

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4987319号
(P4987319)

(45) 発行日 平成24年7月25日(2012.7.25)

(24) 登録日 平成24年5月11日(2012.5.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/00 (2006.01) A 6 1 B 17/00 3 2 0
A 6 1 B 17/072 (2006.01) A 6 1 B 17/10 3 1 0

請求項の数 8 外国語出願 (全 37 頁)

| | |
|--|--|
| <p>(21) 出願番号 特願2006-41324 (P2006-41324) (22) 出願日 平成18年2月17日 (2006.2.17) (65) 公開番号 特開2006-223872 (P2006-223872A) (43) 公開日 平成18年8月31日 (2006.8.31) 審査請求日 平成21年2月17日 (2009.2.17) (31) 優先権主張番号 11/061, 908 (32) 優先日 平成17年2月18日 (2005.2.18) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p> | <p>(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 ケネス・エス・ウェールズ アメリカ合衆国、45050 オハイオ州、メイソン、スワン・プレイス 9675</p> |
|--|--|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 流体移送制御式関節運動機構を有する外科用器械

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器械(10)において、
 患者の外部での操作が可能ないように構成された近位部分(22)と、
 前記近位部分に取り付けられた細長いシャフト(16)と、
 エンドエフェクタ(20)と、
 前記エンドエフェクタ(20)を前記細長いシャフト(16)に取り付ける関節運動継手(14)と、
 前記近位部分(22)に取り付けられていて、流体を、前記細長いシャフト(16)を通り第1の流体通路(96)を通して移送するよう動作可能に構成された流体制御装置(90, 92)と、
 前記第1の流体通路と流体連通状態にあり、前記流体制御装置により移送された前記流体に反応して前記関節運動継手を作動させることができる第1の流体アクチュエータと、
を含み、
前記流体制御装置は、流体を、第2の流体通路を通して上記と逆方向に移送するよう更に構成されており、
前記外科用器械は、前記第2の流体通路と流体連通状態にあり、前記流体制御装置により移送された流体に反応して前記第1の流体アクチュエータを助けて前記関節運動継手を作動させる第2の流体アクチュエータを更に含み、
前記外科用器械は、

10

20

前記細長いシャフト内で側方運動可能に拘束されたスライドバーと、
前記関節運動継手内に位置決めされた前記スライドバーの遠位端部と、
前記関節運動継手の遠位端部に係合し、前記スライドバーの側方運動を前記エンドエフ
ェクタの旋回運動に変換する前記エンドエフクタの近位表面と、を更に含み、
前記第 1 の流体アクチュエータは、前記細長いシャフト内の前記スライドバーの第 1 の
横方向側部に位置決めされた第 1 のブラダを含み、前記第 2 の流体アクチュエータは、前
記細長いシャフト内の前記スライドバーの、第 1 の横方向側部に対向する第 2 の横方向側
部に位置決めされた第 2 のブラダを含む、外科用器械。

【請求項 2】

請求項 1 記載の外科用器械において、
前記流体制御装置は、前記第 1 の流体通路および前記第 2 の流体通路とそれぞれ連通す
る第 1 の遠位シリンダおよび第 2 の遠位シリンダ内で側方に動く互いに反対側に突き出た
第 1 の遠位ピストンと第 2 の遠位ピストンを含む、外科用器械。

10

【請求項 3】

請求項 1 記載の外科用器械において、
前記流体制御装置は、
前記第 1 の流体通路と連通状態にある第 1 の流体リザーバと、
前記第 2 の流体通路と連通状態にある第 2 の流体リザーバと、
前記第 1 および第 2 の流体リザーバのうちの選択された一方を圧縮させ、かつ、前記第
1 および第 2 の流体リザーバのうちの選択されなかった他方を前記第 2 のブラダに加わる
圧縮力に反応して拡張させることができるよう動作可能に構成された側方アクチュエータ
と、を有する、外科用器械。

20

【請求項 4】

請求項 3 記載の外科用器械において、
前記第 1 および第 2 の流体リザーバは、それぞれのピストンシリンダを有し、前記流体
制御装置は、前記第 1 および第 2 のピストンシリンダ内に運動可能にそれぞれ受け入れら
れた第 1 および第 2 のピストンを有する、外科用器械。

【請求項 5】

請求項 3 記載の外科用器械において、
前記流体制御装置は、前記第 1 および第 2 の流体リザーバを差動的に圧縮する手段を有
する、外科用器械。

30

【請求項 6】

請求項 1 記載の外科用器械において、
前記流体制御装置は、
前記第 1 の流体通路および前記第 2 の流体通路と連通状態にある流体リザーバと、
前記流体リザーバを第 1 のリザーバ部分および第 2 のリザーバ部分に分離する可動密封
面と、
前記可動密封面を移動させて前記第 1 および第 2 のリザーバ部分の各々について流体容
積を差動的に調節するよう動作可能に構成された側方アクチュエータと、を有する、外科
用器械。

40

【請求項 7】

請求項 6 記載の外科用器械において、
前記側方アクチュエータは、前記第 1 および第 2 のリザーバ部分の各々について流体容
積を差動的に調節する手段を有する、外科用器械。

【請求項 8】

請求項 1 記載の外科用器械において、
前記エンドエフクタの前記近位表面は、歯車セグメントを有し、前記スライドバーの
前記遠位端部は、歯車ラックを有する、外科用器械。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

50

【 0 0 0 1 】

〔 発明の分野 〕

本発明は一般に、内視鏡下でエンドエフェクタ（例えば、体内カッタ、把持器、カッタ、ステープラ、クリップ留め具、接近用器具、薬物 / 遺伝子治療送達器具および超音波、RF、レーザ等を利用したエネルギー器具）を手術部位に挿入するのに適した外科用器械、特に、関節運動シャフトを備えたかかる外科用器械に関する。

【 0 0 0 2 】

〔 発明の背景 〕

内視鏡下外科用器械は、切開部が小さいほうが術後回復期間および合併症を減少させる傾向があるので、伝統的な開放式外科用器具よりも好ましい場合が多い。したがって、トロカールのカニューレを通して遠位エンドエフェクタを所望の手術部位に正確に配置するのに適した内視鏡下外科用器械類の大々的な開発が行われた。これら遠位エンドエフェクタは、診断効果または治療効果を達成するのに多くの仕方で組織に係合する。（例えば、体内カッタ、把持器、カッタ、ステープラ、クリップ留め具、接近用器具、薬物 / 遺伝子治療送達器具および超音波、RF、レーザ等を利用したエネルギー器具）

10

【 0 0 0 3 】

エンドエフェクタの位置決めは、トロカールにより制限を受ける。一般に、これら内視鏡下外科用器械は、エンドエフェクタと外科医により操作される取っ手部分との間に長いシャフトを有する。この長いシャフトにより、所望の深さへの挿入およびシャフトの長手方向軸線回りの回転が可能になり、それによりエンドエフェクタの或る程度の位置決めが可能になる。トロカールの適切な配置および例えば別のトロカールを介する把持器の適切な使用を行うと、その程度の位置決めで十分である場合が多い。例えば米国特許第 5, 465, 895 号明細書に記載されている外科用ステープル留め兼用切断器械は、エンドエフェクタを挿入および回転によって首尾よく位置決めする内視鏡下外科用器械の一例である。

20

【 0 0 0 4 】

最近、2003年5月20日に出願されたシェルトン・フォース (Shelton IV) 等名義の米国特許出願第 10 / 443, 617 号明細書（発明の名称：SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN E-BEAM FIRING MECHANISM）は、組織を切断し、ステープルを作動させる改良型「E-ビーム」発火バーを記載しており、かかる米国特許出願を参照により、その記載内容全体を本明細書の一部を形成するものとしてここに組み込む。追加の利点のうち或る 1 つとして、クランプした組織が僅かに多過ぎまたは少な過ぎたとしても、エンドエフェクタ、特にステープル留め組立体のジョーを確実に間隔保持して最適なステープル配列状態を得ることにある。さらに、E-ビーム発火バーは、幾つかの有利なロックアウトを組み込むことができるような仕方でエンドエフェクタおよびステープルカートリッジに係合する。

30

【 0 0 0 5 】

手術の性質に応じて、内視鏡下外科用器械のエンドエフェクタの位置決めを一段と調整することが望ましい場合がある。特に、エンドエフェクタを外科用器械のシャフトの長手方向軸線に対して横方向の軸線に差し向けることが望ましい場合が多い。外科用器械のシャフトに対するエンドエフェクタの横方向運動は従来、「関節運動」と呼ばれている。これは典型的には、ステープル留め組立体のすぐ近位側のシャフト延長部内に設けられた旋回（または関節）継手によって達成される。これにより、外科医は、ステープルラインの良好な外科的配置および容易な組織操作および配向のためにステープル留め組立体をいずれかの側に遠隔的に関節運動させることができる。この関節式の位置決めにより、臨床医は、或る場合には例えば臓器の後ろで組織を一層容易に扱うことができる。加うるに、関節式位置決めにより有利に、内視鏡を器械シャフトにより妨げられないで、エンドエフェクタの後ろに位置決めすることができる。

40

【 0 0 0 6 】

外科用ステープル留め兼用切断器械を関節運動させる手段は、関節運動の制御をエンド

50

エフェクタの閉鎖の制御と共に組み込んで組織をクランプしてエンドエフェクタ（即ち、ステーブル留めおよび切断）を内視鏡下器械の小径境界内で発火させるので複雑化の傾向がある。一般に、これら3つの制御運動は全て、長手方向並進運動としてシャフトを介して伝達される。例えば、米国特許第5,673,840号明細書は、器械シャフトを通して2本の連結ロッドのうち的一方を選択的に引き戻すことにより関節運動するアコーディオン型関節運動機構（「フレックス-ネック」）を開示しており、各ロッドは、それぞれシャフト中心線の互いに反対の側でずれている。連結ロッドは、一連の別々の位置にわたりラチェット運動する。

【0007】

関節運動機構の長手方向制御装置の別の例が、米国特許第5,865,361号明細書に記載されており、この長手方向制御装置は、関節運動リンクを有し、この関節運動リンクは、その押しまたは引き長手方向並進が各側への関節運動を行わせるようにカム駆動ピボットからずれている。これと同様に、米国特許第5,797,537号明細書は、関節運動を行わせるためにシャフトを貫通した同様なロッドを開示している。

【0008】

フレデリック・イー・シェルトン・フォース（Frederick E. Shelton IV）等名義の共通譲受人の同時係属米国特許出願第10/615,973号明細書（発明の名称：SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM HAVING ROTATION ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS）では、長手方向運動の代替手段として関節運動を伝達させるために回転運動が用いられており、かかる米国特許出願を参照により、その開示内容全体を本明細書の一部を形成するものとしてここに組み込む。

【0009】

これら機械的に伝達関係にある関節運動は首尾よく内視鏡下外科用ステーブル留め兼用切断器械が関節運動できるようにしたが、開発動向は、市場に出すには数多くの問題および障害を提起している。互いに競合する設計上の目的は、外科用開口部の寸法を減少させるためにできるだけ小径のものであって、しかも幾つかの運動（例えば、閉鎖運動、発火運動、関節運動、回転運動等）を行うのに十分な強度を備えたシャフトを含む。加うるに、つかえて動かなくなるという問題および摩擦に関する問題を生じさせないで十分に大きな力を伝達することにより、望ましい特徴および信頼性を制限する設計上の制約が生じる。

【0010】

したがって、発火運動および閉鎖運動を邪魔しないで、狭い範囲内に組み込むことができる関節運動力を採用した関節運動機構を有する関節運動型外科用器械が大いに要望されている。

【0011】

〔発明の概要〕

本発明は、取っ手と、関節運動を行わせるために流体圧力を用いたエンドエフェクタとの間に取り付けられている関節運動シャフトを備えた外科用器械を提供することにより先行技術の上述の問題および他の問題を解決する。

【0012】

本発明の一特徴では、外科用器械は、取付け状態の細長いシャフトとエンドエフェクタを患者の体内の所望の手術部位に位置決めするよう患者の体外で操作される近位部分を有する。関節運動継手が、所望の角度で組織に到達する際における臨床上の融通性を一段と与えるためにエンドエフェクタを細長いシャフトに取り付けている。近位部分に取り付けられている流体制御装置は、流体を、前記細長いシャフトを通り第1の流体通路を通して第1の流体アクチュエータに移送し、この第1の流体アクチュエータは、関節運動継手を関節運動させることによって反応する。それにより、関節運動を行わせるのに十分な機械的運動を細長いシャフトの狭い範囲を通して移送する設計上の制約を回避することによって設計上の融通性が達成される。

【0013】

本発明の別の特徴では、外科用器械は、細長いシャフト内に設けられていて、関節運動継手を関節運動させるよう互いに協働する互いに反対側の流体アクチュエータと各々連通した2つの流体通路を通して流体を差動的に移送する流体制御装置を有する。それにより、流体圧力の増加に効率的に且つ正確に応答して働くアクチュエータが、関節運動継手を一方向に関節運動させるために使用でき、他方の流体アクチュエータはそれにより圧縮されたままである。

【0014】

本発明の上述の目的および利点並びに他の目的および利点は、添付の図面およびその説明から明らかにされるはずである。

【0015】

本願に組み込まれてその一部をなす添付の図面は、本発明の実施形態を示しており、上述の本発明の概要説明および後述の実施形態の詳細な説明と一緒にあって、本発明の原理を説明するのに役立つ。

【0016】

〔発明の詳細な説明〕

関節運動シャフトの概要

図面を参照すると（幾つかの図にわたり、同一の符号は同一の部品を示している）、図1は、外科用器械を示しており、この外科用器械は、図示の形態では、本発明の独特の利点をもたらすことができる特に外科用ステーブル留め兼用切断器械10である。特に、外科用ステーブル留め兼用切断器械10は、外科手技を実施するために図1に示すような非関節運動状態でトロカールカニューレ通路を通して患者（図示せず）の体内の手術部位まで挿入可能に寸法決めされている。作業部分12をいったんカニューレ通路中へ挿入すると、作業部分12の細長いシャフト16の遠位部分内に組み込まれた関節運動機構14を図2に示すように関節運動制御装置18によって遠隔的に関節運動させることができる。図示の形態では、ステーブル留め組立体20として示されたエンドエフェクタが、関節運動機構14の遠位側に取り付けられている。かくして、関節運動機構14を遠隔的に関節運動させることにより、ステーブル留め組立体20は、細長いシャフト16の長手方向軸線から関節運動する。かかる傾斜位置は、切断およびステーブル留めのために所望の角度から組織に接近し、或いは他の臓器および組織により遮られた組織に接近すると共に（或いは）配置状態を確認するために内視鏡をステーブル留め組立体20の後ろに位置決めしてこれと整列させることができるという点において有利な場合がある。

【0017】

取っ手

外科用ステーブル留め兼用切断器械10は、作業部分12の近位側に連結されていて、位置決め運動、関節運動、閉鎖運動および発火運動をこの作業部分にもたらす取っ手部分22を有している。取っ手部分22は、ピストル型握り24を有し、ステーブル留め組立体20のクランプまたは閉鎖を生じさせるよう臨床医によってクロージャトリガ26をこの握り24に向かって軸を中心に回転し、且つ近位側へ引き寄せられる。発火トリガ28が、クロージャトリガ26の一段と外側に位置し、この発火トリガは、ステーブル留め組立体20内にクランプされたクランプ状態の組織のステーブル留めおよび切断を生じさせるよう臨床医によって軸を中心に回転するように引かれる。しかる後、クロージャ解除ボタン30を押してクランプ状態のクロージャトリガ26を解除し、かくしてクランプされた状態の組織の切断およびステーブル留め端部を解除する。取っ手部分22は回転ノブ32をさらに有し、この回転ノブ32は、細長いシャフト16と一緒に運動できるよう結合されて、シャフト16およびステーブル留め組立体20をシャフト16の長手方向軸線回りに回転させる。取っ手部分22は、もし万が一つかえが生じた場合発火機構（図1または図2には図示せず）を引き戻すのを助け、ステーブル留め組立体20の開放がその後に行われることができるようにする発火引き戻し取っ手34を更に有する。

【0018】

本明細書では、「近位」および「遠位」という用語は、器械の取っ手を掴む臨床医に関

10

20

30

40

50

して用いられていることは理解されよう。かくして、外科用ステーブル留め組立体 20 は、近位取っ手部分 22 に関して遠位側に位置する。便宜上および分かりやすくするために、本明細書で用いる「垂直」および「水平」という用語は、図面に関して用いられていることは更に理解されよう。しかしながら、外科用器械は、多くの向きおよび位置で使用され、これら用語は、限定的ではなく絶対的なものでもない。

【0019】

図 1 および図 2 の外科用ステーブル留め兼用切断器械 10 のための例示のマルチストローク型取っ手部分 22 は、スウェーズ (Swayze) およびシェルトン・フォース (Shelton IV) 名義の共通譲受人の同時係属米国特許出願第 10 / 374, 026 号明細書 (発明の名称: SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTISTROKE FIRING POSITION INDICATOR AND RETRACTION MECHANISM) に詳細に記載されており、かかる取っ手部分は、本明細書において説明するような追加の特徴および変形部分を有し、かかる米国特許出願を参照により、その開示内容全体を本明細書の一部を形成するものとしてここに組み込む。マルチストローク型取っ手部分 22 は有利に長い距離にわたって大きな発火力を備えた用途をサポートするが、本発明と一致した用途は、例えばフレデリック・イー・シェルトン・フォース (Frederick E. Shelton IV)、マイケル・イー・セットサー (Michael E. Setser) およびブライアン・ジェイ・ヘメルガーン (Brian J. Hemmelgarn) 名義の共通譲受人の同時係属米国特許出願第 10 / 441, 632 号明細書 (発明の名称: SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS) に記載されているシングル発火ストロークを有するのがよく、かかる米国特許出願を参照により、その開示内容全体を本明細書の一部を形成するものとしてここに組み込む。

【0020】

作業部分 (関節運動する細長いシャフトおよびステーブル留め組立体)

図 3 ~ 図 5 では、作業部分 12 は有利に、内視鏡下および腹腔鏡下手技に適した小径内で長手方向運動、回転運動、関節運動、閉鎖運動および発火運動の多数の作動運動を含む。ステーブル留め組立体 20 (「エンドエフェクタ」) は、軸を中心に回転可能に取り付けられたアンビル 42 (図 1、図 2、図 4 および図 5) を備えた細長いチャンネル 40 として示されている軸を中心に回転可能に取り付けられた対向した一对のジョーを有する。アンビル 42 を閉鎖して細長いチャンネル 40 にクランプすることは、フレーム組立体 44 (図 3) が取っ手部分 22 に回転自在に取り付けられた状態で細長いチャンネル 40 を長手方向に支持することによって達成され、二重旋回クロージャスリーブ組立体 46 は、このフレーム組立体 44 上で、長手方向に動いて、ステーブル留め組立体 20 が図 2 に示すように関節運動していても、それぞれ遠位および近位運動のための閉鎖および開放作用をアンビル 42 に与える。

【0021】

特に図 3 を参照すると、フレーム組立体 44 は、単一のピボットフレームグラウンド 48 を有し、このフレームグラウンドの近位端部は、回転ノブ 32 に係合し、その右側のシェル半部 50 は、図 3 に示されている。特に真っ直ぐなクロージャ管 52 のクロージャスリーブ組立体 46 の近位端部は、フレームグラウンド 48 の近位端部を包囲し、クロージャスリーブ組立体 46 を長手方向に並進させるクロージャ部品 (図示せず) に係合するよう取っ手部分 22 まで更に内側に延びていることは理解されるべきである。真っ直ぐなクロージャ管 52 の近位端部のところの円形リップ 54 は、かかる部品への回転係合部となる。回転ノブ 32 の係合部品は、フレームグラウンド 48 上に近位側に設けられた孔 58 と嵌合するよう真っ直ぐなクロージャ管 52 の近位部分に設けられた長手方向スロット 56 を通過している。長手方向スロット 56 は、クロージャスリーブ組立体 46 およびフレームグラウンド 48 に合わせて回転ノブ 32 によって設定された種々の回転角度でのクロージャスリーブ組立体 46 の閉鎖長手方向並進を可能にするのに十分な長さのものである。

【0022】

細長いシャフト 16 は、取っ手部分 22 の発火部品 (図示せず) に回転自在に係合する

発火ロッド 60 を受け入れることにより発火運動をサポートする。発火ロッド 60 は、フレームグラウンド 48 の長手方向中心線に沿って近位開口部 62 に入る。フレームグラウンド 48 の遠位部分は、その底部に沿って発火バースロット 64 を有し、この発火バースロットは、近位開口部 62 に通じている。発火バー 66 が、発火バースロット 64 内で長手方向に並進し、この発火バーは、発火ロッド 60 の遠位端 70 に係合する上方に突き出た近位ピン 68 を有している。

【 0023 】

細長いシャフト 16 は、矩形リザーバキャビティ 72 を有することにより関節運動をサポートし、一側方部分が、回転ノブ 32 の遠位部分に示されている。矩形リザーバキャビティ 72 内に位置する底部コンパートメント 74 が、側方に互いに間隔を置いて位置する左バッフル 76 と右バッフル 78 を有している。関節運動アクチュエータ 80 が、底部コンパートメント 74 の頂部上を側方に摺動し、バッフル 76, 78 の外側に位置する関節運動アクチュエータの下方側方に間隔を置いて位置する左フランジ 82 と右フランジ 84 が各々、左および右押しボタン 86, 88 に側方に連絡しており、これら押しボタンは、回転ノブ 32 のそれぞれのシェル半部から外方に延びている。関節運動アクチュエータ 80 の側方運動により、左フランジ 82 が左バッフル 76 の近くに引き寄せられると共に右フランジ 84 が右バッフル 78 の遠くに引かれ、流体関節運動システム 94 の左リザーバブラダ 90 および右リザーバブラダ 92 に作用し、各ブラダ 90, 92 はそれぞれ、左および右流体導管または通路 96, 98 に遠位側に連絡し、これら通路 96, 98 はそれぞれ、左作動ブラダ 100 および右作動ブラダ 102 に通じている。これら作動ブラダは、関節運動機構 14 の T - バー 104 に対向し、これを側方に回転させる。

【 0024 】

フレーム組立体 44 は、流体通路 96, 98 および作動ブラダ 100, 102 が設けられたフレームグラウンド 48 の頂部且つ遠位側の凹みテーブル 106 を有することにより、これら流体作動を束縛する。T - バー 104 はまた、作動ブラダ 100, 102 相互間で凹みテーブル 106 上に摺動自在に位置する。T - バー 104 の近位側で隆起したバリヤリブ 108 がこれに整列し、流体通路 96, 98 の内方拡張を阻止するのに役立つ。フレーム組立体 44 は、丸形の頂部フレームカバー（スパーサ）110 を有し、このフレームカバーは、フレームグラウンド 48 の頂部上を摺動し、流体通路 96, 98 および作動ブラダ 100, 102 の垂直方向拡張を阻止すると共に T - バー 104 の垂直運動を束縛する。特に、フレームカバー 110 は、これが関節運動ロック機構 113 の一部として以下に詳細に説明する関節運動ロック部材 111 を提供することができるようにする特徴を備えている。

【 0025 】

T - バー 104 の遠位端（「ラック」）112 が、関節運動機構 14 の関節遠位フレーム部材 114 の近位側に差し向けられた歯車セグメント 115 を軸を中心に回転させるよう係合する。関節クロージャ管 116 が、関節フレーム部材 14 を包囲し、この関節クロージャ管は、アンビル 42 に係合する蹄鉄形孔 118 を有している。真っ直ぐなクロージャ管 52 と関節運動機構 14 上の関節運動クロージャリング 116 との間に二重旋回取付け部が形成され、これにより、関節運動機構 14 を関節運動させたときでも長手方向閉鎖運動が可能になる。特に、真っ直ぐなクロージャ管 52 に設けられていて、ピン穴 122, 124 をそれぞれ備えた頂部および底部の遠位側へ突き出たピボットタブ 118, 120 が、関節運動クロージャリング 116 に設けられていて、ピン穴 130, 132 をそれぞれ備えた対応の頂部および底部の近位側に突き出たピボットタブ 126, 128 から長手方向に間隔を置いて位置している。上側二重ピボットリンク 134 が、ピン穴 122, 130 にそれぞれ係合する長手方向に間隔を置いて上方に差し向けられた遠位ピン 136 および後部ピン 138 を有し、下側二重ピボットリンク 140 が、ピン穴 124, 132 にそれぞれ係合する長手方向に間隔を置いた下方に突き出ている遠位ピン 142 および後部ピン 144 を有している。

【 0026 】

特に図4を参照すると、近位側に突き出たピボットタブ126, 128を有する関節運動取付けカラー148に取り付けられた短い管146を有するよう製造性を高めるための関節運動クロージャリング116が示されている。これと同様に、真っ直ぐなクロージャ管52は、遠位側に突き出たピボットタブ118, 120を有する後部取付けカラー152に取り付けられた長いクロージャ管150から組み立てられる。短いクロージャ管146の蹄鉄形孔118は、細長いチャネル40の内部のピボット凹部158に係合する側方ピボットピン156に対して僅かに近位側で上方に突き出たアンビル特徴部154に係合する。

【0027】

図4の図示の形態は、ドッグボーン形リンク160を有し、このドッグボーン形リンクの近位ピン157は、フレーム穴161内でフレームグラウンド48に軸を中心に回転可能に取り付けられ、このドッグボーン形リンクの近位ピン159は、関節運動フレーム部材114の近位下面162にしっかりと取り付けられ、それによりこれらの間に旋回支持体を構成している。ドッグボーン形リンク160に設けられた底部長手方向ナイフスロット163が、発火バー66の関節運動部分を誘導する。関節運動フレーム部材114は、発火バー66の遠位部分を誘導する底部長手方向スロット164を更に有している。

【0028】

ステーブル留め装置(エンドエフェクタ)

図4および図5を参照すると、発火バー66は、E-ビーム165の遠位側で終端しており、このE-ビームは、アンビル42に設けられたアンビルスロット168に入ってアンビル42を確認してこれをステーブル配列および切断中、閉鎖状態に維持するのを助ける上側案内ピン166を有している。細長いチャネル40とアンビル42との間の間隔は、中間ピン170を細長いチャネル40の頂面に沿って摺動させる一方で、底部足部172が細長いチャネル40に設けられた長手方向開口部174によって案内された状態で細長いチャネル40の下面に沿ってこれに対向して摺動することによりE-ビーム164によって更に維持される。上側案内ピン166と中間ピン170との間に位置するE-ビーム164の遠位側に設けられた切断面176は、クランプされた状態の組織を切断し、他方、E-ビームは、くさび形そり180を遠位側に移動させ、それによりステーブルドライバ182が、上方に駆動するステーブル184をカム駆動してこれをステーブルカートリッジ本体188に設けられている上方に開口したステーブル穴186から出してアンビル42のステーブル配列下面190に押し付けて配列することにより交換可能なステーブルカートリッジ178を作動させる。ステーブルカートリッジトレイ192が、ステーブルカートリッジ178の他の部品を底部から包囲してこれらを定位置に保持する。ステーブルカートリッジトレイ192は、細長いチャネル40の長手方向開口部174の上に位置する後方に開口したスロット194を有し、かくして、中間ピン170が、ステーブルカートリッジトレイ192の内部を通る。

【0029】

ステーブル留め組立体20は、2004年9月30日にフレデリック・イー・シェルトン・フォース(Frederick E. Shelton IV)等により出願された共通譲受人の同時係属米国特許出願第10/955,042号明細書(発明の名称: ARTICULATING SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A TWO-PIECE E-BEAM FIRING MECHANISM)に詳細に記載されており、かかる米国特許出願を参照により、その開示内容全体を本明細書の一部を形成するものとしてここに組み込む。

【0030】

関節運動ロック機構

図3、図4および図6~図8では、関節運動ロック機構200が、有利に、ステーブル留め組立体20を所望の関節角度に維持するよう構成されている。関節運動ロック機構200は、左側作動ブラダ100および右側作動ブラダ102に加わる荷重を減少させる。特に、圧縮ばね202(図3)が、関節運動ロック部材111の近位端204と取っ手部分22との間に近位側に位置決めされていて、関節運動ロック部材111を遠位側に付勢

10

20

30

40

50

している。特に図4を参照すると、関節運動ロック部材111の遠位端210のところ
に設けられた2つの平行なスロット206, 208が、フレームグラウンド48に設けられ
た上方に突き出ている案内リブ212, 214をそれぞれ受け入れる。案内リブ212,
214は、平行なスロット206, 208よりも長手方向に短く、或る範囲の相対的な長
手方向移動を可能にしている。それにより、特に図8を参照すると、関節運動ロック部材
111から遠位側に突き出た歯付き凹部216として示されている遠位摩擦面の選択的な
当接係合は、関節運動フレーム部材114の頂部近位凹部220内に受け入れられたブレ
ーキ板218に設けられている対応のロック歯車セグメント217に係合している。ブレ
ーキ板218に設けられた遠位穴221および近位穴222は、頂部近位凹部220から
上方に突き出た遠位ピン223および近位ピン224を受け入れる。

10

【0031】

特に図6を参照すると、細長いシャフト16は、クロージャスリーブ組立体46がフレ
ーム組立体44の周りから取り外され、細長いチャンネル40およびアンビル42の無い関
節運動位置で示されている。関節運動アクチュエータ80は、左側に側方に動かされて右
近位リザーバブラダ90を圧縮し、遠位右側作動ブラダ100を拡張させてT-バー10
4を図示の位置に移動させた状態で示されている。かくして、関節運動アクチュエータ8
0の側方運動は、遠位フレーム114を図示のように単一のピボットフレームグラウンド
48を中心として時計回りに関節運動させる。また、関節運動アクチュエータ80は有利
に、関節運動ロック機構200を自動的に稼働させたりこれを解除したりする。特に、関
節運動アクチュエータ80の近位頂面に沿って設けられた歯付き戻り止め面225が、関
節運動ロック部材111の近位端204から、上方に突き出たロックピン226を受け入
れる。ロックピン226と歯付き戻り止め面225の根元部との嵌合により、ロック歯車
セグメント217をブレーキ板218内にロック係合させるのに十分な関節運動ロック部
材111の遠位側運動が得られる。オペレータによる圧縮部材272の側方運動により、
ロックピン226が近位側に押圧され、かくして関節運動ロック部材111がブレーキ板
218から外れる。オペレータが関節運動アクチュエータ80を解除すると、ロックピン
226は、圧縮ばね202によって戻り止め面225の隣接の戻り止め内に押圧されてロ
ック機構200およびかくしてステーブル留め組立体20がロックされ、近位左および右
リザーバブラダ90, 92の膨張した形状を束縛すると共に拡張させることにより関節運
動機構14が所望の関節位置に拘束される。

20

30

【0032】

関節運動ロック機構200の幾つかの部分は、1996年3月10日にデール・アール
・シュルツ (Dele R. Schulze) およびケネース・エス・ウェールズ (Kenneth S. Wales
) 等に付与された共通譲受人の米国特許第5, 673, 841号明細書 (発明の名称: A
SURGICAL INSTRUMENT) に詳細に記載されており、この米国特許を参照により、その開示
内容全体を本明細書の一部を形成するものとしてここに組み込む。

【0033】

変形例としてまたは追加例として、互いに平行な流体ブラダ236, 238内にオリフ
ィスを設けて近位作動ブラダ100, 102と遠位リザーバブラダ90, 92との間の流
量を制御するのがよい。図16および図18では、流体通路258, 264は、オリフ
ィスとして役立つ関節角の変更に抵抗するよう寸法決めされまたは流体流量制限構造を有す
るよう構成されたものであるのがよい。

40

【0034】

図10では、外科用器械2004の関節運動機構2002の別のロック機構
は、常態ではロック解除されており、後方加重 (back loading) に起因して側方運動T-
バー2006を起動することにより作動される。T-バー2006から下方に延びるリブ
2012を受け入れてこれを案内するスロット2008が、フレームグラウンド2010
に設けられている。リブ2012に直角に取り付けられた細長い長手方向部分2014が
、エンドエフェクタ2016に後方加重した場合には撓む。例えば、エンドエフェクタ2
016を矢印2018で示すように右側に押しやると、例えば、その近位歯車セグメント

50

2020が、T-バー2006のラック2022に作用して矢印2024で示すように非直交後方駆動力を与える。かくして、細長い長手方向部分2014は、長手スロット2008内のリブ2012を起動する。この起動により、矢印2026、2028で示すように互いに逆向きの拘束力が生じ、これら拘束力は、T-バー2006をロックし、それ以上の関節運動を阻止する。ロック解除は、関節運動ブラダの作動により側方に運動するT-バー2006の起動が解除されたときに生じる。しかる後、リブ2016は、T-バー2006を案内するのを助けることができる。

【0035】

図11では、外科用器械2102用の更に別の関節運動ロック機構2100が示されており、この関節運動ロック機構は常態では、ロック解除されており、エンドエフェクタ2106の歯車の歯2104およびT-バー2110のラックの歯2108から見て20°の圧力角からの近位側への力ベクトルによって作動される。エンドエフェクタ2106に後方加重すると、非直交矢印2112によって示されているように、矢印2114として示された圧力角の長手方向ベクトルが、T-バー2110を近位側へ動かす。この長手方向力ベクトルは、T-バー2110のラック2120の後ろに設けられた剛性ばね2118に加えられる。T-バー2110が近位側へ動いたときにはばね2118が撓むと、ラック2120から近位側へ突き出たロック歯2126は、ロック要素2122に係合し、遠位側へ突き出てフレームグラウンド2124、2120上で側方に整列する。ロック歯2126とロック要素2122は、エンドエフェクタ2106の後方加重を除き、T-バー2110がばね2118からの押圧下で遠位側へ動くことができるようにすることにより近位側への力ベクトルを減少させまたは無くすと、離脱する。

【0036】

二重ピボットクロージャスリーブおよび単一ピボットフレームグラウンドの組合せ

図3、図4および図7を参照すると、作業部分12は有利に、単一ピボットフレームグラウンド48上に長手方向に並進してこれを包囲する二重ピボットクロージャスリーブ組立体46を有する。これら機構およびこれらの作用について以下に詳細に説明する。特に図7を参照すると、関節運動機構14は、クロージャスリーブ組立体46がアンビル開放状態に向かって近位側に引っ込められた状態の関節運動状態で示されている。アンビル42が開放した状態で、関節運動制御装置18を作動させると、関節クロージャリング116が、上側および下側二重ピボットクロージャリンク134、140のそれぞれの上方に差し向けられた遠位ピン136および下方に差し向けられた遠位ピン142回りに回転する。フレームグラウンド48は、フレームグラウンド48を遠位フレーム部材114に接合する近位ピン157として示された単一のピン回りに回転する。アンビル42が開放した状態では、フレームグラウンド48の近位ピン147は、クロージャスリーブ組立体46の上側および下側二重ピボットリンク134、140の最も遠位側の位置と整列する。この位置決めにより、アンビル42が開いた状態で、ステーブル留め組立体20の容易な旋回および回転が可能である。クロージャスリーブ組立体46を遠位側へ移動させてアンビル42を軸を中心に回転させてこれを閉鎖すると、真っ直ぐなクロージャ管52は、フレームグラウンド48回りに遠位側に動き、関節クロージャリング116は、ピボットリンク134、140により押圧されると、関節遠位フレーム部材114の軸線に沿って遠位側へ動く。リンク134、140のそれぞれの二重旋回ピン136、138および142、144は、器具を関節運動させたときに(図示せず)これらが遠位閉鎖位置に向かって押圧されると、真っ直ぐなクロージャ管52および関節クロージャリング116との係合を容易にする。遠位閉鎖位置では、フレームグラウンドピボットピン(「近位ピン」)147は、完全関節運動時に近位ピボットピン138、144と垂直方向に整列しまたは効果的に働いている状態で遠位ピン136、142と近位ピン138、144との間の任意の箇所に位置することができる。

【0037】

中実発火バー支持体

図8では、図7の関節運動機構14は、部分的に分解され、下から見た状態で示され、

10

20

30

40

50

従来型可撓性支持板と比べて利点をもたらす中実壁発火バー支持体設計（ドッグボーン形リンク160）を示している。支持板は、隙間を橋渡しし、発火バー66を単一フレームグラウンドピボット関節運動継手1801中を支持した状態で案内するために用いられる。可撓性発火バーは、公知であるが、例えば図4、図8および図9に示す中実壁発火バーを設けると、独特な利点を得られる。次に図8を参照すると、フレームグラウンド48は、フレームグラウンド48の底部に沿って伸びるフレームナイフスロット1802を有し、遠位ナイフスロット164が、発火バー66（図示せず）を摺動自在に受け入れるために関節運動遠位フレーム部材114の底部に沿って延びている。上述したフレームグラウンド48は、遠位フレーム部材114との直接的な単一旋回連結部157を有する。ピンの近位端157に回転自在に連結され、ピンの遠位端159に可動的に連結された固定壁ドッグボーン形リンク160は、左側方ガイド1818および右側方ガイド1820を有し、これらガイド相互間には、発火バー66（図4）の摺動通過用の案内スロット1822が形成されている。

10

【0038】

かくして、フレームグラウンド48と遠位フレーム部材114との間の隙間を橋渡しするため、固定壁旋回ドッグボーン形リンク160は、フレームグラウンド48に軸を中心に回転可能に取り付けられると共にフレーム部材114に摺動自在に取り付けられている。旋回ドッグボーン形リンク160の近位ピン157は、フレームグラウンド48に設けられたボア1824内に軸を中心に回転可能に受け入れられ、それにより旋回ドッグボーン形リンク160がポケット1824回りに旋回することができる。遠位ピン159が、旋回ドッグボーン形リンク160から上方に延び、この遠位ピンは、遠位フレーム114に設けられたスロット1826内に摺動自在に受け入れられている。ステーブル留め組立体20を長手方向軸線から例えば45°の角度まで関節運動させると、旋回ドッグボーン形リンク160がボア1824内でその近位ピン157のところで軸を中心に回転し、遠位ピン157は、スロット1826内でその遠位端1814のところで摺動して発火バー66を2つの互いに間隔を置いた角度に曲げ、これら角度は、ステーブル留め組立体20の角度の半分である。発火バー66を45°の角度に曲げる上述の可撓性支持板とは異なり、固定壁旋回ドッグボーン形リンク160は、発火バー66をそれぞれ例えば22.5°の2つの互いに間隔を置いた角度に曲げる。1つまたは複数の可撓性発火バー66を曲げて角度を半分にすることにより、発火バー66中の曲げ応力が従来型関節運動支持体で見受けられる曲げ応力の半分まで減少する。発火バー66中の曲げ応力を減少させることにより、発火バーを永続的に曲げまたは発火バー中に残留歪を生じさせる恐れが低くなり、発火のつかえの恐れが低くなり、下方発火バー引っ込み力が確保されると共に発火システムのスムーズな動作が得られる。

20

30

【0039】

図9では、外科用器械1900が、二重クロージャピボットを有している。単一フレームピボット関節運動継手1902は、下側二重ピボットリンク140およびドッグボーン形リンク1812に取って代わる別の中実壁支持板機構1904を示している。左発火バー支持体1906および右発火バー支持体1908が、クロージャスリーブ組立体1912の下側二重ピボットリンク1910から上方に延びている。クロージャスリーブ組立体1912が遠位側へ動いてアンビル42（図9には図示せず）を閉鎖し、近位側へ動いてアンビル42を開放するとき、発火バー支持体1906、1908が移動するようにするための隙間1914が、フレームグラウンド1916に設けられている。上述の旋回ドッグボーン形リンク1812と同様、この別の下側二重旋回リンク1910もまた、発火バー66（図9には図示せず）を支持した状態でこれを曲げて最高でステーブル留め組立体20の曲げ角度の半分である2つの互いに間隔を置いた曲げ角度を有するようにする。

40

【0040】

側方部材案内機構

さらに図9を参照すると、フレームグラウンド1916に設けられた左および右上向きフランジ1918、1920が、T-バー1926に設けられた穴を側方に通過して関節

50

運動機構 1928 のつかえを最小限に抑えるのを助ける遠位および近位側方ピンガイド 1922, 1924 を有している。別の例として、図 7 において、T - バー 104 は有利に、鳩尾型側方ガイド 1930 を有し、この側方ガイドは、T - バーに形成された鳩尾型チャンネル 1932 内で側方に摺動する。さらに別の例として、図 12 において、フレームグラウンド 1936 に設けられた隆起リブ 1934 が、T - バー 1940 に形成された矩形スロット 1938 内に受け入れられている。つかえを生じない側方並進を一段と容易にするため、遠位および近位側方支承軌道は各々、それぞれ複数の玉軸受 1946, 1948 を有している。さらに別の例として、図 13 において、複数のフレーム側方溝 1950 ~ 1954 が、フレームグラウンド 1956 に形成され、これに対応した T - バー側方溝 1958 ~ 1962 が T - バー 1964 に設けられている。摺動ローラ 1966 ~ 1970 が、それぞれ対をなす側方溝 1950 / 1958, 1952 / 1960, 1954 / 1962 内に捕捉された状態で位置している。これらは、T - バー 1940 の望ましくない起動または回転を阻止する側方案内部材の全てではない。

【0041】

二重旋回フレームグラウンドと単一旋回クロージャの組合せ

図 14 および図 15 では、別のフレームグラウンドおよび閉鎖機構 2200 が、二重旋回フレーム組立体 2204 を有する外科用器械 2202 を有している。特に、フレームグラウンド 2206 は、二重旋回フレームドッグボーン 2210 により遠位フレーム部材 2208 に連結され、この二重旋回フレームドッグボーンは、フレームグラウンド 2206 に設けられた近位ボア 2214 に軸を中心に回転可能に係合する近位ピボットピン 2212 および遠位フレーム部材 2208 の遠位ボア 2218 に係合する遠位ピボットピン 2216 を有する。発火バー 66 (図 14 および図 15 には図示せず) を収納状態で案内する案内スロット 2220 が、ドッグボーン 2210 の下面に設けられている。ナイフスロット 2222 が、遠位フレーム部材 2208 に設けられている。図示のように、クロージャリング 2230 を 45° の角度まで関節運動させることにより、遠位フレーム部材 2208 が 45° の角度まで関節運動すると共にフレームドッグボーン 2210 がその角度の半分まで関節運動する。その結果、発火バー 66 は、互いに間隔を置いた 2 つの浅い半分の曲げを受け、上述した利点の全てを有する。

【0042】

最も外側のクロージャスリーブ組立体 2224 は、フレーム組立体 2204 の二重旋回設計の唯一の回転軸線がその長手方向閉鎖運動に対応する点において異なっている。図示のように、クロージャ管シャフト 2226 は、遠位端にクレビス (U 字形リンク) を有している。クレビス 2228 は、クロージャリング 2230 に軸を中心に回転可能に係合している。クロージャリング 2230 は、遠位端のところに形成された近位歯車 2232 を有し、ピン 2234 が、クレビス 2228 の上方タング (突起部) 2236 に軸を中心に回転可能に係合し、下側アーム 2238 が、クレビス 2228 の下側タング 2240 に係合している。クレビス 2228 に設けられた穴 2242 が、側方案内ピン 2243 を受け入れ、内部の T - バー 2244 に摺動自在に取り付けられてクロージャリング 2230 の近位歯車 2232 に係合している。かくして、この変形例としての機構 2200 は、上述した機構とは逆の別の技術的思想としての単一/二重ピボットを用いている。即ち、単一旋回フレームグラウンドを備えた上述の二重旋回クロージャ機構とは異なり、この変形例としての閉鎖機構は、単一のピボットを有し、変形例としてのフレームグラウンドは、二重ピボットを有している。

【0043】

側方運動関節運動機構

図 16 ~ 図 19 では、側方運動が用いられてエンドエフェクタ 232 の関節運動を行わせている状態を示すよう側方運動関節運動機構 230 が概略的に示されている。側方運動は、外科用器具 234 の長手方向軸線に向かうまたはこれから遠ざかる少なくとも 1 つの要素の運動である。この運動は一般に、機構 230 を 2 等分する水平線である長手方向軸線に対して直角であり、回転運動または長手方向運動を含まない。側方運動関節運動機構

10

20

30

40

50

は、図 16 ~ 図 19 に示すように流体の作用で作動されるものであってもよく、或いは、図 20 ~ 図 23 に示すように機械的に作動されるものであってもよい。

【 0044 】

側方運動流体関節運動機構

側方運動関節運動機構 230 は、図 16 ~ 図 19 に概略的に示されており、この関節運動機構は、流体制御システム 235 を有し、この流体制御システムは、この中で長手方向に延びる流体で満たされた互いに平行な左流体ブラダ 236 および右流体ブラダ 238 を有し、これら流体ブラダは、流体 242 の運動により側方部材または T - バー 240 を側方に移動させる。全ての方向は、長手方向軸線を基準としている。図 16 および図 17 の非関節運動図を参照すると、遠位側に設けられたエンドエフェクタ 232 は、ピン 244 を中心として旋回し、このエンドエフェクタは、近位端に歯車セグメント 246 を有している。ピボットピン 244 が、フレーム (図示せず) に取り付けられている。T - バー 240 の遠位端のところに設けられたラック 248 が、歯車セグメント 246 に作動可能に係合する。T - バー 240 およびラック 248 は、軸線 A - A に沿って側方に動くことができる。長い左および右流体ブラダ 236 , 238 の遠位部分は、側方に動くことができる T - バー 240 の側方に位置し、この遠位部分は、クロージャスリーブ 250 内に側方に拘束されると共にフレーム 252 によって垂直方向下方に拘束され、またスペーサ 254 によって垂直方向上方に拘束される。左側作動流体ブラダ 236 は、流体 242 で満たされていて、この流体ブラダは、左側遠位作動ブラダ 256、左側流体通路 258 および左側近位リザーバブラダ 260 を有している。右側流体ブラダ 238 は、流体 242 を収容しており、この右側流体ブラダは、右側遠位作動ブラダ 262、右側流体通路 264 および右側近位リザーバブラダ 268 を有している。固定仕切り 270 がフレーム 252 から延出し、ブラダ 260 , 268 と流体通路 258 , 264 を分離している。固定仕切り 270 およびクロージャスリーブ 250 は、流体通路 258 , 264 を拘束し、ブラダ 236 , 238 の流体通路部分 258 , 264 の拡張を阻止する。近位リザーバブラダ 260 , 268 のうちの一方の圧縮およびエンドエフェクタ 232 の関節運動のための側方に動くことができる “ C ” 字形圧縮部材 272 が、関節運動制御機構 230 に設けられている。加うるに、他の部品、例えばフレーム 252 に設けられた発火パースロット 276 を貫通した発火バー 274 を設けるのがよい (図 17 および図 19) 。

【 0045 】

図 2、図 18 および図 19 に示すように、C 字形圧縮部材 272 を左側に側方運動させると、右側近位リザーバブラダ 260 が圧縮されて、流体が右側流体通路 258 および右側遠位作動ブラダ 256 内に送り込まれる。右側遠位作動ブラダ 256 が T - バー 240 を左側に側方に移動させると、左側遠位作動ブラダ 262 が圧縮され、エンドエフェクタ 232 が右側に関節運動される (図示のように上から見て時計回り) 。左側遠位作動ブラダ 262 の圧縮により、流体は、左側固定流体通路 264 を通って近位側に流れて左側近位リザーバブラダ 266 内に流入する。特に、C 字形圧縮部材 272 の取付け状態の右側壁 280 は、左側に動き、それにより右側近位リザーバブラダ 260 を圧縮させる。C 字形圧縮部材 272 の取付け状態の左側壁 278 の対応した左側への運動により、流体が拡張中の左側近位リザーバブラダ 266 内に流入すると、圧縮状態の左側リザーバブラダ 262 からの流体のための空間が生じる。

【 0046 】

関節運動機構 230 のためのこの流体制御システム 235 は、少なくとも幾つかの利点をもたらす。第 1 に、関節運動継手または機構 230 に対して近位側への作動ブラダ 256 , 262 の配向により、器械 234 内で長いブラダ 236 , 238 および長い T - バー 240 を用いることができる。流体駆動式システムとして、流体制御システム 235 の出力としての力の増大は、2つの方法で達成できる。第 1 に、T - バー 240 上の流体面積が一定であるとする、この一定面積に加わる流体圧力を増大させるのがよい。第 2 に、流体圧力が一定であるとする、T - バー 240 上の流体接触面積を増大させるのがよい。第 1 の方法の結果として、コンパクトな設計およびより高い系統圧力が得られる。第 2

の方法の結果として、より大きな設計およびより低い系統圧力が得られる。コストを減少させ、設計を単純化し、系統応力を減少させ、ブラダの破裂の恐れを減少させるため、図示の形態は、長い遠位作動ブラダ 256, 262 を器械の細長いシャフト内の関節運動機構 230 に対して近位側の有利な位置で示している。ブラダ 256, 262 を長くすることができると共に関節運動出力を入力圧力が低い場合に高くすることができるのは、ブラダ 256, 262 のこの配設状態である。

【0047】

かくして、T - バー 240 上の遠位バルーン 256, 262 の圧力接触面積を単に増大させることにより、関節運動機構 230 の出力としての力を増大させることができる（入力圧力が同一の場合）。圧力接触面積の増大は、高さおよび長さ制限される。従来型内視鏡下外科用器械の直径は通気ポートを通過するよう或る特定の直径に固定されているので、これにより、高さの変化が制限される。圧力接触領域の長さの変更は、最も大きな効果をもたらし、これにより、器具の側方出力を、システムが必要とするどのような出力であっても、これに適合するよう（長さを変化させることにより）有利に調整することができる。

10

【0048】

側方運動器具内で用いられる流体は、圧縮性であってもよく、非圧縮性であってもよい。本明細書で用いる「流体」という用語は、液体、気体、ゲル、微粒子および圧力勾配相互間で流動することができる任意他の材料を含む。任意の流体を用いることができるが、滅菌溶液、例えば塩水、鉱物油またはシリコンが特に好ましい。

20

【0049】

側方運動機械式関節運動機構

側方運動および関節運動を生じさせる流体機構を上述したが、機械的機構は、流体ブラダ 206, 208 により得られるのとほぼ同じ側方運動を達成することができる。図 20 および図 21 では、変形例としての側方運動関節運動機構 300 が、外科用器械 301 のための側方運動および関節運動を生じさせる機械的制御システム、特に長手方向に運動する部材を用いている。図示の形態では、特に図 20 を参照すると、側方運動スライドバー 302 が、細長い長手方向シャフト 308 の互いに反対側の側部でこのスライドバーから側方に延びる少なくとも 1 対の傾斜した左側カム面 304 と右側カム面 306 を有している。図示の形態では、別の 1 対の近位左側および右側傾斜カム面 310, 312 もまた設けられている。右側長手方向運動リンク 314 は、これに対応した内方に差し向けられている遠位および近位傾斜カウンタ面 316, 318 を有し、これらカウンタ面は、遠位および近位右側カム面 306, 312 と位置が合ってこれに摺動自在に係合して、運動リンク 314 の遠位側への長手方向運動がスライドバー 302 の左向き側方運動を引き起こすようになっている。理解されるべきこととして、この傾斜接触状態を逆にして遠位側への運動が右向きの運動を引き起こすようにしてもよい。

30

【0050】

スライドバー 302 を右に押圧してこれを右側長手方向運動リンク 314 に係合させて右側長手方向運動リンク 314 の逆の近位側への運動がスライドバー 302 の左向き運動を引き起こすように、ばね付勢手段（図示せず）をスライドバー 302 に設けるのがよいことは理解されるべきである。変形例として、図示の形態では、左側長手方向運動リンク 320 が、これに対応した内方に差し向けられている遠位および近位傾斜カウンタ面 322, 324 を有し、これらカウンタ面は、遠位および近位右側カム面 304, 310 と位置が合ってこれに摺動自在に係合して、左側長手方向運動リンク 320 の遠位側への長手方向運動がスライドバー 302 の右向き側方運動を引き起こすようになっている。理解されるべきこととして、この傾斜接触状態を逆にして近位側への運動が左向きの運動を引き起こすようにしてもよい。理解されるべきこととして、右側および左側長手方向運動リンク 314, 320 および摺動バー 302 が、細長いシャフト 326 内に支持され、この細長いシャフトが、リンク 314, 320 の長手方向運動および摺動バーの側方運動を可能にする。

40

50

【 0 0 5 1 】

ソケットボール 3 2 8 として示されているスライドバー 3 0 2 の遠位端部は、エンドエフェクタ 3 3 4 のピボットピン 3 3 2 の近位側に整列した V 字形カム溝 3 3 0 内に受け入れられている。かくして、図 2 1 において、右側長手方向運動リンク 3 1 4 の近位側への運動および左側長手方向運動リンク 3 2 0 の遠位側への運動は、摺動バー 3 0 2 の右向きの運動を引き起こし、これに対応してソケットボール 3 2 8 の右向きの運動が生じる。かくして、V 字形カム溝 3 3 0 は、右向きに駆動され、その最も遠位側の端部 3 3 6 が左側に回転する。変形例として、スライドバー 3 0 2 の側方運動を図 1 6 ~ 図 1 9 を参照して上述したラックと歯車の係合によりエンドエフェクタ 3 3 4 の関節運動に変換できる。かくして、長手方向運動を利用する機械的システムを用いると、外科用器械 3 0 1 に側方関節運動を与えることができる。

10

【 0 0 5 2 】

回転可能なリンク

図 2 2 および図 2 3 において、更に変形例としての関節運動機構 4 0 0 が、外科用器械 4 0 6 の関節運動を生じさせるよう側方運動スライドバー 4 0 4 として示された側方部材を移動させる回転可能なリンク 4 0 2 を用いている。側方運動スライドバー 4 0 4 は、エンドエフェクタ (図示せず) の近位端のところで図 1 6 および図 2 0 に関して上述した回転歯車またはカム作用溝と作動可能に係合することができる。回転可能なリンク 4 0 2 を少なくとも一方のアーム 4 0 8 が長手方向軸線に対して回転自在に横方向にこのリンクから延びてスライドバー内のソケット 4 1 0 に嵌まり込んだ状態でスライドバー 4 0 4 の下に配置するのがよい。スライドバー 4 0 4 は、頂部スペーサ 4 1 2 と底部フレーム 4 1 4 との間で垂直方向に拘束され、底部フレームは、回転可能なリンク 4 0 2 を受け入れてアーム 4 0 8 の回転を許容する長手方向トラフ 4 1 6 を有している。スペーサ 4 1 2 およびフレーム 4 1 4 は、管状スリーブ 4 1 8 によって包囲されている。回転リンク 4 0 2 を回転させることにより、アーム 4 0 8 は、弧を描いて動き、それにより、スライドバー 4 0 4 が回転方向に動いて側方に移動する。

20

【 0 0 5 3 】

互いに反対側に位置する座屈可撓性部材を備えた関節運動機構

図 2 4 において、外科用器械 5 0 0 は、細長いシャフト 5 0 4 の長手方向軸線に沿って整列したスライド部材 5 0 2 を有し、この外科用器械は、左側座屈部材 5 0 6 と右側座屈部材 5 0 8 との間で側方運動を可能にし、フレームおよびスペーサ (図示せず) によって垂直方向に拘束されている。各座屈部材 5 0 6 , 5 0 8 は、それぞれの固定遠位取付け部 5 1 0 , 5 1 2 および長手方向に並進可能な近位リンク 5 1 4 , 5 1 6 を有している。それぞれの左側および右側可撓性部材 5 1 8 , 5 2 0 は、スライドバー 5 0 2 に対向して、これらのそれぞれの近位リンク 5 1 4 , 5 1 6 の遠位側への長手方向運動に関して側方侵入量で、内方に弓形に曲がる。図 2 4 に示す非関節運動状態では、近位リンク 5 1 4 , 5 1 6 は、差動的には位置決めされておらず、かくして、スライド部材 5 0 2 の遠位側に突き出た先端部 5 2 2 は、エンドエフェクタ 5 2 8 のピボットピン 5 2 6 に対して近位側に開口した V 字形カム溝 5 2 4 内に心出しされる。図 2 5 では、左側近位リンク 5 1 4 は、遠位側に送り進められており、右側近位リンクは、近位側へ引っ込められており、スライドバー 5 0 2 は、右側に側方に並進し、それにより、遠位側に突き出た先端部 5 2 2 をカム駆動させてこれを V 字形カム溝 5 2 4 の右側部分に押し付け、その結果、ピボットピン 5 2 6 回りのエンドエフェクタ 5 2 8 の左向き関節運動が生じる。

30

40

【 0 0 5 4 】

電磁式側方関節運動制御機構

図 2 6 において、外科用器械 6 0 0 は、遠位側に連結されたエンドエフェクタ 6 0 2 を有し、このエンドエフェクタは、スライドバー 6 0 8 の側方運動により細長いシャフト 6 0 6 に対してそのピボットピン 6 0 4 回りに弧を描いて選択的に関節運動する。特に、スライドバー 6 0 8 の遠位ソケット 6 1 0 は、ピボットピン 6 0 4 の遠位側で開口した V 字形カム溝 6 1 2 に係合する。スライドバー 6 0 8 は、フレームおよびスペーサ (図示せず

50

)により細長いシャフト606内で垂直方向に拘束される。スライドバー608の互いに反対側の側方側部上で内方に差し向けられた左側および右側圧縮ばね614, 616は、細長いシャフト606の遠位端部618の近位側に位置する。これらばね614, 616は、スライドバー608およびかくしてエンドエフェクタ602に心出し付勢力をもたらす。スライドバー608の互いに反対側の側部に設けられた左側および右側電磁石620, 622は、スライドバー608と一体のまたはこれに取り付けられた鉄製標的624を引き付け、それにより選択的に図27に示すようにスライドバー608を側方に変位させ、エンドエフェクタ602の関節運動を生じさせるよう選択的に作動される。単純化のため、長手方向に整列したコイルが示されている。ただし、1つ以上の電磁石を整列させてスライドバー608に垂直な磁界を生じさせてもよいことは理解されるべきであり、例えば、複数個のコイル(図示せず)をスライドバー608の長手方向長さ方向に沿って整列させ、各コイルは、スライドバー608の側方運動軸線と整列したその長手方向軸線を有する。

10

【0055】

圧力源を備えた関節運動制御機構

図28では、外科用器械700は、左側および右側の細長いピストン支持体704, 706を利用した関節運動制御機構702を有し、これらピストン支持体は、エンドエフェクタ710のピボットピン708の各側に側方に取り付けられている。スプール弁712が、外科用器械700の近位部分(例えば、取っ手)714に設けられた弁フレーム715のボア713内に摺動自在に設けられていて、圧力源(例えば、アキュムレータ、ポンプ、定置または携帯可能な圧力源に通じるオリフィス)716を選択的に連通させる。スプール弁712の側方運動により、流体は、加圧媒体718からピストン支持体704, 706のうち一方の中に流入することができる。圧力源716からの加圧媒体718が、流体または空気圧であるのがよい。例えば、スプール弁712は、病院用真空源を細長いピストン支持体704, 706のうち一方に選択的に連通させることができ、選択された側部を他方の側が大気圧にさらされたときに拡張しまたは違ったやり方で拡張すると、引き戻す。理解されるべきこととして、非圧縮性または圧縮性流体を用いることができる。さらに、細長いピストン支持体704, 706の各々の中の並進物質は、圧力源716により作用を受ける近位動的スプールシールを更に有するのがよい。図29に示すように、細長いピストン支持体704, 706の長手方向長さのそれぞれの増減は、細長い管内で摺動するピストンに起因するのがよく、または変形例として、円周方向に可撓性の物質の伸長に起因していてもよい。

20

30

【0056】

流体ブラダ

図30では、ブラダ800は、流体通路または導管804を介してリザーバブラダ806と流体連通状態にある作動ブラダ802を有するよう示されている。この図示の形態では、圧縮ばね808が、作動ブラダ802を側方に付勢してこれを膨張状態にしている。圧縮ばね808を設けた場合の有利な特徴としては、ブラダ802を膨張させまたはエンドエフェクタ(図示せず)を心出しする復元力が得られることにあり、他に他の利点を得られる。所望ならば、ばねを両方のブラダ802, 806のうちいずれか一方または両方のブラダ802, 806内に設けてもよい。

40

【0057】

かかるブラダ800は、材料の種々の組合せから種々の仕方で作ることができる。これらブラダ800は、上述した一体部品として示されているが、これらブラダ800は、多数の部品から組み立てられたものであってもよくまたは単一の一体形流体ブラダ800として作られたものであってもよい。多数の部品から成る構造の場合、ブラダのうち少なくとも1つを他の要素のうちいずれかに取り付けるのがよい。組立てのために多くの漏れ止め取付け法、例えば溶接、糊付け、圧力嵌め、熱かしめ加工、圧着取付け、クランプ取付け、接合等が利用できる。2つの基本的な形式の流体ブラダ800を作ってもよい。一方は、剛性材料またはエラストマー材料で作った高圧非弾性剛性ブラダであり、他方は、

50

低圧エラストマーバルーンである。

【 0 0 5 8 】

医療分野においては剛性バルーン材料が知られており、かかる剛性バルーン材料は、拡張術または血管形成術、或いは血管壁内でのステントの拡張に使用されている。剛性バルーンは、高圧負荷下においてこれらの設計寸法形状を保持する非応従性または低応従性材料で作られている。代表的には、これらバルーンは、薄肉のものであって、伸び率の小さな高張力材料で作られている。これらバルーンの典型的な材料は、ポリ塩化ビニル（PVC）、架橋ポリエチレン、ポリエステル（PET：ポリエチレンテレフタレート）、ナイロン等である。血管形成術用バルーンの場合、PET管の薄肉部分をバルーン形状に吹き込み成型するのがよい。左側および右側流体ブラダは各々、薄肉管の連続一体物から作られたものであるのがよく、近位ブラダと遠位ブラダの両方は、薄肉管の局所部分を拡張させることにより形成される。次に近位および遠位ブラダ領域の拡張は、管を局所的に加熱してブラダ形状物をこの管に吹き込み成型することにより達成できる。成形された流体ブラダの開口端のうち的一方を密封するのがよく、ブラダの他方の開口端は、流体のための充填ポートとしての役目を果たすのがよい。充填後、開口充填ポートを密封する。変形例として、流体ブラダを単一品ではなく多数の部品から組み立ててもよい。流体ブラダ800の非ブラダ部分、例えば流体通路804を剛性または半剛性管または他の材料から作るのがよい。

10

【 0 0 5 9 】

変形例として、流体ブラダ800を構成するのにエラストマーバルーンも使用できる。これらエラストマー材料を第1の形状に成形し、圧力を加えると、これらはより大きな形状に拡張することができる。エラストマー材料は、ゴム状弾性を劣化させないで、多数回にわたり拡張したり元の形状に戻ったりできる。剛性材料ほど高い圧力を取り扱うことはできないが、エラストマーブラダは、関節運動するよう使用できる。エラストマー流体ブラダ800を壁または拘束部相互間に閉じ込めまたは拘束することにより、望ましくない領域中へのブラダ材料の膨れが阻止され、加えることができる力が増大する。図16～図19では、遠位作動ブラダ256は、クロージャスリーブ32とスペーサ203とT-バー230とフレーム34との間に良好に拘束されている。エラストマーブラダ210、220を浸漬成形を含む種々の方法により作ることができ、或いは、静注袋のように、2枚のシートを互いに溶接しまたは糊付けすることにより形成してもよい。エラストマーブラダ210、220をラテックス、ゴム、シリコン、ポリウレタン、ポリエチレン、ポリプロピレン、テフロン（登録商標）または多くの弾性または半弾性工業材料のうちのいずれか1つから作ることができる。

20

30

【 0 0 6 0 】

加うるに、従来型吹き込み成形法を用いてブラダ800を形成することができる。血管形成術用バルーンに用いられる薄肉PET収縮管とは異なり、従来型吹き込み成形法では、中空管または成形中空予備成形物を加熱して注入ステーションに運び、ここで、典型的には低圧空気を用いてロッドまたは予備成形物を最初にインフレートさせる。次に、高圧ガスのバーストを用いて拡張状態の高温管または予備成形物をモールドの壁に接触させて吹き込み成形材料を正味の形状に冷却する。薄い壁を作ることができるが、予備成形物吹き込み成形法により得られる薄い壁は、4ミル未満の血管形成術用バルーンよりも非常に厚い。この方法は、ソーダ瓶、剛性管および拡張ブラダを備えた使い捨てピペットおよび容器のような多くの現行の製品を形成する。ブラダ800の形成に関し、先ず最初に予備成形物を拡張可能ブラダ領域のところに適当な材料厚さをもたせて射出成形して、ブラダを吹き込み成形法で拡張させたときに所望の肉厚が得られるようにする。ブラダをいったん正味の形状に吹き込み成形すると、これらブラダを流体で満たして密封するのがよい。適当な吹き込み成形材料としては、ナイロン、ポリエステル（PET）、ポリエチレン、ポリプロピレン、高密度ポリエチレン（HDPE）および多くの公知の吹き込み成形材料のうちのどれか1つが挙げられる。

40

【 0 0 6 1 】

50

剛性およびエラストマーブラダに加えて、ブラダの構造は、弾力があってもよく、たるんだ状態であってもよい。即ち、近位ブラダのうちの少なくとも1つまたは遠位ブラダのうち少なくとも1つは、圧縮して放した後は元の形状に戻る傾向があるばね材料で作られたものであるのがよい。変形例として、近位ブラダのうち少なくとも1つまたは遠位ブラダのうち少なくとも1つは、小さなばね定数の全体としてたるんだ材料、または拡張して元のあらかじめ変形した形状には戻ろうとしない柔軟な非剛性材料で作られたものであってもよい。たるんだブラダまたは弾力のあるブラダ、例えばブラダ800は、ブラダ800の壁を外方に押しやる内部圧縮ばね808を有するのがよい。内部圧縮ばね808は、金属ばね、プラスチックばね、フォーム、押し潰し可能なエラストマー等を含む種々の材料で作られたものであるのがよい。全体がたるんだブラダと部分的に充填されたばねブラダ（通路上）の密封組立ての結果として、ばねブラダが拡張して流体をたるんだブラダから吸い込む。1対の部分圧縮ばねブラダ（ばね定数が等しい壁を有し且つ同一寸法のもの）の組立ての結果として、両方のばねブラダは、部分圧縮状態になる。部分充填ばねブラダのうち一方の圧縮の結果として、非圧縮状態のばねブラダが完全に拡張し、圧縮状態のばねブラダが収縮する。圧縮状態のばねブラダの開放により、圧縮状態のばねブラダが拡張して流体を圧縮状態のばねブラダ中へ吸い戻すことができる。このプロセスは、ばね定数制御方式であり、両方のブラダが同一のばね定数を有している場合、流体は、両方のばねブラダが等しく充填されるまで開放された圧縮状態のばねブラダ内に吸い戻される。所望ならば、ばねブラダについて不釣り合いなばね定数を用いると、流体を所望に応じてブラダのうち的一方の中に引き込んで蓄えることができる。

【0062】

近位リザーバブラダ806および遠位作動ブラダ802が丸みを帯びた矩形の形状で示されているが、ブラダの実際の断面形状を任意の形状に変更することができる。例えば、遠位および（または）近位ブラダ802、806をひだ付きペローとして構成すると有利な場合がある。例えば、図31に示すような外科用器械812の管状シャフト810は、フレーム816から間隔を置いて位置するスペーサ814を有する。発火バー818が、フレーム816の底面に設けられた発火バースロット820内を長手方向に並進する。左側作動ブラダ802および右側作動ブラダ824は両方共、矩形のひだ付き設計のものである。右側作動ブラダ824は、圧縮状態で示され、左側作動ブラダ802は、管状シャフト810とスライドバー830との間に画定されたそれぞれの左側または右側側方キャピティ826、828内で拡張状態で示されている。ひだ付き右側作動ペロー824は、容易に潰れて図示のように右側側方キャピティ826の制限領域内に入り込む。これと同様に、ひだ付き左側作動ペロー802は容易に拡張して、左側側方キャピティ828の領域を満たす。図示されていないが、ひだ付きブラダは、図16～図19の近位リザーバブラダ260、266にも使用できる。作動ブラダおよび遠位ブラダを他の断面形状、例えば丸形、正方形、三角形、六角形、八角形または機構の要望に合う任意他の形状に容易に形成することができる。

【0063】

流体移送関節運動

上述の側方流体機構は、関節運動を生じさせるのにブラダおよび側方運動を用いているが、次に、他の流体移送機構について説明する。これら流体移送機構は、流体を或る1つの場所から別の場所に移送して関節運動を行わせる本発明の多くの変形例としての機構を示している。

【0064】

図32では、外科用器械900は、流体242を、エンドエフェクタ906に設けられていて、T-バー910に設けられたラック908に係合する近位側に差し向けられた状態の歯車セグメント904との間に収容する関節運動機構902を有し、このT-バー910は、左側遠位ブラダ914および右側遠位ブラダ916の拡張と圧縮の差に应答して細長いシャフト912内で側方に並進する。かかる圧縮および拡張は、左側制御ピストン918および右側制御ピストン920により遠隔制御され、これら制御ピストンは、図示

の形態では、それぞれの左側シリンダ 9 2 2 および右側シリンダ 9 2 4 内で側方運動可能に差し向けられている。それぞれの左側および右側動的シール 9 2 6 , 9 2 8 は、制御ピストン 9 1 8 , 9 2 0 とこれらのそれぞれのシリンダ 9 2 2 , 9 2 4 との間に可動流体密シールを構成する。

【 0 0 6 5 】

このように形成された流体移送関節運動システム 9 3 0 は、関節運動機構 9 0 2 を右側または左側に選択的に移動させる。図 3 3 では、右側制御ピストン 9 2 0 は、右側遠位ブラダ 9 1 6 を拡張させるよう作動されており、それにより左側遠位ブラダ 9 1 4 は、左側制御ピストン 9 1 8 を圧縮してこれを伸長させる。これに対応した T - バー 9 1 0 の左向き運動により、ラック 9 0 8 は、歯車セグメント 9 0 4 を時計回りに回転させ、エンドエフエクタ 9 0 6 を右側に旋回させる。これと同様に理解されるべきこととして、左側制御ピストン 9 1 8 を引っ張ることができ、それにより流体が左側遠位ブラダ 9 1 4 から吸い込まれ、または、両方の制御ピストン 9 1 8 , 9 2 0 が機械的に結合されて一緒に差動的に動く。

【 0 0 6 6 】

図 3 4 では、外科用器械 1 0 0 0 は、エンドエフエクタ 1 0 0 6 の近位側に差し向けられた歯車セグメント 1 0 0 4 を含む関節運動機構 1 0 0 2 を有し、この歯車セグメントは、T - バー 1 0 1 0 のラック 1 0 0 8 に係合し、この T - バーは、流体移送関節運動システム 1 0 1 4 に応答して細長いシャフト 1 0 1 2 内で側方に並進する。より詳しくは、左側および右側連続ブラダ 1 0 2 0 , 1 0 2 2 のそれぞれの左側および右側遠位側方作動部分 1 0 1 6 , 1 0 1 8 は、細長いシャフト 1 0 1 2 のクロージャスリーブ 1 0 2 4 内で T - バー 1 0 1 0 のそれぞれの側部に設けられている。左側および右側近位ブラダ部分 1 0 2 6 , 1 0 2 8 は、側方制御機構 1 0 3 0 の一部である。側方に運動する制御バー 1 0 3 2 が、左側および右側ピンチローラ 1 0 3 4 , 1 0 3 6 を移動させ、これらピンチローラは、左側および右側近位ブラダ部分 1 0 2 6 , 1 0 2 8 をそれぞれ押し潰してこれらを左側および右側ピンチ面 1 0 3 8 , 1 0 4 0 に押し付け、かかるピンチ面は、硬い表面であってもよく、或いは、ローラとの接触により撓む弾性面であってもよい。

【 0 0 6 7 】

図 3 5 に示す側方に運動する制御バー 1 0 3 2 の左向きの側方運動により、流体が右側近位ブラダ部分 1 0 2 8 から絞り出されて右側遠位側方作動部分 1 0 1 8 内に入る。この側方作動部分の拡張により、T - バー 1 0 1 0 の左向き側方運動が生じ、かくして、エンドエフエクタ 1 0 0 6 の右向き関節運動が生じる。この運動と協働して、左側ピンチローラ 1 0 3 4 を左向きに運動させて左側近位ブラダ部分 1 0 2 6 に押し付けることにより、流体が左側連続ブラダ 1 0 2 0 の圧縮中の左側遠位側方作動部分 1 0 1 6 から流入する空間が生じる。1 つ以上のばね 1 0 4 2 が、側方運動制御バー 1 0 3 2 およびかくしてピンチローラ 1 0 3 4 , 1 0 3 6 をこれらのそれぞれのピンチ面 1 0 3 8 , 1 0 4 0 に向かって押圧する。

【 0 0 6 8 】

図 2 6 および図 2 7 では、外科用器械 1 1 0 0 は、エンドエフエクタ 1 1 0 6 の近位側に差し向けられた歯車セグメント 1 1 0 4 を含む関節運動機構 1 1 0 2 を有し、かかる歯車セグメントは、T - バー 1 1 1 0 のラック 1 1 0 8 に係合し、この T - バーは、流体移送関節運動システム 1 1 1 4 に応答して細長いシャフト 1 1 1 2 内で側方に並進する。特に、U 字形ブラダ 1 1 2 0 の左側遠位側方作動部分 1 1 1 6 および右側遠位側方作動部分 1 1 1 8 が、ピンチ面 1 1 2 4 (例えば、ピンチローラに対向した平らな表面) に作用する中間ピンチローラ 1 1 2 2 の間に画定され、それにより U 字形ブラダ 1 1 2 0 を 2 つの部分に効果的に分離している。流体を左側および右側遠位側方作動部分 1 1 1 6 , 1 1 1 8 のうちの選択された一方から差動的に押し出すことにより、圧縮力が流体を他方の作動部分内に移送させることができる。図 3 8 および図 3 9 では、ピンチローラ 1 1 2 2 は、右側に移動しており、右側遠位側方作動部分 1 1 1 8 を拡張させて T - バー 1 1 1 0 の左向き運動を生じさせ、かくしてエンドエフエクタ 1 1 0 6 の右向き関節運動を生じさせて

10

20

30

40

50

いる。

【 0 0 6 9 】

理解されるべきこととして、U字形ブラダ 1 1 2 0 は、中間ピンチローラ 1 1 2 2 が横断したブラダ中間部分 1 1 2 6 を有するものとして示されており、このブラダ中間部分は、左側および右側連絡ブラダ部分 1 1 2 8 , 1 1 3 0 を介してそれぞれ左側および右側遠位側方作動部分 1 1 1 6 , 1 1 1 8 に通じており、これら左側および右側遠位側方作動部分は、剛性導管から成っていてもよくまたは細長いシャフト 1 1 1 2 の他の構造部分中に形成された流体通路から成っていてもよい。

【 0 0 7 0 】

図 4 0 では、外科用器械 1 2 0 0 は、エンドエフェクタ 1 2 0 6 の近位側に差し向けられた歯車セグメント 1 2 0 4 を含む関節運動機構 1 2 0 2 を有し、かかる歯車セグメントは、T - バー 1 2 1 0 のラック 1 2 0 8 に係合し、この T - バーは、流体移送関節運動システム 1 2 1 4 に応答して細長いシャフト 1 2 1 2 内で側方に並進する。特に、左側および右側連続ブラダ 1 2 2 0 , 1 2 2 2 のそれぞれの左側および右側遠位側方作動部分 1 2 1 6 , 1 2 1 8 が、細長いシャフト 1 2 1 2 のクロージャスリーブ 1 2 2 4 内で T - バー 1 2 1 0 のそれぞれの側部に設けられている。左側および右側近位ブラダ部分 1 2 2 6 , 1 2 2 8 は、側方制御機構 1 2 3 0 の一部である。特に、左側および右側ペロー圧縮部材 1 2 3 2 , 1 2 3 4 は、左側および右側近位ブラダ部分 1 2 2 6 , 1 2 2 8 を圧縮し、それぞれ流体を左側および右側遠位側方作動部分 1 2 1 6 , 1 2 1 8 内に送り込む。図 4 1 では、右側ペロー圧縮部材 1 2 3 4 が内方に作動され、右側近位ブラダ部分 1 2 2 8 を圧縮し、それにより右側遠位側方作動部分 1 2 1 8 を拡張させている。それにより、T - バー 1 2 1 0 は、左側に側方に動かされ、エンドエフェクタ 1 2 0 6 を右側に関節運動させている。加うるに、左側遠位側方作動部分 1 2 1 6 が圧縮され、左側近位ブラダ部分 1 2 2 6 を拡張すると共に左側ペロー圧縮部材 1 2 3 2 を外方に移動させている。左側への関節運動では、逆の操作が必要である。

【 0 0 7 1 】

図 4 2 では、外科用器械 1 3 0 0 は、エンドエフェクタ 1 3 0 6 の近位側に差し向けられた歯車セグメント 1 3 0 4 を含む関節運動機構 1 3 0 2 を有し、かかる歯車セグメントは、T - バー 1 3 1 0 のラック 1 3 0 8 に係合し、この T - バーは、流体移送関節運動システム 1 3 1 4 に応答して細長いシャフト 1 3 1 2 内で側方に並進する。特に、T - バー 1 3 1 0 の近位部分は、側方スプールボア 1 3 1 8 内に形成されたスプール弁（「遠位ピストン」）1 3 1 6 であり、この側方スプールボアは、細長いシャフト 1 3 1 2 内に形成された左側流体通路 1 3 2 0 と右側流体通路 1 3 2 2 との間に延びてこれらを連通させ、かかる流体通路は、左側および右側近位ボア 1 3 2 4 , 1 3 2 6 に通じている。左側および右側近位ピストン 1 3 2 8 , 1 3 3 0 は、それぞれの左側および右側近位ボア 1 3 2 4 , 1 3 2 6 内で摺動する。流体の損失を阻止するため、近位シール 1 3 3 2 , 1 3 3 4 が、それぞれ、近位ピストン 1 3 2 8 , 1 3 3 0 の各々に設けられ、左側および右側遠位シール 1 3 3 6 , 1 3 3 8 が、それぞれ、スプール弁 1 3 1 6 の左側および右側端部に設けられている。図 4 3 に示すように、右側近位ピストン 1 3 3 0 の側方運動（左側への運動）により、遠位ピストン 1 3 1 6 と左側近位ピストン 1 3 2 8 の両方の側方運動（左側への運動）が生じ、エンドエフェクタ 1 3 0 6 が右側に関節運動する。

【 0 0 7 2 】

図 4 4 では、外科用器械 1 4 0 0 は、エンドエフェクタ 1 4 0 6 と細長いシャフト 1 4 0 8 との旋回連結部 1 4 0 4 を含む関節運動機構 1 4 0 2 を有し、この細長いシャフト 1 4 0 8 は、流体移送関節運動システム 1 4 1 0 によって制御される。特に、左側および右側流体ボア 1 4 1 2 , 1 4 1 4 は、細長いシャフト 1 4 0 8 の近位端部 1 4 1 6 と遠位端部 1 4 1 8 を流体連通させている。左側流体ボア 1 4 1 2 は、それぞれ、左側近位シリンダ 1 4 2 0 および左側遠位シリンダ 1 4 2 2 で終端している。右側流体ボア 1 4 1 4 は、それぞれ、右側近位シリンダ 1 4 2 4 および右側遠位シリンダ 1 4 2 6 で終端している。理解されるべきこととして、流体ボア 1 4 1 2 , 1 4 1 4 は、一体の円筒形管または他の

10

20

30

40

50

組立て状態の流体部品から成っているのがよい。左側遠位ピストンシール1430により密封された左側遠位ピストン1428は、長手方向に並進して左側遠位シリンダ1422から遠位側に出て巡回連結部1404の左側でエンドエフェクタ1406に当接する。右側遠位ピストンシール1434によって密封された右側遠位ピストン1432は、長手方向に並進して右側遠位シリンダ1424から遠位側に出て巡回連結部1404の右側でエンドエフェクタ1406に当接する。左側遠位ピストンシール1438によって密封された左側遠位ピストン1436は、長手方向に並進して左側近位シリンダ1420から近位側に出て、回転関節運動制御アクチュエータ1442への左側取付け部1440に結合されている。右側近位ピストンシール1446により密封された右側近位ピストン1444は、長手方向に並進して右側近位シリンダ1422から近位側に出て、回転関節運動制御アクチュエータ1442への右側取付け部1448に結合されている。左側流体ポア1412内に取り込まれた左側流体1450は、左側近位ピストン1436の運動を左側遠位ピストン1422に流体の作用で伝達する。右側流体ポア1414内に取り込まれた右側流体1452は、右側近位ピストン1444の運動を右側遠位ピストン1432に流体の作用で伝達する。かくして、例えば図45のように、上から見て回転関節運動制御アクチュエータ1442の反時計回りの回転により、右側近位ピストン1444、右側流体1452およびかくして右側遠位ピストン1432が遠位側に送り進められ、他方、左側近位ピストン1436、左側流体1450およびかくして左側遠位ピストン1422が近位側に引っ込められる。エンドエフェクタ1406に対する遠位ピストン1422, 1432の差動的当接により、左向きの関節運動が生じる。回転関節運動制御アクチュエータ1442の回転を逆にすると、その結果、右向きの関節運動が得られる。

【0073】

図46では、外科用器械1500は、エンドエフェクタ1506の近位側に差し向けられた歯車セグメント1504を含む関節運動機構1502を有し、かかる歯車セグメントは、T-バー1510のラック1508に係合し、かかるT-バーは、流体移送関節運動システム1514に回答して細長いシャフト1512内で側方に並進する。特に、左側遠位側方作動部分1516および右側遠位側方作動部分1518は、音叉の形をしたブラダ1520の一部である。回転ポンプ1522が、音叉の形をしたブラダ1520の円形中間部分1522に作用し、ブラダ1520を2つの差動的に調節可能な部分に効果的に分離し、流体を左側および右側遠位側方作動部分1516, 1518のうちの選択された一方に送り込み、他方、圧縮力を他方の遠位側方作動部分に伝達して流体をこの他方の遠位側方作動部分から送り出すことができる。図47では、回転ポンプ1522は、上から見て反時計回りに回転しており、それにより右側遠位側方作動部分1518を拡張させてT-バー1510の左向き運動を生じさせ、かくしてエンドエフェクタ1506の右向きの関節運動を生じさせている。

【0074】

図48では、外科用器械1600は、近位シリンダキャビティ1604を含む流体移送関節運動システム1602を有し、この近位円筒形キャビティは、回転制御アクチュエータ1606により側方に2等分され且つ静止密封バリヤ1608により長手方向に2等分され、それにより、左側および右側近位リザーバ1610, 1612が形成され、これら近位リザーバは、このように構成された4つのうちの2つの遠位コンパートメントである。小さな遠位円筒形キャビティ1614はまた、4つの四分円の状態に、側方フォロアアクチュエータ1616により同様に2等分され且つ静止密封バリヤ1618により長手方向に2等分されており、近位側の2つは、左側および右側遠位コンパートメント1620, 1622である。左側流体導管1624が、左側近位リザーバ1610と左側遠位コンパートメント1620を連通させ、右側流体導管1626が、右側近位リザーバ1612と右側遠位コンパートメント1622を連通させている。かくして、図49に示すように、回転制御アクチュエータ1606の反時計回りの回転により、右側近位リザーバ1612の寸法が減少し、他方、左側近位リザーバ1610が拡張し、これに対応した反応が、右側および左側遠位コンパートメント1622, 1620のところに生じる。かくして、

10

20

30

40

50

側方フォロアアクチュエータ 1616 に軸を中心に回転可能に結合されたエンドエフェクタ (図示せず) は、これに応答して関節運動する。

【0075】

図50では、外科用器械 1700 は、側方に反対側に位置する左側ピストン 1704 と右側ピストン 1706 を含む側方運動制御機構 1702 を有し、これらピストンは、一緒に動いて回転流体流れがこれらピストン相互間を通じさせている円形流体通路 1708 内で生じるようにする。特に、左側ピストンシール 1710 および右側ピストンシール 1712 をそれぞれ備えた各ピストン 1704, 1706 は、それぞれ左側シリンダポア 1714 および右側シリンダポア 1716 内に受け入れられ、これらシリンダポアは、円形流体通路 1708 により互いに連通状態にあり、この円形流体通路の一部は、長手方向流体通路 (図示せず) を含むのがよい。湾曲回転部材 1718 は、この流体流れの差によって外科用器械 1700 の細長いシャフト 1720 の長手方向軸線回りに回転する。図51では、ピストン 1704, 1706 の右向き側方運動により、回転部材 1718 が6時の位置から8時の位置まで時計回りに動く。理解されるべきこととして、回転部材 1718 は、回転駆動機構 (図示せず)、例えば、2003年7月9日にウェールズ (Wales) 等名義で出願された共通譲受人の同時継続米国特許出願第 10 / 615, 973 号明細書 (発明の名称: SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM HAVING ROTATION ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS) に記載された歯車駆動装置に差動的に結合されており、かかる米国特許出願を参照により、その記載内容全体を本明細書の一部を形成するものとしてここに組み込む。

10

20

【0076】

チラー関節運動

図52では、外科用器械 2400 は、エンドエフェクタ 2406 の近位側に差し向けられたチラー (tiller) 2404 を含むチラー関節運動機構 2402 を有し、かかるチラーは、チラーアーム 2410 を備えた垂直ピボットピン 2408 のところで細長いシャフト 2412 に旋回自在に係合し、このチラーアームは、流体移送関節運動システム 2414 に応答して細長いシャフト 2412 の内部で軸を中心に回転する。特に、左側および右側連続ブラダ 2420, 2422 のそれぞれの左側および右側遠位側方作動部分 2416, 2418 は、細長いシャフト 2412 のクロージャスリーブ 2424 内でチラーアーム 2410 のそれぞれの側に設けられている。左側および右側近位ブラダ部分 2426, 2428 は、側方制御機構 2430 の一部である。特に、左側および右側圧縮部材 2432, 2434 は、左側および右側近位ブラダ部分 2426, 2428 を圧縮し、それぞれ流体を左側および右側遠位側方作動部分 2416, 2418 に送り込む。図53では、右側圧縮部材 2434 は、内方に作動され、右側近位ブラダ部分 2428 を圧縮し、それにより右側遠位側方作動部分 2418 を拡張させている。それにより、チラーアーム 2410 は、側方に旋回して右側に動かされ、それによりエンドエフェクタ 2406 を右側に関節運動させている。加うるに、左側遠位側方作動部分 2416 が圧縮され、それにより左側近位ブラダ部分 2426 を圧縮させると共に左側圧縮部材 2432 を外方に動かしている。左側への関節運動は、これと逆の操作が必要である。

30

【0077】

本発明を幾つかの実施形態の説明により例示し、図示の実施形態をかなり詳細に説明したが、特許請求の範囲に記載された本発明の範囲をかかるとは、本出願人の意図ではない。追加の利点および改造は、当業者には明らかである。

40

【0078】

例えば、単一流体移送方式を組み込んでよく、この場合、単一流体アクチュエータが恐らくは取っ手に対して流体連通状態にはなくまたは空気圧連通状態にはない弾性対向部材により支援された状態で関節運動を起こすために拡張させたり圧縮させたりする。かかる設計と一致した用途としては、例えば T - バーに取り付けられたちょうど1つのブラダが挙げられ、流体の抜き取りにより圧縮されると、このブラダが T - バーをこれと共に引

50

っ張るようになっている。

【0079】

本発明の具体的な実施態様は、次の通りである。

(1) 外科用器械において、
患者の外部での操作が可能ないように構成された近位部分と、
前記近位部分に取り付けられた細長いシャフトと、
エンドエフェクタと、
前記エンドエフェクタを前記細長いシャフトに取り付ける関節運動継手と、
前記近位部分に取り付けられていて、流体を、前記細長いシャフトを通り第1の流体通路
10 路を通して移送するよう動作可能に構成された流体制御装置と、
前記第1の流体通路と流体連通状態にあり、前記流体制御装置により移送された前記流
体に反応して前記関節運動継手を作動させることができる第1の流体アクチュエータと、
を有する、外科用器械。

(2) 実施態様(1)記載の外科用器械において、
前記流体制御装置は、流体を、第2の流体通路を通して逆方向に移送するよう更に構成
されており、前記外科用器械は、前記第2の流体通路と流体連通状態にあり、前記流体制
御装置により移送された流体に反応して前記第1の流体アクチュエータを助けて前記関節
運動継手を作動させる第2の流体アクチュエータを更に有する、外科用器械。

(3) 実施態様(2)記載の外科用器械において、
前記細長いシャフト内で側方運動可能に拘束されたスライドバーと、
20 前記関節運動継手内に位置決めされた前記スライドバーの遠位端部と、
関節運動部材の遠位端部に係合し、前記スライドバーの側方運動を前記エンドエフェク
タの旋回運動に変換する前記エンドエフェクタの近位表面と、を更に有し、
前記第1の流体アクチュエータは、前記細長いシャフト内の作動部材の第1の横方向側
部に位置決めされた第1のプラグを有し、前記第2の流体アクチュエータは、前記細長い
シャフト内の前記作動部材の反対側の第2の横方向側部に位置決めされた第2のプラグを
有する、外科用器械。

(4) 実施態様(3)記載の外科用器械において、
前記関節運動部材は、前記第1の流体通路および前記第2の流体通路とそれぞれ連通す
る第1の遠位シリンダおよび第2の遠位シリンダ内で側方に動く互いに反対側に突き出た
30 第1の遠位ピストンと第2の遠位ピストンを含む近位部分を有する、外科用器械。

(5) 実施態様(3)記載の外科用器械において、
前記流体制御装置は、
前記第1の流体通路と連通状態にある第1の流体リザーバと、
前記第2の流体通路と連通状態にある第2の流体リザーバと、
前記第1および第2の流体リザーバのうちの選択された一方を圧縮させ、かつ、前記第
1および第2の流体リザーバのうちの選択されなかった他方を前記第2のプラグに加わる
圧縮力に反応して拡張させることができるよう動作可能に構成された側方アクチュエータ
と、を有する、外科用器械。

(6) 実施態様(5)記載の外科用器械において、
40 前記第1および第2の流体リザーバは、それぞれのピストンシリンダを有し、前記関節
運動制御装置は、前記第1および第2のピストンシリンダ内に運動可能にそれぞれ受け入
れられた第1および第2のピストンを有する、外科用器械。

(7) 実施態様(5)記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置は、前記第1および第2の流体リザーバを差動的に圧縮する手段
を有する、外科用器械。

(8) 実施態様(3)記載の外科用器械において、
前記流体制御装置は、
前記第1の流体通路および前記第2の流体通路と連通状態にある流体リザーバと、
前記流体リザーバを第1のリザーバ部分および第2のリザーバ部分に分離する可動密封
50

面と、

前記可動密封面を移動させて前記第1および第2のリザーバ部分の各々について流体容積を差動的に調節するよう動作可能に構成された側方アクチュエータと、を有する、外科用器械。

(9) 実施態様(8)記載の外科用器械において、

前記側方アクチュエータは、前記第1および第2のリザーバ部分の各々について流体容積を差動的に調節する手段を有する、外科用器械。

(10) 実施態様(3)記載の外科用器械において、

前記エンドエフェクタの前記近位表面は、歯車セグメントを有し、前記スライダバーの前記遠位端部は、歯車ラックを有する、外科用器械。

10

【0080】

(11) 実施態様(10)記載の外科用器械において、

前記細長いシャフト内に設けられていて、選択的に遠位側に長手方向に並進して前記エンドエフェクタの前記歯車セグメントに係合して関節運動継手をロックするロック部材を更に有する、実施態様(10)記載の外科用器械。

(12) 実施態様(11)記載の外科用器械において、

前記ロック部材は、遠位側に付勢され、前記ロック部材は、近位ピンを有し、前記関節運動制御装置は、歯付き表面を有し、前記歯付き表面は、作動中、前記近位ピンを近位側にカム駆動し、前記関節運動制御装置が停止すると、前記近位ピンが前記歯付き表面の対応の歯根元部内に遠位側へ動くことができるようにする、外科用器械。

20

(13) 実施態様(2)記載の外科用器械において、

前記第1および第2の流体アクチュエータはそれぞれ、第1および第2の遠位ピストンを有し、該遠位ピストンは各々、前記遠位ピストンの旋回軸線周りに間隔を置いて位置する前記エンドエフェクタの互いに反対側の側部に係合する、外科用器械。

(14) 実施態様(13)記載の外科用器械において、

前記関節運動制御装置は、前記第1および第2の流体通路のうちの選択された一方を加圧流体源に結合し、圧力を前記第1および第2の流体通路のうちの選択されなかった他方に逃がすよう動作可能に構成されたセレクター弁を有する、外科用器械。

(15) 実施態様(13)記載の外科用器械において、

前記第1および第2の流体リザーバは、それぞれの近位ピストンシリンダを有し、前記関節運動制御装置は、前記第1および第2のピストンシリンダ内で運動自在に受け入れられたそれぞれの第1および第2の近位ピストン、および前記第1および第2の近位ピストンを差動的に動かすよう位置決めされた回転制御アクチュエータを有する、外科用器械。

30

(16) 実施態様(2)記載の外科用器械において、

前記関節運動継手は、チラーアームを提供するよう前記エンドエフェクタから近位側へ突き出ている、前記細長いシャフト内に軸を中心に回転可能に受け入れられ、前記細長いシャフト内を延びるチラーを有し、前記第1の流体アクチュエータは、前記細長いシャフト内のチラーアームの第1の横方向側部に位置決めされた第1のブラダを有し、前記第2の流体アクチュエータは、前記細長いシャフト内の前記チラーアームの反対側の第2の横方向側部に位置決めされた第2のブラダを有する、外科用器械。

40

【0081】

(17) 外科用器械において、

患者の外部での操作が可能なように構成された近位部分と、

前記近位部分に取り付けられた細長いシャフトであって、当該細長いシャフトの近位部分を貫通して第1および第2の流体通路が設けられたシャフトと、

エンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタを前記細長いシャフトに取り付ける関節運動継手と、

前記近位部分に取り付けられていて、流体を、前記第1および第2の流体通路を通り前記細長いシャフトを通して差動的に移送させるよう動作可能に構成された流体制御装置と

50

前記第 1 の流体通路と流体連通状態にある第 1 の流体アクチュエータと、
 前記第 2 の流体通路と流体連通状態にある第 2 の流体アクチュエータと、を有し、
 前記第 1 の流体アクチュエータと前記第 2 の流体アクチュエータは協働して、流体の前記差動的移送に反応して前記関節運動継手を作動させる、外科用器械。

(1 8) 実施態様 (1 7) 記載の外科用器械において、
 前記流体は、非圧縮性である、外科用器械。

(1 9) 実施態様 (1 7) 記載の外科用器械において、
 前記流体は、圧縮性である、外科用器械。

【 0 0 8 2 】

(2 0) 外科用器械において、
 患者の外部で操作可能に構成された近位部分と、
 前記近位部分に取り付けられた細長いシャフトと、
 エンドエフェクタと、
 前記エンドエフェクタを前記細長いシャフトに取り付ける関節運動継手と、
 流体を、二方向で前記細長いシャフトを通して移送する流体制御手段と、
 前記細長いシャフトからの前記移送流体に反応して前記関節運動継手を関節運動させる流体作動手段と、を有する、外科用器械。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 3 】

【図 1】開放したエンドエフェクタまたはステーブル留め組立体を備え、ステーブルカートリッジが取り出された状態で示された外科用ステーブル留め兼用切断器械の前且つ上から見た斜視図である。

20

【図 2】関節運動機構が流体作動制御装置によって制御された図 1 の外科用ステーブル留め兼用切断器械の前且つ上から見た斜視図である。

【図 3】図 1 の外科用ステーブル留め兼用切断器械の細長いシャフトおよび関節運動機構の分解斜視図である。

【図 4】ステーブル留め組立体および関節運動機構を含む図 1 の外科用ステーブル留め兼用切断器械の作業部分の遠位部分の分解斜視図である。

【図 5】発火運動により駆動された部品を露出させるようステーブルカートリッジの横半分が取り除かれた状態の図 1 および図 4 のステーブル留め組立体の上から見た斜視図である。

30

【図 6】流体関節運動機構により関節運動させられた単一のピボットフレームグラウンドを露出させるよう二重ピボットクロージャスリーブ組立体とエンドエフェクタが取り除かれた状態の図 1 の外科用器械の作業部分の前から見た斜視図である。

【図 7】単一ピボットフレームグラウンドを備えた二重旋回クロージャスリーブ組立体を近位位置で示す図 1 の外科用器械の別の関節運動継手の詳細斜視図である。

【図 8】二重旋回固定壁ドッグボーン形リンクおよび側方運動部材 (T - バー) のためのレールガイドを組み込んだフレームグラウンドを有する図 7 の別の関節運動継手の右下から見た分解組立て斜視図である。

【図 9】発火バーを支持するよう下側二重ピボットリンク内に組み込まれた別の中実壁支持板機構およびレール案内式側方運動部材 (T - バー) を有する図 1 の外科用器械用の更に別の関節運動継手の左上から見た分解組立て斜視図である。

40

【図 1 0】自動関節運動ロック係合および解除のための後方加重離脱式 T - バーを露出させるようクロージャスリーブ組立体が取り除かれた図 1 の外科用器械用の別の関節運動ロック機構の概略平面図である。

【図 1 1】図 1 の外科用器械用の更に別の関節運動機構の概略平面図であり、ばねが、エンドエフェクタからの後方加重に起因して係合するロック特徴部を備えた T - バーのラックを付勢している状態を示す図である。

【図 1 2】図 1 の外科用器械用の側方誘導装置を組み込んだ別の T - バーおよびフレームグラウンドを示す図である。

50

【図13】図1の外科用器械用の側方誘導装置を組み込んだ更に別のT - バーおよびフレームグラウンドを示す図である。

【図14】図1の外科用器械用の二重旋回フレーム組立体および単一旋回クロージャスリーブ組立体を有する別の関節運動機構の左上から見た分解斜視図である。

【図15】図14の別の関節運動機構の左下から見た斜視図である。

【図16】ラックおよび歯車セグメントの軸を中心とした回転が非関節運動状態で示された側方動作式流体関節運動機構の略図である。

【図17】図16の流体関節運動機構の17 - 17線断面正面図である。

【図18】ラックおよび歯車セグメントの軸を中心とした回転が関節運動状態で示された側方動作式流体関節運動機構の略図である。

10

【図19】図18の流体関節運動機構の19 - 19線断面正面図である。

【図20】スライドバーを側方にカム駆動し、それによりエンドエフェクタを関節運動させる少なくとも1つの長手方向に運動する部材によって関節運動された外科用器械の概略平面図である。

【図21】関節運動状態にある図20の外科用器械の概略平面図である。

【図22】T - バーまたはスライドバーをそれぞれ側方に並進させる図16または図20の外科用器械用の別の回転リンク機械式制御システムを非関節運動状態で示した断面正面図である。

【図23】関節運動状態にある図22の別の回転リンク機械式制御システムの断面正面図である。

20

【図24】エンドエフェクタを関節運動させるよう各々が長手方向に調節可能な近位エンドポイントを備えた1対の座屈部材によって側方に位置決めされたスライドバーを有する外科用器械の概略平面図である。

【図25】関節運動状態で示された図24の外科用器械の概略平面図である。

【図26】電磁側方関節運動制御機構を有する外科用器械の概略平面図である。

【図27】関節運動状態にある図26の外科用器械の概略平面図である。

【図28】加圧流体源および関節運動制御機構を有する外科用器械の概略平面図である。

【図29】関節運動状態にある図28の外科用器械の概略平面図である。

【図30】側方圧縮ばねを備えたブラダの略図である。

【図31】ブラダ用の1対の押し潰し可能なペローを有する外科用器械の管用シャフトの断面正面図であり、関節運動位置にあるT - バー、拡張状態の一方のペローおよび押し潰し状態の一方のペローを示す図である。

30

【図32】T - バーに設けられていて、関節運動機構を軸を中心に回転させる互いに反対側のピストン駆動ブラダの流体移送関節運動が可能な外科用器械の概略平面図である。

【図33】関節運動状態にある図32の外科用器械の概略平面図である。

【図34】関節運動機構を軸を中心に回転させるT - バーに設けられていて、側方運動ピンチローラにより作動される互いに反対側のブラダの流体移送関節運動が可能な外科用器械の概略平面図である。

【図35】関節運動状態にある図35の外科用器械の概略平面図である。

【図36】中間部分ピンチローラにより差動的に作動された単一ブラダの互いに反対側の遠位部分の流体移送関節運動が可能な外科用器械の概略平面図である。

40

【図37】図36の外科用器械の37 - 37線に沿って見た中間部分ピンチローラの断面図である。

【図38】関節運動状態にある図36の外科用器械の概略平面図である。

【図39】図38の外科用器械の39 - 39線に沿って見た中間部分ピンチローラの断面図である。

【図40】ペロー圧縮部材を差動的に作動させる単一ブラダの互いに反対側の遠位部分の流体移送関節運動が可能な外科用器械の概略平面図である。

【図41】右側に関節運動した図40の外科用器械の概略平面図である。

【図42】ピストンによって押し退けられた流体運動により並進運動した側方スプール弁

50

の近位側に結合された T - バーの流体移送関節運動が可能な外科用器械の概略平面図である。

【図 4 3】関節運動状態にある図 4 2 の外科用器械の概略平面図である。

【図 4 4】エンドエフェクタを細長いシャフトへのその旋回取付け部周りに差動的に作動させるよう流体の作用で並進した遠位ピストンを遠位側へ突出させる左上右流体ボアを有する外科用器械の概略平面図である。

【図 4 5】近位ピストンをそれぞれの流体ボア内に差動的且つ近位側へ並進させる関節運動制御装置の回転に应答した左側関節運動状態にある図 4 4 の外科用器械の概略平面図である。

【図 4 6】遠位端部が中間部分回転ポンプによる流体押し退けに应答して関節運動機構を側方に並進させる音叉の形をしたブラダを有する外科用器械の概略平面図である。

【図 4 7】回転ポンプがエンドエフェクタの右方関節運動を生じさせるよう上から見て反時計回りに作動された図 4 6 の外科用器械の概略平面図である。

【図 4 8】近位 2 ベーン型制御装置に差動的且つ流体的に結合された 2 ベーン遠位タービンを備えた流体移送関節運動機構を有する外科用器械の概略平面図である。

【図 4 9】近位 2 ベーン制御装置がエンドエフェクタの左方回転を生じさせるよう上から見て反時計回りに回転した状態の図 4 9 の外科用器械の概略平面図である。

【図 5 0】細長いシャフト内の円形流体通路回りの回転運動を生じさせるよう互いに反対側のピストンを用いた流体移送関節運動機構を備えた外科用器械の概略背面図である。

【図 5 1】回転部材が右方側方制御入力に起因して時計回りに動いた状態の図 5 0 の外科用器械の概略背面図である。

【図 5 2】流体移送により位置決めされたチラー関節運動機構の外科用器械の概略平面図である。

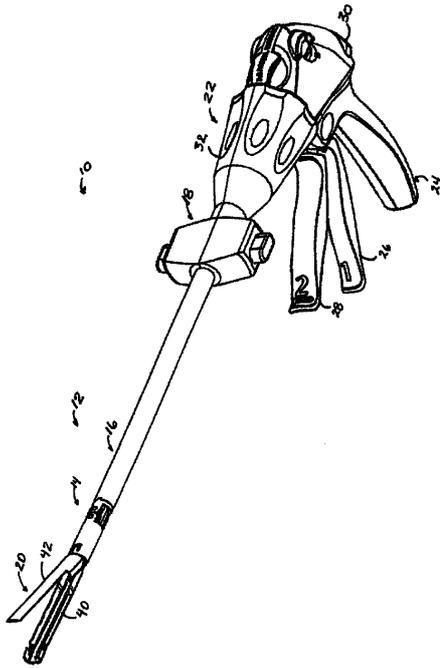
【図 5 3】右側に関節運動した図 5 2 の外科用器械の概略平面図である。

【符号の説明】

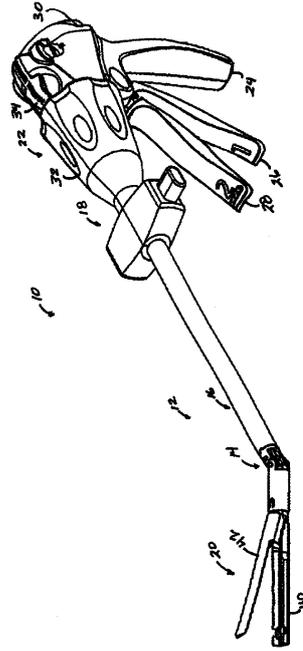
【 0 0 8 4 】

- | | | |
|---|-----------------------|----|
| 1 0 | 外科用ステーブル留め兼用切断器械 | |
| 1 2 | 作業部分 | |
| 1 4 , 2 3 0 , 3 0 0 , 4 0 0 , 2 0 0 2 | 関節運動機構 | |
| 1 6 | 細長いシャフト | 30 |
| 1 8 | 関節運動制御装置 | |
| 2 0 | ステーブル留め組立体またはエンドエフェクタ | |
| 2 2 | 取っ手部分 | |
| 2 4 | ピストル型握り | |
| 2 6 | クロージャトリガ | |
| 2 8 | 発火トリガ | |
| 3 0 | クロージャ解除ボタン | |
| 4 6 | クロージャスリーブ組立体 | |
| 4 4 | フレーム組立体 | |
| 8 0 | 関節運動アクチュエータ | 40 |
| 9 4 | 流体関節運動システム | |
| 1 1 6 | 関節クロージャ管 | |
| 1 7 8 | 交換可能なステーブルカートリッジ | |
| 2 0 0 , 2 0 0 0 | 関節運動ロック機構 | |
| 5 0 0 , 6 0 0 , 7 0 0 , 9 0 0 , 1 0 0 0 , 1 1 0 0 , 1 2 0 0 , 1 3 0 0 , 1 4 0 0 , 1 5 0 0 , 1 6 0 0 , 1 7 0 0 , 1 9 0 0 , 2 0 0 4 | 外科用器械 | |
| 1 8 0 1 | 関節運動継手 | |

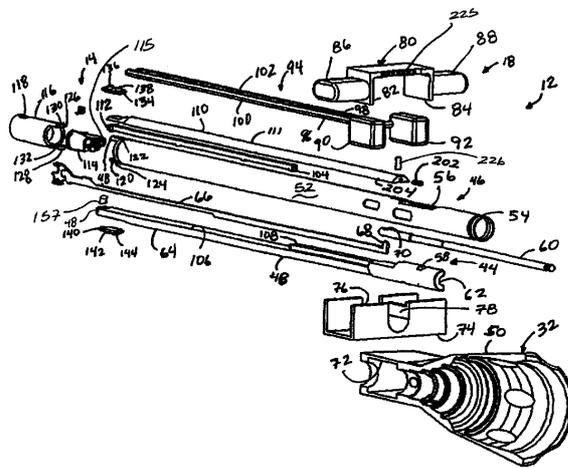
【図1】



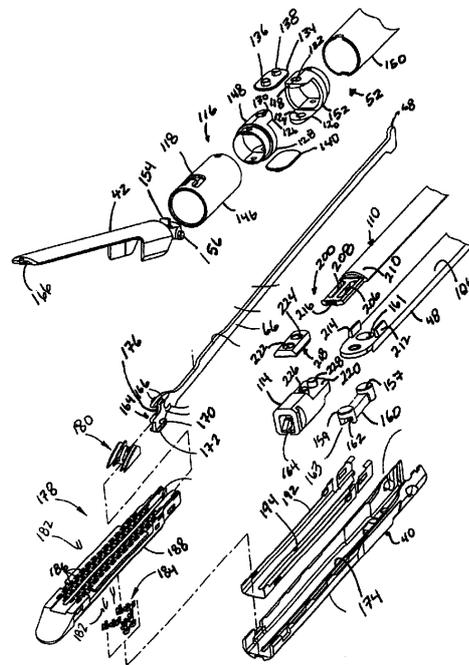
【図2】



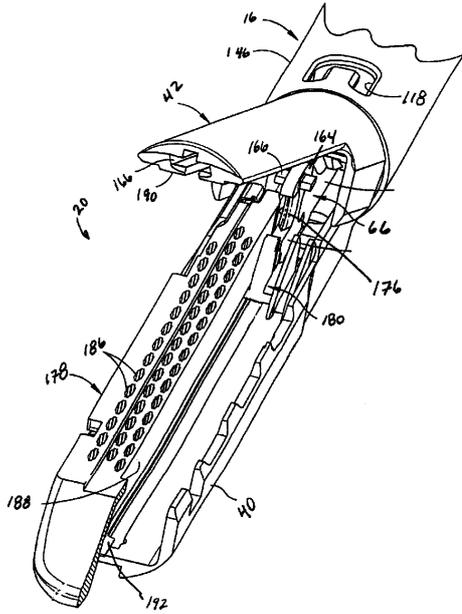
【図3】



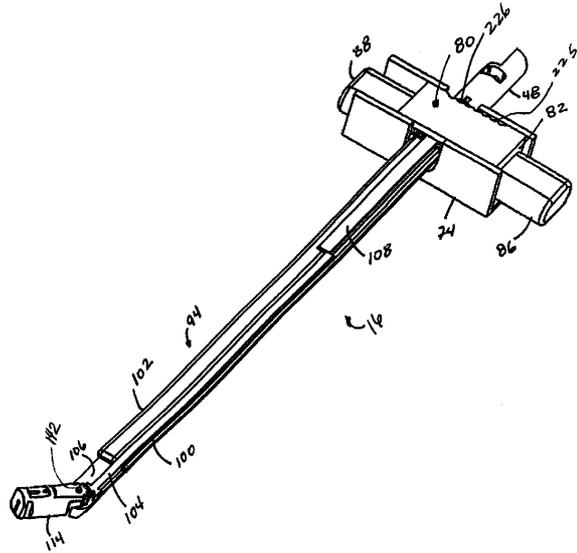
【図4】



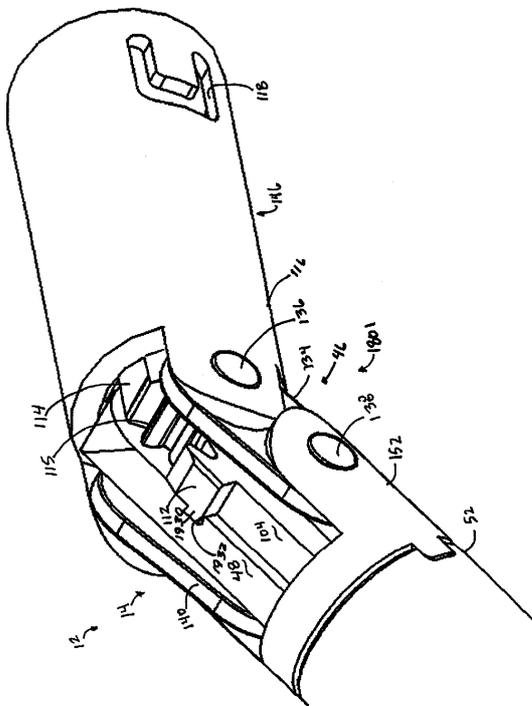
【 図 5 】



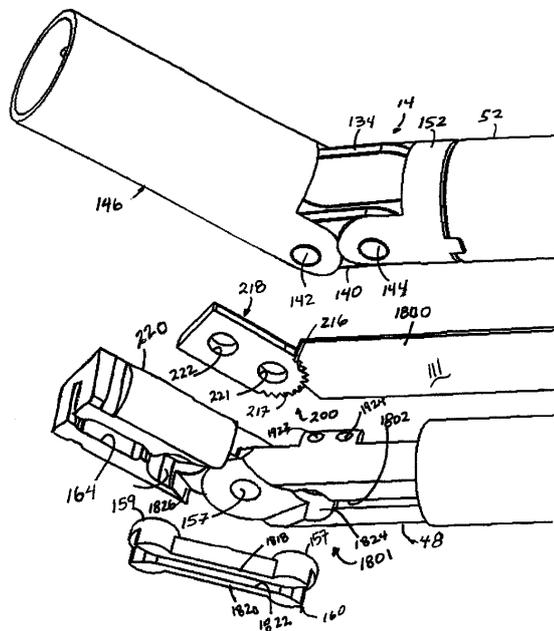
【 図 6 】



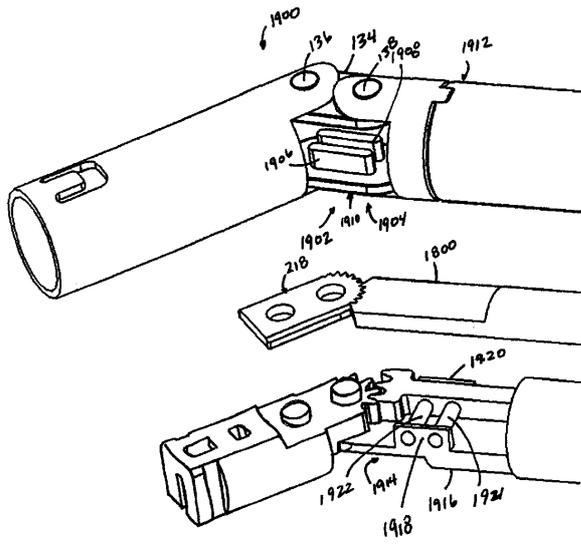
【 図 7 】



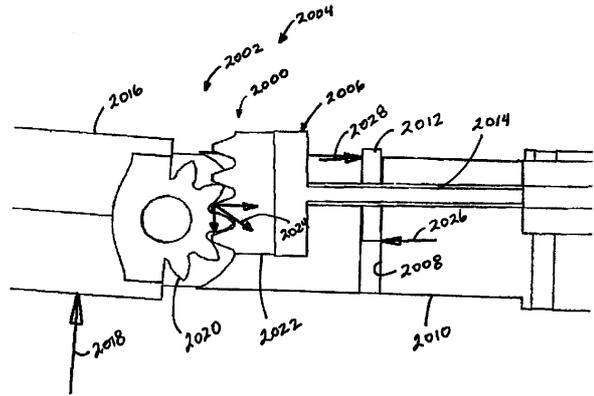
【 図 8 】



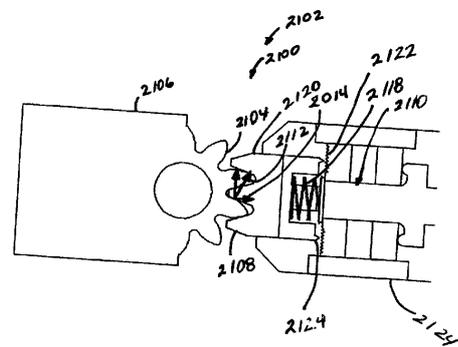
【 図 9 】



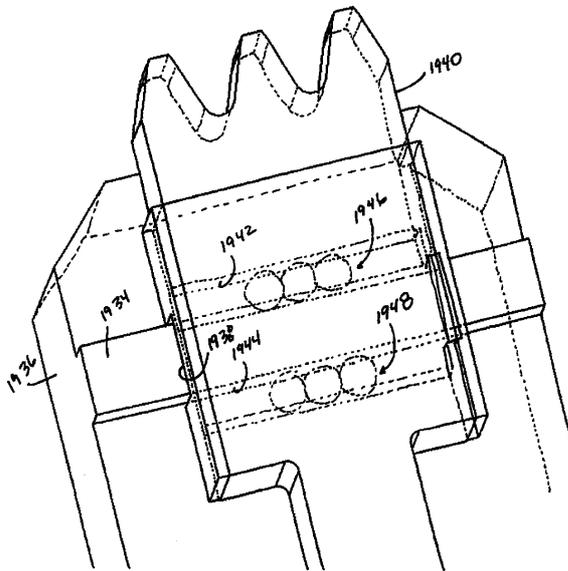
【 図 10 】



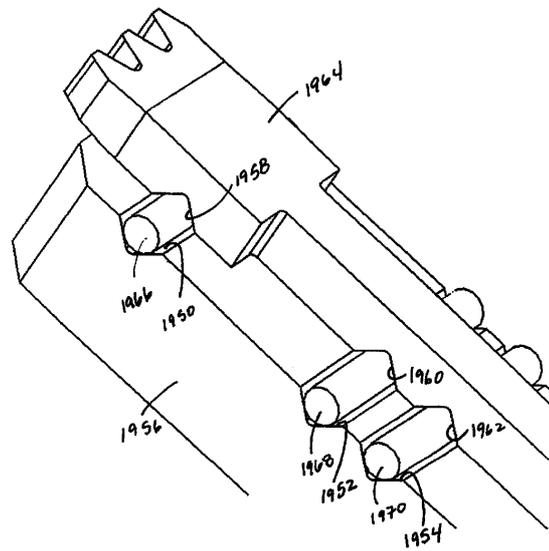
【 図 11 】



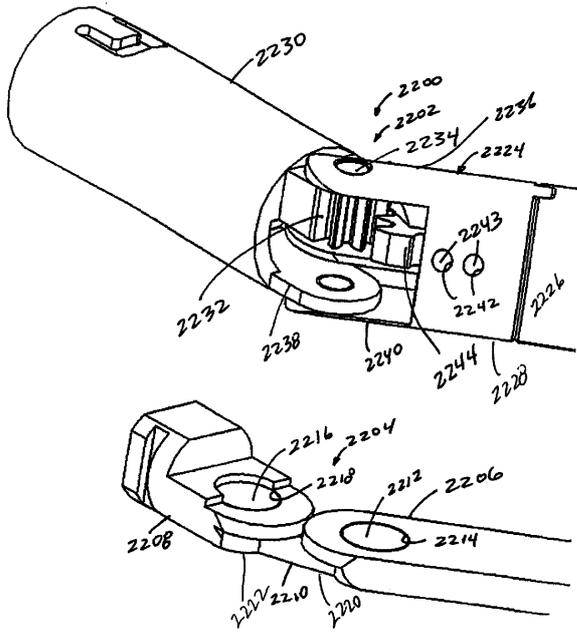
【 図 12 】



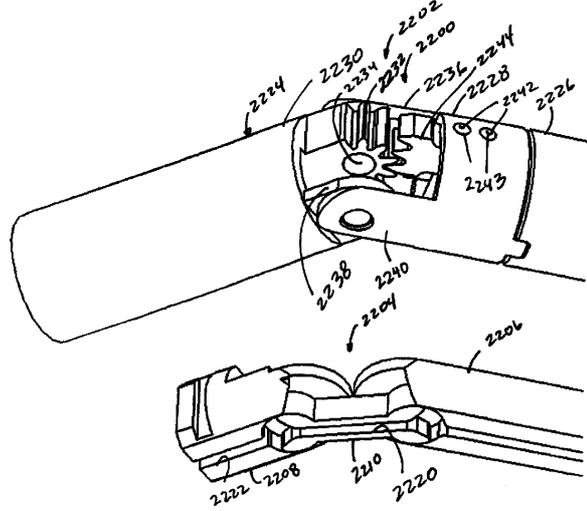
【 図 13 】



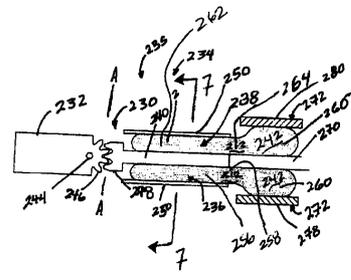
【 14 】



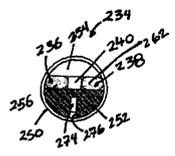
【 15 】



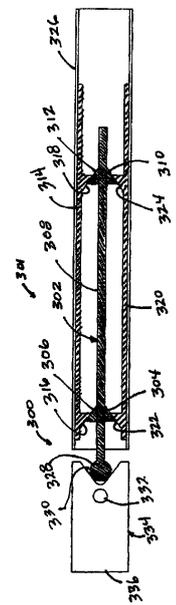
【 16 】



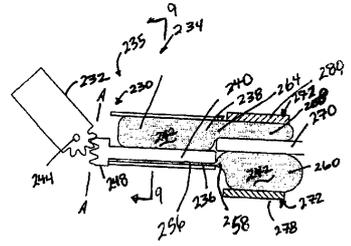
【 17 】



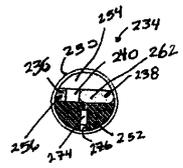
【 20 】



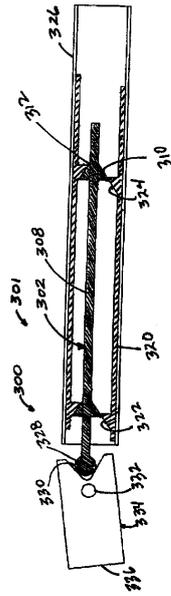
【 18 】



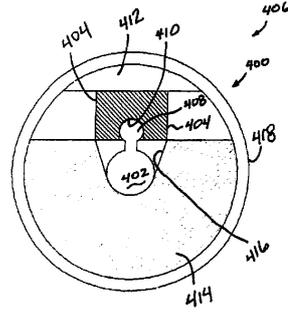
【 19 】



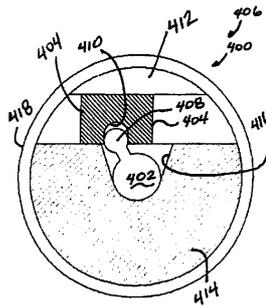
【 図 2 1 】



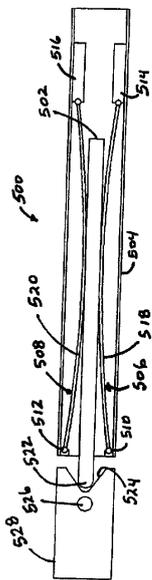
【 図 2 2 】



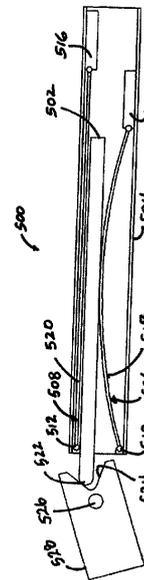
【 図 2 3 】



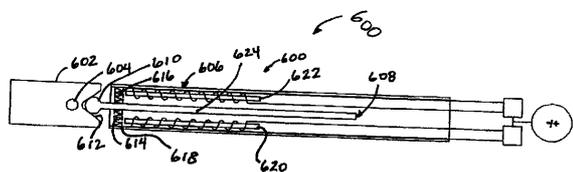
【 図 2 4 】



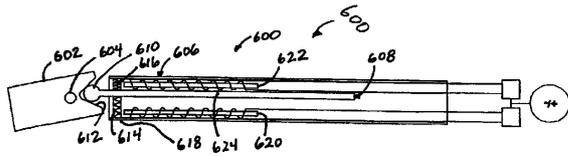
【 図 2 5 】



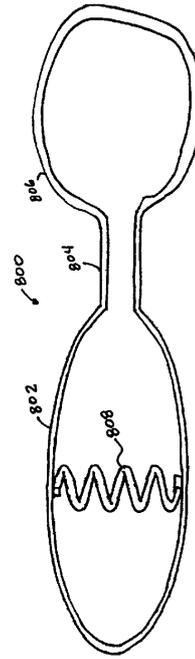
【 図 2 6 】



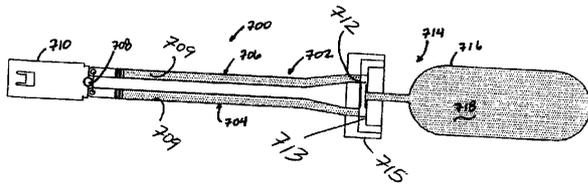
【 27 】



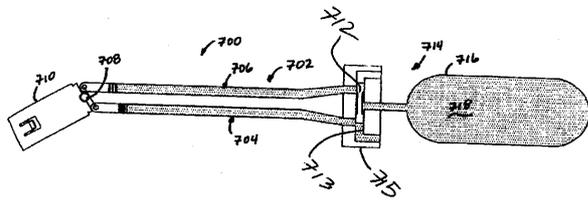
【 30 】



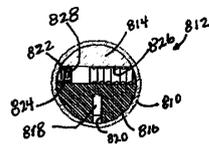
【 28 】



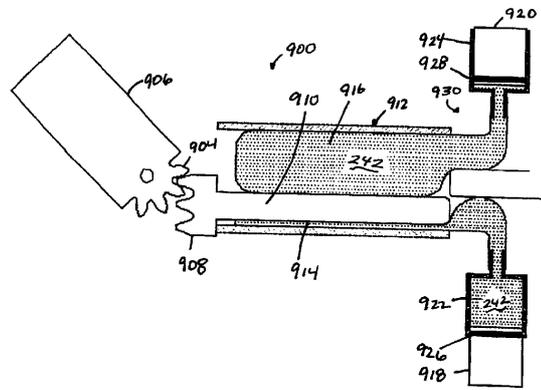
【 29 】



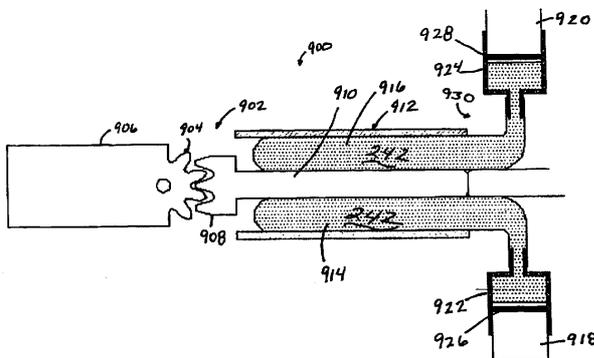
【 31 】



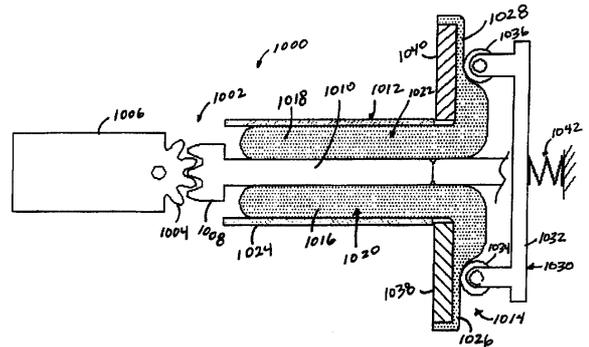
【 33 】



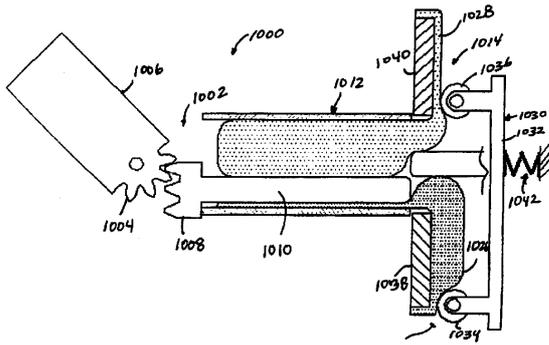
【 32 】



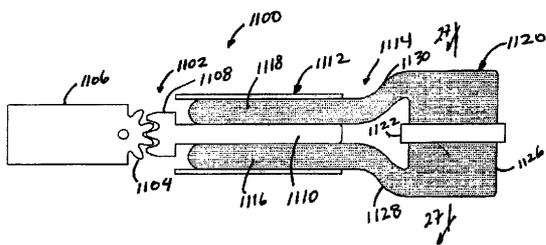
【 34 】



【 35 】



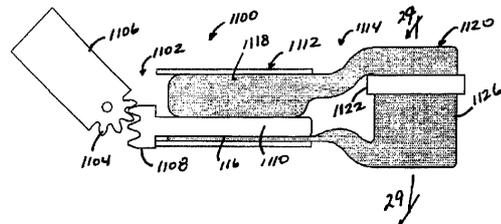
【 36 】



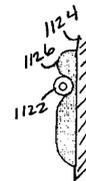
【 37 】



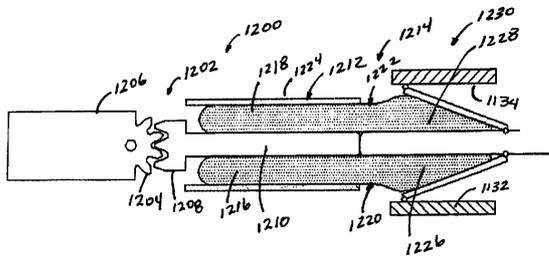
【 38 】



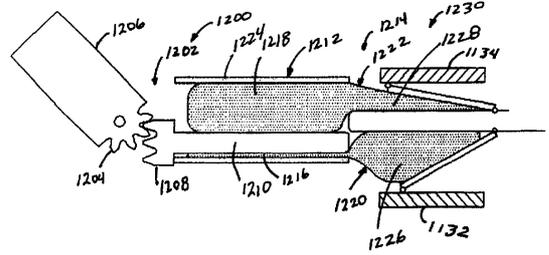
【 39 】



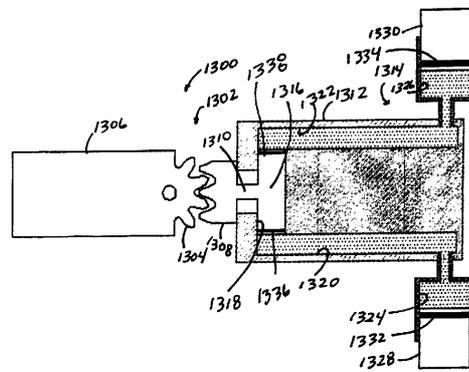
【 40 】



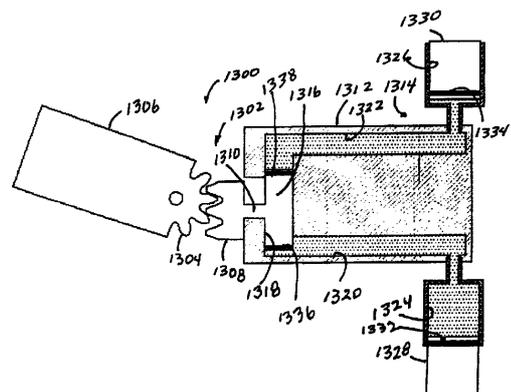
【 41 】



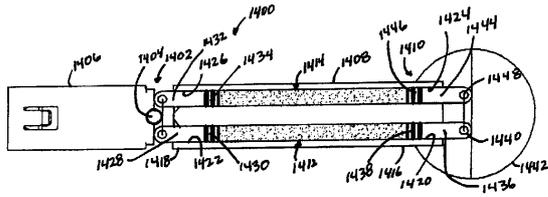
【 42 】



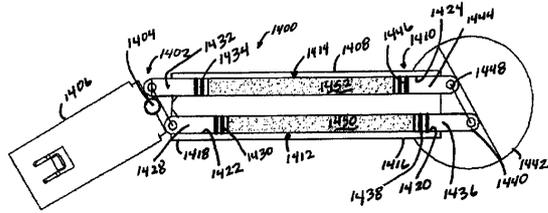
【 43 】



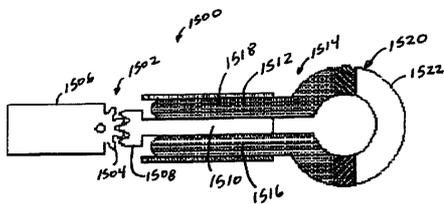
【 4 4 】



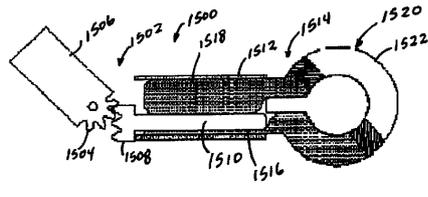
【 4 5 】



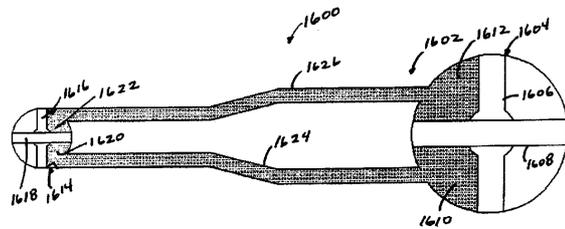
【 4 6 】



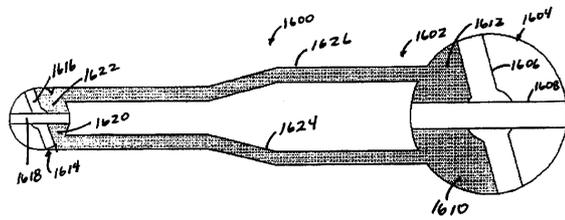
【 4 7 】



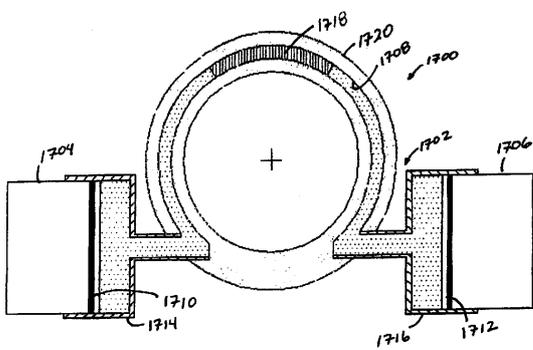
【 4 8 】



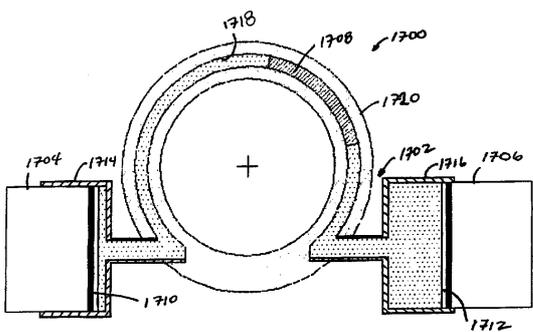
【 4 9 】



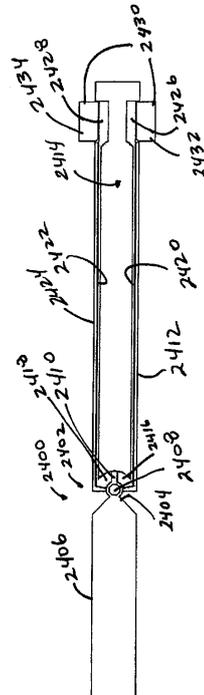
【 5 0 】



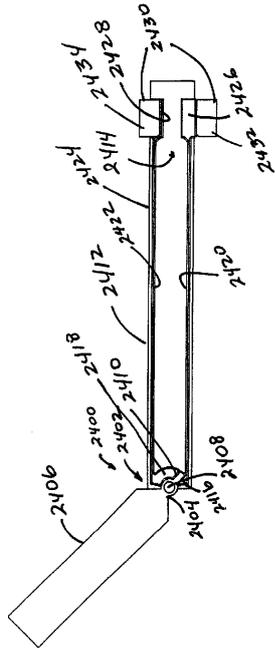
【 5 1 】



【 5 2 】



【 図 5 3 】



フロントページの続き

(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

審査官 菅家 裕輔

(56)参考文献 国際公開第2004/006980(WO, A2)
国際公開第2004/002327(WO, A1)
欧州特許出願公開第00324635(EP, A1)
米国特許第05826776(US, A)
実開昭55-115403(JP, U)
実開昭51-137096(JP, U)
実公昭44-019695(JP, Y1)
実公昭43-028504(JP, Y1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/00 - 17/28

F15B 7/00

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 具有流体转移控制关节机构的手术器械 | | |
| 公开(公告)号 | JP4987319B2 | 公开(公告)日 | 2012-07-25 |
| 申请号 | JP2006041324 | 申请日 | 2006-02-17 |
| [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 | ケネスエスウェールズ チャドピーブードロー | | |
| 发明人 | ケネス・エス・ウェールズ チャド・ピー・ブードロー | | |
| IPC分类号 | A61B17/00 A61B17/072 | | |
| CPC分类号 | A61B17/07207 A61B1/0051 A61B17/00234 A61B2017/00309 A61B2017/00557 A61B2017/2927 | | |
| FI分类号 | A61B17/00.320 A61B17/10.310 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B17/072 A61B17/10 A61B17/128 A61B17/28 A61B17/28.310 A61B17/32 A61B17/32.330 | | |
| F-TERM分类号 | 4C060/FF04 4C060/FF15 4C060/FF19 4C060/FF23 4C060/GG05 4C060/GG08 4C060/GG22 4C060/GG28 4C060/MM24 4C061/GG15 4C061/HH21 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/FF05 4C160/FF06 4C160/FF19 4C160/GG24 4C160/GG28 4C160/GG30 4C160/GG32 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN04 4C160/NN08 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN23 4C161/GG15 4C161/HH21 | | |
| 审查员(译) | 菅谷佑介 | | |
| 优先权 | 11/061908 2005-02-18 US | | |
| 其他公开文献 | JP2006223872A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

一种特别适用于内窥镜应用的手术器械。特别适用于内窥镜应用的外科器械(10)通过提供近端控制的流体转移关节运动机构(14)来关闭末端执行器(20)。附接到近端部分的流体控制装置(18)经由第一流体通道将流体通过细长轴(16)传递到第一流体致动器(80)并且响应于此致动器铰接铰接头。两个相对的流体致动器也可以响应于不同的流体传递而引起关节运动。因此,通过消除传递足够的机械运动以通过细长轴的狭窄区域实现关节运动的设计约束来实现设计灵活性。[选图]图1

【图 4】

