

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5420185号
(P5420185)

(45) 発行日 平成26年2月19日(2014.2.19)

(24) 登録日 平成25年11月29日(2013.11.29)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 2

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 2 外国語出願 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2008-83010 (P2008-83010)
 (22) 出願日 平成20年3月27日(2008.3.27)
 (65) 公開番号 特開2008-272457 (P2008-272457A)
 (43) 公開日 平成20年11月13日(2008.11.13)
 審査請求日 平成23年3月25日(2011.3.25)
 (31) 優先権主張番号 11/729,008
 (32) 優先日 平成19年3月28日(2007.3.28)
 (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 チャド・ピー・ブードロー
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、レイクハースト・コート 10840

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 腹腔鏡下で組織の厚みおよびクランプ荷重を測定するための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具において、

一対の対向したジョーであって、

内部にカートリッジを取外し可能に支持できる大きさの細長い溝部を備える第1のジョー、および、

前記第1のジョーに移動可能に結合された第2のジョーであって、前記第1のジョーと当該第2のジョーとの間に組織を選択的にクランプするために加えられる前記開運動および前記閉鎖運動にตอบสนองして細長い溝部に対して開位置と閉位置との間で選択的に移動可能である、第2のジョー、

を備える、一対の対向したジョーと、

前記一対の対向したジョーに関連して、前記一対の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みを表す組織厚みデータを生成する、出力発生器であって、

前記細長い溝部内に取外し可能に支持できる測定カートリッジ、

前記測定カートリッジと前記第2のジョーとの間にクランプされた組織の厚みに相当するひずみ信号を生成するために前記測定カートリッジに取り付けられたひずみゲージ、および、

少なくとも1つの前記ひずみゲージから前記ひずみ信号を受け取って、前記組織の厚みに相当する前記組織厚みデータを計算し、この組織厚みデータを前記ディスプレイに送信するために少なくとも1つの前記ひずみゲージと通信するプロセッサ、

10

20

を備える、出力発生器と、
前記組織厚みデータを表示するためのディスプレイと、
を含み、

前記測定カートリッジは前記ひずみゲージに接続されたアンビルプローブを含み、前記アンビルプローブは前記第2のジョーと接触するための可撓性部分を有する、外科器具。

【請求項2】

請求項1に記載の外科器具において、

前記測定カートリッジが前記細長い溝部によって支持されているときに前記細長い溝部によって支持された第2のひずみゲージであって、前記測定カートリッジの一部と前記第2のジョーとの間に組織がクランプされている場合は、受ける圧縮荷重の大きさに相当する第2のひずみ信号を生成し、この第2のひずみ信号を受信すると前記プロセッサが前記圧縮荷重に相当するデータを前記ディスプレイに送信するように前記プロセッサと通信する、第2のひずみゲージをさらに備える、外科器具。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は全般的に、腹腔鏡外科器具および内視鏡外科器具に関し、詳細には、外科医による組織の厚みおよびクランプ荷重の測定を可能にするように構成された内視鏡外科装置および把持装置に関する。

【0002】

〔発明の背景〕

内視鏡外科手術器具は、切開部が小さく術後の回復が早く合併症のリスクが低いため、従来の開放外科手術よりも好まれることが多い。従って、トロカールのカニュレを介して所望の手術部位に、遠位端部エンドエフェクタを正確に配置するのに適した一連の内視鏡外科器具が著しく進歩してきた。このような遠位端部エンドエフェクタは、様々な方法で組織に係合して（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ー、アクセス装置、薬物/遺伝子治療送達装置、ならびに超音波、無線周波、およびレーザーなどを用いるエネルギー装置で）診断または治療効果を得ることができる。

【0003】

既知の外科ステープラは、組織に長い切開部を形成すると同時に、切開部の両側にステープルを列状に取り付けるエンドエフェクタを含む。エンドエフェクタは、器具が内視鏡手術または腹腔鏡手術で用いられることを意図されている場合、カニュレ通路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成形ポケットを有するアンビルを画定している。この器具は、通常は、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す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複数の往復運動ウェッジを含む。

【0004】

内視鏡外科手術でエンドカッターを用いる場合、外科医が横切しようとしている組織の厚みを決定するのが困難な場合が多い。組織の厚みにより、横切部を適切にシールするために必要なカートリッジ/ステープルのタイプが決まる。多くの場合、外科医は、モニタに表示される組織の観察に基づいて厚みを決定しなければならない。また、可能な場合は、外科医は、手を使って組織の厚みを感じ取る。

【0005】

腹腔鏡手術の際に一般に使用される別のタイプの装置は、把持器として知られている。このような把持器は、通常は、外科手術の際に組織または他の外科器具の一部を把持するために用いられる一対の対向したジョーを有する。しかしながら、このような把持装置は

10

20

30

40

50

、組織の厚みを決定する手段を備えていない。加えて、このような把持器によって用いられるジョーの構造は、手術の間に使用される他の外科器具の有効な把持および操作に適していない場合が多い。

【 0 0 0 6 】

したがって、外科医が適当なステープルカートリッジを選択して横切を行えるように、外科医が組織の厚みを正確に繰返し測定できる腹腔鏡装置が強く要望されている。さらに、組織の厚みを測定できる把持器、および間に他の外科器具を有効に把持するように設計されたジョーが要望されている。

【 0 0 0 7 】

上記説明は、現時点での本発明の分野の一部の問題点を単に例示するものであり、添付の特許請求の範囲を否認するものとして解釈すべきではない。

【 0 0 0 8 】

〔 発明の概要 〕

本発明の一態様では、一对の対向したジョーを含む外科器具を提供する。これらのジョーの少なくとも一方のジョーは、これらのジョーの間に組織を選択的にクランプするために加えられる開運動および閉鎖運動に応答して他方のジョーに対して選択的に移動可能である。出力発生器が、一对の対向したジョーに取り付けられている。この出力発生器は、一对の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みを表す組織厚みデータまたは示度 (indicia) を生成することができる。外科器具は、組織厚みデータまたは示度を表示するためのディスプレイをさらに含むことができる。様々な実施形態では、組織厚みデータまたは示度は、外科器具自体に位置されたディスプレイに表示するか、または外科器具から遠隔に位置されたディスプレイに表示することができる。

【 0 0 0 9 】

本発明の様々な実施形態の別の概略的態様では、ハンドル組立体、および外科手術を行うためのエンドエフェクタを含む外科器具を提供する。エンドエフェクタは、ハンドル組立体に結合されている。エンドエフェクタはまた、加えられる開運動および閉鎖運動に応答して間に組織を選択的にクランプするための対向したジョー部材を有する。閉鎖駆動体が、ハンドル組立体によって支持されている。閉鎖駆動体は、エンドエフェクタに選択的に開運動および閉鎖運動を加えるために開運動および閉鎖運動を生成するように構成されている。エンドエフェクタは、対向したジョー部材の間にクランプされた組織の厚みに相当する信号を生成するための少なくとも1つの信号生成器を含むことができる。外科器具は、信号生成器から信号を受け取って、組織の厚みを計算するための信号処理装置をさらに含むことができる。加えて、ディスプレイが、組織の厚みを表示するための信号処理装置と通信する。

【 0 0 1 0 】

本発明の様々な実施形態のさらに別の概略的態様では、外科器具用のジョー構造を提供する。ジョー構造は、外科器具に機能的に結合可能な第1のジョーを含む。第1のジョーは、遠位端部、第1のクランプ面、およびこの第1のクランプ面に形成された少なくとも1つの第1の突出部を有する。ジョー構造は、遠位端部および第2のクランプ面を有する第2のジョーをさらに含む。少なくとも1つの第2の突出部が第2のクランプ面に形成されている。第2のジョーは、第1のジョーに対して外科器具に機能的に結合可能であり、第1および第2のジョーの第1および第2の遠位端部は選択的に、外科器具から第1および第2のジョーの少なくとも一方に閉鎖運動が加えられると互いに向かって移動し、開運動が加えられると互いに離れる方向に移動することができ、第1および第2の遠位端部が互いに向かって移動すると、第1の遠位端部、第2の遠位端部、第1の突出部、および第2の突出部が協働して、これらの間に、特殊な断面形状の物体を内部に把持し支持できる大きさのクレードル領域を画定する。

【 0 0 1 1 】

本発明の別の態様では、ハンドル組立体、およびこのハンドル組立体に機能的に結合された一对の対向したジョーを含むことができる外科器具を提供する。対向したジョーは、

これらの間に組織をクランプするために開位置と閉位置との間で選択的に移動可能とすることができる。外科器具は、一対の対向したジョーに開運動および閉鎖運動を選択的に加えるために、ハンドル組立体によって機能的に支持された閉鎖駆動体をさらに含むことができる。出力発生器が、閉鎖駆動体と協働して、一対の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みに相当する参照示度を表示することができる。

【 0 0 1 2 】

本発明の上記および他の目的および利点は、添付の図面および以下の説明から明らかになるであろう。

【 0 0 1 3 】

本明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施形態を例示する添付の図面は、上記の本発明の概要および後述する実施形態の詳細な説明と共に、本発明の様々な原理を説明する役割を果たす。

【 0 0 1 4 】

〔 詳細な説明 〕

ここに開示する装置および方法の構造、機能、製造、および使用の原理を全体的に理解できるように、特定の例示的な実施形態を用いて説明する。これらの実施形態の1または複数の例が、添付の図面に示されている。当業者であれば、ここに具体的に開示し添付の図面に例示する装置および方法は、限定目的ではない例示的な実施形態であり、本発明の様々な実施形態の範囲が、添付の特許請求の範囲によってのみ規定されることを理解されたい。例示的な一実施形態を用いて例示または説明する特徴は、他の実施形態の特徴と組み合わせても良い。このような改良形態および変更形態は、本発明の範囲内に含まれるものとする。

【 0 0 1 5 】

本発明は全般的に、内視鏡手術および腹腔鏡手術の際に横切または他の操作が行われる組織の厚みを測定するための方法および装置に関する。例示的な一実施形態では、このような測定装置は、組織を横切およびステープル留めするためのエンドカッターと共に用いることができる。このようなエンドカッターは、通常は、間に標的組織を受容するように構成された対向したジョーを備えたエンドエフェクタを含む。例示的な一実施形態を用いて後述するように、エンドエフェクタは、細長いシャフト組立体によってハンドル組立体に取り付けられている。ハンドル組立体は、外科医によるエンドエフェクタのジョーの選択的な開閉を可能にする閉鎖トリガーを備えている。エンドエフェクタは、ステープルカートリッジおよびクランプされた組織内でナイフを駆動させると共に、ステープルカートリッジ内に収容されたステープルを駆動し、アンビルに接触させてステープルを成形するための発射駆動システムも備えている。他の例示的な実施形態は、組織や他の外科器具などを単に操作および把持するための一対の対向したジョーを有する外科装置を含む。

【 0 0 1 6 】

この詳細な説明を読み進めれば、当業者であれば、ここに開示する外科器具が、様々な構造を有することができ、ここに開示する本発明の様々な実施形態の1または複数の様々な組織測定機能構造を、組織や他の物体を把持/操作するために当分野で周知の種々の把持装置/エンドエフェクタに有効に用いることができることを理解できよう。したがって、ここで用いる「外科器具」は、把持、クランプ、切離、切開、およびステープル留めなどのために互いに閉じる対向した可動ジョーを有するあらゆる装置を含むものとする。

【 0 0 1 7 】

ここで、図面を参照されたい。各図面において、同様の参照符号は、同様の構成要素を示している。図1および図2は、本発明の特有の利点を実現できる外科ステープル留め/切断器具10を示している。外科ステープル留め/切断器具10は、第1のジョー14および第2のジョー16を有するエンドエフェクタ12を組み込む。様々な実施形態では、第2のジョー16は、細長い溝部17を含むことができ、第1のジョー14は、この細長い溝部17に旋回可能に取り付けられた、切断およびステープル留めされる組織をクランプするために対向したジョーを形成するアンビル15を含むことができる。当業者であれ

ば、図面に示されている例示的なエンドカッターの実施形態は、本発明の様々な実施形態を有効に利用できる、あるタイプのエンドカッターバージョンを含むことを理解できよう。しかしながら、本発明の様々な実施形態は、様々な異なるエンドカッター器具と共に用いることができる。例えば、本発明の様々な実施形態は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、シェルトン・ザ・フォース (Shelton, IV) らによる米国特許第 6, 978, 921 号 (名称: 「E ビーム発射機構を含む外科ステープル留め器具 (Surgical Stapling Instrument Incorporating an E-Beam Firing Mechanism)」) に開示されているような外科器具と共に用いることができる。

【0018】

図 1 から分かるように、エンドエフェクタ 12 は、細長いシャフト組立体 18 によってハンドル組立体 20 に結合することができる。エンドエフェクタ 12 とシャフト組立体 18 によって形成された実施部分 22 は、ハンドル組立体 20 を把持した外科医が操作しながら内視鏡外科手術を行うために、トロカールまたは腹腔鏡の小さい開口を介して挿入するのに適した大きさを有利に有することができる。ハンドル組立体 20 は、閉鎖運動と発射運動を別々に行うことを可能にし、エンドエフェクタ 12 の誤った無謀な発射を防止するためにロックアウトし、かつ外科医に発射の程度を示しながら、エンドエフェクタ 12 を発射 (すなわち、切断およびステープル留め) させるために複数の発射ストロークを可能にする機能構造を有利に含むことができる。

【0019】

このために、シャフト組立体 18 の閉鎖チューブ 24 は、エンドエフェクタ 12 を閉じることができるように閉鎖トリガー 26 (図 1) とアンビル 15 との間に結合することができる。閉鎖チューブ 24 内において、エンドエフェクタ 12 を長さ方向に位置付けおよび支持するために、フレーム 28 を、細長い溝部 17 とハンドル組立体 20 との間に結合することができる。回転ノブ 30 をフレーム 28 に結合することができ、これら両方の要素を、ハンドル組立体 20 に回転可能に結合することができる。したがって、外科医は、回転ノブ 30 を回して閉鎖チューブ 24 を回転させて、エンドエフェクタ 12 を回転させることができる。フレーム 28 は、発射トリガー 34 に機能的に結合され、長さ方向の運動のために位置付けされた発射ロッド 32 と共に閉鎖チューブ 24 内を貫通している。図 1 に示されている実施形態では、閉鎖トリガー 26 は、ハンドル組立体 20 のピストルグリップ 36 の遠位側に位置し、発射トリガー 34 は、ピストルグリップ 36 および閉鎖トリガー 26 の両方の遠位側に位置する。

【0020】

本明細書で用いる「近位」および「遠位」は、器具のハンドル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 20 に対して遠位側である。「前」および「後」などの類似語はそれぞれ、遠位側および近位側に同様に相当する。さらに、便宜上かつ分かりやすくするために、「垂直」、「水平」、「上」、「下」および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、限定や絶対を意図するものではない。

【0021】

本発明は、内視鏡手術および装置の点から見て説明する。しかしながら、本明細書で用いる「内視鏡」などの語は、本発明を、内視鏡チューブ (すなわちトロカール) とのみ使用するための外科ステープル留め / 切断器具に限定すると解釈すべきではない。むしろ、本発明は、限定するものではないが、腹腔鏡手術および開放手術を含むアクセスが小さな切開部に限定されるあらゆる処置に用いることができると考えられる。

【0022】

特に図 3 を参照すると、アンビル 15 は、垂直に突出したアンビル機能構造 56 の近位側に位置する一対の横方向に突出したアンビルピボットピン 54 によって細長い溝部 17 に回転可能に結合されている (図 4)。アンビルピボットピン 54 は、細長い溝部 17 に対してアンビル 15 を開閉するために細長い溝部 17 の腎臓型の開口 58 内で移動する。

アンビル機能構造 56 は、閉鎖チューブ 24 の遠位端部 62 におけるタブ開口 60 内を内側に延びたタブ 59 (図 1) に係合している。したがって、閉鎖チューブ 24 が、その開位置から近位側に移動すると、閉鎖チューブ 24 のタブ 59 が、アンビル機能構造 56 を近位側に引き、アンビルピボットピン 54 が、細長い溝部 17 の腎臓型の開口 58 に沿って進み、これにより、アンビル 15 が近位側に移動すると共に開位置まで上方に回転する。閉鎖チューブ 24 が遠位側に移動すると、タブ開口 60 のタブ 59 がアンビル機能構造 56 から解放され、遠位縁 64 がアンビル面 50 を押下し、アンビル 15 が閉じる。

【0023】

関節動作しないシャフト組立体 18 がここに例示されているが、本発明の利用には、参照して開示内容全体を本明細書に組み入れる 3 つの共有の米国特許および 2 つの共有の米国特許出願に開示されているような関節動作が可能な器具を含むことができることを理解されたい。

(1) 2006 年 9 月 26 日に発行された、ケネス・エス・ウェールズ (Kenneth S. Wales)、ダグラス・ビー・ホフマン (Douglas B. Hoffman)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton IV)、およびジェフリー・エス・スウェイズ (Jeffrey S. Swayze) による米国特許第 7,111,769 号 (名称:「長さ方向軸を中心に回転する関節動作機構を含む外科器具 (Surgical instrument Incorporating An Articulation Mechanism Having Rotation About the Longitudinal Axis)」)

(2) 2006 年 1 月 3 日に発行された、ケネス・エス・ウェールズ (Kenneth S. Wales) による米国特許第 6,981,628 号 (名称:「横運動関節動作制御部を備えた外科器具 (Surgical Instrument With A Lateral-Moving Articulation Control)」)

(3) 2006 年 6 月 6 日に発行された、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton IV)、マイケル・イー・セスター (Michael E. Setser)、およびウィリアム・ビー・ウェイスンバーク・ザ・セカンド (William B. Weisenburgh II) による米国特許第 7,055,731 号 (名称:「関節接合部付近の柔軟性を高めるためのテーパ発射バーを含む外科ステープル留め器具 (Surgical Stapling Instrument Incorporating A Tapered Firing Bar For Increased Flexibility Around The Articulation Joint)」)

(4) 2003 年 7 月 9 日に発行された、ケネス・エス・ウェールズ (Kenneth S. Wales) およびジョセフ・チャールズ・フュエイル (Joseph Charles Hueil) による米国特許出願公開第 2005/0006429 号 (名称:「発射バーを支持するための関節接合部支持プレートを有する外科ステープル留め器具 (Surgical Stapling Instrument Having Articulation Joint Support Plates For Supporting A Firing Bar)」) (米国特許出願第 10/615,971 号)

(5) 2003 年 7 月 9 日に発行された、ブライアン・ジェイ・ヘメルガーン (Brian J. Hemmelgarn) による米国特許出願第 10/615,962 号 (名称:「発射バートラックのための関節接合部を含む外科ステープル留め器具 (Surgical Stapling Instrument Incorporating An Articulation Joint For a Firing Bar Track)」)

しかしながら、当業者であれば、本発明の様々な特徴の固有かつ新規の態様は、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、別のタイプの関節動作外科器具に利用できることを容易に理解できよう。

【0024】

図 2 および図 3 を参照すると、細長い溝部 17 は、内部に厚み測定カートリッジ 100 を取外し可能に受容するように構成されている。厚み測定カートリッジ 100 は、従来のステープルカートリッジと類似物にすることができる。しかしながら、厚み測定カートリッジ 100 は、ステープルおよびステープル発射ドライバを備えておらず、少なくとも後述する点で従来のステープルカートリッジと異なりうる。具体的には、厚み測定カートリッジ 100 の本体部分 102 は、カートリッジ 100 の遠位端部 101 に形成された直立クランプ突出部 110 を有することができる。クランプ突出部 110 は、カートリッジ 100 が細長い溝部 17 内に装着された時に、このクランプ突出部 110 が、細長い溝部 1

10

20

30

40

50

7 内に取り付けられた第 1 の従来のひずみゲージ 1 2 0 の上に位置するように、カートリッジ 1 0 0 の遠位端部 1 0 1 上において向きを定めることができる。第 1 のひずみゲージ 1 2 0 の目的の詳細は後述する。

【 0 0 2 5 】

図 2 および図 3 から分かるように、厚み測定カートリッジ 1 0 0 は、カートリッジ本体 1 0 2 内に取り付けられた厚みプローブすなわちアンビルプローブ 1 3 0 も含むことができる。具体的には、図 3 から分かるように、アンビルプローブ 1 3 0 は、カートリッジ本体 1 0 2 内に取り付けられた第 1 の部分 1 3 2、およびアンビル 1 5 の下面 1 9 に接触するためにカートリッジ本体 1 0 2 から上方に突出した第 2 の可撓性部分 (deflectable portion) 1 3 4 を含むことができる。アンビルプローブ 1 3 0 は、金属または他の適当な材料から形成することができ、カートリッジ本体 1 0 2 内に取り付けられた第 2 のひずみゲージ 1 4 0 に接続することができる。第 1 および第 2 のひずみゲージ 1 2 0、1 4 0 はそれぞれ、バッテリーまたは他の電力源 1 5 0、増幅器 1 5 2、D/A 変換器 1 5 4、従来の中央処理装置 (CPU) 1 5 6、およびディスプレイユニット 1 5 8 に結合することができる。バッテリー 1 5 0、増幅器 1 5 2、変換器 1 5 4、CPU 1 5 6、およびディスプレイユニット 1 5 8 は、ハンドル組立体 2 0 内に収容することができる。各ひずみゲージは、専用の増幅器を有することができる。第 1 および第 2 のひずみゲージ 1 2 0、1 4 0、および電力源 1 5 0、増幅器 1 5 2、変換器 1 5 4、および CPU 1 5 6 は、全体として、1 1 8 として示される出力発生器を形成することができる。代替の実施形態では、CPU 1 5 6 は、厚みデータを遠隔 (すなわち、ハンドル組立体 2 0 に支持されていない) モニタ 1 6 2 に送信する無線信号生成器 1 6 0 に結合することもできる。図 5 を参照されたい。測定カートリッジ 1 0 0 は、ピンとソケットの接続 (不図示) を用いて形成して、シャフト 1 8 内を通り最終的に CPU 1 5 6 および / または電力源 1 5 0 に結合された細長い溝部 1 7 内の導線と第 2 のひずみゲージ 1 4 0 との間の電気通信を容易にすることができる。

【 0 0 2 6 】

本発明の様々な実施形態の厚み測定カートリッジ 1 0 0 の動作を、図 1、図 3、図 4、および図 5 を用いて説明する。従来のステープルカートリッジを器具 1 0 の細長い溝部 1 7 内に装着する前に、外科医はまず、厚み測定カートリッジ 1 0 0 を細長い溝部 1 7 内に装着することができる。厚み測定カートリッジ 1 0 0 は、厚み測定カートリッジ 1 0 0 を細長い溝部 1 7 内に取外し可能に維持するために、従来のステープルカートリッジに一般に見られる保持機構を用いて形成することができる。装着されると、ピンとソケットのコネクタまたは他の構成により、第 2 のひずみゲージ 1 4 0 を電力源 1 5 0 および増幅器 1 5 2 に接続することができる。

【 0 0 2 7 】

腹腔鏡および内視鏡外科手術では、チューブまたはカニユーレ装置のアクセスのために、患者の体に小さな切開部または突刺部を形成する。患者の体内に挿入されると、カニユーレにより、外科手術のために様々な外科器具を挿入することができる。外科医が、細長い溝部 1 7 内に厚み測定カートリッジ 1 0 0 を装着したら、外科医は、横切される組織「T」の T' 部分がアンビル 1 5 の下面 1 9 と測定カートリッジ 1 0 0 との間に位置付けられるように、カニユーレ (不図示) を介して実施部分 2 2 を挿入することができる。図 3 を参照されたい。次に、外科医は、閉鎖トリガー 2 6 をピストルグリップ 3 6 に向かって移動させ、既知の要領で閉鎖チューブ 2 4 を移動させて、アンビル 1 5 を閉鎖方向に旋回させる。アンビル 1 5 が閉鎖方向に旋回すると、横切される組織「T」の一部が、アンビル 1 5 の下面 1 9 と突出部 1 1 0 との間にクランプされる。図 3 および図 4 から最もよく分かるように、ピボット突出部 1 0 4 を、細長い溝部 1 7 の底面上に位置し、それによってカートリッジ本体 1 0 2 が細長い溝部 1 7 の底面に対して旋回できるように、カートリッジ本体 1 0 2 の下面に形成することができる。

【 0 0 2 8 】

アンビル 1 5 が、その下面 1 9 と突出部 1 1 0 との間に組織「T」をクランプし始める

と、第１のひずみゲージ１２０が、荷重を受けて、抵抗器として機能することができる。したがって、第１のひずみゲージ１２０は、荷重が加えられると、電力源１５０からこの第１のひずみゲージ１２０に供給される電気に対する抵抗の大きさを増大または低下させる。増幅器１５２が、第１のひずみゲージ１２０からの信号を増幅し、この増幅した信号をＤ／Ａ変換器１５４に送る。Ｄ／Ａ変換器１５４は、生の電流（raw current）をデジタルデータに変換する。次に、このデジタルデータがＣＰＵ１５６に送られ、このＣＰＵ１５６が、このデジタル信号を解釈し、このデータを第１の大きさのひずみ、すなわち荷重に数学的に変換する。この第１の大きさのひずみは、ハンドルディスプレイ１５８によって表示され、かつ／または無線信号生成器１６０に送られ、この無線信号生成器１６０がデータを遠隔モニタ１６２に無線で送信する。図５を参照されたい。外科医は、第１および第２のジョー１４、１６内の組織「Ｔ」が所定の大きさのクランプ荷重でクランプされたことが表示されるまで、アンビル１５を閉じ続ける。例えば、所定の大きさのクランプ荷重すなわち力は、８ｇとすることができる。このような力は、例えば、組織「Ｔ」に損傷を与えないかもしれないが、繰り返しのための参照点となりうる。

【００２９】

アンビル１５が閉じられると、アンビル１５の下面１９が、アンビルプロープ１３４に荷重を加え始め、この荷重が、カートリッジ１００内に位置された第２のひずみゲージ１４０に伝達される。増幅器１５２が、第２のひずみゲージ１４０からの出力信号を増幅して、この増幅した信号をＤ／Ａ変換器１５４に送り、この変換器１５４が、生の電流をデジタルデータに変換する。次に、このデジタルデータが、ＣＰＵ１５６に送信され、このＣＰＵ１５６が、デジタルデータを解釈し、このデジタルデータを組織の厚みに数学的に変換し、この厚みが、ハンドルディスプレイ１５８に表示され、かつ／または遠隔モニタ１６２に送信するために無線信号生成器１６０に送信される。外科医は、横切される組織の厚み「ｔ」を決定したら、実施部分２２を引き戻して、厚み測定カートリッジ１００を適当なステーブルカートリッジで交換できるようにする。次に測定カートリッジ１００を、次の処置のために再滅菌するか、または単に廃棄することができる。

【００３０】

図６および図７に示されている代替の実施形態では、測定カートリッジ１００'は、上記した測定カートリッジ１００内に含まれていた第１のひずみゲージおよび突出部を備えていない。この実施形態は、ひずみゲージ１４０'のみを備えることができる。したがって、この実施形態では、出力発生器１１８'は、電力源１５０、ひずみゲージ１４０'、増幅器１５２、変換器１５４、およびＣＰＵ１５６を含むことができる。別法では、カートリッジ１００'は、カートリッジ１００と実質的に同一とすることができる。図７は、ひずみゲージ１４０'とＣＰＵ１５６との間のインターフェースの模式図である。この実施形態では、ＣＰＵ１５６は、ディスプレイの最終的な荷重の読み取り値すなわち計算した組織の厚み「ｔ」が表示される前に、経過時間におけるひずみ値を比較し、ひずみ値が所望のデルタ内で変化しなくなるまで待つアルゴリズムを用いている。加えて、スイッチ１６４（機械的または電氣的に作動される）は、クランプトリガー２６の位置を検出するためにクランプトリガー２６に取り付けることができる。スイッチ１６４は、クランプトリガー２６が所定の位置に達するまでＣＰＵ１５６がひずみ荷重を処理し始めないようにＣＰＵ１５６と通信することができる。

【００３１】

図８～図１２は、本発明の様々な実施形態の様々な固有かつ新規の特徴を利用することができる把持器３０２の形態である別の外科器具３００を例示している。このような把持器３０２は、当分野で周知であるため、把持器３０２の既知の特徴は、本発明の様々な実施形態を完全に理解するのに必要以上には詳細に説明しない。このような装置の例は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、メサマー（Measamer）らによる米国特許第６，１１７，１５８号および同第５，７３５，８７４号に開示されている。

【００３２】

図８から分かるように、把持器３０２は、ハンドル組立体３２０から遠位側に突出した

把持器ロッド 400 に機能的に取り付けられた第 1 のジョー 314 および第 2 のジョー 316 を有するエンドエフェクタ 312 を含む。当分野で知られているように、把持器ロッド 400 の近位部分 402 は、ハンドル組立体 320 内に機能的に支持され、ハンドル組立体 320 に回転可能に支持された回転ノブ 330 に結合することができる。このような構成により、外科医は、ハンドル組立体 320 に対する把持器ロッド 400 (およびジョー 314、316) を回転することができる。図 8 から分かるように、把持器ロッド 400 は、ハンドル組立体 320 から突出した閉鎖チューブ 324 内を通っている。

【0033】

当分野で知られているように、ジョー 314 および 316 は、把持器ロッド 400 の遠位端部 404 に旋回可能に結合されており、バネ構造 (不図示) によって図 8 に例示されている開位置に維持することができる。ジョー 314 および 316 は、把持器ロッド 400 がハンドル組立体 320 に取り付けられた閉鎖トリガー 326 の作動に応答して近位方向に引かれると、ジョー 314 および 316 の各近位端部 315、317 が閉鎖チューブ 324 の遠位端部 325 と接触して閉じられる。図 8 から分かるように、閉鎖トリガー 326 は、ピボットロッド 328 を中心に選択的に旋回運動できるようにピボットロッド 328 に旋回可能に取り付けられている。閉鎖トリガー 326 には、弧状フォロワーム 340 が取り付けられている。このフォロワーム 340 は、閉鎖トリガー 326 が、図 8 に示されている開位置と、ピボットトリガー 326 の近位端部 327 がハンドル組立体 330 のグリップ部分 336 に実質的に近接する閉位置との間で旋回する際に、ハンドル組立体 320 内の弧状経路に沿って旋回するように制限されている。フォロワーム 340 の遠位端部に係合して閉鎖トリガー 326 を開位置に付勢するように構成された閉鎖バネ 342 が、ハンドル組立体 320 内に支持されている。様々な実施形態では、把持器 320 は、閉鎖トリガー 326、最終的にジョー 314、316 を特定のクランプ位置にロックするためにロックトリガー組立体 350 をさらに含むことができる。このようなロックトリガー組立体 350 の構造および動作は、当分野で周知であるため、ここでは詳細に説明しない。

【0034】

図 8 から分かるように、把持器 302 は、全体を 500 として示されている出力発生器を備えている。様々な実施形態では、出力発生器 500 は、遠位端部 506 に一連の歯車の歯 510 が形成された弧状アーム 504 の形態である第 1 の歯車 502 を含むことができる。弧状アーム 504 の近位端部 508 は、閉鎖トリガー 326 に取り付けられている。歯車の歯 510 は、ベルクランク 530 に回転しないように結合された第 2 の歯車すなわち閉鎖歯車 520 の歯と噛合するように構成されている。第 2 の歯車 520 は、ハンドルハウジング 320 内の第 2 のピボットロッド 514 に回転可能に支持される。図 8 から分かるように、ベルクランク 530 の遠位端部 532 に一連のクランクの歯 534 が形成され、ベルクランク 530 の近位端部 536 に保持タブ 538 が形成されている。したがって、閉鎖トリガー 326 をグリップ部分 330 に向かって旋回させることにより、ベルクランク 530 が、図 8 に示されている時計回りの方向「CW」に回転させられる。

【0035】

また、この実施形態では、一連のリング 550 を、把持器ロッド 400 の一部に形成することができる。リング 550 は、クランクの歯 534 との選択的な係合のために、把持器ロッド 400 上に位置されている。また、ラグ 552 が、最近位リング 550 に近接して形成されている。図 8 および図 9 から分かるように、把持器ロッド 400 の近位端部 410 は、連結アーム組立体 570 によって参照スケールアーム 560 に取り付けることができる。上記したように、ジョー 314 および 316 の正確な位置付けを容易にするために、外科医が、把持器ロッド 400 をハンドル組立体 320 に対して回転できるのが望ましいであろう。したがって、様々な実施形態では、把持器ロッド 400 の近位端部 410 は、全体を 580 として示されているギンブル様連結組立体 (gimble-like joint assembly) によって連結アーム組立体に取り付けることができる。図 9 から分かるように、ギンブル様連結組立体 580 は、周方向に相反して突出した 2 つのピボットピン 584、58

10

20

30

40

50

6を有するカラー582を含むことができる。図示されているように、カラー584は、把持器ロッド400の肩部分412に受容され、把持器ロッド400の近位端部410にネジ式に係合する（threadably engages）ネジ414によって保持される。当業者であれば、このような構成は、カラー582に取り付けられた状態で、このカラー582内を自由に把持器ロッド400が回転できることを理解できよう。

【0036】

また、図9から分かるように、連結アーム組立体570は、右ピボットピン584に旋回可能に取り付けられた右連結アーム572、および左ピボットピン586に取り付けられた左連結アーム574を含むことができる。右連結アーム572の近位端部573および左連結アーム574の近位端部575を、ピボットピン590によってスケールアーム560に旋回可能に取り付けることができる。したがって、このような構成により、把持器ロッド400がスケールアーム560に対して自由に回転できるとともに、把持器ロッド400をスケールアーム560に連結することができる。様々な実施形態では、スケールアーム560の下端部562を、スケールアーム560が把持器ロッド400と同時に旋回できるように、ピボットピン564によってハンドルケース320に旋回可能に結合することができる。

【0037】

図8から分かるように、スケールアーム560の下側部分562を、荷重付加組立体600に取り付けることができる。様々な実施形態では、荷重付加組立体は、ハンドルケース321内に形成されたキャビティ323内を軸方向に移動できる大きさのピン610を含むことができる。測定バネ612が、ピン610を遠位方向「DD」に付勢するためにキャビティ323内に位置されている。詳細を後述するように、測定バネ612は、閉鎖トリガー326が一定の位置まで旋回すると、ジョー314、316を閉じるために8gまたは他の所定の荷重を加えることができる大きさにすることができる。ピン614の遠位端部は、スケールアームの下端部に形成された細長いスロット563内に受容されたピン620によってスケールアーム560に旋回可能に結合することができる。図10～図12を参照されたい。参照スケール566を、図示されているようにスケールアーム560の上端部に取り付けるかまたは形成することができる。参照スケール566は、目的は後述するが、参照示度568を備えることができる。また、図8に示されている実施形態では、ベルクランク530からシュラウド630が突出してよい。シュラウド630は、このシュラウド630を貫通している第1の参照窓632を有することができる。加えて、ハンドルケース321を貫いて窓329が設けられているため、外科医が、この窓329に整合した、参照スケール566上の参照示度568を読むことができる。図10を参照されたい。

【0038】

把持器302の動作は、動作の1つの方法を模式的に例示している図10～図12を参照すれば、よりよく理解できるであろう。図10は、ジョー314、316が完全に開いた位置にある模式的な形態の把持器302を例示している。この位置にあると、閉鎖バネ342が、閉鎖トリガー326をグリップ部分（図10には不図示）から離れる方向に付勢する。閉鎖バネ342は、把持器302が作動されていない時に開位置に閉鎖トリガー326を旋回させるべく測定バネ612よりも強くなるように、測定バネ612に対する大きさを決定することができる。図10では、閉鎖バネ342は、閉鎖トリガー326を反時計回りの方向「CCW」に付勢している。図8および図10から分かるように、把持器ロッド400が完全に開いた位置にある場合、ベルクランク530のいずれの歯534も、把持器ロッド400のいずれのリング550とも係合しておらず、ベルクランク530の保持タブ538が、把持器ロッド400のラグ552と接触している。加えて、シュラウド630の端部が、参照スケール566とハンドルケース321の覗き窓329との間に延在するため、外科医は、窓329を覗く際にシュラウド630のみが見え、窓329の中に一切の参照示度568を確認できないであろう。

【0039】

図 1 1 は、組織「T」の厚み「t」を測定するために模式的な形態の把持器 3 0 2 の使用方法を例示している。この図から分かるように、閉鎖トリガー 3 2 6 が、閉鎖パネ 3 4 2 の閉じる力に反して反時計回りの方向に引かれ、これにより、ベルクランク 5 3 0 が時計回りの方向に回転し、保持タブ 5 3 8 が、把持器ロッド 4 0 0 のラグ 5 5 2 と係合解除される。保持タブ 5 3 8 が移動してラグ 5 5 2 との係合が解除されると、把持ロッド 4 0 0 が、スケールアーム 5 6 0 によって近位方向「PD」に移動する。具体的には、スケールアーム 5 6 0 の下端部 5 6 2 が、ピン 6 1 0 によって遠位方向に移動し、これにより、スケールアーム 5 6 0 がピボットピン 5 6 4 を中心に旋回し、把持器ロッド 4 0 0 が近位方向「PD」に引かれる。測定パネ 6 1 2 が伸長すると、ピン 6 1 0 がスロット 5 6 3 内のスケールアーム 5 6 0 に係合する位置が変わる、つまりピボットロッド 5 6 4 から離れる方向に移動する。したがって、測定パネの力が低下すると（測定パネ 6 1 2 の伸長によって生じる）、スケールアーム 5 6 0 のメカニカルアドバンテージが増大して、把持器ジョー 3 1 4、3 1 6 に対する荷重が一定に維持される。把持器ロッド 4 0 0 が近位方向「PD」に移動すると、ジョー 3 1 4 および 3 1 6 が組織「T」に対して閉じる。様々な実施形態では、測定パネ 6 1 2 は、所定の大きさのクランプ荷重が組織「T」に加えられるような大きさにすることができる。例えば、例示的な一実施形態では、測定パネ 6 1 2 は、約 8 g の閉鎖の荷重が組織「T」に加えられるような大きさである。

【0040】

組織「T」が、測定パネ 6 1 2 のクランプ荷重のみによってジョー 3 1 4 と 3 1 6 との間にクランプされると、対応する 1 つの参照示度 5 6 8 が、ハンドルケース 3 2 1 内の覗き窓 3 2 9 に整合する。次に、外科医は、閉鎖トリガー 3 2 6 を位置付けして、図 1 1 に示されているように、シュラウド 6 3 0 の覗き窓 6 3 2 と覗き窓 3 2 9 が整合して、外科医が覗き窓 3 2 9、6 3 2 を介して参照示度 5 6 8 を確認できる位置にベルクランク 5 3 0 およびシュラウド 6 3 0 を移動させることができる。この位置では、ベルクランク 5 3 0 は、把持器ロッド 4 0 0 の位置に影響を与えない。把持器ロッド 4 0 0 の位置は、上記したように、スケールアーム 5 6 0 に対する測定パネ 6 1 2 の影響によってのみ制御される。したがって、この位置では、外科医は、組織「T」が所定の荷重でジョー 3 1 4 と 3 1 6 との間にクランプされているため、組織「T」の厚みに関連した参照示度 5 6 8 を確認する。当業者であれば、参照示度 5 6 8 が、所定の荷重でクランプされた組織「T」の厚みに一致するように、測定パネおよび測定レバーを形成 / 較正することができることを理解できよう。

【0041】

図 1 2 は、組織がジョー 3 1 4 と 3 1 6 との間にクランプされていない状態で、外科医がジョー 3 1 4、3 1 6 を完全に閉じた時の様々な把持器の構成要素の位置を例示している。この図から分かるように、外科医は、測定パネ 6 1 2 がスケールアーム 5 6 0 を付勢して、把持器ロッド 4 0 0 を近位方向「PD」に十分に引いて、ジョー 3 1 4、3 1 6 が完全に閉じた位置まで、外科医が閉鎖トリガー 3 2 6 を引いている。外科医が、閉鎖トリガー 3 2 6 を解放すると、測定パネ 6 1 2 よりも強い閉鎖パネ 3 4 2 が、閉鎖トリガー 3 2 6 を開位置に付勢する。閉鎖トリガー 3 2 6 が開位置まで回転すると、ベルクランク 5 3 0 が図 1 2 の反時計回りの方向に旋回し、保持タブ 5 3 8 が把持器ロッド 4 0 0 のラグ 5 5 2 に係合し、これにより、把持器ロッド 4 0 0 が開位置（図 1 0）に達するまで、把持器ロッド 4 0 0 を遠位方向「DD」に駆動させる。

【0042】

したがって、把持器 3 0 2 の様々な実施形態は、以下の要領で用いることができる。外科医は、実施部分 3 2 2 をカニューレまたは他の開口を介して挿入できるように、ジョー 3 1 4、3 1 6 をまず閉じることができる。実施部分 3 2 2 が患者の体内に挿入されたら、外科医は、閉鎖トリガー 3 2 6 を解放してジョー 3 1 4、3 1 6 を開くことができる。次に、外科医は、標的組織「T」がジョー 3 1 4 と 3 1 6 との間に向きを定められるまで器具を操作することができる。次に、閉鎖トリガー 3 2 6 をハンドル組立体 3 2 0 のグリップ部分 3 3 6 に向かって押下して、ジョー 3 1 4、3 1 6 を標的組織「T」に対して閉

じることができる。外科医は、閉鎖トリガー 326 を押下し続けて、所定のクランプ荷重を受けている組織の厚みに一致する参照示度 568 が見えるまで、ハンドル組立体 320 の覗き窓 329 を観察することができる。閉鎖トリガー 326 をさらに押下すると、ベルクランク 530 の歯 534 が把持器ロッド 400 の 1 または複数のリング 550 に係合することによって、把持器ロッド 400 が近位方向「PD」に引かれ、組織「T」にさらなるクランプ力が加えられる。しかしながら、こうすることで、ベルクランク 530 およびシュラウド 630 の移動により、シュラウド 630 の覗き窓 632 が移動して、ハンドルケーシング 321 の覗き窓 329 と整合しなくなる。したがって、外科医は、組織「T」が所望の所定クランプ荷重よりも大きいクランプ荷重を受けると、参照示度 568 を視認できなくなる。外科医が、厚みの読み取り値を得たい場合は、外科医は、再びシュラウド 630 の覗き窓 632 がハンドルケーシングの覗き窓 329 に整合して参照示度を視認できるまで、単に閉鎖トリガー 326 の解放を開始しなければならない。

10

【0043】

図 13 は、本発明の様々な実施形態の様々な固有かつ新規の特徴を利用できる把持器 702 の形態である別の外科器具 700 を例示している。この実施形態では、従来の把持器の構造を用いることができる。このような把持器 702 は、ハンドル組立体 720 から遠位側に突出した把持器ロッド 800 に機能的に取り付けられた第 1 のジョー 714 および第 2 のジョー 716 を有するエンドエフェクタ 712 を含むことができる。当分野で知られているように、把持器ロッド 800 の近位部分 802 は、ハンドル組立体 720 内に回転可能に支持され、ハンドル組立体 720 に回転可能に支持された回転ノブ 730 に結合されている。このような構成により、外科医は、ハンドル組立体 720 に対して把持器ロッド 800 を回転させることができる。図 13 から分かるように、把持器ロッド 800 は、ハンドル組立体 720 から突出した閉鎖チューブ 724 内にも通すことができる。

20

【0044】

当分野で知られているように、ジョー 714 および 716 は、把持器ロッド 800 の遠位端部 804 に旋回可能に結合することができ、バネ構造（不図示）によって図 13 に例示されている開位置に保持することができる。ジョー 714 および 716 は、ハンドル組立体 720 に取り付けられた閉鎖トリガー 726 の作動にตอบสนองして把持器ロッド 800 が近位方向に引かれて、ジョー 714 および 716 の近位端部 715、717 がそれぞれ閉鎖チューブ 724 の遠位端部 725 に接触すると閉じられる。閉鎖トリガーの構造および作動、ならびにその把持器ロッド 800 との相互作用は、当分野で周知であるため、ここでは詳細を説明しない。

30

【0045】

しかしながら、様々な実施形態では、ひずみゲージ 900 は、閉鎖トリガー 726 の押下によって把持器ロッド 800 が近位方向「PD」に移動すると、このひずみゲージ 900 が閉鎖ロッド 800 に対するひずみを測定するべく、把持器ロッド 800 と相互作用できるように向きを定めることができる。図 14 から分かるように、ひずみゲージ 900 は、バッテリーまたは他の電力源 910、増幅器 912、D/A 変換器 914、従来の中央処理装置「CPU」916、およびディスプレイユニット 918 に結合されている。様々な実施形態では、ひずみゲージ 900、電力源 910、増幅器 912、変換器 914、および CPU 916 は、まとめて、全体として 930 と示されている、出力発生器と呼ぶことができる。代替の実施形態では、CPU 916 は、厚みデータを遠隔モニタ 922 に送信する無線信号生成器 920 に結合することもできる。

40

【0046】

この実施形態では、CPU 916 は、最終的な荷重の読み取り値すなわち計算された組織の厚み「t」がディスプレイに表示される前に、経過時間におけるひずみ値を比較し、ひずみ値が所定のデルタ内で変動しなくなる（例えば 1% ~ 2% 未満の変動）まで待つアルゴリズムを用いている。このような変動は、生の電圧（ひずみゲージが抵抗器として機能し、ひずみゲージがどの程度圧力を受けたか、引かれたか、もしくは圧縮されたかに基づいて電圧を変更する）、データが電圧からひずみに変換された後の変位、またはひずみ

50

が厚みに変換された時の組織の厚みの形態で測定できる。加えて、スイッチ（機械的または電氣的に作動される）を、クランプトリガーの位置を検出するためにクランプトリガーに結合することができる。閉鎖トリガー 26 が所定の位置に達するまで、CPU 156 がひずみ荷重の処理を開始しないように、スイッチ 164 が、CPU 156 と通信することができる。

【0047】

本発明の様々な実施形態の別の特徴が、図 14 に示されている。具体的には、図 14 は、ここに記載したあらゆる把持器の実施形態、またはエンドカッターなどの別の外科器具を把持および操作するのに有利となり得る他の従来の把持器の構造と共に用いることができるジョー 710、720 を例示している。図 15 に示されている実施形態では、第 1 のジョー 710 は、クランプ面 711 および下方に湾曲した遠位端部 712 を有することができる。第 2 のジョー 720 は、クランプ面 721 および上方に湾曲した遠位端部 722 を有する。やや湾曲した突出部 714 を、第 1 のジョー 710 のクランプ面 711 に形成することができ、別のやや湾曲した突出部 724 を、第 2 のジョー 720 のクランプ面 721 に形成することができる。この実施形態では、突出部 714、724 は、対応する第 1 および第 2 のジョー 710、720 の遠位端部 712、722 と協働して、実質的に円形の断面形状を有する外科器具 750 の一部を受容および支持する、全体として 730 で示されているクレードルを形成するように、向きを定めて成形することができる。このような構成により、第 1 および第 2 のジョー 710、720 内の外科器具 750 の良好な支持が可能となり、外科医が、把持器を用いて器具 750 を正確に操作することができる。当業者であれば、本発明の他の実施形態では、突出部の大きさ、形状、および個数を様々なことができ、かつ/またはジョーの遠位端部を、ジョーの間に把持される器具の断面形状に一致するクレードルを良好に形成するために様々な形状を有することができることを理解されたい。したがって、これらの様々な実施形態の範囲および保護が、図 14 に例示されている特殊な形状の 2 つの突出部の使用に限定されるべきではない。

【0048】

図 15 ~ 図 23 は、本発明の様々な実施形態のある固有かつ新規の特徴を利用することができる把持器 1002 の形態である別の外科器具 1000 を例示している。様々な実施形態では、把持器 1002 は、ハンドル組立体 1020 から遠位側に突出した把持器ロッド 1100 に機能的に取り付けられた第 1 のジョー 1014 および第 2 のジョー 1016 を有するエンドエフェクタ 1012 を含むことができる。図 19 を参照されたい。把持器ロッド 1100 は、ハンドル組立体 1020 に回転可能に取り付けできるチューブ 1024 内に軸方向に受容されうる。回転ノブ 1030 は、図 19 に示されているようにハンドル組立体 1020 に回転可能に取り付けることができ、ハンドル組立体 1020 に対する回転ノブ 1030 の回転により、エンドエフェクタ 1012 がハンドル組立体 1020 に対して回転できるようにチューブ 1024 に取り付けることができる。ジョー 1014 および 1016 は、対応するリンク機構 1106、1108 によって把持器ロッド 1100 の遠位端部 1104 に旋回可能に結合することができる。把持器ロッド 1100 の遠位方向「DD」への運動により、ジョー 1014、1016 が旋回して閉じる。

【0049】

様々な実施形態では、把持器ロッド 1100 は、ハンドル組立体 1020 に旋回可能に支持された閉鎖トリガー 1026 の作動によって選択的に移動させることができる。具体的には、図 17 および図 18 に示されているように、把持器ロッド 1100 の近位端部 1102 を、ハンドル組立体 1020 内に収容された較正バネスライド 1200 に取り付けることができる。例えば、様々な実施形態では、把持器ロッド 1100 の近位端部 1102 は、較正バネスライド 1200 の遠位部分 1202 における対応するように成形されたキャピティ 1204 内に受容されるように構成された T 型部分 1103 で形成することができる。較正バネスライド 1200 は、ハンドル組立体 1020 の細長い開口 1040 内に移動可能に受容されるように構成され、閉鎖トリガー 1026 に形成されたレバーアーム 1028 を受容するために、この較正バネスライド 1200 内にアクチュエータ開口 1

208を有する。レバーアーム1028は、ハンドル組立体1020に形成された窓スライドキャビティ1040内にスライド可能に支持されるように構成された窓スライド1210の対応する開口1212内に、アクチュエータ開口1208を介して突出することできる。窓スライド1210は、詳細を後述するように、ハンドル組立体1020に形成された対応する窓開口1022を塞ぐ役割を果たす、この窓スライド1210に形成されたブロック部分1214を有することできる。したがって、閉鎖トリガー1026をハンドル組立体1020のピストルグリップ部分1025に向かって回転させることにより、レバーアーム1028が、較正バネスライド1200および窓スライド1210を近位方向「PD」に移動させる。様々な実施形態では、窓スライドバネ1216を、窓スライド1210を遠位方向「DD」に付勢するためにハンドル組立体1020に支持すること

10

【0050】

図16～図23からも分かるように、把持器1002は、全体として1220で示される解除可能なロック組立体と共に構成することできる。様々な実施形態では、ロック組立体1220は、レバーロックアーム1222を含むことができる。レバーロックアーム1222は、ハンドル組立体1020に形成されるか他の方法で取り付けられたピボットスタッド1023または他の部材に回転可能に取り付けられた(journale)閉鎖トリガー1026に取り付けられるか、またはこの閉鎖トリガー1026から突出している。図16を参照されたい。閉鎖トリガー1026に付勢力を加えて閉鎖トリガー1026を図18に例示されている開位置に付勢するために、トルクバネ1230をピボットスタッド1023に取り付ける(journale)こともできる。様々な実施形態では、レバーロックアーム1222は、閉鎖トリガー1026に取り付けられる金属または他の適当な材料からなる部品を含むことができ、ハンドル組立体1020に形成されたロックキャビティ1027内に延びるように構成されている。レバーロックアーム1222の一部に選択的に係合してこのレバーロックアーム1222をロックキャビティ1027内に保持するように構成された鋸刃状すなわち歯が付いた端部1242を有するロック部材が、ロックキャビティ1027内に延びている。図16～図23に示されているように、ロック部材1240を付勢してレバーロックアーム1222の一部と係合して維持するように、ロックバネ1250をハンドル組立体1020内に支持することができる。医師が、ロック部材1240のレバーロックアーム1222との係合維持を選択的に解除できるように、解放トリガー1260を設けることができる。様々な実施形態では、解放トリガー1260は、ハンドル組立体のトリガーキャビティ1029内にスライド可能に受容される近位端部1262を有することできる。解放トリガー1260の近位端部1262は、ロック部材1240に形成されたキャビティ1244内に延びるようにも構成されている。解放トリガー1260をハンドル組立体1020のピストルグリップ部分1025に向かって押下することにより、解放トリガー1260の近位端部1262がキャビティ1244内の傾斜面1246と協働して、ロック部材1240がロックバネ1250に対して下方に移動され、レバーロックアーム1222がロックキャビティ1027から解放される。レバーロックアーム1222が解放されると、閉鎖トリガー1026が、トルクバネ1230の付勢により開位置まで回転すること

20

30

40

【0051】

様々な実施形態は、全体として1201で示されている出力発生器をさらに含むことができる。様々な実施形態では、出力発生器は、ハンドル組立体1020内に形成されるか他の方法で支持されたダイヤルスタッド1272に回転可能に支持された参照ダイヤル1270を含むことができる。参照ダイヤル1270は、参照示度1274を備えることができる。この目的は、詳細に後述する。加えて、出力発生器1201は、図16に示されているように、参照ダイヤル1270に形成されるか他の方法で取り付けることができる駆動歯車1280をさらに含むことができる。駆動歯車1280は、較正バネスライド1204に形成された歯車の歯1206と噛合するように構成されている。また、様々な実施形態では、出力発生器は、例えば、較正バネスライド1200の遠位端部1202に設

50

けられ、かつハンドルハウジング１０２０の対応するキャビティ１２９２内に受容された、較正バネ１２９０を含むことができる。以降の説明から分かるように、様々な実施形態の出力発生器１２０１は、機械的に作動されるかまたは動力が供給される。ここで用いる語「機械的に作動される」は、電氣的に生成された入力を一切用いずに出力発生器が作動されることを意味する。

【００５２】

把持器１００２の様々な実施形態の動作は、図１８～図２３を参照すれば理解できるであろう。図１８は、「完全に閉じて」ロックされた位置にある把持器１００２を例示している。閉鎖トリガー１０２６が完全に押下された位置にある場合、レバーアーム１０２８が較正バネスライド１２００のレバーアームキャビティ１２０８内に位置するため、較正バネスライド１２００が、較正バネ１２９２によって生成される付勢力で近位側にスライドすることができる。較正バネスライド１２００が近位側に移動すると、この較正バネスライド１２００が、歯１２０６と駆動歯車１２８０との噛合によって参照ダイヤル１２７０を時計回りの方向に駆動させる。様々な実施形態では、較正バネ１２９２は、参照ダイヤル１２７０の「０」が、ハンドル組立体１０２０の窓１０２２に整合するような大きさにすることができる。完全に開いた位置（図１９）に戻るために、医師が、図２３に示されているように解放トリガー１２６０を押下してレバーロックアーム１２２２を解放し、閉鎖トリガー１０２６が、トルクバネ１２３０の力によって開位置に戻ることができる。閉鎖トリガー１０２６が開位置に移動すると、レバーアーム部分１０２８が、窓スライド１２１０の開口１２１２内を反時計回りの方向に旋回し、これにより、窓スライド１２１０が、窓スライドバネ１２１６によって遠位方向に付勢され、ブロック部分１２１４が、ハンドル組立体１０２０の窓１０２２を塞ぐ。加えて、レバーアーム部分１０２８は、較正バネスライド１２００を遠位側に押し、これにより把持器ロッド１１００が遠位側に移動して、ジョー１０１４と１０１６が開く。

【００５３】

医師が、図２１に示されているように、ジョー１０１４と１０１６との間に組織「Ｔ」をクランプしたい場合、医師は、エンドエフェクタ１０１２を所定位置に移動させ、閉鎖トリガー１０２６を押下し始めることができるように解放トリガー１２６０を押下する。この位置では、窓スライド１２１０は、その最遠位位置に位置し、そのブロック部分１２１４が、ハウジング組立体の窓１０２２を塞いでいない。閉鎖トリガー１０２６が押下されると、較正バネスライド１２００が近位側に移動し、これにより把持器ロッド１１１０が近位側に引かれ、ジョー１０１４と１０１６がこれらの間に組織「Ｔ」をクランプする（図２１）。医師は、閉鎖トリガー１０２６の押下を続けて、閉鎖トリガーを旋回させて、ブロック部分１２１４がハンドル組立体１０２０の窓１０２２を塞ぐ位置までレバーアーム部分１０２８によって窓スライド１２１０を近位側に付勢する。図２２を参照されたい。次に、医師は、参照ダイヤル１２７０の参照示度１２７４がハンドル組立体１０２０の窓１０２２を介して視認できる位置まで閉鎖トリガー１０２６を僅かに解放する。図２３を参照されたい。当業者であれば、この参照示度を組織「Ｔ」の特定の厚み「 t 」に関連付けることができることを理解できよう。例えば、参照ダイヤル１２７０の数字１は、約１mmの組織の厚みを表し、数字２は、約２mmの組織の厚みを表すことができ、数字３以降も同様に組織の厚みを表すことができる。このような固有かつ新規の構成により、医師が、所定のクランプ荷重（較正バネ１２９２から生じる）で組織「Ｔ」の厚み測定値を得ることができることを理解されたい。較正バネ１２９２は、把持器が組織の厚みを示すように位置された場合に、例えば、約 8 g/mm^2 のクランプ荷重を加える大きさにすることができる。医師が組織をクランプしすぎると、ブロック部分１２１４が窓１０２２を塞いで医師が参照示度１２７４を読めなくなる位置まで、窓スライド１２１０が移動する。

【００５４】

いくつかの実施形態の説明によって本発明を例示し、例示的な実施形態を詳細に説明してきたが、このような詳細に添付の特許請求の範囲を制限またはいかようにも限定するこ

10

20

30

40

50

とを出願者は意図していない。当業者には、別の利点および変更形態が明らかであろう。当業者であれば、これらの様々な実施形態によって得られる様々な利点を容易に理解できるであろう。例えば、本発明の様々な実施形態により、外科医が、所望の標的組織の厚みを決定して、適切なサイズの実施部分（ステープルカートリッジなど）を用いることができる。様々な実施形態は、医師が、所定の圧縮荷重のもとで組織の厚みを測定できるように構成されている。

【 0 0 5 5 】

本発明の様々な実施形態を説明してきたが、本発明の利点の一部または全てを理解した当業者であれば、これらの実施形態の様々な改良形態、変更形態、および適用形態に想到するであろう。例えば、様々な実施形態によると、所与の機能を果たすべく、1つの構成要素を複数の構成要素に交換し、かつ複数の構成要素を1つの構成要素に交換することができる。したがって、本願は、添付の特許請求の範囲によって規定される本発明の範囲および精神から逸脱することなく、このような全ての改良形態、変更形態、および適用形態を包含するように意図されている。

【 0 0 5 6 】

ここに開示した装置は、1回使用した後に廃棄するように設計したり、複数回使用できるように設計したりすることができる。しかしながら、いずれの場合も、本装置は、少なくとも1回使用した後に再使用のために再調整することができる。このような再調整には、装置の分解ステップ、これに続く特定の部品の洗浄または交換ステップ、およびこれに続く再組立てステップの組合せが含まれる。具体的には、本装置を分解し、本装置の任意の数の特定の部品または部分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/または交換が終わったら、本装置を、次の使用のために、再調整施設で、または外科処置の直前に外科チームによって再組み立てることができる。当業者であれば、装置の再調整では、分解、洗浄/交換、および再組立てのために様々な異なる技術を利用できることを理解できよう。このような技術の利用、および得られる再調整された装置は全て、本願の範囲内である。

【 0 0 5 7 】

好ましくは、ここに開示した発明は、外科手術の前に実施される。まず、新品または使用した器具を入手し、必要に応じて洗浄する。次に器具を滅菌することができる。ある滅菌技術では、この器具をビニール袋またはT Y V E K（登録商標）バッグなどの密封容器内に配置する。次に、容器および器具を、 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。放射線が、器具の表面および容器内の細菌を死滅させる。次に、滅菌した器具を、無菌容器内に保管することができる。密封された容器は、医療施設で開封されるまで器具の無菌状態を維持する。

【 0 0 5 8 】

参照して本明細書に組み入れると述べたあらゆる特許文献、刊行物、または他の開示資料の全てまたは一部は、この組み入れる資料が、本開示で記載した定義、記述、または他の開示資料と矛盾しない程度に限って本明細書に組み入れるものとする。したがって、必要程度まで、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矛盾する全ての資料よりも優先される。参照して本明細書に組み入れるとしたが、ここに開示する定義、記述、または他の開示資料と矛盾するあらゆる資料またはその一部は、組み入れる資料と目下の開示資料との矛盾が起きない程度に限って組み入れるものとする。

【 0 0 5 9 】

保護されるべき本発明は、開示した特定の実施形態に限定されると解釈すべきものではない。したがって、これらの実施形態は、限定目的ではなく、むしろ例示目的であるとみなされる。本発明の精神から逸脱することなく、変更および変形が可能である。したがって、添付の特許請求の範囲で規定された本発明の精神および範囲内のこのような全ての等価物、変更形態、および変形形態は本発明に含まれるものと明白に意図される。

【 0 0 6 0 】

〔実施の態様〕

(1) 外科器具において、

一対の対向したジョーであって、少なくとも一方のジョーが、これらのジョーの間に組織を選択的にクランプするために加えられる閉鎖運動および開運動に応答して他方のジョーに対して選択的に移動可能である、一対の対向したジョーと、

前記一対の対向したジョーに関連する出力発生器であって、前記一対の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みを表す組織厚みデータを生成する、出力発生器と、

前記組織厚みデータを表示するためのディスプレイと、
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、

前記出力発生器は、

前記一対の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みに相当するひずみ信号を生成するための少なくとも 1 つのひずみゲージ、および、

前記少なくとも 1 つのひずみゲージから前記ひずみ信号を受け取って、このひずみ信号に相当する前記組織厚みデータを生成し、この組織厚みデータを前記ディスプレイに送信するために、前記少なくとも 1 つのひずみゲージと通信するプロセッサ、

を含む、外科器具。

(3) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、

前記一対の対向したジョーは、

内部にカートリッジを取外し可能に支持できる大きさの第 1 のジョー、ならびに、

前記第 1 のジョーに移動可能に結合された第 2 のジョーであって、加えられる前記開運動および前記閉鎖運動に応答して細長い溝部に対して開位置と閉位置との間で選択的に移動可能である、第 2 のジョー、

を含み、

前記出力発生器は、

前記細長い溝部に取外し可能に支持できる測定カートリッジ、

前記測定カートリッジと前記第 2 のジョーとの間にクランプされた組織の厚みに相当するひずみ信号を生成するために前記測定カートリッジに取り付けられたひずみゲージ、および、

少なくとも 1 つの前記ひずみゲージから前記ひずみ信号を受け取って、前記組織の厚みに相当する前記組織厚みデータを計算し、この組織厚みデータを前記ディスプレイに送信するために少なくとも 1 つの前記ひずみゲージと通信するプロセッサ、

を含む、外科器具。

(4) 実施態様 (3) に記載の外科器具において、

前記ひずみゲージは、前記測定カートリッジによって支持され、前記第 2 のジョーと接触するために可撓性部分を有する、外科器具。

(5) 実施態様 (3) に記載の外科器具において、

前記ひずみゲージは、

前記測定カートリッジが前記細長い溝部によって支持されるように前記細長い溝部によって支持された第 1 のひずみゲージであって、前記測定カートリッジの一部と前記第 2 のジョーとの間に組織がクランプされている場合は、受ける圧縮荷重の大きさに相当する第 1 のひずみ信号を生成し、この第 1 のひずみ信号を受信すると前記プロセッサが前記圧縮荷重に相当するデータを前記ディスプレイに送信するように前記プロセッサと通信する、第 1 のひずみゲージ、および、

前記測定カートリッジによって支持された第 2 のひずみゲージであって、前記測定カートリッジの前記一部と前記第 2 のジョーとの間に組織がクランプされると前記第 2 のジョーに接触するための可撓性部分を有しており、前記ジョーの間にクランプされた組織の厚みに相当する第 2 のひずみ信号を生成し、前記第 2 のひずみ信号を受信すると前記プロセッサが前記組織の厚みに相当する前記組織厚みデータを生成し、この組織厚みデータを前記ディスプレイに送信するように前記プロセッサと通信する、第 2 のひずみゲージ、

を含む、外科器具。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

(6) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、

前記ディスプレイを支持するハンドル組立体と、

前記ハンドル組立体によって機能的に支持された把持器ロッドであって、前記一对の対向したジョーに前記開運動および前記閉鎖運動を伝達するために前記一对の対向したジョーに結合されており、前記出力発生器が、前記把持器ロッドと協働して、前記一对の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みに相当する前記組織厚みデータを前記ディスプレイに表示する、把持器ロッドと、

をさらに含む、外科器具。

(7) 実施態様 (6) に記載の外科器具において、

前記対向したジョーが、これらの間にクランプされた組織に所定の大きさの圧縮力を加えた場合にのみ、参照示度を前記ハンドル組立体で視認できる、外科器具。

(8) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、

ハンドル組立体と、

前記ハンドル組立体によって機能的に支持された把持器ロッドであって、前記ハンドル組立体に機能的に結合された閉鎖トリガーの選択的な作動時に、前記一对の対向したジョーに前記開運動および前記閉鎖運動を伝達するために前記一对の対向したジョーに結合された、把持器ロッドと、

をさらに含み、

前記出力発生器は、

前記対向したジョーの間に組織をクランプするために前記把持器ロッドが前記対向したジョーに前記閉鎖運動を加えた時にひずみ信号を生成するために前記把持器ロッドに取り付けられたひずみゲージ、および、

前記ひずみゲージから前記ひずみ信号を受け取って、前記組織厚みに相当する前記組織厚みデータを計算し、この組織厚みデータを前記ディスプレイに送信するために前記ひずみゲージと通信するプロセッサ、

を含む、外科器具。

(9) 実施態様 (1) に記載の外科器具において、

前記対向したジョーは、これらの間に特殊な断面形状の物体を受容できる形状である、外科器具。

(1 0) 実施態様 (9) に記載の外科器具において、

前記一对の対向したジョーの各ジョーは、遠位端部、および前記ジョーのクランプ面から突出した少なくとも1つの突出部を有し、前記対向したジョーが互いに向かって移動すると、前記遠位端部および前記突出部が、これらの間に、特殊な断面形状の物体を内部に把持して支持できる大きさのクレードル領域を画定する、外科器具。

【 0 0 6 2 】

(1 1) 外科手術用の器具を処理するための方法において、

実施態様 (1) の外科器具を入手することと、

前記外科器具を滅菌することと、

前記外科器具を滅菌容器内に保管することと、

を含む、方法。

(1 2) 外科器具において、

一对の対向したジョーであって、少なくとも一方のジョーが、前記対向したジョーの間に組織を選択的にクランプするために加えられる閉鎖運動および開運動にตอบสนองして他方のジョーに対して選択的に移動可能である、一对の対向したジョーと、

前記一对の対向したジョーに前記開運動および前記閉鎖運動を選択的に加えるために前記一对の対向したジョーと協働する手段と、

前記一对の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みに相当する信号を生成するための手段と、

前記信号を、前記一对の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みに相当する組

10

20

30

40

50

織厚みデータに変換するための手段と、

前記組織厚みデータを表示するための手段と、
を含む、外科器具。

(13) 実施態様(12)に記載の外科器具において、

前記一对の対向したジョーに前記開運動および前記閉鎖運動を選択的に加えるための前記手段は、前記一对の対向したジョーおよびハンドル組立体に機能的に結合されており、前記表示するための手段は、前記ハンドル組立体によって支持されている、外科器具。

(14) 実施態様(12)に記載の外科器具において、

前記一对の対向したジョーに前記開運動および前記閉鎖運動を選択的に加えるための前記手段は、前記一对の対向したジョーおよびハンドル組立体に機能的に結合されており、前記表示するための手段は、前記ハンドル組立体から遠隔に配置されている、外科器具。

10

(15) 外科器具において、

ハンドル組立体と、

外科手術を行うためのエンドエフェクタであって、前記ハンドル組立体に結合されており、加えられる開運動および閉鎖運動に応答して間に組織を選択的にクランプするための対向したジョー部材を有する、エンドエフェクタと、

前記ハンドル組立体によって支持された閉鎖駆動体であって、前記開運動および前記閉鎖運動を前記エンドエフェクタに選択的に加えるために前記開運動および前記閉鎖運動を生成するように構成されている、閉鎖駆動体と、

前記対向したジョー部材の間にクランプされた組織の厚みに相当する信号を生成するための、前記エンドエフェクタ内の少なくとも1つの信号生成器と、

20

前記信号生成器からの前記信号を受け取って、前記組織の厚みを計算するための信号処理装置と、

前記組織の厚みを表示するために前記信号処理装置と通信するディスプレイと、

を含む、外科器具。

【0063】

(16) 実施態様(15)に記載の外科器具において、

測定カートリッジ、

をさらに含み、

前記測定カートリッジは、

30

前記エンドエフェクタ内に取外し可能に支持できる大きさのカートリッジ本体、および

前記カートリッジ本体によって支持されたひずみゲージであって、前記カートリッジ本体が前記エンドエフェクタ内に取外し可能に支持されると前記信号処理装置と通信するように構成されており、前記エンドエフェクタによってクランプされた組織の厚みに相当するひずみ信号を生成する、ひずみゲージ、

を含む、外科器具。

(17) 実施態様(16)に記載の外科器具において、

前記エンドエフェクタ内に支持され、前記信号処理装置と通信する別のひずみゲージ、

をさらに含み、

40

前記別のひずみゲージは、前記エンドエフェクタによってクランプされた前記組織に加えられる圧縮荷重の大きさに相当する別のひずみ信号を生成する、外科器具。

(18) 外科手術方法において、

実施態様(16)に記載の外科器具を用意することと、

前記エンドエフェクタ内に前記測定カートリッジを装着することと、

前記エンドエフェクタ内に、切断およびステーブル留めする組織をクランプすることと

ディスプレイ上の前記組織の厚みを観察することと、

前記エンドエフェクタから前記組織を解放することと、

前記エンドエフェクタから前記測定カートリッジを取り外すことと、

50

前記ディスプレイに表示された前記組織の厚みに基づいて、前記組織をステーブル留めするためのステーブルを有するステーブルカートリッジを選択することと、
前記エンドエフェクタ内に前記ステーブルカートリッジを装着することと、
前記組織を前記エンドエフェクタ内に再びクランプすることと、
前記ステーブルカートリッジを作動させて、前記エンドエフェクタ内にクランプされた前記組織を切断およびステーブル留めすることと、
を含む、外科手術方法。

(19) 外科器具用のジョー構造であって、

前記外科器具に機能的に結合可能な第1のジョーであって、遠位端部、第1のクランプ面、およびこの第1のクランプ面に形成された少なくとも1つの第1の突出部を有する、第1のジョーと、

10

遠位端部、第2のクランプ面、およびこの第2のクランプ面に形成された少なくとも1つの第2の突出部を有する第2のジョーであって、前記第1のジョーに対して前記外科器具に機能的に結合可能であり、前記第1および前記第2のジョーの前記第1および前記第2の遠位端部はそれぞれ選択的に、前記外科器具から少なくとも一方の前記ジョーに開運動が加えられると、互いに離れる方向に移動し、閉鎖運動が加えられると互いに向かって移動することができ、前記第1の遠位端部と前記第2の遠位端部が互いに向かって移動すると、前記第1の遠位端部、前記第2の遠位端部、前記第1の突出部、および前記第2の突出部が協働して、これらの間に、特殊な断面形状の物体を内部に把持して支持できる大きさのクレドル領域を画定する、第2のジョーと、

20

を含む、ジョー構造。

(20) 実施態様(19)に記載のジョー構造において、

前記特殊な断面形状は、円形である、ジョー構造。

【0064】

(21) 外科器具において、

ハンドル組立体と、

前記ハンドル組立体に機能的に結合された一对の対向したジョーであって、これらの間に組織をクランプするために開位置と閉位置との間で選択的に移動可能である、一对の対向したジョーと、

前記一对の対向したジョーに開運動および閉鎖運動を選択的に加えるために、前記ハンドル組立体によって機能的に支持された閉鎖駆動体と、

30

前記一对の対向したジョーの間にクランプされた組織の厚みに相当する参照示度を表示するために前記閉鎖駆動体と協働する出力発生器と、

を含む、外科器具。

(22) 実施態様(21)に記載の外科器具において、

前記組織の厚みに相当する参照示度は、前記一对の対向したジョーが前記組織に所定のクランプ荷重を加えている時にのみ観察できる、外科器具。

(23) 実施態様(21)に記載の外科器具において、

前記対向したジョーを所定の位置に選択的にロックするためのロック部材、

をさらに含む、外科器具。

40

(24) 実施態様(21)に記載の外科器具において、

前記出力発生器は、機械的に作動される、外科器具。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】本発明の様々な実施形態の外科ステーブル留め/切断器具の斜視図である。

【図2】本発明のエンドエフェクタの実施形態の左斜視図である。

【図3】組織の一部がアンビルと組織測定カートリッジとの間にクランプされた、図2のエンドエフェクタの断面図である。

【図4】図3の線4-4に沿って見た、図3のエンドエフェクタの断面図である。

【図5】本発明の様々な実施形態のひずみゲージおよびオペレーティングシステムの構成

50

の模式図である。

【図 6】組織がアンビルと組織測定カートリッジとの間にクランプされた、本発明の別のエンドエフェクタの実施形態の断面図である。

【図 7】本発明のひずみゲージおよびオペレーティングシステムの構成の別の実施形態の模式図である。

【図 8】ハンドルケーシングの左側が取り外されて、ハンドル組立体内に支持された様々な構成要素が示された、本発明の把持器の実施形態の側面図である。

【図 9】図 8 に示されている把持器の実施形態に用いられる把持器ロッドの構成の一部の組立分解図である。

【図 10】ジョーが開位置にある、図 8 の把持器の実施形態の様々な構成要素の模式図である。 10

【図 11】ジョーが間に組織の一部をクランプしている、図 8 の把持器の実施形態の様々な構成要素の別の模式図である。

【図 12】ジョーが完全に閉じた位置にある、図 8 の把持器の実施形態の様々な構成要素の別の模式図である。

【図 13】本発明の別の把持器の実施形態の右側面図である。

【図 14】本発明の他の実施形態のジョーの構成の側面図である。

【図 15】本発明の別の外科器具の実施形態の側面図である。

【図 16】図 15 の外科器具の一部の組立分解図である。

【図 17】見やすくするために一部の構成要素が中実形態で示された、図 15 および図 1 20
6 の外科器具のハンドル組立体の断面図である。

【図 18】見やすくするために一部の構成要素が中実形態で示された、完全に閉じたロック位置にある図 15 ~ 図 17 の外科器具の断面図である。

【図 19】見やすくするために一部の構成要素が中実形態で示された、完全に開いた位置にある図 15 ~ 図 18 の外科器具の別の断面図である。

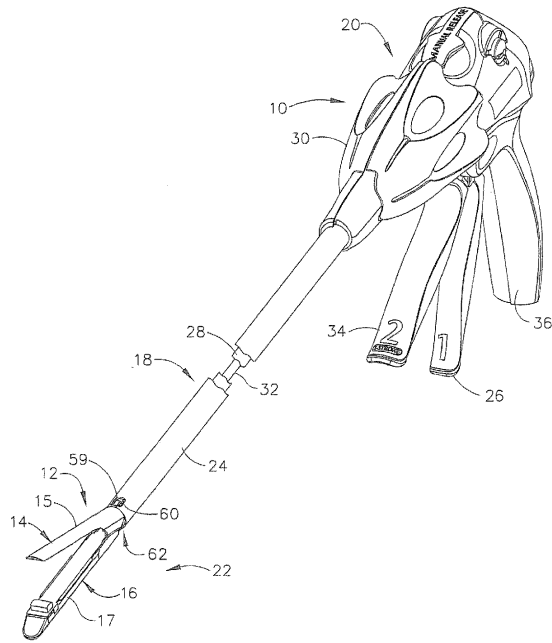
【図 20】見やすくするために一部の構成要素が中実形態で示された、解放トリガーが完全に押下された位置にある、完全に閉じた位置にある図 15 ~ 図 19 の外科器具の別の断面図である。

【図 21】見やすくするために一部の構成要素が中実形態で示された、組織をクランプしている位置にある図 15 ~ 図 20 の外科器具の別の断面図である。 30

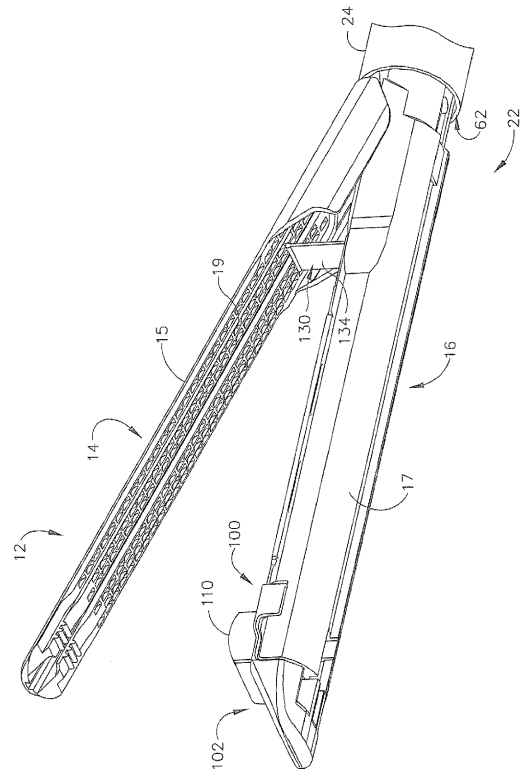
【図 22】見やすくするために一部の構成要素が中実形態で示された、医師が組織に過剰なクランプ力を加えている位置にある図 15 ~ 図 21 の外科器具の断面図である。

【図 23】クランプされた組織の厚み「t」に相当する参照示度を使用者が読み取ることができる組織クランプ位置にある図 15 ~ 図 22 の外科器具の別の断面図である。

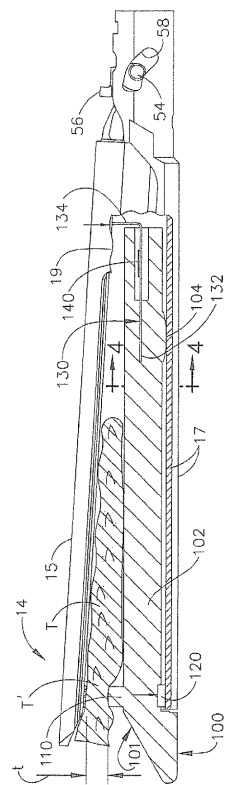
【図 1】



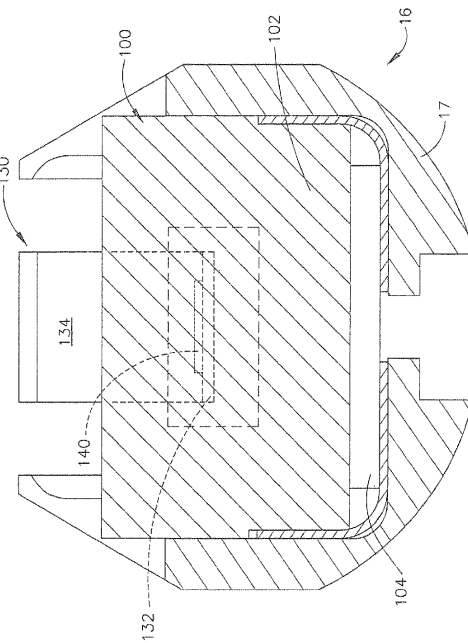
【図 2】



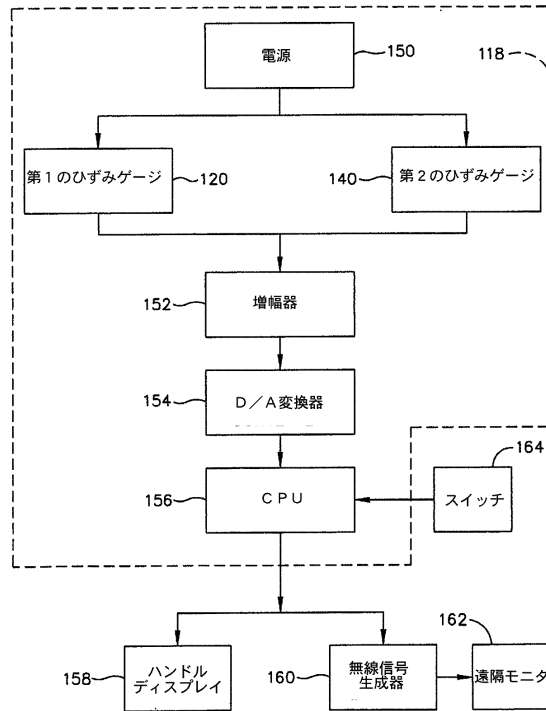
【図 3】



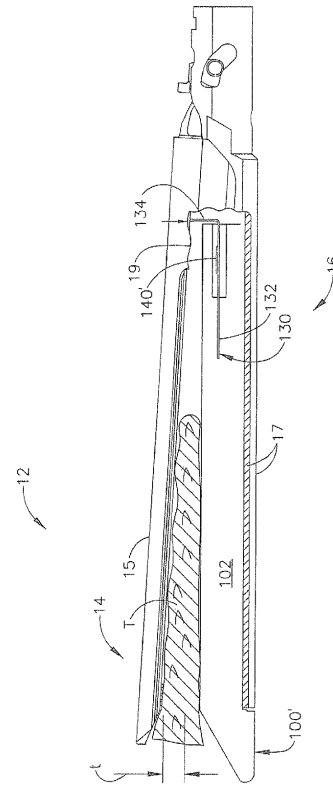
【図 4】



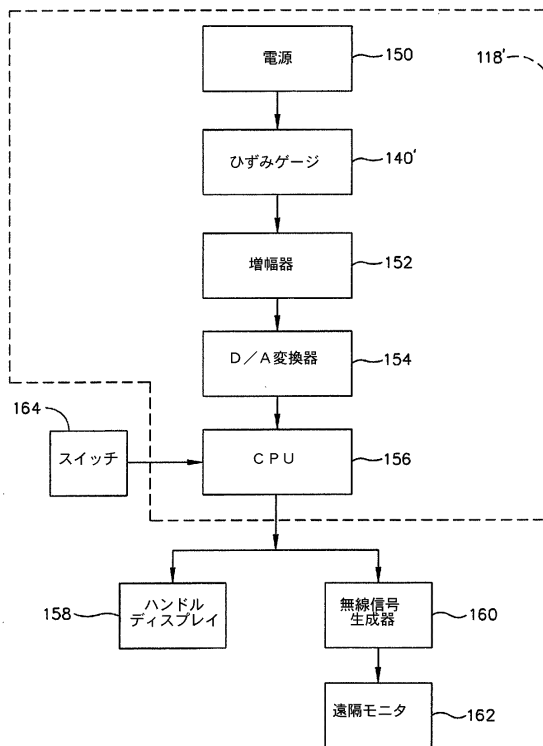
【図 5】



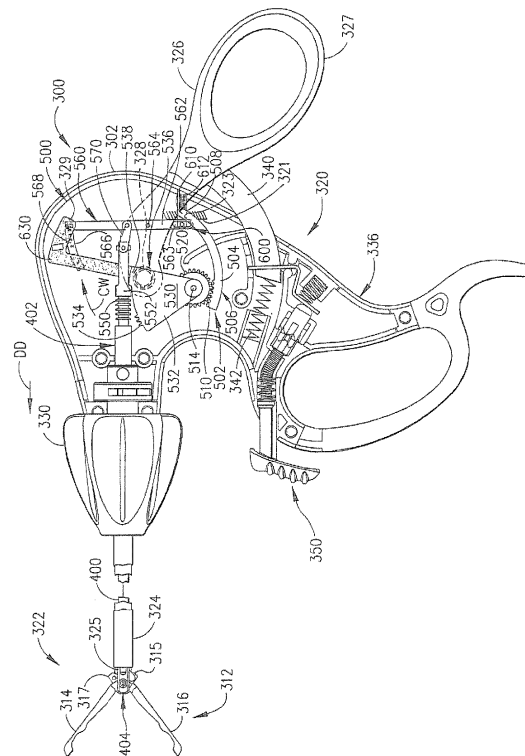
【図 6】



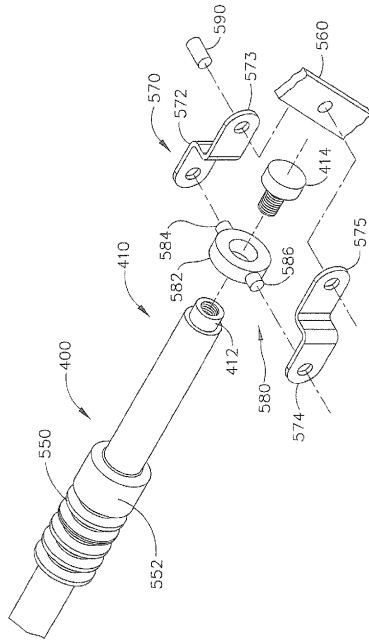
【図 7】



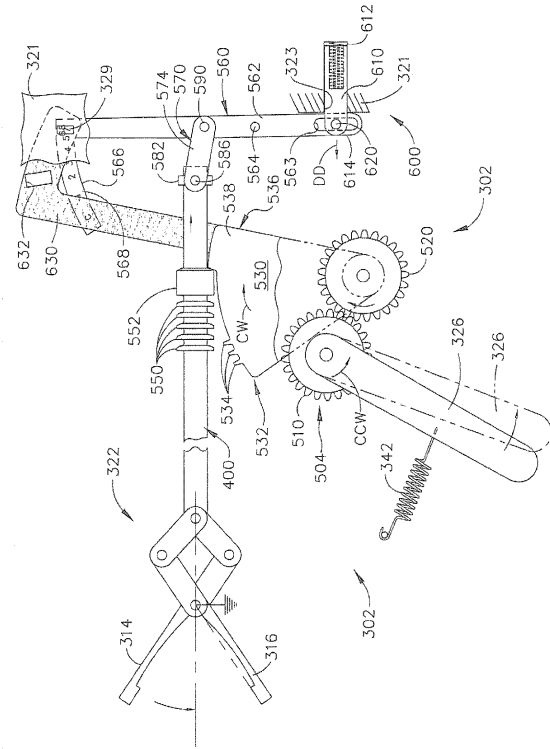
【図 8】



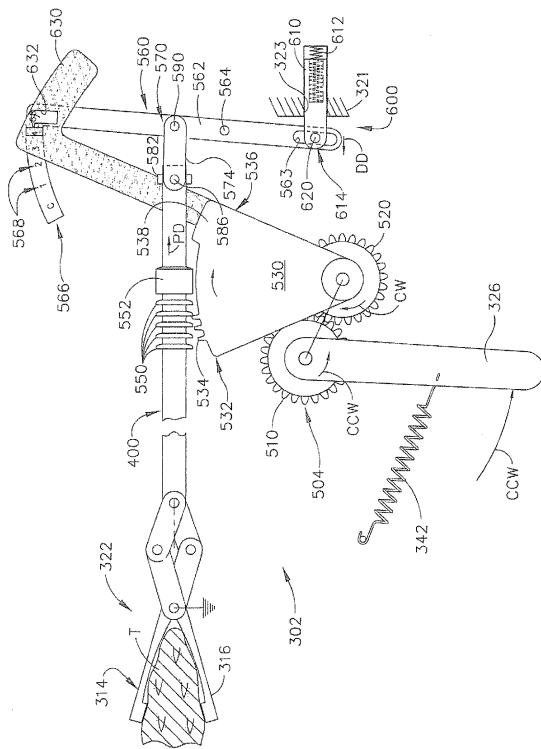
【図 9】



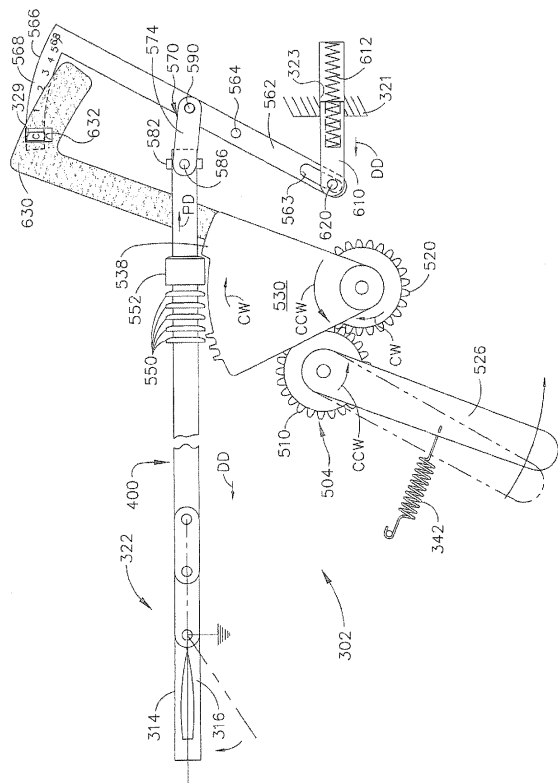
【図 10】



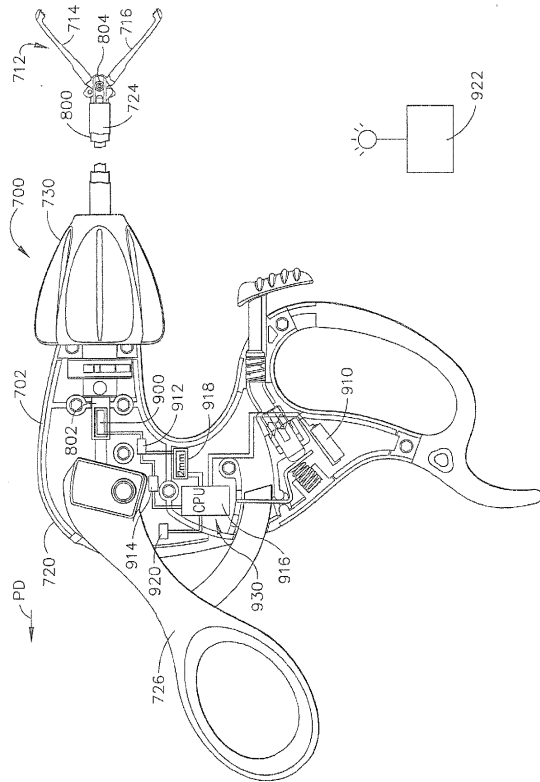
【図 11】



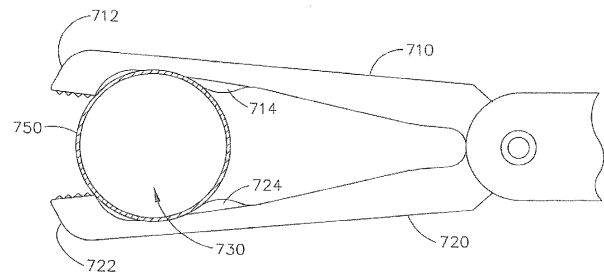
【図 12】



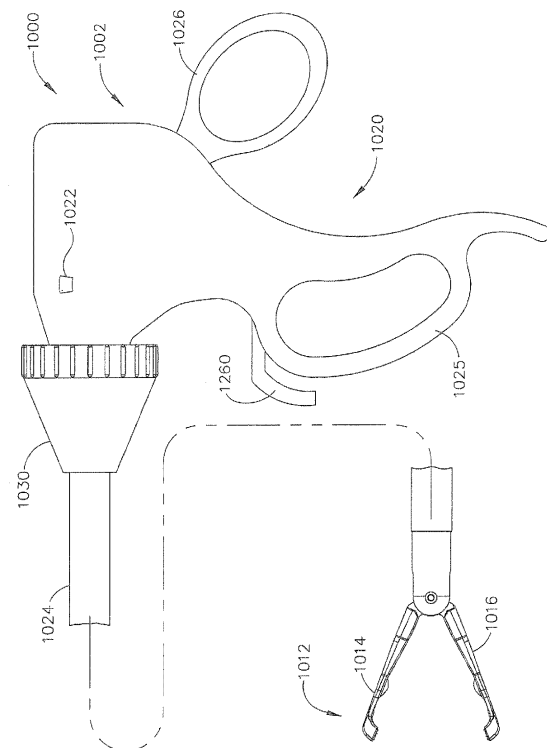
【図 13】



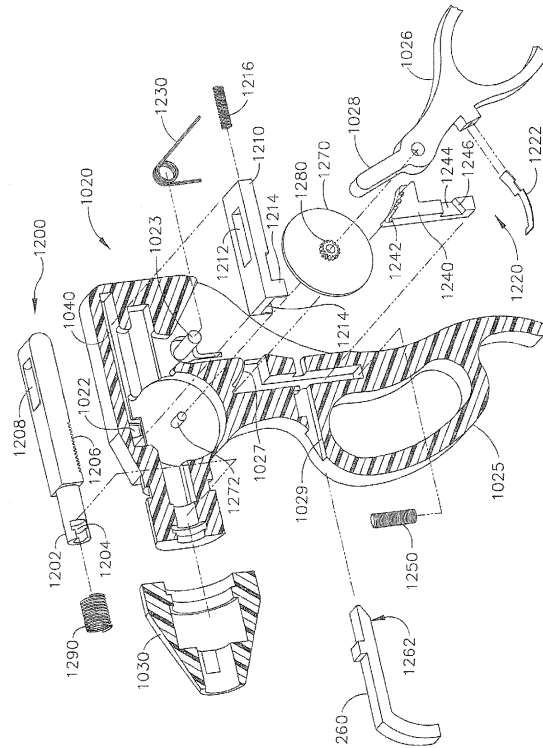
【図 14】



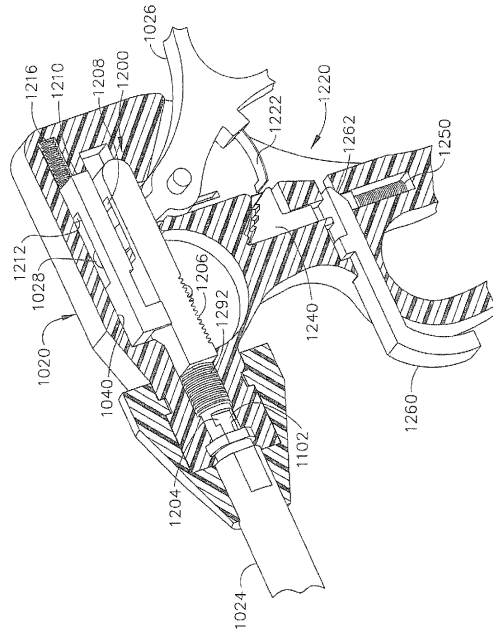
【図 15】



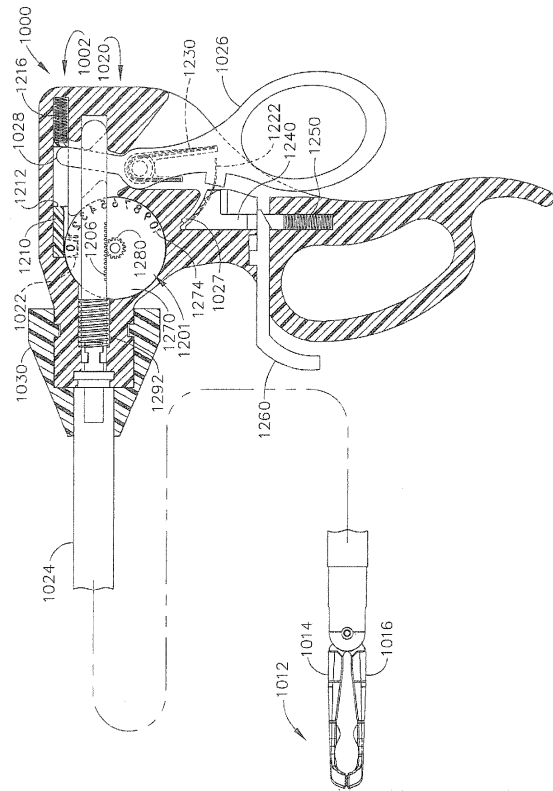
【図 16】



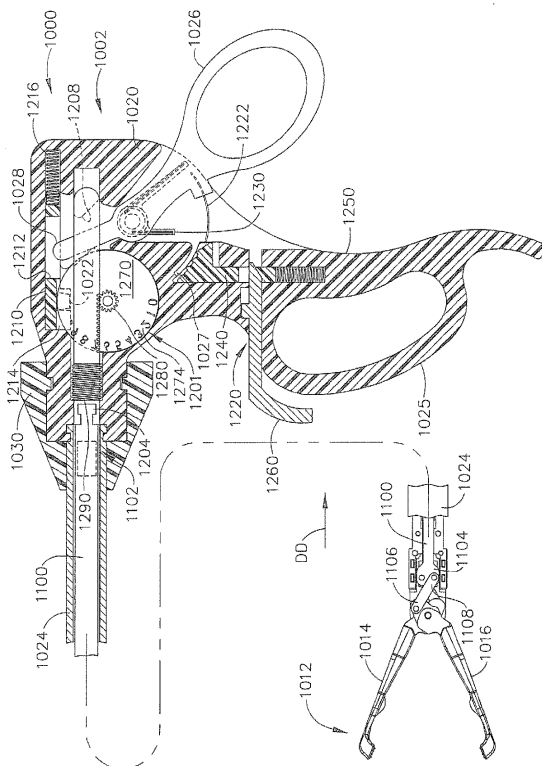
【図 17】



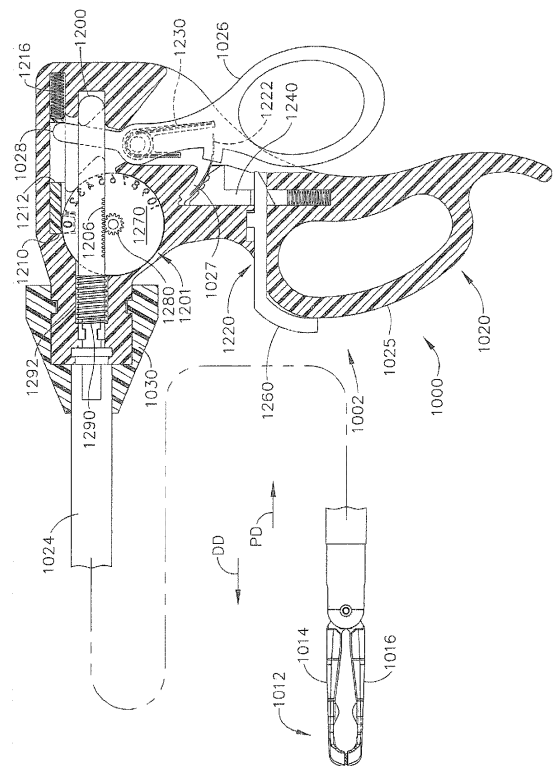
【図 18】



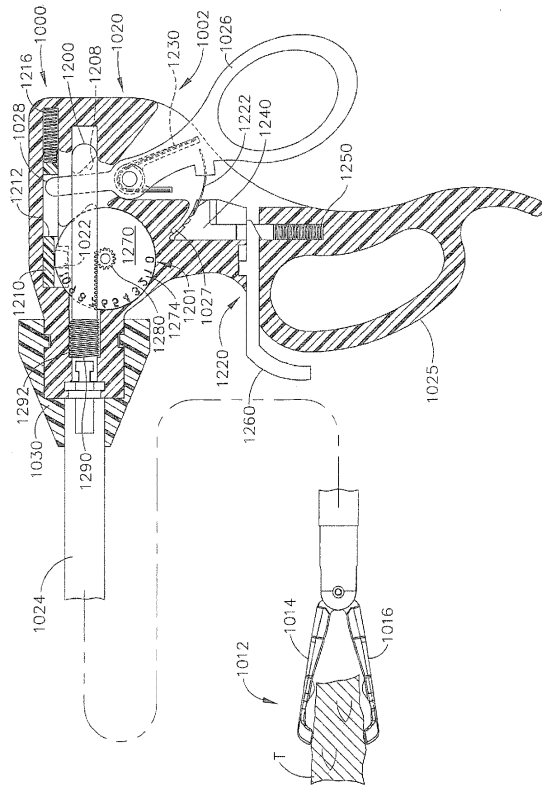
【図 19】



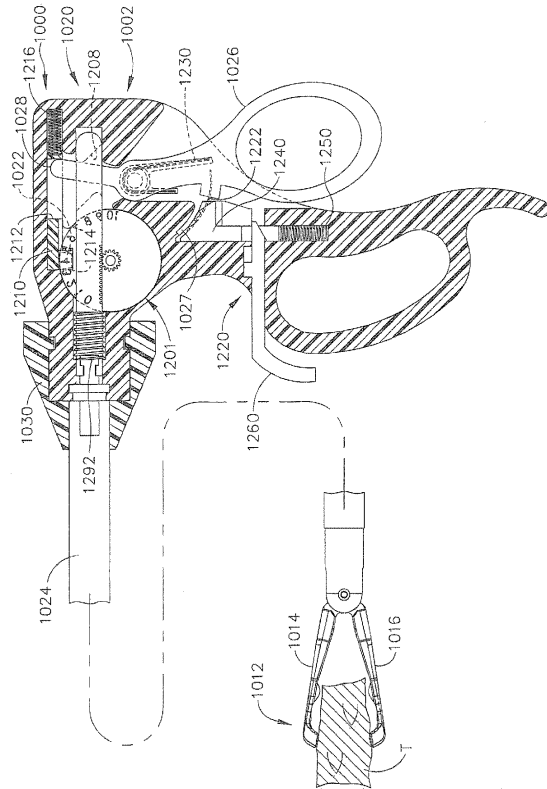
【図 20】



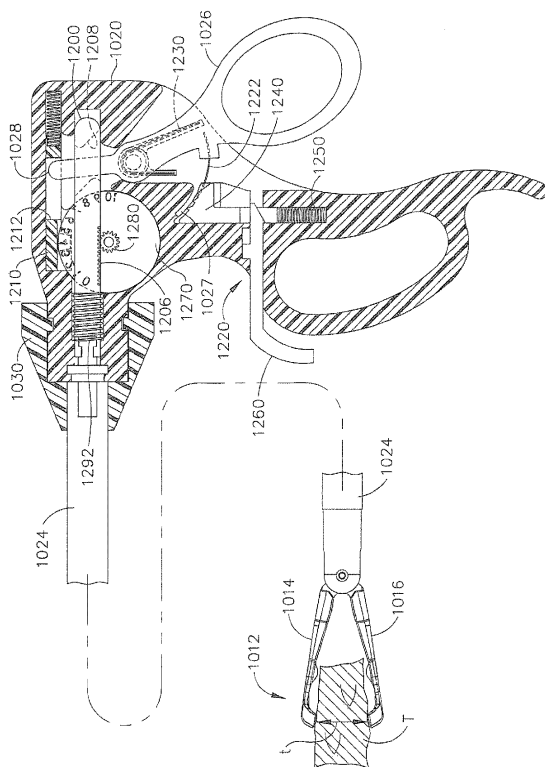
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

(72)発明者 ユージーン・エル・ティムパーマン
アメリカ合衆国、４５２４０ オハイオ州、シンシナティ、シルバールック・ドライブ １０６
３９

(72)発明者 レスリー・エム・フギカワ
アメリカ合衆国、４５２１８ オハイオ州、シンシナティ、リゴーリオ・アベニュー １０００

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特表２００５－５２３１０５（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－３３４４１７（ＪＰ，Ａ）
特表２００２－５２８１６１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ １９／００
Ａ６１Ｂ １／００

专利名称(译)	用于在腹腔镜检查下测量组织厚度和夹紧负荷的装置		
公开(公告)号	JP5420185B2	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	JP2008083010	申请日	2008-03-27
[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	チャドピーブードロー ユージーンエルティムパーマン レスリーエムフギカワ		
发明人	チャド・ピー・ブードロー ユージーン・エル・ティムパーマン レスリー・エム・フギカワ		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.334.D A61B1/00.551 A61B1/018.515 A61B90/00		
F-TERM分类号	4C061/GG15 4C161/GG15		
审查员(译)	毛利 大輔		
优先权	11/729008 2007-03-28 US		
其他公开文献	JP2008272457A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜手术器械，其配置成使外科医生能够测量组织的厚度和夹紧负荷。ŽSOLUTION：具有相对钳口的手术器械，可以在打开和关闭位置之间选择性地移动。各种实施例包括用于测量夹在相对的钳口之间的组织厚度的部件。一些实施例被配置成确定在确定组织的厚度时施加到组织的压缩力的量。组织厚度数据显示在仪器本身和/或远离仪器的显示器上。各种实施例可包括不同类型的手术器械，例如外科缝合器和抓紧器。还公开了一种钳口装置，其钳口形状形成为了与物体的横截面形状相对应的支架。产生厚度数据的组件可以是电动或机械致动的。Ž

【 図 2 】

