 6 を収容する。螺旋ねじシャフト 3 6 は、この回転により、ナイフ 3 2 がステープル溝型部材 2 2 内を遠位側または近位側（回転方向によって決まる）に移動するように、ナイフ 3 2 のねじ開口（不図示）に連結させることができる。したがって、詳細を後述するように、発射トリガー 2 0 の作動によって第 1 の駆動シャフト 4 8 が回転すると、かさ歯車組立体 5 2 a - 5 2 c により、第 2 の駆動シャフト 5 0 が回転し、駆動歯車 5 4、5 6 の噛合によって螺旋ねじシャフト 3 6 が回転して、ナイフ 3 2 が溝型部材 2 2 に沿って長さ方向に移動し、エンドエフェ

クタ内にクランプされた全ての組織が切断される。スレッド 33 は、例えばプラスチックから形成することができ、傾斜した遠位面を有することができる。スレッド 33 が溝型部材 22 を横断する際、その傾斜した前面が、ステープルカートリッジ 34 内のステープルを、クランプされた組織を通してアンビル 24 に向かって押し上げることができる。アンビル 24 がステープルを曲げて、切断された組織がステープル留めされる。ナイフ 32 が引き戻されると、このナイフ 32 とスレッド 33 が係合解除され、スレッド 33 が溝型部材 22 の遠位端部にスレッド 33 が残置される。

【 0 0 2 5 】

様々な実施形態によると、図 7 ~ 図 10 に示されているように、外科器具は、ハンドル 6 内にバッテリー 64 を含むことができる。例示されている実施形態は、エンドエフェクタ 12 内の切断器具の配置および荷重の力について使用者にフィードバックする。加えて、この実施形態は、使用者が発射トリガー 18 を引く際の力を利用して器具 10 に動力を供給することができる（いわゆる「動力補助」モード）。例示されている実施形態に示されているように、ハンドル 6 は、互いに嵌合してハンドル 6 の外面を形成する下部外面部品 59、60 および上部外面部品 61、62 を含む。ハンドル部品 59 ~ 62 は、プラスチックなどの非導電材料から形成することができる。バッテリー 64 を、ハンドル 6 のピストルグリップ部分 26 内に配置することができる。バッテリー 64 は、ハンドル 6 のピストルグリップ部分 26 の上部内に配置されたモータ 65 に電力を供給する。バッテリー 64 は、例えば、 LiCoO_2 や LiNiO_2 などのリチウムイオン化学またはニッケル水素化学などを含む任意の適当な構造または化学に従って製造することができる。様々な実施形態によると、モータ 65 は、約 5000 RPM ~ 100,000 RPM の最大回転速度を有する DC ブラシ駆動モータとすることができる。モータ 64 は、第 1 のかさ歯車 68 および第 2 のかさ歯車 70 を含む 90 度かさ歯車組立体 66 を駆動することができる。かさ歯車組立体 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歯車 74 を含むことができる。ピニオン歯車 74 は、駆動シャフト 82 によって螺旋歯車ドラム 80 を駆動する、噛合するリング歯車 78 を駆動することができる。リング 84 を、螺旋歯車ドラム 80 に螺合させることができる。したがって、モータ 65 が回転すると、リング 84 が、間に配置されたかさ歯車組立体 66、遊星歯車組立体 72、およびリング歯車 78 によって螺旋歯車ドラム 80 に沿って移動する。

【 0 0 2 6 】

ハンドル 6 は、操作者が発射トリガー 20 をハンドル 6 のピストルグリップ部分 26 に向かって引いて（または閉じて）エンドエフェクタ 12 で切断 / ステープル留め動作を行ったことを検出するために発射トリガー 20 と通信するモータ運転センサ 110 も含むことができる。このセンサ 110 は、例えば、レオスタットすなわち可変抵抗器などの比例センサとすることができる。発射トリガー 20 が引かれると、センサ 110 がこの動きを検出し、モータ 65 に供給される電圧（電力）を示す電気信号を送信する。センサ 110 が可変抵抗器などである場合、モータ 65 の回転は、発射トリガー 20 の運動量に通常は比例させることができる。すなわち、操作者が、発射トリガー 20 を僅かに引いた、すなわち閉じた場合、モータ 65 の回転速度が比較的低い。発射トリガー 20 が、完全に引かれた、すなわち完全に閉じた位置に位置する場合、モータ 65 の回転速度が最大となる。言い換えれば、使用者が発射トリガー 20 を強く引けば引く程、モータ 65 に供給される電圧が大きくなり、回転速度が大きくなる。別の実施形態では、例えば、制御ユニット（詳細を後述）は、モータ 65 を制御するために、センサ 110 からの入力に基づいてモータ 65 に PWM 制御信号を出力することができる。

【 0 0 2 7 】

ハンドル 6 は、発射トリガー 20 の上部に近接した中間ハンドル部品 104 を含むことができる。ハンドル 6 は、中間ハンドル部品 104 のポストと発射トリガー 20 との間に接続された付勢ばね 112 を含むことができる。この付勢ばね 112 は、発射トリガー 20 を完全な開位置に付勢することができる。このように、操作者が発射トリガー 20 を解

10

20

30

40

50

放すると、付勢ばね 112 は、発射トリガー 20 を開位置に引き、センサ 110 の作動を停止し、モータ 65 の回転を停止する。さらに、使用者が発射トリガー 20 を閉じる際にはいつも、付勢ばね 112 によって、使用者が閉鎖動作に対して抵抗を感じる。これにより、使用者が、モータ 65 による回転の程度についてのフィードバックを受ける。さらに、操作者が、発射トリガー 20 を引くのを停止すると、センサ 110 に力がかからなくなって、モータ 65 が停止する。したがって、使用者は、エンドエフェクタ 12 の配置を停止することができるため、切断／締結動作の制御の手段が得られる。

【0028】

螺旋歯車ドラム 80 の遠位端部は、ピニオン歯車 124 に噛合するリング歯車 122 を駆動する遠位駆動シャフト 120 を含む。ピニオン歯車 124 は、主駆動シャフト組立体の第 1 の駆動シャフト 48 に接続されている。このように、モータ 65 の回転により、主駆動シャフト組立体が回転し、上記したように、エンドエフェクタ 12 が作動する。

10

【0029】

螺旋歯車ドラム 80 に螺合したリング 84 は、スロットアーム 90 のスロット 88 内に配置されるポスト 86 を含むことができる。スロットアーム 90 は、ハンドル外面部品 59 と 60 との間に接続されたピボットピン 96 を収容する開口 92 をその反対側の端部 94 に有する。ピボットピン 96 は、発射トリガー 20 の開口 100 および中間ハンドル部品 104 の開口 102 をも通って配置される。

【0030】

加えて、ハンドル 6 は、モータ逆回転（またはストローク終了）センサ 130 およびモータ停止（またはストローク開始）センサ 142 を含むことができる。様々な実施形態では、モータ逆回転センサ 130 は、リング 84 が螺旋歯車ドラム 80 の遠位端部に達すると、螺旋歯車ドラム 80 に螺合したリング 84 がモータ逆回転センサ 130 に接触して作動させるように、螺旋歯車ドラム 80 の遠位端部に配置されたリミットスイッチとすることができる。モータ逆回転センサ 130 は、作動すると、制御ユニットに信号を送信し、この制御ユニットが、モータ 65 の回転方向を逆転する信号をモータ 65 に送信し、切断動作後にエンドエフェクタ 12 のナイフ 32 が引き戻される。

20

【0031】

モータ停止センサ 142 は、例えば、通常は閉じたりミットスイッチとすることができる。様々な実施形態では、このセンサ 142 は、リング 84 が螺旋歯車ドラム 80 の近位端部に達するとリング 84 がスイッチ 142 を作動させるように、螺旋歯車ドラム 80 の近位端部に配置することができる。

30

【0032】

動作の際、器具 10 の操作者が発射トリガー 20 を引くと、センサ 110 が、発射トリガー 20 の移動を検出して、制御ユニットに信号を送信し、この制御ユニットがモータ 65 に信号を送信し、モータ 65 が、操作者が発射トリガー 20 を引いた力に比例した速度で順方向に回転する。モータ 65 の順方向回転により、遊星歯車組立体 72 の遠位端部のリング歯車 78 が回転し、これにより螺旋歯車ドラム 80 が回転し、螺旋歯車ドラム 80 に螺合したリング 84 がこの螺旋歯車ドラム 80 に沿って遠位側に移動する。螺旋歯車ドラム 80 の回転はまた、上記した主駆動シャフト組立体を駆動し、これによりエンドエフェクタ 12 内でナイフ 32 が配置される。すなわち、ナイフ 32 およびスレッド 33 が溝型部材 22 を長さ方向に移動して、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、ステーブル留め型エンドエフェクタが用いられている実施形態では、エンドエフェクタ 12 のステーブル留め動作も行われる。

40

【0033】

エンドエフェクタ 12 の切断／ステーブル動作が完了するまでには、螺旋歯車ドラム 80 のリング 84 が、螺旋歯車ドラム 80 の遠位端部に到達しており、モータ逆回転センサ 130 が作動して、制御ユニットに信号を送信し、この制御ユニットがモータ 65 に信号を送信して、モータ 65 が逆回転する。これにより、ナイフ 32 が引き戻され、螺旋歯車ドラム 80 のリング 84 が、螺旋歯車ドラム 80 の近位端に戻る。

50

【 0 0 3 4 】

中間ハンドル部品 1 0 4 は、図 8 および図 9 に最もよく示されているように、スロットアーム 9 0 に係合する後部肩 1 0 6 を含む。中間ハンドル部品 1 0 4 はまた、発射トリガー 2 0 に係合する前進運動ストッパー 1 0 7 も有する。スロットアーム 9 0 の運動は、上記したように、モータ 6 5 の回転によって制御されている。リング 8 4 が螺旋歯車ドラム 8 0 の近位端部から遠位端部に移動する際にスロットアーム 9 0 が反時計回りの方向に回転すると、中間ハンドル部品 1 0 4 は、反時計回りの方向に自由に回転する。したがって、使用者が発射トリガー 2 0 を引くと、発射トリガー 2 0 が中間ハンドル部品 1 0 4 の前進運動ストッパー 1 0 7 に係合して、中間ハンドル部品 1 0 4 が反時計回りの方向に回転する。しかしながら、スロットアーム 9 0 に係合している後部肩 1 0 6 により、中間ハンドル部品 1 0 4 は、スロットアーム 9 0 が許容する範囲で反時計回りの方向に回転することができる。このように、何らかの理由でモータ 6 5 が回転を停止しなければならない場合、スロットアーム 9 0 の回転が停止し、中間ハンドル部品 1 0 4 がスロットアーム 9 0 によって反時計回りの方向に自由に回転できないため、使用者は発射トリガー 2 0 をさらに引くことができない。

10

【 0 0 3 5 】

閉鎖トリガー 1 8 を引いてエンドエフェクタ 1 2 のアンビル 2 4 を閉じる（またはクランプする）ための例示的な閉鎖システムの構成要素が、図 7 - 図 1 0 に示されている。例示されている実施形態では、閉鎖システムは、閉鎖トリガー 1 8 およびヨーク 2 5 0 の両方の整合した開口に挿入されたピン 2 5 1 によって閉鎖トリガー 1 8 に接続されたヨーク 2 5 0 を含む。閉鎖トリガー 1 8 の回転中心となるピボットピン 2 5 2 を、ピン 2 5 1 が閉鎖トリガー 1 8 内に挿入される位置からずれた閉鎖トリガー 1 8 の別の開口内に挿入する。したがって、閉鎖トリガー 1 8 が引かれると、ヨーク 2 5 0 がピン 2 5 1 で取り付けられている閉鎖トリガー 1 8 の上部が反時計回りの方向に回転する。ヨーク 2 5 0 の遠位端部が、ピン 2 5 4 によって第 1 の閉鎖ブラケット 2 5 6 に接続されている。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 に接続されている。閉鎖ブラケット 2 5 6、2 5 8 は、集合的に、これらの長さ方向の運動によって近位閉鎖チューブ 4 0 が長さ方向に移動するように、近位閉鎖チューブ 4 0（図 4 を参照）の近位端部が収容される開口を画定している。器具 1 0 は、近位閉鎖チューブ 4 0 内に配置された閉鎖ロッド 2 6 0 も含む。閉鎖ロッド 2 6 0 は、窓 2 6 1 を含んでいてもよく、この窓 6 1 内には、この閉鎖ロッド 2 6 0 をハンドル 6 に固定して接続するために、例示されている実施形態では下部外面部品 5 9 などのハンドル外面部品の 1 つのポスト 2 6 3 が配置される。このように、近位閉鎖チューブ 4 0 は、閉鎖ロッド 2 6 0 に対して長さ方向に移動することができる。閉鎖ロッド 2 6 0 は、近位スパインチューブ 4 6 のキャビティ 2 6 9 内に適合し、キャップ 2 7 1（図 4 を参照）によってキャビティ 2 6 9 内部に保持される遠位カラー 2 6 7 も含むことができる。

20

30

【 0 0 3 6 】

動作の際、閉鎖トリガー 1 8 が引かれてヨーク 2 5 0 が回転すると、閉鎖ブラケット 2 5 6、2 5 8 により、近位閉鎖チューブ 4 0 が遠位側（すなわち、器具 1 0 のハンドル端部から離れる方向）に移動し、これにより遠位閉鎖チューブ 4 2 が遠位側に移動し、アンビル 2 4 が、ピボット点 2 5 を中心にクランプすなわち閉位置まで回転する。閉鎖トリガー 1 8 がロック位置から解除されると、近位閉鎖チューブ 4 0 が近位側にスライドし、これにより遠位閉鎖チューブ 4 2 が近位側にスライドし、遠位閉鎖チューブ 4 2 の窓 4 5 内に挿入されているタブ 2 7 によって、アンビル 2 4 が、クランプされていない開位置までピボット点 2 5 を中心に旋回する。このように、閉鎖トリガー 1 8 を引いてロックすることにより、操作者は、組織をアンビル 2 4 と溝型部材 2 2 との間にクランプすることができ、切断 / ステープル留め動作の後に、閉鎖トリガー 1 8 をロック位置から解除して、組織のクランプを解除することができる。

40

【 0 0 3 7 】

詳細を後述する制御ユニットは、ストローク終了センサ 1 3 0、ストローク開始センサ

50

１４２、およびモータ運転センサ１１０からの出力を受信し、これらの入力に基づいてモータ６５を制御することができる。例えば、閉鎖トリガー１８をロックした後に操作者が初めに発射トリガー２０を引くと、モータ運転センサ１１０が作動する。ステーブルカートリッジ３４がエンドエフェクタ１２内に存在すると、カートリッジロックアウトセンサ（不図示）が閉じ、制御ユニットがモータ６５に制御信号を出力し、モータ６５が順方向に回転する。エンドエフェクタ１２がストロークの最後に達すると、モータ逆回転センサ１３０が作動する。制御ユニットが、この出力をモータ逆回転センサ１３０から受信し、モータ６５を逆回転させることができる。ナイフ３２が完全に引き戻されると、モータ停止センサスイッチ１４２が作動して、制御ユニットがモータ６５を停止させる。

【００３８】

他の実施形態では、比例型センサ１１０の代わりに、オン・オフ型センサを用いることができる。このような実施形態では、モータ６５の回転速度は、操作者が加える力に比例しない。むしろ、モータ６５は、一定の速度で回転する。しかしながら、発射トリガー２０が歯車駆動系路に噛合されているため、操作者は、力のフィードバックを受けることができる。

【００３９】

器具１０は、ステーブルカートリッジ３４（または外科器具のタイプによっては別のタイプのカートリッジ）の状態、または閉鎖および発射の際のステーブラの進行を決定するために、センサトランスポンダなどのエンドエフェクタ１２に関連した様々な状態を検出するための多数のセンサトランスポンダをエンドエフェクタ１２内に含むことができる。センサトランスポンダは、詳細を後述するように、誘導信号によって受動的に電力供給を受けることができるが、他の実施形態では、センサトランスポンダは、例えば、エンドエフェクタ１２内のバッテリーなどの遠隔電源によって電力供給を受けることができる。センサトランスポンダは、例えば、磁気抵抗センサ、光学センサ、電気機械センサ、RFIDセンサ、MEMSセンサ、運動センサ、または圧力センサを含むことができる。これらのセンサトランスポンダは、例えば、図１１に示されているように、器具１０のハンドル６内に収容できる制御ユニット３００と通信することができる。

【００４０】

図１２に示されているように、様々な実施形態によると、制御ユニット３００は、プロセッサ３０６および１つ以上のメモリユニット３０８を含むことができる。メモリ３０８に記憶された命令行動を実行することにより、プロセッサ３０６は、様々なエンドエフェクタのセンサトランスポンダおよび他のセンサ（モータ運転センサ１１０、ストローク終了センサ１３０、およびストローク開始センサ１４２など）に基づいて、モータ６５またはユーザーディスプレイ（不図示）などの器具１０の様々な構成要素を制御することができる。制御ユニット３００は、器具１０の外科的な使用の際にバッテリー６４によって電力供給を受けることができる。制御ユニット３００は、詳細を後述するように、センサトランスポンダから無線信号を受け取るために誘導素子３０２（例えば、コイルやアンテナ）を含むことができる。受信アンテナとして機能する誘導素子３０２が受け取る入力信号は、復調器３１０によって復調し、デコーダ３１２によって復号することができる。入力信号は、エンドエフェクタ１２内のセンサトランスポンダからのデータを含むことができ、プロセッサ３０６は、このデータを用いて器具１０の様々な点を制御することができる。

【００４１】

信号をセンサトランスポンダに送信するために、制御ユニット３００は、信号を符号化するためのエンコーダ３１６、変調計画に従って信号を変調するための変調器３１８を含むことができる。誘導素子３０２は、送信アンテナとして機能することができる。制御ユニット３００は、任意の適当な無線通信プロトコルおよび任意の適当な周波数（例えば、ISM帯域）を用いてセンサトランスポンダと通信することができる。また、制御ユニット３００は、センサトランスポンダからの受信信号の周波数範囲とは異なる周波数範囲で信号を送信することができる。また、唯一つのアンテナ（誘導素子３０２）が図１２に示されているが、他の実施形態では、制御ユニット３００は、別個の受信アンテナと送信ア

10

20

30

40

50

ンテナを有することができる。

【0042】

様々な実施形態によると、制御ユニット300は、マイクロコントローラ、マイクロプロセッサ、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ(FPGA)、1つ以上の他のタイプの集積回路(例えば、RF受信機やPWMコントローラ)、および/または個別受動構成要素を含むことができる。制御ユニットはまた、システム・オン・チップ(SoC)またはシステム・イン・パッケージ(SIP)などとして具現することもできる。

【0043】

図11に示されているように、制御ユニット300を、器具10のハンドル6内に収容することができ、器具10の1つ以上のセンサトランスポンダ368を、エンドエフェクタ12内に配置することができる。エンドエフェクタ12内のセンサトランスポンダ368へ、またはセンサトランスポンダ368から電力を供給および/またはデータを送信するためには、制御ユニット300の誘導素子302を、回転接合部29の遠位側のシャフト8に位置付けられた第2の誘導素子(例えば、コイル)320に誘導結合することができる。第2の誘導素子320は、導電シャフト8から電氣的に絶縁されているのが好ましい。

10

【0044】

第2の誘導素子320は、絶縁された導電ワイヤ322によって、好ましくは関節動作ピボット14の遠位側のエンドエフェクタ12に近くに配置された遠位誘導素子(例えば、コイル)324に接続することができる。ワイヤ322は、導電ポリマーおよび/または金属(銅など)から形成することができ、関節動作ピボット14によって損傷を受けずにこの関節動作内を通過できるように十分な可撓性を有することができる。遠位誘導素子324は、例えば、エンドエフェクタ12のカートリッジ34内のセンサトランスポンダ368に誘導結合することができる。詳細を後述するように、センサトランスポンダ368は、遠位コイル324に誘導結合するためのアンテナ(またはコイル)、センサ、および無線通信信号を送受信するための集積制御電子部品を含むことができる。

20

【0045】

センサトランスポンダ368は、センサトランスポンダ368に受動的に電力供給するために、遠位誘導素子326から受信した誘導信号の電力の一部を用いることができる。誘導信号から十分な電力供給を受けたら、トランスポンダ368は、(i)このトランスポンダ368と遠位誘導素子324との間の誘導結合、(ii)ワイヤ322、および(iii)第2の誘導素子320と制御ユニット300との間の誘導結合によって、ハンドル6内の制御ユニット300に対してデータを送受信することができる。このように、制御ユニット300は、回転接合部29などの複雑な機械接合部を通る直接的な有線接続および/または直接的な有線接続を維持するのが困難なシャフト8からエンドエフェクタ12への直接的な有線接続を用いることなく、エンドエフェクタ12内のトランスポンダ368と通信することができる。加えて、誘導素子間の距離(例えば、(i)トランスポンダ368と遠位誘導素子324、および(ii)第2の誘導素子320と制御ユニット300との間の間隔)が固定されており、既知であるため、結合を、エネルギーの誘導伝送にとって最適にすることができる。また、比較的低い出力信号を用いて、器具10の使用環境における他のシステムとの干渉を最小限にするために、この距離を比較的短くすることができる。

30

40

【0046】

図12の実施形態では、制御ユニット300の誘導素子302は、この制御ユニット300に比較的近接して配置されている。他の実施形態によると、図13に示されているように、制御ユニット300の誘導素子302は、この誘導素子302が第2の誘導素子320に近接して、このような実施形態の誘導結合の距離が短縮されるように、回転接合部29に近接して位置付けることができる。別法では、制御ユニット300、従って誘導素子302も、間隔を短縮するために第2の誘導素子320に近接して位置付けることができる。

50

【 0 0 4 7 】

他の実施形態では、2つよりも多いまたは少ない誘導結合を用いることができる。例えば、ある実施形態では、外科器具10は、ハンドル6内の制御ユニット300と、エンドエフェクタ12内のトランスポンダ368との間の1つの誘導結合を用いることで、誘導素子320、324およびワイヤ322を排除することができる。もちろん、このような実施形態では、ハンドル6内の制御ユニット300とエンドエフェクタ12内のトランスポンダ368との間の距離がより大きくなるため、より強い信号が必要となるであろう。また、3つ以上の誘導結合を用いることもできる。例えば、外科器具10が、直接的な有線接続を維持するのが困難な複数の複雑な機械接合部を有する場合、このような各接合部を跨ぐために誘導結合を用いることができる。例えば、図14に示されているように、回転接合部29の遠位側の誘導素子320が、ワイヤ322によって関節動作ピボット14の近位側の誘導素子324に接続され、ワイヤ323によって関節動作ピボット14の遠位側の誘導素子325、326が接続された状態で、回転接合部29の両側および関節動作ピボット14の両側に誘導結合を用いることができる。この実施形態では、誘導素子326は、センサトランスポンダ368と通信することができる。

10

【 0 0 4 8 】

加えて、トランスポンダ368は、多数の異なるセンサを含むことができる。例えば、トランスポンダ368は、アレイ状にセンサを含むことができる。さらに、エンドエフェクタ12は、遠位誘導素子324、従って制御ユニット300とも通信する多数のセンサトランスポンダ368を含むことができる。また、誘導素子320、324は、フェライト磁心を含んでも含まなくてもよい。既に述べたように、これらの誘導素子は、好ましくは器具10の導電外側シャフト（またはフレーム）（例えば、閉鎖チューブ40、42）から絶縁され、ワイヤ322も、好ましくは外側シャフト8から絶縁される。

20

【 0 0 4 9 】

図15は、溝型部材22の遠位端部のカートリッジ34内に保持または埋め込まれたトランスポンダ368を含むエンドエフェクタ12の線図である。トランスポンダ368は、エポキシなどの適当な接着材料でカートリッジ34に接続することができる。この実施形態では、トランスポンダ368は、磁気抵抗センサを含む。アンビル24も、トランスポンダ368に面した永久磁石369を遠位端部に含む。エンドエフェクタ12も、この例の実施形態ではスレッド33に接続された永久磁石370を含む。これにより、トランスポンダ368が、エンドエフェクタ12の開と閉の両方と（アンビル24が開閉する際に、永久磁石369がトランスポンダに対して離れるまたは近づくため）、ステープル留め/切断動作の完了（切断動作の一部としてスレッド33が溝型部材22を移動する際に、永久磁石370がトランスポンダ368に向かって移動するため）を検出することができる。

30

【 0 0 5 0 】

図15は、ステープルカートリッジ34のステープル380およびステープルドライバ382も示している。既に説明したように、様々な実施形態によると、スレッド33が溝型部材22を横断すると、スレッド33がステープルドライバ382を駆動させ、これによりステープル380がエンドエフェクタ12内に保持された切断された組織内に進入し、ステープル380がアンビル24によって形成される。上記したように、このような外科切断/締結器具は、本発明を有利に利用できる外科器具の1タイプである。本発明の様々な実施形態は、1つ以上のセンサトランスポンダを有するあらゆるタイプの外科器具に用いることができる。

40

【 0 0 5 1 】

上記した実施形態では、バッテリー64は、器具10の発射動作のために少なくとも部分的に電力を供給する。したがって、この器具は、いわゆる「動力補助」装置と呼ぶことができる。このような動力補助装置のさらなる詳細および別の実施形態は、参照して本明細書に組み入れる米国特許出願第11/343,573号に開示されている。しかしながら、器具10は必ずしも、動力補助装置とする必要はなく、本発明の特徴を利用できる1タ

50

イブの装置の一例にすぎないことを理解されたい。例えば、器具 10 は、バッテリー 64 によって電力が供給され、かつ制御ユニット 300 によって制御されるユーザーディスプレイ（LCD または LED ディスプレイなど）を含むことができる。エンドエフェクタ 12 内のセンサトランスポンダ 368 からのデータを、このようなディスプレイに表示することができる。

【0052】

別の実施形態では、器具 10 のシャフト 8 は、例えば、近位閉鎖チューブ 40 および遠位閉鎖チューブ 42 を含み、全体として、センサトランスポンダ 368 に信号を放射し、かつセンサトランスポンダ 368 から放射される信号を受信することで、制御ユニット 300 のアンテナの一部として機能することができる。このように、エンドエフェクタ 12 内の遠隔センサへの信号または遠隔センサからの信号は、器具 10 のシャフト 8 によって通信することができる。

【0053】

近位閉鎖チューブ 40 は、プラスチックなどの非導電材料から形成することができる下部および上部外面部品 59 ~ 62 によって、その近位端部で接地することができる。近位閉鎖チューブ 40 および遠位閉鎖チューブ 42 内の駆動シャフト組立体の構成要素（第 1 の駆動シャフト 48 および第 2 の駆動シャフト 50 を含む）は、同様にプラスチックなどの非導電材料から形成することができる。さらに、エンドエフェクタ 12 の構成要素（アンビル 24 や溝型部材 22 など）は、アンテナの一部として機能するように、遠位閉鎖チューブ 42 に電氣的に接続する（すなわち、直接または間接的に電気接触させる）ことができる。さらに、センサトランスポンダ 368 は、アンテナとして機能するシャフト 8 およびエンドエフェクタ 12 の構成要素から電氣的に絶縁されるように位置付けることができる。例えば、センサトランスポンダ 368 は、プラスチックなどの非導電材料から形成できるカートリッジ 34 内に位置付けることができる。アンテナとして機能するシャフト 8 の遠位端部（遠位閉鎖チューブ 42 の遠位端部など）およびエンドエフェクタ 12 の各部をセンサ 368 に比較的近接させることができ、これにより、送信する信号の出力を低いレベルに維持して、器具 10 の使用環境における他のシステムとの干渉を最小限にするか、または低減する。

【0054】

このような実施形態では、図 16 に示されているように、制御ユニット 300 は、導電リンク 400（ワイヤなど）によって近位閉鎖チューブ 40 などの器具 10 のシャフト 8 に電氣的に結合することができる。閉鎖チューブ 40、42 などの外側シャフト 8 の各部は、センサ 368 に信号を放射し、かつセンサ 368 から放射される信号を受信することで、制御ユニット 300 のアンテナの一部として機能することができる。制御ユニット 300 が受信した入力信号は、復調器 310 で復調し、デコーダ 312 で復号することができる（図 12 を参照）。この入力信号は、エンドエフェクタ 12 のセンサ 368 からのデータを含むことができ、このデータを、プロセッサ 306 がモータ 65 やユーザーディスプレイなどの器具 10 の様々な部分を制御するために用いることができる。

【0055】

エンドエフェクタ 12 内のセンサ 368 へ、またはセンサから信号を送信するためには、リンク 400 が、制御ユニット 300 を、遠位閉鎖チューブ 42 に電氣的に接続できる近位閉鎖チューブ 40 などの器具 10 のシャフト 8 の構成要素に接続することができる。遠位閉鎖チューブ 42 は、プラスチックカートリッジ 34（図 3 を参照）内に配置できる遠隔センサ 368 から好ましくは電氣的に絶縁される。上記したように、溝型部材 22 およびアンビル 24（図 3 を参照）などのエンドエフェクタ 12 の構成要素は、導電性とし、同様にアンテナの一部として機能するように遠位閉鎖チューブ 42 と電氣的に接触させることができる。

【0056】

シャフト 8 が制御ユニット 300 のアンテナとして機能する場合、制御ユニット 300 は、直接的な有線接続を用いずに、エンドエフェクタ 12 内のセンサ 368 と通信するこ

10

20

30

40

50

とができる。加えて、シャフト 8 と遠隔センサ 3 6 8 との間の距離が固定されており、既知であるため、出力レベルを低いレベルに最適化し、器具 1 0 の使用環境における他のシステムとの干渉を最小限にすることができる。センサ 3 6 8 は、上記したように、制御ユニット 3 0 0 に信号を放射するため、および制御ユニット 3 0 0 からの信号を受信するための通信回路を含むことができる。この通信回路は、センサ 3 6 8 と一体にすることができる。

【 0 0 5 7 】

別の実施形態では、シャフト 8 および / またはエンドエフェクタ 1 2 の構成要素は、遠隔センサ 3 6 8 のためのアンテナとして機能することができる。このような実施形態では、遠隔センサ 3 6 8 は、シャフト (近位閉鎖チューブ 4 0 に電氣的に接続することができる遠位閉鎖チューブ 4 2 など) に電氣的に接続され、制御ユニット 3 0 0 は、このシャフト 8 から絶縁されている。例えば、センサ 3 6 8 は、エンドエフェクタ 1 2 の導電構成要素 (溝型部材 2 2 など) に接続することができ、この導電構成要素は、シャフトの導電構成要素 (例えば、閉鎖チューブ 4 0 、 4 2 など) に接続することができる。別法では、エンドエフェクタ 1 2 は、遠隔センサ 3 6 8 を遠位閉鎖チューブ 4 2 に接続するワイヤ (不図示) を含むことができる。

【 0 0 5 8 】

一般に、器具 1 0 などの外科器具は、使用前に洗浄および滅菌される。ある滅菌技術では、図 1 7 および図 1 8 に示されているように、器具 1 0 を、プラスチックまたは T Y V E K 容器またはバッグなどの密閉された容器 2 8 0 内に配置する。次に、この容器と器具とを、 γ 線、 x 線、または高エネルギー電子などの容器を透過できる放射線の場に配置する。この放射線が、器具 1 0 上および容器 2 8 0 内の細菌を死滅させる。次に、滅菌された器具 1 0 を滅菌容器 2 8 0 内に保管することができる。密閉された滅菌容器 2 8 0 は、医療施設または他の使用環境で開封されるまで器具 1 0 の滅菌を維持する。放射線の代わりに、エチレンオキシドや蒸気などの器具 1 0 の他の滅菌手段を用いることができる。

【 0 0 5 9 】

γ 線などの放射線を用いて器具 1 0 を滅菌すると、制御ユニット 3 0 0 の構成要素、特にメモリ 3 0 8 およびプロセッサ 3 0 6 が損傷して不安定になることがある。したがって、本発明の様々な実施形態に従って、器具 1 0 のパッケージングおよび滅菌の後に制御ユニット 3 0 0 をプログラムすることができる。

【 0 0 6 0 】

図 1 7 に示されているように、ハンドヘルド装置とすることができる遠隔プログラミング装置 3 2 0 は、制御ユニット 3 0 0 と無線通信することができる。遠隔プログラミング装置 3 2 0 は、制御ユニット 3 0 0 に無線信号を送信し、この無線信号は、制御ユニット 3 0 0 により受信され、制御ユニット 3 0 0 をプログラムし、このプログラム動作の際に制御ユニット 3 0 0 に電力を供給する。このように、バッテリー 6 4 は、プログラミング動作の際に制御ユニット 3 0 0 に電力を供給する必要がない。様々な実施形態によると、制御ユニット 3 0 0 にダウンロードされるプログラミングコードは、1 M B 以下などの比較的小さいサイズにすることができるため、所望に応じて、比較的低いデータ転送速度の通信プロトコルを用いることができる。また、低出力信号を用いることができるように、遠隔プログラミング装置 3 2 0 を、外科器具 1 0 と物理的に近接させることができる。

【 0 0 6 1 】

図 1 9 を参照すると、制御ユニット 3 0 0 は、遠隔プログラミング装置 3 2 0 から無線信号を受け取るための誘導コイル 4 0 2 を含むことができる。制御ユニット 3 0 0 がバッテリー 6 4 から電力供給を受けていない場合は、電源回路 4 0 4 が受信した信号の一部を用いて、この制御ユニット 3 0 0 に電力を供給することができる。

【 0 0 6 2 】

受信アンテナとして機能するコイル 4 0 2 が受信した入力信号は、変調器 4 1 0 によって変調し、デコーダ 4 1 2 によって復号することができる。この入力信号は、メモリ 3 0 8 の不揮発性メモリ部分に記憶できるプログラム命令 (例えば、コード) を含むことがで

きる。プロセッサ 306 は、器具 10 が動作している時にコードを実行することができる。例えば、コードにより、プロセッサ 306 を作動させて、センサ 368 から受信したデータに基づいてモータ 65 などの器具 10 の様々なサブシステムに制御信号を出力することができる。

【0063】

制御ユニット 300 は、プロセッサ 306 によって実行するためのブートシーケンスコードを含む不揮発性メモリユニット 414 も含むことができる。滅菌後のプログラミング動作の際に、制御ユニット 300 が、遠隔制御ユニット 320 から送信された信号から十分な電力を受け取ると、プロセッサ 306 は、プロセッサ 306 にオペレーティングシステムをロードすることができるブートシーケンスコード（「ブートローダー」）414 をまず実行することができる。

10

【0064】

制御ユニット 300 は、例えば、肯定応答およびハンドシェーク信号などの信号を遠隔プログラミングユニット 320 に返信することもできる。制御ユニット 300 は、プログラミング装置 320 に送信される信号を符号化するためのエンコーダ 416、および変調計画に従って信号を変調するための変調器 418 を含むことができる。コイル 402 は、送信アンテナとして機能することができる。制御ユニット 300 および遠隔プログラミング装置 320 は、任意の適当な無線通信プロトコル（例えば、ブルートゥース）および任意の適当な周波数（例えば、ISM 帯域）を用いて通信することができる。また、制御ユニット 300 は、遠隔プログラミングユニット 320 から受信する信号の周波数範囲とは異なる周波数範囲で信号を送信することができる。

20

【0065】

図 20 は、本発明の様々な実施形態に従った遠隔プログラミング装置 320 の簡易線図である。図 20 に示されているように、遠隔プログラミングユニット 320 は、主制御基板 230 およびブーストアンテナ基板 232 を含むことができる。主制御基板 230 は、コントローラ 234、電力モジュール 236、およびメモリ 238 を含むことができる。メモリ 238 は、コントローラ 234 の動作命令、および外科器具 10 の制御ユニット 300 に送信されるプログラミング命令を記憶することができる。電力モジュール 236 は、内部バッテリー（不図示）または外部 AC または DC 電源（不図示）から遠隔プログラミング装置 320 の構成要素に安定した DC 電圧を供給することができる。

30

【0066】

ブーストアンテナ基板 232 は、I²C バスなどによってコントローラ 234 と通信する結合回路 240 を含むことができる。結合回路 240 は、アンテナ 244 によって外科器具の制御ユニット 300 と通信することができる。結合回路 240 は、制御ユニットと通信するために、変調 / 復調および符号化 / 復号の操作を行うことができる。他の実施形態によると、遠隔プログラミング装置 320 は、変調器、復調器、エンコーダ、およびデコーダを別個に有することができる。図 20 に示されているように、ブーストアンテナ基板 232 は、送信出力増幅器 246、アンテナ 244 のための整合回路 248、および信号を受信するための濾波 / 増幅器 249 も含むことができる。

40

【0067】

他の実施形態によると、図 20 に示されているように、遠隔プログラミング装置は、USB および / または RS232 インターフェースなどによって、PC やラップトップなどのコンピュータ装置 460 と通信することができる。このような構成では、演算装置 460 のメモリは、制御ユニット 300 に送信されるプログラム命令を記憶することができる。別の実施形態では、演算装置 460 は、プログラミング命令を制御ユニット 300 に送信するために無線通信システムと共に構成することができる。

【0068】

加えて、他の実施形態によると、制御ユニット 300 と遠隔プログラミング装置 320 との間の誘導結合を用いる代わりに、容量結合を用いることもできる。このような実施形態では、制御ユニット 300 は、遠隔プログラミングユニット 320 と同様に、コイルの

50

代わりにプレートを有することができる。

【 0 0 6 9 】

別の実施形態では、制御ユニット 3 0 0 と遠隔プログラミング装置 3 2 0 との間の無線通信リンクを用いる代わりに、プログラミング装置 3 2 0 は、器具 1 0 の滅菌が維持されるように器具 1 0 が滅菌容器 2 8 0 内に入ったまま、制御ユニット 3 0 0 に物理的に接続することができる。図 2 1 は、このような実施形態に従ったパッケージングされた器具 1 0 の線図である。図 2 2 に示されているように、器具 1 0 のハンドル 6 は、外部接続インターフェース 4 7 0 を含むことができる。容器 2 8 0 は、器具 1 0 がこの容器 2 8 0 内にパッケージングされると、この器具 1 0 の外部接続インターフェース 4 7 0 に嵌合する接続インターフェース 4 7 2 をさらに含むことができる。プログラミング装置 3 2 0 は、容器 2 8 0 の外部の接続インターフェース 4 7 2 に接続して、プログラミング装置 3 0 と器具 1 0 の外部接続インターフェース 4 7 0 との間を有線接続する外部接続インターフェース（不図示）を含むことができる。

10

【 0 0 7 0 】

本発明の様々な実施形態が切断型外科器具に関連して説明された。しかしながら、他の実施形態では、ここに開示する本発明の外科器具は、切断型外科器具である必要はなく、むしろ遠隔センサトランスポンダを含むあらゆるタイプの外科器具に用いることができることを理解されたい。例えば、本発明の外科器具は、非切断内視鏡器具、把持器、ステープラ、クリップアプライヤ、アクセス装置、薬物 / 遺伝子治療送達装置、および超音波、RF、レーザーなどを用いたエネルギー装置とすることができる。加えて、本発明は、例えば、腹腔鏡器具に用いることができる。本発明はまた、従来の内視鏡器具および切開外科手術器具、ならびにロボット支援外科手術に用いることもできる。

20

【 0 0 7 1 】

ここに開示する装置は、1 回の使用で廃棄するように設計することができ、または複数回使用するように設計することもできる。しかしながら、いずれの場合も、この装置は、少なくとも 1 回使用した後に再使用するために再生することができる。この再生には、装置の分解ステップ、続く特定の部品の洗浄または交換ステップ、そして再組立ステップの任意の組合せを含むことができる。具体的には、この装置は、分解してから、装置の任意の数の特定の部品を、任意の組合せで選択的に交換または除去することができる。特定の部品の洗浄および / または交換の際に、本装置は、次の使用のために、外科手術の直前に再生設備で、または手術チームによって再組立てすることができる。当業者であれば、装置の再生は、分解、洗浄 / 交換、および再組立のために様々な技術を用いることができることを理解できよう。このような技術の使用および得られる再生された装置は、本明細書の範囲内である。

30

【 0 0 7 2 】

特定の実施形態を用いて本発明を説明してきたが、これらの実施形態に対して様々な改良および変更を加えることができる。例えば、様々なタイプのエンドエフェクタを用いることができる。また、特定の構成要素の材料を開示したが、他の材料を用いることもできる。上記した説明および添付の特許請求の範囲は、このような全ての改良および変更を含むものとする。

40

【 0 0 7 3 】

参照して本明細書に組み入れると述べた全ての特許文献、刊行物、または他の開示資料の全てまたは一部は、組み入れる資料が、本明細書に開示した定義、記載、または他の開示資料に相反しない程度に組み入れるものとする。したがって、必要な範囲で、ここに明確に記載した開示は、参照して本明細書に組み入れる全ての反する資料に対して優先されるものである。参照して本明細書に組み入れると述べたが、ここに開示する定義、記載、または他の開示資料に相反する全ての資料またはその一部は、組み入れる資料と本開示資料との間に対立が起こらない範囲で組み入れるものとする。

【 0 0 7 4 】

〔実施の態様〕

50

(1) 外科器具において、
少なくとも 1 つのセンサを含むエンドエフェクタと、
前記エンドエフェクタに結合された遠位端部を有する導電シャフトであって、前記センサは、前記シャフトから電氣的に絶縁されている、導電シャフトと、
前記シャフトの近位端部に結合されたハンドルであって、
前記ハンドルは、制御ユニットを収容し、
前記制御ユニットは、前記シャフトに電氣的に結合されており、前記シャフトは、前記制御ユニットからの信号を前記センサに放射し、前記センサから放射された信号を受信するように構成されている、

ハンドルと、

10

を含む、外科器具。

(2) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記ハンドルは、
前記制御ユニットと通信し、前記エンドエフェクタを駆動するためのモータと、
前記モータに電力を供給するための電源と、
をさらに含む、外科器具。

(3) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、磁気抵抗センサを含む、外科器具。

(4) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、圧力センサを含む、外科器具。

20

(5) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、RFIDセンサを含む、外科器具。

【 0 0 7 5 】

(6) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、MEMSセンサを含む、外科器具。

(7) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、電気機械センサを含む、外科器具。

(8) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記少なくとも 1 つのセンサは、前記エンドエフェクタのプラスチックカートリッジに連結されている、外科器具。

30

(9) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記エンドエフェクタは、前記シャフトに結合された導電要素を含み、この導電要素は、データ信号を前記センサに放射し、かつ前記センサからのデータ信号を放射するように構成されている、外科器具。

(1 0) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記外科器具は、内視鏡外科器具を含む、外科器具。

【 0 0 7 6 】

(1 1) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、
前記外科器具は、切断 / 締結外科器具を含む、システム。

(1 2) 実施態様 (1 1) に記載の外科器具において、
前記エンドエフェクタは、切断器具を含む、外科器具。

40

(1 3) 実施態様 (1 2) に記載の外科器具において、
前記エンドエフェクタは、プラスチックカートリッジを含み、前記少なくとも 1 つのセンサは、前記カートリッジ内に配置されている、外科器具。

(1 4) 外科器具において、
少なくとも 1 つのセンサを含むエンドエフェクタと、
前記エンドエフェクタに結合された遠位端部を有する導電シャフトであって、前記センサが前記シャフトから電氣的に絶縁されている、導電シャフトと、
前記シャフトに電氣的に結合された制御ユニットであって、前記シャフトは、前記制御ユニットからの信号を前記センサに放射し、かつ前記センサから放射された信号を受信す

50

るように構成されている、制御ユニットと、
を含む、外科器具。

(15) 実施態様(14)に記載の外科器具において、
前記制御ユニットと通信し、かつ前記エンドエフェクタを駆動するためのモータと、
前記モータに電力を供給するためのバッテリーと、
をさらに含む、外科器具。

【0077】

(16) 実施態様(14)に記載の外科器具において、
前記少なくとも1つのセンサは、前記エンドエフェクタのプラスチックカートリッジに
結合されている、外科器具。

10

(17) 実施態様(14)に記載の外科器具において、
前記エンドエフェクタは、前記シャフトに結合された導電要素を含み、
前記導電要素は、データ信号を前記センサに放射し、かつ前記センサからのデータ信号
を放射するように構成されている、外科器具。

(18) 実施態様(17)に記載の外科器具において、
前記エンドエフェクタは、プラスチックステープルカートリッジを含み、前記少なくと
も1つのセンサは、前記ステープルカートリッジ内に配置されている、外科器具。

(19) 外科器具において、
少なくとも1つのセンサを有するエンドエフェクタと、
前記エンドエフェクタに結合された遠位端部を有する導電シャフトであって、前記セン
サは、前記シャフトに電氣的に結合されている、シャフトと、

20

前記シャフトから電氣的に絶縁された制御ユニットであって、前記シャフトは、前記セ
ンサからの信号を前記制御ユニットに放射し、かつ前記制御ユニットから放射された信号
を受信するように構成されている、制御ユニットと、
を含む、外科器具。

(20) 方法において、
外科器具を用意するステップであって、
前記外科器具は、

少なくとも1つのセンサを有するエンドエフェクタと、
前記エンドエフェクタに結合された遠位端部を有するシャフトであって、前記センサ
は、前記シャフトから電氣的に絶縁されている、シャフトと、

30

前記シャフトに電氣的に結合された制御ユニットであって、前記シャフトは、前記制
御ユニットからの信号を前記センサに放射し、前記センサから放射された信号を受信す
るように構成されている、制御ユニットと、

を含む、
ステップと、
前記外科器具を滅菌するステップと、
前記外科器具を滅菌容器内に保管するステップと、
を含む、方法。

【0078】

40

(21) 実施態様(20)に記載の方法において、
前記外科器具が滅菌容器内に入ったまま、前記制御ユニットを遠隔的にプログラミング
するステップ、
をさらに含む、方法。

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図1】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図2】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図3】本発明の様々な実施形態に従った器具のエンドエフェクタの組立分解図である。

【図4】本発明の様々な実施形態に従った器具のシャフトの組立分解図である。

50

【図 5】本発明の様々な実施形態に従った器具のエンドエフェクタおよびシャフトの組立分解図である。

【図 6】本発明の様々な実施形態に従ったエンドエフェクタの側面図である。

【図 7】本発明の様々な実施形態に従った外科器具のハンドルの組立分解図である。

【図 8】本発明の様々な実施形態に従ったハンドルの一部の斜視図である。

【図 9】本発明の様々な実施形態に従ったハンドルの一部の斜視図である。

【図 10】本発明の様々な実施形態に従ったハンドルの側面図である。

【図 11】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図 12】本発明の様々な実施形態に従った制御ユニットのブロック図である。

【図 13】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図 14】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図 15】本発明の様々な実施形態に従ったセンサトランスポンダを含むエンドエフェクタの側面図である。

【図 16】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図 17】本発明の様々な実施形態に従った滅菌容器内の外科器具を示す図である。

【図 18】図 17 の線 18 - 18 に沿って見た断面図である。

【図 19】本発明の様々な実施形態に従った制御ユニットのブロック図である。

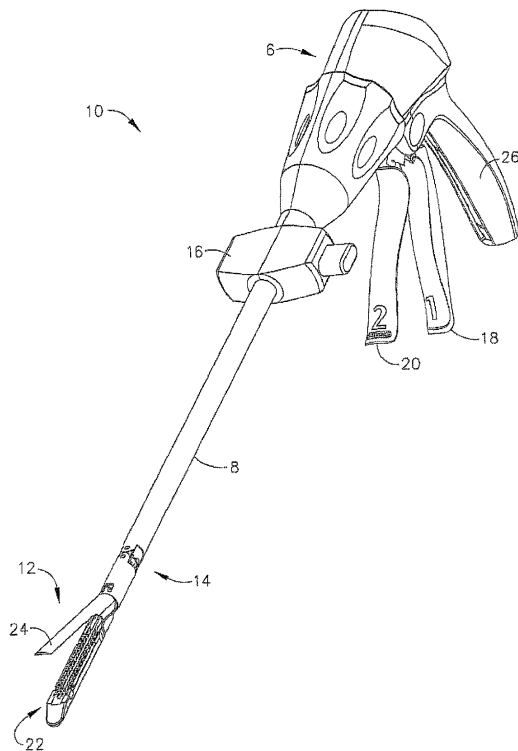
【図 20】本発明の様々な実施形態に従った遠隔プログラミング装置のブロック図である。

。

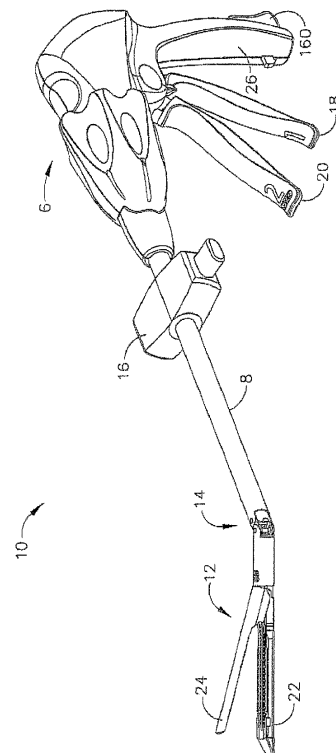
【図 21】本発明の様々な実施形態に従ったパッケージングされた器具の線図である。

【図 22】発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

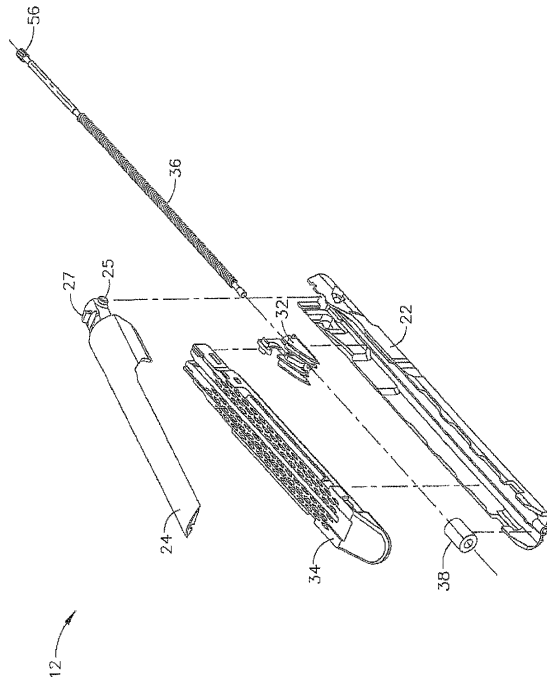
【図 1】



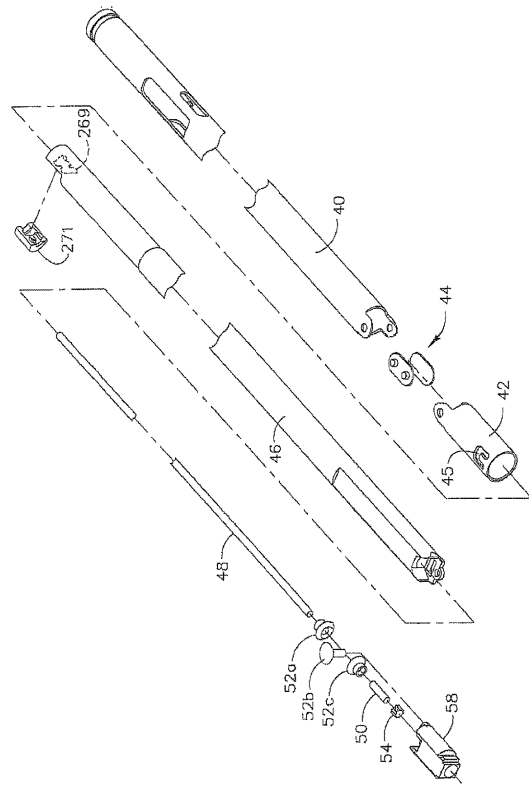
【図 2】



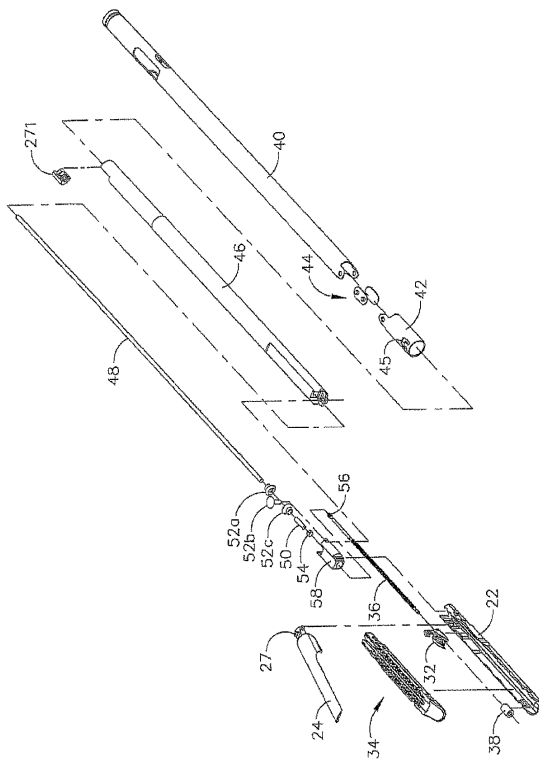
【図 3】



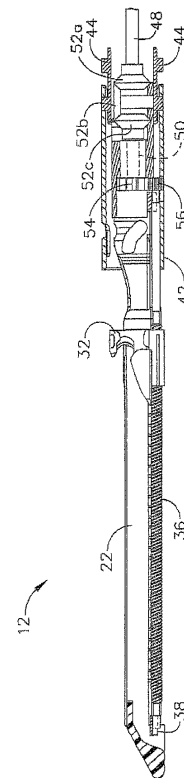
【図 4】



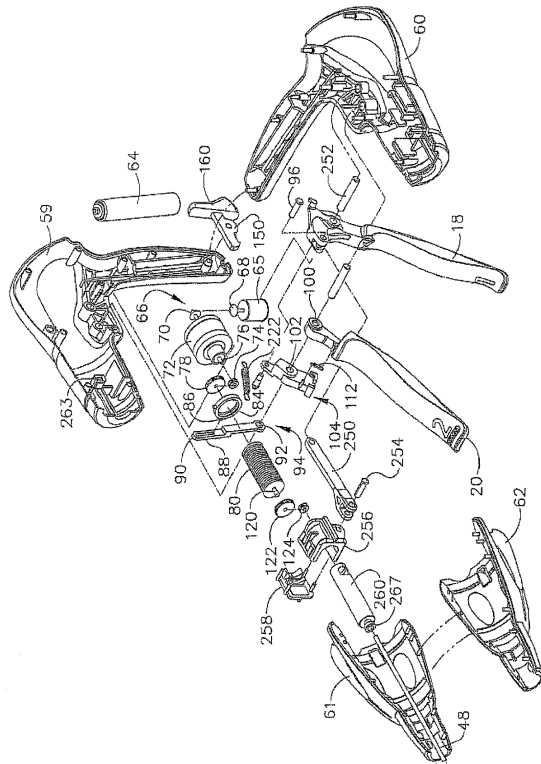
【図 5】



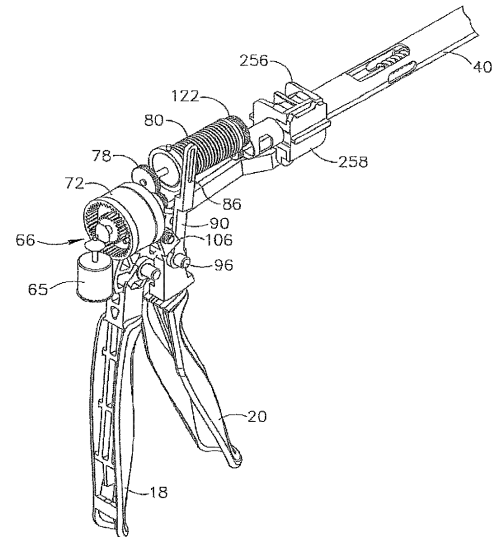
【図 6】



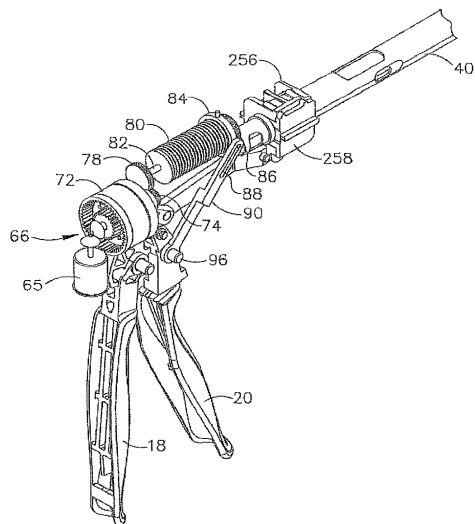
【図 7】



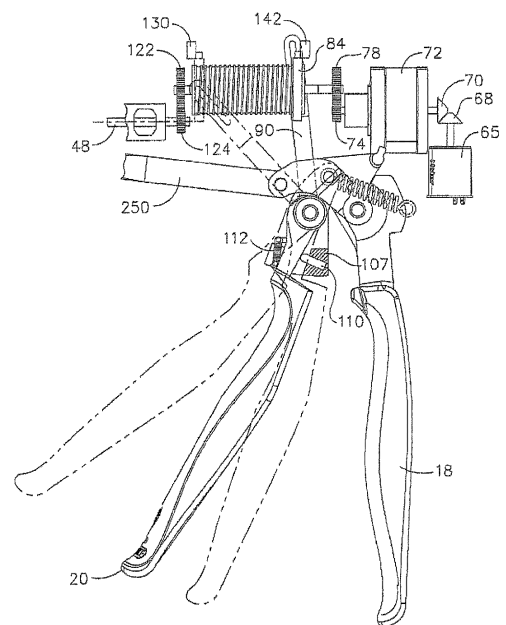
【図 8】



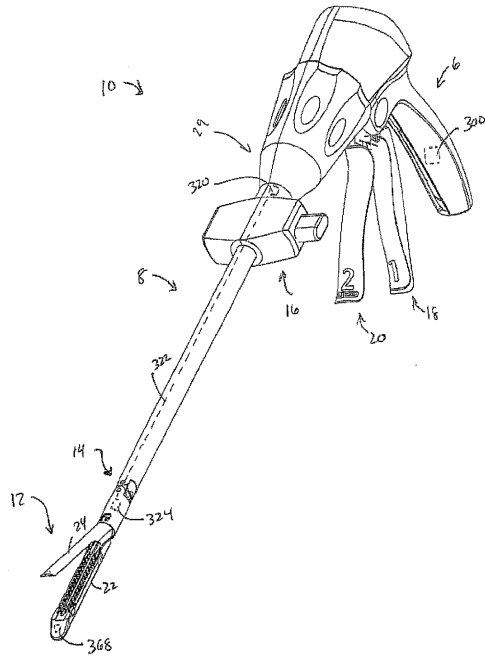
【図 9】



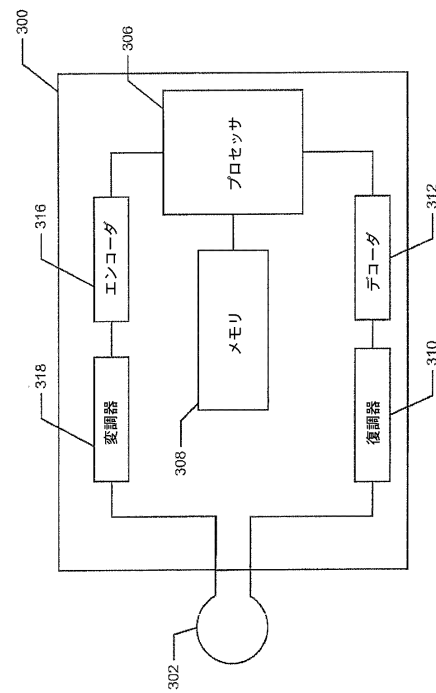
【図 10】



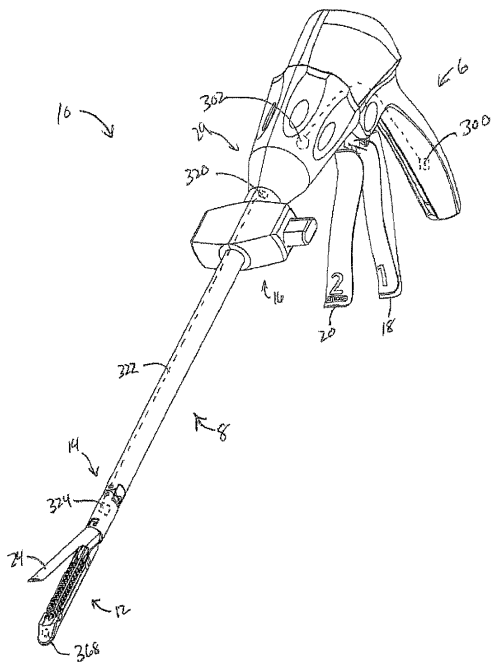
【図 1 1】



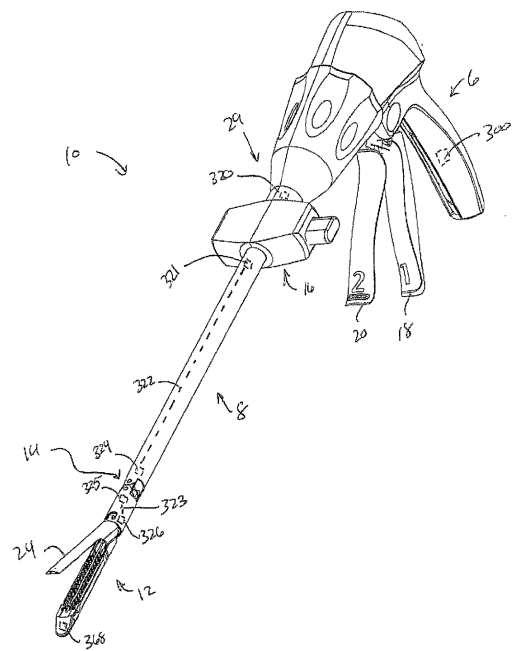
【図 1 2】



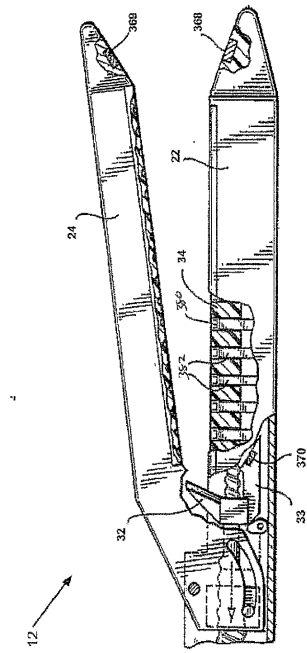
【図 1 3】



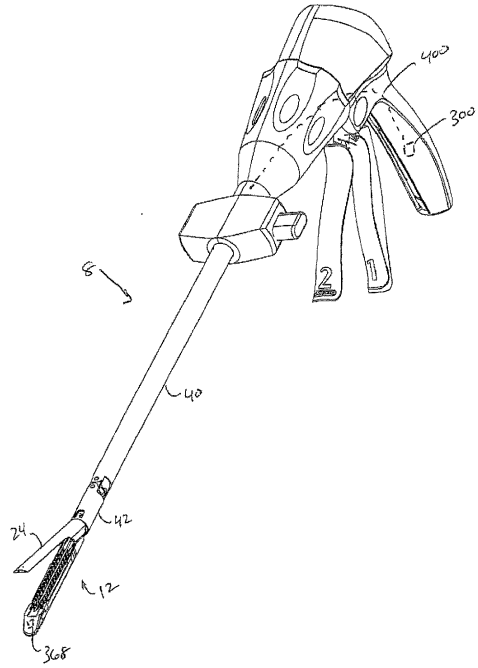
【図 1 4】



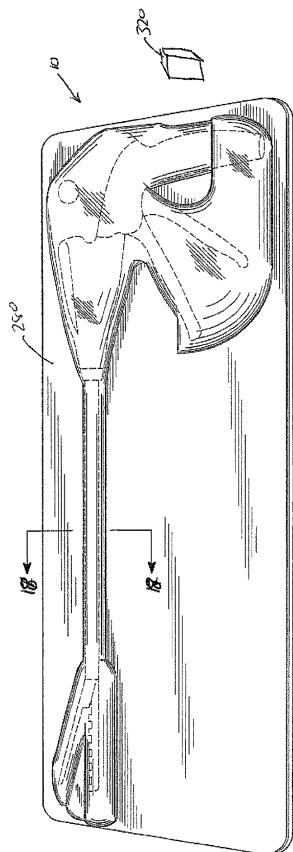
【図 15】



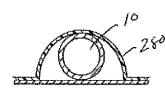
【図 16】



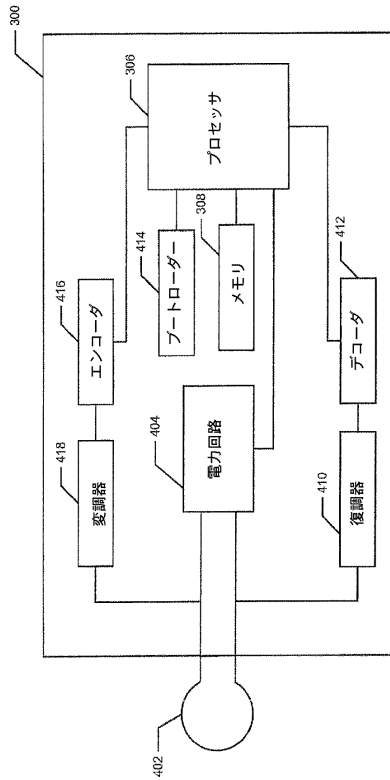
【図 17】



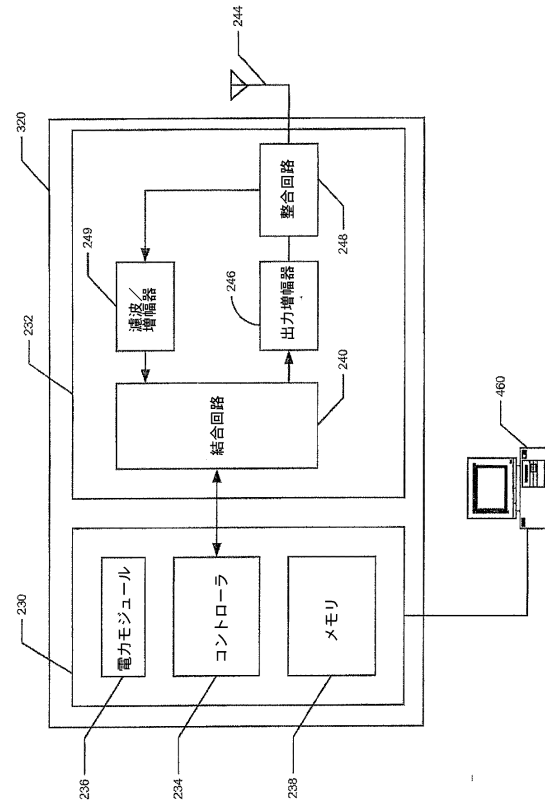
【図 18】



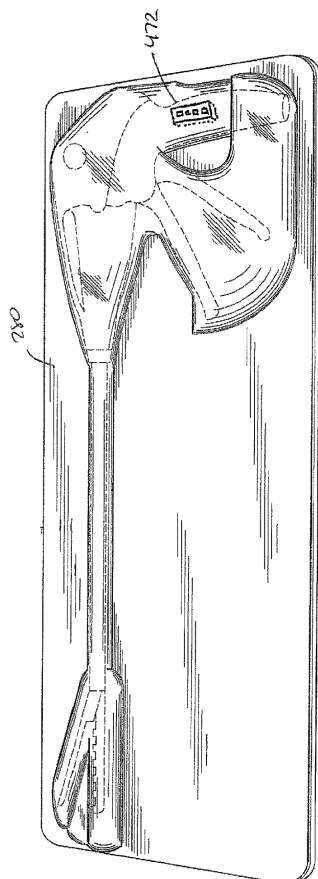
【図 19】



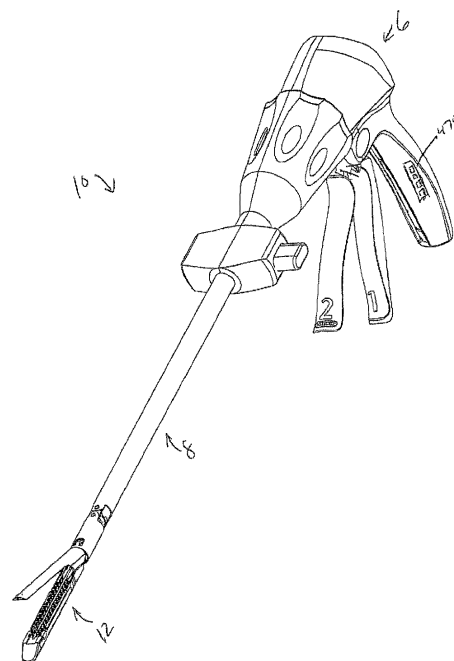
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(72)発明者 ジェフリー・エス・スウェイズ

アメリカ合衆国、45011 オハイオ州、ハミルトン、パーチレー・ドライブ 7047

(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、45159 オハイオ州、ニュー・ピエナ、ピー・オー・ボックス 373

審査官 村上 聡

(56)参考文献 特表2003-500153(JP,A)

国際公開第03/020139(WO,A1)

特表2005-523105(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/072

A61B 17/32

专利名称(译)	一种用于在控制单元和远程传感器之间执行无线通信的手术器械		
公开(公告)号	JP5220423B2	公开(公告)日	2013-06-26
申请号	JP2008002034	申请日	2008-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ジェイムズアールジョルダーノ ジェフリーエススウェイズ フレデリックイーシェルトンザフォース		
发明人	ジェイムズアールジョルダーノ ジェフリーエススウェイズ フレデリックイーシェルトンザフォース		
IPC分类号	A61B17/072 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/068 A61B17/07207 A61B90/98 A61B2017/00022 A61B2017/00221 A61B2017/00398 A61B2017/00734 A61B2017/07271 A61B2017/2927 A61B2090/065 A61B2090/0814		
FI分类号	A61B17/10.310 A61B17/32.330 A61B17/072 A61B17/94		
F-TERM分类号	4C160/CC23 4C160/CC29 4C160/FF19 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN15 4C160/NN23		
审查员(译)	村上聡		
优先权	11/651807 2007-01-10 US		
其他公开文献	JP2008212637A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供诸如内窥镜或腹腔镜器械的手术器械，包括具有至少一个传感器的末端执行器。解决方案：外科手术器械可包括末端执行器，该末端执行器包括至少一个传感器。手术器械还可包括导电轴，该导电轴具有连接到端部执行器的远端，其中传感器与轴绝缘。手术器械还可包括连接到轴的近端的手柄。手柄可包括电连接到轴的控制单元，使得轴将信号作为天线从控制单元辐射到传感器并接收来自传感器的辐射信号。电耦合到轴的其他部件也可以辐射信号。Ž

【 图 1 】

