

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-513435

(P2019-513435A)

(43) 公表日 令和1年5月30日(2019.5.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/04 (2006.01)	A 6 1 B 10/04	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/018 (2006.01)	A 6 1 B 1/018	5 1 1
A 6 1 B 10/02 (2006.01)	A 6 1 B 10/02	1 1 0 K
	A 6 1 B 10/02	1 1 0 J

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 104 頁)

(21) 出願番号 特願2018-548686 (P2018-548686)
 (86) (22) 出願日 平成29年3月15日 (2017. 3. 15)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年11月14日 (2018. 11. 14)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2017/022536
 (87) 国際公開番号 WO2017/161003
 (87) 国際公開日 平成29年9月21日 (2017. 9. 21)
 (31) 優先権主張番号 62/308, 829
 (32) 優先日 平成28年3月15日 (2016. 3. 15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 514136646
 インタースコープ, インク.
 INTERSCOPE, INC.
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 O
 1 5 8 8 ホワイティンズビル マースト
 ン ロード 1 6 4
 1 6 4 Marston Road, W
 hitinsville, Massac
 husetts 01588 (US).
 (74) 代理人 100136630
 弁理士 水野 祐啓
 (74) 代理人 100201514
 弁理士 玉井 悦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科コンソール、検体受け器、および組織除去のための挿入可能な内視鏡機器

(57) 【要約】

外科コンソールは、駆動アセンブリと、真空インターフェースと、流体移動装置と、ユーザインターフェースと、制御回路とを含む。駆動アセンブリは、内視鏡器具に結合されると共にモーターによって回転されるよう構成されている。真空インターフェースは、真空を内視鏡器具に印加するよう構成されている。流体移動装置は、流体を内視鏡器具を通過して流動させるよう構成されている。ユーザインターフェースは、真空が内視鏡器具に印加されている間に、内視鏡器具を回転させるための命令、または、流体を内視鏡器具を通過して流動させるための命令の少なくとも一方を示すユーザ入力を受信するよう構成されている。制御回路は、駆動アセンブリ、真空インターフェース、または流体移動装置の少なくとも1つを上記命令に基づいて制御し、内視鏡器具を回転させるための命令を示すユーザ入力にตอบสนองして、真空インターフェースが真空を内視鏡器具に印加する間に、駆動アセンブリに内視鏡器具を回転させるよう構成されている。

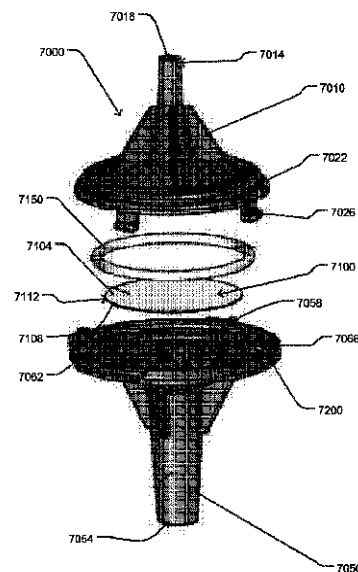


Figure 64

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検体受け器であって：

物質を含んだ流体の流れを受け取るよう構成された第1受け器ポートを含む第1受け器部材であって、前記検体受け器の内部の第1部分を形成する第1受け器部材と；

前記内部の前記第1部分に流体連通すると共に前記流体の流れから物質の標本を採取するよう構成された検体捕捉部材であって、前記内部の前記第1部分と前記内部の前記第2部分との間に配置され、前記流体の流れを濾過して前記物質の前記標本を採取するよう構成された検体捕捉部材と、

前記第1受け器部材に結合されるよう構成されると共に前記検体受け器の前記内部の第2部分を形成する第2受け器部材とを含み、前記第2部分は前記第1部分の下流側にあり、前記第2受け器部材は、真空源に結合されるよう構成された第2受け器ポートを含む、検体受け器。 10

【請求項 2】

前記第1受け器ポートの内径は前記第2受け器ポートの内径より小さく、前記第1受け器ポートから前記第2受け器ポートへの流体の流れ方向における圧力勾配を減少させる、請求項1に記載の検体受け器。

【請求項 3】

前記第2受け器部材は、前記第2受け器ポートに流体連通されている第2受け器チャンネルを含み、前記第2受け器チャンネルは、前記検体捕捉部材の直径より小さいチャンネル径を画定する、請求項1に記載の検体受け器。 20

【請求項 4】

前記検体捕捉部材は、前記流体の流れ内の物質をサイズにより分離するよう構成されたサイズフィルタであり、この分離は、前記フィルタのメッシュサイズより大きい物質が前記検体捕捉部材を通過して前記内部の前記第2部分に至るのを遮ることにより行う、請求項1に記載の検体受け器。

【請求項 5】

前記検体捕捉部材の前記メッシュサイズは、前記物質の前記標本の予期されるサイズに一致し未満である、請求項4に記載の検体受け器。

【請求項 6】

前記検体捕捉部材の周りに配置される流体封止部材であって、前記第1受け器部材が前記第2受け器部材に結合される境界の近傍に配置されて、前記境界を封止するよう構成された流体封止部材をさらに含む、請求項1に記載の検体受け器。 30

【請求項 7】

物質が前記検体捕捉部材により採取されたかどうかを視覚的に示すよう構成された指示器をさらに含み、前記指示器は半透明または透明部分を含む、請求項1に記載の検体受け器。

【請求項 8】

前記第1受け器部材または前記第2受け器部材の一方は外側リムを含み、前記外側リムは、当該外側リムから延伸する少なくとも1つの受け器係合部材を備え、前記第1受け器部材または前記第2受け器部材の他方は、前記第1受け器部材を前記第2受け器部材に取り外し可能に結合するために、前記受け器係合部材を摺動収容するよう構成された少なくとも1つのトラックを形成する内側リムを含む、請求項1に記載の検体受け器。 40

【請求項 9】

前記第2受け器部材は前記第2受け器ポートに対向する内側開口部および前記内側開口部を囲む内側リム表面を形成し、前記内側開口部は前記内部の前記第2部分に流体連通し、前記検体捕捉部材が前記内側開口部を覆う一方で、前記内側リム表面は前記検体捕捉部材を収容するよう成形されている、請求項1に記載の検体受け器。

【請求項 10】

前記第1受け器ポートの開口部から前記第2受け器ポートの開口部までの前記検体受け器 50

の長さは1インチより大きく、5インチ未満である、請求項1に記載の検体受け器。

【請求項 1 1】

検体受け器において内視鏡用具から物質の標本を採取する方法であって：

検体捕捉部材を第1受け器部材と第2受け器部材との間に配置する段階と；

前記第1受け器部材の第1受け器ポートにおいて物質を含んだ流体の流れを受け取る段階であって、前記第1受け器部材は、前記検体捕捉部材が内部に配置された前記検体受け器の内部の第1部分を形成する、受け取る段階と；

前記第2受け器部材を前記第1受け器部材に結合する段階であって、前記第2受け器部材は、前記検体受け器の前記内部の第2部分を形成する、結合する段階と；

前記流体の流れを前記検体受け器を通過して流動させるために、真空源を前記第2受け器部材の第2受け器ポートに結合する段階と；

前記検体捕捉部材を用いて前記流体の流れを濾過することによって前記物体の標本を採取する段階とを含む、方法。

10

【請求項 1 2】

前記第1受け器ポートの内径は前記第2受け器ポートの内径より小さく、前記方法は、前記第1受け器ポートから前記第2受け器ポートへの流体の流れ方向における圧力勾配の減少を生じさせる段階をさらに含む、請求項11に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記第2受け器部材は、前記第2受け器ポートに流体連通されている第2受け器チャンネルを含み、前記第2受け器チャンネルは、前記検体捕捉部材の直径より小さいチャンネル径を画定する、請求項11に記載の方法。

20

【請求項 1 4】

前記検体捕捉部材は、前記流体の流れ内の物質をサイズにより分離するよう構成されたサイズフィルタであり、前記方法は、前記フィルタのメッシュサイズ未満の物質が前記検体捕捉部材を通過して前記内部の前記第2部分に到達するのを遮ることにより行う、請求項11に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記検体捕捉部材の前記メッシュサイズを、前記物質の前記標本の予期されるサイズに基づいて選択する段階をさらに含む、請求項14に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記検体捕捉部材の周りに配置される流体封止部材を配置する段階であって、前記第1受け器部材が前記第2受け器部材に結合される境界の近傍に前記流体封止部材を配置して前記境界を封止する、配置する段階をさらに含む、請求項11に記載の方法。

30

【請求項 1 7】

物質が前記検体捕捉部材により採取されたかどうかを視覚的に示す段階をさらに含み、前記指示器は半透明または透明部分を含む、請求項11に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記第1受け器部材または前記第2受け器部材の一方は外側リムを含み、前記外側リムは、当該外側リムから延伸する少なくとも1つの受け器係合部材を備え、前記第1受け器部材または前記第2受け器部材の他方は少なくとも1つのトラックを形成する内側リムを含んでおり、前記方法は、前記第1受け器部材を前記第2受け器部材に取り外し可能に結合するため、前記受け器係合部材を前記少なくとも1つのトラックに摺動収容する段階をさらに含む、請求項11に記載の方法。

40

【請求項 1 9】

前記第2受け器部材の内側開口部を囲む前記第2受け器部材の内側リム表面に前記検体捕捉部材を配置する段階であって、前記内側開口部は前記内部の前記第2部分に流体連通する、配置する段階と、前記検体捕捉部材で前記内側開口部を覆う段階とを含む、請求項11に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記第1受け器ポートの開口部から前記第2受け器ポートの開口部までの前記検体受け器

50

の長さは1インチより大きく、5インチ未満である、請求項11に記載の方法。

【請求項 2 1】

外科コンソールであって：

内視鏡用具に結合するよう構成されると共にモーターによって回転されるよう構成された駆動アセンブリであって、前記モーターは、前記内視鏡用具の回転に関連付けられた速度で前記駆動アセンブリを回転させるよう構成された、駆動アセンブリと；

真空を前記内視鏡用具に印加するために前記内視鏡器具に結合されるよう構成された真空インターフェースと；

流体を前記内視鏡用具を通過して流動させるために前記内視鏡器具に結合されるよう構成された流体移動装置と；

前記真空が前記内視鏡器具に印加されている間に前記内視鏡器具を回転させるための命令、または、流体を前記内視鏡用具を通過して流動させるための命令の少なくとも一方を示すユーザ入力を受信するよう構成されたユーザインターフェースと；

前記ユーザ入力から前記命令を抽出し、かつ、前記駆動アセンブリ、前記真空インターフェース、または前記流体移動装置のうち少なくとも1つの動作を前記命令に基づいて制御するよう構成された制御回路であって、前記内視鏡用具を回転させるための命令を示す前記ユーザ入力に応答して、前記真空インターフェースが前記真空を前記内視鏡用具に印加する間に前記駆動アセンブリに前記内視鏡器具を回転させるよう構成された制御回路を含む、外科コンソール。

【請求項 2 2】

前記真空インターフェースは、前記内視鏡用具の真空ポートと、検体受け器または真空源の少なくとも一方とにチュービングを流体結合するよう構成された真空制御装置を含む、請求項21に記載の外科コンソール。

【請求項 2 3】

前記ユーザインターフェースは、前記真空制御装置を、前記真空制御装置が前記チュービングを受信するよう構成された開放位置、または、前記真空制御装置が前記チュービングに係合するよう構成された閉鎖位置の一方まで作動させるよう構成された真空制御命令を受信するよう構成された真空制御開放装置を含む、請求項22に記載の外科コンソール。

【請求項 2 4】

前記真空制御装置は、所定時間にわたって前記開放位置まで作動し、前記所定時間の経過後に自動的に閉鎖するよう構成されている、請求項23に記載の外科コンソール。

【請求項 2 5】

前記ユーザインターフェースは、チュービングの呼び水または流水の少なくとも一方を引き起こすよう構成されたプライマインプットを含み、前記チュービングは前記流体移動装置と前記内視鏡用具の洗浄ポートとに結合される、請求項21に記載の外科コンソール。

【請求項 2 6】

前記ユーザインターフェースは、前記内視鏡用具の回転速度の示度を受信するよう構成された速度制御部を含み、前記制御回路は、前記駆動アセンブリに、前記内視鏡用具の前記回転速度に対応したトルクを出力させるよう構成されている、請求項21に記載の外科コンソール。

【請求項 2 7】

前記駆動アセンブリは、前記トルクに関連付けられた拡張力または圧縮力を補正するために圧縮または拡張するよう構成された駆動トルクコイルを含む、請求項26に記載の外科コンソール。

【請求項 2 8】

前記駆動アセンブリは、前記内視鏡用具の駆動シャフトに係合するよう構成された係合受け部材を含む、請求項21に記載の外科コンソール。

【請求項 2 9】

前記内視鏡用具の近位コネクタを収容するよう構成された内視鏡用具インターフェース

10

20

30

40

50

をさらに含み、前記内視鏡用具インターフェースは、前記内視鏡用具インターフェースが前記内視鏡用具に取り外し可能に係合するよう構成された第1位置と、前記内視鏡用具インターフェースが前記内視鏡用具に係合している第2位置とに配置されるよう構成された係合アクチュエータを含む、請求項21に記載の外科コンソール。

【請求項30】

前記ユーザインターフェースは、前記駆動アセンブリおよび前記流体移動装置の制御に関連付けられた第1遠隔入力装置と、前記真空インターフェースの制御に関連付けられた第2遠隔入力装置とに通信可能に結合されており、前記第2遠隔入力装置からの第2制御命令が、前記第1遠隔入力装置からの第1制御命令の受け取り後から所定時間以内に受け取られた場合は、前記制御回路は、前記第2制御命令の受け取りに基づいて前記真空インターフェースの動作を制御するよう構成されている、請求項21に記載の外科コンソール。

10

【請求項31】

外科コンソールを操作するための方法であって：

(1)真空インターフェースを使って真空が前記内視鏡器具に印加されている間に、駆動アセンブリを使って内視鏡器具を回転させるための命令であって、前記駆動アセンブリは内視鏡用具に結合するよう構成され、前記駆動アセンブリはモーターによって回転されるよう構成され、前記モーターは前記内視鏡用具の回転に関連付けられた速度で前記駆動要素を回転させるよう構成され；前記真空インターフェースは、真空を前記内視鏡用具に印加するために前記内視鏡器具に結合されるよう構成された、回転させるための命令；または、(2)前記内視鏡器具に結合されるよう構成された流体移動装置を用いて、流体を前記内視鏡用具を通過して流動させるための命令の少なくとも一方を示すユーザ入力をユーザインターフェースで受信する段階と；

20

前記ユーザ入力から前記命令を抽出する段階と；

前記命令に基づいて、前記駆動アセンブリ、前記真空インターフェース、または前記流体移動装置のうち少なくとも1つの動作を制御する段階とを含み、動作を制御する前記段階は、前記内視鏡用具を回転させるための命令を示す前記ユーザ入力に応答して、前記真空インターフェースに前記真空を印加させる間に前記駆動アセンブリに前記内視鏡器具を回転させる段階を含む、方法。

【請求項32】

前記真空インターフェースの真空制御装置を、前記内視鏡用具の真空ポートと、検体受け器または真空源の少なくとも一方とに流体結合する段階をさらに含む、請求項31に記載の方法。

30

【請求項33】

真空制御命令を前記ユーザインターフェースの真空制御開放装置で受信する段階と、前記真空制御装置が前記チュービングを受け取るよう構成された開放位置、または、前記真空制御装置が前記チュービングに係合するよう構成された閉鎖位置の一方まで、前記真空制御装置を作動させる段階をさらに含む、請求項22に記載の方法。

【請求項34】

前記真空制御装置を前記開放位置まで作動させる前記段階は、前記真空制御装置を所定時間にわたって前記開放位置まで作動する段階と、前記所定時間の経過後に前記真空制御装置を自動的に閉鎖する段階を含む、請求項33に記載の方法。

40

【請求項35】

前記ユーザインターフェースのプライマーインプットにおいてプライマー命令を受信する段階と、前記流体移動装置と前記内視鏡用具の洗浄ポートとに結合されたチュービングの呼び水または流水の少なくとも一方を、前記プライマー命令に基づいて引き起こす段階をさらに含む、請求項31に記載の方法。

【請求項36】

前記ユーザインターフェースの速度制御部で内視鏡用具の回転速度の示度を受信する段階と、前記駆動アセンブリに、速度の前記示度に基づいて、前記内視鏡用具の前記回転速度に対応したトルクを出力させる段階とをさらに含む、請求項31に記載の方法。

50

【請求項 37】

前記駆動アセンブリの係合受け器部材によって、前記内視鏡用具の駆動シャフトに係合する段階をさらに含む、請求項31に記載の方法。

【請求項 38】

前記内視鏡用具の近位コネクタを内視鏡用具インターフェースで収容する段階と、前記内視鏡用具前記内視鏡用具インターフェースを係合アクチュエータによって係合させる段階をさらに含む、請求項31に記載の方法。

【請求項 39】

前記駆動アセンブリおよび前記流体移動装置の制御に関連付けられた第1遠隔入力装置から第1制御命令を受信する段階と、前記真空インターフェースの制御に関連付けられた第2遠隔入力装置から第2制御命令を受信する段階と、前記第2制御命令が前記第1制御命令から所定時間以内に受け取られた場合は、前記真空インターフェースに前記真空を前記内視鏡用具に印加させる段階とをさらに含む、請求項31に記載の方法。

【請求項 40】

内視鏡用具を操作する方法であって：

前記内視鏡器具の駆動要素を外科コンソールの駆動アセンブリに係合する段階と；

前記内視鏡器具の真空ポートを検体受け器の第1端部に流体結合する段階と；

前記検体受け器の第2端部を真空インターフェースに流体結合する段階と；

前記内視鏡器具の洗浄ポートを流体移動装置に流体結合する段階と；

前記内視鏡器具を内視鏡の器具チャンネルに挿入する段階と；

被験者内の部位において切除する物質を特定する段階と；

前記流体移動装置を用いて流体を前記内視鏡用具を通過して流動させる間に、前記内視鏡器具を回転させて前記物質を切除する段階と；

前記真空インターフェースを用いて前記内視鏡器具に真空を印加することによって、前記検体受け器に前記物質の標本を採取する段階とを含む、方法。

【請求項 41】

内視鏡用具のためのコネクタアセンブリであって：

駆動アセンブリを収容するよう構成された第1開口部を形成する第1コネクタ端部と；

前記第1コネクタ端部と対向する第2コネクタ端部であって、第2開口部および第3開口部を形成する第2コネクタ端部と；

前記第1コネクタ端部と前記第2コネクタ端部との間に延伸すると共に、前記駆動アセンブリにより回転されるように、前記第1開口部を介して前記駆動アセンブリに結合されるよう構成された駆動伝達アセンブリであって、前記第2コネクタ端部において柔軟性トルク送出アセンブリに結合され、前記駆動アセンブリの回転に応答して当該柔軟性トルク送出アセンブリを回転させるよう構成された駆動伝達アセンブリと；

洗浄ポートと、当該洗浄ポートおよび前記第2開口部に流体結合された第1チャンネル部分と、を含む洗浄チャンネルであって、前記洗浄ポートは流体を受け取ると共に当該受け取られた流体を前記洗浄チャンネルを通過するように流動させる、洗浄チャンネルと；

真空ポートと、当該真空ポートおよび前記第3開口部に流体結合された第2チャンネル部分と、を含む吸入チャンネルであって、前記真空ポートは当該真空ポートに印加された吸引力を前記第2チャンネル部分に伝達するよう構成されている、吸入チャンネルとを含む、コネクタアセンブリ。

【請求項 42】

前記駆動伝達アセンブリ、駆動アセンブリ、および柔軟性トルク送出アセンブリは、前記駆動伝達アセンブリが前記駆動アセンブリおよび前記柔軟性トルク送出アセンブリに結合されたときは、駆動軸に沿って同軸である、請求項41に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 43】

前記真空ポートにより画定された第1軸および前記洗浄ポートにより画定された第2軸は、それぞれ前記駆動軸に対して直交し、前記第1軸は前記第2軸に平行である、請求項42に記載のコネクタアセンブリ。

10

20

30

40

50

【請求項 4 4】

前記真空ポートは前記第1コネクタ端部と前記洗浄ポートとの間に配置されている、請求項43に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 4 5】

前記駆動アセンブリは、前記駆動アセンブリの回転によって発生する熱から前記駆動アセンブリを断熱するよう構成された断熱部材を含む、請求項41に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 4 6】

前記柔軟性トルク送出アセンブリは、外側カニューレと、当該外側カニューレ内に配置された内側カニューレとを含む切断アセンブリに結合され、前記外側カニューレは、前記切断アセンブリによって切除される物質が前記切断アセンブリに進入可能な経路となる開口部を形成し、吸引力を前記開口部に印加して前記吸入チャンネルを介して前記物質を吸い込むため、前記吸入チャンネルの前記第1チャンネル部分は前記開口部に流体結合されている、請求項41に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 4 7】

前記柔軟性トルク送出アセンブリは、柔軟性トルクコイルであって、前記コネクタアセンブリに隣接した前記柔軟性トルクコイルの第1端部から当該第1端部に対向する前記柔軟性トルクコイルの第2端部に回転力を伝達するよう構成された複数のスレッドを備えた柔軟性トルクコイルを含む、請求項46に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 4 8】

前記柔軟性トルク送出アセンブリは、前記外側カニューレに結合された柔軟性外側チュービングを含み、前記洗浄チャンネルは、前記受け取られた流体を前記外側カニューレを通過して流動させるため前記柔軟性外側チュービング内に形成されたチャンネルに流体結合されている、請求項46に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 4 9】

前記第1コネクタ端部は外科コンソールにより収容されるよう構成されている一方で、前記駆動アセンブリは前記第1開口部に収容される、請求項41に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 5 0】

前記駆動アセンブリは、第1半径を備えた駆動係合部材と第2半径を備えたシャフトチューブとを含み、当該シャフトチューブは前記駆動伝達アセンブリに結合されるよう構成され、前記駆動係合部材は外科コンソールの駆動要素により駆動されるよう構成され、前記駆動要素から前記柔軟性トルク送出アセンブリへの回転エネルギーの伝達を促進するように、前記第2半径は前記第1半径より小さい、請求項41に記載のコネクタアセンブリ。

【請求項 5 1】

内視鏡用具を操作する方法であって：

前記内視鏡器具のコネクタアセンブリの第1コネクタ端部によって形成される第1開口部において駆動アセンブリを収容する段階と；

前記駆動アセンブリを前記コネクタアセンブリの駆動伝達アセンブリに結合する段階であって、前記駆動伝達アセンブリは、前記第1コネクタ端部と前記コネクタアセンブリの第2コネクタ端部との間を延伸し、前記第2コネクタ端部は第2開口部および第3開口部を形成する、結合する段階と；

前記駆動伝達アセンブリを前記第2コネクタ端部において柔軟性トルク送出アセンブリに結合する段階と；

前記駆動伝達アセンブリによる回転に応答して、前記柔軟性トルク送出アセンブリを回転させる段階と；

前記コネクタアセンブリの洗浄ポートにおいて流体を受け取る段階と；

前記流体を洗浄チャンネルを通過するよう流動させる段階であって、前記洗浄チャンネルは、前記洗浄ポートと当該洗浄ポートおよび前記第2開口部に流体結合された第1チャンネル部分とを含む、流動させる段階と；

10

20

30

40

50

前記コネクタアセンブリの真空ポートに吸引力を印加する段階と；

前記内視鏡器具によって切除された物質の標本を採取するため、前記真空ポートと当該真空ポートおよび前記第3開口部に流体結合された第2チャンネル部分とを含む吸入チャンネルを介して前記吸引力を伝達する段階とを含む、方法。

【請求項 5 2】

前記駆動伝達アセンブリが駆動アセンブリおよび柔軟性トルク送出アセンブリに結合されたときには、前記駆動伝達アセンブリ、前記駆動アセンブリ、および前記柔軟性トルク送出アセンブリを駆動軸に沿って位置合わせする段階をさらに含む、請求項51に記載の方法。

【請求項 5 3】

前記真空ポートにより画定された第1軸および前記洗浄ポートにより画定された第2軸は、それぞれ前記駆動軸に対して直交し、前記第1軸は前記第2軸に平行である、請求項52に記載の方法。

【請求項 5 4】

前記真空ポートは前記第1コネクタ端部と前記洗浄ポートとの間に配置されている、請求項53に記載の方法。

【請求項 5 5】

前記駆動アセンブリの回転によって発生する熱から前記駆動アセンブリを、断熱部材を使って断熱する段階をさらに含む、請求項51に記載の方法。

【請求項 5 6】

前記柔軟性トルク送出アセンブリを、外側カニューレと、当該外側カニューレ内に配置された内側カニューレとを含む切断アセンブリに結合する段階であって、前記外側カニューレは、前記切断アセンブリによって切除される物質が前記切断アセンブリに進入可能な経路となる開口部を形成する、結合する段階と；前記吸引力を前記開口部に印加して前記吸入チャンネルを介して前記物質を吸い込むために、前記第1チャンネル部分を前記開口部に流体結合する段階とをさらに含む、請求項51に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記コネクタアセンブリに隣接した前記柔軟性トルク送出アセンブリの柔軟性トルクコイルの第1端部から当該第1端部に対向する前記柔軟性トルクコイルの第2端部に回転力を伝達する段階をさらに含む、請求項56に記載の方法。

【請求項 5 8】

前記流体を前記外側カニューレを通過して流動させるため、柔軟性外側チュービングを前記外側カニューレと前記第2コネクタ端部の第2開口部とに結合する段階をさらに含む、請求項56に記載の方法。

【請求項 5 9】

前記駆動アセンブリが前記第1開口部に収容される一方で、前記第1コネクタ端部を外科コンソールにおいて収容する段階をさらに含む、請求項51に記載の方法。

【請求項 6 0】

前記駆動アセンブリは、第1半径を備えた駆動係合部材と第2半径を備えたシャフトチューブとを含み、当該シャフトチューブは前記駆動伝達アセンブリに結合されるよう構成され、前記方法は、前記駆動係合部材を外科コンソールの駆動要素により駆動する段階をさらに備え、前記駆動要素から前記柔軟性トルク送出アセンブリへの回転エネルギーの伝達を促進するように、前記第2半径は前記第1半径より小さい、請求項51に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本願は、2016年3月15日付けで提出され、「外科コンソール、検体受け器、および組織

10

20

30

40

50

除去のための挿入可能な内視鏡器具(Surgical Console, Specimen Receiver, and Insertable Endoscopic Instrument for Tissue Removal)」と題した米国仮出願第62/308,829号の利益および優先権を主張する。この出願は、2015年7月6日付けで提出され、「組織除去のための挿入可能な内視鏡器具(Insertable Endoscopic Instrument for Tissue Removal)」と題した米国出願第14/792,369号の一部継続出願であって、その優先権を主張し、その出願は、現在は米国特許第9,072,505号となっている2014年11月10日付けで提出され、「組織除去のための挿入可能な内視鏡器具(Insertable Endoscopic Instrument for Tissue Removal)」と題した米国出願第14/537,362号の継続出願であって、その優先権を主張し、その出願は、現在は米国特許第8,882,680号となっている2016年5月16日付けで提出され、「組織除去のための挿入可能な内視鏡器具(Insertable Endoscopic Instrument for Tissue Removal)」と題した米国出願第14/280,202号の継続出願であって、その優先権を主張し、その出願は、2013年5月17日付けで提出され、「組織除去のための挿入可能な内視鏡器具(Insertable Endoscopic Instrument for Tissue Removal)」と題した米国仮特許出願第61/824,760号の優先権及び利益を主張する。米国出願第14/280,202号は、2011年12月23日付けで提出され、「ポリープのデブリードマンを行いかつ除去するための内視鏡用具(Insertable Endoscopic Instrument for Tissue Removal)」と題した米国出願第13/336,491号の一部継続出願でもあり、その出願は、2011年12月2日付けで提出され、「ポリープのデブリードマンを行いかつ除去するための内視鏡用具(Insertable Endoscopic Instrument for Tissue Removal)」と題した米国仮特許出願第61/566,472号の優先権及び利益を主張する。これら各出願は、引用してその全体をすべての目的で本明細書に援用する。

10

20

【背景技術】

【0002】

結腸癌は米国において三番目の癌の原因であるが、癌関連の二番目の死亡原因である。結腸癌は、米国人口のうち35%もの割合で発生する既存の結腸ポリープ(腺腫)から発生する。結腸ポリープは、良性、前癌性、および癌性のいずれかでありうる。結腸鏡検査は、世界中で有病率が増加している結腸癌の優れた判別検査ツールであると広く考えられている。文献によれば、結腸鏡検査の判別検査における1%の増加は、結腸癌有病率の3%の減少に繋がる。結腸鏡検査に対する現在の需要は、医療制度が適切な判別検査を行う能力を超えている。過去数十年における結腸癌判別検査の増加にもかかわらず、該当する人口の55%しか判別検査を受けておらず、推奨されている80%には遠く及ばないため、数百万人の患者が危険にさらされている。

30

【0003】

適切な資源の欠如によって、結腸鏡検査を行う操作者は、典型的には最も大きいポリープだけしか標本として採取せず、将来的に結腸鏡検査を行う前に結腸癌に転化する小型で検出可能性がより低いポリープを残してしまうことで患者に関して標本偏差を引き起こす。この標本偏差のおかげで、標本採取されたポリープから陰性の結果が得られたとしても、患者が本当に癌を患っていないことを保証するものではない。既存のポリープ切除技法は精度を欠き、厄介で長時間を要する。

【0004】

現時点では、結腸ポリープの切除には、内視鏡内に形成された作業チャンネルを介して患者の体内に導入されるスネアを使用する。スネアの先端部がポリープの茎の周りを通され、ポリープを結腸壁から切断する。切断が終了すると、切断されたポリープは、操作者により回収されるまで患者の腸壁に置かれる。この標本を回収するには、まずスネアを内視鏡から取り除き、生検鉗子またはサクションを内視鏡の同じチャンネルを介して送り込んでこの標本を回収する。

40

【0005】

従って、生検用のポリープ除去の正確性およびスピードを向上させる改良型内視鏡器具の必要性が存在する。

【発明の概要】

50

【 0 0 0 6 】

患者から無茎性ポリープを患者から正確に除去でき、複数ポリープの標本を効率的に採取できる改良型内視鏡器具が提供される。特に、前記改良型内視鏡器具は、別の切断工具および別の標本回収工具を交互に使用することなく、1つまたは複数のポリープのデブリードマンを行いかつ前記デブリードマンを行ったポリープを回収できる。この標本採取は結腸鏡検査と統合できる。幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は患者体内から組織を切断しかつ除去できる。こうした幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、軟性内視鏡を介してアクセスした患者体内から実質的に同時に組織を切断しかつ除去できる。

【 0 0 0 7 】

一側面では、内視鏡の単一の器具チャンネル内に挿入できる内視鏡器具は、作動チャンネルを備えた軟性内視鏡が到達した被験者内の部位で物質を切除するよう構成された動力駆動器具ヘッドを含む。前記動力駆動器具ヘッドは、第1遠位端および第1近位端を含む。前記動力駆動器具ヘッドの前記第1遠位端には、前記切除された物質がこの軟性内視鏡器具に進入する経路である物質進入ポートが形成されている。本体が、前記動力駆動器具ヘッドの前記第1近位端に結合されると共に、前記動力駆動器具ヘッドを駆動するよう構成されている。前記本体は、第2遠位端および第2近位端を備えた柔軟部を含む。前記柔軟部の前記第2近位端には物質排出ポートが形成されている。吸入チャンネルが、前記動力駆動器具ヘッドの前記物質進入ポートから前記柔軟部の前記物質排出ポートまで延伸する。前記柔軟部の前記第2近位端は真空源に結合され、前記内視鏡器具が軟性内視鏡の器具チャンネル内に配置されている際には、前記物質進入ポートを介して前記吸入チャンネルに入る前記切除された物質は、前記物質排出ポートで前記吸入チャンネルから除去される。

【 0 0 0 8 】

幾つかの実装例では、前記本体は動力アクチュエータをさらに含む。前記動力アクチュエータが、前記動力駆動器具ヘッドの前記第1近位端に結合されると共に、前記動力駆動器具ヘッドを駆動するよう構成されている。幾つかの実装例では、前記動力アクチュエータは、液圧式動力アクチュエータ、空気圧式動力アクチュエータ、または電動アクチュエータのいずれかである。幾つかの実装例では、前記動力アクチュエータは、電動モーター、テスラモーター、および羽根ローターのうち少なくとも1つを含む。幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、前記動力アクチュエータに動力を供給するよう構成されたエネルギー蓄積要素を含む。幾つかの実装例では、前記吸入チャンネルは、前記動力駆動器具ヘッドと、前記動力アクチュエータと、前記柔軟部とによって形成されている。

【 0 0 0 9 】

幾つかの実装例では、前記動力アクチュエータは、液圧式動力アクチュエータまたは空気圧式動力アクチュエータのいずれかである。幾つかの実装例では、前記柔軟部は、前記動力アクチュエータを作動させるために注水を供給するよう構成された流体吸入管状部材と、前記アクチュエータを作動させるための前記流体を除去するよう構成された流体出口管状部材とを含む。幾つかの実装例では、前記柔軟部は、前記吸入チャンネルの近位部を形成する吸入管状部材を含む。

【 0 0 1 0 】

幾つかの実装例では、前記動力アクチュエータは中空部分を含み、前記中空部分は、前記動力駆動器具ヘッドの前記物質進入ポートと前記柔軟部の前記物質排出ポートとを流体結合する。

【 0 0 1 1 】

幾つかの実装例では、前記器具は、その作動時に、前記内視鏡の前記器具チャンネルの壁部に接触するよう構成されている係合アセンブリを含む。幾つかの実装例では、前記係合アセンブリは、変形するよう構成された柔軟性リング構造体を含む。

【 0 0 1 2 】

幾つかの実装例では、前記動力駆動器具ヘッドは、外側構造体と前記外側構造体内に配置された切断シャフトとを含み、前記切断シャフトは、前記動力アクチュエータに結合されると共に前記動力アクチュエータが作動されると、前記外側構造体に対して回転するよ

10

20

30

40

50

う構成されている。幾つかの実装例では、前記切断シャフトは中空部分および前記物質進入ポートを含む。

【0013】

幾つかの実装例では、前記柔軟部は中空の柔軟トルクケーブルを含む。前記柔軟トルクケーブルは、前記動力駆動器具ヘッドの前記第1近位端に結合されるよう構成された遠位部分と、動力アクチュエータに結合するよう構成された近位部分とを備えている。幾つかの実装例では、前記柔軟トルクケーブルは前記吸入チャンネルの一部を形成する。前記柔軟トルクケーブルの前記遠位部分は、前記動力駆動器具ヘッドの前記物質進入ポートに流体結合されており、前記柔軟トルクケーブルの前記近位部分は前記物質排出ポートを含む。

10

【0014】

幾つかの実装例では、前記器具は約5mm未満の外径を備えている。幾つかの実装例では、前記柔軟部は、前記動力駆動器具ヘッドの少なくとも40倍の長さである。幾つかの実装例では、前記動力アクチュエータの外径は約4mm未満である。

【0015】

別の様態では、内視鏡器具は、被験者の体内の部位で物質を切除するよう構成された動力駆動器具ヘッドを含む。前記動力駆動器具ヘッドは、切断先端部と、物質が前記内視鏡器具の遠位端に進入できるよう構成された物質進入ポートとを含んでいる。本体が前記動力駆動器具ヘッドに結合されている。前記本体は、前記内視鏡器具の近位端からの物質の排出を許容するよう構成された物質排出ポートを備えた長尺中空の柔軟性管状部材を含む。吸入チャンネルが、前記動力駆動器具ヘッドの前記物質進入ポートから前記長尺中空の柔軟性管状部材の物質排出ポートまで延伸している。前記柔軟部の前記第2近位端は真空源に流体結合するよう構成されており、前記動力駆動器具ヘッドの前記物質進入ポートを介して前記吸入チャンネルに入る前記切除された物質は、前記物質排出ポートを介して前記内視鏡器具から除去される。前記内視鏡器具は、内視鏡の蛇行状器具チャンネル内を進むよう構成されている。幾つかの実装例では、前記器具は約5mm未満の外径を備え、前記柔軟性管状部材は少なくとも72インチの長さである。

20

【0016】

幾つかの実装例では、前記本体は動力アクチュエータをさらに含み、前記動力アクチュエータは、前記動力駆動器具ヘッドの前記第1近位端に結合されると共に、前記動力駆動器具ヘッドを駆動するよう構成されている。幾つかの実装例では、前記動力アクチュエータは電動アクチュエータであり、電源に結合するよう構成された導電線をさらに含む。幾つかの実装例では、前記吸入チャンネルは、前記動力駆動器具ヘッドと、前記動力アクチュエータと、前記柔軟部とによって形成されている。幾つかの実装例では、前記柔軟性管状部材は前記吸入チャンネルの近位部を形成する。

30

【0017】

幾つかの実装例では、前記動力アクチュエータは、液圧式動力アクチュエータまたは空気圧式動力アクチュエータのいずれかであり、前記動力アクチュエータを作動させるために流体を供給するよう構成された流体吸入管状部材と、前記動力アクチュエータを作動させるために供給される前記流体を除去するよう構成された流体出口管状部材とをさらに含む。

40

【0018】

幾つかの実装例では、前記器具は、その作動時に、前記内視鏡の前記器具チャンネルの壁部に接触するよう構成されている係合アセンブリを含む。幾つかの実装例では、前記係合アセンブリは、真空が掛けられると前記器具チャンネルに接触しない係合位置に移動するよう構成されている真空作動構造体であって、真空が掛けられていないときは前記器具チャンネルに接触しない後退位置に移動するよう構成されている真空作動構造体を含む。

【0019】

幾つかの実装例では、前記動力駆動器具ヘッドは、外側構造体と前記外側構造体内に配置された切断シャフトとを含み、前記切断シャフトは、前記動力アクチュエータに結合さ

50

れると共に前記動力アクチュエータが作動されると、前記外側構造体に対して回転するよう構成されている。

【0020】

幾つかの実装例では、前記柔軟性管状部材は中空の柔軟トルクケーブルを含む。前記柔軟トルクケーブルは、前記動力駆動器具ヘッドの前記第1近位端に結合されるよう構成された遠位部分と、前記内視鏡器具の外部に位置した動力アクチュエータに結合するよう構成された近位部分とを備えている。幾つかの実装例では、前記柔軟トルクケーブルはさらに前記吸入チャンネルの一部を形成し、前記柔軟トルクケーブルの前記遠位部分は、前記動力駆動器具ヘッドの前記物質進入ポートに流体結合されており、前記柔軟トルクケーブルの前記近位部分は前記物質排出ポートを含む。幾つかの実装例では、前記器具は、前記柔軟トルクケーブルを囲む外装を含む。

10

【0021】

別の様態によれば、内視鏡と共に使用するよう適合された軟性の内視鏡生検回収器具は、ハウジングと、前記ハウジングに結合されたデブリードマン要素と、前記デブリードマン要素によりデブリードマンされた物質を回収するための前記ハウジング内に配置された標本回収導管とを含む。様々な実施形態では、改良型軟性内視鏡は、デブリードマン要素と、前記デブリードマン要素によりデブリードマンされた物質を回収するための標本回収導管とを含む一体型の内視鏡生検回収器具を備えるよう構成できる。

【0022】

別の様態では、患者の体内からポリープを回収するための方法は、内視鏡の単一の器具チャンネル内に内視鏡器具を配置する段階と、前記内視鏡を患者の体内に挿入する段階と、前記内視鏡器具のデブリードマン要素を作動して前記患者体内のポリープを切断する段階と、前記内視鏡器具の標本回収要素を作動して前記患者体内から前記切断されたポリープを除去する段階とを含む。

20

【0023】

さらに別の様態によれば、内視鏡は、柔軟ハウジングにより分離された第1端部および第2端部を含む。器具チャンネルが前記第1端部から前記第2端部まで延伸し、内視鏡器具が前記内視鏡の前記第1端部で前記器具チャンネルに結合されている。前記内視鏡器具は、部分的に器具チャンネル内に配置されたデブリードマン要素と標本回収導管とを含む。

30

【0024】

さらに別の側面によれば、内視鏡の単一の器具チャンネル内に挿入できる内視鏡器具は、被験者内の部位で物質を切除するよう構成された切断アセンブリを含むことができる。前記切断アセンブリは、外側カニューレと、当該外側カニューレ内に配置された内側カニューレとを含む。この外側カニューレは、切除される物質が前記切断アセンブリに入る際に通過する開口部を形成する。この内視鏡器具は、前記外側カニューレに結合された柔軟性外側チュービングであって、前記外側カニューレを前記内側カニューレに対して回転させるよう構成された柔軟性外側チュービングも含む。前記柔軟性外側チュービングの外径は、前記内視鏡器具を挿入できる前記器具チャンネルよりも小さくできる。前記内視鏡器具は、前記柔軟性外側チュービング内に配置された部分を備えた柔軟性トルクコイルも含む。前記柔軟性トルクコイルは前記内側カニューレに結合された遠位端部を含み。前記柔軟性トルクコイルは、前記内側カニューレを前記外側カニューレに対して回転させるよう構成されている。さらに、前記内視鏡器具は、前記柔軟性トルクコイルの近位端に結合されると共に駆動アセンブリと係合するよう構成された近位コネクタを含み、当該駆動アセンブリは、作動すると前記近位コネクタと、前記柔軟性トルクコイルと、前記内側カニューレとを回転させるよう構成されている。さらに前記内視鏡器具は、真空源に係合するよう構成された吸入ポートを備えた吸入チャンネルを含む。前記吸入チャンネルは、前記柔軟性トルクコイルの内壁および前記内側カニューレの内壁により部分的に形成されており、前記内側カニューレに形成された開口部から前記吸入ポートまで延伸する。さらに、前記内視鏡器具は、前記柔軟性トルクコイルの外壁と前記柔軟性外側チュービングの内壁との間に形成された第1部分を備えた洗浄チャンネルであって、前記吸入チャンネルに洗浄

40

50

流体を運ぶよう構成された洗浄チャンネルを含む。

【0025】

幾つかの実装例では、前記近位コネクタは中空であり、前記近位コネクタの内壁は前記吸入チャンネルの一部を形成する。幾つかの実装例では、前記近位コネクタは硬質の円柱構造体であり、前記駆動アセンブリの駆動レセプタクル内に配置されるよう構成されている。前記近位コネクタは、前記駆動アセンブリに係合するよう構成された結合器と、前記内側カニューレを前記外側カニューレの遠位端に向けて付勢するよう構成された張力調整パネとを含むことができる。幾つかの実装例では、前記張力調整パネが前記内側カニューレの切断部分を前記外側カニューレの前記開口部に隣接して位置決めするように、前記張力調整パネは寸法決めかつ付勢されている。幾つかの実装例では、前記近位コネクタは、前記柔軟性トルクコイルに回転可能に流体結合されている。

10

【0026】

幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、洗浄進入ポートを含む灌注コネクタと、当該灌注コネクタおよび前記柔軟性外側チュービングに結合された管状部材とをさらに含む。前記管状部材の内壁および前記柔軟性トルクコイルの前記外壁は、前記洗浄チャンネルの前記第1部分に流体結合される前記洗浄チャンネルの第2部分を形成できる。幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、前記柔軟性外側チュービングを前記管状部材に結合させる回転結合器であって、前記柔軟性外側チュービングを前記管状部材に対して回転させかつ前記外側カニューレに形成された前記開口部を前記内側カニューレに対して回転させるよう構成された回転結合器も含む。幾つかの実装例では、前記灌注コネクタは、前記柔軟性トルクコイルが内部に配置された内側穴を形成する。

20

【0027】

幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、前記柔軟性トルクコイルが内部に配置されたライニングも含み、当該ライニングの外壁は前記洗浄チャンネルの一部を形成するよう構成されている。幾つかの実装例では、前記内側カニューレは、前記外側カニューレに対して軸の周りに回転するよう構成されており、前記吸入チャンネルは、前記内側カニューレの前記開口部で吸引力を掛けるよう構成されている。

【0028】

幾つかの実装例では、前記柔軟性トルクコイルは複数のスレッドを含む。前記複数のスレッドそれぞれは、当該複数のスレッドの1つまたは複数の隣接するスレッドが巻かれている方向とは反対方向に巻くことができる。幾つかの実装例では、前記柔軟性トルクコイルは複数の層を含む。前記複数の層それぞれは、当該複数の層の1つまたは複数の隣接する層が巻かれている方向とは反対方向に巻くことができる。幾つかの実装例では、各層は1つまたは複数のスレッドを含むことができる。

30

【0029】

幾つかの実装例では、前記柔軟性外側チュービングは、前記内視鏡器具が挿入される内視鏡の長さを超える長さを備えている。幾つかの実装例では、前記柔軟性外側チュービングは、当該柔軟性外側チュービングの外径より少なくとも100倍の長さを備えている。幾つかの実装例では、前記柔軟部は、前記切断アセンブリの少なくとも40倍の長さである。

【0030】

別の局面によれば、検体受け器は、第1受け器部材と、検体捕捉部材と、第2受け器部材とを含む。前記第1受け器部材は、物質を含んだ流体の流れを受け取るよう構成された第1受け器ポートを含み、前記第1受け器部材は、前記検体受け器の内部の第1部分を形成する。前記検体捕捉部材は、前記内部の前記第1部分に流体連通する。前記検体捕捉部材は、前記流体の流れから物質の標本を採取するよう構成されている。前記検体捕捉部材は、前記内部の前記第1部分と前記内部の前記第2部分との間に配置される。前記検体捕捉部材は、前記流体の流れを濾過して物質の標本を採取するよう構成されている。前記第2受け器部材は、前記第1受け器部材に結合されるよう構成されている。前記第2受け器部材は、前記検体受け器の前記内部の第2部分を形成する。前記第2部分は前記第1部分の下流側にある。前記第2受け器部材は、真空源に結合されるよう構成された第2受け器部材を含む。

40

50

【0031】

さらに別の局面によれば、検体受け器において内視鏡用具から物質の標本を採取する方法は、検体捕捉部材を第1受け器部材と第2受け器部材との間に配置する段階含む。前記方法は、前記第1受け器部材の第1受け器ポートにおいて物質を含んだ流体の流れを受け取る段階であって、前記第1受け器部材は、前記検体捕捉部材が内部に配置された前記検体受け器の内部の第1部分を形成する、受け取る段階を含む。前記方法は、前記第2受け器部材を前記第1受け器部材に結合する段階であって、前記第2受け器部材は、前記検体受け器の前記内部の第2部分を形成する、結合する段階を含む。前記方法は、前記流体の流れを前記検体受け器を通過して流動させるために、真空源を前記第2受け器部材の第2受け器ポートに結合する段階を含む。前記方法は、前記検体捕捉部材を用いて前記流体の流れを濾過することによって前記物体の標本を採取する段階とを含む。

10

【0032】

さらに別の局面によれば、外科コンソールは、駆動アセンブリと、真空インターフェースと、流体移動装置と、ユーザインターフェースと、制御回路とを含む。前記駆動アセンブリは、内視鏡器具に結合されるよう構成されている。前記駆動アセンブリは、モーターによって回転されるよう構成されている。前記モーターは、前記内視鏡器具の回転に関連付けられた速度で前記駆動アセンブリを回転させるよう構成されている。前記真空インターフェースは、真空を前記内視鏡用具に印加するために前記内視鏡器具に結合されるよう構成されている。前記流体移動装置は、流体を前記内視鏡用具を通過して流動させるために前記内視鏡器具に結合されるよう構成されている。前記ユーザインターフェースは、前記真空が前記内視鏡器具に印加されている間に前記内視鏡器具を回転させるための命令、または、流体を前記内視鏡用具を通過して流動させるための命令の少なくとも一方を示すユーザ入力を受信するよう構成されている。前記制御回路は、前記ユーザ入力から前記命令を抽出し、かつ、前記駆動アセンブリ、前記真空インターフェース、または前記流体移動装置のうち少なくとも1つの動作を前記命令に基づいて制御するよう構成されている。前記制御回路は、前記内視鏡用具を回転させるための命令を示す前記ユーザ入力に応答して、前記真空インターフェースが前記真空を前記内視鏡用具に印加する間に前記駆動アセンブリに前記内視鏡器具を回転させるよう構成されている。

20

【0033】

さらに別の局面によれば、外科コンソールを操作するための方法は、ユーザインターフェースにおいてユーザ入力を受信する段階を含む。前記ユーザ入力は、(1)真空インターフェースを使って真空が前記内視鏡器具に印加されている間に、駆動アセンブリを使って内視鏡器具を回転させるための命令であって、前記駆動アセンブリは内視鏡用具に結合するよう構成され、前記駆動アセンブリはモーターによって回転されるよう構成され、前記モーターは、前記内視鏡用具の回転に関連付けられた速度で前記駆動要素を回転させるよう構成され；前記真空インターフェースは真空を前記内視鏡用具に印加するために前記内視鏡器具に結合されるよう構成された、回転させるための命令と、(2)前記内視鏡器具に結合されるよう構成された流体移動装置を用いて、流体を前記内視鏡用具を通過して流動させるための命令の少なくとも一方を示す。前記方法は、前記ユーザ入力から前記命令を抽出する段階を含む。前記方法は、前記命令に基づいて、前記駆動アセンブリ、前記真空インターフェース、または前記流体移動装置のうち少なくとも1つの動作を制御する段階とを含む。動作を制御する前記段階は、前記内視鏡用具を回転させるための命令を示す前記ユーザ入力に応答して、前記真空インターフェースに前記真空を印加させる間に前記駆動アセンブリに前記内視鏡器具を回転させる段階を含む。

30

40

【0034】

さらに別の局面では、内視鏡器具を操作する方法は、前記内視鏡器具の駆動要素を外科コンソールの駆動アセンブリに係合する段階を含む。前記方法は、前記内視鏡器具の真空ポートを検体受け器の第1端部に流体結合する段階を含む。前記方法は、前記検体受け器の第2端部を真空インターフェースに流体結合する段階を含む。前記方法は、前記内視鏡器具の洗浄ポートを流体移動装置に流体結合する段階を含む。前記方法は、前記内視鏡器

50

具を内視鏡の器具チャンネルに挿入する段階を含む。前記方法は、被験者内の部位において切除する物質を特定する段階を含む。前記方法は、前記流体移動装置を用いて流体を前記内視鏡用具を通過して流動させる間に、前記内視鏡器具を回転させて前記物質を切除する段階を含む。前記方法は、前記真空インターフェースを用いて前記内視鏡器具に真空を印加することによって、前記検体受け器に前記物質の標本を採取する段階を含む。

【0035】

さらに別の局面では、内視鏡用具のためのコネクタアセンブリは、第1コネクタ端部と、第2コネクタ端部と、駆動部移動アセンブリと、洗浄チャンネルと、吸入チャンネルとを含む。前記第1コネクタ端部は、駆動アセンブリを収容するよう構成された第1開口部を形成する。前記第2コネクタ端部は、前記第1コネクタ端部と対向し、かつ、第2開口部および第3開口部を形成する。前記駆動伝達アセンブリは、前記第1コネクタ端部と前記第2コネクタ端部との間を延伸する。前記駆動伝達アセンブリは、前記駆動アセンブリにより回転されるように、前記第1開口部を介して前記駆動アセンブリに結合されるよう構成されている。前記駆動伝達アセンブリは、前記第2コネクタ端部において柔軟性トルク送出アセンブリに結合され、前記駆動アセンブリの回転に応答して当該柔軟性トルク送出アセンブリを回転させるよう構成されている。前記洗浄チャンネルは、洗浄ポートと、当該洗浄ポートおよび前記第2開口部に流体結合された第1チャンネル部分とを含む。前記洗浄ポートは、流体を受け取ると共に当該受け取られた流体を前記洗浄チャンネルを通過するように流動させるよう構成されている。前記洗浄チャンネルは、真空ポートと、当該真空ポートおよび前記第3開口部に流体結合された第2チャンネル部分とを含む。前記真空ポートは、当該真空ポートに印加された吸引力を前記第2チャンネル部分に伝達するよう構成されている。

さらに別の局面では、内視鏡器具を操作する方法は、前記内視鏡器具のコネクタアセンブリの第1コネクタ端部によって形成される第1開口部において駆動アセンブリを収容する段階を含み。前記方法は、前記駆動アセンブリを前記コネクタアセンブリの駆動伝達アセンブリに結合する段階を含む。前記駆動伝達アセンブリは、前記第1コネクタ端部と前記コネクタアセンブリの第2コネクタ端部との間を延伸する。前記第2コネクタ端部は、第2開口部および第3開口部を形成する。前記方法は、前記駆動伝達アセンブリを前記第2コネクタ端部において柔軟性トルク送出アセンブリに結合する段階を含む。前記方法は、前記駆動伝達アセンブリによる回転に応答して、前記柔軟性トルク送出アセンブリを回転させる段階を含む。前記方法は、前記コネクタアセンブリの洗浄ポートにおいて流体を受け取る段階を含む。前記方法は、前記流体を洗浄チャンネルを通過するよう流動させる段階であって、前記洗浄チャンネルは、前記洗浄ポートと当該洗浄ポートおよび前記第2開口部に流体結合された第1チャンネル部分とを含む、流動させる段階を含む。前記方法は、前記コネクタアセンブリの真空ポートに吸引力を印加する段階を含む。前記方法は、前記内視鏡器具によって切除された物質の標本を採取するため、前記真空ポートと当該真空ポートおよび前記第3開口部に流体結合された第2チャンネル部分とを含む吸入チャンネルを介して前記吸引力を伝達する段階を含む。

【0036】

この発明の概要は、詳細な説明で後にさらに説明する幾つかの概念を単純化した形式で導入することを意図している。この発明の概要は、請求項に記載した主題の重要または必須の特徴を示すことを意図したものではなく、請求項に記載した主題の範囲を限定することを意図したものでもない。また、請求項に記載した主題は、従来技術の問題に関わるいかなるもの、または、すべての利点を提供するものでもなく、従来技術の問題のいかなるもの、または、すべてを解決する実装例に限定されない。

【図面の簡単な説明】

【0037】

本開示は例示的に示したものであり、添付図面を参照して説明する。

【図1】図1Aは、体内で形成しうる様々な種類のポリープを示す。図1Bは、本開示の実施形態による内視鏡の部分透視図を示す。図1Cは、本開示の実施形態による内視鏡器具

10

20

30

40

50

の透視図を示す。

【図 2】図2Aおよび2Bは、本開示の実施形態による、図1に示した内視鏡と結合する内視鏡器具の側面透視図を示す。

【図 3】図3Aおよび3Bは、本開示の実施形態による、図1に示した内視鏡と結合する例示的な内視鏡器具の側面透視図を示す。

【図 4】図4Aは、本開示の実施形態による、内視鏡と結合できる内視鏡器具の分解組立図を示す。図4Bは、内視鏡に結合された内視鏡器具の透視図を図示し、内視鏡器具と関連付けられた様々な導管を示す。

【図 5】図5は、本開示の実施形態による、図1に示した内視鏡と結合される別の例示的な内視鏡器具の側面透視図を示す。

10

【図 6】図6は、本開示の実施形態による例示的な内視鏡器具の拡大図を示す。

【図 7】図7は、本開示の実施形態による、図6に示した内視鏡器具の切断工具の外側ブレードの透視図を示す。

【図 8】図8は、本開示の実施形態による、図6に示した内視鏡器具の切断工具の内側ブレードの透視図を示す。

【図 9】図9は、本開示の実施形態による、図6に示した内視鏡器具のローターの透視図を示す。

【図 10】図10は、本開示の実施形態による、図6に示した内視鏡器具のケーシングの透視図を示す。

【図 11】図11は、本開示の実施形態による、図6に示した内視鏡器具のキャップの透視図を示す。

20

【図 12】図12は、本開示の実施形態による、図6に示した内視鏡器具の結合部材の透視図を示す。

【図 13】図13は、内視鏡に結合された内視鏡器具の透視図を示し、内視鏡器具と関連付けられた様々な導管を示す。

【図 14】図14は、内視鏡に結合された内視鏡器具の別の透視図を示し、内視鏡器具と関連付けられた様々な導管を示す。

【図 15】図15は、本開示の実施形態による、内視鏡器具を動作させるための様々な構成要素を図示した概念的システムアーキテクチャ図である。

【図 16】図16Aは、本開示の実施形態による例示的な内視鏡器具の分解組立図を示す。

30

図16Bは、本開示の実施形態による、図16Aに示した内視鏡器具の断面図を示す。図16Cは、本開示の実施形態による例示的な内視鏡器具の例示的な係合アセンブリの概略図を示す。図16Dは、本開示の実施形態による、非係合状態となっている図16Cに示した係合アセンブリの切開図を示す。図16Eは、本開示の実施形態による、係合アセンブリが内視鏡の器具チャンネルに係合するように配置されている図16Aに示した係合アセンブリの切開図である。

【図 17】図17Aは、本開示の実施形態による例示的な内視鏡器具の分解組立図を示す。

図17Bは、本開示の実施形態による、図17Aに示した内視鏡器具の断面図を示す。

【図 18】図18Aは、本開示の実施形態による、テスラローターを使用した例示的な内視鏡器具の分解組立図を示す。図18Bは、本開示の実施形態による、図18Aに示した内視鏡器具の断面図を示す。

40

【図 19】図19Aは、本開示の実施形態による、動力アクチュエータ/真空源システムに結合された例示的な内視鏡器具を示す。図19Bは、本開示の実施形態による、図19Aに示した動力アクチュエータ/真空源システムの断面図を示す。図19Cは、本開示の実施形態による、図19Aに示した内視鏡器具の例示的なヘッド部の分解組立図を示す。図19Dは、本開示の実施形態による、係合アセンブリを備えた内視鏡器具の部分の切開図を示す。図19Eは、本開示の実施形態による、非係合位置にある図19Dに示した係合アセンブリの切開図を示す。図19Fは、本開示の実施形態による、係合位置にある図19Dに示した係合アセンブリの切開図を示す。

【図 20】図20は、本開示の実施形態による、内視鏡器具を動作させるための様々な構成

50

要素を図示した概念的システムアーキテクチャ図である。

【図 2 1】図21AA～21Fは、本開示の実施形態による内視鏡アセンブリの複数の面を示す。

【図 2 2】図22A～22Hは、本開示の実施形態による例示的な柔軟性ケーブルの様々な実装例を示す。

【図 2 3】図23AA～23BBは、本開示の実施形態による切断工具の例示的な実装例を示す。

【図 2 4】図24A～24Cは、本開示の実施形態による結合構成要素の駆動シャフトの様々な面を示す。

【図 2 5】図25は、本開示の実施形態による例示的なハウジング構成要素を示す。

【図 2 6】図26A～26Eは、本開示の実施形態による例示的なスリーブベアリングを示す。

【図 2 7】図27A～27Cは、本開示の実施形態によるケーシングの一部を形成する例示的な底部プレートを示す。

【図 2 8】図28A～28Dは、本開示の実施形態によるケーシングの一部を形成する例示的な側部プレートを示す。

【図 2 9】図29AA～29EEは、本開示の実施形態によるフェルールの様々な面を示す。

【図 3 0】図30AA～30Cは、本開示の実施形態による先端部が圧入される内視鏡アセンブリの複数の面を示す。

【図 3 1】図31AA～31ABおよび31B～31Cは、本開示の実施形態による先端部が圧入される内視鏡アセンブリの複数の面を示す。

【図 3 2】図32は、本開示の実施形態による内視鏡用具の例示的な柔軟部の上面図を示す。

【図 3 3】図33は、本開示の実施形態によるトルクロープを使用する内視鏡用具の例示的な切断アセンブリの断面図である。

【図 3 4】図34A～34Cは、本明細書に記載した内視鏡用具の一実装例の柔軟部領域の異なる構成の断面図である。

【図 3 5】図35は、本開示の実施形態による内視鏡用具の部分の様々な図を示す。

【図 3 6】図36は、本開示の実施形態による内視鏡用具の一実装例の柔軟部領域の断面図を示す。

【図 3 7】図37は、本開示の実施形態による内視鏡用具の一実装例の断面図を示す。

【図 3 8】図38Aおよび38Bは、本開示の実施形態による内視鏡用具の一実装例の遠位部分の様々な図を示す。

【図 3 9】図39A及び39Bは、本開示の実施形態による図38Aおよび38Bに示された内視鏡用具の遠位部分のB-B断面およびC-C断面についての断面図を示す。

【図 4 0】図40A～40Bは、本開示の実施形態による内視鏡用具と、当該内視鏡用具を駆動するよう構成された駆動アセンブリの一部分との透視図を示す。図40Bは、本開示の実施形態による図40Aに示した内視鏡用具および当該内視鏡用具を駆動するよう構成された駆動アセンブリの部分の透視図を示す。

【図 4 1】図41は、本開示の実施形態による図40A～40Bに示した内視鏡用具の上面図と、駆動アセンブリの部分の上部露出図とを示す。

【図 4 2】図42は、本開示の実施形態によるA-A断面についての図40A～40Bに示した内視鏡用具と駆動アセンブリの部分の断面図である。

【図 4 3】図43は、本開示の実施形態による図40A～40Bに示した内視鏡の駆動コネクタおよび駆動アセンブリの部分の拡大図を示す。

【図 4 4】図44は、本開示の実施形態による図40A～40Bに示した内視鏡用具および駆動アセンブリの一部分の透視図を示す。

【図 4 5】図45は、本開示の実施形態によるB-B断面についての内視鏡用具と駆動アセンブリの部分の断面図である。

【図 4 6】図46は、本開示の実施形態による内視鏡用具の回転結合器部分の拡大断面図を示す。

【図 4 7】図47Aおよび図47Bは、本開示の実施形態による内視鏡用具の回転結合器の上面

10

20

30

40

50

図および断面図を示す。

【図４８】図48は、本開示の実施形態による駆動アセンブリ内で動作するため挿入される内視鏡用具の一部の透視図である。

【図４９】図49は、本開示の実施形態による内視鏡用具と、当該内視鏡用具を駆動するよう構成された駆動アセンブリの別の実装例を示す。

【図５０】図50Aは、本開示の実施形態による図49に示した内視鏡用具と駆動アセンブリの側面図である。図50Bは、本開示の実施形態による図49に示した内視鏡用具と駆動アセンブリのA-A断面についての断面図である。

【図５１】図51Aは、本開示の実施形態による改良型内視鏡器具の分解組立図である。

図51Bは、本開示の実施形態による図51Aに示した改良型内視鏡用具の端面図である。図51Cは、本開示の実施形態によるA-A断面について図51Bに示した改良型内視鏡用具の断面図である。

【図５２】図52A～52Fは、本開示の実施形態による内視鏡用具を使った動作のために構成されたコンソールの様子を示す。

【図５３】図53Aは、本開示の実施形態による内視鏡用具を使った動作のために構成されたコンソールの構成要素の後方透視図である。図53Bは、本開示の実施形態による図53Aに示したコンソールの構成要素の分解組立図である。

【図５４】図54Aは、本開示の実施形態による内視鏡用具を使った動作のために構成されたコンソールの構成要素の透視図である。図54Bは、本開示の実施形態による図54Aに示したコンソールの構成要素の分解組立図である。図54Cは、本開示の実施形態による図54Aに示したコンソールのインターフェースの詳細図である。

【図５５】図55Aは、本開示の実施形態による内視鏡用具を使った動作のために構成されたコンソールの構成要素の透視図である。図55Bは、本開示の実施形態による図55Aに示したコンソールの構成要素の分解組立図である。図55Cは、本開示の実施形態による図55Aに示したコンソールの構成要素の側面図である。図55Dは、本開示の実施形態による図55Aに示したコンソールの構成要素の上面図である。

【図５６】図56Aは、本開示の実施形態による内視鏡用具を使った動作のために構成されたコンソールのインターフェースの分解透視図である。図56Bは、本開示の実施形態による図56Aに示したインターフェースの端面図である。図56Cは、本開示の実施形態によるA-A断面について図56A～56Bに示したインターフェースの断面図である。

【図５７】図57Aは、本開示の実施形態による内視鏡用具を使った動作のために構成されたコンソールのコンソール駆動アセンブリの透視図である。図57Bは、本開示の実施形態による図57Aに示したコンソール駆動アセンブリの分解透視図である。図57Cは、本開示の実施形態による図57Aに示したコンソール駆動アセンブリの側面図である。

【図５８】図58Aは、本開示の実施形態による図57Aに示したコンソール駆動アセンブリのトルクコイルの透視図である。図58Bは、本開示の実施形態による図57Aに示したコンソール駆動アセンブリのトルクコイルの分解透視図である。

【図５９】図59A～59Cは、本開示の実施形態による内視鏡用具を使った動作のために構成されたコンソールの検体受け器を保持するためのブラケットアセンブリの様子を示す。

【図６０】図60A～60Bは、本開示の実施形態による内視鏡用具をコンソールへ係合する様子を示す。

【図６１】図61は、本開示の実施形態による検体受け器を入口ヘチュービングを結合する様子を示す。

【図６２】図62は、本開示の実施形態による検体受け器の出口ヘチュービングを結合する様子を示す。

【図６３】図63A～63Bは、本開示の実施形態による流体移動装置を内視鏡用具へ結合する様子を示す。

【図６４】図64は、本開示の実施形態によるコンソールおよび内視鏡用具を使った動作のために構成された検体受け器の分解組立図である。

【図６５】図65は、本開示の実施形態によるコンソールを用いて内視鏡用具を動作させる

10

20

30

40

50

ための方法のフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【0038】

本明細書で記載する技術は、患者から単一および複数のポリープ並びに新生物の標本を正確かつ効率的に採取できる改良型の軟性内視鏡器具に関する。特に、この改良型内視鏡器具は、患者の体内の治療部位からこの内視鏡器具を除去することなく、1つまたは複数のポリープから標本のデブリードマンを行いかつデブリードマンを行った標本を回収できる。

【0039】

図1Aは、体内で形成しうる様々な種類のポリープを示す。ほとんどのポリープはスネアポリープ切除術によって除去できるが、特に大型のポリープおよび/または無茎性若しくは平坦ポリープは生検鉗子で断片的に、または内視鏡的粘膜切除術(EMR)を用いて一括して除去しなければならない。ある最近の研究は、陥凹型無茎性ポリープ(depressed sessile polyps)が、悪性病変を保持する割合が33%と最も高いと結論づけている。同じ研究は、非ポリープ状の腫瘍性障害(無茎性ポリープ)がポリープを持つ患者の22%または大腸鏡検査を受けた全患者の10%を占めていたことも発見した。結腸ポリープの切除には多くの障害が存在し、具体的には、無茎性ポリープを除去する際の困難性、多数のポリープの除去に要する時間、2つ以上のポリープの切除に対する償還差額(reimbursement differential)の欠如である。到達が困難な無茎性ポリープを切除するのは難題であり、複数のポリープは患者一人にかかる時間が増えるので、ほとんどのポリープはその大きさが増えるにつれ組織が残された状態で断片的に除去されることになり、残った組織の病理が解明されないという標本偏差の一因となり、偽陰性率の増加につながる。

【0040】

結腸鏡検査は完璧な判別検査ツールではない。現在の結腸鏡検査の実施では、内視鏡操作者は、最大のポリープ(有柄性ポリープ(stalked polyps))を除去して、検出および到達が困難な無茎性/平坦ポリープを残すことで患者を標本偏差に曝すことになってしまう。無茎性ポリープは、現在の技法では内視鏡的に除去することは極めて困難か不可能であり、しばしば取り残されてしまう。現在の医療では推定で有柄性ポリープの28%および無茎性(平坦)ポリープの60%が検出、生検、または除去されず、これが標本偏差と結腸鏡判別検査の6%の偽陰性率につながっている。ポリープ切除用の現在の結腸鏡検査器具は、無茎性ポリープを適切に除去できないこと及び多数のポリープを完全に除去する際の非能率によって制限を受けている。臨床文献によれば、10mmより大きい無茎性ポリープは悪性の危険度がより高い。不完全な切除後に残された無茎性ポリープの断片は新たなポリープに成長し、悪性の危険が継続する。

【0041】

最近では、内視鏡的粘膜切除術(EMR)が無茎性ポリープを除去するために使用されてきた。EMRには、注射液を使用して周囲の粘膜を持ち上げた後、スネアを広げてポリープを切り、最後に生検鉗子または回収器具を用いてポリープを除去することが含まれる。概ね5.2フィートの結腸鏡の全長を介した注射針およびスネアの導入および除去は、鉗子について繰り返し行う必要がある。

【0042】

本開示は、現世代の結腸鏡とともに動作する柔軟な電動器具を導入することで、スネア、ホットバイオブシー、及びEMRを含む既存のポリープ除去用具の革新的代替物を送出でき、且つ任意のポリープを切断し除去できる内視鏡用具に関する。本明細書で記載した内視鏡用具は、医師による無茎性又は大型ポリープへの処置が向上し、多数のポリープをかなり短い時間で除去可能とするように設計できる。本明細書で記載した内視鏡用具を採用することで、医師は結腸直腸癌をより効率的に早期診断できるようになる。

【0043】

本開示は、図面と合わせて読まれるべき次の説明を介すれば完全に理解されるはずである。この説明では、類似の番号は本開示の異なる実施形態においても類似の要素を示す。

この説明において、請求項は実施形態に関連して説明する。当業者であれば、本明細書に記載された方法、装置、およびシステムは例示的なものにすぎず、本開示の趣旨と範囲を逸脱することなく変更可能であることは容易に理解するはずである。

【0044】

図面を参照すると、図1Bは、本開示の実施形態による内視鏡の部分透視図を示す。本開示は、任意種類の内視鏡と共に使用するよう適合された内視鏡器具に関するものだが、本開示の教示は、便宜上、結腸鏡のような下部消化管鏡と共に使用する内視鏡器具に関するものとする。しかし、本開示の検査鏡は、消化管鏡と共に使用する内視鏡器具に限定されるものではなく、気管支鏡、胃鏡および喉頭鏡または患者を治療するために使用できる他種類の医療用具を含むがそれらに限定されない任意種類の軟性内視鏡に及ぶ。

10

【0045】

様々な実施形態によれば、典型的な下部消化管鏡(lower GI scope) 100は、第1端部すなわちヘッド部102から第2端部すなわちハンドル部まで延伸する概ね柔軟な部材を含む。ヘッド部102は旋回させて、ヘッド部102の先端部104を半球空間内の任意方向に配向できるよう構成できる。ハンドル部は、内視鏡100の操作者が2つの操舵輪を用いて結腸鏡を結腸内の対象領域に向けて導き、かつ結腸分節の間の角を曲がることを可能とする制御手段を備えている。

【0046】

一連の器具が検査鏡の先端部104の前面106に配置されており、それらは、概して水路108と呼ばれる上記領域を水で洗浄するための1つまたは複数の水路108A-108Nと、概して光源110と呼ばれる1つまたは複数の光源110A-110Nと、カメラレンズ112と、幾つかの動作を実行するために内視鏡器具を挿入できる器具チャンネル120とを含むがそれらに限定されない。器具チャンネル120は、使用している内視鏡100の種類に基づいて様々な大きさとすることができる。様々な実施形態では、器具チャンネル120の直径は約2mmから6mm、より具体的には約3.2mmから4.3mmまでの範囲とすることができる。幾つかのより大型の検査鏡であれば、2つの用具を患者に同時に挿入できるように2つの器具チャンネル120を具備していてもよい。しかし、より大型の検査鏡は患者に不快感を与えることもあり、小さい腔所を介して患者の体内に挿入するには大きすぎることがある。

20

【0047】

図1Cは、本開示の実施形態による内視鏡器具150の透視図を示す。内視鏡器具150は、図1Bに示した内視鏡100の器具チャンネル120を介して送り込まれるよう構成されている。内視鏡器具150は、図1Bに示した内視鏡100の器具チャンネル120などの内視鏡の器具チャンネル内に挿入されるよう構成されている。幾つかの実装例では、器具チャンネル120内に挿入できるよう構成された内視鏡器具150の部分は、当該内視鏡の器具チャンネル120の内径より小さい外径となるよう寸法決めすればよい。幾つかの実装例では、内視鏡器具150は、当該内視鏡を巻いたり曲げたりする際に器具チャンネル内に摺動挿入できるほど十分に小さい外径となるよう寸法決めできる。この内視鏡が巻かれたり曲げられたりすると、器具チャンネルは、1つまたは複数の湾曲部および曲がりを含む蛇行状経路を形成できる。1つの代表的な実装例では、内視鏡は、当該内視鏡が直線状となった状態で内径が約4.3mmとなる器具チャンネルを含む。しかし、この内視鏡が巻かれたり曲げられたりすると、この内視鏡の曲がりの近傍部分は、約4.3mmの内径より小さい隙間となることがある。幾つかの実装例では、この内視鏡は、それを直線状にしたときに得られる4.3mmでなく約3.8mmとなりうる隙間を備えるようにしてよい。幾つかの実装例では、この内視鏡は、約3.2mmでよい隙間を備えることができる。従って、実装例によっては、内視鏡器具150は、一緒に使用する内視鏡が巻かれたり曲げられたりした場合でも、その内視鏡の器具チャンネル内に摺動挿入できるよう寸法決めできる。

30

40

【0048】

幾つかの実装例では、内視鏡器具150は、被験者の体内の部位で物質を切除するよう構成された動力駆動器具ヘッド160を含む。動力駆動器具ヘッド160は、遠位端162および近位端161を含む。動力駆動器具ヘッド160の遠位端162には、切除された物質が内視鏡器具1

50

50に進入できる物質進入ポート170が形成されている。動力駆動器具ヘッド160は、組織および他の物質を切断するよう構成された切断部を遠位端162に含むことができる。本明細書では、ポートは、物質が出入りできる任意の穴、開口部、またはギャップを含むことができる。幾つかの実装例では、この物質進入ポートは、切除された物質が内視鏡器具150に入る際に通過する開口部でよい。幾つかの実装例では、切除される物質は、器具ヘッドがその物質を切断できる物質進入ポート内に吸引できる。

【0049】

本体152は、ヘッド部155および柔軟部165を含む。本体152のヘッド部155の遠位端156は、動力駆動器具ヘッド160の近位端161に結合されている。幾つかの実装例では、本体152のヘッド部155は、動力駆動器具ヘッド160を駆動するよう構成されている。ヘッド部155の近位端158は、柔軟部165の遠位端162に結合できる。柔軟部165の近位端176には物質排出ポート175が形成されている。柔軟部165は、中空の柔軟管状部材を含むことができる。

10

【0050】

この内視鏡器具は、動力駆動器具ヘッド160の物質進入ポート170から柔軟部165の物質排出ポート175まで延伸する吸入チャンネルを含むこともできる。幾つかの実装例では、この吸入チャンネルは、動力駆動器具ヘッド160と、本体152のヘッド部155と、本体の柔軟部165とにより形成されている。柔軟部165の近位端176は真空源に結合され、内視鏡器具150が内視鏡の器具チャンネル内に配置されている際には、物質進入ポート170を介して吸入チャンネルに入る切除された物質は、物質排出ポート175で吸入チャンネルから除去される。

20

【0051】

ヘッド部155は、内視鏡器具150が内視鏡の器具チャンネルに摺動挿入できるように構成された外径を備えたハウジングを含んでいる。幾つかの実装例では、ヘッド部155は、動力駆動器具ヘッド160を駆動するよう構成された動力アクチュエータを含むことができる。幾つかの実装例では、動力アクチュエータはヘッド部155内に設けられている。幾つかの実装例では、動力アクチュエータは、内視鏡の器具チャンネルに挿入できる内視鏡器具150の部分の外部に配置されている。幾つかの実装例では、動力アクチュエータは、当該動力アクチュエータが発生する運動を動力駆動器具ヘッドに伝達可能なシャフトを介して動力駆動器具ヘッドを駆動できる。幾つかの実装例では、動力アクチュエータは内視鏡器具150の一部ではなく、動力駆動器具ヘッド160に結合されている。幾つかの実装例では、このシャフトは柔軟性シャフトでよい。幾つかの実装例では、この柔軟性シャフトは柔軟性トルクコイルとすることができ、その付加的な詳細は図19A-19Cを参照して後述する。

30

【0052】

内視鏡器具150は、内視鏡の器具チャンネル内に挿入できるよう寸法決めできる。幾つかの実装例では、内視鏡器具150は、内視鏡が被験者に挿入されているときに当該内視鏡の器具チャンネルに挿入できるように寸法決めすればよい。幾つかのそうした実装例では、例えば結腸鏡のような内視鏡は曲げられたり湾曲されたりすることがあり、よって内視鏡器具150は、曲げられたり湾曲されたりした内視鏡に挿入できるように寸法決めする必要がある。

【0053】

幾つかの実装例では、内視鏡器具150のヘッド部155および動力駆動器具ヘッド160は、実質的に硬くすなわち剛性があるが、柔軟部165は比較的柔軟またはしなやかとすればよい。ヘッド部155および動力駆動器具ヘッド160は実質的に剛体でよい。従って、そうした幾つかの実装例では、ヘッド部155および動力駆動器具ヘッド160は、少なくとも厚さと長さを寸法決めすることで、内視鏡の器具チャンネルに内視鏡器具150が挿入されている間は、内視鏡器具150は急な曲がりや湾曲を通過できるようになる。幾つかの実装例では、動力駆動器具ヘッド160の長さは約0.2インチ~2インチ、約0.2インチ~1インチ、または実装例によっては、0.4インチ~0.8インチの間とすることができ、幾つかの実装例では、動力駆動器具ヘッド160の外径は約4.0インチ~1.5インチ、約0.6インチ~1.2インチ、および0.8インチ~1インチの間とすることができ、幾つかの実装例では、本体のヘッド

40

50

部155の長さは約0.5インチ～3インチ、約0.8～2インチ、および1インチ～1.5インチの間とすればよい。

【0054】

柔軟部165の長さは、ヘッド部および動力駆動器具ヘッド160の長さよりかなりおよび/または比較的長くてよい。幾つかの実装例では、柔軟部165は十分長くして、内視鏡器具の組み合わせた長さが、この器具を挿入できる内視鏡の器具チャンネルの長さを上回るようにできる。従って、柔軟部165の長さは、約36インチ、約45インチ、または約60インチを上回る長さを備えることがある。他種類の内視鏡と共に使用するよう構成された内視鏡器具に関しては、柔軟部の長さは36インチ未満でもよいが、そうした内視鏡器具の本体が、当該器具が組み合わせて使用される内視鏡の長さと同じかまたはそれを上回るような長さとすればよい。

10

【0055】

柔軟部165の外径も、この内視鏡器具を内視鏡の器具チャンネルに挿入できるように構成することができる。幾つかの実装例では、柔軟部165の外径は、内視鏡の器具チャンネルの対応する内径より小さくなるように寸法決めできる。幾つかの実装例では、内視鏡器具は、当該内視鏡を巻いたり曲げたりした際にその内視鏡内に摺動挿入できるほど十分に小さい外径となるよう寸法決めすればよい。例えば、内視鏡は、当該内視鏡が直線状となった場合は内径が約4.3mmとなる器具チャンネルを含むことができる。しかし、この内視鏡が巻かれたり曲げられたりすると、この内視鏡の曲がりの近傍部分は、約4.3mmの内径より小さい隙間となることがある。幾つかの実装例では、この内視鏡は、僅か3.2 mmでよい隙間を備えることができる。従って、実装例によっては、内視鏡器具は、内視鏡が巻かれたり曲げられたりした場合でも、その内視鏡の器具チャンネル内に摺動挿入できるよう寸法決めできる。

20

【0056】

図2Aおよび2Bならびに3Aおよび3Bは、本開示の実施形態による、図1Bに示した内視鏡と結合する内視鏡器具の側面透視図を示す。内視鏡器具220は、内視鏡100の器具チャンネル120を介して送り込まれるよう構成されている。図2Aおよび2Bに示したように、内視鏡器具220は内視鏡100の先端部104の外に突出でき、図3Aおよび3Bは、内視鏡器具220を内視鏡内に引き込ませて、内視鏡器具220のいずれの部分も内視鏡100の先端部104から突出しないようにできることを示す。図4を参照して詳述するように、内視鏡器具220は、内視鏡器具220を内視鏡100から除去することなく、ポリープを切断またはデブリードマンし、デブリードマンを行ったポリープを治療部位から得ることができる。

30

【0057】

図4Aは、本開示の実施形態による、内視鏡100と共に使用するよう適合された内視鏡器具220の分解組立図を示す。内視鏡器具220は、患者の体内で成長したポリープのデブリードマンを行うためのデブリードマン要素と、手術部位からデブリードマンを施されたポリープを回収するための標本回収要素とを含む。内視鏡器具220はキャップ420に結合されたチュービング410を含む。様々な実施形態では、キャップ420はチュービング410と密封係合することができる。このキャップは、心棒430の第1部分において心棒430と一直線に合わせることができる。様々な実施形態では、心棒430は実質的に中空でよい。心棒430はローター440に結合でき、ローター440は心棒430を回転させるよう構成されている。心棒430の第2部分は、外側ブレード460と相互作用するよう構成できる内側ブレード450を含む。幾つかの実装例では、外側ブレード460は洗浄チャンネル(図示しない)を形成するギャップにより内側ブレードから離間できる。図2Aおよび3Aに関連してすでに示したように、ケーシング470は、キャップ420およびローター440を取り囲むよう構成されている。ワッシャー、ベアリング、シールなどの他の構成要素も内視鏡器具220に含めてよいことは理解すべきである。

40

【0058】

図4Bは、内視鏡内視鏡器具の器具チャンネルに部分的に挿入された内視鏡器具の概略図である。様々な実施形態では、これらキャップ、コネクタ、ローター、およびケーシング

50

は、射出成形プラスチック製でよい。心棒およびカニューレは外科手術用の鋼材から作製すればよく、チュービングはシリコンから作製すればよい。しかし、これらの材料は使用可能な材料の例にすぎないことは理解すべきである。通常の技能を備えた当業者であれば、上述のものに代えて他の材料を使用してもよいことは理解するはずである。

【0059】

図4Aのチュービング410は、図4Aおよび4Bの内視鏡100の器具チャンネル120を通過するように寸法決めできる。チュービング410は、1つまたは複数の空気圧流体流入導管412と、1つまたは複数の空気圧流体排出導管414と、1つまたは複数の洗浄導管416と、1つまたは複数の吸引導管418とを含むことができる。空気圧流体流入導管412は、ローター440を空気圧で駆動するために加圧空気を供給するよう構成されており、空気圧流体排出導管414は、患者の体内に大量の空気が侵入しないように空気圧流体流入導管412によって供給された空気を除去する。洗浄導管416は、水などの洗浄流体を内側ブレード450と外側ブレード460との間に供給して、内側ブレード450と外側ブレード460との間の領域の潤滑を助ける。さらに、洗浄流体は、次に内側ブレード450の外側から内側ブレード450の内部に流れる。内側ブレード450の内部は、キャップ420を介してチュービング410の吸引導管418と一直線上に合わせることができ、内側ブレード450に入る流体は内側ブレード450を通過してチュービング410の吸引導管418に流入できることは理解すべきである。内側ブレード450の内部および吸引導管418を通過する洗浄流体は、デブリードマンを施されたポリープと患者の身体から他の廃棄物とが除去される経路となる吸引導管418を潤滑する助けとなる。上述したように、チュービング410は第1端部でキャップ420に結合されているが、第2端部(図示しない)では1つまたは複数の構成要素に結合されている。例えば、空気圧空気流入導管412は圧縮空気源に結合でき、洗浄流体導管416は給水源に結合できる。さらに、空気圧流体排出導管414は圧縮空気源に結合してもよいし、排気のため単に患者の身体外部に露出させてもよい。

【0060】

様々な実施形態では、吸引導管418は、切断したポリープを捕捉し後の検査目的で保管するよう構成された使い捨てカートリッジに結合できる。様々な実施形態では、この使い捨てカートリッジは複数の収集容器を含むことができる。操作者が、切断ポリープの標本を収集する収集容器を選択できるようにしてもよい。収集容器が選択されると、吸引導管418は、患者の体内から収集された物質をその収集容器に送る。よって、操作者は、各ポリープの標本を個別の収集容器に収集できる。こうすることで個々のポリープの癌の性質を特定できる。

【0061】

キャップ420は、チュービング410の第1端部内に嵌合するよう寸法決めできる。様々な実施形態で、チュービング410の第1端部は、キャップ420と結合するよう構成されたコネクタを含むことができる。様々な実施形態では、キャップ420はチュービング410のコネクタに圧入してもよい。従って、キャップ420は、チュービング410の導管に一致した対応する導管を含むことができる。従って、圧縮空気源からの圧縮空気は、チュービング410の空気圧空気流入導管412とキャップ420の対応する空気圧空気流入導管とを介してローター440に供給できる。ローター440は、圧縮空気が衝突してローター440を回転させる1つまたは複数のブレード442を含むことができる。ローターブレード442に衝突した空気は、キャップの対応する空気圧空気排出導管とチュービング410の空気圧空気流入導管414とを介して排出される。ローター440の回転速度は、空気の量と空気がローター440に供給される圧力とに依存する。様々な実施形態では、ローター440が回転する速度は、内視鏡100の操作者により制御されるようにしてもよい。本開示は、ローターを動作させるための空気圧手段を開示しているが、幾つかの実施形態は、ローターを動作させるための液圧手段を含んでもよい。こうした実施形態では、圧縮空気に代えて水のような流体を空気圧空気流入導管412に供給すればよい。

【0062】

上述したように、心棒430はローター440に結合されており、ローター440が回転すると

心棒430も回転する。様々な実施形態で、心棒430の第1端部は、ローター440と共に対応して回転する内側ブレード450を含む。内側ブレード450は、外側ブレード460の直径内部に嵌るように寸法決めできる。様々な実施形態では、洗浄流体源から供給される洗浄流体は、チュービング410の洗浄流体導管416とキャップ420の対応する導管とを介して、内側ブレード450と外側ブレード460との間の空間に沿って、内側ブレード450の内径により画定された吸引導管418内に供給される。吸引導管418は真空源に結合されているので、流体や他の物質は吸引導管を介して吸引されることは理解すべきである。こうすることで、洗浄流体は、吸引導管418の少なくとも大部分の長さ部分を、内側ブレード450の先端部452から、心棒430、キャップ420、およびチュービング410を介して、上述した使い捨てカートリッジ内まで潤滑できる。

10

【0063】

内側ブレード450は外側ブレード460に対して回転でき、内側ブレード450と外側ブレード460との相互作用によって、ポリープは内側ブレード450との接触時に切断される。様々な実施形態では、ポリープを切除するための他の機構を使用してもよく、これらにはローター440、内側ブレード450、または外側ブレード460の使用が含まれても含まれなくてもよい。

【0064】

デブリードマン要素は、概してポリープのデブリードマンを行うよう構成すればよい。デブリードマンは、例えば、患者身体の表面からポリープまたはポリープの一部を切り離す動作を含むことができる。従って、全体的または部分的な切断、スネアリング、細断、薄く切ること、粉碎することに限定されないがそれらを含む動作もデブリードマンの例である。従って、デブリードマン要素は、患者身体の表面からポリープを切断し、スネアし、細断し、薄切りし、または粉碎できる構成要素でよい。従って、デブリードマン要素は、鉗子、挟み、ナイフ、スネア、シュレッダー、またはポリープに対してデブリードマンを実行できる他の任意要素でよい。幾つかの実施形態では、デブリードマン要素が操作者によって発生された機械的力の伝達により動作されるようにデブリードマン要素は手動で作動させてもよいし、或いは、タービン、電動モーター、もしくは他の任意の力発生要素を用いてデブリードマン要素が自動的に作動されるようにしてもよい。例えば、デブリードマン要素は、液圧、空気圧、または電気により作動させればよい。様々な実施形態では、内視鏡のチュービングまたはチャンネルを通過する別の導管を用いて、電動モーターなどの電動アクチュエータに給電するための電線を配線できるように構成してもよい。

20

30

【0065】

様々な実施形態によれば、デブリードマン要素は、ローター440と、ローターブレード442と、心棒430とからなるタービンアセンブリを含むことができる。操作者は、圧縮空気をタービンアセンブリに供給することで内視鏡器具のデブリードマン要素を作動させることができる。操作者は、ポリープのデブリードマンを開始する準備が整えば、タービンアセンブリを作動してデブリードマン要素を作動させる。図4に開示した実施形態のような幾つかの実施形態では、デブリードマン要素の作動は、内側ブレード450を外側ブレード460に対して回転させるものとしてよい。作動させると、操作者は内視鏡器具220をデブリードマンが行われるポリープに近づけ、内側ブレード450でポリープに対してデブリードマンを行い、デブリードマンが行われたポリープの部分をポリープが成長していた領域付近に残しておくことができる。次に、操作者はタービンアセンブリの動作を停止し、吸引導管418を介して吸引を実行することができる。次に、操作者は切断したポリープの近くに内側ブレードを移動させ、切断したポリープが吸引導管418を介して回収されるようにすればよい。様々な実施形態では、この内視鏡器具の吸引要素は、デブリードマン要素の動作時に作動させることで、デブリードマンされた物質が吸引要素によって回収されるようにしてもよい。

40

【0066】

上述の実施形態はタービンアセンブリを使用するデブリードマン要素を収容しているが、本開示の範囲はそうした実施形態に限定されるものではない。むしろ、当業者であれば

50

、デブリードマン要素は、手動で動作するか或いはポリープに対してデブリードマンを行う他の任意手段を用いてよく、デブリードマンされたポリープが上述の吸引導管を介して手術部位から回収できるようにしてもよいことは理解すべきである。デブリードマン要素の例は、スニップ、ブレード、ソー、もしくはタービンアセンブリに駆動されうるまたはされない他の任意の鋭利な工具を含むことができるがそれらに限定されない。小片に切断されたポリープは、内視鏡から内視鏡器具を除去することなく吸引導管を介して回収できるので、ポリープを小片に切断可能なデブリードマン要素の使用が望ましいことがあることは理解すべきである。

【 0 0 6 7 】

切断工具ブレードのうち少なくとも1つを回転させるタービンアセンブリの幾何学的形状および組立は、流体力学に基づかせることができる。ベルヌーイの式を用いて流体圧力と流量速度との間の変換を説明できる。この式によれば、流量速度は次の式によって初期流体圧力と関連付けられる。

【 0 0 6 8 】

【 数 1 】

$$V = \sqrt{2 * \frac{P}{D}}$$

10

20

【 0 0 6 9 】

ここでVは速度、Pは圧力、Dは質量密度である。

【 0 0 7 0 】

流体が計算された速度に達するようにするには、流体が内部を流動するチャンネルが経験的に求められたL/D比である2を満たすように、排出地点で流体が形成されていればよい。ここで、「D」は流れのぬれ径(wetted diameter)であり、「L」はチャンネルの長さである。

【 0 0 7 1 】

30

ローターブレードと流体との相互作用をさらに理解するため、エアジェットがローターブレードに平面で衝突するようにローターブレードが作製されているものと仮定する。運動量の式を用いて発生する力を求めることができる。

【 0 0 7 2 】

【 数 2 】

$$\sum F = \frac{d}{dt} (\iiint Vp * dVol.) + \sum (\dot{m}V)_{out} - \sum (\dot{m}V)_{in}$$

【 0 0 7 3 】

40

ここで

$\dot{m}$

は衝突するエアジェットの質量の流れであり、Vは体積である。

【 0 0 7 4 】

制御体積(ブレード間の体積)が一定であると仮定すれば、ブレード上に発生する力については解くことができる。

【 0 0 7 5 】

【数 3】

$$\sum F = \dot{m}(V_{out} - V_{in})$$

【0076】

量 V_{out} および V_{in} は衝動タービン内で同じであり、運動量の変化は流体の方向変化のみによってもたらされる。質量の流れ

$$\dot{m}$$

10

は、指定されるポンプにより決定される。実際の数値はローターの速度も考慮する必要がある。最終的には、ブレードとエアジェットとの単一の相互作用によって生み出される力は次の通り。

【0077】

【数 4】

$$\sum F = \dot{m}(V_{jet} - V_{rotor}) - (V_{jet} - V_{rotor}) \cos \theta$$

20

【0078】

【数 5】

$$\sum F = \dot{m}(V_{jet} - V_{rotor})(1 - \cos \theta)$$

【0079】

ここで「 θ 」は入ってくるエアジェットと出て行くエアジェットとの角度の差である。理論的に考慮すれば、最大トルク量は 180° の「 θ 」値により生成できるが、それを行うには入ってくるエアジェットを次のブレードの裏に送出することになる。従って、流体が滑らかに出るためには、この角度は 180 から $15^\circ \sim 20^\circ$ 少ない設計値とするのが最適である。最終的に、この力は回転トルクへ定義できる。

30

【0080】

【数 6】

$$\sum T = (\dot{m} / r)(V_{jet} - V_{rotor})(1 - \cos \theta)$$

【0081】

40

考慮できる第2の力は、ノズルからタービンホイールへのエアジェットの方向転換に起因する。タービンに動力を供給するには、エアジェットの方向からブレードの方向へとエアジェットを 90° 回転させればよい。エアジェットの回転は、噴射速度の関数である静止したハウジングへの力を生成する。また、噴射速度は掛けられた圧力に比例する。

【0082】

【数 7】

$$\sum F = \dot{m} V_{jet}$$

50

【 0 0 8 3 】

この力には、ハウジングと内視鏡との間の接続により反作用が生じることがあり、そうならない場合は、動作時にタービンアセンブリが放出されてしまうことがある。

【 0 0 8 4 】

有限要素解析(FEM)に基づいた計算解析は、最大の応力が存在する領域は、急な角が存在するブレードの基部付近であることを示している。空気入力チャンネルの設計は、内視鏡の既存の空気ノズルチャンネルにより単純化できる。既存の内視鏡の空気ノズルは、加圧空気を対物レンズ上に向けて水分を除去しかつ検査対象の腔所を拡張し、または加圧水を対物レンズ上に向けて破片(debris)を除去する。

【 0 0 8 5 】

10

ここで図4Bを参照すると、内視鏡器具と関連付けられた様々な導管が示された、内視鏡に結合された内視鏡器具の透視図が図示されている。特に、空気圧空気流入導管412は加圧空気をローターアセンブリに供給することが図示されており、空気圧空気排出導管412(ここでは図示しない)は、ローターアセンブリからの空気を内視鏡100の外部に排出する。洗浄チャンネル416は洗浄流体を内視鏡器具220内に送ることが示されており、当該内視鏡器具において、洗浄流体は吸引導管418に入り、当該吸引導管は患者体内からの物質を内視鏡外の収集要素まで運ぶ。図4Bで示したように、洗浄流体は、洗浄流体流入口419から吸引導管418に流入することができる。

洗浄流体流入口419は、吸引導管に沿った任意箇所に配置すればよいことは理解すべきである。吸引導管に掛けられる吸引力のおかげで、洗浄流体は吸引導管に強制流入され、その際に、吸引導管内を流動する物質が、洗浄流体流入口419を介して吸引導管の外へ流出することはない。さらに、幾つかの実施形態では、洗浄チャンネルは、吸引力が吸引導管に掛けられている間だけ洗浄流体を内視鏡器具に供給するようにしてもよい。

20

【 0 0 8 6 】

図5は、本開示の実施形態による、図1に示した内視鏡と結合される別の内視鏡器具の側面透視図を示す。アドオン内視鏡器具500は、内視鏡100の先端部104の器具チャンネル120を形成する壁部に結合するよう寸法決めされている。様々な実施形態では、アドオン内視鏡器具500は、内視鏡104の先端部104において内視鏡100の器具チャンネル120に締め付けまたは圧入によって着脱可能に取り付けできる。他の実施形態では、アドオン内視鏡器具500は、当業者には周知の他の取り付け手段を用いて内視鏡100に結合してもよい。

30

【 0 0 8 7 】

図6を参照すると、アドオン内視鏡器具500の拡大図を示す。このアドオン内視鏡器具は、外側ブレードまたは支持部材510と、外側ブレード510内に配置された内側ブレード520と、内側ブレード520に結合されかつケーシング540に取り囲まれたローター530とを含む。このケーシングは、コネクタ560にさらに結合されたキャップ550に結合されている。幾つかの実施形態では、コネクタ560は、内視鏡100の器具チャンネル120の内径に係合するよう寸法決めできる。幾つかの実施形態では、この内視鏡器具の他の任意構成要素を内視鏡100と係合させて、この内視鏡器具を器具チャンネル120に固定するように構成してもよい。

【 0 0 8 8 】

40

図7~12は、本開示の複数の実施形態による、図6に示したアドオン内視鏡器具の個別の構成要素の透視図を示す。図1~4に関連して開示した内視鏡器具220とは対照的に、アドオン内視鏡器具500は、内視鏡100の器具チャンネル120の第1端部に嵌合するよう適合できる。

【 0 0 8 9 】

様々な実施形態では、器具チャンネル120の第2端部は、器具チャンネル120を介して物質を吸引させる真空源に結合できる。吸引導管が真空源から内視鏡の器具チャンネルを介して延伸し、さらにコネクタ560、キャップ550、およびローター530を介して内側ブレード520の第1端部まで延伸しており、この第1端部は内側ブレード520の内径により画定された開口部を備えている。コネクタ560、キャップ550、ケーシング540、およびローター530

50

は、一直線に並んだそれぞれの中心穴566、556、546、および536を備えており、物質は内側ブレード520の開口部から器具チャンネル120の第2端部を介して真空源まで流動可能とされている。

【0090】

さらに、アドオン内視鏡器具500のケーシング540は、図10に示したように空気圧空気流入ポート542と空気圧空気排出ポート544とを含む。空気圧空気流入ポート542は、内視鏡100の全長に沿って患者の身体外部まで通じている空気圧空気流入導管を介して圧縮空気源から圧縮空気を受け取るよう構成でき、空気圧空気排出ポート544は、ローター530に衝突する空気を、内視鏡100の全長に沿って患者の身体外部まで通じている空気圧空気排出導管を介して排出するよう構成できる。こうすることで、図1~4に関連して上述したように、ローターは、圧縮空気源からの圧縮空気の供給によって作動可能となる。ローターおよび本明細書で開示された関連要素は圧縮空気の使用に関わるが、このローターは液圧駆動してもよい。こうした実施形態では、空気圧空気導管は、水のような液体をローター周囲の領域との間で往き来させるよう構成してもよい。

10

【0091】

ここで図13も参照すると、空気圧空気流入および排出導管は、アドオン内視鏡器具から内視鏡100の器具チャンネル120を介して空気圧空気源まで延伸してよい。こうした実施形態では、空気圧空気流入および排出導管並びに吸引導管用に別個の導管を含むチュービングが、内視鏡の外部から内視鏡の内部のアドオン内視鏡器具まで延伸してよい。このチュービングは、内視鏡の器具チャンネルを介して送られ、アドオン内視鏡器具500に結合できるようにしてよい。こうした実施形態では、アドオン内視鏡器具500は予め形成したチャンネルを備えた付加的な構成要素を備えるよう構成でき、これら予め形成したチャンネルは、チュービングのそれぞれのチャンネルを、アドオン内視鏡器具の関連付けられた空気圧空気流入および排出開口部とアドオン内視鏡器具内に形成された吸引導管とに結合する。さらに、洗浄流体チャンネルもチュービング内に形成して、洗浄流体をアドオン内視鏡器具500に供給できるようにしてもよく、洗浄流体は、アドオン内視鏡器具から吸引導管内に進路変更される。

20

【0092】

様々な実施形態では、外側ブレード510の先端部は鋭くできるが、患者の身体の腔所に進入する際に患者に不快感を与えることがある。従って、アドオン内視鏡器具を患者の身体に挿入する前に、ゲルキャップまたは他の類似構造体のようなガード構造体(図示しない)を外側ブレードに装着して、患者の身体の表面に外側ブレードが接触することによる外傷を防止してもよい。この内視鏡器具が患者の身体に挿入されると、ガード構造体は外側ブレード510から解放できる。様々な実施形態では、ガード構造体は、患者の身体に入った時点で溶解するようにしてもよい。

30

【0093】

ここで図14を参照すると、本開示の複数の実施形態による内蔵型ポリープ除去アセンブリを備えた改良型内視鏡が図示されている。改良型内視鏡1400は多くの側面で従来の内視鏡に類似しているが、この改良型内視鏡は、内視鏡1400の器具チャンネル内に内蔵型ポリープ除去アセンブリ1440を含みうる点で異なる。ポリープ除去アセンブリ1440は、ケーシング1444内に封入されたローターブレードを備えたローター1442を具備したタービンアセンブリを含み、ケーシング1444は、空気圧または液圧流体にローター1442を作動させるための1つまたは複数の流入および流出ポートを備えている。これら流入ポートはその設計によって、流体がローターブレードと適切な角度で相互作用してローターが所望速度で確実に駆動されうるようになっている。

40

【0094】

さらに、ポリープ除去アセンブリ1440は、ポリープ除去アセンブリ1440をチュービング1470に結合するよう構成されたコネクタ1420に結合できる。チュービング1470は、空気圧空気流入導管1412と、空気圧空気排出導管(図示しない)と、洗浄流体導管1416と、タービンアセンブリの中心を通過している吸引導管1418とを含むことができる。チュービング14

50

40の寸法決めは、チュービング1440が確実にコネクタ1420に結合されて、チュービング1440の1つまたは複数の導管がコネクタ1440内の対応する導管に結合されるようにすればよい。コネクタ1420は洗浄流体流入開口部419を含むよう設計でき、チュービングがコネクタに結合されているときは、この開口部により洗浄流体がチュービング1440の吸引導管1418に流入可能となる。

【0095】

内視鏡1400のタービンアセンブリは着脱可能のデブリードマンアセンブリ1460に結合でき、タービンアセンブリの動作時に、心棒およびカニユーレを含むデブリードマンアセンブリを動作可能とするよう構成されている。

【0096】

本開示の他の実施形態では、内視鏡は、一回の操作で、容易に、1つまたは複数のポリープのデブリードマンを行い、これらポリープに関連したデブリードマンされた物質を除去するよう設計できる。様々な実施形態では、この内視鏡は、デブリードマンされた物質を除去し、洗浄流体を供給し、空気圧または液圧流体の少なくとも一方を供給しかつ除去するための1つまたは複数の別個のチャンネルを含むことができる。さらに、この内視鏡は、当該内視鏡の一端に固定的または着脱可能に結合できるデブリードマン要素を含むことができる。様々な実施形態では、このデブリードマン要素の動作に基づいて、別個のデブリードマン要素チャンネルをデブリードマン要素用に設計してもよい。さらに、この内視鏡は光源およびカメラを含むことができる。一実施形態では、内視鏡は、デブリードマン要素を作動するために、既存のチャンネルを利用して空気圧または液圧流体を内視鏡器具のアクチュエータに供給してもよい。例えば、図1に示した内視鏡では、水チャンネル108A-Nを改造して、流体を空気圧または液圧的にアクチュエータに供給してもよい。そうした実施形態では、内視鏡器具は、内視鏡の既存のチャンネル108に関連付けられた開口部に結合可能な第1端部を備えたコネクタを含むことができ、このコネクタの他端はアクチュエータの開口部に曝されている。

【0097】

本開示の様々な実施形態では、内視鏡器具は、組織の一定の層の存在を検出するように構成できる。これは、医師がポリープのデブリードマンを行う場合に、特に用心して腸の穿孔を防止するのに有効となりうる。幾つかの実施形態では、内視鏡器具は、組織の種類を特定するため、内視鏡の外部にあるセンサ処理構成要素と通信可能なセンサを備えてもよい。このセンサは、密度情報に加え温度情報も収集し、こうした情報に対応した信号を、感知した組織の種類を識別可能なセンサ処理ユニットに与えることができる。幾つかの実装例では、このセンサは電気センサでよい。

【0098】

さらに、この内視鏡器具は、医師が患者体内の特定の領域に印をつけられるようにする注入可能染料要素を備えていてもよい。他の実施形態では、医師は、注入可能染料を利用しなくてもデブリードマン要素を使用して特定の領域に印を付けることができる。

【0099】

本開示は、内視鏡の先端部に取り付けられる工具および内視鏡の全長に沿って送り込みできる工具を含むがそれらに限定されないものを含む内視鏡器具の様々な実施形態を開示するが、本開示の範囲はそうした実施形態または内視鏡器具一般に限定することを意図したものでない。本開示の範囲は、むしろ単一の工具を使って患者の体内からポリープのデブリードマンを行いかつ除去できる任意の装置まで拡張される。従って、本開示の範囲は、本明細書に記載された内視鏡器具の幾つかまたはすべての構成要素を用いて作製できる改良型内視鏡にまで拡張される。例えば、一体型タービンアセンブリを備えかつデブリードマン要素に結合されるよう構成された改良型内視鏡も本明細書に開示されている。さらに、この内視鏡は、その全長を延伸する予め形成した導管も含むことができ、吸引導管だけを使い捨てチュービングにより形成してもよく、空気進入および排出導管ならびに洗浄導管は改良型内視鏡内に永続的に形成されている。他の実施形態では、吸引導管も予め形成されているが、複数の患者に対して使用できるように洗浄かつ清浄にできるよう作製で

きる。同様に、デブリードマン要素も内視鏡の一部としてもよいが、複数の患者に対して使用できるように洗浄かつ清浄可能としてもよい。さらに、当業者であれば、内視鏡器具を構成する構成要素の一部または全部を、患者の体内からポリープのデブリードマンを行いつつ除去するのに使用する既存の内視鏡または新たに設計した内視鏡に組み込んでよいことは理解するはずである。

【0100】

ここで図15を参照すると、本開示の幾つかの実施形態による、内視鏡器具を動作させるための様々な構成要素を図示した概念的システムアーキテクチャ図を示す。内視鏡システム1500は、内視鏡器具220を備えた内視鏡100であって、給気測定システム1510と、洗浄システム1530と、ポリープ除去システム1540とに結合できる内視鏡100を含んでいる。上述のように、内視鏡100内で延伸するチュービングは、1つまたは複数の空気圧空気流入導管412および1つまたは複数の空気圧空気排出導管414を含むことができる。空気圧空気流入導管412は給気測定システム1510に結合されており、この給気測定システムは、1つまたは複数のセンサと、ゲージと、弁と、ローター440を駆動するため内視鏡100に供給される空気のような気体の量を制御する他の構成要素とを含む。幾つかの実施形態では、ローター440に供給する空気量は、給気測定システム1510を用いて制御すればよい。さらに、ローター440を作動するための給気は、内視鏡100を使用する医師が手動で制御できる。一実施形態では、医師は、フットペダルまたは手動レバーを使ってローター440に給気できる。

10

【0101】

しかし、空気圧空気排出導管414は、いずれの構成要素にも結合しなくてもよい。その結果、ローター440から排出される空気は、単に内視鏡から空気圧空気排出導管414を介して大気中に排出すればよい。幾つかの実施形態では、空気圧空気排出導管414は給気測定システム1510に結合させて、空気圧空気排出導管414を出る空気が、空気圧空気流入導管412を介してローターに再度供給されるようにしてもよい。類似の構成を液圧駆動タービンシステムに用いてもよいことは理解すべきである。

20

【0102】

さらに、内視鏡100は、洗浄流体導管416を介して洗浄システム1530に結合できる。洗浄システム1530は、洗浄源1532に結合された流量計1534であって、洗浄源1532から内視鏡100に流動する流体の量を制御するための流量計1534を含むことができる。

30

【0103】

上述のように、内視鏡100は、患者の体内からポリープを除去するための吸引導管418も含むことができる。吸引導管418は、ポリープを格納するよう構成できるポリープ除去システム1540に結合できる。様々な実施形態では、除去されたポリープが個別に検査できるように、医師が、標本をポリープ除去システム1540内の1つまたは複数のカートリッジ1542に収集可能としてもよい。

【0104】

本開示の様々な実施形態では、内視鏡は、柔軟ハウジングにより分離された第1端部および第2端部と、第1端部から第2端部まで延伸する器具チャンネルと、デブリードマン要素および器具チャンネル内に配置された標本回収導管を含む内視鏡器具とを含む。この内視鏡器具は、標本回収導管が内部に部分的に配置された柔軟性チュービングをさらに含むことができ、この柔軟性チュービングは、内視鏡器具の第1端部から第2端部まで延伸している。この柔軟性チュービングは、空気圧空気流入導管および流体洗浄導管も含むことができる。様々な実施形態では、このデブリードマン要素は、タービンアセンブリおよび切断工具を含んでもよい。内視鏡が内蔵型内視鏡器具を備えるよう構成された様々な実施形態では、器具チャンネルの直径は、既存の内視鏡の器具チャンネルの直径より大きくすればよい。こうすることで、デブリードマンされた物質の大きい部分は、吸引導管を詰まらせることなく患者の体内から吸引できる。

40

【0105】

他の実施形態では、内視鏡は、柔軟ハウジングにより分離された第1端部および第2端部

50

と；第1端部から第2端部まで延伸する器具チャンネルと；内視鏡の第1端部で器具チャンネルに結合された内視鏡器具であって、部分的に器具チャンネル内に配置されたデブリードマン要素と標本回収導管とを含む内視鏡器具とを含むことができる。幾つかの実施形態では、この内視鏡器具は、内視鏡器具に着脱可能に取り付けできる。

【0106】

本開示の他の実施形態では、内視鏡システムは、柔軟ハウジングにより分離された第1端部および第2端部と第1端部から第2端部まで延伸する器具チャンネルとを含む内視鏡と、内視鏡の第1端部で器具チャンネルに結合された内視鏡器具とを含む。この内視鏡器具は、デブリードマン要素と、内視鏡の長さより長い柔軟性チュービングとを含むことができる。さらに、柔軟性チュービングは、標本回収導管と、空気圧空気流入導管と、流体洗浄導管と、内視鏡の第2端部に近位で標本回収導管と結合するよう構成された使い捨てカートリッジと、内視鏡の第2端部に近位で空気圧空気流入導管と結合するよう構成された加圧空気源と、内視鏡の第2端部に近位で流体洗浄導管と結合するよう構成された流体洗浄源とを含むことができる。様々な実施形態では、この内視鏡は、少なくとも1つのカメラ源および少なくとも1つの光源も含むことができる。本開示の幾つかの実施形態では、空気圧空気流入導管は、内視鏡の第1端部に近位でデブリードマン要素のタービンアセンブリに加圧空気を供給し、流体洗浄導管は、内視鏡の第1端部に近位で洗浄流体を標本回収導管に供給する。

【0107】

図16Aは内視鏡器具1600の部分分解組立図を示し、この内視鏡器具は、図1Bに示した内視鏡100のような内視鏡の器具チャンネル内に挿入できるよう構成されている点で図1Cに示した内視鏡器具150に似ている。図16Bは、図16Aに示した内視鏡器具の部分断面図を示す。図16Aおよび16Bに示したように、内視鏡器具1600のヘッド部は、動力アクチュエータ1605と、切断シャフト1610および外側構造体1615を含んだ動力駆動器具ヘッド1680と、柔軟性管状部材1630の遠位端に結合された貫通コネクタ1620とを含むことができる。柔軟性管状部材1630は、内視鏡器具1600の末端部を形成する。従って、図16Aおよび16Bは、内視鏡器具1600のヘッド部を示す。

【0108】

内視鏡器具1600は、柔軟性管状部材1630の近位端から動力駆動器具ヘッド1680の遠位端1614まで延伸する吸入チャンネル1660を形成するよう構成されている。幾つかの実装例では、柔軟性管状部材1630の近位端は、真空源に流体結合するよう構成できる。こうすることで、柔軟性管状部材1630の近位端で吸引力が掛けられると、動力駆動器具ヘッド1680の遠位端1614におけるまたは遠位端付近の物質は、遠位端において内視鏡器具1600に入り、吸入チャンネル1660を通過して、柔軟性管状部材1630の近位端まで流動できる。

【0109】

動力アクチュエータ1605は、動力駆動器具ヘッド1680を駆動するよう構成でき、この動力駆動器具ヘッドは、外側構造体1615内部に配置された切断シャフト1610を含む。幾つかの実装例では、動力アクチュエータ1605は、切断シャフト1610に機械的に結合した駆動シャフト1608を含むことができる。幾つかの実装例では、切断シャフト1610が駆動シャフト1608により駆動されるように、1つまたは複数の結合要素を用いて駆動シャフト1608を切断シャフト1610の近位端1611に結合できる。動力アクチュエータ1605は電動アクチュエータでもよい。幾つかの実装例では、この電動アクチュエータは、電流を電動アクチュエータ1605に供給するための導電線を収容するよう構成された電気端子1606を含むことができる。幾つかの実装例では、電動アクチュエータは電動モーターを含むことができる。幾つかの実装例では、この電動モーターはマイクロサイズモーターでよく、数ミリメートル未満の外径を備えたものとしてよい。幾つかの実装例では、動力アクチュエータ1605は約3.8mm未満の外径を備えている。動力アクチュエータ1605は、専有面積が小さいことに加え、一定のトルクおよび回転速度パラメータを満たすよう構成できる。幾つかの実装例では、動力アクチュエータ1605は、被験者体内から組織を切除するのに十分なトルクを発生かつ/または十分な速度で回転するよう構成できる。これら要件を満たすモーターの例は、

アメリカ合衆国マサチューセッツ州フォールリバー所在のマクソン・プレシジョン・モーターズ社(Maxon Precision Motors, Inc.)が製造するマイクロモーターを含む。電動モーターの他の例には、交流モーター、直流モーター、圧電モーターなどを含む任意種類の電動モーターが含まれる。

【0110】

動力アクチュエータ1605が動力駆動器具ヘッド1680を駆動できるように、動力駆動器具ヘッドは動力アクチュエータ1605に結合するよう構成されている。上述したように、切断シャフト1610の近位端1611は、動力アクチュエータ1605の駆動シャフト1608に結合するよう構成できる。近位端1611の反対側の切断シャフト1610の遠位端1614は、切断先端部1612を含むことができる。切断先端部1612は、組織を切断可能な1つまたは複数の鋭利な表面を含むことができる。幾つかの実装例では、切断シャフト1610は中空とすることができ、切断先端部1612においてまたはその付近に物質流入ポート1613を形成でき、切断された物質が、この切断先端部から物質流入ポート1613を介して内視鏡器具1610に入ることができる。幾つかの実装例では、切断シャフト1610の近位端1611は、物質進入ポート1613から流入する物質が切断シャフト1610から出られるよう寸法決めされた1つまたは複数の流出口1614を含むことができる。図16Aおよび16Bに示したように、流出口1614は切断シャフト1610の壁に形成されている。幾つかの実装例では、これら流出口1614は、物質進入ポート1613を介して切断シャフト1610に入る物質が、流出口1614を介して切断シャフト1610から流出できるように寸法決めできる。幾つかの実装例では、駆動シャフト1608に近位の切断シャフト1610の部分は中実にして、切断シャフト1610に入るすべての物質が流出口1614を介して切断シャフト1610から流出できるようにしてもよい。

【0111】

外側構造体1615は中空として、切断シャフトが外側構造体1615の内部に配置できるように構成できる。従って、外側構造体1615は、切断シャフト1610の外径より大きい内径を備えている。幾つかの実装例では、外側構造体1615は、切断シャフト1610が、外側構造体1615の内壁に接触することなく、外側構造体1615内部で自由に回転できるよう寸法決めされる。外側構造体1615は、外側構造体1615の遠位端1617に開口部1616を含み、切断シャフト1610が外側構造体1615内に配置されると、切断シャフト1610に形成された切断先端部1612および物質進入ポート1613が露出するようになっている。幾つかの実装例では、切断シャフト1610が外側構造体1615内で回転するときに熱の発生を抑制する助けとするため、切断シャフト1610の外表面および外側構造体1615の内表面には耐熱性被覆を施してもよい。外側構造体1615の近位端は、動力アクチュエータ1605を収容するハウジングに取り付けられるよう構成されている。

【0112】

貫通コネクタ1620は、流出口1614を形成する切断シャフト1610の部分の周囲に同心円状に配置できる。幾つかの実装例では、貫通コネクタ1620は中空として、切断シャフト1610の流出口1614の周りの領域を囲むよう構成して、切断シャフト1610の流出口1614を出る物質が貫通コネクタ1620内に収まるようにしてもよい。貫通コネクタ1620は、管状部材1630の遠位端を収容するよう構成可能な排出ポート1622を含むことができる。こうすることで、貫通コネクタ1620内の物質は、柔軟性管状部材1630の遠位端に流入できる。貫通コネクタ1620は、切断シャフト1610と管状部材1630との間の流体連通を可能とする流体結合器の役目を果たすことができる。

【0113】

管状部材1630は、貫通コネクタ1620の排出ポート1622に結合するよう構成できる。切断シャフト160と、貫通コネクタ1620と、柔軟性管状部材1630とを介して、吸入チャンネル1660は、切断シャフト1610の物質進入ポート1613から管状部材1630の近位端まで延伸している。幾つかの実装例では、管状部材1630は、管状部材1630の近位端で真空源に結合するよう構成できる。こうすることで、真空源が管状部材1630の近位端に吸引力を掛けると、物質が切断シャフト1610の物質進入ポート1613を介して吸入チャンネルに入り、真空源に向かって吸入チャンネル1660を流動し、内視鏡器具1600を出る。このように、吸入チャン

ネル1660は、内視鏡器具の一端から内視鏡器具1600の他端まで延伸している。幾つかの実装例では、真空源を管状部材1630に掛けることで、治療部位の物質が治療部位から吸引され、吸入チャンネル1660を通過して、内視鏡器具1600から取り出されている間に、内視鏡器具1600は、内視鏡の器具チャンネルおよび治療を受けている被験者内部に配置された状態を維持できる。幾つかの実装例では、切断シャフト1610、貫通コネクタ1620、または管状部材1630の1つまたは複数の表面を処理して流体の流れを向上させてもよい。例えば、切断シャフト1610、貫通コネクタ1620、または管状部材1630の内表面に超疎水性物質を被覆して、患者の内部から除去された物質が、吸引導管を詰まらせる可能性を減少させることができる。

【0114】

動力アクチュエータ1605に結合できる様々な種類の器具ヘッドの例は、例えば、米国特許第4,368,734号、米国特許第3,618,611号、米国特許第5,217,479号、米国特許第5,931,848号、および米国特許出願公開第2011/0087260号に開示されている。他の幾つかの実装例では、器具ヘッドは、動力アクチュエータ1650のような動力アクチュエータにより駆動される任意種類の切断先端部であって、組織を内視鏡器具1600内に形成された吸入チャンネルを介して治療部位から除去できるよう組織を小片に切断可能な、任意種類の切断先端部を含むことができる。幾つかの実装例では、動力駆動器具ヘッド1680は、治療部位からの物質がそれを介して除去される部分を含むことができる。幾つかの実装例では、吸入チャンネルの外周は、数マイクロメートルから数ミリメートル程度とすればよい。

【0115】

幾つかの実装例では、動力アクチュエータ1620がその動作を実行するために電流を使用する場合、この電流は、動力アクチュエータを電源に電氣的に結合する1つまたは複数の導電線を介して供給できる。幾つかの実装例では、電源は内視鏡器具1600の外部に設けてもよい。幾つかの実装例では、内視鏡器具1600は、電気エネルギーを電気アクチュエータに供給するよう構成されたバッテリーなどのエネルギー蓄積要素を含むことができる。幾つかの実装例では、エネルギー蓄積要素は内視鏡器具の内部に配置できる。幾つかの実装例では、エネルギー蓄積要素または他の電源は十分な電流を動力アクチュエータに供給して、切断シャフト1610が組織物質を切断できるよう動力アクチュエータに所望のトルク量および/または速度を発生させるよう構成できる。幾つかの実装例では、組織を切断するのに十分なトルク量は約2.5 N mm以上とすることができる。幾つかの実装例では、切断シャフトの回転速度は1000~5000回の毎分回転数とすることができる。しかし、これらのトルク範囲および速度範囲は例であって、いかなる意味でも限定を意図したものではない。

【0116】

内視鏡器具1600は、図示したシール1640およびベアリング1625などの他の構成要素または部材を含むことができる。幾つかの実装例では、内視鏡器具1600は、図示されていないが内視鏡器具1600に含めてよい他の構成要素を含むことができる。こうした構成要素の例には、センサ、ケーブル、ワイヤに加え、例えば、内視鏡器具を挿入可能な内視鏡の器具チャンネルの内壁と係合する構成要素などの他の構成要素が含まれる。さらに、この内視鏡器具は、動力アクチュエータと、貫通コネクタ1620と、内視鏡器具1600の他の構成要素とのうち1つまたは複数の収容するハウジングを含むことができる。幾つかの実装例では、内視鏡器具1600の末端部は、図1Cに示した柔軟部165と似た柔軟性ハウジングも含むことができ、この柔軟性ハウジングは、柔軟性管状部材1630などの1つまたは複数の柔軟性管状部材に加え、他の任意のワイヤ、ケーブル、または他の構成要素を保持できる。

【0117】

幾つかの実装例では、内視鏡器具は、この器具が挿入される内視鏡の器具チャンネルと係合するよう構成できる。幾つかの実装例では、内視鏡器具のヘッド部の外表面は、内視鏡の器具チャンネルの内壁と係合可能であり、内視鏡器具には、器具チャンネルに支持されていない場合に起こりうる不要または望ましくない動きが発生しない。幾つかの実装例では、内視鏡器具の本体のヘッド部は、本体のヘッド部を器具チャンネルの内壁に固定する固定機構を含むことができる。幾つかの実装例では、この固定機構は、内壁に係合する

摩擦要素の展開を含むことができる。この摩擦要素は、シール、Oリング、クリップなどでよい。

【0118】

図16Cは、例示的な内視鏡器具の係合アセンブリの概略図を示す。図16Dは、非係合状態となっている係合アセンブリの切開図を示す。図16Eは、内視鏡の器具チャンネルに係合するよう配置された状態の係合アセンブリの切開図を示す。図16Cおよび16Dで示したように、係合アセンブリ1650は、その外表面1656の周りに円柱状溝1654が形成されたハウジング部1652を含む。溝1654は、柔軟性シール要素1670が溝1654内部に部分的に収容できるよう寸法決めされている。円柱状操作部材1660は、ハウジング部1652を取り囲むよう構成されている。円柱状操作部材1660は、ハウジング部1652の長さ方向に摺動できる。円柱状操作部材1660は、固定部材1670の表面を押圧することで固定部材1670に係合するよう構成されている。操作部材1660は固定部材1670に力を加えて、固定部材1670がより平坦でより幅広くなるよう固定部材1670を変形させることができる。固定部材1670は幅広になると、固定部材1670の外表面が、内視鏡器具が挿入された内視鏡の器具チャンネルの内表面に係合できるよう構成されている。こうすることで、円柱状操作部材1660が操作されると、内視鏡器具1600は器具チャンネルに係合でき、よって内視鏡器具1600が器具チャンネルに対して移動するのを防止する。これにより、操作者が被験者を治療している間、安定性を確保する助けとなる。幾つかの実装例では、複数の係合アセンブリ1650を内視鏡器具1600の様々な部分に沿って配置できる。

10

20

【0119】

図17Aは、本開示の実施形態による例示的な内視鏡器具1700の分解組立図を示す。図17Bは、内視鏡器具1700の断面図を示す。内視鏡器具1700は、図16Aおよび16Bに示した内視鏡器具1600に似ており、図1Bに示した内視鏡100などの内視鏡の器具チャンネル内に挿入されるよう構成できる。しかし、内視鏡器具1700は、動力アクチュエータ1705内を延伸する吸入チャンネル1760を形成している点で内視鏡器具1600とは異なる。こうすることで、内視鏡器具1700の物質進入ポート1713に入る物質は、内視鏡器具1700内を流動し、直線的にこの内視鏡器具から流出できる。

【0120】

図17Aおよび17Bに示したように、内視鏡器具1700は、異なる動力アクチュエータ1705と、異なる切断シャフト1710と、異なる貫通コネクタ1720とを含むことを除けば内視鏡器具1600と似ている。動力アクチュエータ1705は、図16Aに示した動力アクチュエータ1605に似ているが、動力アクチュエータ1705は、中空でありかつ動力アクチュエータ1705の全長に亘って延伸する駆動シャフト1708を含む点で異なる。構成要素の幾つかが異なるため、この内視鏡器具の組み付け様態も異なる。

30

【0121】

幾つかの実装例では、動力アクチュエータ1605は、モーターの全長を延伸する中空シャフトを備えることができる任意のアクチュエータでよい。駆動シャフト1708の遠位端1708aは、第1開口部を含み、切断シャフト1710の近位端1711に結合している。切断シャフト1610とは異なり、切断シャフト1710は、切断シャフト1710の基部に流体出口1714を含む。結果的に、切断シャフト1710は全長に亘って中空である。駆動シャフト1708の近位端1708bは貫通コネクタ1720に結合するよう構成されており、貫通コネクタ1720は、駆動シャフト1708の近位端と一直線に合わせられたチャンネルを形成する中空穴1722を含むので駆動シャフトと中空穴1722とが流体結合されている点で貫通コネクタ1620とは異なる。中空穴1722は柔軟性管状部材1730に結合するよう構成されており、この柔軟性管状部材は柔軟性管状部材1630と同様に、遠位端の貫通コネクタから、真空源に結合するよう構成された近位端まで延伸している。

40

【0122】

図17Aおよび17Bに示したように、駆動シャフト1708は中空とすることができ、駆動シャフト1708には、駆動シャフト1708の遠位端1708aの第1開口部と、近位端1708bにおける第2開口部とが形成されている。切断シャフト1710も中空であり、切断シャフト1710の基部17

50

10aには開口部1714が形成されている。駆動シャフト1708の遠位端1708aは、切断シャフト1710の基部1710aに結合するよう構成されており、駆動シャフト1708の第1開口部は、切断シャフト1710の基部1710aの開口部と一直線に合わせられている。こうすることで、駆動シャフト1708は切断シャフト1710に流体結合できる。切断シャフト1710の遠位端1710bは、切断先端部1712と物質進入ポート1713とを含んでいる。

【0123】

駆動シャフト1708の近位端1708aは、貫通コネクタ1720を介して柔軟性管状部材1730の遠位端に流体結合している。幾つかの実装例では、柔軟性管状部材が駆動シャフトとともに回転しないように、貫通コネクタ1720は駆動シャフトと柔軟性管状部材とを結合する。柔軟性管状部材の近位端は、真空源に流体結合するよう構成できる。

10

【0124】

図17Bに示したように、内視鏡器具1700には、物質進入ポート1713から切断シャフトと、駆動シャフトと、貫通コネクタ1720とを通して、柔軟性管状部材1730の第2端部まで延伸する吸入チャンネル1760が形成されている。こうすることで、物質進入ポート1713に入る物質は、内視鏡器具内の全長を流動し、内視鏡器具の第2端部において内視鏡器具を出ることができる。

【0125】

内視鏡器具1700の他の構成要素は、図16Aおよび16Bに示した内視鏡器具1600に示したものと似ている。例えば、外側構造体1715、符号化要素1606、シール、およびベアリングは、図16に示した外側構造体1615、符号化要素1606、シール1640、およびベアリング1625と本質的に類似している。幾つかが図示されている他の構成要素も、内視鏡器具を構成するため且つこの器具の適切な機能を実現するために含めてもよい。

20

【0126】

図18Aは、本開示の実施形態による例示的な内視鏡器具1800の分解組立図を示す。図18Bは、内視鏡器具1800の断面図を示す。内視鏡器具1800は、図17Aおよび17Bに示した内視鏡器具1700に似ており、図1Bに示した内視鏡100などの内視鏡の器具チャンネル内に挿入されるようにも構成できる。しかし、内視鏡器具1800は、内視鏡器具1800が空気圧または液圧式動力アクチュエータ1805を含む点で内視鏡器具1700とは異なる。

【0127】

幾つかの実装例では、動力アクチュエータ1802は、テスラローター1805と、ハウジング1806と、ハウジング1806と共にテスラローター1805を収容するコネクタ1830とを含むテスラタービンを含む。テスラローター1805は、テスラローター1805がハウジング内に嵌合するように互いから離間されかつ寸法決めされた複数のディスク1807を含むことができる。幾つかの実装例では、テスラローターは、直径が2.5 mm~3.5 mmで厚さが0.5 mm~1.5 mmの7~13個のディスクを含むことができる。幾つかの実装例では、これらディスクは、0.2 mm~1 mmの範囲のギャップにより離間されている。テスラタービン1802は、テスラローター1805の中心に沿って延伸する中空駆動シャフト1808も含むことができる。幾つかの実装例では、切断シャフト1810がテスラローターにより駆動されるよう、駆動シャフト1808の遠位端1808aは、切断シャフト1810に結合するよう構成されている。すなわち、幾つかの実装例では、切断シャフト1810は、テスラローター1805の駆動シャフト1808の回転時に回転する。幾つかの実装例では、切断シャフト1810は、図16Aに示した切断シャフト1610に似た流出口を含むことができる。幾つかのこうした実装例では、貫通コネクタは、切断シャフトと、図16Aに示した貫通コネクタ1630に似た柔軟性部分とを流体結合する。

30

40

【0128】

テスラタービン1802のコネクタ1830は、少なくとも1つの流体吸入ポート1832と少なくとも1つの流体出口ポート1834とを含むことができる。幾つかの実装例では、流体が流体吸入ポート1832を介してテスラタービン1802に流入でき、テスラローター1805を回転させ、流体出口ポート1834を介してテスラタービン1802から出ることができるように、流体吸入ポート1832および流体出口ポート1834は構成されている。幾つかの実装例では、流体吸入ポート1832は、流体をテスラローターに流体吸入ポート1832を介して供給するよう構成

50

された流体吸入管状部材1842に流体結合されている。流体出口ポート1834は、流体出口管状部材1844に流体結合され、テスラタービン1802に供給された流体を除去するよう構成されている。テスラタービン1802に供給されそこから除去される流体の量は、テスラローター1805が十分なトルクを生成できると共に十分な速度で回転して、切断シャフト1810に治療部位の組織を切断させるよう構成できる。幾つかの実装例では、この流体は空気でもよいし、任意の他の安定した気体でよい。幾つかの実装例では、この流体は水のような任意の安定した液体でよい。流体がテスラタービン1802のような空気圧または液圧アクチュエータへどのように供給されこのアクチュエータから除去されるかに関する付加的詳細は、図4A~15に関連して上述されている。

【0129】

コネクタ1830は、中空駆動シャフト1808の近位端1808bに形成された開口部に結合するよう構成された吸引ポート1836も含む。さらに、吸引ポート1836は、図17Aに示した柔軟性管状部材1730に似た柔軟性管状部材1846の遠位端に結合するよう構成されており、これは近位端で真空源に結合するよう構成されている。幾つかの実装例では、柔軟性管状ハウジングが、流体吸入管状部材184、流体出口管状部材1844、および柔軟性管状部材1846のうち1つまたは複数を含むことができる。幾つかの実装例では、この柔軟性管状ハウジングは、内視鏡器具のヘッド部から内視鏡器具1800の末端部の近位端まで延伸する他の管状部材および構成要素を含むことができる。

【0130】

切断シャフト1810および外側構造体1815は、図17Aに示した内視鏡器具1700の切断シャフト1710および外側構造体1715に似ている。切断シャフト1810は中空であり、切断シャフト1810の近位端1810bには開口部が形成されている。切断シャフト1810の近位端1810bは、駆動シャフト1808の遠位端1808aに結合するよう構成されており、駆動シャフト1808の遠位端1808aの開口部は、切断シャフト1810の近位端1808bに形成された開口部と一直線に合わせられている。こうすることで、駆動シャフト1808は切断シャフト1810に流体結合できる。切断シャフト1810の遠位端1810bは、図16Aおよび17Aに示した切断シャフト1610および1710と同様に、切断先端部1812および物質進入ポート1813を含んでいる。

【0131】

幾つかの実装例では、洗浄開口部1852をハウジング1806に形成できる。洗浄開口部1852は、吸入チャンネル1860に流体結合されるよう構成されている。幾つかのこうした実装例では、洗浄開口部1852は、外側構造体1815の壁部と切断シャフト1810の壁部とを分離するギャップ(明確には図示されていない)に流体結合されるよう構成されている。こうすることで、テスラタービン1802に供給される流体は、洗浄開口部1852を介してギャップ内に流入できる。この流体は、当該流体がそれを介して吸入チャンネル1860に進入可能な切断シャフト1810の物質進入ポート1813に向かって流動できる。幾つかの実装例では、吸入チャンネル1860は真空源に流体結合されているので、テスラタービン1802からの流体を、物質進入ポート1813の近くの他の物質と共に、洗浄流体として吸入チャンネル1860に沿って流動するように方向付けることができる。こうすることで、洗浄流体は、吸入チャンネル1860を洗浄して閉塞を生じる可能性を減少できる。

【0132】

さらに、洗浄流体は、外側構造体1815と切断シャフト1810とを分離するギャップ内で流れるので、この洗浄流体は熱の発生を抑える役目も果たす。幾つかの実装例では、切断シャフト1810および外側構造体1815の一方または両方には耐熱層を施して、この切断シャフトおよび外側構造体が熱くなるのを防止できる。幾つかの実装例では、切断シャフト1810および外側構造体1815の一方または両方は耐熱スリーブで囲むことができ、切断シャフト1810および外側構造体1815が熱くなるのを防止できる。

【0133】

幾つかの実装例では、テスラタービンの代わりに他の種類の液圧または空気圧式の動力アクチュエータを利用してもよい。幾つかの実装例では、多羽根ローターを用いることもできる。幾つかのそうした実装例では、この動力アクチュエータは、図18Bに示した管状

10

20

30

40

50

部材1842および1844 に似た流体吸入管状部材および流体出口管状部材に流体結合されるよう構成できる。

【0134】

図16A、17A、および18Aに示した内視鏡器具1600、1700、および1800に関連して上述したように、内視鏡器具は一定の寸法要件を満たすよう構成されている。特に、内視鏡器具は十分長くして、内視鏡に完全に挿入されると、動力駆動器具ヘッドは一端において内視鏡の前面を越えて延伸でき、内視鏡器具の末端部が内視鏡の他端の外へ延伸する一方で、切断先端部が露出し、末端部は真空源に結合できる。従って、幾つかの実装例では、この内視鏡器具は、この内視鏡器具が挿入される内視鏡より長く構成できる。さらに、内視鏡によっては器具チャンネルの直径が異なるので、この内視鏡器具もその外径が十分に小さくなるよう構成でき、この内視鏡器具は、それを挿入しようとする内視鏡の器具チャンネルに挿入できる。

10

【0135】

結腸鏡のような幾つかの内視鏡は、僅か数ミリメートルでよい内径を備えた器具チャンネルを備えることができる。幾つかの実装例では、この内視鏡器具の外径は約3.2 mm未満とすることができる。この場合、この内視鏡器具の一部である動力アクチュエータの外径は、この内視鏡器具の外径より小さくなるよう構成できる。同時に、これら動力アクチュエータは、被験者体内の治療部位で組織を切断するのに十分な速度で回転しつつ、十分なトルクを発生できるよう構成できる。

【0136】

20

幾つかの他の実装例では、この内視鏡器具の構成によって、動力アクチュエータがこの内視鏡器具内にまったく収容されてないか、内視鏡の器具チャンネルに挿入できる内視鏡器具の部分内には少なくとも収容されないようにできる。この内視鏡器具は、この内視鏡器具の動力駆動器具ヘッドを内視鏡の外部に位置する動力アクチュエータに結合するよう構成された柔軟性ケーブルを含む。

【0137】

図19Aは、動力アクチュエータ/真空源システム1980に結合された例示的な内視鏡器具1900を示す。この内視鏡器具は、ヘッド部1902および末端部を含む。末端部は、ヘッド部1902にトルクを与えることができる柔軟性ケーブル1920を含む。動力アクチュエータ/真空源システム1980は、動力アクチュエータ1925と、結合器1935と、第1端部1932で結合器1935に結合すると共に第2端部1934で真空源に結合するよう構成された真空チュービング1930とを含む。幾つかの実装例では、柔軟性ケーブル1920は中空として、流体をヘッド部1902から結合器1935まで運ぶよう構成できる。

30

【0138】

図19Bは、図19Aの動力アクチュエータ/真空システム1980の断面図を示す。動力アクチュエータ1925は、柔軟性ケーブル1920の近位端1922に機械的に結合した駆動シャフト1926を含む。幾つかの実装例では、駆動シャフト1926および柔軟性ケーブル1920は結合器1935を介して機械的に結合されている。結合器1935は、真空チュービング1930の第1端部1932が流体結合できる真空ポート1936を含む。真空チュービング1930と柔軟性ケーブルとが流体結合されるように、結合器1935を取り囲むことができる。こうすることで、真空チュービング1930内に掛けられた吸引力を、柔軟性ケーブル1920の全長を介して内視鏡器具1900のヘッド部1902にも掛けることができる。さらに、柔軟性ケーブル1920内の物質は、柔軟性ケーブルを通して結合器1935を介して真空チュービング1930まで流れることができる。幾つかの実装例では、柔軟性ケーブルと真空チュービングとはヘッド部1902内で結合してもよい。そうした実装例では、結合器1935は、ヘッド部1902内に配置できるほど小型に構成すればよい。

40

【0139】

図19Cは、図19Aに示した内視鏡器具1900の例示的なヘッド部の分解組立図を示す。ヘッド部は、ハウジングキャップ1952と、コレット1954と、切断シャフト1956と、シャフト結合器1958と、ヘッド部ハウジング1960とを含む。幾つかの実装例では、コレット1954は、

50

コレット1954内に配置される切断シャフト1956と結合できるように遠位端に向かって僅かにテーパ状に形成されている。シャフト結合器1958は、切断シャフトを柔軟性ケーブル1920の遠位端に結合するよう構成されている。ヘッド部1960およびハウジングキャップ1952は、シャフト結合器1958を収容するよう構成されている。

【0140】

図19Dは、係合アセンブリを備えた内視鏡器具1900の部分の切開図を示す。幾つかの実装例では、ヘッド部ハウジング1960は、器具チャンネルの内壁と係合する係合アセンブリを含むことができる。この係合アセンブリは、図16Cに示した係合アセンブリ1650に類似したものでよい。幾つかの実装例では、この係合アセンブリは、真空源を介して作動させることができる。図19Eは、非係合位置にある図19Dに示した係合アセンブリの切開図を示す。図19Fは、係合位置にある図19Dに示した係合アセンブリの切開図を示す。

10

【0141】

この係合アセンブリは一对の真空作動部材1962を含み、この部材1962は、器具チャンネル1990の壁部と係合するよう外側に拡張する拡張位置と、器具チャンネル1990の壁部に概ね平行に配置される後退位置との間で回転するよう構成されている。溝1964は、柔軟性ケーブル1920内に形成された吸入チャンネル1970に流体結合されている。幾つかの実装例では、流体チャンネル1966は、溝1964を吸入チャンネル1970に流体結合する。真空源が吸入チャンネル1970に掛けられると、吸引力が部材1962に掛かり、それらを後退位置(図19Eに示した)から拡張位置(図19Fに示した)に移動させる。幾つかの実装例では、この係合アセンブリは、真空作動部材1964により支持される外側リングも含むことができる。外側リング1966は、内視鏡器具を内視鏡の器具チャンネルに沿って案内する助けなるよう構成できる。特に、この外側リングは、内視鏡器具が一方に傾くことで動力駆動器具ヘッドが器具チャンネルに当たることを防止できる。

20

【0142】

内視鏡器具1900は、図16A~18Aにそれぞれ示された内視鏡器具1600、1700、および1800に似ているが、内視鏡器具1900は、内視鏡器具1900のヘッド部1902内に動力アクチュエータを含まない点で異なる。その代わり、内視鏡器具1900は、内視鏡器具1900の動力駆動器具ヘッド1904にトルクを与えるための柔軟性ケーブル1920を含む。幾つかの実装例では、動力駆動器具ヘッド1904は、図16A~18Aに示した動力駆動器具ヘッドに似たものでよい。幾つかの実装例では、柔軟性ケーブル1920は中空として、流体が柔軟性ケーブル1920内を流動可能とすることができる。こうした幾つかの実装例では、柔軟性ケーブル1920の近位端1922は真空源に結合するよう構成できる一方、柔軟性ケーブル1920の遠位端1921は動力駆動器具ヘッド1904に結合するよう構成できる。こうすることで、物質進入ポート1907に入る流体は、動力駆動器具ヘッド1904内を流動して柔軟性ケーブル1920に入り、流体はそこから柔軟性ケーブル1920内を流動し、柔軟性ケーブル1920の近位端1922において内視鏡器具1900から除去される。

30

【0143】

幾つかの実装例では、柔軟性ケーブル1920のような柔軟性ケーブルを、内視鏡器具内に収容された動力アクチュエータおよび駆動シャフトの代わりに用いてもよい。例えば、図16A、17A、および18Aに示した内視鏡器具1600、1700、及び1800は、動力駆動器具ヘッドの切断シャフトに遠位端で結合された柔軟性ケーブルであって、内視鏡器具の外部に配置された動力アクチュエータに近位端で結合される柔軟性ケーブルを利用するように構成できる。内視鏡器具の外部に配置された動力アクチュエータは、動力アクチュエータ1605、1705、または1805よりかなり大きくてもよい。この動力アクチュエータが作動されると、この動力アクチュエータにより生成されるトルクは、この動力アクチュエータから柔軟性ケーブルを介して動力駆動器具ヘッドに伝達されうる。柔軟性ケーブル1920は、動力アクチュエータから切断シャフトへトルクを伝達するよう構成されている。幾つかの実装例では、柔軟性ケーブル1920は、多数のスレッドおよび多数の層を備えた微細なコイルとするかまたはそうしたコイルを含み、柔軟性ケーブルの一端の回転を柔軟性ケーブルの反対端に伝えることができる。このケーブルの柔軟性により、コイルは、コイルの曲がった部分

40

50

でも性能を維持できる。柔軟性ケーブル1920の例としては、アメリカ合衆国カリフォルニア州サンタアナ所在のアサヒ・インテック・ユーエスエー社(ASAHI INTECC USA, INC)製のトルクコイルが含まれる。幾つかの実装例では、柔軟性ケーブル1920は外装で囲んで、柔軟性ケーブルの外側表面と他の表面との摩擦接触を避けることができる。幾つかの実装例では、柔軟性ケーブル1920はポリテトラフルオロエチレン(PFTE)で被覆して、柔軟性ケーブルの外側表面と他の表面との摩擦接触を減少させることができる。

【0144】

図20は、本開示の実施形態による、内視鏡器具を動作させるための様々な構成要素を示した概念的システムアーキテクチャ図である。内視鏡システム2000は、柔軟性末端部2004を含む内視鏡器具2002を備えた内視鏡100を含む。この内視鏡器具は、例えば、図4A-14、16A、17A、18A、および19Aに示した内視鏡器具220、1600、1700、1800、または1900でよい。また、このシステムは、内視鏡100の動作を制御する内視鏡制御ユニット2005と、内視鏡器具2002の動作を制御する器具制御ユニット2010とを含んでいる。

10

【0145】

さらに、この内視鏡器具は、真空源1990と、標本収集ユニット2030と、組織感知モジュール2040とを含んでいる。真空源1990は、吸入チャンネルの一部を成す柔軟性管状部材に流体結合するよう構成されている。こうすることで、内視鏡器具から吸入チャンネルを介して真空源1990に向かって流動する物質は、2030標本収集ユニットで収集されうる。組織感知モジュールは、内視鏡器具2000の遠位端に設けられた組織センサに通信可能に結合できる。幾つかのそうした実装例では、組織感知モジュールを器具制御ユニット2010に通信可能に結合して、組織感知モジュールが、制御ユニット2010に動力アクチュエータの作動の停止を指示する1つまたは複数の信号を送信できるように構成できる。

20

【0146】

動力アクチュエータが電氣的に作動されると共に内視鏡器具内部に配置される幾つかの実装例では、この動力アクチュエータは器具制御ユニット2010に電氣的に結合できる。幾つかのこうした実装例では、この動力アクチュエータは1つまたは複数の電気ケーブルを介してこの制御ユニットに結合される。幾つかの実装例では、動力アクチュエータはバッテリーで動作させてもよく、その場合は、チュービングは、制御ユニットから動力アクチュエータまたは動力アクチュエータを作動させるためのバッテリーまで延伸するケーブルを含むことができる。

30

【0147】

動力駆動器具ヘッドが、この動力駆動器具ヘッドを内視鏡の外部に配置された動力アクチュエータに結合する柔軟性トルクコイルに結合されている幾つかの実装例では、動力アクチュエータは器具制御ユニットの一部としてよい。

【0148】

本開示の様々な実施形態では、内視鏡は、柔軟ハウジングにより分離された第1端部および第2端部と、第1端部から第2端部まで延伸する器具チャンネルと、デブリードマン要素および器具チャンネル内に配置された標本回収導管を含む内視鏡器具とを含む。この内視鏡器具は、標本回収導管が内部に部分的に配置された柔軟性チュービングをさらに含むことができ、この柔軟性チュービングは、内視鏡器具の第1端部から第2端部まで延伸している。この柔軟性チュービングは、空気圧空気流入導管および流体洗浄導管も含むことができる。様々な実施形態では、このデブリードマン要素は、タービンアセンブリおよび切断工具を含んでもよい。内視鏡が内蔵型内視鏡器具を備えるよう構成された様々な実施形態では、器具チャンネルの直径は、既存の内視鏡の器具チャンネルの直径より大きくすればよい。こうすることで、デブリードマンされた物質の大きい部分は、吸引導管を詰まらせることなく患者の体内から吸引できる。

40

【0149】

他の実施形態では、内視鏡は、柔軟ハウジングにより分離された第1端部および第2端部と；第1端部から第2端部まで延伸する器具チャンネルと；内視鏡の第1端部で器具チャンネルに結合された内視鏡器具であって、部分的に器具チャンネル内に配置されたデブリー

50

ドマン要素および標本回収導管とを含む内視鏡器具とを含むことができる。幾つかの実施形態では、この内視鏡器具は、内視鏡器具に着脱可能に取り付けできる。

【0150】

本開示の他の実施形態では、内視鏡システムは、柔軟ハウジングにより分離された第1端部および第2端部と第1端部から第2端部まで延伸する器具チャンネルとを含む内視鏡と、内視鏡の第1端部で器具チャンネルに結合された内視鏡器具とを含む。この内視鏡器具は、デブリードマン要素と、内視鏡の長さより長い柔軟性チュービングとを含むことができる。さらに、柔軟性チュービングは、標本回収導管と、空気圧空気流入導管と、流体洗浄導管と、内視鏡の第2端部に近位で標本回収導管と結合するよう構成された使い捨てカートリッジと、内視鏡の第2端部に近位で空気圧空気流入導管と結合するよう構成された加圧空気源と、内視鏡の第2端部に近位で流体洗浄導管と結合するよう構成された流体洗浄源とを含むことができる。様々な実施形態では、この内視鏡は、少なくとも1つのカメラ源および少なくとも1つの光源も含むことができる。本開示の幾つかの実施形態では、空気圧空気流入導管は、内視鏡の第1端部に近位でデブリードマン要素のタービンアセンブリに加圧空気を供給し、流体洗浄導管は、内視鏡の第1端部に近位で洗浄流体を標本回収導管に供給する。

【0151】

図19A~19Cに関して上述したように、内視鏡器具は、当該内視鏡用具の外部に配置された動力アクチュエータにより駆動されるよう構成可能な柔軟性ケーブルを含むことができる。この柔軟性ケーブルはトルクコイルまたはロープでよい。

【0152】

図21AA~21Fは内視鏡アセンブリの複数の面を示す。具体的には、図21AA~21Fは、ハウジング2150に収容された動力アクチュエータ2120に結合された内視鏡用具2110の様々な図を示す。図21に示したように、動力アクチュエータ2120は、プーリーシステムを介して柔軟性ケーブルに動作可能に結合したモーターでよい。底部プレート2152、1つまたは複数の側部プレート2154、および上部プレート2156などの1つまたは複数の構造体を含むケーシング2150がモーター2120を収容できる。結合構成要素2130は、内視鏡用具2110を通過する流体を除去するための吸引機構を提供しつつ、柔軟性ケーブル2114をモーター2120に結合するよう構成できる。結合構成要素2130は、内視鏡用具2110内の流体を除去かつ収集できる吸引ポート2170を含むことができる。図21Bでは、タイミングベルト2164に結合された一対のプーリー2160および2162は、モーターからの回転エネルギーが、柔軟性ケーブル2114の一端に伝達されるように構成されている。柔軟性ケーブル2114の他端は切断部材2112に結合できる。柔軟性ケーブル2114に関する付加的な詳細は、図22A~22Hに関して本明細書で説明する。

【0153】

図22A~22Hは例示的な柔軟性ケーブルの様々な実装例を示す。幾つかの実装例では、この柔軟トルクケーブルは3つの別々のスレッドまたはワイヤから作製できる。内側ワイヤは左巻き(left-hand wound)とすることができ、中央ワイヤは右巻きとすることができ、外側ワイヤは左巻きとすることができ、幾つかの実装例では、内側ワイヤは右巻きとすることができ、中央ワイヤは左巻きとすることができ、外側ワイヤは右巻きとすることができ、幾つかの実装例では、前記柔軟トルクケーブルは2つの別々のスレッドまたはワイヤから作製できる。そうした幾つかの実装例では、内側ワイヤは左巻きとすることができ、外側ワイヤは右巻きとすることができ、他の幾つかの実装例では、内側ワイヤは右巻きとすることができ、外側ワイヤは左巻きとすることができ、幾つかの実装例では、ワイヤロープのストランドはZ撚りまたはS撚りで撚ることができる。柔軟性ケーブル1920の例としては、アサヒ・インテック製のワイヤロープおよびトルクコイルが含まれる。幾つかの実装例では、トルクロープまたはコイルの外径は、内視鏡用具が組み合わせて使用される内視鏡の作動チャンネルのサイズによって限定される。計算に入れる必要がある他のサイズ考慮点には、吸入チャンネル、洗浄チャンネルなどに十分に空間を確保することが含まれる。幾つかの実装例では、トルクコイルまたはトルクロープの外径は0.1 mmと4

mmとの間とすればよい。幾つかの実装例では、トルクコイルまたはロープの外径は0.5 mm ~ 2.0 mmとすればよい。

【0154】

図21Dを再び参照すると、結合構成要素2130の断面図が示されている。結合構成要素2130は、内視鏡用具の一端を、プーリー2160および2162を介して動力アクチュエータ2120に結合しかつ吸引ポート2170にも結合する。結合構成要素2130は収集チャンバ2181を含み、このチャンバには、内視鏡用具2110の吸入チューブ2118内の流体を結合構成要素2130から吸引する前に収集できる。この結合構成要素は収集チャンバ2181を含み、プーリー2162と係合するよう構成された駆動シャフト2186を含むこともできる。柔軟性ケーブルまたはトルクロープ2114は駆動シャフト2186の一端に結合できる。駆動シャフト2186の反対側の端部はプーリー2162に結合して、この駆動シャフトがモーター2120に動作可能に結合されることになる。こうすることで、モーターが回転すると、プーリーおよびタイミングベルト2164は、駆動シャフト2186と次にトルクロープ2114とを回転させるように構成されている。図24A~24Cは、結合構成要素2130の駆動シャフトの様々な面を示す。図24A~24Cに示したように、駆動シャフト2186は、柔軟性ケーブルの一端を開口部2406を介して収容するよう構成できる。一对の孔2402a及び2402bは、柔軟性ケーブルを駆動シャフト2186に固定するための止めネジまたは他の固定部材を収容するよう構成できる。

10

【0155】

結合構成要素2130は内視鏡用具の柔軟部を、開口部2502を介して吸引ポート2170に結合するハウジング構成要素2500をさらに含む。図25は例示的なハウジング構成要素2500を示す。

20

【0156】

図26A~26Eは例示的なスリーブベアリングを示す。

【0157】

図27A~27Cは、ケーシングの一部を形成する例示的な底部プレート2152を示す。図28A~28Dは、ケーシングの一部を形成する例示的な側部プレートを示す。この側部プレートは貫通マウントとしても機能する。

【0158】

幾つかの実装例では、この結合構成要素は内視鏡用具の一部である。幾つかの実装例では、この結合構成要素は、圧縮管継手部材2182を介して内視鏡用具の柔軟部に結合されている。

30

【0159】

内視鏡用具の柔軟部は外側チュービングを含み、このチュービングは、吸入チューブ2118と、トルクロープ2114と、トルクロープ2114の外周を囲む外装2116とを含む。この外装は、摩擦または擦れの形成を低減する助けとなる。吸入チューブ2118は切断工具2190に結合するよう構成されており、切断工具2190に開口部2193を介して入る物質は、吸入チューブ2118を介して内視鏡用具2110の全長を通過できる。

【0160】

図21E~21Fに示すように、トルクロープは、切断工具の一部を形成する内側カニューレ2192に結合されるよう構成されている。内側カニューレ2192は、外側カニューレ2191に囲まれるかまたは内部に配置できる。開口部2193は、切断工具2190の一端で外側カニューレ2191内に形成されている。切断工具2190の詳細は本明細書に記載されている。図23AA~23BBは切断工具の代表的な実装例を示す。切断工具は、既存の医療用具で使用される任意種類の切断工具でよい。図23AA~23BBに示した切断工具は例示目的のみで示したものであり、本開示はそうした大きさ、形状、または寸法に限定することを意図したものではない。市販の切断工具を使用できる。幾つかの実装例では、こうした切断工具は長さが調節可能である。幾つかの実装例では、内側カニューレはフェルールに固着できる一方で、外側カニューレは外側吸入チューブに結合できる。幾つかの実装例では、外側カニューレと吸入チャンネルとの間の接続部は封止して、物質がその接続部から漏れることを防止できる。

40

50

【0161】

幾つかの実装例では、トルクロープ2114は、フェルール2194を介して内側カニューレ2192に結合される。このフェルールはトルクロープを内側カニューレに結合する構成要素として、トルクロープ内の回転エネルギーが内側カニューレに伝達されるようにすればよい。フェルールの形状、大きさ、及び寸法に関する付加的な詳細が図29AA~29EEに示されている。内視鏡用具2110で使用されるトルクロープまたは柔軟性ケーブルの大きさによって、フェルールの形状および大きさは変更すればよい。さらに、図29A~29Eに示したフェルールは例示目的のみで示したものであり、図示した大きさ、形状、または寸法に限定することを意図したものではない。幾つかの実装例では、トルクロープの端部は皮下チュービングに挿入し、その短い長さまで固着できる。そうすることでフェルールを遠位端に接着し、近位端(駆動シャフトに向かって)にクランプすることが容易になる。幾つかの実装例では、ロクタイト・ブラック・マックスのような黒鉛入りシアノアクリレートを使用できる。類似の他種類の材料もその代わりに使用できる。

10

【0162】

図30AA~30Cは先端部が圧入される内視鏡アセンブリの複数の面を示す。幾つかの実装例では、内視鏡用具の柔軟部は、展開可能なバルーン構造体を含むことができ、このバルーン構造体は内視鏡の内壁に係合できる。このバルーン構造体は空気源に結合された給気線3006に結合でき、空気が供給されると、バルーンが拡張し内視鏡の内壁に係合できる。幾つかの実装例では、このバルーン構造体は図30AA~30ABに示したように非対称に拡張できる。幾つかの実装例では、この空気源はフットペダルを介して作動させることができる。洗浄線3002は洗浄流体を供給するよう構成できる。洗浄流体は切断工具に向かって流動でき、そこで洗浄流体は吸引チャンネル3004を通過できる。洗浄流体は吸引チャンネルが詰まるのを防止できる。図30Cに示すように、柔軟性ケーブルまたはトルクロープは、切断工具の一端でボタンに圧入させることができる。

20

【0163】

図31AA~31ABおよび31B~31Cは先端部が圧入される内視鏡アセンブリの複数の面を示す。幾つかの実装例では、内視鏡用具の柔軟部は、展開可能なバルーン構造体を含むことができ、このバルーン構造体は内視鏡の内壁に係合できる。このバルーン構造体は給気源に結合でき、空気が供給されると、バルーンが拡張し内視鏡の内壁に係合できる。幾つかの実装例では、このバルーン構造体は図31AAおよび31ABに示したように対称に拡張できる。洗浄線は洗浄流体を供給するよう構成できる。洗浄流体は切断工具に向かって流動でき、そこで洗浄流体は吸引チャンネルを通過できる。洗浄流体は吸引チャンネルが詰まるのを防止できる。図31Cに示すように、柔軟性ケーブルまたはトルクロープは、切断工具の一端に溶接できる。

30

【0164】

図32は、内視鏡用具の例示的な柔軟部の上面図を示す。幾つかの実装例では、図32に示した柔軟部は、図30AA~30Cおよび31AA~31ABおよび31B~31Cに示した実装例とともに使用できる。柔軟部分3202は、柔軟性ケーブルが通過する中央チャンネル3204を含む。さらに、柔軟部3202は、2つの吸入チャンネル3406aおよび3406bと、洗浄チャンネル3408と、給気チャンネル3410とを含む。

40

【0165】

幾つかの実装例では、トルクロープの動作速度は可変である。幾つかの代表的な実装例では、トルクロープの動作速度は0.5k毎分回転数~20k毎分回転数の範囲内でよい。幾つかの実装例では、トルクロープの動作速度は1k毎分回転数~4k毎分回転数の範囲内でよい。幾つかの実装例では、トルクロープの動作速度は可変である。幾つかの代表的な実装例では、トルクロープは、5~100 mN*m (ミリニュートンメートル)のトルクで動作できる。幾つかの実装例では、トルクロープは、20~50 mN*m (ミリニュートンメートル)のトルクで動作できる。幾つかの実装例では、トルクロープは、20~50 mN*m (ミリニュートンメートル)のトルクで動作できる。しかし、当業者であれば、柔軟性ケーブルのトルク及び運転速度は、内視鏡用具の性能に基づいて変更できることは理解するはずである。幾つか

50

の実装例では、吸引量、切断器の種類、切断器の開口部の大きさなどを含む様々な要素が、内視鏡用具の性能の要因となる。よって、柔軟性ケーブルを動作させるトルク及び回転速度は、複数の要因に依存する。

【 0 1 6 6 】

図33は、トルクロープを使用する内視鏡用具の例示的な切断アセンブリの断面図である。切断アセンブリ3300は、外側カニューレ3302と、外側カニューレ3302内に配置された内側切断器3306を含む内側カニューレ3304と、PTFEベアリング3308と、準適応性バルーン(semi-compliant balloon)3310と、多腔型押し出し品3312とを含む。トルクロープ3314は内側カニューレ3306に結合できる。外側カニューレの直径は、0.05インチから内視鏡の器具チャンネルを通過する適切な大きさまでの間とすることができる。

10

【 0 1 6 7 】

図35AA～35ACは、本明細書に記載した内視鏡用具の一実装例の柔軟部領域の異なる構成の断面図である。柔軟部領域は、吸入内腔3402と、膨張内腔3404と、灌注または洗浄内腔3406と、トルクロープとを含むことができる。

【 0 1 6 8 】

図35は、内視鏡用具の部分の様々な図を示す。内視鏡用具は、外側カニューレ1と、内側切断器2と、内側カニューレ3と、トルクロープ4と、三腔型押し出し品5と、バルーン6と、PTFEワッシャー7と、2つの側部アーム8と、近位プラグ9と、PTFEガasket10と、ガasketキャップ11とを含むことができる。

【 0 1 6 9 】

20

図36は、本明細書に記載した内視鏡用具の一実装例の柔軟部領域の断面図を示す。この柔軟部領域は、外側膨張ジャケット3602と、外側コイル3604と、トルクコイル3606と、トルクコイル内に配置された多腔型押し出し品3608とを含むことができる。多腔型押し出し品3608は、灌注内腔3610と吸入内腔3612とを含むことができる。

【 0 1 7 0 】

図37は、本明細書に記載した内視鏡用具の一実装例の断面図を示す。この内視鏡用具は、外側カニューレ3702と、内側切断器3704と、内側トルクコイル3706と、外側コイル3708と、外側膨張ジャケットおよびバルーン3710と、多腔型押し出し品3712とを含む。ウオームギヤなどのギヤ3714は、トルクコイルに係合して内側切断器を駆動できる。

【 0 1 7 1 】

30

図38A及び38Bは、本明細書に記載した内視鏡用具の一実装例の遠位部分の様々な図を示す。この内視鏡用具は、開口部3804を形成する外側切断器3802を含む。さらに、この内視鏡用具は、外側切断器内に配置された内側切断器3806を含む。この内側切断器はトルクコイル3808に結合されている。このトルクコイルは、PET熱収縮3810または他の種類のチュービング内に配置される。外側切断器3802を内側切断器3806に対して回転可能とするため、外側切断器は編組シャフト3812に結合されている。

【 0 1 7 2 】

図39A及び39Bは、図38A及び38Bに示された内視鏡用具の遠位部分のB-B断面およびC-C断面についての断面図を示す。

【 0 1 7 3 】

40

幾つかの実装例では、内視鏡の単一の器具チャンネル内に挿入できる内視鏡器具は、被験者内の部位で物質を切除するよう構成された動力駆動器具ヘッドまたは切断アセンブリを含むことができる。前記切断アセンブリは、外側カニューレと、当該外側カニューレ内に配置された内側カニューレとを含む。この外側カニューレは、切除される物質が切断アセンブリに入る際に通過する開口部を形成する。この内視鏡器具は、外側カニューレに結合された柔軟性外側チュービングであって、外側カニューレを内側カニューレに対して回転させるよう構成された柔軟性外側チュービングも含む。前記柔軟性外側チュービングの外径は、前記内視鏡器具を挿入できる前記器具チャンネルよりも小さくできる。前記内視鏡器具は、前記柔軟性外側チュービング内に配置された部分を備えた柔軟性トルクコイルも含む。前記柔軟性トルクコイルは前記内側カニューレに結合された遠位端部を含み。前

50

記柔軟性トルクコイルは、前記内側カニューレを前記外側カニューレに対して回転させるよう構成されている。さらに、前記内視鏡器具は、前記柔軟性トルクコイルの近位端に結合されると共に駆動アセンブリと係合するよう構成された近位コネクタを含み、当該駆動アセンブリは、作動すると前記近位コネクタと、前記柔軟性トルクコイルと、前記内側カニューレとを回転させるよう構成されている。さらに前記内視鏡器具は、真空源に係合するよう構成された吸入ポートを備えた吸入チャンネルを含む。前記吸入チャンネルは、前記柔軟性トルクコイルの内壁および前記内側カニューレの内壁により部分的に形成されており、前記内側カニューレに形成された開口部から前記吸入ポートまで延伸する。さらに、前記内視鏡器具は、前記柔軟性トルクコイルの外壁と前記柔軟性外側チューブの内壁との間に形成された第1部分を備えた洗浄チャンネルであって、前記吸入チャンネルに洗浄流体を運ぶよう構成された洗浄チャンネルを含む。

10

【0174】

幾つかの実装例では、前記近位コネクタは中空であり、前記近位コネクタの内壁は前記吸入チャンネルの一部を形成する。幾つかの実装例では、前記近位コネクタは硬質の円柱構造体であり、前記駆動アセンブリの駆動レセプタクル内に配置されるよう構成されている。前記近位コネクタは、前記駆動アセンブリに係合するよう構成された結合器と、前記内側カニューレを前記外側カニューレの遠位端に向けて付勢するよう構成された張力調整パネとを含むことができる。幾つかの実装例では、前記張力調整パネが前記内側カニューレの切断部分を前記外側カニューレの前記開口部に隣接して位置決めするように、前記張力調整パネは寸法決めかつ付勢されている。幾つかの実装例では、前記近位コネクタは、前記柔軟性トルクコイルに回転可能に流体結合されている。幾つかの実装例では、内側カニューレの遠位端が外側カニューレの内側遠位壁に接触するよう、張力調整パネは寸法決めかつ付勢されている。これにより、柔軟性トルクコイルの回転による内側カニューレの遠位端でのむち打ち(whip)により発生される横方向または望ましくない動きを制限できる。

20

【0175】

幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、洗浄進入ポートを含む灌注コネクタと、当該灌注コネクタおよび前記柔軟性外側チューブに結合された管状部材とをさらに含む。前記管状部材の内壁および前記柔軟性トルクコイルの前記外壁は、前記洗浄チャンネルの前記第1部分に流体結合される前記洗浄チャンネルの第2部分を形成できる。幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、前記柔軟性外側チューブを前記管状部材に結合させる回転結合器であって、前記柔軟性外側チューブを前記管状部材に対して回転させかつ前記外側カニューレに形成された前記開口部を前記内側カニューレに対して回転させるよう構成された回転結合器も含む。幾つかの実装例では、前記灌注コネクタは、前記柔軟性トルクコイルが内部に配置された内側穴を形成する。

30

【0176】

幾つかの実装例では、前記内視鏡器具は、前記柔軟性トルクコイルが内部に配置されたライニングも含み、当該ライニングの外壁は前記洗浄チャンネルの一部を形成するよう構成されている。幾つかの実装例では、内側カニューレは、当該内側カニューレの長手方向軸を中心にかつ外側カニューレに対して回転するよう構成されており、吸入チャンネルは、内側カニューレの開口部で吸引力を掛けるよう構成されている。

40

【0177】

幾つかの実装例では、前記柔軟性トルクコイルは複数のスレッドを含む。前記複数のスレッドそれぞれは、当該複数のスレッドの1つまたは複数の隣接するスレッドが巻かれている方向とは反対方向に巻くことができる。幾つかの実装例では、前記柔軟性トルクコイルは複数の層を含む。前記複数の層それぞれは、当該複数の層の1つまたは複数の隣接する層が巻かれている方向とは反対方向に巻くことができる。幾つかの実装例では、各層は1つまたは複数のスレッドを含むことができる。柔軟性トルクコイルに関する付加的な詳細は、少なくとも図22A~22Hに関する柔軟性ケーブルの本明細書の記載に関連して上述されている。

50

【 0 1 7 8 】

幾つかの実装例では、前記柔軟性外側チュービングは、前記内視鏡器具が挿入される内視鏡の長さを超える長さを備えている。幾つかの実装例では、前記柔軟性外側チュービングは、当該柔軟性外側チュービングの外径より少なくとも100倍の長さを備えている。幾つかの実装例では、前記柔軟部は、前記切断アセンブリの少なくとも40倍の長さである。

【 0 1 7 9 】

図40A～40Bは、内視鏡用具4000と、当該内視鏡用具を駆動するよう構成された駆動アセンブリ4050の一部分との透視図を示す。図40Bは、図40A～40Bに示した内視鏡用具および当該内視鏡用具を駆動するよう構成された駆動アセンブリの部分の透視図を示す。図41、42、および43もここで参照すると、図41は、図40A～40Bに示した内視鏡用具4000の上面図と、駆動アセンブリ4050の部分の上部露出図とを示す。図42は、A-A断面についての内視鏡用具4000と駆動アセンブリ4050の部分の断面図を示す。図43は、内視鏡の駆動コネクタおよび駆動アセンブリ4050の部分の拡大図を示す。図44は、図40A～40Bに示した内視鏡用具4000および駆動アセンブリの一部分の透視図を示す。図45は、B-B断面についての内視鏡用具と駆動アセンブリの部分の断面図を示す。図46は、この内視鏡用具の回転結合器部分の拡大断面図を示す。図47Aおよび図47Bは、この内視鏡用具の回転結合器の上面図および断面図を示す。

【 0 1 8 0 】

内視鏡器具4000は、図40A～47Bに示したように、内視鏡の器具チャンネル内に挿入されるよう構成できる。内視鏡の例は、結腸鏡などの胃鏡、喉頭鏡または他の軟性内視鏡を含むことができる。こうした内視鏡用具は、器具チャンネル内に挿入されるよう成形、寸法決め、かつ構成された柔軟部4002を含むことができる一方で、内視鏡用具4000の残りの部分は、内視鏡の器具チャンネルの外に残るよう構成できる。柔軟部4002は、器具チャンネル内に嵌合するよう成形かつ寸法決めでき、内視鏡が患者に挿入されているときは器具チャンネルにより形成された蛇行状経路を通るよう構成できる。結腸鏡の場合は、結腸鏡は少なくとも60度、場合によっては90度を超える一連の湾曲部を形成できる。

【 0 1 8 1 】

内視鏡用具4000は、被験者体内の部位で物質を切除するよう構成された切断アセンブリ4010を含むことができる。切断アセンブリ4010は、図1Cおよび本明細書および図面の他の箇所に記載された切断アセンブリ160に類似したものでよい。幾つかの実装例では、切断アセンブリ4010は、外側カニューレと、当該外側カニューレ内に配置された内側カニューレとを含む。この外側カニューレは、切除される物質が切断アセンブリ4010に入る際に通過する開口部4012を形成できる。幾つかの実装例では、開口部4012は、外側カニューレの半径方向壁の一部を貫通して形成している。幾つかの実装例では、この開口部は、外側カニューレの半径範囲の一部のみ、例えば半径方向壁の円周の最大3分の1を延伸するようにしてよい。吸入チャンネル4090は吸入ポート4092と開口部4012との間を延伸しているので、吸入ポート4092で吸引力を掛けると開口部4012で吸引力が掛けられることになる。この吸引力によって物質が外側カニューレの開口部内に導入され、次に切断アセンブリの内側カニューレにより切断可能となる。

【 0 1 8 2 】

この内側カニューレは、開口部4012に隣接して配置されるように構成された切断部を含むことができ、開口部4012を介して切断アセンブリに入る切除される物質は内側カニューレの切断部によって切除できる。内側カニューレは中空で、内側カニューレの内壁は、内視鏡用具の全長にわたり延伸可能な吸入チャンネルの一部を形成できる。内側カニューレの遠位端は切断部を含むことができる一方、内側カニューレの近位端は開口させることができ、切断部を介して内側カニューレの遠位端に入る物質は内側カニューレの近位端を通過できる。幾つかの実装例では、内側カニューレの遠位端は、外側カニューレの遠位端の内側表面と接触できる。これによって、幾つかの実装例では、内側カニューレが概ね長手方向軸に沿って外側カニューレに対して回転でき、内側カニューレの回転時に内側カニューレをより安定させる。幾つかの実装例では、開口部の大きさが、内側カニューレにより

切断または切除される物質の大きさを決定する。よって、開口部の大きさは、柔軟性トルクコイルの内周により形成される吸入チャンネルのサイズに部分的に基づいて決定される。

【0183】

内視鏡用具4000は柔軟性トルクコイル4080を含むことができ、当該柔軟性トルクコイル4080はその遠位端において内側カニューレの近位端に結合するよう構成されている。この柔軟性トルクコイルは、多数のスレッドおよび多数の層を備えた微細なコイルを含み、これが柔軟性トルクコイルの一端の回転を柔軟性トルクコイルの反対端に伝えることができる。この柔軟性トルクコイルのスレッドの層それぞれは、そのスレッドの層に隣接するスレッドの層それぞれが巻かれている方向とは反対方向に巻くことができる。幾つかの実装例では、この柔軟性トルクコイルは、時計回り方向に巻かれた第1のスレッドの層と、反時計回りに巻かれた第2のスレッドの層と、時計回り方向に巻かれた第3のスレッドの層とを含むことができる。幾つかの実装例では、第1のスレッドの層は、第2のスレッドの層によって第3のスレッドの層から分離されている。幾つかの実装例では、各スレッドの層は1つまたは複数のスレッドを含むことができる。幾つかの実装例では、これらスレッドの層は異なる材料製としたり、厚さ、長さなどの異なる特徴を備えたりすることができる。

10

【0184】

トルクコイル4080の柔軟性により、コイルは、トルクコイル4080の曲がった部分でも性能を維持できる。柔軟性トルクコイル4080の例としては、アメリカ合衆国カリフォルニア州サントアナ所在のアサヒ・インテック・ユーエスエー社(ASAHI INTECC USA, INC)製のトルクコイルが含まれる。幾つかの実装例では、柔軟性トルクコイル4080は外装またはライニングで囲んで、柔軟性トルクコイル4080の外側表面と他の表面との摩擦接触を避けることができる。幾つかの実装例では、柔軟性トルクコイル4080はポリテトラフルオロエチレン(PFTE)で被覆して、柔軟性トルクコイル4080の外側表面と他の表面との摩擦接触を減少させることができる。柔軟性トルクコイル4080は、内視鏡用具が挿入される内視鏡の器具チャンネルの直径より小さい外径となるよう寸法決め、成形、または構成できる。例えば、幾つかの実装例では、この柔軟性トルクコイルの外径は1~4ミリメートルの範囲内である。この柔軟性トルクコイルの長さは、内視鏡の長さを超えるように寸法決めできる。幾つかの実装例では、柔軟性トルクコイル4080の内壁は、切断アセンブリ4010の内側カニューレの内壁により形成された吸入チャンネルの部分に流体結合される吸入チャンネルの別の部分を形成するよう構成できる。

20

30

柔軟性トルクコイル4080の近位端は近位コネクタアセンブリ4070に結合でき、その詳細は後述する。

【0185】

内視鏡用具4000は、外側カニューレの近位端に結合可能な柔軟性外側チュービング4086を含むことができる。幾つかの実装例では、柔軟性外側チュービング4086の遠位端は、結合構成要素を用いて、外側カニューレの近位端に結合できる。幾つかの実装例では、外側カニューレは、柔軟性外側チュービングの回転に応答して回転するように構成できる。幾つかの実装例では、柔軟性外側チュービング4086は、内視鏡器具4000が挿入される内視鏡の器具チャンネルよりも小さい外径を備えた中空の編組チュービングとすることができる。幾つかの実装例では、柔軟性外側チュービング4086の長さは、内視鏡の長さを超えるように寸法決めできる。柔軟性外側チュービング4086は、柔軟性外側チュービング4086の一部が延伸する穴を形成できる。柔軟性外側チュービング4086は、当該柔軟性外側チュービング4086内に部分的に配置される柔軟性トルクコイルに対する柔軟性外側チュービング4086の回転を促進する編組、スレッド、または他の特徴を含むことができる。

40

【0186】

内視鏡用具4000は、柔軟性外側チュービング4086の近位端に結合するよう構成された回転結合器4030を含むことができる。回転結合器4030は、内視鏡用具の操作者が、回転結合器4030に結合されたまたはその一体部分である回転タブ4032を介して柔軟性外側チュービング4086を回転できるよう構成してよい。回転タブ4032を回転させることで、操作者は、

50

柔軟性外側チュービングおよび外側カニューレを内視鏡の長手方向軸に沿ってかつ内視鏡および切断アセンブリ4010の内側カニューレに対して回転できる。幾つかの実装例では、内視鏡が患者体内に留置された状態で内視鏡器具が内視鏡に挿入されているときに、操作者は外側カニューレを回転させたいと望むことがある。操作者が開口部を介して切除のために内視鏡器具に入る物質を見ることができるよう、操作者は外側カニューレを回転させて、外側カニューレの開口部を、開口部が形成された外側カニューレの半径方向壁の部分が内視鏡のカメラに位置合わせできる位置に配置したいと望むことがある。これが可能になるのは、開口部が、外側カニューレの軸方向壁に形成された開口部でなく、外側カニューレの側部に延伸する半径方向壁に沿って形成されていることが部分的な理由である。

【0187】

幾つかの実装例では、回転結合器4030の近位端4034は、灌注コネクタ4040に結合できる。幾つかの実装例では、回転結合器4030は、回転結合器4030の遠位端4036を回転結合器4030の近位端4034に対して回転可能とする回転ルアー構成要素でよい。こうすることで、柔軟性外側チュービング4086が回転する際に、回転結合器4030の近位端が結合された構成要素が回転しない。幾つかの実装例では、回転結合器4030の近位端4034は、当該回転結合器4030の近位端4034を灌注コネクタ4040に結合するよう構成された外側管状部材4044に結合できる。回転結合器4030は、柔軟性トルクコイル4080の一部がその内部を延伸する回転結合器4030の中央部に沿った穴を形成できる。幾つかの実装例では、回転結合器4030は、オス・オス回転ルアー結合器とすることができる。幾つかの実装例では、この回転結合器は1200 psiまでの圧力を扱うよう構成できる。

【0188】

灌注コネクタ4040は、洗浄流体を内視鏡用具4000内に導入するよう構成できる。灌注コネクタ4040は、水容器のような洗浄源と係合するよう構成された灌注ポート4042を含む。幾つかの実装例では、灌注コネクタ4040は、流体送出システムで使用されかつ医療機器業界の標準に準拠するYポートであって、柔軟性外側チュービング4086または灌注コネクタ4040の遠位端を回転結合器4030の近位端4034に結合する役目を果たす外側管状部材4044に結合するよう寸法決めされたYポートでよい。幾つかの実装例では、この灌注コネクタは、灌注コネクタ4040の近位端4046と遠位端4048との間に中空チャンネルを形成でき、当該中空チャンネルは、柔軟性トルクコイル4080が灌注コネクタ4040内に形成されたこの中空チャンネルを通過できるよう寸法決めされている。

【0189】

上述のように、近位コネクタアセンブリ4070は、柔軟性トルクコイル4080の近位端に結合されるよう構成されている。近位コネクタアセンブリ4070は、トルクを近位コネクタアセンブリ4070および柔軟性トルクコイル4080を介して内側カニューレに与えるよう構成された駆動アセンブリ4050と係合するよう構成できる。近位コネクタアセンブリ4070は吸入チャンネルの一部をさらに形成でき、かつ吸入チャンネルに入る物質を容易に除去するように吸入チャンネルを真空源に流体接続するよう構成できる。幾つかの実装例では、近位コネクタアセンブリ4070の近位端は、内視鏡用具4000に入る物質が内視鏡用具4000から回収される吸入ポート4092を含むことができる。

【0190】

幾つかの実装例では、内視鏡用具4000は、駆動アセンブリ4050により駆動されるように構成できる。駆動アセンブリ4050は、エネルギー源からの回転エネルギーを内視鏡用具4000に与えるように構成されている。駆動アセンブリ4050は、第1かさ歯車4054および第2かさ歯車4056を収容できるハウジング4060を含むことができ、これらかさ歯車は、第1かさ歯車4054の回転が第2かさ歯車4056を回転させるよう位置決めされている。第2かさ歯車4056は、内視鏡用具4000の近位コネクタアセンブリ4070を収容しかつ係合するよう寸法決めされ、成形された駆動レセプタクルに結合できる。幾つかの実装例では、第1かさ歯車4054は、回転入力シャフト4052を介してモーター(図示しない)または他の回転源に結合できる。

【0191】

近位コネクタアセンブリ4070は、中空駆動シャフト4072と、中空駆動シャフト4072が貫通する結合器4076と、中空駆動シャフト4072に結合された張力調整バネ4074とを含むことができる。駆動シャフト4072の遠位端は、柔軟性トルクコイル4080の近位端に結合できる。幾つかの実装例では、駆動シャフト4072および柔軟性トルクコイル4080は、互いに永久的に結合できる。幾つかの実装例では、駆動シャフト4072および柔軟性トルクコイル4080の結合には、駆動シャフト4072の回転時に柔軟性トルクコイル4080の回転を許容しかつ柔軟性トルクコイル4080を通過する物質の駆動シャフト4072の通過を許容する結合器、圧入、突合わせ溶接などの溶接または他の任意の取り付け手段を用いればよい。駆動シャフト4072の近位端は吸入ポート4092を形成できる。幾つかの実装例では、吸入ポート4092は真空源に係合して、開口部4012に入る物質を、吸入チャンネル4090を通過させかつ吸入ポート4092を介して内視鏡用具から排出させることができる。

10

【0192】

六角形結合器などの結合器4076は、中空駆動シャフトと結合するよう構成できる。幾つかの実装例では、この六角形結合器は中空駆動シャフトの一部である。結合器4076は、駆動レセプタクル4058の内壁に係合するよう構成された外壁を含むことができる。駆動レセプタクル4058は、第2かさ歯車4056に結合されかつ第2かさ歯車4056の回転時に回転するよう構成されている。幾つかの実装例では、駆動レセプタクル4058は中空の円柱形チューブでよい。幾つかの実装例では、駆動レセプタクル4058の近位端4059は、当該駆動レセプタクル4058の近位端の内壁により形成された開口部を含むことができ、その直径は駆動レセプタクル4058残り部分の内径より小さい。幾つかの実装例では、駆動レセプタクル4058の近位端4059を通過する開口部の直径は駆動シャフト4072を受け入れる大きさはあるが、駆動シャフト4072に結合された張力調整バネ4074が、その開口部を通過できないほどには小さい。幾つかの実装例では、駆動レセプタクルの残り部分の内径は、結合器4076に係合するよう寸法決めされる。

20

【0193】

張力調節バネ4074を付勢することによって、内視鏡用具4000の動作時に、張力調節バネ4074は、駆動シャフト4072と、柔軟性トルクコイル4080と、内側カニューレとが内視鏡用具4000の近位端に向かって摺動するのを防止できる。幾つかの実装例では、張力調節バネ4074がない場合、内側カニューレが内視鏡用具4000の遠位端から離れる方向に摺動することがある。これは、開口部4012で切除される物質によって掛けられる力が原因である場合がある。幾つかの実装例では、張力調節バネ4074は、内側カニューレが開口部4012で切除される物質に接触する際に内側カニューレが遠位端から離れる方向に摺動するのを防止する反対力(countering force)を与える。幾つかの実装例では、張力調節バネ4074は、内側カニューレの遠位端を付勢して、外側カニューレの遠位端の内壁に接触させるよう構成できる。幾つかの実装例では、内側カニューレの遠位端が外側カニューレの内側遠位壁に接触するよう、張力調整バネ4074を寸法決めかつ付勢させることができる。これにより、柔軟性トルクコイルの回転による内側カニューレの遠位端でのむち打ち(whip)により発生される横方向または望ましくない動きを制限できる。

30

【0194】

ハウジング4060は、吸入端部キャップ4062およびロッキングカラー4064に係合するよう構成できる。幾つかの実装例では、吸入端部キャップ4062の構成によって、真空源は、駆動シャフト4072の吸入ポート4092と確実に接続を維持できる。幾つかの実装例では、吸入端部キャップ4062の構成によって、真空源と駆動シャフト4072の吸入ポート4092との間で確実な接続が維持される一方で、駆動シャフト4072が回転可能となる。幾つかの実装例では、吸入端部キャップ4062の開口部を介して駆動シャフト4072の吸入ポートへの到達が可能(accessible)となるような状態で、吸入端部キャップ4062はハウジング4060の一部に固定されるよう構成できる。幾つかの実装例では、真空源が駆動シャフト4072の近位端と共に回転しないように、真空源は端部キャップ4064に結合できる。幾つかの実装例では、1つもしくは複数のベアリングまたはブッシングを使用して、真空源を駆動シャフト4072と共に回転させることなく、駆動シャフト4072の吸入ポート4092と真空源との間の流体結合

40

50

を促進できる。

【0195】

ロッキングカラー4064は、灌注コネクタ4040を近位コネクタアセンブリ4070に固定できるよう構成できる。幾つかの実装例では、ロッキングカラー4064は、灌注コネクタ4040の近位端4046を駆動アセンブリ4050のハウジング4060に固定できるよう構成できる。ロッキングカラー4064は、近位コネクタアセンブリ4070が、駆動レセプタクル4058から分離して内視鏡用具4000の遠位端方向に移動するのを防止するようさらに構成できる。幾つかの実装例では、ロッキングカラー4064は、その内部に柔軟性トルクコイル4080が配置されたライニング4082を、柔軟性トルクコイル4080、駆動シャフト4072、またはハウジング4060に固定できるよう構成できる。幾つかの実装例では、ライニング4082は熱収縮として作用して、柔軟性トルクコイルで発生する熱の内視鏡用具の他の構成要素への放散を減少させる。幾つかの実装例では、ライニング4082の外壁は洗浄チャンネルの一部を形成できる一方、ライニング4082の内壁は、吸入チャンネルを通過する物質が柔軟性トルクコイルの壁から漏れ出すのを防止するのに役立つことができる。幾つかの実装例では、ライニング4082は、さらに、洗浄チャンネルを通過する洗浄流体が柔軟性トルクコイル4080の壁を通過して吸入チャンネル4090に流入するのを防止するのに役立つ。

10

【0196】

灌注コネクタ4040の遠位端4048は、外側チュービング4044の内壁に係合するよう構成できる。幾つかの実装例では、灌注コネクタ4040の遠位端4048は、外側チュービング4044の近位端に圧入できる。幾つかの実装例では、灌注コネクタ4040の遠位端4048と外側チュービングとを接続するコネクタを使用できる。外側チュービング4044の内壁およびライニング4082の外壁は、洗浄チャンネル4096の一部を形成できる。外側チュービング4044は、灌注コネクタ4040の遠位端4048から回転結合器4030の近位端4034に延伸できる。外側チュービング4044の遠位端は、回転結合器4030の近位端4034に係合するよう構成できる。

20

【0197】

幾つかの実装例では、洗浄チャンネルは、洗浄進入ポートから外側カニューレの開口部まで延伸できる。洗浄チャンネルは、外側管状部材の内壁と、回転結合器と、外側チュービングの内壁と、外側カニューレの内壁とにより形成できる。幾つかの実装例では、洗浄チャンネルは、内側カニューレの外壁および柔軟性トルクコイル4080の外壁によっても形成できる。幾つかの実装例では、内視鏡器具4000は、柔軟性トルクコイル4080の周囲に装着されるよう寸法決めされた中空ライニング4082も含むことができる。幾つかの実装例では、中空ライニング4082は、洗浄チャンネル4096と吸入チャンネル4090との間のバリアとして作用できる。幾つかの実装例では、中空ライニング4082は、空気または他の流体が柔軟性トルクコイル4080のスレッドを介して浸出するのを防止できる。さらに、この中空ライニングは、空気が柔軟性トルクコイル4080のスレッドを介して逃げまたは進入することを防止することで、吸入チャンネルは、当該吸入チャンネルの全長にわたって吸引力を維持できる。

30

【0198】

上述のように、切断アセンブリ4010は外側カニューレを含む。編組チュービング4086は外側カニューレに結合されており、回転結合器4030の回転タブ4032の回転が外側カニューレを回転させることになる。この外側カニューレは、当該外側カニューレの遠位端に開口部4012を含んでいる。この開口部は外側カニューレの半径方向壁の一部に形成されており、さらに外側カニューレの半径範囲の一部のみを延伸させてよい。吸入チャンネル4090は吸入ポート4092と開口部4012との間を延伸しているので、吸入ポート4092で吸引力を掛けると開口部4012で吸引力が掛けられることになる。この吸引力によって物質が外側カニューレの開口部内に導入され、次に切断アセンブリの内側カニューレにより切断可能となる。幾つかの実装例では、吸入された物質は収集カートリッジ内に収集できる。幾つかの実装例では、この収集カートリッジは、吸入チャンネルの近位端に流体結合できる。

40

【0199】

内側カニューレは、外側カニューレ内に配置されると共に、吸入チャンネル4090内の吸

50

引力により開口部4012内に吸引されまたはそれ以外の状態で入る物質を切除するよう構成されている。内側カニューレは、切断面と開口部を形成する外側カニューレの壁との相互作用に部分的には基づいて、開口部4012で物質を切断、切除、切り取り、デブリードマン、または削り落とすことができる。幾つかの実装例では、切断面の開口部4012に対する回転運動が、物質の切断、切除、切り取り、または削り落とすを可能にする。この柔軟性トルクコイルは、内側カニューレに結合され、内側カニューレを内側カニューレの長手方向軸に沿って回転させる。外側カニューレが外側チュービングに結合され、かつ内側カニューレまたは柔軟性トルクコイルに回転可能に結合されていないので、内側カニューレは外側カニューレに対して回転する。内側カニューレの外壁と外側カニューレの内壁との間のギャップは、洗浄流体が、灌注コネクタ4040から、外側チュービング4044と、回転結合器4030と、柔軟性外側チュービング4086とによって部分的に形成される洗浄チャンネル部分を介して内側カニューレの切断面に向かって流れる洗浄チャンネルの一部分を形成する。内側カニューレは、切り取られたまたは切除された物質および洗浄流体が内側カニューレの切断面から吸入ポート4092に向けてその内部で流動できる吸入チャンネルの一部を形成できる。

10

【0200】

切断アセンブリ4010の長さは、内視鏡が患者に挿入されているときに内視鏡用具4000が内視鏡の全長を通過できるように寸法決めできる。幾つかの実装例では、内視鏡は患者体内に留置でき、さらに内視鏡は60度を上回る湾曲部を含むことができる。また、切断アセンブリ4010の長さは数センチメートルを超えないようにしてよい。幾つかの実装例では、切断アセンブリ4010の長さは、内視鏡用具4000の長さまたは内視鏡用具を挿入できる内視鏡の柔軟部の長さ1%未満でよい。上述したように、組織感知能力を切断アセンブリに実装でき、組織センサの一部として機能させることができる。

20

【0201】

1つまたは複数のシール、ベアリング、および他の構成要素を使用できることは理解すべきである。シールを用いて圧力を維持し、流体の漏れを防ぎ、または構成要素同士をしっかりと係合させることができる。幾つかの実装例では、ベアリングを用いれば、内視鏡用具の構成要素または性能に悪影響を与えることなく構成要素を互いに対して回転させることができる。

【0202】

図45は、B-B断面についての内視鏡用具と駆動アセンブリの部分の断面図を示す。図45に示したように、第2かさ歯車4056は、駆動アセンブリ4050の駆動レセプタクル4058と係合するよう構成できる。内視鏡用具4000の近位コネクタ4070は、結合器4076および駆動シャフト4072を含み、駆動レセプタクル4058内部に挿入配置できる。結合器4076の外壁は駆動レセプタクル4058の内壁に係合するよう寸法決めされており、駆動レセプタクル4058が回転すると、結合器4076も回転する。結合器4076は駆動シャフト4072に結合されているので、駆動レセプタクル4058が回転すると駆動シャフト4072も回転する。駆動シャフトの内壁は、吸入チャンネル4090の一部を形成する。

30

【0203】

図46は、この内視鏡用具の回転結合器部分の拡大断面図を示す。図47Aおよび図47Bは、この内視鏡用具の回転結合器の上面図および断面図を示す。

40

【0204】

図46～47Bに示したように、外側チュービング4044は回転結合器4030に係合するよう構成されている。外側チュービング4044はライニング4082を囲み、当該ライニングは柔軟性トルクコイル4080を囲んでいる。柔軟性トルクコイル4080の内壁は、吸入チャンネル4090の一部を形成できる。外側チュービング4044の内壁とライニング4082の外壁または外面との間のギャップは、洗浄チャンネルの一部を形成できる。タブ4032は、この内視鏡用具の操作者により回転されるよう構成できる。幾つかの実装例では、内視鏡用具が内視鏡の器具チャンネル内に挿入されている間に、操作者はタブ4032を回転させ、外側カニューレを内側カニューレおよび内視鏡に対して回転させることができる。こうすることで、操作者

50

は、外側カニューレを所望の位置まで回転させることで、外側カニューレを貫通して形成された開口部を位置決めできる。幾つかの実装例では、外側カニューレが内視鏡に対して回転可能とする機構を用意することによって、内視鏡用具が内視鏡の器具チャンネル内に挿入されている間は、操作者は開口部の位置を懸念する必要はないが、それは、内視鏡用具が内視鏡に挿入されている間は操作者が外側カニューレを回転させることによって開口部の位置を調節できるからである。

【0205】

図48は、駆動アセンブリ内で動作するため挿入される内視鏡用具の一部の透視図である。駆動アセンブリ4800は、内視鏡用具4000の近位コネクタ4070を収容するよう構成された駆動インターフェース4810を含む。近位コネクタ4070は駆動インターフェース4810の駆動レセプタクルに係合して、駆動アセンブリ4800が発生した回転エネルギーを内視鏡用具4000の切断アセンブリに伝達できる。駆動アセンブリ4800は、内視鏡用具4000の灌注ポート4042への洗浄流体の流入を制御するためのポンプ4820または他の流体変位装置を含むことができる。幾つかの実装例では、ポンプ4829は蠕動ポンプでよい。幾つかの実装例では、このポンプは容積式流体ポンプでよい。幾つかの実装例では、ポンプ4829と灌注ポート4042との間にバルブを配置して、内視鏡用具に入る洗浄流体の量を制御できる。幾つかの実装例では、ポンプ4829の動作速度が、内視鏡用具に流体が入る割合を決定できる。この駆動アセンブリは、ピンチ弁4380も含むことができる。幾つかの実装例では、このピンチ弁は、吸入チャンネルに掛けられる吸引力の印加を制御するよう構成できる。

【0206】

幾つかの実装例では、制御スイッチのようなアクチュエータを用いて駆動アセンブリ4800を作動させることができる。幾つかの実装例では、このアクチュエータは、駆動アセンブリ4800を制御するためのフットペダル、ハンドスイッチ、または他の任意の作動手段でよい。幾つかの実装例では、このアクチュエータはポンプ4820などの駆動手段に結合でき、このアクチュエータが作動されると、ポンプ4820が回転を開始してトルクを発生し、それが駆動インターフェース4810を介して内視鏡用具の近位コネクタに伝達される。近位コネクタに掛けられたトルクは、柔軟性トルクコイルを介して内側カニューレに伝達されることで、内側カニューレを外側カニューレに対して回転可能である。幾つかの実装例では、このアクチュエータはピンチ弁4830などのピンチ弁に結合でき、吸入チャンネルに掛けられる吸引力の量を制御できる。幾つかの実装例では、このアクチュエータは、駆動手段およびピンチ弁を同時に作動させるよう構成できるので、吸引力が吸入チャンネルを介して掛けられている間、内側カニューレは回転することになる。幾つかの実装例では、このアクチュエータは、洗浄進入ポート4042を介した洗浄流体の内視鏡用具内への流れを制御する洗浄制御スイッチまたは弁に結合してもよい。幾つかの実装例では、このアクチュエータは、駆動手段と、吸入のためのピンチ弁と、洗浄のための洗浄制御スイッチとを同時に作動させるよう構成できるので、吸引力が吸入チャンネルを介して掛けられておりかつ洗浄流体が内視鏡用具に供給されている間、内側カニューレは回転することになる。

【0207】

幾つかの実装例では、洗浄流体の内視鏡用具の吸入チャンネル内を通過する流れを制御できるように、別個の洗浄制御スイッチを構成してもよい。操作者は、洗浄チャンネルに供給される洗浄流体の量を洗浄制御スイッチを介して制御できる。

【0208】

図40A～48に示した駆動アセンブリの構成は駆動アセンブリの一構成例である。内視鏡用具4000は、他の駆動アセンブリ構成により駆動されるよう構成できることは理解すべきである。幾つかの実装例では、他の駆動アセンブリ構成と係合させるため内視鏡用具4000の近位コネクタ部分を改造してもよい。幾つかの実装例では、内視鏡用具400は、内視鏡の器具チャンネル内にこの内視鏡用具を挿入する前に組み立てできる1つまたは複数の異なる構成要素としてひとまとめで提供されるよう構成できる。幾つかの実装例では、内視鏡用具4000の近位コネクタは、当該内視鏡用具の1つまたは複数構成要素が駆動アセンブリの構成要素と係合された後に、その内視鏡用具の操作者によって組み立て可能である。

【 0 2 0 9 】

図49は、内視鏡用具と、当該内視鏡用具を駆動するよう構成された駆動アセンブリの別の実装例を示す。図50Aは、図49に示した内視鏡用具と駆動アセンブリの側面図である。図50Bは、図49に示した内視鏡用具と駆動アセンブリのA-A断面についての断面図である。内視鏡用具4910は内視鏡用具4000と類似しているが、内視鏡用具4910が異なる近位コネクタ4912を備える点で内視鏡用具4000と異なる。この実装例では、近位コネクタ4912は、図40A～43に示した柔軟性トルクコイル4000に似た柔軟性トルクコイルに結合でき、さらに、駆動アセンブリ4950と係合するよう構成された近位コネクタ係合構造体4914を含む。この近位コネクタ係合構造体は、駆動アセンブリ4950と係合するよう寸法決めでき、さらに、駆動アセンブリ4950と係合するよう構成された1つまたは複数の係合表面を含むことができる。これら係合表面は、近位コネクタ4912内に含まれる駆動シャフトに結合でき、駆動アセンブリ4950が回転力を係合表面に印加すると、駆動シャフトが回転し、するとこれが内視鏡用具4900の柔軟性トルクコイルと切断アセンブリとを回転させる。幾つかの実装例では、係合表面4914は、駆動アセンブリ4950と係合するよう構成された外壁と、駆動シャフトの外壁と係合するよう構成された内壁とを備えた円柱状物体でよい。幾つかの実装例では、近位コネクタ4910は、当該近位コネクタ4910および内視鏡用具4910が駆動アセンブリ4950に対して回転しないようにするフィン4916または他の構造体も含むことができる。幾つかの実装例では、フィン4916の一側部は、取付構造体4936aおよび4936b上に配置されるか係合できる。こうすることで、回転力が駆動アセンブリにより係合表面に掛けられると、フィン4916は、近位コネクタ4910が駆動アセンブリ4950に対して回転するのを防ぐ。取付構造体4936はその構成によって、駆動アセンブリ4950の様々な構成要素が、取付構造体4936に取り付けられまたは当該構造体から支持されることができる。

10

20

【 0 2 1 0 】

駆動アセンブリ4950は、引き込み式アーム4922と、1つまたは複数のバネ荷重ベアリング4932と、駆動ベルト4932と、駆動輪4936と、1つまたは複数の静止ベアリング4940とを含むことができる。引き込み式アーム4922は、第1位置と第2位置との間を回転するよう構成できる。バネ加重ベアリング4924は引き込み式アーム4922へのその取付と配置によって、引き込み式アーム4922が図49および50A～Bに示した第1位置にあるときは、バネ加重ベアリング4924が力を近位コネクタ4912に掛けて、駆動アセンブリ4950が作動されている間は、当該近位コネクタが定位置に維持されるようにできる。バネ加重ベアリング4924はその配置によって、内視鏡用具4910の近位コネクタ4912が駆動アセンブリ4950と係合するときは、バネ加重ベアリング4924が、近位コネクタ4912内に配置された駆動シャフト(図示しない)の係合構成要素4916に係合することができる。係合構成要素4916は近位コネクタ4912上で重要な位置に設けることができ、引き込み式アーム4922が第1位置にあるときは、バネ加重ベアリング4924が係合構成要素4916に接触する。係合構成要素4916は円柱形状とし、近位コネクタ4912内に配置される駆動シャフトを囲むことができる。係合構成要素4916は、近位コネクタ4912の外壁の一部を形成できる。幾つかの実装例では、係合構成要素4916は近位コネクタ4912の長手方向軸に沿って回転し、近位コネクタ4912に対して回転できる。幾つかの実装例では、駆動輪4936はエラストマー摩擦駆動輪でよい。

30

【 0 2 1 1 】

モーターまたは他の駆動源などの駆動手段は、駆動手段が作動されたときに動作する駆動ベルト4934を介して、取付シャフト4930に取り付けられた駆動輪4936を駆動できる。駆動ベルト4934は駆動輪4936を回転させることができる。近位コネクタ4912の係合構成要素4916は、内視鏡器具が駆動アセンブリ4950内に配置されたときに駆動輪4936に接触する。駆動輪4936の回転により係合構成要素4916が回転している間、駆動アセンブリ4950の静止ベアリング4940は、近位コネクタ4912を所定位置に保持するよう位置決めできる。静止ベアリング4940は、駆動輪4936および係合構成要素4916の接触を維持させる力を与えることもできる。

40

【 0 2 1 2 】

図50Bに示したように、引き込み式アームが第1位置すなわち係合位置にあるときは、バ

50

ネ加重ベアリング4924は1つまたは複数の係合構成要素4916と第1側部で接触し、駆動輪4936は係合構成要素4916と第2側部で接触する。パネ加重ベアリングによって、係合構成要素4916は駆動輪の回転時に回転可能になる。フィン4914は駆動アセンブリの取付構造体に当接し、内視鏡用具が回転するのを防止する。引き込み式アームが第2位置または分離位置にあるときは、パネ加重ベアリング4924は1つまたは複数の係合構成要素4916に接触しない。よって、内視鏡用具は駆動アセンブリ内にしっかりと位置決めされておらず、従って、駆動手段を作動しても内視鏡用具内の柔軟性トルクコイルが回転しない。

【0213】

内視鏡器具の外径は、内視鏡が被験者に挿入されているときに当該内視鏡の器具チャンネルに挿入できるように寸法決めすればよい。さらに、内視鏡用具が、器具チャンネルの様々な位置で器具チャンネルの内壁に接触して内視鏡器具の安定性を維持するのに十分な大きさとなるように、内視鏡器具を寸法決めできる。内視鏡器具の外径が器具チャンネルの内径よりかなり小さい場合は、内視鏡器具と器具チャンネルの内径との間に大きなスペースができることがあり、これにより内視鏡器具は動作時に動いたり、振動したり、それ以外の態様である程度の不安定性が生じたりすることがある。

患者体内から物質を除去するための改良型内視鏡用具

【0214】

図51A～51Cは内視鏡用具5100を示す。内視鏡器具5100は、内視鏡器具4000(例えば、図40A～40B、41、および42に示した)を含む上述した様々な内視鏡器具に似ていてもよい。内視鏡器具5100は、患者からポリープおよび新生物の標本を採取するよう構成できる。内視鏡器具5100は、トルク源(例えば、内視鏡器具5100の駆動アセンブリまたは駆動シャフトに結合されたモーター)によって回転されるように構成できる。内視鏡器具5100は、被験者内の部位(例えば、被験者の結腸、食道、肺内の部位)内に洗浄流体を流入させるように構成できる。内視鏡用具5100は、被験者体内の部位で物質を切除するよう構成できる。内視鏡用具5100は、被験者体内の部位で切除された物質の標本を採取するための吸入チャンネルを介して吸引力を与えるよう構成できる。幾つかの他の実装例では、内視鏡用具5100は、内視鏡の器具チャンネルなどの器具チャンネルに挿入されるよう構成できる(例えば、結腸鏡等の胃鏡、喉頭鏡、または他の任意の軟性内視鏡)。

【0215】

内視鏡用具5100は、近位コネクタ5110および柔軟性トルク送出アセンブリ5200を含む。近位コネクタ5110は、内視鏡用具5100の駆動アセンブリ5150(例えば、回転エネルギー源により回転されるよう構成された駆動シャフトを含む駆動アセンブリ)を内視鏡用具5100の柔軟性トルク送出アセンブリに結合するように構成されている。幾つかの実装例では、近位コネクタ5110は、駆動アセンブリ5150が結合される第1コネクタ端部5114と、柔軟性トルク送出アセンブリ5200が結合される第2コネクタ端部5118とを含む。図51A～51Cに示したように、第1コネクタ端部5114は、内部で駆動アセンブリ5150を収容できる開口部を形成する内壁5116を含む。例えば、幾つかの実装例では、近位コネクタ5110を用いて駆動アセンブリ5150を外科コンソールの駆動シャフトに接続できる(例えば、図55A～55Dおよび57A～57Cなどに示したコンソール6000のコンソール駆動アセンブリ6150を参照のこと)。近位コネクタ5110は駆動伝達アセンブリ5122を含む。駆動伝達アセンブリ5122は、駆動アセンブリ5150に動作可能に結合され、駆動アセンブリ5150の回転時に駆動アセンブリ5150からトルクを受け取り、柔軟性トルク送出アセンブリ5200を回転させるために柔軟性トルク送出アセンブリ5200にそのトルクを伝達するよう構成されている。幾つかの実装例では、駆動アセンブリ5150、駆動伝達アセンブリ5122、および柔軟性トルク送出アセンブリ5200の少なくとも一部は同軸となっている。例えば、駆動伝達アセンブリ5122は駆動軸5102に沿って駆動アセンブリ5150に係合でき、駆動伝達アセンブリ5122は、柔軟性トルク送出アセンブリ5200の近位端5204において駆動軸5102に沿って柔軟性トルク送出アセンブリ5200に係合できる。柔軟性トルク送出アセンブリを回転させると、当該柔軟性トルク送出アセンブリが当該柔軟性トルク送出アセンブリの一つにおいて構成要素(内側カニユーレなど)を回転させることにもなることは理解すべきである。

【0216】

幾つかの実装例では、駆動伝達アセンブリ5122は、駆動アセンブリ5150から柔軟性トルク送出アセンブリ5200に伝達される方向および/またはトルクを制御するためのギヤ、ベルト、または他の駆動構成要素を含む。例えば、そうした駆動構成要素は、柔軟性トルク送出アセンブリ5200の回転軸を変更するため互いに対して角度を付けて位置決めでき、或いは、駆動軸5102に対する柔軟性トルク送出アセンブリ5200の回転軸を移すため互いからオフセットさせてもよい。

【0217】

幾つかの実装例では、駆動アセンブリ5150は駆動係合部材5152を含む。駆動係合部材5152は、駆動アセンブリ5150を回転エネルギー源に係合させるよう構成されている(例えば、コンソール6000のコンソール駆動アセンブリ6150などのモーターにより回転される駆動装置)。結合構成要素5152は、コンソール駆動アセンブリ6150に固定的かつ/または強固に接続されるよう構成できるので、駆動係合部材5152はコンソール駆動アセンブリ6150と同調して回転する。例えば、図51Aに示したように、駆動係合部材5152は、コンソール6000のコンソール駆動アセンブリ6150の係合受け器部材6158に係合する(例えば、ロックする、噛み合う、固定係合する、摩擦係合するなど)よう構成された結合部材(例えば、六角結合部材、ピン結合部材など)を含む近位駆動端5154を含む。従って、コンソール駆動アセンブリ6150の回転が、駆動係合部材5152を回転させる。

【0218】

幾つかの実装例では、駆動アセンブリ5150は、駆動係合部材5150の回転を駆動伝達アセンブリ5122に伝達するよう構成された1つまたは複数のシャフト部材5154を含む。幾つかの実装例では、駆動伝達アセンブリ5122は、1つまたは複数のシャフト部材5156を含む。シャフト部材5156は、駆動アセンブリまたはその構成要素の回転により発生する熱から駆動アセンブリ5150の構成要素を断熱するよう構成された断熱部材5156a(例えば、熱シース、熱収縮など)含むことができる。シャフト部材5156は切断器5156bを含むことができる。シャフト部材5156は、本明細書に記載した他のトルクコイルに類似したシャフトトルクコイル5156cを含むことができる。幾つかの実装例では、シャフト部材5156はシャフトトルクロープを含むことができる。シャフト部材5156はシャフトチューブ5156bを含むことができる。シャフトチューブ5156dは、駆動係合部材5152の比較的大きい半径より小さい半径を有することができる(例えば、駆動係合部材5152をコンソール駆動アセンブリ6150の係合受け器部材6158に係合させることによって、駆動シャフトまたは他の回転エネルギー源からの回転エネルギーを受け取りやすくする比較的大きい半径)。例えば、シャフトチューブ5156dは、駆動伝達アセンブリ5122および/または柔軟性トルク送出アセンブリ5200の半径により一致するよう比較的小さくできる。幾つかの実装例では、駆動伝達アセンブリ5122および/または柔軟性トルク送出アセンブリ5200で受け取られるトルクは、駆動係合部材5152の半径とシャフトチューブ5156dの半径との間の半径の変化に対応するように修正(例えば、増大)させることができる。

【0219】

内視鏡5100の遠位部分(例えば、この遠位部分は切断アセンブリ5201を含む)は、本明細書に記載された内視鏡用具の他の遠位部分に類似していてもよい(例えば、図42に示した切断アセンブリ4010など)。幾つかの実装例では、切断アセンブリ5201は、外側カニューレと、当該外側カニューレ内に配置された内側カニューレとを含む。この外側カニューレは、切除すべき物質が切断アセンブリ5201に入る際に通過する開口部5208を形成できる。幾つかの実装例では、開口部5208は、外側カニューレの半径方向壁の一部を貫通して形成されている。幾つかの実装例では、この開口部5208は、外側カニューレの半径範囲の一部のみ、例えば半径方向壁の円周の最大3分の1を延伸するようにしてよい。吸入チャンネルは吸入ポート(例えば、真空ポート5126)と開口部5208との間を延伸しているので、真空ポートで吸引力を掛けると開口部5208で吸引力が掛けられることになる。この吸引力によって物質が外側カニューレの開口部または切断ウィンドウ内に導入され、次に切断アセンブリ5201の内側カニューレにより切断可能となる。

【0220】

この内側カニューレは、開口部5208に隣接して配置されるように構成された切断部を含むことができ、開口部5208を介して切断アセンブリ5201に入る切除される物質は内側カニューレの切断部によって切除できる。内側カニューレは中空でよく、内側カニューレの内壁は、内視鏡用具の全長にわたり延伸可能な吸入チャンネルの一部を形成できる。内側カニューレの遠位端は切断部を含むことができる一方、内側カニューレの近位端は開口させることができ、切断部を介して内側カニューレの遠位端に入る物質は内側カニューレの近位端を通過できる。幾つかの実装例では、内側カニューレの遠位端は、外側カニューレの遠位端の内側表面と接触できる。これによって、幾つかの実装例では、内側カニューレが概ね長手方向軸に沿って外側カニューレに対して回転でき、内側カニューレの回転時に内側カニューレをより安定させる。幾つかの実装例では、開口部の大きさが、内側カニューレにより切断または切除される物質の大きさを決定する。よって、開口部の大きさは、柔軟性トルクコイルの内周により形成される吸入チャンネルのサイズに部分的に基づいて決定される。

10

【0221】

内視鏡用具5100は柔軟性トルクコイル5212を含むことができ、当該柔軟性トルクコイル5212はその遠位端において内側カニューレの近位端に結合するよう構成されている。この柔軟性トルクコイルは、多数のスレッドおよび多数の層を備えた微細なコイルを含み、これが柔軟性トルクコイルの一端の回転を柔軟性トルクコイルの反対端に伝えることができる。この柔軟性トルクコイルのスレッドの層それぞれは、そのスレッドの層に隣接するスレッドの層それぞれが巻かれている方向とは反対方向に巻くことができる。幾つかの実装例では、この柔軟性トルクコイルは、時計回り方向に巻かれた第1のスレッドの層と、反時計回りに巻かれた第2のスレッドの層と、時計回り方向に巻かれた第3のスレッドの層とを含むことができる。幾つかの実装例では、第1のスレッドの層は、第2のスレッドの層によって第3のスレッドの層から分離されている。幾つかの実装例では、各スレッドの層は1つまたは複数のスレッドを含むことができる。幾つかの実装例では、これらスレッドの層は異なる材料製としたり、厚さ、長さなどの異なる特徴を備えたりすることができる。

20

【0222】

トルクコイル5212の柔軟性により、コイルは、トルクコイル5212の曲がった部分でも性能を維持できる。柔軟性トルクコイル5212の例としては、アメリカ合衆国カリフォルニア州サンタアナ所在のアサヒ・インテック・ユーエスエー社(ASAHI INTECC USA, INC)製のトルクコイルが含まれる。幾つかの実装例では、柔軟性トルクコイル5212は外装またはライニング(例えば、シース5214)で囲んで、柔軟性トルクコイル5212の外側表面と他の表面との摩擦接触を避けることができる。幾つかの実装例では、柔軟性トルクコイル5212はポリテトラフルオロエチレン(PFTE)で被覆して、柔軟性トルクコイル5212の外側表面と他の表面との摩擦接触を減少させることができる。柔軟性トルクコイル5212は、内視鏡用具が挿入される内視鏡の器具チャンネルの直径より小さい外径となるよう寸法決め、成形、または構成できる。例えば、幾つかの実装例では、この柔軟性トルクコイルの外径は1~4ミリメートルの範囲内であり、この柔軟性トルクコイルの長さは、内視鏡の長さを超えるように寸法決めできる。幾つかの実装例では、柔軟性トルクコイル5212の内壁は、切断アセンブリ5201の内側カニューレの内壁により形成された吸入チャンネルの部分に流体結合される吸入チャンネルの別の部分を形成するよう構成できる。柔軟性トルクコイル5212の近位端は近位コネクタアセンブリ5110に結合できる(例えば、近位コネクタ5110の駆動伝達アセンブリ5122など)。

30

40

【0223】

内視鏡用具5100は、外側カニューレの近位端に結合可能な柔軟性外側チュービング5206を含むことができる。幾つかの実装例では、柔軟性外側チュービング5206の遠位端は、結合構成要素を用いて、外側カニューレの近位端に結合できる。幾つかの実装例では、外側カニューレは、柔軟性外側チュービングの回転に応答して回転するように構成できる。幾つかの実装例では、柔軟性外側チュービング5206は、内視鏡用具5100が挿入される内視鏡

50

の器具チャンネルよりも小さい外径を備えた中空の編組チュービングとすることができる。幾つかの実装例では、柔軟性外側チュービング5206の長さは、内視鏡の長さを超えるように寸法決めできる。柔軟性外側チュービング5206は、柔軟性外側チュービング5206の一部が延伸する穴を形成できる。柔軟性外側チュービング5206は、当該柔軟性外側チュービング5206内に部分的に配置される柔軟性トルクコイルに対する柔軟性外側チュービング5206の回転を促進する編組、スレッド、または他の特徴を含むことができる。この柔軟性外側チュービングは、被験者内の部位に流体を出力するための洗浄チャンネルの一部を形成できる。

【0224】

内視鏡用具5100は、柔軟性外側チュービング5206の近位端に結合するよう構成された回転結合器5216を含むことができる。回転結合器5216は、内視鏡用具の操作者が、回転結合器5216に結合されたまたはその一体部分である回転タブ5218を介して柔軟性外側チュービング5206を回転できるよう構成してよい。回転タブ5218を回転させることで、操作者は、柔軟性外側チュービングおよび外側カニューレを内視鏡の長手方向軸に沿ってかつ内視鏡および切断アセンブリ5201の内側カニューレに対して回転できる。幾つかの実装例では、内視鏡が患者体内に留置された状態で内視鏡器具が内視鏡に挿入されているときに、操作者は外側カニューレを回転させたいと望むことがある。操作者が開口部を介して切除のために内視鏡器具に入る物質を見ることができるよう、操作者は外側カニューレを回転させて、外側カニューレの開口部を、開口部が形成された外側カニューレの半径方向壁の部分が内視鏡のカメラに位置合わせできる位置に配置したいと望むことがある。これが可能になるのは、開口部が、外側カニューレの軸方向壁に形成された開口部でなく、外側カニューレの側部に延伸する半径方向壁に沿って形成されていることが部分的な理由である。

【0225】

幾つかの実装例では、回転結合器5216の近位端5220は、近位コネクタ5110に流体結合でき、内視鏡用具5100の洗浄チャンネルが洗浄ポート5134から柔軟性外側チュービング5206を介して回転結合器5216内まで通っている。洗浄ポート5134において近位コネクタ5110に入る洗浄流体は、被験者内の部位で出力されるように回転結合器5216を通過できる。幾つかの実装例では、回転結合器5216は、回転結合器5216の遠位端5222を回転結合器5216の近位端5220に対して回転可能とする回転ルアー構成要素でよい。こうすることで、柔軟性外側チュービング5206が回転する際に、回転結合器5216の近位端が結合された構成要素が回転しない。回転結合器5216は、柔軟性トルクコイル5212の一部がその内部を延伸する回転結合器5216の中央部に沿った穴を形成できる。幾つかの実装例では、回転結合器5216は、オス・オス回転ルアー結合器とすることができる。幾つかの実装例では、この回転結合器は1200 psiまでの圧力を扱うよう構成できる。

【0226】

幾つかの実装例では、柔軟性トルク送出アセンブリ5200は、吸引力を吸入チャンネルに掛けるために吸引源に流体結合するよう構成されている。吸入チャンネルにより、流体および物質(例えば、採取される標本)は、柔軟性トルク送出アセンブリ5200の近位端5202まで流動させるため、柔軟性トルク送出アセンブリ5200の遠位端5204内に吸い込むことができる。例えば、切断アセンブリ5201が被験者内の部位から物質を切除するために使用した後、流体および物質を柔軟性トルク送出アセンブリ5200内に吸い込む(例えば、吸引力によって移動させる)ため、真空圧を吸入チャンネルを介して印加できる。

【0227】

幾つかの実装例では、近位コネクタ5110は、吸入用の吸引力を与えるための真空源に結合するよう構成されている。例えば、図51Aおよび51Cに示したように、近位コネクタ5110は真空ポート5126(例えば、吸入ポート)を含む。真空ポート/吸入ポート5126は、本明細書に記載された他の吸入ポートに類似していてもよい。真空ポート5126は、内視鏡用具5100の吸入チャンネルを真空源(例えば、真空源と内視鏡用具との間に検体受け器が配置された真空源)に流体結合するよう構成されている。真空ポート5126は、内視鏡用具5100の遠位端5204に入る流体および物質を吸入チャンネルを介して真空源に向けて吸引するため

、真空ポート5126に印加された吸引力を吸入チャンネルに伝達するように構成されている。幾つかの実装例では、図51Aおよび51Cで示したように、真空ポート5126は、駆動軸5102を(従って吸入チャンネルをも)横切るように配向された真空ポートチャンネル5130を含む。これにより、近位コネクタ5110および内視鏡用具5100の操作に干渉することなく、検体受け器または真空源まで延伸する真空ポート5126にチュービングを結合しやすくなる。さまざまな実装例では、真空ポートチャンネル5130は、駆動軸5102に対して様々な角度で配向できる。幾つかの実装例では、真空チュービング5132を真空ポート5126に結合できる。

【0228】

幾つかの実装例では、近位コネクタ5110は、内視鏡用具5100によって被験者内の部位まで出力される流体を提供するための流体源に結合するよう構成されている。例えば、図51A~51Cに示したように、近位コネクタ5110は、流体源から流体を受け取るよう構成されると共に洗浄ポートチャンネル5136を含んだ洗浄ポート5134を含む。洗浄ポート5134は、柔軟性トルク送出アセンブリ5200の洗浄チャンネル(例えば、柔軟性外側チュービング5206と柔軟性トルクコイル5212との間に形成されると共に、柔軟性トルク送出アセンブリ5200の遠位端5204における開口部まで延伸する洗浄チャンネル)に流体結合されるよう構成されており、流体は近位コネクタ5110から柔軟性トルク送出アセンブリ5200を介して流動して被験者内の部位で出力される。幾つかの実装例では、この流体(例えば、洗浄流体)を用いて柔軟性トルク送出アセンブリ5200を冷却できるが、これは回転または他の運動による摩擦によって発熱することがある。幾つかの実装例では、この流体を用いて被験者内の部位を洗浄できる。幾つかの実装例では、この流体は、内視鏡用具5100の構成要素の互いに対する回転または他の運動を容易にするための潤滑効果をもたらす。幾つかの実装例では、洗浄ポート5134は、流体移動装置または洗浄ポンプ(例えば、図52A~52Fなどに示した流体移動装置6200)に結合するよう構成されている。洗浄ポート5134は、洗浄流体を洗浄ポンプから受け取って、洗浄チャンネル内にその流体を移動させる。幾つかの実装例では、洗浄チャンネルは、洗浄ポート5134および/または洗浄ポート5134を流体源に接続するためのチュービングを含むよう形成されている。幾つかの実装例では、洗浄ポート5134は、流体チュービング5140によって流体源に結合できる。流体チュービング5140は、流体チュービング5140を流体源に接続するよう構成された結合部材5144(例えば、排気型スパイク結合部材、非排気型スパイク結合部材など)に結合できる。

内視鏡用具のコンソール

【0229】

ここで図52A~56Dを参照すると、内視鏡用具用のコンソール6000が示されている。コンソール6000は、図51Aから51Cに図示されている内視鏡用具5100を含む本明細書に記載されている様々な内視鏡用具のような内視鏡用具(例えば、内視鏡用具5100)の動作を制御するための制御コマンド(例えば、ユーザ入力)を受け取るよう構成されている。コンソール6000は、内視鏡用具5100と、検体受け器(例えば図64に示した検体受け器7000)と、真空源、吸入源などの装置と接続するよう構成されている。従って、コンソール6000は、コンソール6000に結合された装置を互いに接続するように構成されている。コンソール6000は、機械的接続部および電氣的接続部を用いて装置を接続できる。

【0230】

幾つかの実装例では、コンソール6000はユーザインターフェース6010を含む。ユーザインターフェース6010は、ユーザ入力(例えば、コンソール6000の操作者からのユーザ入力、ユーザがコンソールおよび/または内視鏡用具5100などを用いた手順を実行するなど)を受け取るように構成されている。コンソール6000は、受け取ったユーザ入力に基づいて動作を実行するよう構成されている。例えば、コンソール6000は、ユーザ入力に関連付けられた動作を装置に実行させるよう構成された出力(例えば、制御信号)を生成するため、ユーザ入力を処理するよう構成された処理電子装置(例えば、処理回路/プロセッサ、メモリなど)を含むことができる。プロセッサは、1つまたは複数のマイクロプロセッサ、特定用途向けIC(ASIC)、1つまたは複数の処理構成要素を含んだ回路、一群の分散型処理構成要素、マイクロプロセッサをサポートするための回路、または処理のため構成された他のハ

ードウェアでもよいし、または、それらを含んでもよい。プロセッサは、コンピュータコードを実行するよう構成できる。このコンピュータコードは、本明細書に記載された機能を完了し容易にするためにメモリに保存できる。幾つかの実装例は、このコンピュータコードは、ハードディスク記憶装置または通信インターフェースから取り出し、プロセッサに与えればよい(例えば、このコンピュータコードはコンソール6000の外部のソースから与えることができる)。メモリは、本明細書に記載した機能に関連するデータまたはコンピュータコードを格納できる任意の揮発性または非揮発性コンピュータ可読記憶媒体でよい。例えば、メモリは、プロセッサにより実行するために構成されているコンピュータコードモジュール(例えば、実行可能コード、オブジェクトコード、ソースコード、スクリプトコード、機械コードなど)であるモジュールを含むことができる。メモリは、モーター制御、ユーザ入力の処理、本明細書に記載した内視鏡用具などの装置の制御、データの送受信などの機能に関連したコンピュータ実行可能コードを含むことができる。幾つかの実装例では、処理電子装置は、多数の処理装置の集まりを表すことができる。

10

20

30

40

50

【0231】

幾つかの実装例では、ユーザインターフェース6010は、コンソール6000の動作を制御するためのユーザ入力や、内視鏡用具5100のコンソール6000に動作可能に結合される装置を制御するためのユーザ入力を受け取るよう構成されたユーザ入力装置6014(例えば、ボタン、ノブ、スイッチ、フットペダルなど)を含む。例えば、図52Aおよび52Eに示したように、ユーザインターフェース6010は、速度制御部6014a(例えば、コンソールの駆動装置の回転速度を制御するためなど)と、電源ボタン6014bと、真空制御装置6040を制御するためにユーザ入力を受け取るよう構成された真空制御開放装置6014c(例えば、真空源、内視鏡用具5100、検体受け器7000などが、真空制御装置6040を介して流体結合できるように、真空制御装置6040を開放するための命令を示すユーザ入力)と、洗浄チュービングに呼び水しかつ/または流水(例えば、流体移動装置6200を内視鏡用具などに流体結合するよう構成されたチュービングに呼び水しかつ/または流水する)よう構成されたプライマリーインプット6014dとを含むことができる。

【0232】

幾つかの実装例では、コンソール6000は、補助制御インターフェース6018を含む。例えば、補助制御インターフェース6018は、内視鏡用具5100の回転(例えば、内側カニューレ)、真空制御、洗浄制御などのためのユーザ入力を受信するよう構成できる。幾つかの実装例では、補助制御インターフェース6018は、ユーザ入力または他の制御信号を遠隔入力装置(例えば、フットペダル、手動制御装置、ポータブル電子装置など)から受け取るよう構成されている。補助制御インターフェース6018は、有線接続または無線信号(例えば、無線周波数、赤外線、ブルートゥース(登録商標)、インターネットプロトコル、Wi-Fiなど)を介して遠隔入力装置と通信するよう構成できる。例えば、フットペダルは、回転、真空制御、および/または洗浄制御などのためのユーザ入力を受け取り、かつ補助制御インターフェース6018によって受信されるようユーザ入力に基づいて制御信号を送信するよう構成できる。幾つかの実装例では、補助制御インターフェース6018は、内視鏡用具5100の吸入チャンネルに真空を印加し、内視鏡用具5100の構成要素を回転させ、かつ/または内視鏡用具5100の洗浄チャンネルを介して洗浄流体を被験者内の部位まで流動させるための制御信号を含み、内視鏡用具5100の動作を制御するために処理を行う制御信号をフットペダルから受け取るよう構成されている。幾つかの実装例では、このフットペダルは、当該フットペダルの各機能(例えば、回転、真空、洗浄など)に対応した入力を受け取るように構成されたペダル入力を含む。幾つかの実装例では、第1ペダル入力は、多数の機能(例えば、回転および吸入/真空)の起動に対応した入力を受け取るよう構成されており、第2ペダル入力は、他の機能(例えば、洗浄)の起動に対応した入力を受け取るよう構成されている。幾つかの実装例では、第1ペダル入力は、多数の機能(例えば、回転および洗浄)の起動に対応した入力を受け取るよう構成されており、第2ペダル入力は、他の機能(例えば、吸入/真空)の起動に対応した入力を受け取るよう構成されている。例えば、第2ペダル入力を真空制御または洗浄を行うよう構成できるが、第1ペダル入力を起動してから所定

の時間以内のみとすることができる(例えば、5秒、10秒、12秒、15秒など)。幾つかの実装例では、所定の時間は、内視鏡用具内での発熱の防止に基づくか、または、真空が組織を切断ウィンドウに向かって引き寄せ、回転する切断ウィンドウによる組織を確実に切除することに基づいて決定される。幾つかの実装例では、この所定の時間は、吸引力の意図しない起動を防止することに基づいて決定される。幾つかの実装例では、第1フットペダルを作動させると、吸引力が印加され、所定時間後に、内側カニューレを回転させる駆動モーターが作動される。こうすることで、内側カニューレを回転させる前に、切除される物質を外側カニューレの切断ウィンドウ内に吸引できる。さらに、切断器の起動前に吸引力を掛けることによって、吸入チャンネル内に捕捉されている物質は追加の物質の切除前に除去できる。

10

【0233】

幾つかの実装例では、コンソール6000は真空制御装置6040(例えば、真空制御弁)を含む。真空制御装置6040は、内視鏡用具5100に真空源を結合するよう構成されている。例えば、真空制御装置6040は、内視鏡用具5100の近位コネクタ5110の真空ポート5126にチュービングを流体結合し、さらに、検体受け器(例えば、検体受け器7000)および/または真空源にもチュービングを流体結合するように構成できる。幾つかの実装例では、真空制御装置6040は、内視鏡用具5100を検体受け器7000に流体結合する真空チュービングに機械的に係合する(例えば、把持し、ロックし、保持するなど)。幾つかの実装例では、真空制御装置6040は、内視鏡用具5100を複数の検体受け器7000に流体結合されるよう構成されたマニホルドを含む。ユーザインターフェース6010は、内視鏡用具5100を流動して出る流体の、複数の検体受け器7000の少なくとも1つまでの流れを制御するよう構成されたマニホルド/弁制御装置を含むことができる。

20

【0234】

幾つかの実装例では、真空制御装置6040は、真空制御開放装置6014cで受け取られるユーザ入力に応答して開かれるよう構成されている。例えば、真空制御開放装置6014cの作動に応答して、コンソール6000の処理電子装置は真空解除信号を受信しかつ真空制御装置6040を開放させ、真空チュービングを真空制御装置6040に配置させる。幾つかの実装例では、真空制御装置6040は真空制御開放装置6014cに機械的に結合されるよう構成できるので、真空制御開放装置6014cの作動によって真空制御装置6040が機械的に作動され真空制御装置6040が開く。幾つかの実装例では、真空制御装置6040は、所定の時間は開いているように構成される。例えば、真空制御装置6040は、真空制御開放装置6014cで受け取られた入力に応答して所定時間にわたり開放位置に作動され、この所定時間が経過後に自動的に閉鎖させることができる。

30

【0235】

幾つかの実装例では、コンソール6000の処理電子装置はフットペダルからの制御信号を受信して、内視鏡用具5100の回転の制御と、内視鏡用具5100を介して洗浄流体を送出するための流体源の制御(例えば、流体移動装置6200から流体を内視鏡用具5100内に出力するための流体移動装置6200の動作制御)と、真空圧の内視鏡用具5100への印加の制御(例えば、真空源を作動させて吸引力を内視鏡用具5100に印加可能とする)との少なくとも1つを実行する。例えば、処理電子装置は、第1信号を第1ペダル入力から、第2信号を第2信号ペダル入力から受信し、第1信号の受信に応答してモーター6300に内視鏡用具5100を回転させ、第1信号の受信に応答して、流体移動装置6200に流体を内視鏡用具5100内へ出力させ、第2信号の受信に応答して(例えば、第1信号の受信から所定時間以内に第2信号を受信したことに応答して)、真空制御装置6040を作動させて真空圧を内視鏡用具5100に印加できるよう構成できる。

40

【0236】

幾つかの実装例では、コンソール6000は内視鏡用具インターフェース6100を含む。内視鏡用具インターフェース6100は内視鏡用具5100を係合する構成できる。幾つかの実装例では、内視鏡用具インターフェース6100は、内視鏡用具5100の駆動アセンブリ5150を回転させるため、駆動アセンブリ5150に機械的に係合する(例えば、固定的かつ/または強固に係

50

合する)よう構成されている。例えば、内視鏡用具インターフェース6100は、内視鏡用具5100とコンソール6000の駆動機構との間のインタフェースとして動作できる。

【0237】

図56A～56Cは、内視鏡用具インターフェース6100の実装例をさらに詳細に示す。内視鏡用具インターフェースは、コンソール駆動アセンブリ(例えば、コンソール駆動アセンブリ6150)と同軸的に、コンソール6000に取り付けられるよう構成される。この内視鏡用具インターフェースは、内視鏡用具5100の近位コネクタ5110に結合されるよう構成されたインターフェース受け器6104を含み、コンソール駆動アセンブリ6150が内視鏡用具5100の駆動アセンブリ5150を回転可能とするように、コンソール駆動アセンブリ6150の近位コネクタ5110への位置合わせおよび結合を容易にする。

10

【0238】

図52A～54Dを再び参照すると、幾つかの実装例では、コンソール6000は流体移動装置6200(例えば、洗浄ポンプ)を含む。流体移動装置6200は、流体(例えば、洗浄流体)を内視鏡用具5100内で流動させて、内視鏡用具5100の遠位端5104で内視鏡用具5100により出力させるよう構成されている。幾つかの実装例では、この洗浄流体は、処置室において流体源(例えば、水容器/点滴バッグなど)から供給される。流体移動装置6200は、十分な圧力で流体を出力して、当該流体を内視鏡用具5100の遠位端5104における排出口まで駆動するよう構成できる。

【0239】

幾つかの実装例では、コンソール6000はモーター6300を含む。モーター6300は、内視鏡用具5100を回転させるために回転エネルギーを供給するように構成されている。幾つかの実装例では、モーター6300は電動モーターである。幾つかの実装例では、モーター6300は変速モーターである。幾つかの実装例では、モーター6300は固定速度モーターであるが、固定速度モーター6300から可変回転速度を所望であれば、変速装置(例えば、ギヤなど)を用いてモーター6300の回転速度を所望の回転速度まで増せばよい。幾つかの実装例では、コンソール6000の速度制御部6014aは速度調節入力(例えば、モーター6300またはコンソール駆動アセンブリ6150の絶対回転速度に対応した速度調節入力、モーター6300の最大回転速度のパーセンテージに基づいた相対回転速度、またはコンソール駆動アセンブリ6150など)を受信するよう構成される。幾つかの実装例では、内視鏡用具5100の所望の回転速度を示すユーザ入力を受信でき、モーター6300およびコンソール駆動アセンブリ6150(モーター6300の出力シャフトとコンソール駆動アセンブリ6150との間に結合されたギヤ等も含む)は、このユーザ入力に示された所望の回転速度に基づいてトルクを内視鏡用具5100に出力するよう構成できる。

20

30

【0240】

図55A～55Dをさらに参照すると、内視鏡用具インターフェース6100、コンソール駆動アセンブリ6150、真空制御装置6040、およびモーター6300を含むコンソール6000の様々な構成要素間に機械的係合が示されている。幾つかの実装例では、モーター6300の出力シャフトは、コンソール駆動アセンブリ6150に係合しかつそれと同軸となる。他の実施形態では、図55A～55Dに示したように、モーター6300の出力シャフト6304は、コンソール駆動アセンブリ6150の駆動軸に平行であり、かつそれからオフセットされている。こうした実施形態では、中間駆動アセンブリ6350は、出力シャフト6304とコンソール駆動アセンブリ6150とに結合されるように構成でき、出力軸6304の回転出力を駆動アセンブリ6150に伝達する。例えば、図55A～55Dに示したように、中間駆動アセンブリ6350は、出力シャフト6304に係合するよう構成された第1回転部材(例えば、プーリー)6354と、コンソール駆動アセンブリ6150に係合するよう構成された第2回転部材(例えば、プーリー)6358と、第1回転部材6354から回転を第2回転部材6358に伝達するよう構成された回転伝達部材(例えば、ベルト)6362とを含む。例えば、回転伝達装置6362は、第1回転部材6354と第2回転部材6358との両方に摩擦係合でき、モーター6300の出力シャフト6304が第1回転部材6354を回転させる際に、回転伝達装置6362と、従ってコンソール駆動アセンブリ6150も回転する。

40

【0241】

50

図57A～57Cは、コンソール駆動アセンブリ6150の実装例をさらに詳細に示す。コンソール駆動アセンブリ6150は、回転エネルギー源(例えば、モーター6300)の回転を内視鏡用具(例えば、内視鏡用具5100)の回転に伝達するよう構成されている。幾つかの実装例では、コンソール駆動アセンブリ6150は入力シャフト6154を含む。入力シャフト6154は、モーター6300の出力シャフト6304に結合されるよう構成できる。例えば、入力シャフト6154は、中間シャフト、ギヤ、両面結合部材(例えば、入力シャフト6154に係合するよう構成された第1受け面と、出力シャフト6304に係合するよう構成された第2受け面とを備えた結合部材)を介して出力シャフト6304に結合できる。幾つかの実装例では、入力シャフト6154は中間駆動アセンブリ6350に結合されるよう構成されている。例えば、入力シャフト6154は第2回転部材6358に係合するよう構成でき、出力シャフト6304の回転により発生する第2回転部材6358の回転が、入力シャフト6154を回転させる。

10

【0242】

幾つかの実装例では、コンソール駆動アセンブリ6150は係合受け器部材6158を含む。係合受け器部材6158は、コンソール駆動アセンブリ6150を内視鏡用具5100に係合させるよう構成されており、駆動係合部材5152に係合する。例えば、係合受け器部材6158は、駆動係合部材5152に係合する(例えば、摩擦係合する)よう成形された受け面6162を含むことができる(例えば、駆動係合部材5152の六角頭部に一致するよう成形された六角結合部材)。コンソール駆動アセンブリ6150がモーター6300によって回転されると、回転エネルギーは、入力シャフト6154を介して係合受け器部材6158と駆動係合部材5152へ伝達され、内視鏡用具5100を回転させることになる。

20

【0243】

幾つかの実装例では、コンソール駆動アセンブリ6150は駆動トルクコイル6400を含む。図58A～58Cは、駆動トルクコイル6400の実装例をさらに詳細に示す。駆動トルクコイル6400は、コンソール駆動アセンブリ6150内で係合受け部材6158と入力シャフト6154との間に配置されている。駆動トルクコイル6400は、本明細書で記載した他のトルクコイルに類似していてもよい。駆動トルクコイル6400は、内視鏡用具5100の配向を狂わせる可能性があるトルク力を補正するよう構成でき、柔軟性トルクコイル5212による補正を補完できる。駆動トルクコイル6400は、駆動トルクコイル6400の両端に配置された摩擦軽減部材6404を含み、当該摩擦軽減部材は、駆動トルクコイル6400とコンソール駆動アセンブリ6150の他の構成要素との間の摩擦および摩擦を軽減するよう構成されている。駆動トルクコイル6400は、柔軟性トルクコイル5212の動作を補正できる。駆動トルクコイル6400は、摩擦軽減部材6404を使ってコンソール駆動アセンブリ6150内で自由に回転する一方で、コンソール駆動アセンブリ6150に印加される圧縮または拡張力を補正するために圧縮または拡張するよう構成できる。

30

【0244】

幾つかの実装例では、コンソール6000は1つまたは複数のブラケットアセンブリ6500を含む。図59A～59Cは、ブラケットアセンブリ6500の実装例をさらに詳細に示す。ブラケットアセンブリ6500は、コンソール6000および/または内視鏡用具5100に流体結合されるよう構成された装置を保持する(例えば、支持する、係合する)よう構成できる。例えば、ブラケットアセンブリ6500は、検体受け器(例えば、図64に示した検体受け器7000)を保持するよう構成できる。幾つかの実装例では、ブラケットアセンブリ6500はブラケット受け面6504を含む。ブラケット受け面6504は、検体受け器7000を収容しかつ係合するよう構成できる。例えば、ブラケット受け面6504は、検体受け器7000を摩擦および/または機械係合するよう構成された特徴部を含むことができる。図59A～59Cに示したように、ブラケットアセンブリ6500は、ブラケットアセンブリ6500のブラケット本体6514内に延伸する1つまたは複数の検体係合受け部材6508を含むことができる。検体係合受け部材6508は、検体受け器7000の係合特徴部と相互的に係合するよう構成される。幾つかの実装例では、検体係合受け部材6508は、第2受け部6512と連続し、かつ、それからオフセットされている第1受け部6510を含む。よって、検体受け器7000の係合特徴部は、第1受け部6510内に配置できる。検体受け器7000が回転すると、係合特徴部は第1受け部6510に沿って平行移動させ(例

40

50

えば、摺動させ)、次に第2受け部6512内に垂直に再位置決めできる。従って、検体係合受け部材6508は、検体受け器7000が回転平面に対して垂直方向に平行移動されなければ、検体受け器7000の回転を防ぐようよう構成されている。言い換えると、ユーザは検体受け器7000を回転させかつ移動させることによって検体受け器7000を挿入または除去できる一方で、検体受け器7000に意図しない力が掛けられても(例えば、処置の間に)検体受け器7000がブラケットアセンブリ6500から取り外されることはない。幾つかの実装例では、ブラケットアセンブリ6500は、検体受け器7000に流体結合されるよう構成されている。例えば、コンソール6000が検体受け器7000に結合する流体結合部を備えていれば(例えば、真空源を検体受け器7000に結合するために)、これら流体結合部はブラケットアセンブリ6500を介して検体受け器7000に流体結合できる。

10

【0245】

図52A~52Fを再び参照すると、幾つかの実装例では、コンソール6000はホルダアセンブリ6600を含む。ブラケットアセンブリ6600は、コンソール6000と共に使用されるよう構成された構成要素を保持する(例えば、支持する)よう構成された保持受け器6604を含むことができる。例えば、保持受け器6604は、内視鏡用具の動作を制御するための制御装置を保持するよう構成できる。ブラケットアセンブリ6600は、構成要素を保持受け器6604に固着するよう構成された固着部材(例えば、ねじ、ボルトなど)を含むことができる。

【0246】

図53A~53Bを再び参照すると、幾つかの実装例では、コンソール6000は電源入力アセンブリ6650を含む。電源入力アセンブリ6650は、遠隔電源から電力を受け取るよう構成された電源ケーブル受け器6660を含むことができる。電源入力アセンブリ6650は、コンソール6000の電源をオン・オフするよう構成された入力(例えば、スイッチ、ボタンなど)6664を含むことができる。電源入力アセンブリ6650は、コンソール6000の構成要素(例えば、モーター6300、ユーザインターフェース6010、処理電子装置など)にエネルギーを出力するよう構成できる。幾つかの実装例では、電源入力アセンブリ6650はローカル電源(例えば、バッテリー)を含むことができる。このローカル電源は、すべての電力をコンソール6000に、バックアップ電力をコンソール6000に、かつ、またはローカル電力をコンソール6000の幾つかの構成要素に供給するよう構成できる。例えば、遠隔電源は電力をモーター6300に与えることができる一方で、バッテリーは電力を処理電子装置に供給できる。

20

【0247】

図60A~63は、コンソール6000を操作しかつ内視鏡用具5100および本明細書に記載された他の構成要素に接続する様々な図を示す。ここで図60A~60Bを参照すると、内視鏡用具6100において内視鏡用具5100がコンソール6000に結合されていることを示す。内視鏡用具5100をコンソール駆動アセンブリ6150に係合するため、近位コネクタ5110は、内視鏡用具インターフェース6100に隣接して配置されるよう構成されている。幾つかの実装例では、内視鏡用具インターフェース6100は、内視鏡用具5100をコンソール6000に係合させるよう構成された係合アクチュエータ6104を含む。幾つかの実装例では、係合アクチュエータ6104は、第1の解除位置(図60Aに示した)と、第2の固定位置(図60Bに示した)とに位置決めされるように構成でき、係合アクチュエータ6104の移動は、係合アクチュエータ6104を第1位置と第2位置との間を移動させる。例えば、内視鏡用具5100をコンソール6000に固定しまたは解除するために、コンソール6000の操作者は、係合アクチュエータ6104をこれらの位置との間で移動させる。

30

40

【0248】

図61をここで参照すると、検体受け器(例えば、図64に示したように検体受け器7000)を真空源に流体結合できる。例えば、チュービング(例えば、真空チュービング、吸入チュービングなど)を検体受け器の出口(例えば、第2検体受け器ポート7018)に流体結合できる。内視鏡用具5100(例えば、吸入チャンネルを介して)から流体を検体受け器7000を介して真空源に向けて吸引するため、このチュービングを用いて吸引力を検体受け器7000に掛けることができる。幾つかの実装例では、このチュービングは、検体受け器7000を出る余分な流体を除去するよう構成できる。幾つかの実装例では、このチュービングは透明であり

50

、操作者は検体受け器7000を出る流体を見て流体の中身を確認できる。幾つかの実装例では、コンソール6000は、真空源と検体受け器との間の流体経路上に配置される。

【0249】

幾つかの実装例では、洗浄チャンネルは、洗浄ポート5134と、洗浄ポートチャンネル5136と、柔軟性外側チュービング5206と柔軟性トルクコイル5212との間に形成された部分(例えば、柔軟性外側チュービング5206の内壁と柔軟性トルクコイル5212の外面との間に形成された部分)とを含み、トルク送出アセンブリ5200の遠位端5204における開口部まで延伸している。幾つかの実装例では、洗浄ポートチャンネルは、回転結合器5216と柔軟性トルクコイル5212との間に形成された部分を含む。幾つかの実装例では、この洗浄チャンネルは、洗浄ポートチャンネル5136と、柔軟性外側チュービング5206と柔軟性トルクコイル5212との間に形成された部分との間で、近位コネクタ5110のインターフェースにより形成される部分を含む。幾つかの実装例では、この洗浄チャンネルは、洗浄ポート5134からトルク送出アセンブリ5200の遠位端5204にある開口部まで延伸できる。幾つかの実装例では、この洗浄チャンネルは、内視鏡用具5100から出て流体源まで延伸する。例えば、この洗浄チャンネルは、洗浄ポート5134を流体源に(例えば、流体移動装置6200に)流体結合するチュービングを介して延伸できる。幾つかの実装例では、この洗浄チャンネルは流体源を含む。

10

【0250】

ここで図62および図51A~51Cを参照すると、検体受け器(例えば、検体受け器7000)を内視鏡用具5100に流体結合できる。例えば、チュービング6702(例えば、真空チュービング、吸入チュービングなど)は、近位コネクタ5110の真空ポート5126と検体受け器7000の入口(例えば、第1受け器ポート7014)との間に流体結合できる。検体受け器7000に標本を採取する目的などで内視鏡用具5100(例えば、吸入チャンネルを介して)から流体を吸引するため、このチュービングを用いて、吸引力を内視鏡用具5100に印加できる。

20

【0251】

幾つかの実装例では、この洗浄チャンネルは、真空ポート5126と、真空ポートチャンネル5130と、柔軟性トルクコイル5212の内壁によって形成された部分とを含む。この洗浄チャンネルは、切断アセンブリ5201の内側カニューレの内壁により形成された部分に部分的に形成されており、開口部5208まで延伸する。幾つかの実装例では、この洗浄チャンネルは、真空ポートチャンネル5130と柔軟性トルクコイル5212によって形成される部分との間の、近位コネクタ5130の境界部を含む(またはそれによって部分的に形成される)。幾つかの実装例では、この吸入チャンネルは、真空ポート5126から開口部5208まで延伸する。

30

【0252】

幾つかの実装例では、この吸入チャンネルは、内視鏡用具5100から出て流体源まで延伸する。例えば、この吸入チャンネルは、真空ポート5126を真空源に流体結合するチュービングによって部分的に形成できる。幾つかの実装例では、この吸入チャンネルは検体受け器(例えば、検体受け器7000)を含む。この吸入チャンネルは、内視鏡用具5100を検体受け器に流体結合するチュービング(例えば、図62に示したチュービング6702)と、この検体受け器内を延伸するチャンネルと、この検体受け器を真空源に流体結合するチュービング(例えば、図61に示したチュービング6701)とを含む(またはそれらによって部分的に形成すること)ができる。幾つかの実装例では、トルク送出アセンブリ5200の遠位端5204が被験者内の部位に配置されたときなどに、この吸入チャンネルは、真空源から検体受け器を介して内視鏡用具5100を通して開口部5208まで延伸する。

40

【0253】

ここで図63A~63Bおよび図51A~51Cを参照すると、流体移動装置6200(例えば、洗浄ポンプ)は近位コネクタ5110の洗浄ポート5134に流体結合できる。幾つかの実装例において、流体移動装置6200の出口を露出するため、流体移動装置6200は、流体移動装置6200を開放するよう構成された作動部材6204を含む。流体移動装置6200を内視鏡用具5100の洗浄チャンネルに流体結合するため、コンソール6000の操作者は、チュービングを流体移動装置6200の出口および洗浄ポートに結合できる。幾つかの実装例では、作動部材6204は、第1

50

の閉鎖位置(図64Bを参照)に配置でき、第2の開放位置(図64Aを参照)に切り換えられるよう構成されている。幾つかの実装例では、コンソール6000は、流体移動装置制御コマンドを受信するよう構成されたユーザ入力を含む。コンソール6000の処理電子装置は、この流体移動装置制御コマンドを受信し、当該流体移動装置制御コマンドに基づいて流体移動装置6200を開放または閉鎖させる(例えば、作動部材6204を作動させる)よう構成できる。

検体受け器

【0254】

図64は、検体受け器7000の分解透視図を示す。検体受け器7000は、流体の流れを受け取り、当該流体の流れから物質の標本(例えば、患者からの組織、患者の結腸から切除されたポリープなど)を採取するよう構成できる。検体受け器7000は、内視鏡用具5100に流体結合できる。検体受け器7000は真空源に流体結合できる。内視鏡用具5100から流体の流れを検体受け器7000を介してかつ検体受け器7000の外へ吸引するため、この真空源を用いて吸引力を検体受け器7000内に掛けることができる。この流体の流れから標本を捕捉するため、当該流体の流れを標本採取部材を介して吸い込むことができる。

10

【0255】

検体受け器7000は、第1受け器部材7010と、第2受け器部材7050と、検体捕捉部材7100とを含む。第1受け器部材7010は、検体受け器7000を通る流体の流れに関して上流側に位置するよう構成される。第2受け器部材7050は、検体受け器7000を通る流体の流れに関して下流側に位置するよう構成される。第1受け器部材7010および第2受け器部材7050は、検体捕捉部材7100が第1受け器部材7010および第2受け器部材7050の内部に配置された状態で、互いに係合するよう構成されている。

20

【0256】

例えば、図64に示したように、第1受け器部材7010は第1受け器ポート7014を含み、当該第1受け器ポート7014は流体の流れを受け取り、それを当該第1受け器ポート7014に流体結合された第1受け器チャンネル7018を介して検体受け器7000の内部に送るよう構成されている。第2受け器部材7050は第2受け器ポート7054を含み、当該第2受け器ポート7054は、流体の流れを当該第2受け器ポート7054に流体結合された第2受け器チャンネル7058を介して受け取る。第2受け器ポート7054は、流体の流れを検体受け器7000から吸い込むための吸引力を掛けるための真空源(例えば、検体受け器7000の下流に配置された真空源)に結合されるよう構成されている。

30

【0257】

幾つかの実装例では、第1受け器部材7010は、第2受け器部材7050に係合するよう構成されている。例えば、第1受け器部材7010は、第2受け器部材7050の特徴部と互いに嵌め合わせしかつ係合する(例えば、固定、取り付け、結合、接続するなど)よう構成された特徴部を含むことができる。図64に示したように、第1受け器部材7010は外側リム7022を備え、当該外側リム7022から受け器係合部材7026が延伸している。受け器係合部材7026は、第2受け器部材7050の内側リム7062に配置された対応する受け器係合部材7066内に位置決めされるよう構成されている。例えば、受け器係合部材7066は受け器係合部材7026を収容するよう構成されたトラックを含み、第1受け器部材7010が第2受け器部材7050に対して回転されると、受け係合部材7026が受け器係合部材7066のトラック内で摺動する。様々な実装例では、こうした係合部材の組み込みは、第1受け器部材7010と第2受け器部材7050とで入れ替えてもよい。

40

【0258】

幾つかの実装例では、第1受け器ポート7014(および/または第1受け器チャンネル7018)は、第2受け器ポート7054(および/または第2受け器チャンネル7058)より小さい内径を含む。これによって、流体が流れる方向に減少する圧力勾配を促進することによって検体受け器7000内の流体の流れを促進できる。

【0259】

幾つかの実装例では、検体受け器7000はコンソール6000に係合するよう構成されている。例えば、検体受け器7000は、コンソール6000のブラケットアセンブリ6500に係合できる

50

。さらに図64を参照しかつ図59A～59Cを再び参照すると、幾つかの実装例では、検体受け器7000は、ブラケットアセンブリ6500の検体受け器係合部材6508に係合するよう構成されたコンソール係合部材7200を含む。例えば、検体受け器係合部材6508は、検体受け器7000がブラケットアセンブリ6500に配置される際にコンソール係合部材7200を収容するよう構成されたトラックを含むことができる。幾つかの実装例では、第1受け部6510は第2受け部6512からオフセットされており、検体受け器7000のブラケットアセンブリ6500における固定を容易にする。これにより、検体受け器7000を通過する流体の流れに起因する角度力(angular forces)、モーター6300の作動、または物体が検体受け器7000に接触することによる角度力が検体受け器7000に掛けられた場合でも、検体受け器7000を所定位置に保持する助けとなる。

10

【0260】

検体捕捉部材7100は、検体受け器7000を通過する流体の流れから物質の標本を採取するよう構成されている。幾つかの実装例では、検体捕捉部材7100は、流体の流れを濾過して物質の標本を採取するよう構成されている。例えば、検体捕捉部材7100は、流体の流れ内の物質をサイズにより分離するよう構成されたサイズフィルタ(例えば、メッシュフィルタ、紙フィルタなど)とすることができる。採取すべき標本を似たサイズ(例えば、捕捉すべき標本と同じ桁のサイズ)の他の物質から分離するため、検体捕捉部材7100は、流体の流れから採取される物質の既知のまたは予期されるサイズに基づいて選択できる。例えば、処置を行う前に、操作者は、検体捕捉部材7100は、既知のまたは予期される物質サイズに基づいて構成されたフィルタサイズ(例えば、メッシュサイズなど)を備えた検体捕捉部材7100を選択できる。検体捕捉部材7100は、第1受け器部材7010および/または第2受け器部材7050の受け面内に嵌るよう構成された嵩サイズ(例えば、表面積、外周など)を含むことができる。

20

【0261】

例えば、図64に示したように、検体捕捉部材7100は、第1検体捕捉表面(例えば、上流側表面)7104、第2検体捕捉表面(例えば、下流側表面)7108、第1検体捕捉表面7104と第2検体捕捉表面7108との間に延伸する検体捕捉本体7112、および検体捕捉リム7112を含む。第1受け器ポート7014を介して検体捕捉部材7100に入った流体の流れは、第1受け器チャンネル7018を通過し、第1検体捕捉表面7104に接触し、検体捕捉本体7112を通過し、第2検体捕捉表面7108を介して検体捕捉部材7100を出て、第2受け器チャンネル7058に流入する。検体捕捉部材7100は、検体捕捉本体7112を通過するには大きすぎる物体を遮ることによって、流体を検体捕捉本体7112を通過させるように選択的に送出する。例えば、検体捕捉部材7100がメッシュフィルタを含む場合は、メッシュのサイズは、標本がメッシュを通過するには大きすぎるように設定しつつ、流体流れ内の他の流体はこのメッシュのキャップを通過できるようにすればよい。

30

【0262】

幾つかの実装例では、処置が完了した後に(例えば、検体が採取された後に)、検体受け器7000を開いてサンプルを除去できる。例えば、第1受け器部材7010は、検体受け器7000を開くため第2受け器部材7050に対して回転させて、検体捕捉部材7100および標本を露出させることができる。

40

【0263】

幾つかの実装例では、捕捉すべき物質のサイズが既知でないか予想できない場合は、検体捕捉部材7100は手術中に選択できる。例えば、操作者は、内視鏡用具5100により得られる採取すべき標本に関する情報に基づいてサンプルの予期されるサイズを特定し、検体捕捉部材7100を選択できる。幾つかの実装例では、検体捕捉部材7100および/または検体受け器7000を交換できるように、検体受け器7000を内視鏡用具5100から分離できる。幾つかの実装例では、検体受け器7000がコンソール6000を介して内視鏡用具5100に流体結合されている場合は、検体受け器7000をコンソール6000から分離できる。幾つかの実装例では、コンソール6000が多数の検体受け器7000に流体結合されている場合は、流体出力制御器を用いて内視鏡用具5100から出る流体の流れを、適切なサイズの検体捕捉部材7100を備えた

50

検体受け器7000に方向転換できる。

【0264】

幾つかの実装例では、検体受け器7000は流体封止部材7150を含む。この流体封止部材は、検体受け器7000内部において、第1受け器部材7010および/または第2受け器部材7050の表面に当接して配置されるように構成されているので、第1受け器部材7010と第2受け器部材7050との境界で検体受け器7000から流体の流れが出るのを防止する。幾つかの実装例では、流体封止部材7150は、検体捕捉部材7100を支持するため検体捕捉部材7100を囲むよう構成されている。幾つかの実装例では、第1受け器部材7010および/または第2受け器部材7050の1つまたは複数の表面は、検体捕捉部材7100を支持するよう構成されており、この支持を、検体捕捉部材7100に張力および/または圧縮力を印加して、検体捕捉部材7100を通る流体の流れに起因する圧力差に対して検体捕捉部材7100を支持することなどによっておこなう。

10

【0265】

幾つかの実装例では、検体受け器7000は、物質が検体受け器7000により採取されたかどうかを視覚的に示すよう構成された指示器を含んでいる。この指示器は、操作者が検体受け器7000内を見ることができるよう構成された透明または半透明部分を含むことができる。この指示器は検体受け器7000内に配置された圧力センサに結合でき、検体受け器7000内の圧力を示す出力を与えることができる。幾つかの実装例では、検体受け器7000を出て真空源に至る流体は、物質が検体受け器7000により採取されたかどうかを視覚的に示すことができる。

20

【0266】

幾つかの実装例では、チュービングを使って真空ポート5126を検体受け器7000の第1受け器ポート7014に接続するなどして、検体受け器7000が内視鏡用具5100の真空ポート5126に直接結合されている。幾つかの実装例では、検体受け器7000は、コンソール6000を介して内視鏡用具5100に流体結合される。例えば、コンソール6000は、内視鏡用具5100に流体結合されると共に流体を内視鏡用具5100から出入りさせるよう構成された弁および/またはマニホールドシステムを含み、これは検体受け器を内視鏡用具5100に流体結合するよう構成されたマニホールドを含んでいる。幾つかの実装例では、検体受け器7000は、第1受け器ポート7014の開口部(例えば、流体を受け取る開口部)から第2受け器ポート7054の開口部(例えば、真空源が結合される開口部；流体が第2受け器ポート7054を出る開口部)までの長さを画定する。この長さは、1インチ以上で5インチ以下でよい。この長さは、2インチ以上で4インチ以下でよい。この長さは2インチでよい。幾つかの実装例では、検体受け器7000は外側リム7022の直径すなわち幅を画定する。この直径は、0.5インチ以上で4インチ以下でよい。この直径は、1インチ以上で3インチ以下でよい。この直径は1.5インチでよい。検体受け器7000の長さおよび/または外側リム7022の直径などの検体受け器7000の寸法は、検体受け器7000内の圧力勾配を促進し、検体捕捉部材7100による効果的な標本の捕捉を可能とする。例えば、第2受け器ポート7054を介して印加される既知の真空圧または真空圧の範囲が与えられれば、検体受け器7000の寸法は、検体捕捉部材7100を介して流体を吸い込むのに十分な第1閾値より大きい圧力勾配であって、それを上回ると検体捕捉部材7100が第2受け器チャンネル7058内に潰れこむことが予想される第2閾値未満の圧力勾配を検体受け器7000内で促進するよう構成できる。

30

40

【0267】

図65は、内視鏡用具と共に動作するよう構成されたコンソールを動作させる方法7300のフローチャートを示す。方法7300は、内視鏡用具5100と、コンソール6000と、検体受け器7000とを含む、本明細書で開示した様々なシステムおよび装置を用いて実行できる。方法7300は、処置室などにおいて外科医、医療助手、または他の操作者によって実行できる。方法7300は、ポリープおよび新生物の標本を患者から採取する処置；結腸鏡などの胃カメラ、喉頭鏡、または他の任意の軟性内視鏡を用いた処置；低侵襲性外科処置等を含むまたはその一部として実行できる。幾つかの実装例では、方法7300は、器具チャンネルを患者内の部位に配置する段階を含む。幾つかの実装例では、方法7300は、切除される物質を識

50

別する段階から開始できる(例えば、ステップ7350に関連して説明するように)。

【0268】

7310では、内視鏡用具をコンソールに結合する。例えば、この内視鏡用具は、コンソールのインタフェースの係合受け部材に係合するよう構成された係合部材を含む近位コネクタを含むことができる。この近位コネクタはインターフェースに隣接して配置でき、係合部材を係合受け部材と位置合わせし、係合部材を係合受け部材に係合させることができる。幾つかの実装例では、コンソールは、内視鏡用具とコンソールとの間の係合を固定または解除するよう作動されるように構成された作動部材を含む。幾つかの実装例では、係合部材を係合受け部材に係合させると、コンソールのモーターを内視鏡用具に動作可能に結合するので、モーターの回転は内視鏡用具を回転させる。幾つかの実装例では、外科医または他の操作者は、内視鏡用具をコンソールに結合する。

10

【0269】

幾つかの実装例では、7315では、この内視鏡用具は検体受け器(例えば、内視鏡用具から流体を濾過して、流体から物質の標本を分離するよう構成された検体受け器)に流体結合される。例えば、この内視鏡用具は、チュービングを介して検体受け器の入口に流体結合された真空ポート(例えば、当該内視鏡用具の近位コネクタの真空ポート)を含むことができる。幾つかの実装例では、外科医または他の操作者は、この内視鏡用具を検体受け器に流体結合できる。

【0270】

幾つかの実装例では、7320において、この内視鏡用具を真空源に流体結合する。例えば、この内視鏡用具は、チュービングによって真空源に流体結合されるよう構成された真空ポート(例えば、当該内視鏡用具の近位コネクタに配置された真空ポート)を含むことができる。例えば、チュービングを真空ポートの周りで摺動させ流体封止を形成することにより、または、真空ポートの近傍にチュービングを配置しかつ真空ポートに係合部材または他の器具を用いてチュービングを真空ポートに係合させることにより、このチュービングを真空ポートに結合できる。幾つかの実装例では、内視鏡用具を真空ポートにおいて真空源に結合すると、内視鏡用具の吸入チャンネル(例えば、真空ポートを内視鏡用具の遠位端における開口部まで延伸する吸入チャンネル)が、真空源に流体結合される。幾つかの実装例では、この内視鏡用具の遠位端の開口部から真空ポートへの吸入チャンネルを通して吸い込まれる物質の標本を採取するよう構成された検体受け器を介して、当該内視鏡用具が真空源に流体結合される。例えば、チュービングを真空ポートと検体受け器の入口(例えば、第1受け器ポート)とに流体結合でき、かつチュービングを検体受け器の出口(例えば、第2受け器ポート)と真空源との間に流体結合できるので、内視鏡用具の遠位端の開口部を介して内視鏡用具を介して物質の標本を検体受け器内に吸い込むために、検体受け器の出口に印加される真空が、検体受け器の内部を介して内視鏡用具を介して延伸する吸入チャンネルを介して開口部に印加される。幾つかの実装例では、内視鏡用具と検体受け器との間のチュービングは、真空制御装置を介して結合される。コンソールはユーザインターフェースにおいて真空制御解除命令を受信でき、この真空制御解除命令を処理し、真空制御装置を作動、解除、または開放してチュービングを真空制御装置を介して結合可能となる。幾つかの実装例では、外科医または他の操作者は、チュービングを内視鏡用具の真空ポートから検体受け器に流体結合しかつ検体受け器からのチュービングを真空源に流体結合することになどによって、この内視鏡用具を真空源に流体結合できる。

20

30

40

【0271】

幾つかの実装例では、7330において、この内視鏡用具を流体源に流体結合する。例えば、内視鏡用具は、コンソールに含まれた流体移動装置を含む洗浄ポンプなどの流体移動装置に流体接続できる。幾つかの実装例では、内視鏡用具の近位コネクタに配置された洗浄ポートなどの内視鏡の洗浄ポートと、流体移動装置との間にチュービングを流体結合できる。幾つかの実装例では、流体移動装置を内視鏡用具に流体結合すると、流体移動装置が、内視鏡用具を介して洗浄ポートから内視鏡用具のチュービングを介して内視鏡用具の遠位端の開口部まで延伸する洗浄チャンネルに流体結合され、洗浄流体が遠位端で(例えば

50

、被験者内の部位で)流体移動装置の動作によって出力される。幾つかの実装例では、コンソールは、ユーザインターフェースにおいて呼び水または流水命令を受信し、この命令を処理し、かつ流体移動装置に呼び水もしくはは流水を行わせ、かつ/または洗浄チャンネルに呼び水もしくはは流水を行うことができる。幾つかの実装例では、外科医または他の操作者は、内視鏡用具を流体源に流体結合でき、流体源からの流体は、内視鏡用具によって形成される洗浄チャンネルを介して切断アセンブリの遠位端まで流動できる。

【0272】

幾つかの実装例では、7340では、内視鏡用具は内視鏡の器具チャンネルに挿入される。例えば、内視鏡用具は器具チャンネルに挿入できるので、内視鏡用具の遠位端は被験者内の部位に配置されて当該部位と相互作用される(例えば、物質を切除、物質の標本を採取するためなど)。他の実装例では、内視鏡用具は、コンソールに結合される前に器具チャンネルに挿入される。幾つかの実装例では、外科医または他の操作者は内視鏡用具を器具チャンネルに挿入できる。

10

【0273】

幾つかの実装例では、7350において、被験者内の部位で切除する物質を特定する。例えば、画像情報(例えば、器具チャンネルなどの画像取り込み装置から受け取られた画像情報)を用いて、物質の位置および/または物質の特性を特定できる。幾つかの実装例では、外科医または操作者は切除される物質を特定する。幾つかの実装例では、外科医または操作者は、被験者の外部に配置された回転結合器を回転させることにより、内視鏡用具の外側カニューレ内に形成された切断ウィンドウを移動または配向できる。上述したように、回転結合器は、切断ウィンドウの配向を制御するよう構成される。幾つかの実装例では、切除すべき物質を特定すると、外科医または操作者は切除すべき物質に隣接されるよう切断ウィンドウを配向でき、吸引力が内視鏡用具に印加されると、その物質が切除される。

20

【0274】

幾つかの実装例では、7360において、内視鏡用具の動作を制御できる。例えば、内視鏡用具またはコンソールに動作可能に結合された他の構成要素を制御するために処理されるコマンドをコンソールで受信できる。幾つかの実装例では、コマンドがコンソールのユーザインターフェースでユーザ入力として受信される。幾つかの実装例では、コンソールの処理電子装置は、ユーザインターフェースからユーザ入力を受信し、これら入力を処理して内視鏡用具または他の構成要素の動作をどのように制御するかを決定する。例えば、内視鏡用具を回転させ、真空を内視鏡用具に印加し(例えば、内視鏡用具の吸入チャンネルに)、かつ/または洗浄流体を内視鏡用具内に流して内視鏡用具から出力させる(例えば、内視鏡用具の洗浄チャンネルに洗浄流体を流す)などの動作を実行するための命令を示す1つまたは複数の入力を受信できる(例えば、フットペダルで)。処理電子装置は、ユーザ入力によって示された動作が行われるようにするため、ユーザ入力を受信し、これら入力を処理してそれらが示す動作を特定する。例えば、内視鏡用具を回転させる命令を示す入力の受信に応答して、処理電子装置は、内視鏡用具を回転させるためにコンソールのモーターを回転させることができる。幾つかの実装例では、処理電子装置は多数のユーザ入力を受信し、内視鏡用具または他の装置の動作を調和させるために当該ユーザ入力を処理できる。例えば、処理電子装置は、内視鏡用具を回転させる命令を示す第1入力と、内視鏡用具に真空を印加する(例えば、真空制御装置の動作を制御することによって)ための命令を示す第2入力であって、当該第2入力第1入力から所定時間以内に受信されたかに基づいて真空制御装置の動作を制御するための命令を示す第2入力とを受け取ることができる。幾つかの実装例では、内視鏡用具の動作の制御は、被験者内の部位における物質に対して内視鏡用具の遠位端で切断ウィンドウを回転させることも含み、内視鏡用具を用いて当該物質を切除することを含む。幾つかの実装例では、内視鏡用具の動作は、ユーザ入力をユーザインターフェースに与えることなどによって外科医または操作者が制御できる。

30

40

【0275】

幾つかの実装例では、7370において、物質の標本が採取される。例えば、物質が切除された後、内視鏡用具の開口部で吸引力を印加して内視鏡用具の吸入チャンネルを介して標

50

本を吸引するため、(例えば、真空源からの吸引力を内視鏡に印加するために真空制御装置の動作を制御することによって)吸引力を内視鏡用具の吸入チャンネルを介して物質に印加できる。吸入チャンネルに流体結合された検体受け器であって、例えば、この標本を流体の残り部分から分離するために内視鏡用具を出て検体受け器に入る流体を濾過するよう構成された検体受け器に、この標本を吸引できる。幾つかの実装例では、外科医または他の操作者は、吸引力を印加するためコンソールの動作を制御することによって、物質の標本を採取する。

【0276】

幾つかの実装例では、7380において、検体受け器から標本が除去される。例えば、標本は検体受け器内に捕捉でき、当該検体受け器から除去できる。幾つかの実装例では、標本の除去は、内視鏡用具から検体受け器を分離する段階を含む。幾つかの実装例では、標本の除去は、標本にアクセスするためこの検体受け器を開く段階を含む。幾つかの実装例では、検体受け器は一回限り使用の検体受け器であり、検体受け器全体が標本除去の一環として除去される。幾つかの実装例では、この検体受け器の検体捕捉装置(例えば、フィルタ)は、一回限り使用フィルタであり、この検体受け器が再利用される一方でフィルタは取り換えられる。幾つかの実装例では、標本は外科医または操作者により除去される。

10

【0277】

幾つかの実装例では、7390では、標本がカタログ化される。例えば、この標本の特性(例えば、化学的特性、医学的特性など)に基づき、かつ/または当該標本が採取された被験者内の位置に基づいて当該標本をカタログ化できる。例えば、結腸、喉頭、肺、または被験者の他の部分などの被験者内の異なる位置に標本を関連付けることができる。幾つかの実装例では、標本は外科医または操作者によりカタログ化できる。幾つかの実装例では、この標本は搬送用に格納され、カタログ化または他の分析のため遠隔施設(例えば、当該標本を採取する手順が実行される処置室から離れた試験室)に送られる。

20

【0278】

幾つかの実装例では、7400において、より多くの標本を採取すべきかどうか決定される。例えば、切除および/または分析用のポリープ、新生物、または他の物質が識別されたかどうかに基づいてより多くの標本を採取できる。より多くの標本を、手術前の計画または手術中の決定に基づいて採取できる。幾つかの実装例では、外科医または操作者がより多くの標本を採取すべきかどうかを決定できる。

30

【0279】

幾つかの実装例では、より多くの標本を獲得すべきであると決定されると、ステップ7410では、検体受け器が内視鏡器具および真空源に流体結合されるので、検体受け器内で追加標本を獲得するために内視鏡用具を制御できる。幾つかの実装例では、以前の検体受け器が一回限り使用の検体受け器であれば、新たな検体受け器を使用できる。幾つかの実装例では、以前の検体受け器が一回限り使用のフィルタを含んでいれば、フィルタを交換できる。幾つかの実装例では、外科医または他の操作者は、この検体受け器を内視鏡用具および真空源に流体結合できる。この方法は、切除のための付加的な物質を識別するためなどのために、段階7350に戻る。本明細書で説明したように、内視鏡用具を制御して付加的な標本を獲得できる。例えば、内視鏡用具を再配置、回転、または他の様態を制御して付加的な標本を採取できる。幾つかの実装例では、外科医または操作者は、内視鏡用具の制御等を繰り返すことなどによってこの方法の段階を繰り返すことができる。

40

【0280】

幾つかの実装例では、より多くの標本を採取すべきでないと決定された場合は、7420において、この手順は終了する。幾つかの実装例では、この手順の終了は、内視鏡用具をコンソールから、かつ/または真空源、検体受け器、および/または流体移動装置などの内視鏡用具に結合された他の構成要素から分離する段階を含む。幾つかの実装例では、内視鏡用具が検体受け器から分離されるまで、標本は検体受け器から除去されない。

【0281】

図65に示された方法の1つまたは複数の段階は、示した順序で実行される必要はない。

50

例えば、段階7340は、段階7310～7330の前に実行できる。

【図1A】



FIG. 1A

【図1B】

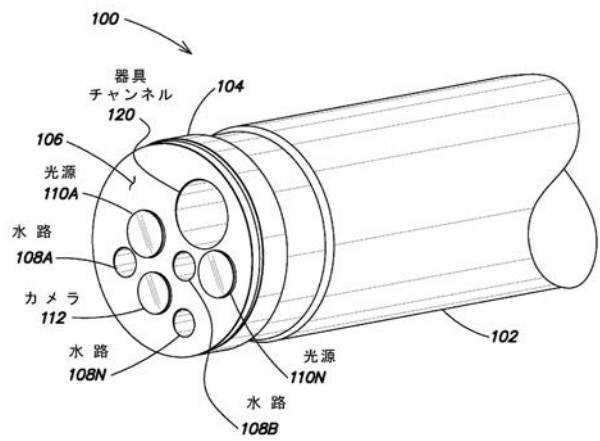


FIG. 1B

【 図 1 C 】

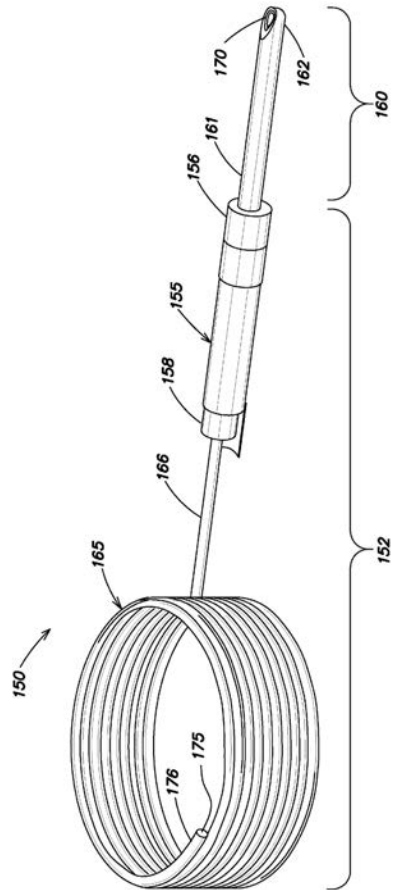


FIG. 1C

【 図 2 】

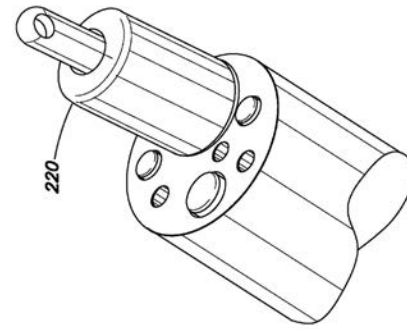


FIG. 2B

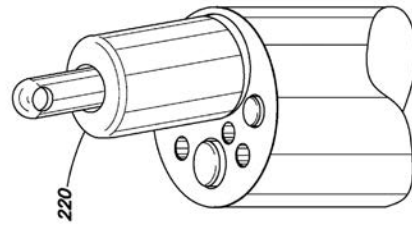


FIG. 2A

【 図 3 】

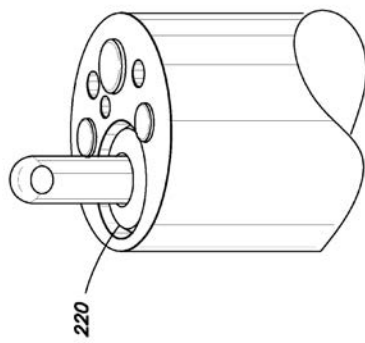


FIG. 3B

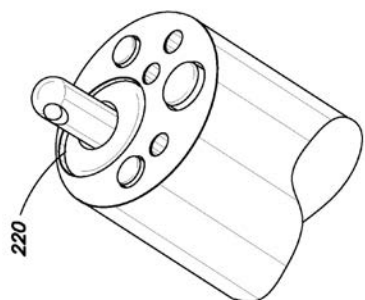


FIG. 3A

【 図 4 A 】

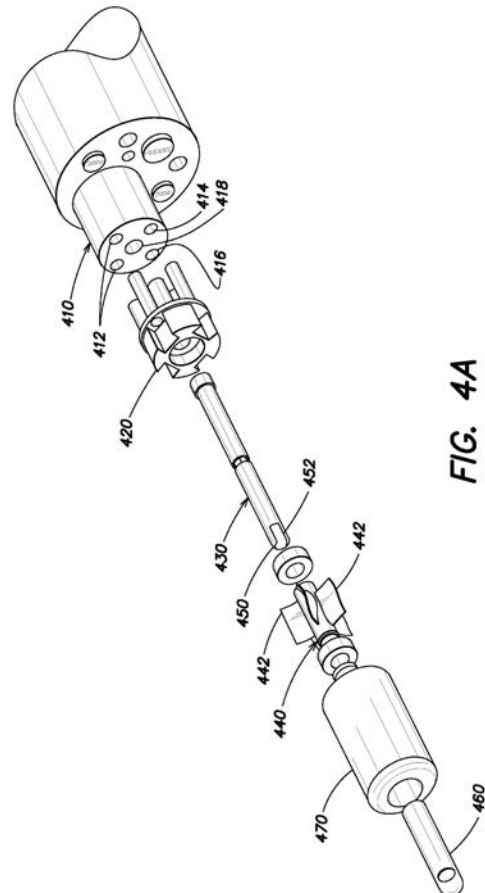
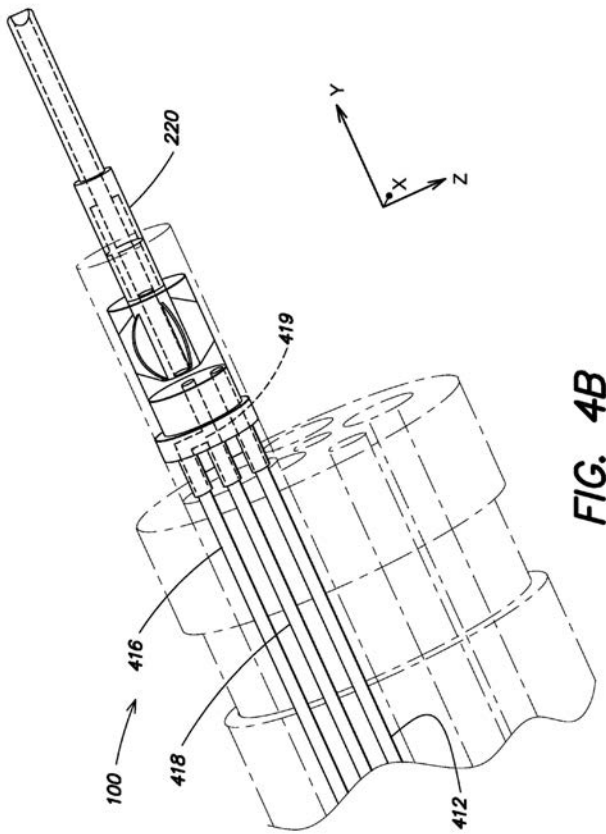
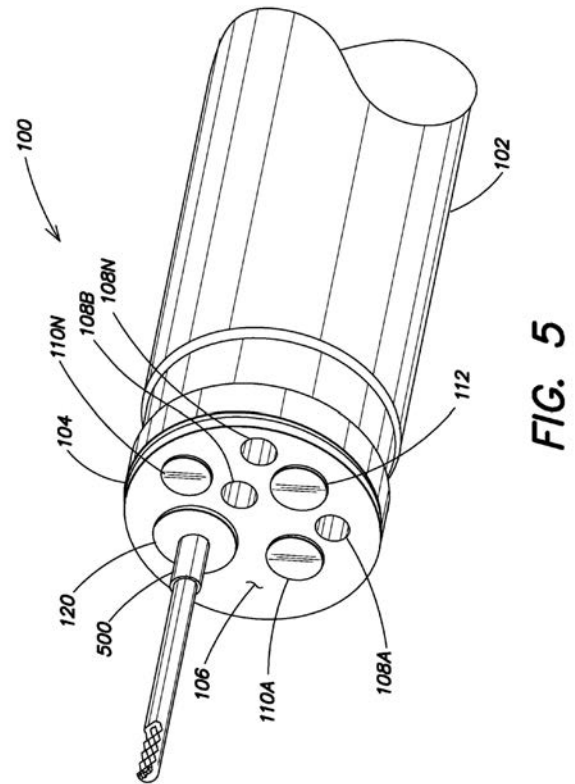


FIG. 4A

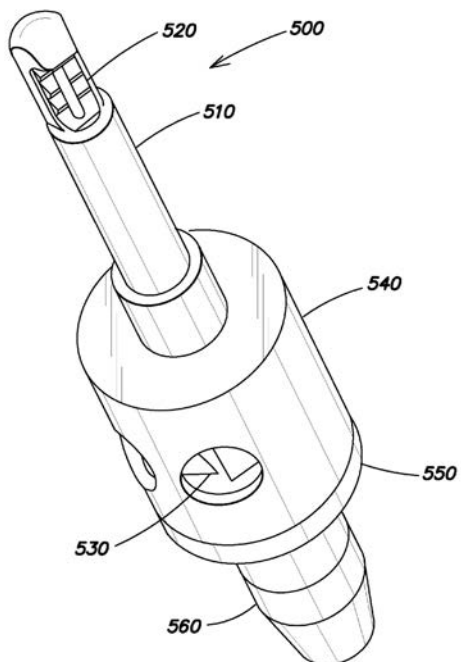
【 図 4 B 】



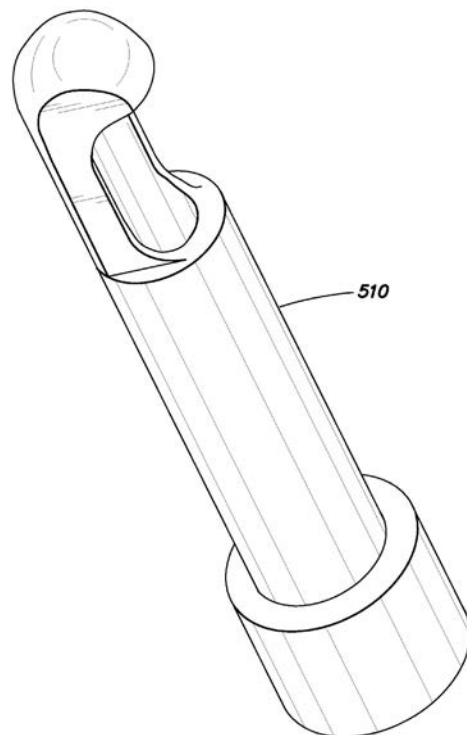
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

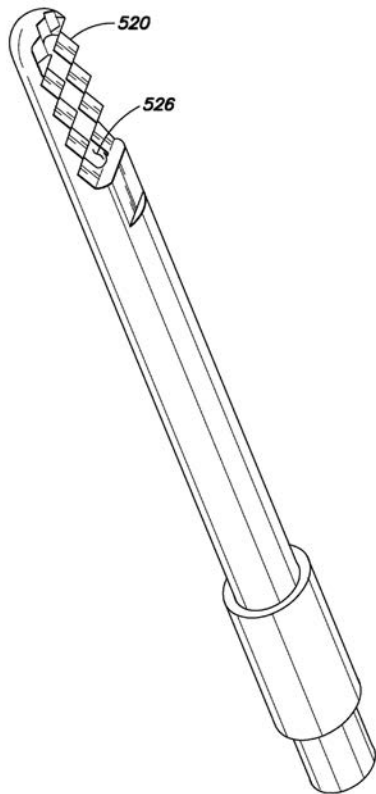


FIG. 8

【 図 9 】

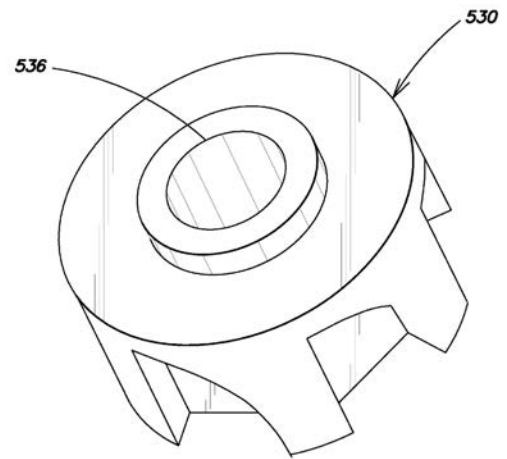


FIG. 9

【 図 10 】

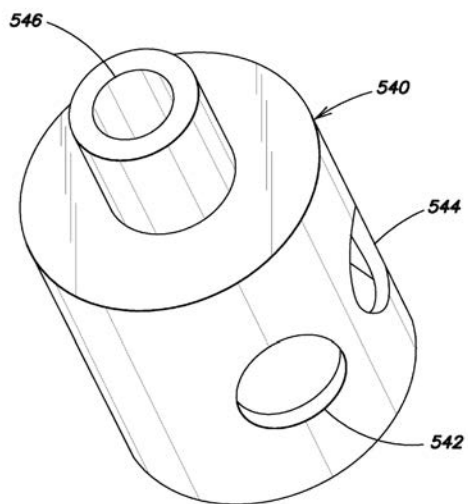


FIG. 10

【 図 11 】

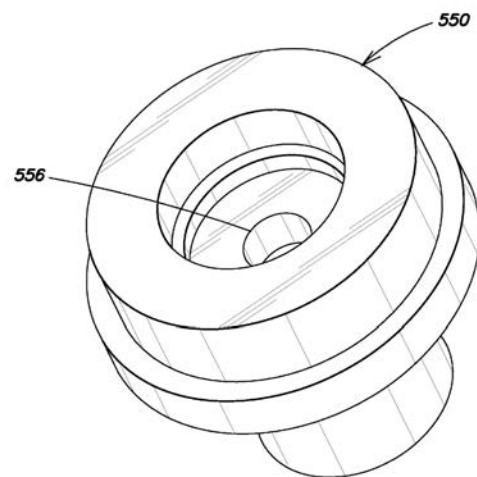


FIG. 11

【図 12】

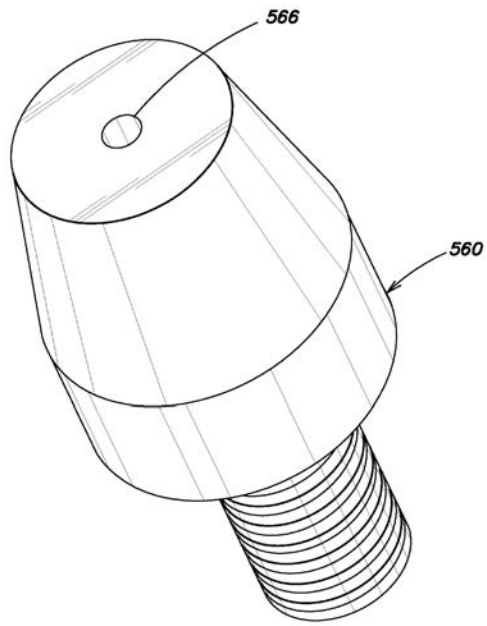


FIG. 12

【図 13】

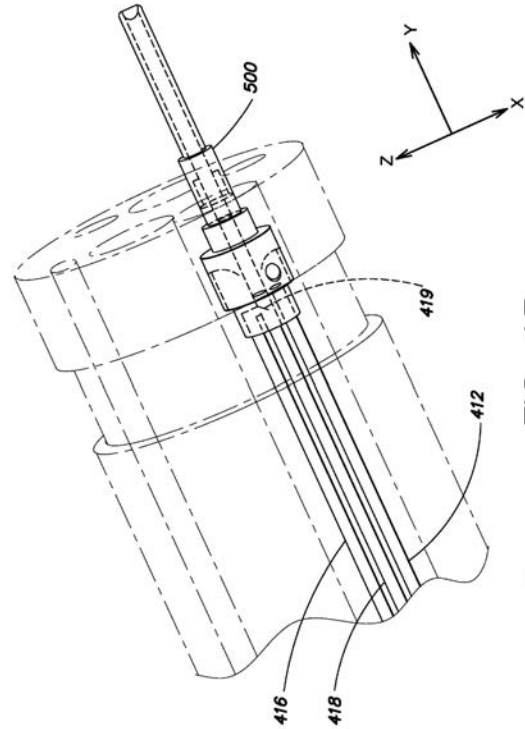


FIG. 13

【図 14】

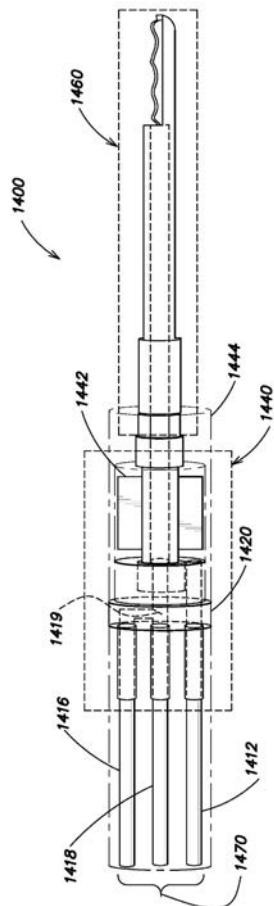


FIG. 14

【図 15】

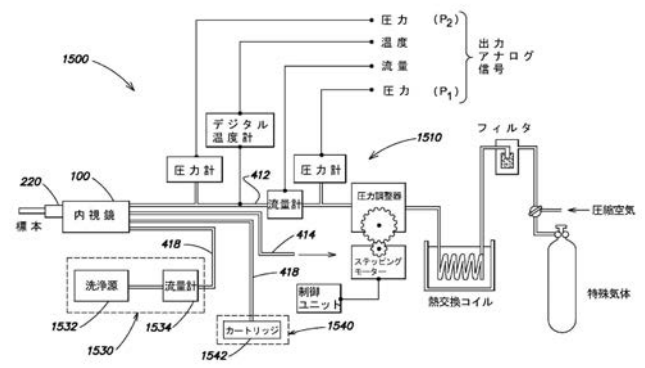
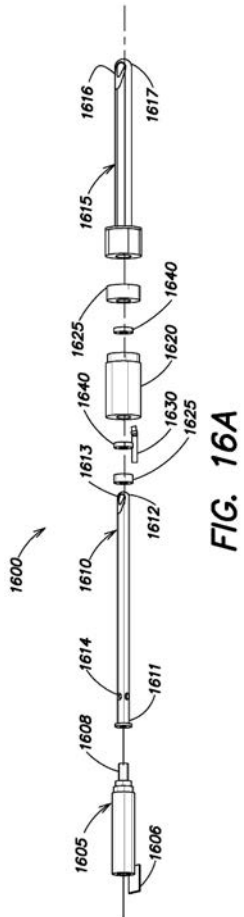
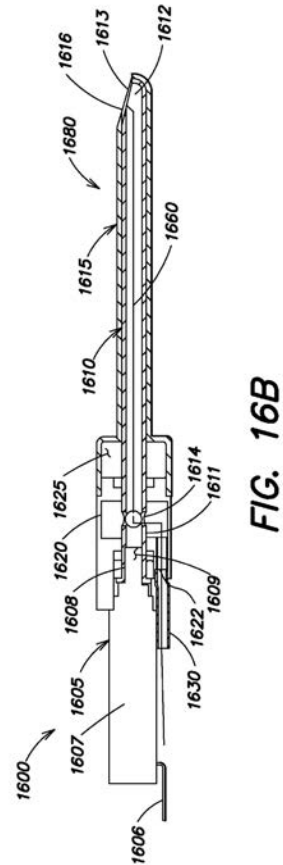


FIG. 15

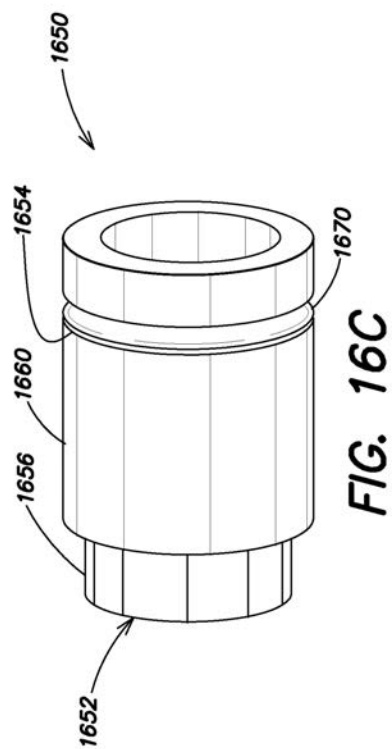
【図 16 A】



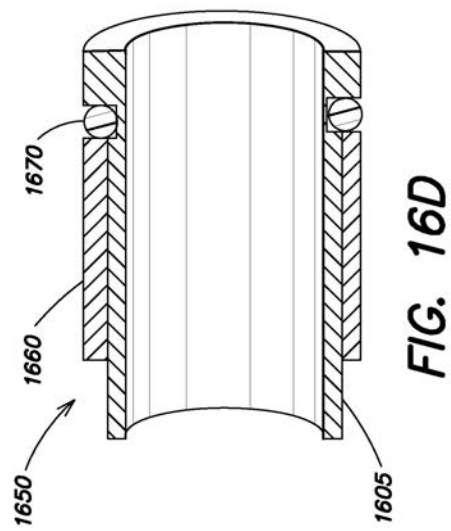
【図 16 B】



【図 16 C】



【図 16 D】



【 図 1 6 E 】

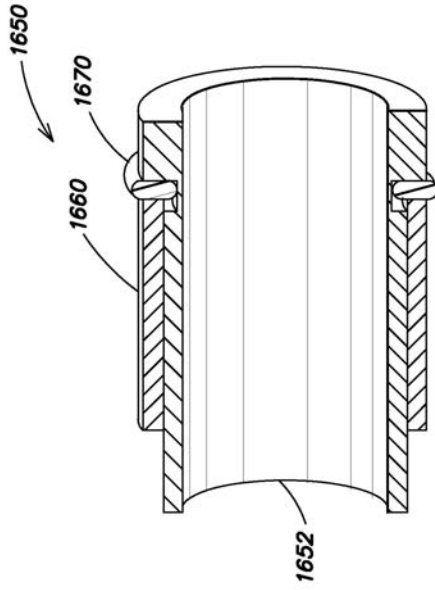


FIG. 16E

【 図 1 7 】

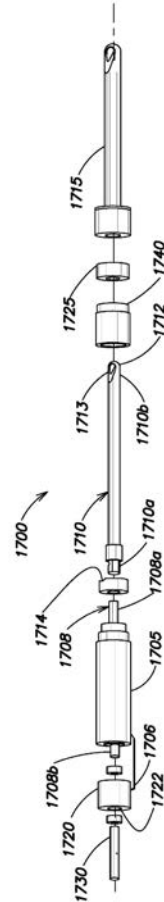


FIG. 17A

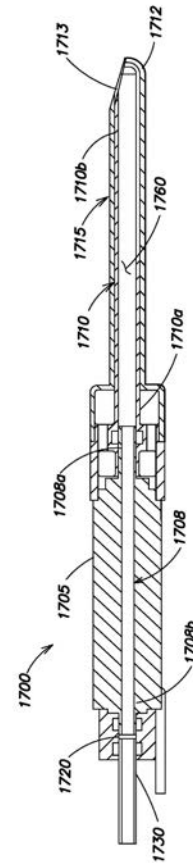


FIG. 17B

【 図 1 8 】

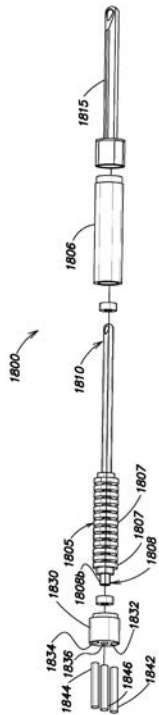


FIG. 18A

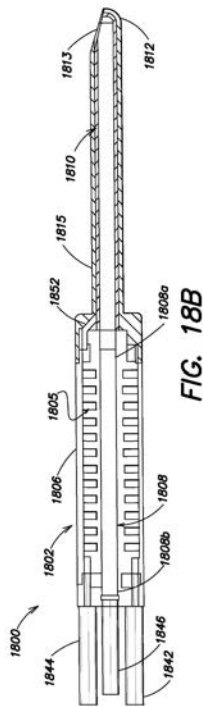


FIG. 18B

【 図 1 9 A 】

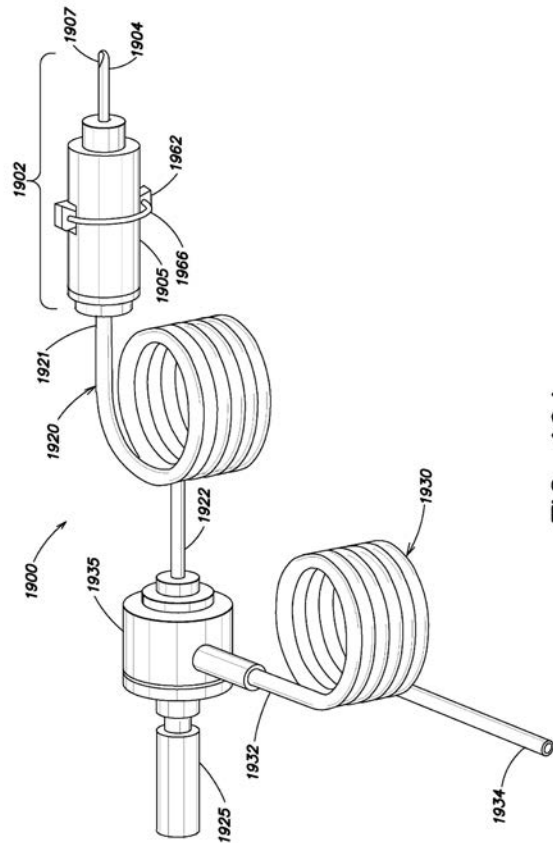


FIG. 19A

【図 19 B】

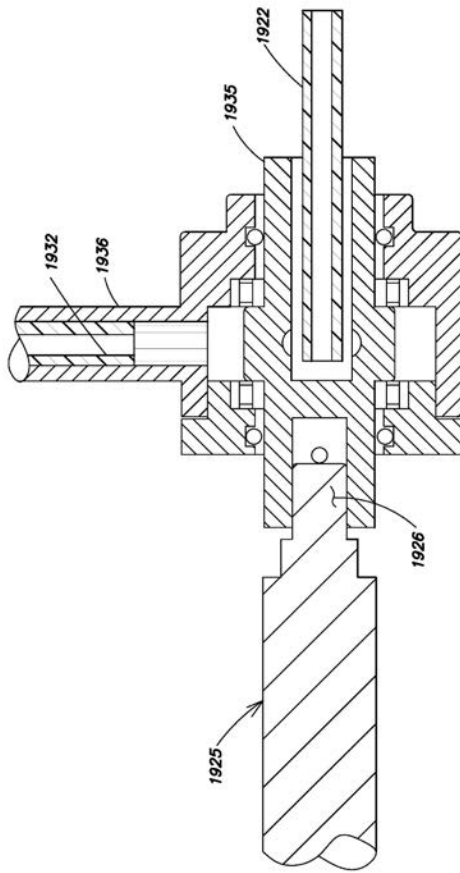


FIG. 19B

【図 19 C】

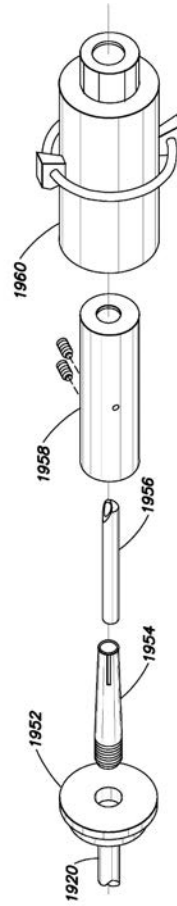


FIG. 19C

【図 19 D】

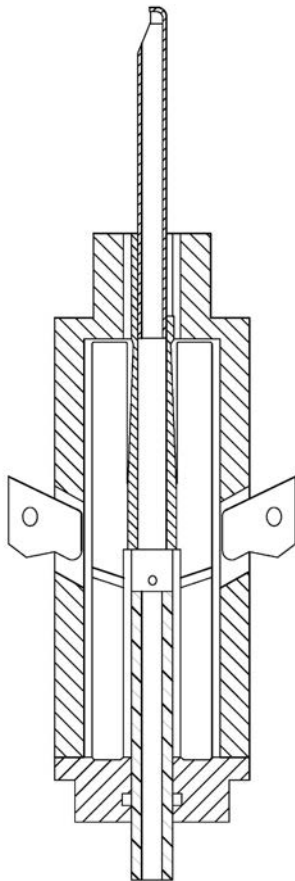


FIG. 19D

【図 19 E】

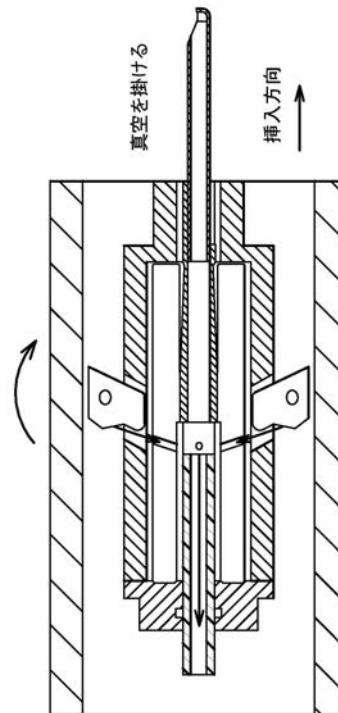


FIG. 19E

【図 19 F】

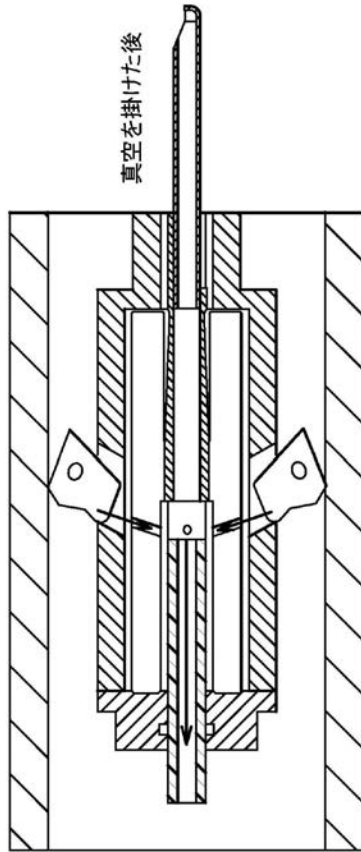


FIG. 19F

【図 20】

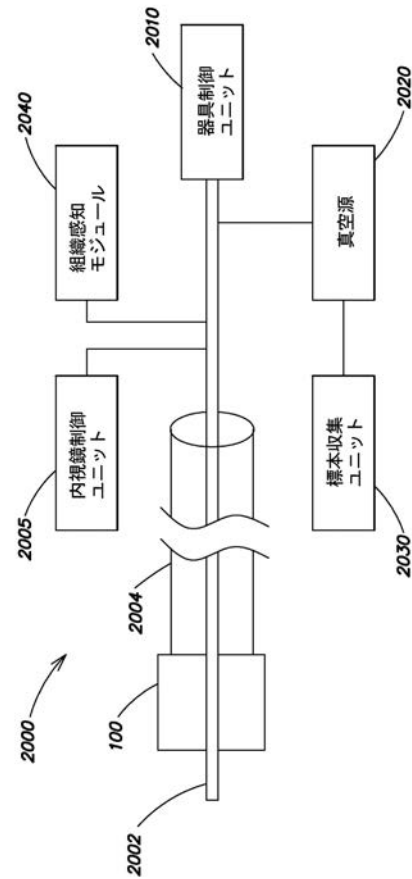
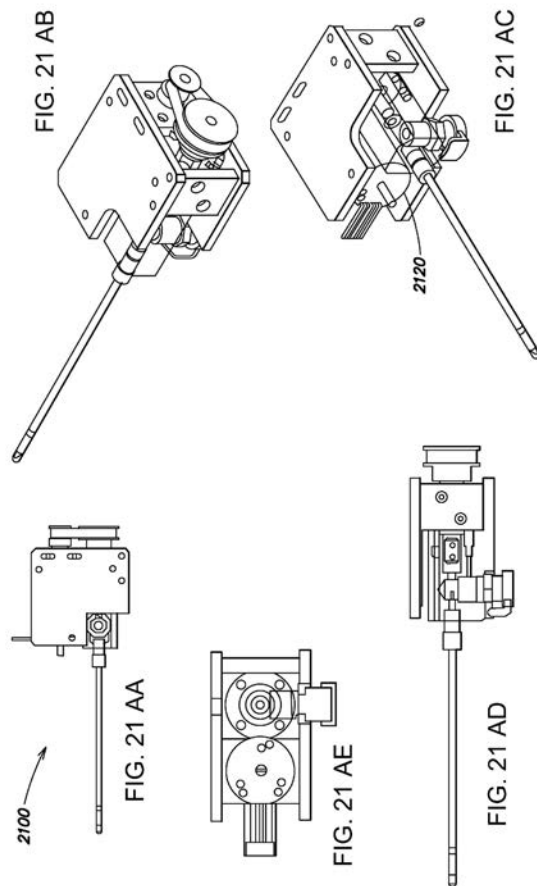


FIG. 20

【図 21 A】



【図 21 B】

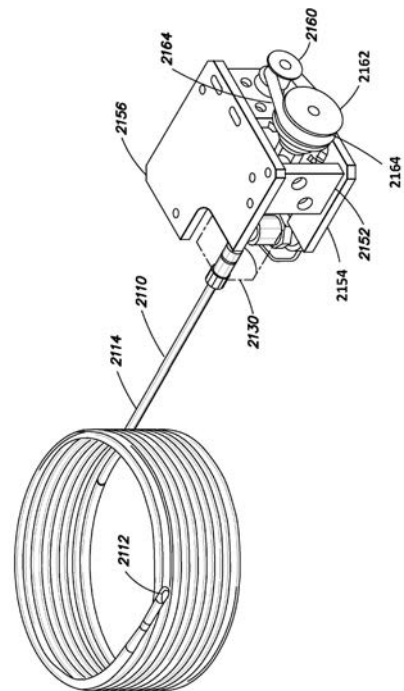


FIG. 21B

【図 21C】

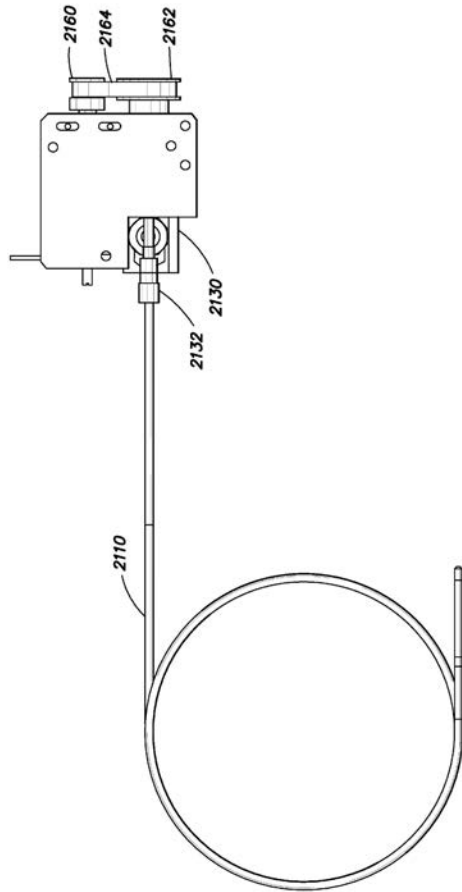


FIG. 21C

【図 21D】

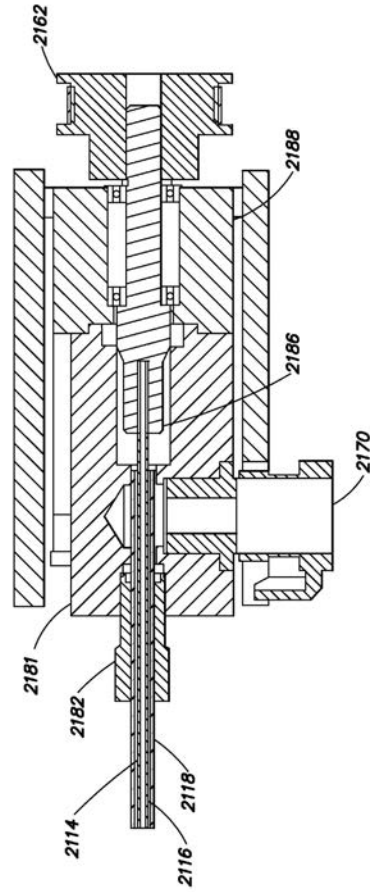


FIG. 21D

【図 21E】

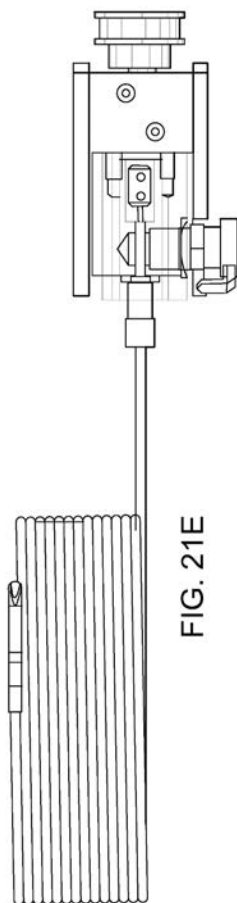


FIG. 21E

【図 21F】

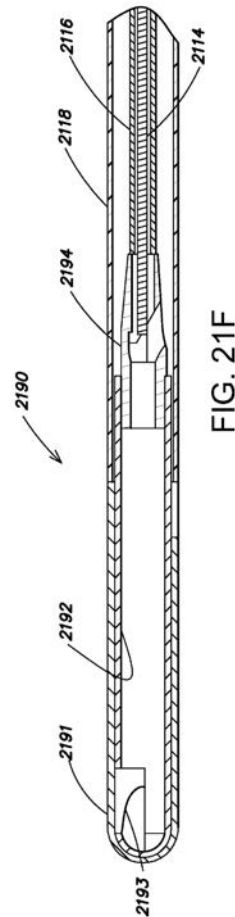


FIG. 21F

【図 2 2 A】

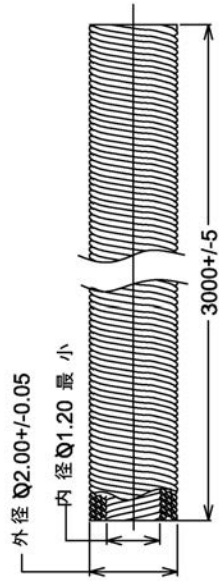


FIG. 22A

【図 2 2 B】

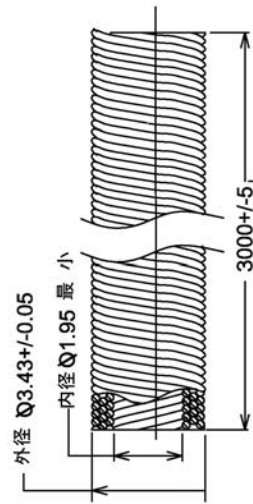


FIG. 22B

【図 2 2 C】

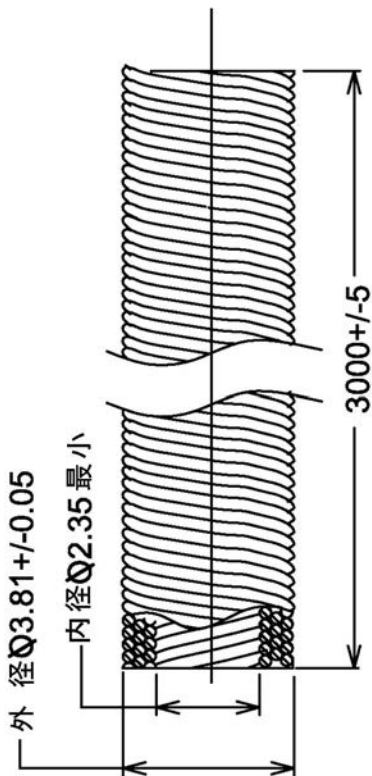


FIG. 22C

【図 2 2 D】

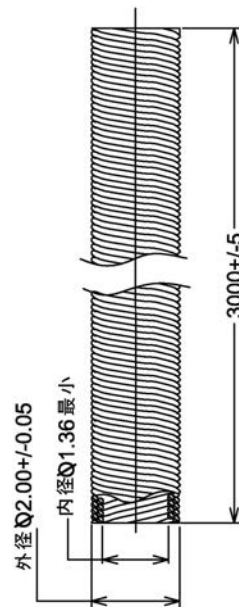


FIG. 22D

【 図 2 2 E 】

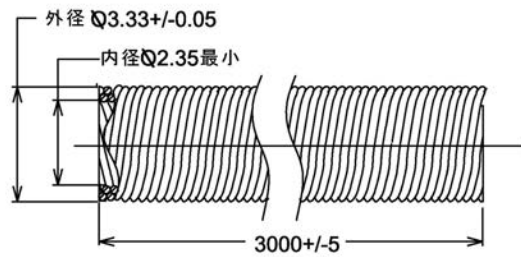


FIG. 22E

【 図 2 2 G 】

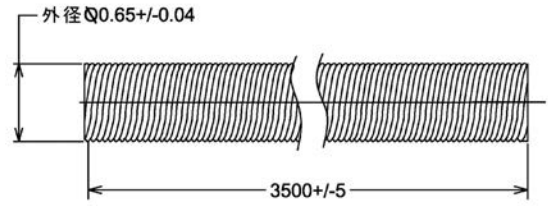


FIG. 22G

【 図 2 2 F 】

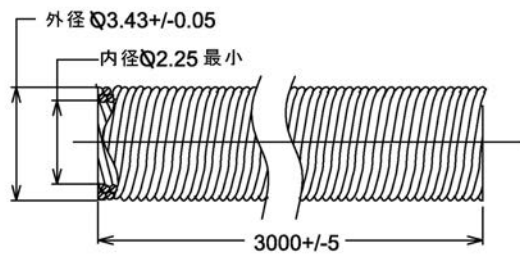


FIG. 22F

【 図 2 2 H 】

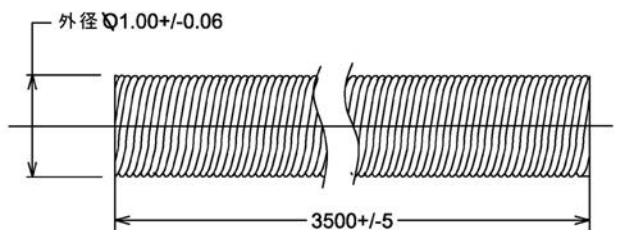


FIG. 22H

【 図 2 3 A 】

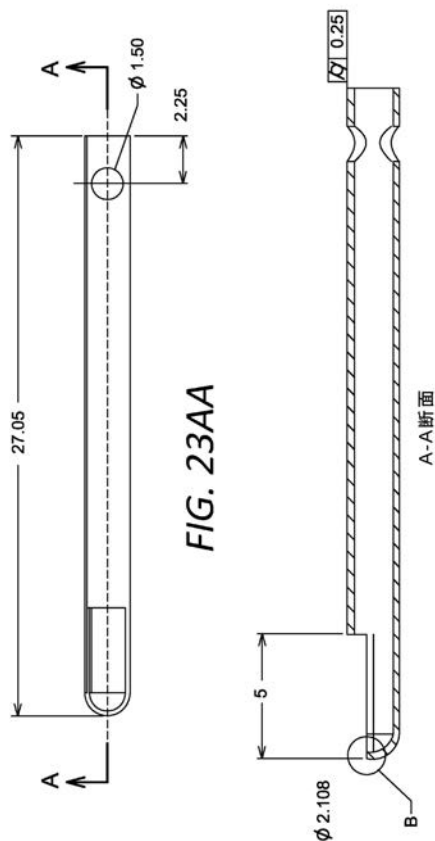


FIG. 23AA

FIG. 23AB

【 図 2 3 B 】

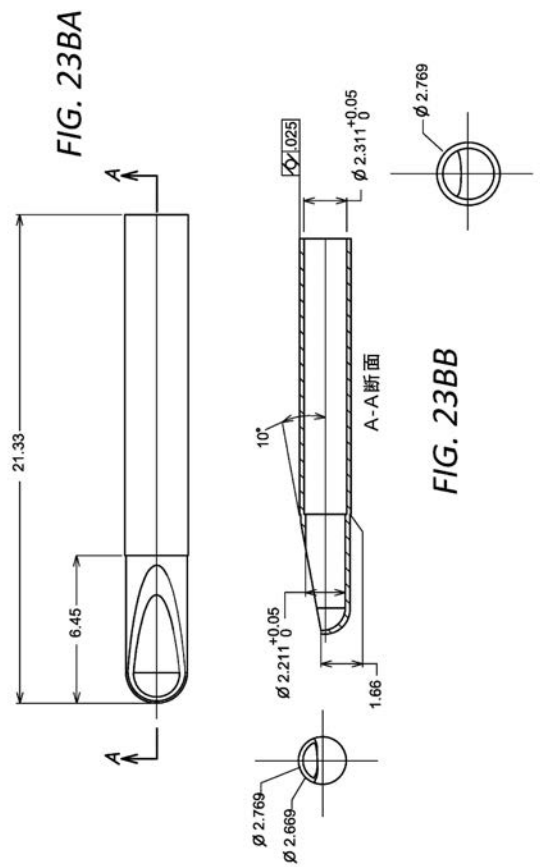


FIG. 23BA

FIG. 23BB

【 図 2 4 】

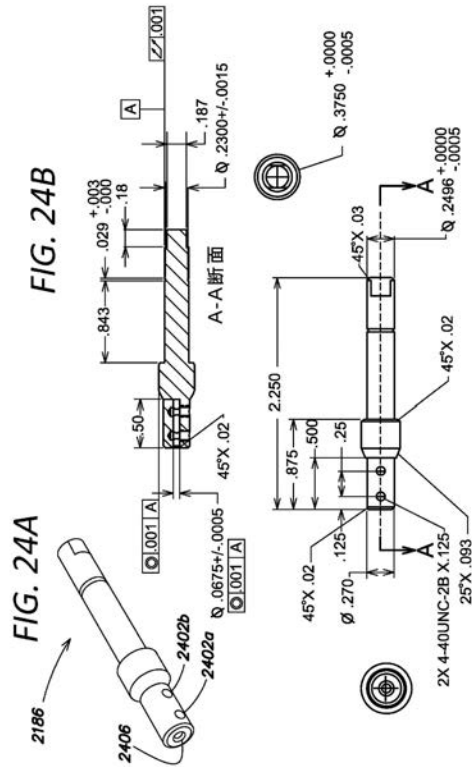
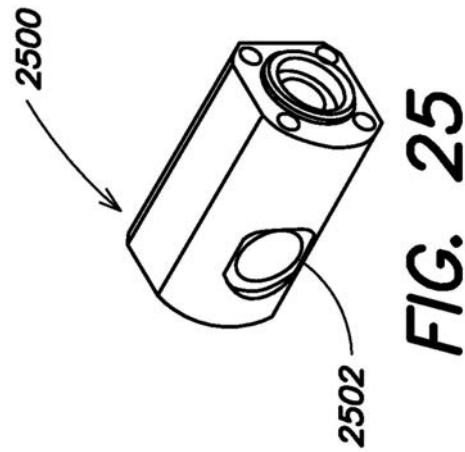


FIG. 24C

【 図 2 5 】



【 図 2 6 】

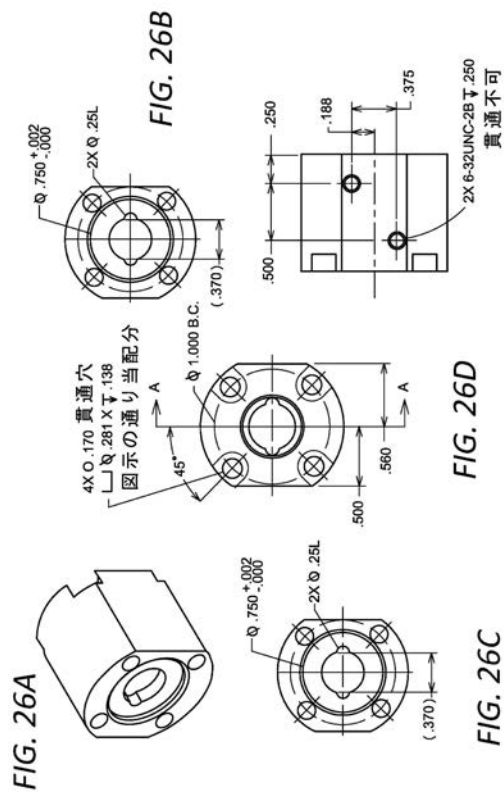


FIG. 26E

【 図 2 7 】

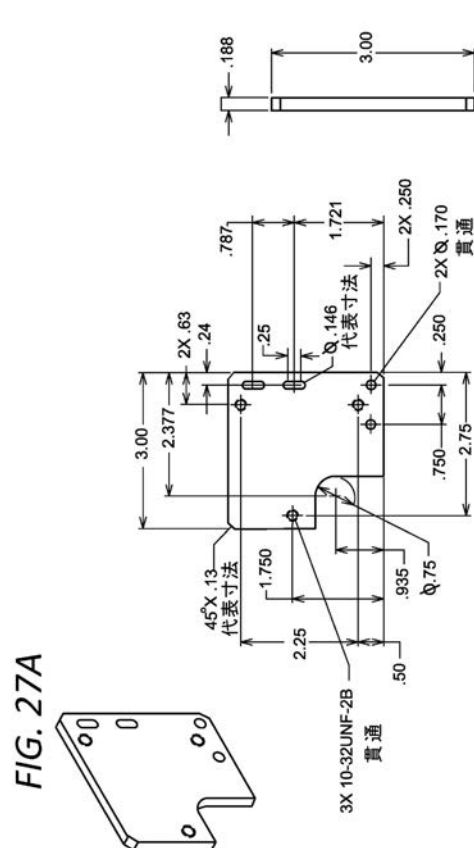
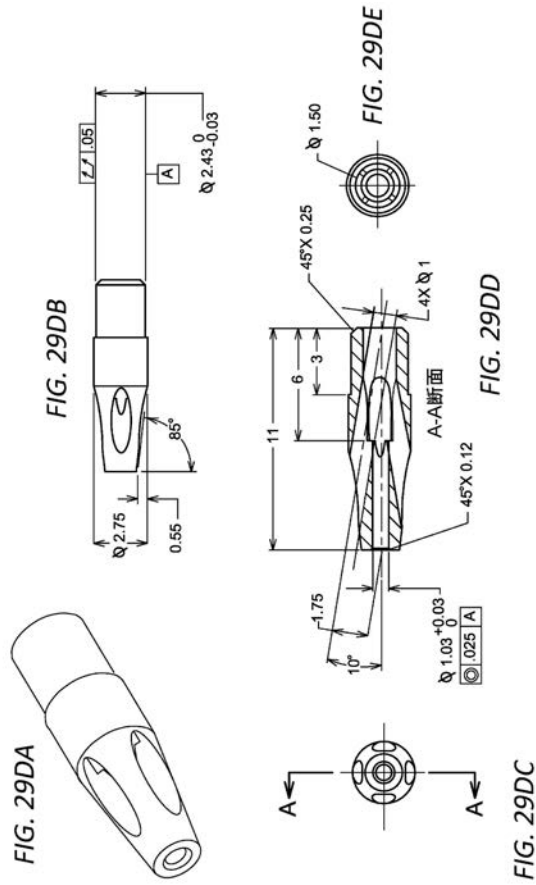


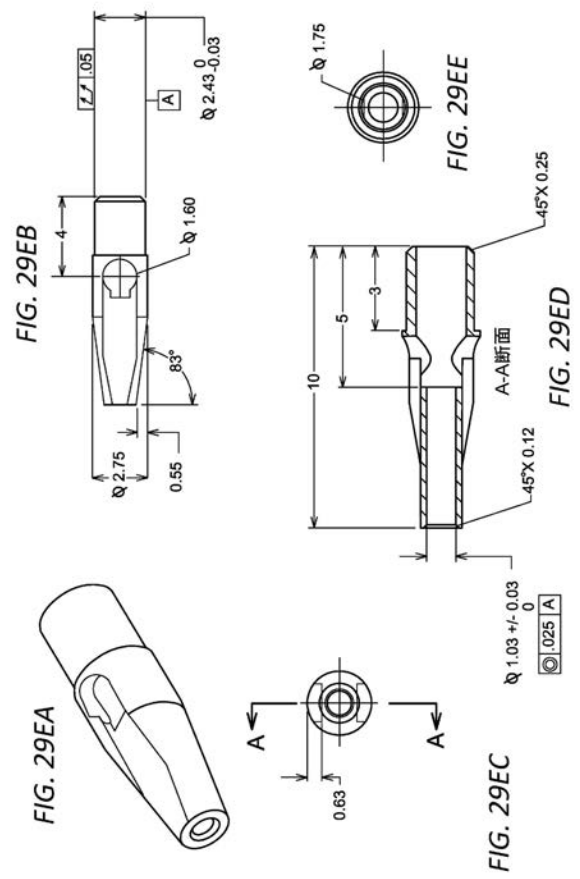
FIG. 27C

FIG. 27B

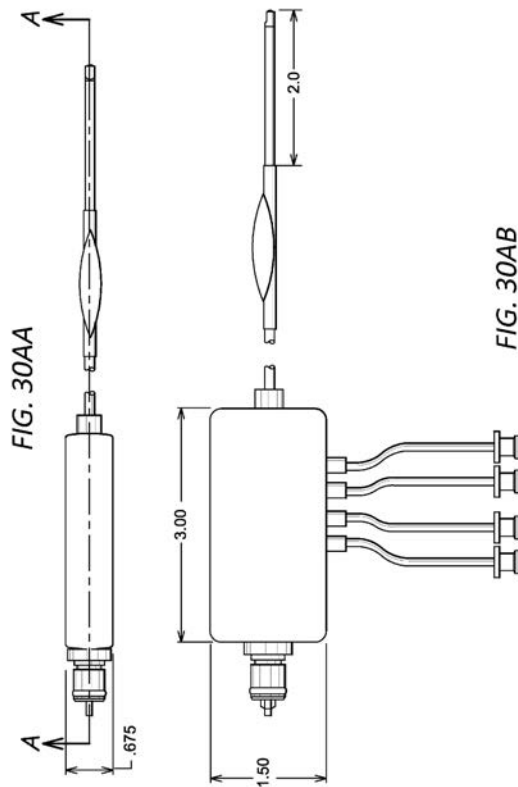
【 図 29 D 】



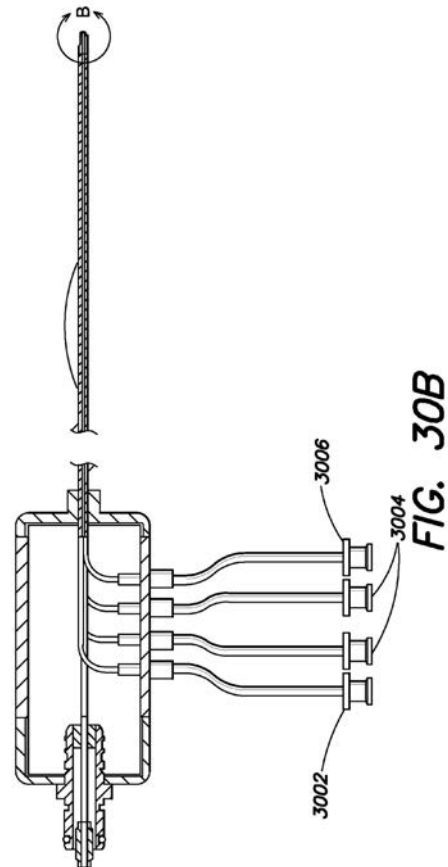
【 図 29 E 】



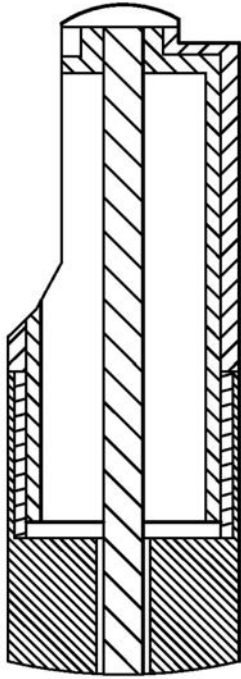
【 図 30 A 】



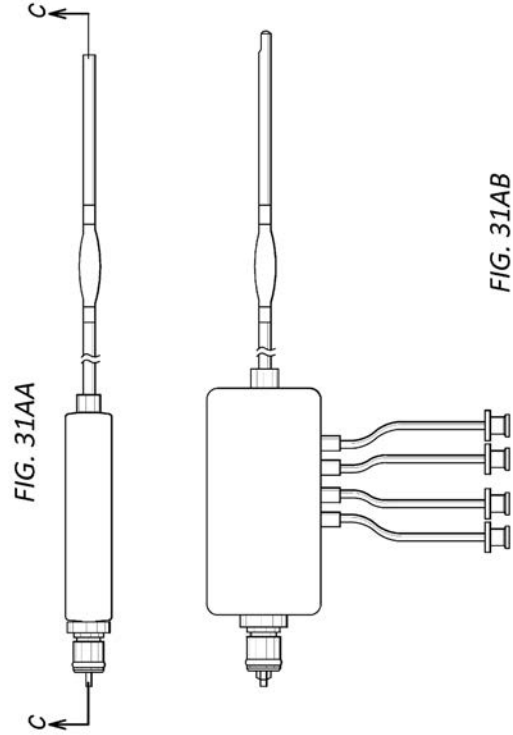
【 図 30 B 】



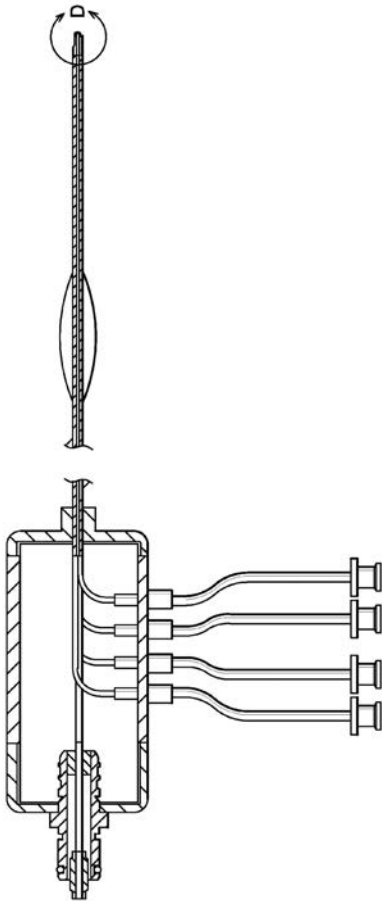
【図 30C】

**FIG. 30C**

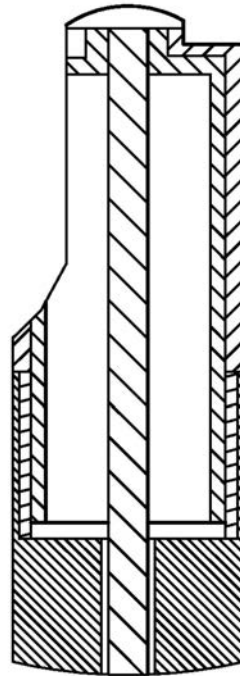
【図 31A】

**FIG. 31A**

【図 31B】

**FIG. 31B**

【図 31C】

**FIG. 31C**

【図 3 2】

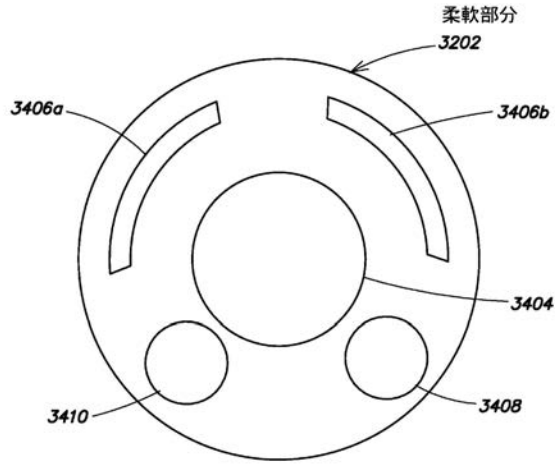


FIG. 32

【図 3 3】

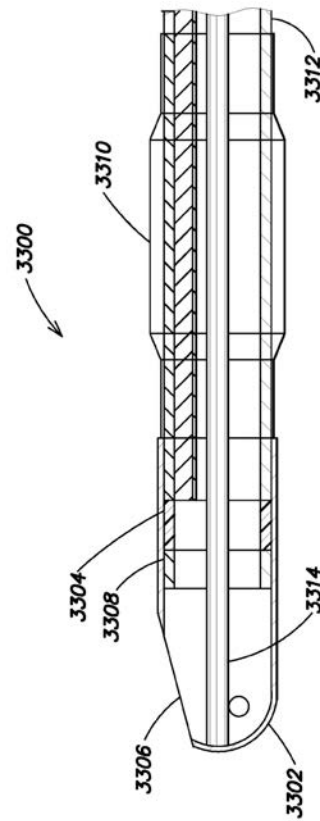


FIG. 33

【図 3 4】

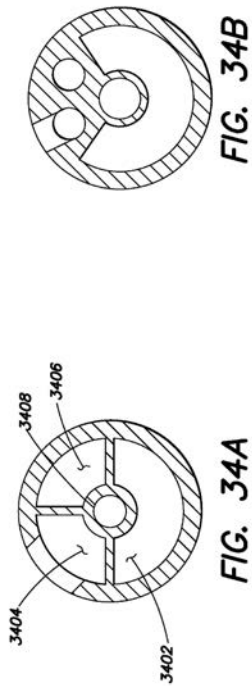


FIG. 34A

FIG. 34B

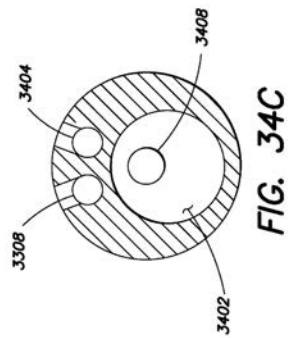


FIG. 34C

【図 3 5】

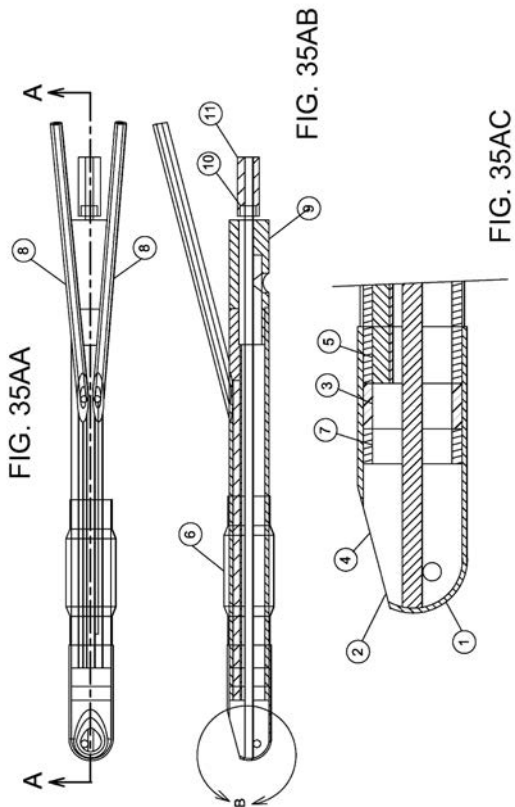


FIG. 35A

FIG. 35AB

FIG. 35AC

【 図 3 6 】

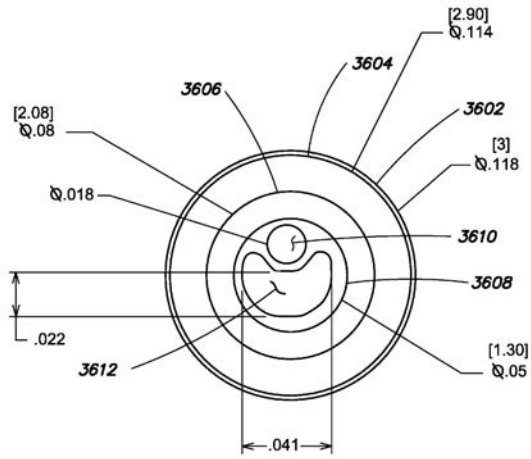


FIG. 36

【 図 3 7 】

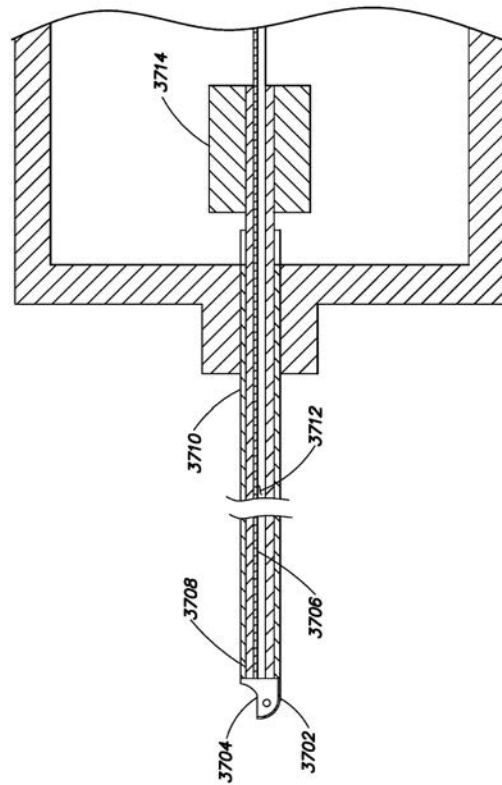


FIG. 37

【 図 3 8 】

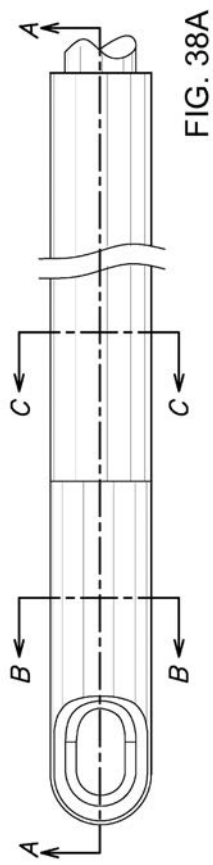


FIG. 38A

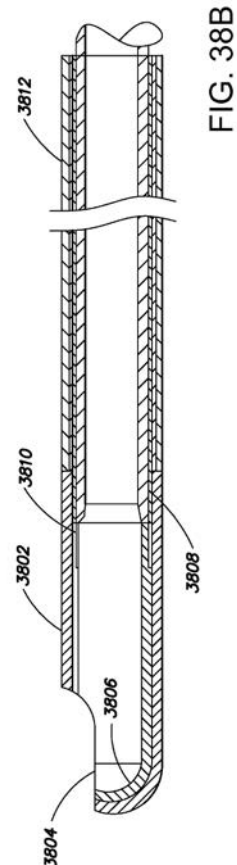
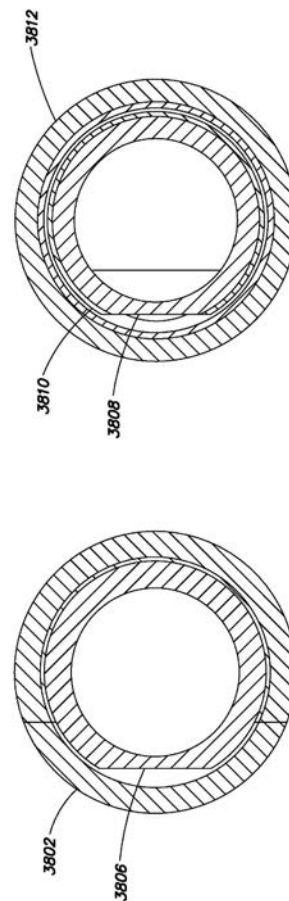


FIG. 38B

【 図 3 9 】



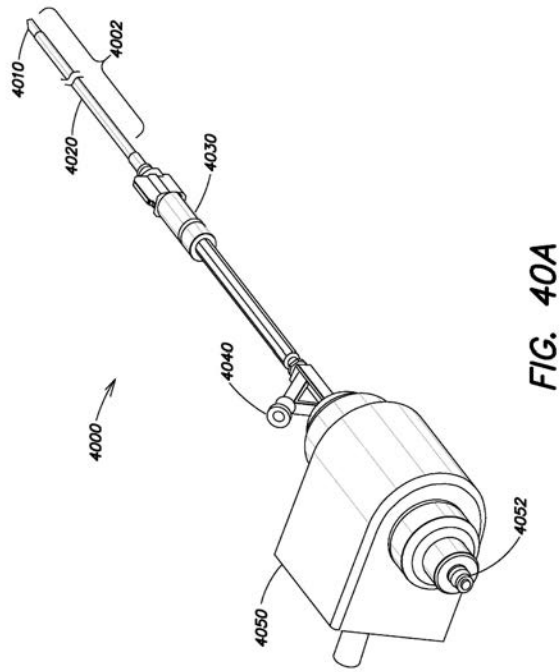
C-C断面

FIG. 39B

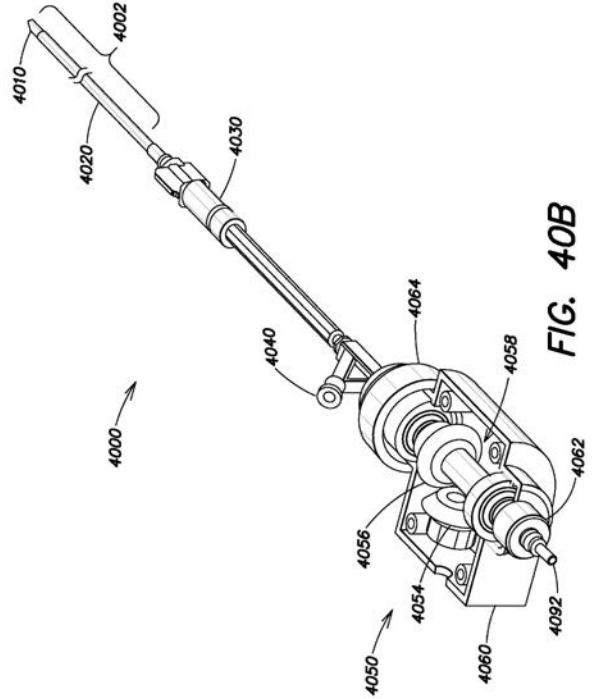
B-B断面

FIG. 39A

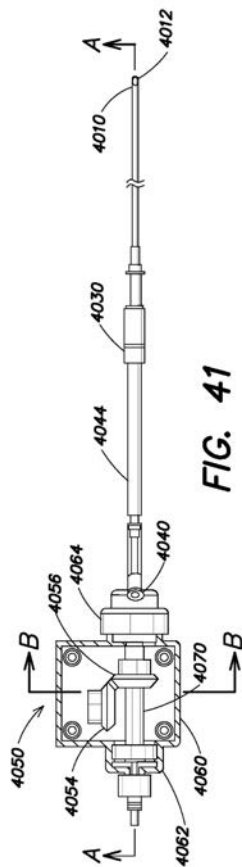
【図 40 A】



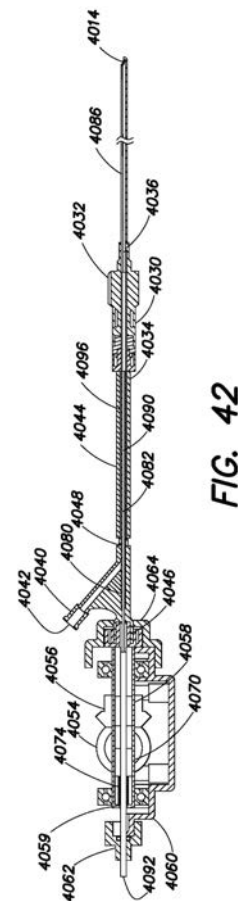
【図 40 B】



【図 41】



【図 42】



【図 4 3】

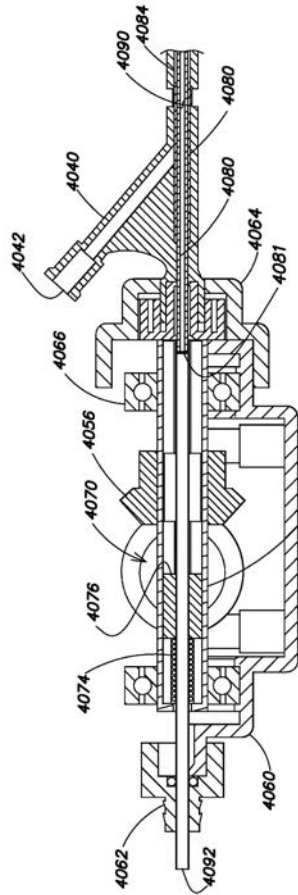


FIG. 43

【図 4 4】

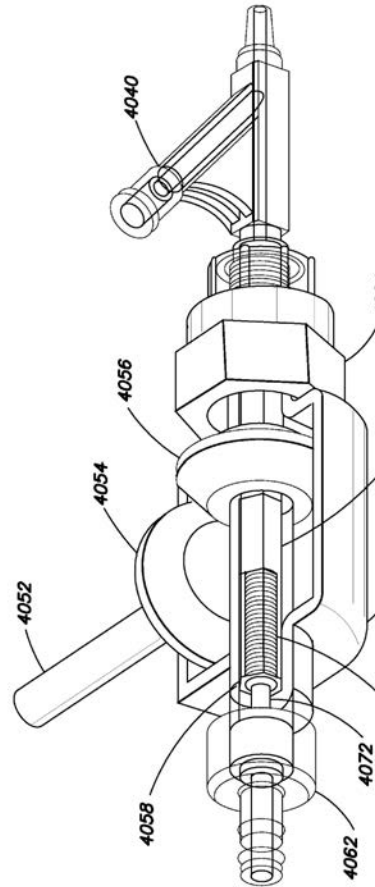


FIG. 44

【図 4 5】

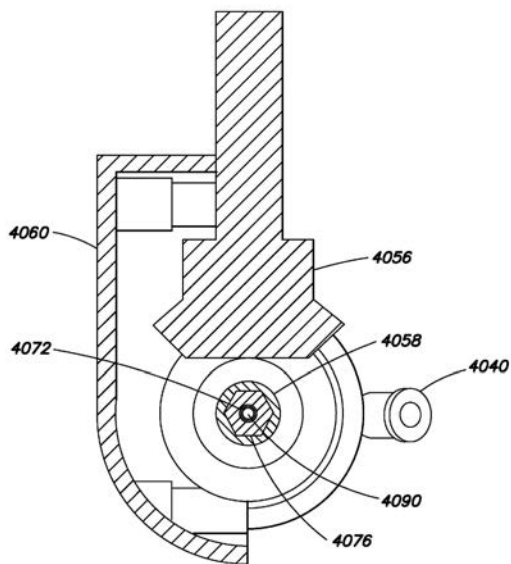


FIG. 45

【図 4 6】

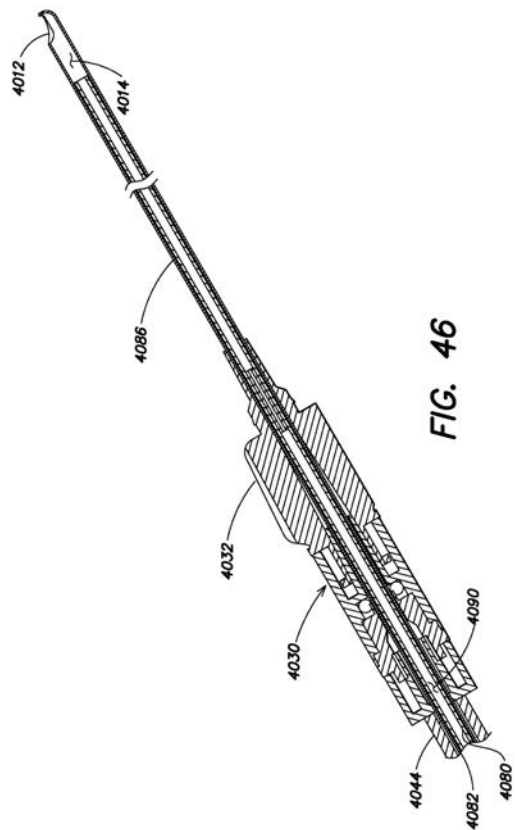
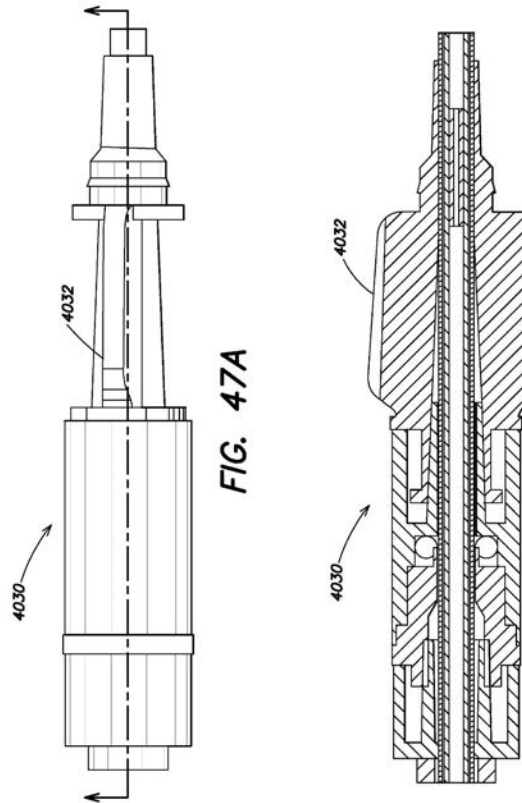


FIG. 46

【図 47】



【図 48】

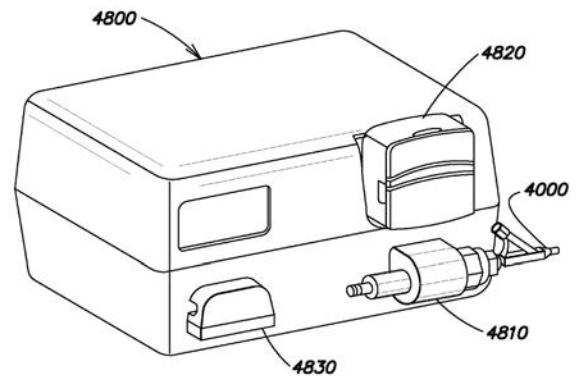


FIG. 48

【図 49】

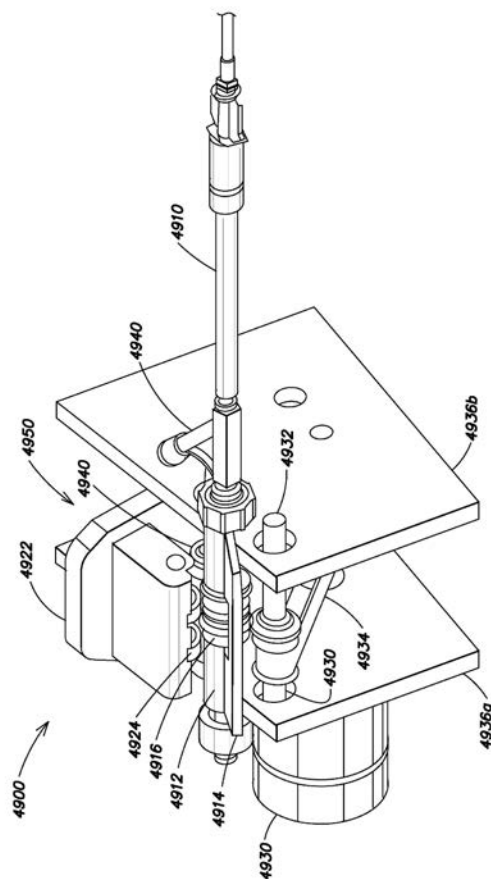


FIG. 49

【図 50】

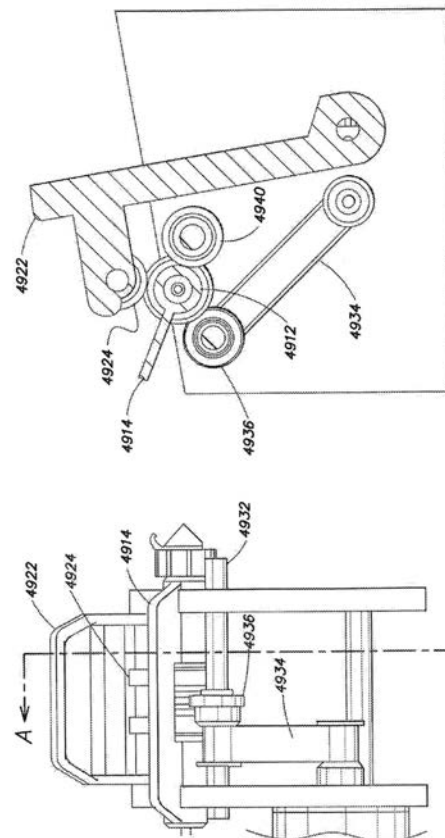
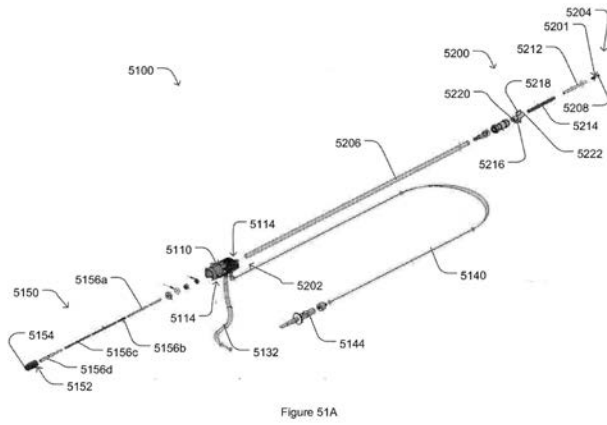


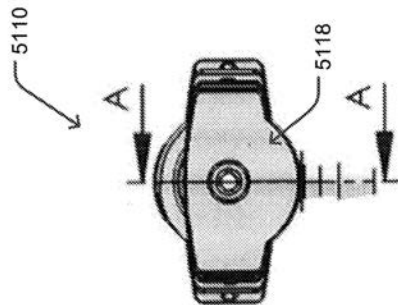
FIG. 50B

FIG. 50A

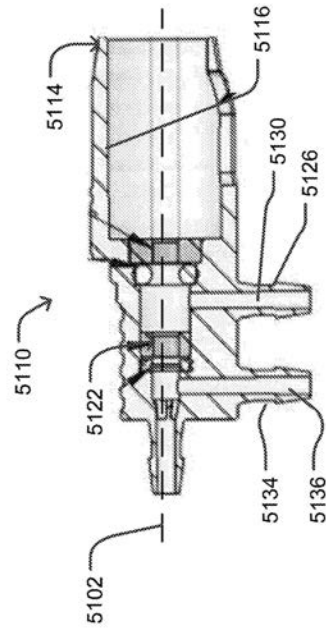
【図 5 1 A】



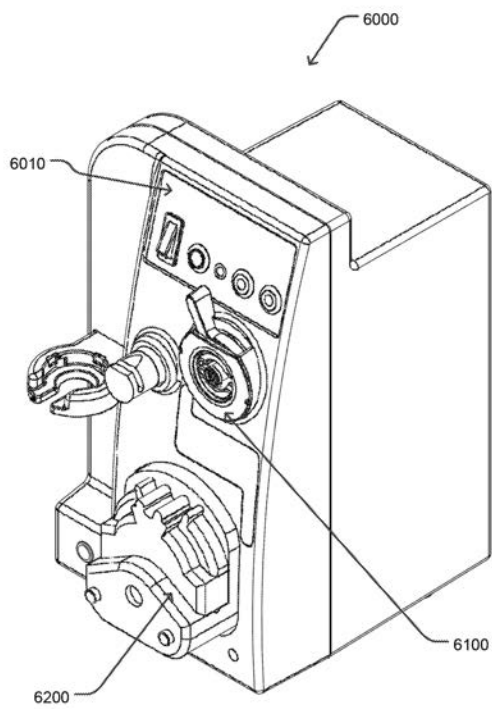
【図 5 1 B】



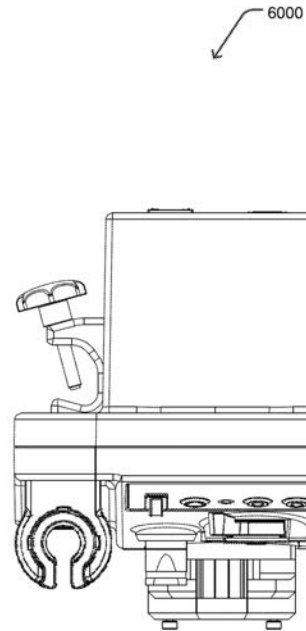
【図 5 1 C】



【図 5 2 A】



【図 5 2 B】



【図 5 2 C】

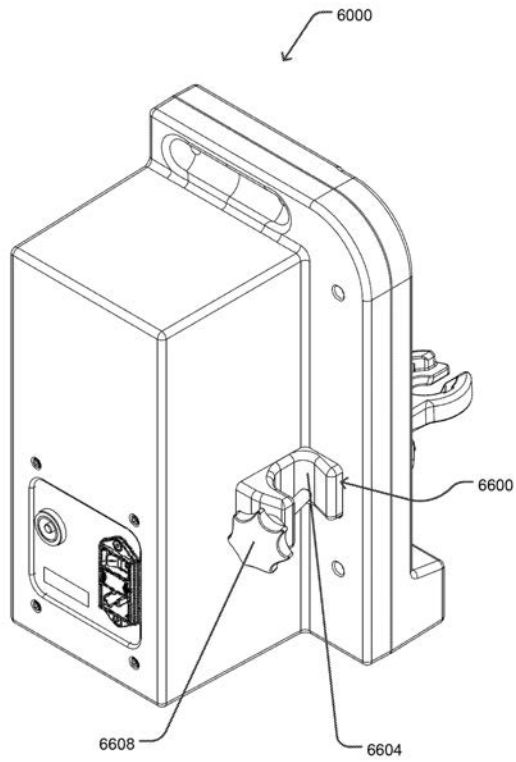


Figure 52C

【図 5 2 D】

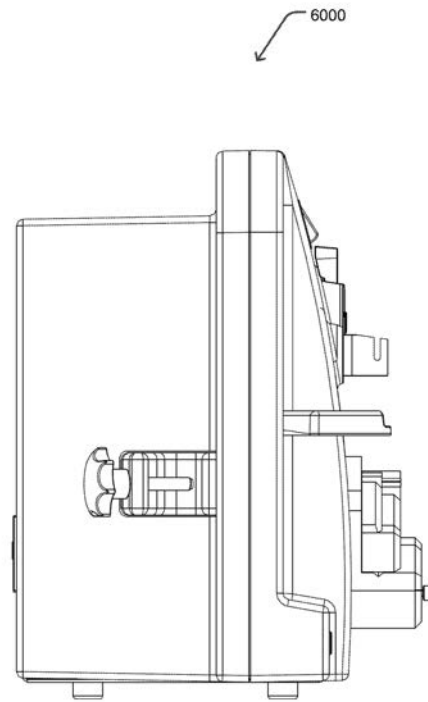


Figure 52D

【図 5 2 E】

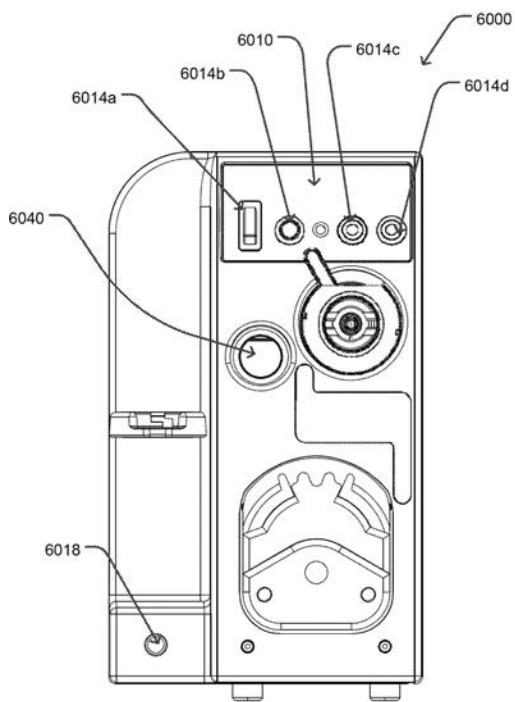


Figure 52E

【図 5 2 F】

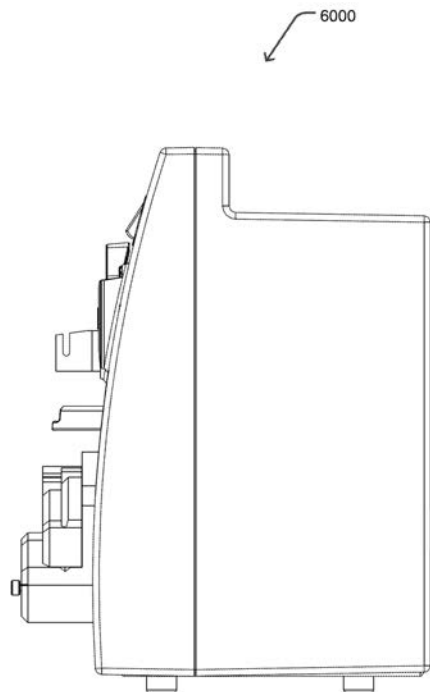


Figure 52F

【図 5 3 A】

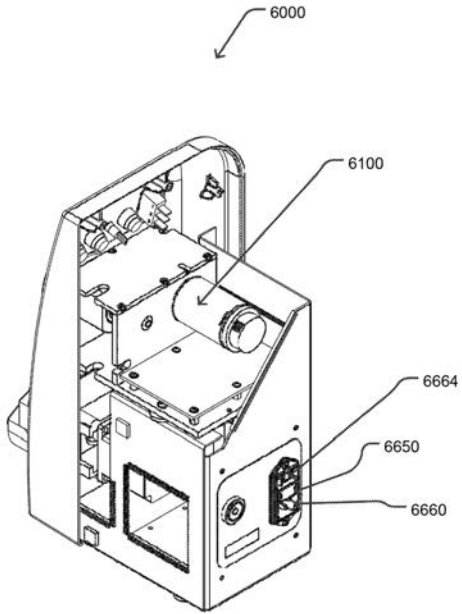


Figure 53A

【図 5 3 B】

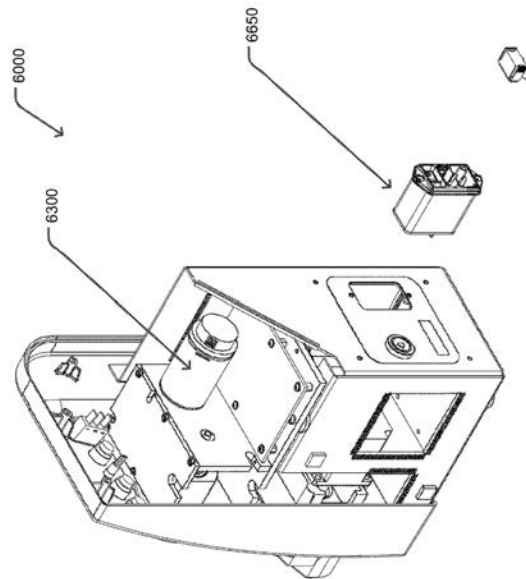


Figure 53B

【図 5 4 A】

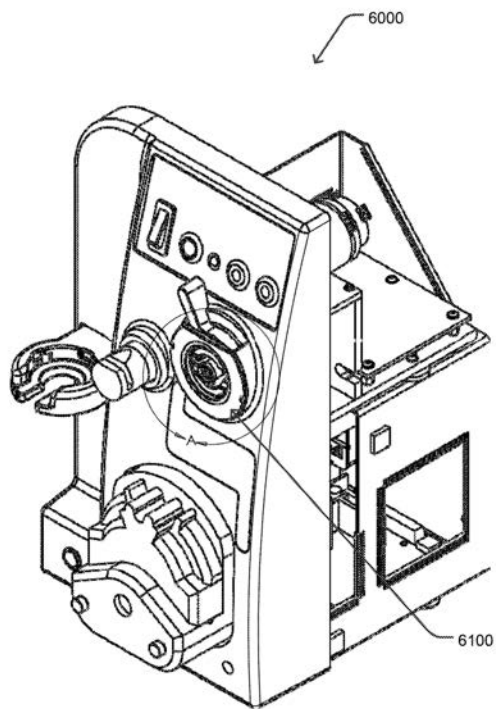


Figure 54A

【図 5 4 B】

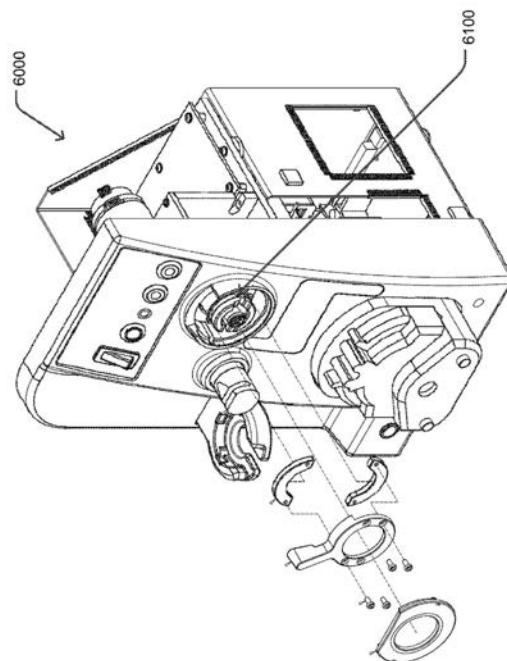


Figure 54B

【図 5 4 C】

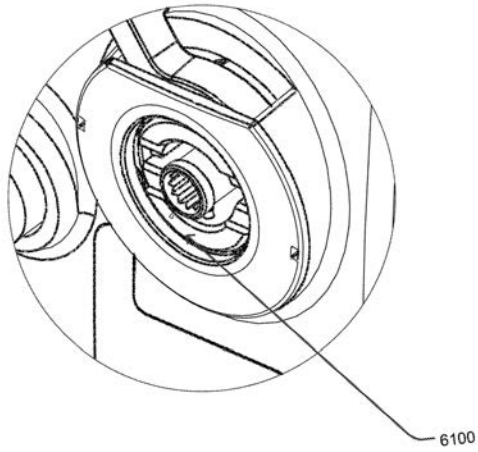


Figure 54C

【図 5 5 A】

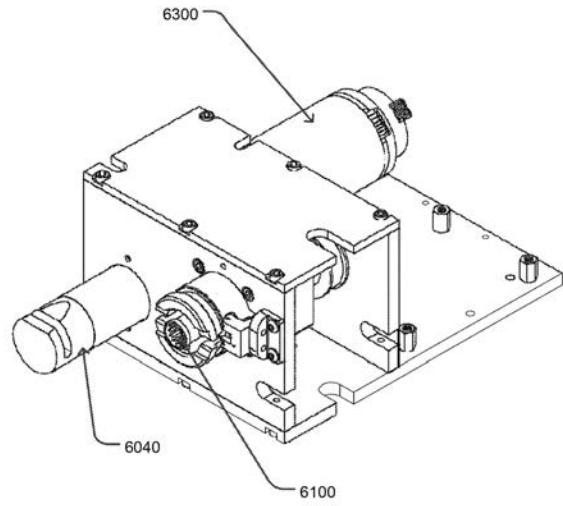


Figure 55A

【図 5 5 B】

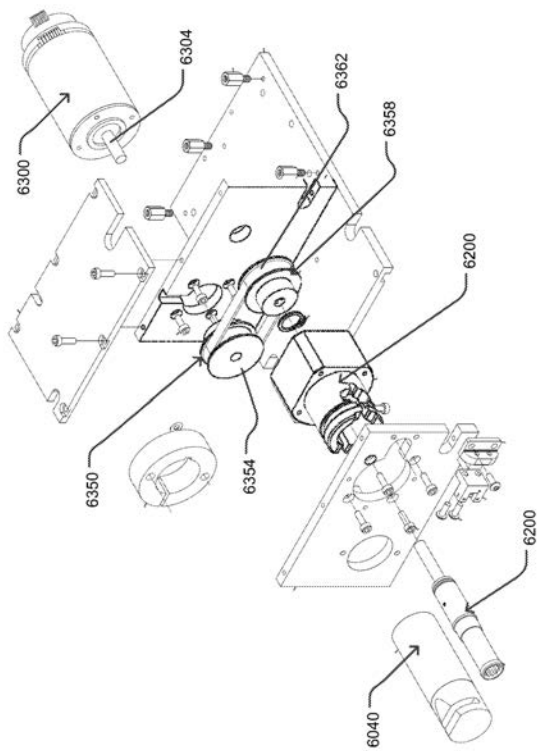


Figure 55B

【図 5 5 C】

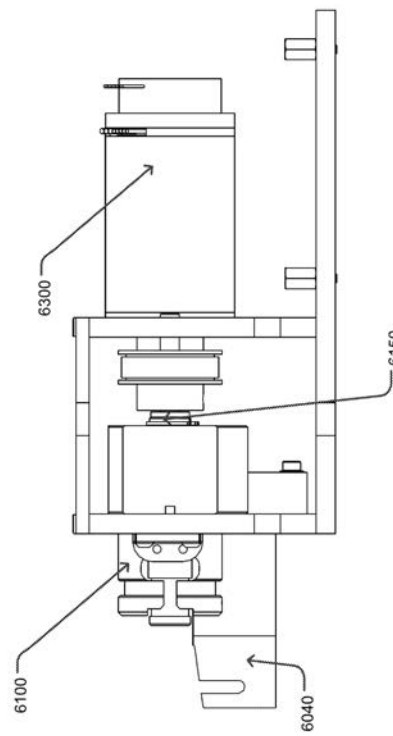


Figure 55C

【図 5 5 D】

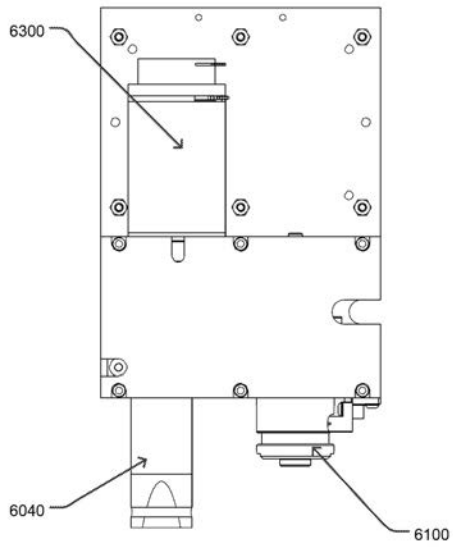


Figure 55D

【図 5 6 A】

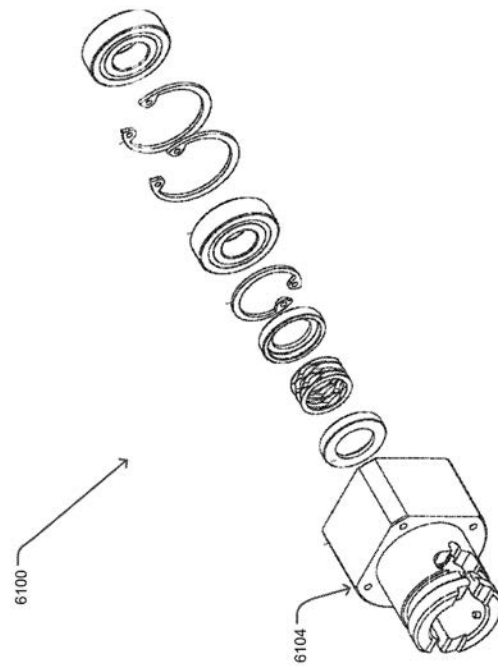


Figure 56A

【図 5 6 B】

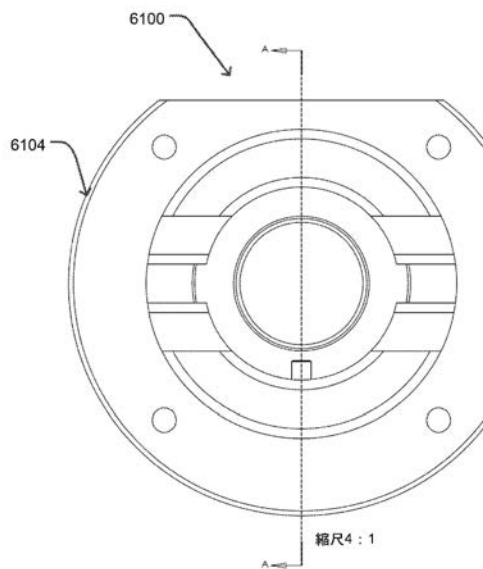


Figure 56B

【図 5 6 C】

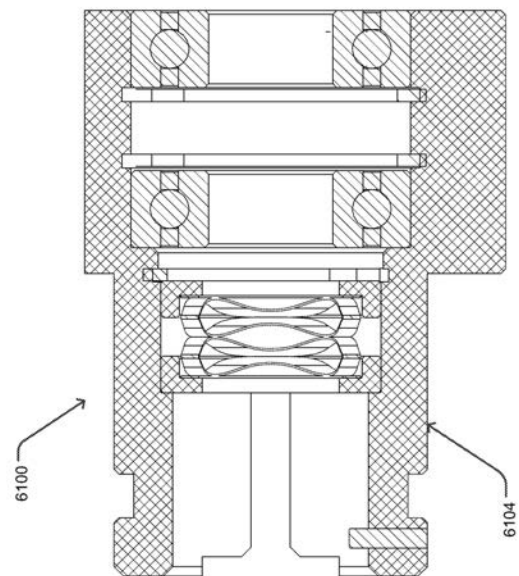
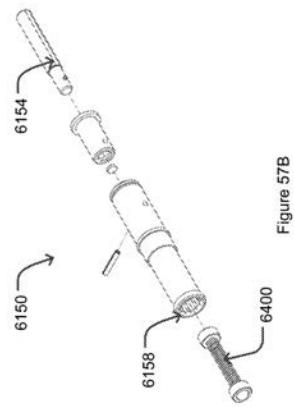
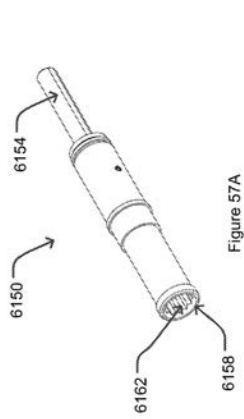
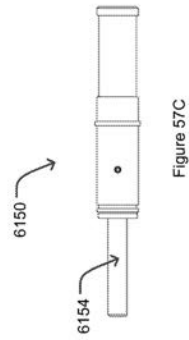


Figure 56C

【 図 5 7 】



【 図 5 8 】

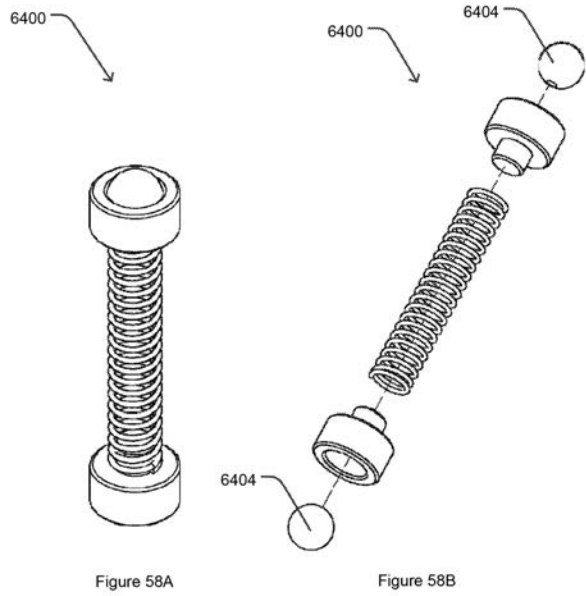


Figure 58A

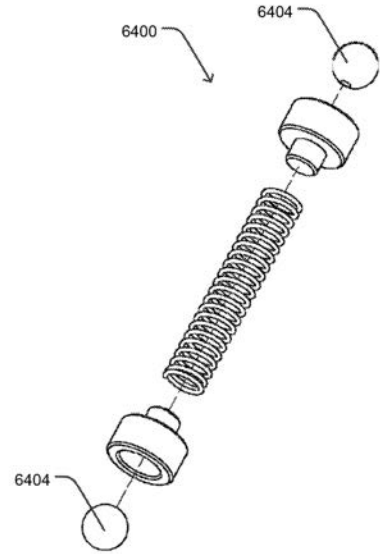


Figure 58B

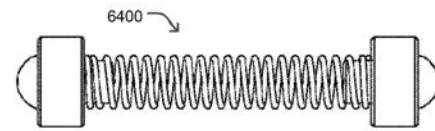


Figure 58C

【 図 5 9 】

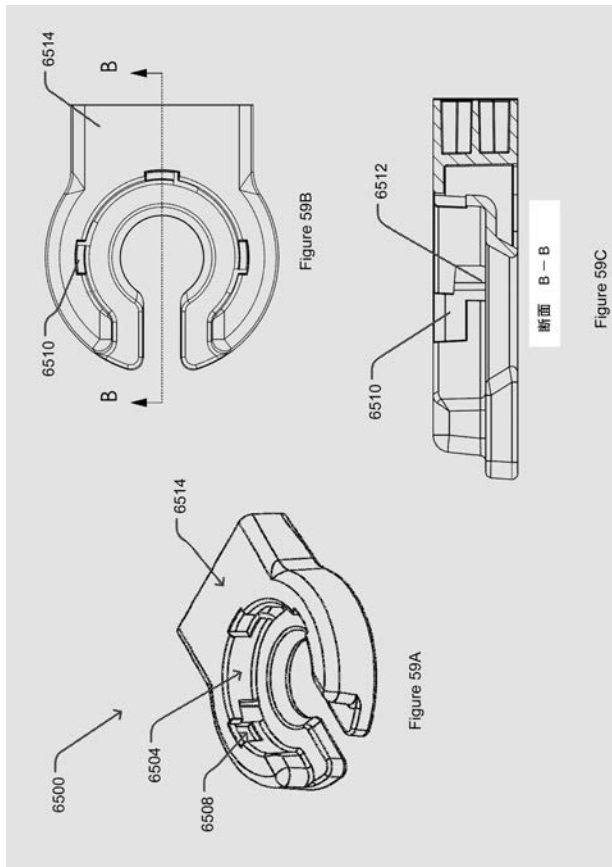


Figure 59A

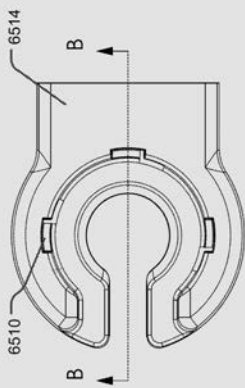


Figure 59B

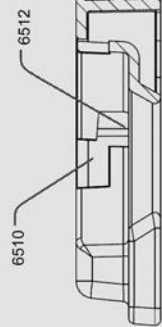


Figure 59C

【 図 6 0 】

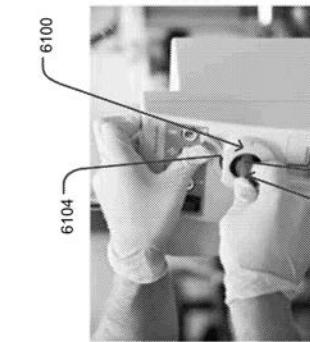


Figure 60B

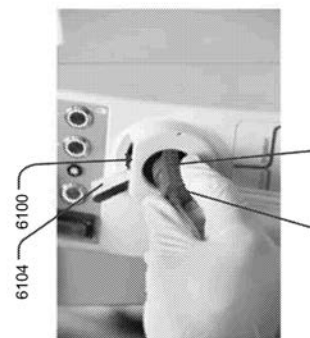


Figure 60A

【図 6 1】

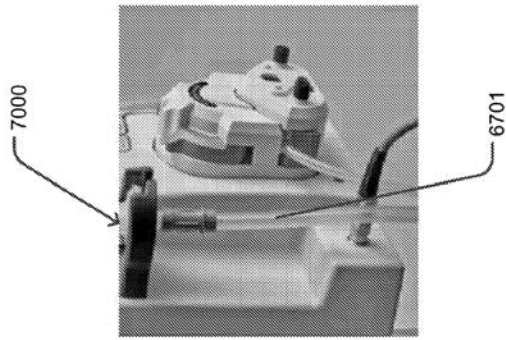


Figure 61

【図 6 2】

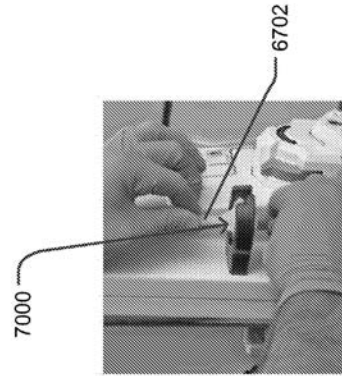


Figure 62

【図 6 3 A】

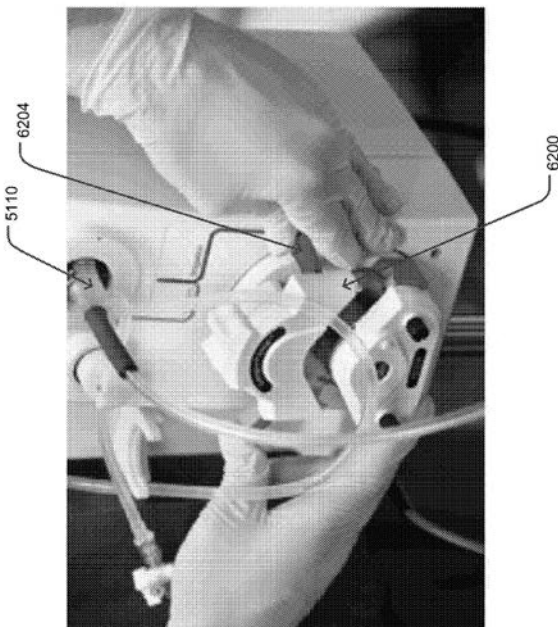


Figure 63A

【図 6 3 B】

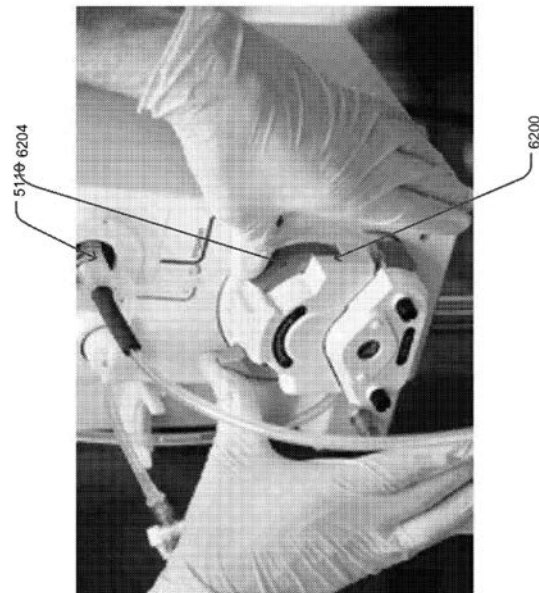


Figure 63B

【図 64】

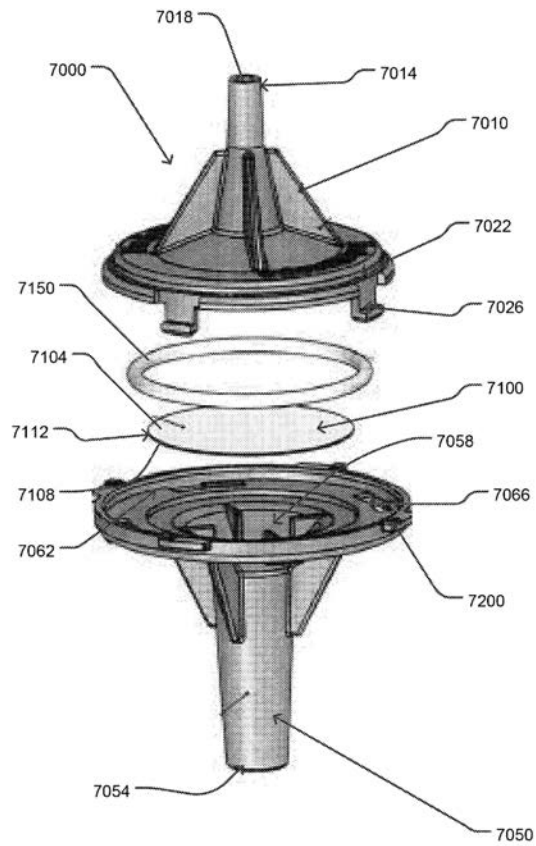


Figure 64

【図 65】

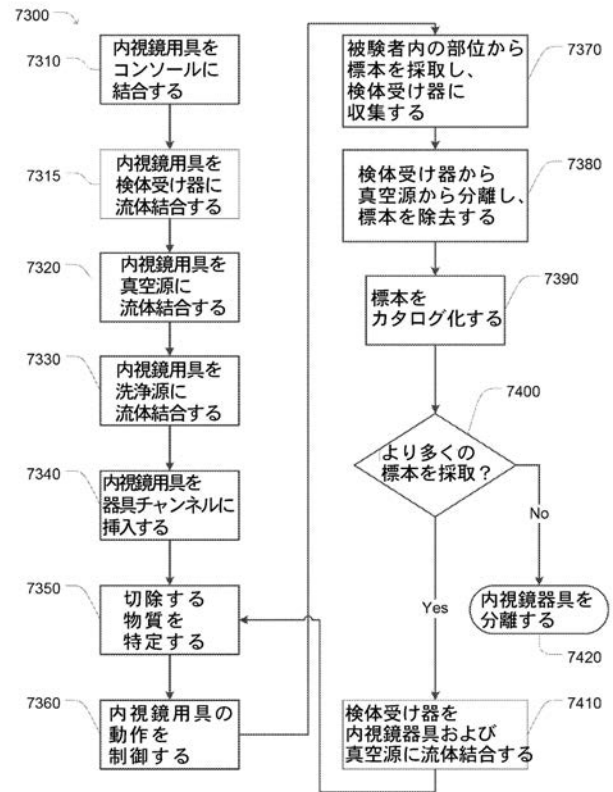


Figure 65

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2017/022536

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/31 A61B1/12 A61B1/015 A61M1/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B A61M

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 031 371 A1 (NALGE NUNC INTERNATIONAL CORP [US]) 30 August 2000 (2000-08-30)	1-6,8,9, 12-16, 18,19
Y	abstract claims 1-29; figures 1-5 paragraph [0001] - paragraph [0030]	7,10,17, 20
X	US 2008/290040 A1 (KANE JEFFREY F [US] ET AL) 27 November 2008 (2008-11-27)	1
Y	abstract paragraph [0030] - paragraph [0035]	7,10,17, 20
A	claims 1-27; figures 1-5	2-6,8,9, 12-16, 18,19
A	US 2001/013487 A1 (KAENDLER HOLM [DE]) 16 August 2001 (2001-08-16) the whole document	1-20

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

9 June 2017

Date of mailing of the international search report

10/08/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Tommaso, Giovanni

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2017/022536**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 40
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-20

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US2017/ 022536

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 40

1.1 The present application is not in compliance with the requirements of Article 33(1) PCT because the subject-matter of the claim 40 falls under prohibition of Article 17(a)(i) PCT and Rule 39.1(iv) PCT since it describes a surgical method practised on a human body. 1.2 In fact, method claim 40 discloses a method of operating an endoscopic tool comprising the step of resecting material by rotating the endoscopic tool. In the light of the description of the present application it is implicitly clear that the endoscopic tool has to be inserted into a body cavity so that body tissue can be resected. Consequently, with regard to Article 17(a)(i) PCT and Rule 39.1(iv) PCT, such surgical method can not be considered as representing an industrial applicable invention.

International Application No. PCT/ US2017/ 022536

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-20

specimen receiver device and method for obtaining material
in said specimen receiver device

2. claims: 21-39

surgical console and method for operating said surgical
console

3. claims: 51-60

method of operating an endoscopic tool

4. claims: 41-50

connector assembly for an endoscopic tool

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2017/022536

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1031371	A1	30-08-2000	AU 760753 B2	22-05-2003
			CA 2298891 A1	22-08-2000
			DE 60019478 D1	25-05-2005
			DE 60019478 T2	23-02-2006
			EP 1031371 A1	30-08-2000
			JP 2000237553 A	05-09-2000
			US 6458278 B1	01-10-2002
			US 2003010708 A1	16-01-2003

US 2008290040	A1	27-11-2008	EP 2170483 A1	07-04-2010
			JP 2010537797 A	09-12-2010
			US 2008290040 A1	27-11-2008
			WO 2008144083 A1	27-11-2008

US 2001013487	A1	16-08-2001	JP 2001239110 A	04-09-2001
			US 2001013487 A1	16-08-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

- (72)発明者 ファーロンゲ, コスメ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 1 6 0 2 ウースター エッジウッド ストリート 4
- (72)発明者 マルコー, マイケル ダブリュー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 1 3 0 ジャマイカ プレイン ウィリアムズ ストリート 1 6 0 # 3
- (72)発明者 ウィズダム, リチャード スティーブン
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 1 3 6 ハイド パーク ホープウェル ロード 1 2
- (72)発明者 レブ, ウィリアム アール.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 1 5 4 5 シュルーズベリー オールド セーラム サークル 2
- (72)発明者 コスタ, イーバン
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 4 5 3 ウォルサム アダムス ストリート 6 1
- (72)発明者 エバンス, スティーブン シー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 1 8 8 6 ウェストフォード シャーウッド ドライブ 6

Fターム(参考) 4C161 AA04 GG15 HH05 HH21 JJ06

【要約の続き】

【選択図】図 6 4

专利名称(译)	手术控制台，标本接收器和用于组织移除的可插入内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2019513435A	公开(公告)日	2019-05-30
申请号	JP2018548686	申请日	2017-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	Interscope公司油墨 因特斯高普公司		
申请(专利权)人(译)	Interscope公司，油墨.		
[标]发明人	ファーロングコスメ マルコーマイケルダブリュー ウィズダムリチャードスティーブン		
发明人	ファーロング, コスメ マルコー, マイケル ダブリュー. ウィズダム, リチャード スティーブン レブ, ウィリアム アール. コスタ, イーバン エバンス, スティーブン シー.		
IPC分类号	A61B10/04 A61B1/018 A61B10/02		
CPC分类号	A61B1/31 A61B1/015 A61B1/12 A61M1/0023		
FI分类号	A61B10/04 A61B1/018.511 A61B10/02.110.K A61B10/02.110.J		
F-TERM分类号	4C161/AA04 4C161/GG15 4C161/HH05 4C161/HH21 4C161/JJ06		
优先权	62/308829 2016-03-15 US		
其他公开文献	JP2019513435A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

手术控制台包括驱动组件，真空接口，流体输送装置，用户接口和控制电路。驱动组件构造成联接至内窥镜器械并由电动机旋转。真空接口被配置为向内窥镜工具施加真空。流体运动装置构造成使流体流过内窥镜器械。用户界面提供用于旋转内窥镜仪器和/或在向内窥镜仪器施加真空的同时使流体流过内窥镜仪器的指令中的至少一个。它被配置为接收指示的用户输入。控制电路基于指令控制驱动组件，真空接口或流体传输装置中的至少一个，并且真空接口响应于指示用于旋转内窥镜工具的指令的用户输入。构造成在将其应用于内窥镜工具期间使内窥镜器械与驱动组件一起旋转。[选择图]图64

