

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6317405号
(P6317405)

(45) 発行日 平成30年4月25日 (2018. 4. 25)

(24) 登録日 平成30年4月6日 (2018. 4. 6)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 17/04 (2006. 01)	A 6 1 B 17/04
A 6 1 B 17/062 (2006. 01)	A 6 1 B 17/062

請求項の数 10 外国語出願 (全 48 頁)

(21) 出願番号	特願2016-176727 (P2016-176727)	(73) 特許権者	510009511
(22) 出願日	平成28年9月9日 (2016. 9. 9)		アポロ エンドサージェリー, インコーポ
(62) 分割の表示	特願2014-510391 (P2014-510391)		レイティド
原出願日	平成24年5月7日 (2012. 5. 7)		アメリカ合衆国, テキサス 78746,
(65) 公開番号	特開2017-18627 (P2017-18627A)		オースティン, サウス キャピタル オブ
(43) 公開日	平成29年1月26日 (2017. 1. 26)		テキサス ハイウェイ 1120, スイ
審査請求日	平成28年10月3日 (2016. 10. 3)		ート 300, ビルディング 1
(31) 優先権主張番号	61/483, 679	(74) 代理人	100099759
(32) 優先日	平成23年5月8日 (2011. 5. 8)		弁理士 青木 篤
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100102819
(31) 優先権主張番号	61/495, 970		弁理士 島田 哲郎
(32) 優先日	平成23年6月11日 (2011. 6. 11)	(74) 代理人	100123582
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 三橋 真二
		(74) 代理人	100141081
			弁理士 三橋 庸良

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡縫合システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可動針保持アームを有する縫合装置と連携して使用される針・縫合糸アセンブリであって、

a) 針であって、

鋭利端部を持つ針先端部と、

前記針先端部に近接する第1端部と前記針先端部の反対側の第2端部とを有する針本体と、

を含む針と、

b) 前記針本体の中へ延びて、前記針本体の中に固定される縫合糸と、

を備え、

前記針・縫合糸アセンブリは、

前記針先端部が、前記鋭利端部に近接する円周捕捉溝を有し、

前記針本体の前記第2端部が保持構造体を備え、前記針本体を前記針保持アームにおいて着脱可能に保持できるように前記保持構造体の中へ前記針保持アームが受け入れられ、

前記縫合糸が、第1端部及び第2端部を含み、前記第1端部が前記針本体内に完全に収容され、かつ前記第2端部が前記針本体の外部に在り、

前記針本体が円筒形管状体であり、縫合糸孔及び縫合糸保持タブを形成し、前記縫合糸が前記縫合糸孔を通過して延び、前記縫合糸保持タブが前記管状体の内部へ向かって塑性変形して、前記縫合糸の前記第1端部を前記針本体内に固定する、

10

20

ことを特徴とする、
針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 2】

前記針先端部の前記鋭利端部が、少なくとも 1 つの円錐形先細体によって形成されることを特徴とする、請求項 1 に記載の針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 3】

前記保持構造体が、前記管状体においてカットされかつ前記管状体の内部へ向かって塑性変形した少なくとも 1 つのタブによって形成されることを特徴とする、請求項 1 に記載の針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 4】

前記針先端部がタブ溝を含み、前記針本体が、前記管状体の中に形成されかつ前記管状体の内部へ向かって塑性変形して前記タブ溝に係合して前記針本体の前記第 1 端部において前記針先端部を固定する少なくとも 1 つの先端部タブを含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 5】

可動針保持アームを有する縫合装置と連携して使用される針・縫合糸アセンブリであって、

- a) 針アセンブリであって、
鋭利端部を含む針先端部と、
第 1 端部及び第 2 端部を有する針本体と、
を含む、

針アセンブリと、

- b) 縫合糸と、

を備え、

前記針・縫合糸アセンブリは、

前記針先端部が、捕捉溝と、タブ溝と、前記捕捉溝と前記タブ溝との間に位置付けられたプラグ部と、を含み、

前記針本体が、前記第 1 端部に近接して設置された先端部タブと、前記針保持アームに対して前記針本体を着脱可能に保持するための前記第 2 端部に近接する保持器と、前記先端部タブと前記保持器との間に配置された縫合糸開口部と、を有し、

前記針先端部が、前記プラグ部が前記針本体の前記第 1 端部に着座しかつ前記先端部タブが前記タブ溝に長手方向に整列するように、前記針本体の前記第 1 端部に対して配置され、かつ

前記針先端部が、前記タブ溝の中へ向かう前記先端部タブの塑性変形によって前記針本体に対して固定され、

前記縫合糸が、前記針本体の前記縫合糸開口部の中へ延びてその中に固定される、

ことを特徴とする

針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 6】

前記針本体が管状部材であることを特徴とする、請求項 5 に記載の針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 7】

前記管状部材が円周壁をふくみ、かつ

前記先端部タブ及び前記保持器が前記管状体の前記円周壁に形成される、ことを特徴とする、

請求項 6 に記載の針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 8】

前記針本体が縫合糸孔及び縫合糸保持タブを形成し、前記縫合糸が前記縫合糸孔を通過して延び、前記縫合糸保持タブが前記管状体の内部へ向かって塑性変形して、前記縫合糸を前記針本体内に固定することを特徴とする、請求項 6 に記載の針・縫合糸アセンブリ。

【請求項 9】

哺乳類の体内で使用される内視鏡縫合システムであって、

a) 近位端と遠位端と前記近位端から前記遠位端まで内視鏡手術器具を通過させるための内部器具チャンネルとを有する内視鏡と、

b) 内視鏡縫合装置であって、

i) 前記内視鏡の前記遠位端において取付け可能なエンドエフェクタアセンブリであって、前記エンドエフェクタアセンブリが、

前記内視鏡の前記遠位端に対して連結可能なベースと、

前記ベースに対して回転可能な針保持アームであって、前記針保持アームが1つの軸を形成する直線的な針連結先端部を有する、針保持アームと、

前記ベース及び前記針保持アームに連結されたリンク機構と、

を含む、エンドエフェクタアセンブリと、

i i) 前記内視鏡を介して又はこれに近接させて前記哺乳類の体内に挿入できる遠位端部を有する可撓性伝達部材であって、前記可撓性伝達部材の前記遠位端部が前記リンク機構に連結され、前記可撓性伝達部材が前記哺乳類の体外からの操作によって作動され、前記可撓性伝達部材が作動されると、前記リンク機構が前記針保持アームを回転させる、可撓性伝達部材と、

を含む内視鏡縫合装置と、

c) 請求項 1 に記載の針・縫合糸アセンブリと、

d) 針捕捉システムと、

を備え、

前記内視鏡縫合システムは、

前記針が、直線的であり、前記針の第2端部が、前記針に対して前記針保持アームを同軸的に受け入れ保持する保持構造体を備え、前記針保持アームが、前記針保持アームの前記針連結先端部から離れる方向のかつ前記針連結先端部の前記軸と同軸の長手方向の第1力を加えることによって、前記保持構造体内での保持から外され、

前記針捕捉システムが、前記内視鏡の前記器具チャンネルを介して延びる可撓性シャフトと、前記シャフトの遠位端に設置された捕捉装置と、前記シャフトの近位端に設置され前記哺乳類の体外から操作可能なハンドルと、を有し、前記ハンドルの操作によって前記捕捉装置が係合解除形態と係合形態との間で移動し、

前記係合解除形態において、前記捕捉装置が前記針の前記第1端部を受け入れる用意がありかつ前記捕捉装置が少なくとも前記長手方向の第1力と同じ大きさの長手方向の力を前記針に加えず、

前記係合形態において、前記針保持アームを前記捕捉装置から離れる方向に回転させたとき前記捕捉装置内に前記針を保持する力が少なくとも前記長手方向の第1力と同じ大きさであるように、前記捕捉装置が前記針の前記捕捉溝と係合して、前記針が前記捕捉装置内に保持される、

ことを特徴とする、内視鏡縫合システム。

【請求項 10】

前記針保持アームが、溝を形成する低減直径部と前記保持構造体内に受け入れられる先端部とを有することを特徴とする、請求項 9 に記載の内視鏡縫合システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡その他の操作可能なガイド部材と共に自然孔から体内に挿入することができる手術装置に関する。本発明は、人間であるか否か及びその生死を問わずに哺乳動物の組織の縫合を行うために使用することができるが、これらに限定されるものではない。

【背景技術】

【0002】

米国特許第7, 344, 545号(オリンパス株式会社)は、外科手術を行うための多くの実施形態を有する内視鏡縫合システムを開示している。この縫合システムは概して、第1及び第2のアームを有するアセンブリを含み、該第1及び第2のアームは、プッシュロッドにより作動可能であり、互いに回動接近しながら一方のアームが組織を捕捉し他方のアームが該組織に湾曲針を貫通させる。該システムはまた、湾曲針アームとの厳密な位置合わせを要する針回収部材を含む。このシステムは、厚い組織を捕捉する能力を備えるが、組織捕捉アームと針回収部材の配置とによりシステムがかさばり、内視鏡手術における使用を困難にしている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0003】

本発明は、開閉角度を大きくすることで針の大きな組織穿刺力を生み出す一方で送出しに適した小型形状を可能にする構造を有し、体内での組織の隣接縫合(tissue approximation)や縫合等の外科手術を行う内視鏡手術装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の形態によれば、体外で操作しながら体内に手術を施すために使用される内視鏡手術装置が提供される。該手術装置は、体外での操作に用いる近位ハンドルアセンブリに連結される可撓性部材と、内視鏡の遠位端に係合するように構成される遠位キャップアセンブリとを有する。可撓性部材は、リンク機構に接続されており、キャップアセンブリに連結された針保持アームと針とを有する針アセンブリを組織を穿刺する方向及び組織から抜去する方向に移動させるように作動される。

20

【0005】

本発明の別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡手術システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは、少なくとも一つの固着された取付ブラケットを有する。可撓性構造を有する伝達部材は、体内に挿入される遠位端部を有し、ハンドルアセンブリに連結される近位部によって体外から操作することができる。プッシュロッドは、伝達部材の遠位端部に連結される。針保持アームを有する接続部材は、プッシュロッドに連結されると共に取付ブラケットに枢結される。取り外し可能な針は、針保持アームに接続され組織を穿刺するように構成される。プッシュロッドが伝達部材によって作動されると、接続部材は針保持アームを組織を穿刺する方向又は組織から抜去する方向に移動させる。細長い針捕捉装置は、内視鏡の器具チャンネル内に配置されており、針を受容し捕捉するように構成される遠位端とハンドルアセンブリに連結される近位端とを有する。

30

【0006】

本発明の別の形態によれば、針先端部材と針基部部材とを有する取り外し可能な針アセンブリが提供される。針先端部材は、組織を穿刺するように構成される鋭利端と、針基部部材を受容する中空端とを有する。針先端部材は更に孔を含み、該孔は、中空端に隣接した壁を貫通する長手方向スロットの形状をとってもよく、該スロットより縫合糸を延在させるように構成される。針基部部材は、針先端部の中空端に係合するように構成される第1の端と、針保持アームに着脱可能に係合するように構成される第2の端とを有する。針基部部材は更に、針保持アームとの連結時に針基部が針保持アームに挿入される深さを制限する止め部材を含む。一定長さの縫合糸材を針アセンブリに固定し、針先端部材の中空端に隣接した孔を通過して同縫合糸材を延在させるように針先端部材と針基部部材の第1の端とが連結係合される。

40

【0007】

本発明のまた別の形態によれば、第1及び第2の端を有する針クリップアセンブリが提供され、該第1の端には組織を穿刺するための針先端部が配置され、該第2の端には組織止め部が配置される。針クリップアセンブリは、拘束された第1の形態と拘束されない第2の形態とを有し、第1の形態から第2の形態へと移行するように弾性的に付勢される。

50

拘束された第1の形態は、略直線状の細長部材の形状であってもよい。拘束されない第2の形態は、ループ状、螺旋状又は略閉ループ状の形状であってもよい。

【0008】

本発明の更に別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡手術システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは、二対の固着された取付ブラケットを有する。可撓性構造を有する伝達部材は、体内に挿入される遠位端部を有し、体外から操作することができる。プッシュロッドは、伝達部材の遠位端部に連結される。針保持アームを有する接続部材は、プッシュロッドに連結され、外側の一对の取付ブラケットに枢結される。二つの端を有するリンク部材は、その一端において内側の一对の取付ブラケットに枢結され、他端において針保持アームに枢結される。取り外し可能な針は、針保持アームに接続され組織を穿刺するように構成される。プッシュロッドが伝達部材によって作動されると、接続部材は針保持アームを組織を穿刺する方向又は組織から抜去する方向に移動させる。細長い針捕捉装置は、内視鏡の器具チャンネル内に配置されており、近位ハンドルと、針を受容し捕捉するように構成される遠位端とを有する。

10

【0009】

本発明の更に別の形態によれば、伝達部材の動きを操作して針アームの開閉を行うと共に、針捕捉装置を操作して針の捕捉及び解放を行うように構成される複合ハンドルアセンブリが提供される。該ハンドルアセンブリは、内視鏡の器具チャンネルに係合するように構成された内視鏡チャンネル連結部に連結されるハンドル主要本体を含む。細長い針捕捉装置は、ハンドル主要本体に着脱可能に連結される近位ハウジングと、内視鏡チャンネル連結部を介して器具チャンネルの一端内に配置される遠位端とを含む。作動可能なトリガーレバーは、ハンドル主要本体に連結され、伝達部材を軸方向に前進又は後退させるように伝達部材を操作する。

20

【0010】

本発明の別の形態によれば、組織捕捉部材を更に含む内視鏡手術システムが提供される。組織捕捉部材は、近位端と遠位端とを有する細長部材の形状をとり、内視鏡のチャンネル内に配置される。組織捕捉部材の遠位端は、螺旋体又は先細の螺旋体の形状を有してもよく、所望部位において組織に近接したとき螺旋体を回転させることにより螺旋体を組織に実質的に係合させて組織を引き寄せることができる。

30

【0011】

本発明のまた別の形態によれば、組織捕捉部材を更に含む内視鏡手術システムが提供される。組織捕捉部材は、近位端と遠位端とを有する細長部材の形状をとり、内視鏡のチャンネル内に配置される。組織捕捉部材の遠位端は、一对の顎部の形状であってもよく、所望部位において組織に近接したとき顎部を操作することにより顎部を組織に実質的に係合させて組織を引き寄せることができる。

【0012】

本発明の別の形態によれば、体外で操作しながら体内に手術を施すために使用される内視鏡手術装置が提供される。該手術装置は、体外での操作に用いる近位ハンドルアセンブリに連結される可撓性部材と、内視鏡の遠位端に係合される遠位キャップアセンブリとを備える。キャップアセンブリは細長いチャンネルロック部材を含み、該チャンネルロック部材は、キャップアセンブリに固着された一端を有し、内視鏡のチャンネルを通して延在し内視鏡チャンネルの近位端に着脱可能に固定される。チャンネルロック部材は、小径の可撓性ワイヤアセンブリ又はワイヤ編組アセンブリの形状を有してもよい。

40

【0013】

本発明の更に別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡縫合システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは取付位置を定める。可撓性構造を有する伝達部材は、体内に挿入される遠位端部を有し、体外から操作することができる。プッシュ部材は、伝達部材の遠位端部に任意に連結される。ギア部を有するリンク部材は、プッシュ部材又は伝達部材に連結され更

50

に第1の取付位置に枢結される。ギア部と一端に針保持アームとを有する接続部材は、リンク部材と接続部材のギア部同士が噛み合うように第2の取付位置に枢結される。

【0014】

本発明の別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡縫合システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは細長い針保護部を含む。針保護部は概ねキャップ基部から内視鏡端部へと遠位方向に延びる。好適には、針保護部は内視鏡の軸線と平行して遠位方向に延在する。針保護部は、針先端部が開放位置にあり組織が縫合のために位置決めされている間、組織が誤って針先端部に接触するのを防ぐように構成される。

【0015】

本発明の別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡縫合システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは細長いチャンネル保護部を含む。チャンネル保護部は、概ねキャップ基部から内視鏡端部へと遠位方向に延び、針捕捉装置によって使用される内視鏡チャンネルと同軸である。チャンネル保護部は、組織を内視鏡チャンネルの端部から十分に離間させて位置付けることにより可視化を向上させると共に縫合手術中に組織を支える面を提供することにより縫合作業を支援するように構成される。好適には、チャンネル保護部の遠位端を傾斜させて面を設け、針先端部が針縫合経路に沿って該面と交わるとき針先端部に対して該面が略垂直となるようにする。好適には、チャンネル保護部のキャップからの最小長さは、内視鏡からの視野に関連して、組織が縫合に適した位置に配置された状態において十分な組織を可視化し得るように構成される。

【0016】

本発明の別の形態によれば、体外で操作しながら体内に手術を施すために使用される内視鏡手術装置が提供される。該手術装置は、体外での操作に用いる近位ハンドルアセンブリに連結される可撓性部材と、内視鏡の遠位端に係合される遠位キャップアセンブリとを有する。キャップアセンブリは細長いチャンネルロック部材を含み、該チャンネルロック部材は、キャップアセンブリに固着された一端を有し、内視鏡のチャンネルを通して延在し引張アセンブリによって内視鏡チャンネルの近位端に着脱可能に固定される。チャンネルロック部材は、小径の可撓性ワイヤアセンブリ又はワイヤ編組アセンブリの形状を有してもよい。好適には、チャンネルロック部材は、各端にしっかりと固定された保持部材を含む。引張アセンブリは、内視鏡に設けられたバヨネット爪部に係合するように構成されたバヨネットロック継手と、ハウジング部材と、タブ部材を備える回転ホイール部材と、テンショナ部材とを含む。チャンネルロック部材の近位端は、ホイールが回転するとチャンネルロック部材に既定の張力が加えられるように回転ホイールのタブ部材に固定される。引張アセンブリのハウジング部材は、好適にはばねから形成されるテンショナ部材と共同して内視鏡の通常屈曲動作中の圧縮に抵抗することによりチャンネルロック部材にかかる張力を保つ。

【0017】

本発明の内視鏡手術システムの別の形態によれば、シンチ (cinch) 送出装置とシンチ装置とを含むシンチシステムが提供される。シンチ送出装置は、ハンドルアセンブリに連結される近位端と、遠位端とを有する細長い円筒部材の形状を有する。シンチ送出装置の遠位端はシンチ装置に着脱可能に連結される。シンチ装置は、組織内に配置された縫合糸を捕捉するための縫合糸捕捉フックをその遠位端に内蔵するハウジングを有する。シンチプラグは、シンチハウジング内に配置され、縫合糸を定位置に固定するためにハンドルアセンブリの操作により第1の縫合糸非保持位置から第2の縫合糸保持位置まで移動することができる。縫合糸がシンチプラグによってシンチハウジング内に固定されたら、ハンドルアセンブリを操作してシンチ装置をシンチ送出ツールから分離してもよい。

【0018】

本発明のまた別の形態によれば、内視鏡縫合システムを用いた縫合方法が提供される。この方法は：

(1) ガイドチューブ及び／又は内視鏡を、内視鏡及び／又はガイドチューブに連結され

10

20

30

40

50

た縫合装置と共に体内に挿入する段階と、

- (2) 取り外し可能な針を有する縫合装置の針アームを開く段階と、
- (3) 所望の縫合部位において針を組織に押し当てる段階と、
- (4) 縫合装置の針アームを閉じる段階と、
- (5) 組織を針で穿刺する段階と、
- (6) 針捕捉装置を用いて針を回収する段階と、
- (7) 針を組織から抜去する段階と、
- (8) 針アームを開いて同針アームを組織から抜去する段階と、
- (9) 針アームを閉じる段階と、
- (10) 縫合装置を体内から取り出す段階と

10

を含む。

【0019】

本発明の更に別の形態によれば、組織捕捉器を含む内視鏡縫合システムを用いた縫合方法が提供される。この方法は、

- (1) ガイドチューブを体内に挿入する段階と、
- (2) 内視鏡に連結された縫合装置をガイドチューブ内及び体内に挿入する段階と、
- (3) 取り外し可能な針を有する縫合装置の針アームを開く段階と、
- (4) 組織捕捉器を用いて所望の縫合部位に隣接する組織に係合する段階と、
- (5) 所望の縫合部位において針を組織に押し当てる段階と、
- (6) 縫合装置の針アームを閉じる段階と、
- (7) 組織を針で穿刺する段階と、
- (8) 針捕捉装置を用いて針を回収する段階と、
- (9) 針を組織から抜去する段階と、
- (10) 針アームを開いて同針アームを組織から抜去する段階と、
- (11) 組織を組織捕捉器から解放する段階と、
- (12) 針アームを閉じる段階と、
- (13) 縫合装置を体内から取り出す段階と

20

を含む。

【0020】

本発明の別の形態によれば、内視鏡縫合システムを用いてランニングステッチを行う縫合方法が提供される。この方法は、

- (1) ガイドチューブを体内に挿入する段階と、
- (2) 内視鏡に連結された縫合装置をガイドチューブ内に挿入し更に同縫合装置を体内に挿入する段階と、
- (3) 取り外し可能な針を有する縫合装置の針アームを開く段階と、
- (4) 所望の縫合部位において針を組織に押し当てる段階と、
- (5) 縫合装置の針アームを閉じる段階と、
- (6) 組織を針で穿刺する段階と、
- (7) 針捕捉装置を用いて針を回収する段階と、
- (8) 針を組織から抜去する段階と、
- (9) 針アームを開いて同針アームを組織から抜去する段階と、
- (10) 針アームを閉じる段階と、
- (11) 針捕捉装置を用いて内視鏡下で針を針アーム内に挿入する段階と、
- (12) 必要に応じて(3)乃至(11)の段階を遂行する段階と

40

を含む。

【0021】

本発明のまた更に別の形態によれば、予め付勢された弾性の針クリップと、組織捕捉器とを含む内視鏡縫合システムを用いて組織を固定する方法が提供される。この方法は、

- (1) ガイドチューブを体内に挿入する段階と、
- (2) 内視鏡に連結された縫合装置をガイドチューブ内に挿入し更に同縫合装置を体内に

50

挿入する段階と、

- (3) 取り外し可能な針クリップを有する縫合装置の針保持アームを開く段階と、
- (4) 組織捕捉器を用いて所望の縫合部位に隣接する組織に係合する段階と、
- (5) 所望の縫合部位において針クリップを組織に押し当てる段階と、
- (6) 縫合装置の針保持アームを閉じる段階と、
- (7) 組織を針クリップで穿刺する段階と、
- (8) 針捕捉装置を用いて針クリップ先端部を捕捉する段階と、
- (9) 針保持アームを開いて同針保持アームを組織から抜去する段階と、
- (10) 針クリップを針捕捉装置から解放する段階と、
- (11) 組織を組織捕捉器から解放する段階と、
- (12) 針保持アームを閉じる段階と、
- (13) 縫合装置を体内から取り出す段階と

を含む。

【0022】

本発明の利点は、以下の記載中に説明されており、一部分はその記載により明らかになるであろう。あるいは本発明を実施することにより理解され得る。本発明の利点は、特に以下に指摘する手段及び組み合わせにより実現及び獲得され得る。

【0023】

本明細書に組み込まれて明細書の一部を構成する添付図面は、本発明の実施形態を例示し、上記の包括的な説明及び下記の実施形態の詳細な説明と共に本発明の原理を説明する役目を果たす。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の第1実施形態による内視鏡縫合システムを内視鏡システムと共に示す説明図である。

【図2】図1に示す内視鏡及び内視鏡縫合システムの近位部の拡大図である。

【図3】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図4】縫合装置の作動アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図5】縫合装置の作動アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の別の拡大斜視図である。

【図6】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。

【図7】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの説明図である。

【図8】図7の針アセンブリの分解図である。

【図9】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの説明図である。

【図10】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムと共に使用される内視鏡クリップの図である。

【図11】図10の優先的に付勢された弾性内視鏡クリップの非拘束状態における図である。

【図12】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合システムと共に使用される内視鏡クリップの図である。

【図13】図12の優先的に付勢された弾性内視鏡クリップの非拘束状態における図である。

【図13A】図13の優先的に付勢された弾性内視鏡クリップの変更例を非拘束状態において示す図であり、本例は鋭利な先端部を越えて延びるコイルを有する。

【図14】螺旋状組織捕捉器の図である。

10

20

30

40

50

- 【図 1 5】螺旋状組織捕捉器の遠位端の拡大図である。
- 【図 1 6】シンチ装置及びシンチ送出装置の上面図である。
- 【図 1 7】シンチ装置及びシンチ送出装置の側面図である。
- 【図 1 8】シンチ及びシンチ送出装置の遠位端の拡大分解図である。
- 【図 1 9】シンチ装置の開放形態における拡大図である。
- 【図 2 0】シンチ装置の閉鎖形態における拡大図である。
- 【図 2 1】内視鏡ガイドチューブの断面図である。
- 【図 2 2】内視鏡ガイドチューブの内腔内に配置される内視鏡縫合システムの部分断面図である。
- 【図 2 3】内視鏡ガイドチューブの遠位端から延出する内視鏡縫合システムの部分断面図である。 10
- 【図 2 4】図 2 4 乃至図 3 4 は、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図 2 4 は、内視鏡縫合装置が所望手術部位において創傷に近接して位置付けられる段階を示す。
- 【図 2 5】組織捕捉器が所望手術部位において創傷に近接して延出される段階を示す。
- 【図 2 6】組織を内視鏡に近付けるために、組織捕捉器を組織に係合させて僅かに後退させる段階を示す。
- 【図 2 7】図 2 6 とは別に、組織を内視鏡に接触させるために、組織捕捉器を組織に係合させて大きく後退させる段階を示す。
- 【図 2 8】針が組織を穿刺する段階を示す。 20
- 【図 2 9】針保持アームを組織から引き抜いて縫合糸を組織内に配置する段階を示す。
- 【図 3 0】組織捕捉器を組織から離脱させる段階を示す。
- 【図 3 1】針を針保持アーム内に再び装填する段階を示す。
- 【図 3 2】シンチ装置が縫合糸を捕捉する段階を示す。
- 【図 3 3】シンチ装置を用いて縫合糸を締め付けることにより創傷を閉鎖する段階を示す。
- 【図 3 4】シンチ送出装置から解放されたシンチ装置を示す。
- 【図 3 5】図 3 5 乃至図 3 8 は、本発明の別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図 3 5 は、内視鏡縫合装置が所望手術部位において針を送り出し組織を貫通させた段階を示す。 30
- 【図 3 6】シンチ装置が縫合糸を捕捉する段階を示す。
- 【図 3 7】シンチ装置を用いて縫合糸を締め付けることにより創傷を閉鎖する段階を示す。
- 【図 3 8】シンチ送出装置から解放されたシンチ装置を示す。
- 【図 3 9】図 3 9 乃至図 4 2 は、本発明の更に別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図 3 9 は、針クリップを有する内視鏡縫合装置が所望手術部位に位置付けられる段階を示す。
- 【図 4 0】針クリップが組織を穿刺する段階を示す。
- 【図 4 1】針保持アームを組織から引き抜いて針クリップを組織内に配置する段階を示す。 40
- 【図 4 2】組織捕捉器を組織から離脱させ針クリップにより創傷を閉鎖する段階を示す。
- 【図 4 3】本発明の別の実施形態によるチャンネルロック部材を備えた内視鏡縫合システムの説明図である。
- 【図 4 4】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。
- 【図 4 5】縫合装置の作動アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。
- 【図 4 6】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大分解斜視図である。
- 【図 4 7】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡 50

縫合システムのキャップアセンブリの別の拡大斜視図である。

【図４８】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリのまた別の拡大斜視図である。

【図４９】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの更に別の拡大斜視図である。

【図５０】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリのまた更に別の拡大斜視図である。

【図５１】本発明の実施形態によるチャネルロックテンショナアセンブリの第１の形態における拡大斜視図である。

【図５２】本発明の実施形態によるチャネルロックテンショナアセンブリの第２の形態における拡大斜視図である。

【図５３】本発明の実施形態による針アセンブリの説明図である。

【図５４Ａ】本発明の実施形態による針アセンブリの構成要素の組立手順を示す。

【図５４Ｂ】本発明の実施形態による針アセンブリの構成要素の組立手順を示す。

【図５４Ｃ】本発明の実施形態による針アセンブリの構成要素の組立手順を示す。

【図５５】本発明の実施形態による針捕捉装置の説明図である。

【図５６Ａ】通常の開鎖形態における針捕捉アセンブリを示す、針捕捉装置の遠位端の部分拡大断面図である。

【図５６Ｂ】開放形態における針捕捉アセンブリを示す、針捕捉装置の遠位端の部分拡大断面図である。

【図５７】本発明の実施形態による針アセンブリと連結係合する針捕捉アセンブリの部分拡大断面図である。

【図５８】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのハンドルアセンブリの斜視図である。

【図５９Ａ】図５８のハンドルアセンブリの閉位置における断面図であり、該ハンドルアセンブリ内の所定位置に捕捉アセンブリのハンドルアセンブリがロックされている。

【図５９Ｂ】図５９Ａの構成の斜視図である。

【図５９Ｃ】図５８のハンドルアセンブリの開位置における斜視図であり、該ハンドルアセンブリ内の所定位置に捕捉アセンブリのハンドルアセンブリがロックされている。

【図６０Ａ】取り外し可能な針シールドタブを含む成形された縫合糸ディスペンサの斜視図である。

【図６０Ｂ】針シールドタブが取り外され針保持部材へのアクセスが可能になった状態における縫合糸ディスペンサの斜視図である。

【図６０Ｃ】成形された縫合糸ディスペンサの構成要素を示す分解斜視図である。

【図６１Ａ】針保持部材の拡大斜視図である。

【図６１Ｂ】取り外し可能な針アセンブリを固定する針保持部材の部分拡大断面図である。

。

【図６２Ａ】縫合糸ディスペンサと係合する針捕捉装置を示す斜視図である。

【図６２Ｂ】縫合糸ディスペンサの針保持部材内に配置された取り外し可能な針アセンブリと連結係合する針捕捉アセンブリの部分拡大断面図である。

【図６３】図６３乃至図６９は、本発明の別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図６３は、内視鏡縫合装置が所望手術部位において創傷に近接して位置付けられる段階を示す。

【図６４】組織捕捉器が所望手術部位において創傷に近接して延出される段階を示す。

【図６５】組織を内視鏡に近付けるために、組織捕捉器を組織に係合させて僅かに後退させる段階を示す。

【図６６】図６５とは別に、組織を内視鏡に接触させるために、組織捕捉器を組織に係合させて大きく後退させる段階を示す。

【図６７】針が部分的に組織を穿刺する段階を示す。

【図６８】針が完全に組織を穿刺する段階を示す。

10

20

30

40

50

【図 6 9】針保持アームを組織から引き抜いて縫合糸を組織内に配置する段階を示す。

【図 7 0】本発明のさらに別の実施形態による内視鏡システムを持つ内視鏡縫合システムを示す説明図である。

【図 7 1】図 7 0 の内視鏡及び内視鏡縫合システムの近位部の拡大図である。

【図 7 2 A】縫合装置の針保持アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図 7 2 B】別の視角から見た、図 7 2 A の内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図 7 3 A】縫合装置の針保持アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

10

【図 7 3 B】別の視角から見た、図 7 3 B の内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図 7 4】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。

【図 7 5】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大分解斜視図である。

【図 7 5 A】図 7 5 のキャップアセンブリの一体的組織保護部及び取付け部の別の実施形態の斜視図である。

【図 7 6 A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの説明図である。

20

【図 7 6 B】図 7 6 A の針アセンブリの分解図である。

【図 7 7 A】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの部分断面図である。

【図 7 7 B】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの部分断面図である。

【図 7 8】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針保持アームと係合された針アセンブリの部分断面図である。

【図 7 9】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針捕捉装置の説明図である。

【図 8 0】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される図 7 9 の針捕捉装置の断面図である。

30

【図 8 1】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針捕捉装置の近位端の拡大部分断面図である。

【図 8 2】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針捕捉装置の遠位端の拡大部分断面図である。

【図 8 3 A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリと係合された針捕捉装置の遠位端の拡大説明図である。

【図 8 3 B】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリと係合された針捕捉装置の遠位端の拡大部分断面図である。

【図 8 4】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリとの係合を解除した針捕捉装置の遠位端の拡大部分断面図である。

40

【図 8 5 A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用されるハンドルブラケットの拡大説明図である。

【図 8 5 B】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される別のハンドルブラケットの拡大説明図である。

【図 8 6】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用されるハンドルアセンブリの説明図である。

【図 8 7 A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される開放位置のハンドルアセンブリの説明内部図である。

【図 8 7 B】図 8 7 A のハンドルアセンブリの部分断面図である。

50

【図 8 8 A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される閉鎖位置のハンドルアセンブリの説明内部図である。

【図 8 8 B】図 8 8 A のハンドルアセンブリの部分断面図である。

【図 8 9】取外し可能カバーを含む成形縫合糸ディスペンサの斜視図である。

【図 9 0】成形縫合糸ディスペンサの構成要素を図解する分解斜視図である。

【図 9 1】縫合糸ディスペンサに係合する針捕捉装置を図解する斜視図である。

【図 9 2】図 9 2 乃至図 9 9 は本発明のさらに別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いる外科縫合の手順の諸段階を示し、図 9 2 は、内視鏡縫合装置を所望処置部位において創傷に近接して位置付ける段階を示す。

【図 9 3】組織捕捉器を所望処置部位において創傷に近接して延出する段階を示す。

【図 9 4】組織を内視鏡へ近付けるために、組織捕捉器を組織に係合させて僅かに後退させる段階を示す。

【図 9 5】組織を内視鏡と接触させるために、組織捕捉器を組織に係合させて大きく後退させる、別の段階を示す。

【図 9 6】針が部分的に組織を穿刺する段階を示す。

【図 9 7】針が完全に組織を穿刺する段階を示す。

【図 9 8】針保持アームを組織から部分的に引き抜く段階を示す。

【図 9 9】針保持アームを組織から引き抜いて、縫合糸を組織内に配置する段階を示す。

【図 1 0 0】別の実施形態による螺旋状組織捕捉器を示す。

【図 1 0 1 A】螺旋状組織捕捉器の分解図である。

【図 1 0 1 B】螺旋状組織捕捉器の分解図である。

【図 1 0 2 A】第 1 位置における螺旋状組織捕捉器の近位部の断面図である。

【図 1 0 2 B】第 1 位置における螺旋状組織捕捉器の遠位部の断面図である。

【図 1 0 3 A】第 2 位置における螺旋状組織捕捉器の近位部の断面図である。

【図 1 0 3 B】第 2 位置における螺旋状組織捕捉器の遠位部の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 2 5】

図 1 に示すように、内視鏡 1 2、映像表示ユニット 1 4、画像処理装置 1 6、光源 1 7 及び吸引装置 1 8 を備える内視鏡システム 1 0 は、本発明の一実施形態による内視鏡手術システムの一部としての内視鏡縫合装置 2 0 と共に使用される。図 2 及び図 3 は夫々、内視鏡 1 2 及び内視鏡縫合装置 2 0 の近位部及び遠位部を示す。内視鏡縫合装置 2 0 は、第 1 の器具チャンネル 2 4 において内視鏡 1 2 に着脱可能に連結される操作ハンドル 2 2 を有する。組織の引き寄せに使用される組織捕捉器 2 6 は、内視鏡 1 2 の第 2 の器具チャンネル 2 8 内に配置されて示されている。内視鏡縫合装置 2 0 は、細長い針捕捉装置 3 0 を含み、該針捕捉装置は、ハンドル 2 2 に着脱可能に連結され、内視鏡 1 2 の遠位端へと延びて器具チャンネル 2 4 内にスライド自在に配置される。内視鏡縫合装置 2 0 は、伝達アセンブリ 3 2 に近位側で連結されるハンドル 2 2 によって操作され、該伝達アセンブリは、挿入チューブ 3 4 の外面に沿って内視鏡 1 2 の遠位端 3 6 まで遠位方向に延在する。伝達アセンブリはその遠位端において、内視鏡 1 2 の遠位端 3 6 を覆うように配置されるキャップアセンブリ 3 8 に連結される。図 3 は、器具チャンネル 2 4 及び 2 8 から夫々延出する針捕捉装置 3 0 の遠位端 4 0 及び組織捕捉器 2 6 の遠位端螺旋状先端部 4 2 を示す。縫合糸 4 6 に接続された針アセンブリ 4 4 は、針捕捉装置の遠位端 4 0 に近接して位置付けられる。針アセンブリ 4 4 は、針保持アーム 4 8 内に着脱可能に挿入される。伝達アセンブリ 3 2 は、好ましくは可撓性コイルから形成されるアウターシース 5 0 と、アウターシースの内腔内に配置されてその遠位端から延出するプッシュロッド 5 2 とを備える。アウターシース 5 0 は、キャップアセンブリ 3 8 に固着される。プッシュロッド 5 2 は、軸ピン 5 6 を介して接続部材 5 4 に連結されるが、随意にプッシュ部材 5 2 a を介在させてロッド 5 2 と軸ピン 5 6 とを連結してもよい。接続部材 5 4 は更に、軸ピン 6 0 を介して一対の外側取付ブラケット 5 8 に接続される。取付ブラケット 5 8 は、キャップアセンブリ 3 8 に固着される。一対の内側取付ブラケット 6 2 は、キャップアセンブリ 3 8 に固着され、軸

10

20

30

40

50

ピン 6 6 を介してリンク部材 6 4 の一端に枢結される。リンク部材 6 4 の他端は、軸ピン 6 8 を介して針保持アーム 4 8 に接続される。針保持アーム 4 8 は、軸ピン 6 9 を介して接続部材 5 4 に連結される。

【0026】

図 3、図 4 及び図 5 に示すように、接続部材 5 4 及びリンク部材 6 4 を夫々外側取付ブラケット 5 8 及び内側取付ブラケット 6 2 に枢動自在に接続しているため、プッシュロッド 5 2 を軸方向に前進又は後退させると針保持アーム 4 8 の回動が許容される。図 4 においてキャップアセンブリ 3 8 は、プッシュロッド 5 2 を前進させた開放形態で示されている（プッシュロッド 5 2 を後退させた閉鎖形態においてキャップアセンブリを示す図 3 と比較せよ）。図 5 は、開放形態における内視鏡縫合装置 2 0 を、夫々一對の外側及び内側取付ブラケット 5 8 及び 6 2 がよく見えるように別の角度から示したものである。

10

【0027】

図 6 は、内視鏡から外したキャップアセンブリ 3 8 を示す。キャップアセンブリ 3 8 は、固着された挿入ガイド部 7 0 を含み、該挿入ガイド部は、可撓性のチャンネルロック部 7 2 に連結される。挿入ガイド部 7 0 は、キャップアセンブリ 3 8 から延びる筒状突出体であり、その末端が内視鏡器具チャンネルの内腔内に配置されるように構成される。細長い可撓性のチャンネルロック部 7 2 は、挿入ガイド部 7 0 から器具チャンネルを通して延在し器具チャンネルの近位端に固定される。チャンネルロック部 7 2 は、キャップアセンブリ 3 8 が内視鏡の遠位端から意図せず外れてしまうことを防ぐ。チャンネルロック部 7 2 は、主に金属やポリマーから形成される単一の又は複数本をより合わせた小径ワイヤ又はケーブルの形状であることが好ましい。加えて、チャンネルロック部 7 2 は小径であるため内視鏡の器具チャンネル内に配置されるべき他の器具のために空間が許容される。

20

【0028】

図 7 は、針本体部 7 4、針先端部 7 6 及び縫合糸 4 6 を有する針アセンブリ 4 4 を示す。縫合糸 4 6 は、ナイロン、ポリオレフィン、PLA、PGA、ステンレス鋼、ニチノール等といった外科用縫合糸に一般に使用可能な任意の材料から形成することができる。図 8 は、針アセンブリ 4 4 の二つの構成要素の詳細な分解図である。針先端部 7 6 は、鋭利な遠位端と、側壁を貫通する縫合糸スロット 7 8 を有する中空の近位端とを有する。針本体部 7 4 は、針保持アーム内に嵌合するように構成された丸みのある又は尖っていない先細の近位端 7 4 a を有し、該近位端 7 4 a は、近位端 7 4 a と針本体部 7 4 の残りの部分との間に肩部 7 9 を有する。針本体部 7 4 の遠位端 7 4 b は、縫合糸スロット 8 0 を有し、針先端部 7 6 と同心状に係合するように構成される。可撓性の縫合糸材は、針本体部 7 4 の遠位端に配置され一直線上に並ぶ縫合糸スロット 7 8 及び 8 0 を抜けて延びる。針先端部 7 6 及び針本体部 7 4 は、好適な生体適合物質から形成されており、ナイロン、PEEK、PLA、PGA、PLGA等のポリマーや、ステンレス鋼、ニチノール、チタン等の金属から作ることができる。これらの構成要素は、熱接合、超音波溶接、レーザー溶接、接着剤、機械的圧着等の標準的な結合技術を用いて結合することができる。図 9 は、針尾部 8 4 と針先端部 8 6 とを有する別の針アセンブリ 8 2 を示す。針先端部 8 6 は、鋭利な遠位端と、縫合糸孔 8 8 と、針尾部 8 4 を受容する中空の近位端とを有する。縫合糸 9 0 は、針先端部 8 6 の中空端内に配置され孔 8 8 を抜けて延びる。針尾部 8 4 及び縫合糸 9 0 は、上記の結合技術のいずれかを用いて針先端部 8 6 の中空端内に固定される。針尾部 8 4 は、ニチノールのような弾性材料から真っ直ぐな形状に形成されることが好ましい。針尾部 8 4 は、湾曲した針保持アーム内に配置されると撓んで針保持アームの内壁に力を加え、針アセンブリ 8 2 をしっかりと所定位置に保持する。

30

40

【0029】

図 10 乃至図 13 A は、組織欠損の閉鎖に使用される針アセンブリの別の型を示す。図 10 は、直線状に伸ばした形態における針クリップ 9 2 を示し、該針クリップは、本体部 9 4 とビード付き (beaded) 近位端 9 6 と穿刺先端部 9 8 とを有する。針クリップ 9 2 は、ニチノールその他の弾性材料から形成され、略円形形状に付勢されるのが好ましい。針クリップ 9 2 は、略直線状の形態に拘束され得るが、拘束が解かれると図 11 に示

50

すような付勢された略円形の形態へと変形する。図12は、別の針クリップ100を示し、該針クリップは、近位のビード部（bead）102と、穿刺先端部104と、外側のコイル状のカバー106と、近位端と遠位端とを接続する本体部108とを有する。針クリップ100は更に、コイル106の少なくとも一部を本体部108に固着するための固定部材110を含む。針クリップ100は、ニチノールその他の弾性材料から成り、略円形形状に付勢されるのが好ましい。針クリップ100は、略直線状の形態に拘束され得るが、拘束が解かれると図13に示すような付勢された略円形の形態へと変形する。コイル106は、例えば、ナイロン、ポリエステル、PEEK、PLA、PGA、PLGA等のポリマーや、ステンレス鋼、ニチノール、チタン、プラチナといった金属等の好適な生体適合物質から形成することができる。コイル106は、組織内殖及び被包形成（tissue in growth and encapsulation）に適した表面領域を増大させると共に組織欠損を閉鎖する際に組織にかかる力を分散させる。図13Aは、コイル106が鋭利な穿刺先端部を覆うように延在する針クリップ100を示し、このような形態にすることで先端部を保護し周囲組織を誤って損傷してしまうことを防ぐ。

【0030】

図14は、近位ハンドル部108と細長い軸部材110と螺旋状先端部42とを有する組織捕捉器26を示す。軸部材110は、ワイヤ又は複数本をより合わせたケーブルその他の、内視鏡の操作性能を損なわない可撓性を提供する任意のトルク伝達構造体から形成される。図15は、組織捕捉器26の遠位端の拡大図である。軸部材110は、先端部連結部材112により螺旋状先端部42に連結される。先端部連結部材112は、上記の連結技術のいずれかを用いて螺旋状先端部42及び軸部材110に強固に結合されてもよい。

【0031】

図16及び図17は、組織欠損部位に配置された縫合糸を固定するためのシンチ配置システム114を示す。シンチ配置システム114は、シンチアセンブリ116とシンチ送出装置118とを備える。シンチ送出装置118は、細長い可撓性の円筒軸120を有し、該円筒軸は、その遠位端においてシンチアセンブリ116に着脱可能に連結され、近位端においてハンドル部材122に固着される。ハンドル部材122は、摺動可能な指リングアセンブリ124と親指リング126とを含む。プッシュロッド128は、円筒軸120の内部に摺動自在に配置される。プッシュロッド128は、円筒軸120の遠位端から近位端まで延在し摺動可能な指リングアセンブリ124に固定ねじ130によって連結されているため、親指リング126に対して指リングアセンブリを動かすことによりプッシュロッド128を円筒軸120の内部において軸方向に移動させる。シンチ配置システム114の遠位端の部分分解図を図18に示す。図示されるように、プッシュロッド128は、円筒軸120からラッチアセンブリ129を通して延びる。ラッチアセンブリ129は、円筒軸120に固着され、ラッチタブ134を遠位端に具備する二つのラッチアーム132を有する。ラッチアーム132は、円筒軸120の中心長手軸線に向かって内側に付勢される。ラッチアセンブリ129は、ラッチ連結部136の内部に配置されしっかりと固定される。ラッチ連結部136は、ラッチアーム132がシンチ116の近位内部に延在するように、その遠位端においてシンチ116の近位端に係合する。プッシュロッド128がラッチアセンブリ129内に位置付けられると、ラッチアーム132は、ラッチタブ134がシンチタブ孔138にロック係合するように外側に押し出される。プッシュロッド128がラッチアセンブリ129から軸方向に引き抜かれると、ラッチアーム132は内側へ移動して付勢された形態に戻り、それに伴いラッチタブ134はシンチタブ孔138とのロック係合を解除してシンチアセンブリ116を解放する。図19は、開放形態におけるシンチアセンブリ116を示す。シンチアセンブリ116は、筒状のハウジング部材139を有し、該ハウジング部材は、近位端に配置されたシンチタブ孔138と、遠位端に固着された縫合糸フック140とを有する。固定留め金142は、ハウジング部材139の内部に摺動自在に配置される。保持タブ144は、好適には、ハウジング部材139の壁から形成され、その遠位端においてハウジング部材139の中心軸

10

20

30

40

50

線に向かって内側に付勢される。縫合糸が縫合糸フック140によって捕捉されたら、プッシュロッド128を前進させることにより固定留め金142をハウジング部材139から突出させて縫合糸フック140に係合させることで、縫合糸をシンチアセンブリ116内に固定してもよい。固定留め金142が突出した形態にあるとき、保持タブ144は内側へ移動して付勢された形態に戻り、固定留め金142の近位方向への移動を制限することで縫合糸を所定位置に固定する。

【0032】

図21は、内視鏡手術に使用されるガイドチューブ146を示す。ガイドチューブ146は、内腔150を含む近位端148を有し、該内腔は遠位端152まで延びる。概してガイドチューブ146は、患者の体内に配置され所望部位へと至る導管を提供する一方で、周囲組織を誤って損傷しないように保護する。図22及び図23は、内腔150内に内視鏡縫合装置20が配置されたガイドチューブ146を示す。ガイドチューブ146が体内の所望の手術部位に配置されたら、内視鏡縫合装置20の遠位端を、ガイドチューブ146の遠位端から突出させてもよい。

【0033】

図24乃至図34は、本発明の内視鏡縫合装置20を用いて縫合手術を行う方法を示す。図24に示すように、内視鏡縫合装置20は、閉鎖すべき組織欠損156を有する組織154に近接して位置付けられる。内視鏡縫合装置20は開放形態にある。図25は、螺旋状先端部42が組織欠損156に近接するように内視鏡器具チャンネルから延出された組織捕捉器26を示す。組織捕捉器26を回転させることにより、螺旋状先端部42を組織欠損156に隣接する組織154にしっかりと係合させる。図26に示すように、組織捕捉器26を内視鏡の器具チャンネル内に僅かに後退させることにより、組織154を内視鏡の近くへ引き寄せてもよい。組織をどの程度引き寄せるかは、ステッチの大きさ及び位置に関係する。例えば、より大きな組織を縫合するには、図27に示すように組織154を組織捕捉器によって内視鏡に接触させてもよい。針保持アーム48を操作して閉位置へと動かすことにより、針アセンブリ44を組織154に穿刺する。縫合糸46は、図28に示すように組織内に引き込まれる。組織の引き寄せ量を制御することで医師は組織壁内における一部層のステッチを行うことも、組織壁を貫通する全層のステッチを行うことも可能となる。針捕捉装置は、針アセンブリの肩部79（図7参照）を把持することにより針アセンブリ44を捕捉し、針保持アーム48から針アセンブリを取り外す（図示せず）。図29は、開放形態へと移動され組織154から抜かれた針保持アーム48を示す。縫合糸46は組織に貫通された状態で残されている。図30は、針アセンブリ44を針捕捉装置内に保持しながら内視鏡縫合装置20を後退させることにより、組織154に貫通された縫合糸46を延伸する様子を示す。医師が更なるステッチを行うことを望む場合、図31に示すように、針保持アーム48を閉鎖形態へ移動させ、針捕捉装置を前進させることにより針アセンブリ44を針保持アーム48内に再び挿入する。医師が更なるステッチを行うことを望まない場合、縫合糸を備えた針アセンブリを内視鏡のチャンネルを通して後退させることが可能であり、縫合糸の両端を用いて結び目を作りその結び目を内視鏡チャンネルを通して手術部位まで押し下げて組織を固定することができる。また、縫合糸は、シンチ配置システムを用いて固定することも可能である。図32に示すように、シンチアセンブリ116及びシンチ送出装置118を用いて縫合糸46を捕捉することができる。縫合糸46を引き締めることで組織欠損156をしっかりと閉鎖することができる。図33に示すように、組織欠損156が十分に閉鎖されたらシンチアセンブリ116を閉鎖形態へ移動させて、縫合糸46を固定することができる。シンチ送出装置118は、図34に示すようにシンチアセンブリ116を解放することができ、縫合糸46はその後、はさみ等の任意の標準切断手段を用いて切断されてもよい。シンチアセンブリは、縫合糸を固定後に切断する手段を内蔵してもよいと考えられる。

【0034】

図35乃至図38は、組織欠損を閉鎖して縫合糸を固定する別の方法を示す。図35は、針アセンブリ44（概略的に示す）及び縫合糸46を送り出して組織欠損156に隣接

する組織１５４に貫通させた後の内視鏡縫合装置２０を示し、同図において針アセンブリ４４は組織１５４の表面付近にある。図３６は、シンチアセンブリ１１６とシンチ送出装置１１８とを有するシンチ配置システムを示し、該システムは縫合糸４６の一部を捕捉している。針アセンブリにより縫合糸４６の端部が組織１５４から抜けるのを防ぎながら、縫合糸を引き締めて組織欠損１５６を閉鎖する。図３７に示すように、組織欠損１５６が十分に閉鎖されたらシンチアセンブリ１１６を閉鎖形態へ移動させて縫合糸４６を固定することができる。シンチ送出装置１１８は、図３８に示すようにシンチアセンブリ１１６を解放することができ、縫合糸４６はその後、はさみ等の任意の標準切断手段を用いて切断されてもよい。

【００３５】

図３９乃至図４２は、組織欠損をしっかりと閉鎖する更に別の方法を示す。図３９は、針クリップ１００を有する内視鏡縫合装置２０を開放形態において示し、該針クリップは、近位のビード部１０２と穿刺先端部１０４とを有し針保持アーム４８に配置される。組織捕捉器２６の螺旋状先端部４２は、組織欠損１５６に隣接する組織１５４に係合して組織を内視鏡の方へ引き寄せている。図４０は、閉鎖形態において組織内に挿通された針保持アーム４８を示し、針クリップ１００の穿刺先端部１０４は、組織を貫通して突き抜けている。図４１は、針クリップ１００の穿刺先端部を捕捉している針捕捉装置を示し、針保持アーム４８は開放形態にあり組織１５４から引き抜かれた状態である。針クリップ１００の近位のビード部１０２は、穿刺先端部によって最初に穿刺された組織部位の近くに位置付けられている。図４２は、組織１５４が組織捕捉器から解放され、弾性針クリップ１００が予め付勢された略円形状となることで組織欠損１５６を閉鎖する様子を示す。理解され得るように、組織欠損の閉鎖を促進するために組織シーラント又は組織接着剤を使用してもよい。

【００３６】

図４３は、本発明の他の実施形態による内視鏡縫合装置３２０を示す。内視鏡縫合装置３２０は、内視鏡の遠位端に係合するように構成されるキャップアセンブリ３２２と、キャップアセンブリ３２２から随意に取り外し可能な細長いチャンネルロック部材３２４と、アウターシース３２６と、インナーシース３２８と、細長い可撓性の伝達部材３３０とを含む。図４４に見られるように、キャップアセンブリ３２２は更に、固着されたチャンネルロック受容部３３２と、内視鏡チャンネル挿入ガイド部３３４と、細長い組織保護部３３６と、キャップアセンブリ３２２の基部から遠位方向に延びる細長い針保護部３３８とを含み、該針保護部は、図４４に示されるような針保持アーム３４０に回転運動を与える機械的アセンブリを収容する。チャンネル挿入ガイド部３３４は、キャップアセンブリ３２２から延びる筒状突出体であり、その末端が内視鏡器具チャンネルの内腔内に配置されるように構成される。細長い可撓性のチャンネルロック部材３２４は、チャンネルロック受容部３３２から器具チャンネルを通して延び、器具チャンネルの近位端において固定される。チャンネルロック部材３２４は、キャップアセンブリ３２２が内視鏡の遠位端から意図せずに外れてしまうことを防ぐ。チャンネルロック部材３２４は、主に金属やポリマーから形成される単一の又は複数本をより合わせた小径ワイヤ又はケーブルの形状であることが好ましい。加えて、チャンネルロック部３２４が小径であることで内視鏡の器具チャンネル内に配置される他の器具のための空間が許容される。図４４及び図４５は夫々、針アーム３４０が閉じた形態及び針アームが開いた形態におけるキャップアセンブリ３２２を示す。

【００３７】

制限目的ではなく例証のためだけに示すが、図示される実施形態において、キャップアセンブリ３２２は、約１３．５mmの内径と約１４．２mmの外径と２mm強の高さとを有するキャップ又はリング要素３３２aと、１mmから２mmの間の縁幅（rim width）を有する部分３２２bとを有する。

【００３８】

制限目的ではなく例証のためだけに示すが、図示される実施形態において、細長い組織保護部３３６は、その外側面３３６aにおいて約５０度のリング３３２aに外接し、その

10

20

30

40

50

中央部においてリング要素 3 2 2 a の上面の上方に約 9 mm 垂直延在する。細長い組織保護部 3 3 6 の内側面 3 3 6 b は、略半円形で（これにより側面 3 3 6 d の画定を助け）、約 4 mm～5 mm の開口部を画成し、該開口部は、キャップアセンブリの小リング 3 2 2 c（図 4 8 参照）の上方及び、（図 5 5～図 5 7 を参照しながら以下に説明される）針捕捉装置がその内部に配置されることになる内視鏡チャンネルの上方に延在する。このチャンネルは、以下に説明されるようにチャンネル挿入ガイド部 3 3 4 が挿入される内視鏡チャンネルと同一であってもよい。細長い組織保護部 3 3 6 の上面 3 3 6 d は、約 4 5 度の角度の傾斜がつけられている。提供された構成によれば、図 6 3～図 3 9 を参照しながら以下に述べるように、組織保護部 3 3 6 は、縫合の為の組織の折り畳みを支援すると共に、キャップアセンブリ内に引き込まれた組織が内視鏡チャンネルを詰まらせて縫合を妨げるのを防ぐ役目を果たす。

10

【0 0 3 9】

制限目的ではなく例証のためだけに示すが、図示される実施形態において、細長い針保護部 3 3 8 は、約 1 8 mm から 1 9 mm の間の高さを有し、二つのアーム部 3 3 8 a と 3 3 8 b との間にアーチ状の開口を形成する。該二つのアーム部は、相互に約 5 mm 離間された外側面と相互に約 3 . 7 mm 離間された内側面とを有する。これらのアーム部は、上部アーチ部 3 3 8 c と、上部アーチ部 3 3 8 c の下に配置される任意の横材（止め具） 3 3 8 d とによって結合される。二つのアーム部の間且つ横材 3 3 8 d の下には、以下に説明されるギアリンク機構 3 4 2 がある。更に、湾曲した針保持アーム 3 4 0 は、完全に開いた位置において針を保持するとき、好適には針の先端部がアーチ 3 3 8 c の下且つアーム部 3 3 8 a、3 3 8 b の間に配置されるように設けられる。そして保持アーム 3 4 0 は、ギアリンク機構の上方においてアーチ状開口を通過して閉位置へと回転することができる。各アーム部 3 3 8 a、3 3 8 b は、約 6 . 4 mm の幅と約 2 . 5 mm の半径方向厚みを有する。

20

【0 0 4 0】

図 4 6 は、キャップアセンブリ 3 2 2 の詳細な分解図である。針保持アーム 3 4 0 は、針アセンブリと摩擦係合するように構成された第 1 の端 3 4 0 a と、針アームのギアリンク 3 4 2 に（例えば同ギアリンクに画成される受容孔 3 4 2 a 内において）固着される第 2 の端 3 4 0 b とを含む。制限目的ではなく例証としてのみ示すが、針保持アーム 3 4 0 は、約 9 0 度の円弧を介して曲がっている。ギアリンク 3 4 2 は、針保護部のアーム部 3 3 8 a、3 3 8 b との間に取り付けられ、ギア部 3 4 4 と、アーム部すなわち延在部 3 4 3 とを含み、該ギア部は、ギアリンク 3 4 2 の取付孔 3 4 6 に通される軸ピン 3 4 5 によって針保護部 3 3 8 のハウジング（アーム部）に画成された取付孔（第 1 の取付位置） 3 4 7 に取り付けられる。ギア部 3 4 4 は横方向のギア歯 3 4 4 a を含む。同様に、プッシュ部材のギアリンク 3 4 8 は、ギア歯 3 4 4 a に噛み合う横方向のギア歯 3 5 0 b を備えたギア部 3 5 0 a と、アーム部 3 5 0 c とを含む。ギアリンク 3 4 8 は、取付孔 3 5 2 に通される軸ピン 3 5 1 によって、針保護部 3 3 8 のハウジング（アーム部）に画成された取付孔（第 2 の取付位置） 3 5 3 に取り付けられる。ギアリンク 3 4 8 は更に、アーム部 3 5 0 c の取付孔 3 5 4 を介してプッシュ部材結合部 3 5 6 に軸ピン 3 5 7 及び取付ブラケット 3 5 8 を用いて連結される。プッシュ部材結合部 3 5 6 は、伝達部材 3 3 0 に固定して連結される。図 4 7 及び図 4 8 は、伝達部材 3 3 0 を前進させるとギアリンク 3 4 8 が回転しそのギア部がギアリンク 3 4 2 のギア部を回転させることで針保持アーム 3 4 0 を閉位置に移動させるように、ギアリンク 3 4 8 のギア部とギアリンク 3 4 2 のギア部とを互いに噛み合わせた状態で組み立てられたキャップアセンブリ 3 2 2 を示す。閉位置において、ギアリンク 3 4 2 のアーム部 3 4 3 は、ギアリンク 3 4 8 を囲んでその上方に延び、更に横材 3 3 8 d とアーチ 3 3 8 c との間に延びる。開位置（図 4 5）において、ギアリンク 3 4 2 のアーム部 3 4 3 は、針保護部のアーム部 3 3 8 a、3 3 8 b に対して半径方向外側に延び、アーム部 3 5 0 c の背部は、ギア運動の停止部として機能し得る横材 3 3 8 d の縁部と係合させてもよい。

30

40

【0 0 4 1】

50

キャップアセンブリ 322 はまた、図 48 に示すような洗浄液デフレクタ 360 を含んでもよい。洗浄液デフレクタは、内視鏡から排出される流体の向きを変えて、ギア機構を洗浄しデブリ (debris) を除去する。上記の構成要素は全て、ステンレス鋼やチタン等の生体適合性金属から製造されることが好ましいが、高強度ポリマーの中にも適性を有するものがある。針保護アーム部 338a、338b に取付孔 347 及び 353 を縦方向に配置することによりキャップアセンブリ 322 の外形を縮小し、内視鏡縫合装置 320 を手術部位に送り込み易くする。

【0042】

内視鏡の遠位端におけるキャップアセンブリ 322 の保持を支援するために、図 49 及び図 50 に例示されるキャップアセンブリ 322 においては、チャンネルロック部材 324 がチャンネルロック保持部材 362 によってチャンネルロック受容部 332 内に任意に着脱可能に固定されている。好ましくは保持部材 362 は、チャンネルロック部材 324 の遠位端がしっかりと固定される大きなビード部から形成され、一方、チャンネルロック受容部 332 はビード部の幅よりも小さな幅を有する溝部 333 を画成する。必要に応じて、チャンネルロックワイヤ又はケーブル 324 を、チャンネルロック受容部 332 又はキャップアセンブリの他の部分に溶接したり、他の方法によりそれらに固定したりすることもできる。キャップアセンブリの内視鏡遠位端への保持を強化するための更なる機構を図 50 に示す。同図においてチャンネル挿入ガイド部 334 は、部分的に分離された構造を有する（すなわち、一つ以上の長手方向スリット 335 が設けられる）。分離された二つの部分を、内視鏡の器具チャンネル内に配置されたときに同チャンネルの内壁に外向きの力を加えるように外側に付勢することで、キャップアセンブリの内視鏡遠位端への保持を助けてもよい。図 51 及び図 52 は、どのようにしてチャンネルロック部材 324 に張力が与えられ、またどのようにしてこの張力が内視鏡近位端においてチャンネルロックテンシヨナ 365 により維持されるかを示す。該チャンネルロックテンシヨナは、チャンネルロック部材の近位端に固着される近位チャンネルロック保持部材 366 を固定する。チャンネルロックテンシヨナ 365 は、内視鏡器具チャンネルとばね 372 とに連結されるバヨネットロックコネクタ 370 を含み、該ばねは、タブ部材 378 を備えた回転引張ホイール 376 に連結されるテンシヨナハウジング 374 を支持する。チャンネルロック部材 324 の近位端は、テンシヨナハウジング 374 内に通され、同ハウジングの頂部に設けられたバルブを通過してタブ受け部 380 内に配置される。タブ受け部 380 は、チャンネルロック保持部材 366 を引張ホイール 376 に固定する。そして引張ホイール 376 をチャンネルロック部材に適切な張力を与えるように（例えば時計回りに）回転させてから同ホイールを固定要素（図示せず）によって所定位置に固定することができる。ばね 372 は、圧縮することにより、内視鏡の曲げを吸収してチャンネルロック部材にかかる張力を一定に保つために使用される。あるいは、ばね 372 をバヨネットロック部 370 とテンシヨナハウジング 374 との間に設ける代わりに、ばねをホイール 376 に設けて、同ホイールに所望位置（例えば図 51 の位置）に向けてばね荷重を掛けることも可能である。チャンネルロック部材 324 が蛇行した通路内で内視鏡と共に曲げられると、ホイール 376 は、ばね力に逆らって回転しチャンネルロック部材 324 にかかる所望の張力を保つことができる。

【0043】

図 53 は、縫合糸 402、針先端部 404、ロック溝 405 及び針本体部 406 を有する針アセンブリ 400 を示す。縫合糸 402 は、ナイロン、ポリオレフィン、PLA、PGA、ステンレス鋼、ニチノール等といった外科用縫合糸に一般に使用可能な任意の材料から形成することができる。図 54A 乃至図 54C は、針アセンブリ 400 の構成要素を示す詳細な分解図である。針先端部 404 は、鋭利な遠位端部と、スエーグリップ (swage lip) 408 を備えた中空の近位端部とを有する。針本体部 406 は、針保持アーム 340 内に嵌合する近位端部と、縫合糸スロット 410 を有する遠位端部とを有する。針本体部 406 は、針先端部 404 と同心状に係合し、ロック溝を形成するように構成される。可撓性の縫合糸材 402 は、針本体部 406 の遠位端に配置され縫合糸スロット 410 を抜けて延在する。針先端部 404 及び針本体部 406 は、好適な生体適合物質から形

成されており、ナイロン、PEEK、PLA、PGA、PLGA等のポリマーや、ステンレス鋼、ニチノール、チタン等の金属から作ることができる。これらの構成要素は、熱接合、超音波溶接、レーザー溶接、接着剤、機械的圧着等の標準的な結合技術を用いて結合することができる。

【0044】

図55は、細長いカテーテル又はチューブ452を含む針捕捉装置450を示し、該カテーテル又はチューブは、遠位端において針捕捉アセンブリ454を有し、近位端においてハンドルアセンブリ458と連結されるボタンアクチュエータ456を有する。制限目的ではなく例証としてのみ示すが、針捕捉装置450は、チューブ452及び遠位端の針捕捉アセンブリ454の直径が好適には最大で3mmであることから、3mmのツールとする。ハンドルアセンブリ458は、使い勝手を良くする為に、内視鏡縫合装置320の針保持アームを操作するハンドルアセンブリに連結されることが好ましい。そのため、ハンドルアセンブリ458には偏向歯ロック部(deflecting tooth lock)459aと略剛性歯459bとが設けられ、これらは図58及び図59A～図59Cを参照しながら以下に説明する縫合装置320のハンドルアセンブリ600内の往復キャビティ(reciprocating cavity)及びロック要素に係合するように配置される。

【0045】

図56A及び図56Bは、夫々閉鎖形態及び開放形態における針捕捉アセンブリ454及びチューブ452の遠位端460の部分拡大断面図である。チューブ452の内腔内に摺動自在に配置されるプッシュロッド又はケーブル462は、ボタンアクチュエータ456に機械的に連結される近位端と、アクチュエータピン464に連結される遠位端とを有する。アクチュエータピン464は、レバーアーム部466に画成された傾斜スロット465内に配置され、固定軸ピン468に近接する。レバーアーム部466の遠位端には連結構造(interlocking feature)470が設けられる。針捕捉アセンブリ454の遠位内側部は針受け部472を形成する。ボタンアクチュエータ456は、プッシュロッド462に張力負荷を与えるばねアセンブリを内蔵することで、レバーアーム部466を図56Aに示すような係合形態又は閉鎖形態に保つ。ボタンアクチュエータ456を押し込むと、プッシュロッド462は前進して、レバーアーム部466及び連結構造470を図56Bに示すような係合解除形態又は開放形態へと動かす。図57は、針捕捉アセンブリ454の針受け部472内に配置された針アセンブリ400を示す。図示されるように、針アセンブリ400は、連結構造470とロック溝405との連結係合により所定位置に固定される。この構成において、針捕捉装置450は、針を内視鏡の器具チャンネルを通して送り込み、針アセンブリを針保持アーム340内に装填するために用いることができる。

【0046】

内視鏡縫合装置320のためのハンドルアセンブリ600を図58及び図59A～図59Cに示す。ハンドルアセンブリ600は、第1の固定ハンドル604と、ピボット軸612により固定ハンドルに回転自在に連結される第2の回転ハンドル608とを含む。回転ハンドル608は、両ハンドル間に配置固定されたばね614により図58に示す開位置にばね付勢される。固定ハンドル604は、針捕捉装置450のハンドルアセンブリ458を受容するための近位キャビティ616を画成する。固定ハンドル604から延びるチューブ618は、ポート620において終端する。ポート620は、流体バルブ622と、内視鏡の近位端に連結するための機械式バヨネットロック部624とを含む。同様に固定ハンドルから延びるシース328は、伝達ワイヤ330を収容する。第2のハンドル608は、指把持部626と、その近位端にラチェットロック要素628とを形成する。以下に述べるように、回転可能な第2のハンドル608は伝達ワイヤ330に連結される。回転ハンドルを固定ハンドルの方向に動かすと、伝達ワイヤ330は軸方向に移動(後退)する。回転ハンドルを固定ハンドルから離れる方向に動かすと、伝達ワイヤ330は反対方向に軸方向移動(突出)する。

10

20

30

40

50

【0047】

次に図59A～図59Cを参照しながら、どのようにして針捕捉装置450のハンドルアセンブリ458が内視鏡縫合装置320のハンドルアセンブリ600と相互に作用するかに加えて、ハンドルアセンブリ600の更なる詳細を示す。図59Aにおいて詳細に示されるように、駆動ピボット要素634が軸ピン632によって第1のハンドル604の内側に枢結される。伝達ワイヤ330は、ばね638によって駆動ピボット要素634の第2の位置636に連結され、該ばねは、固定ハンドル604に画成されるキャビティ639内で所定距離内を移動可能である。また回転ハンドル608は、ブラケット642によって駆動ピボット要素634の第3の位置640に連結され、該ブラケットは、ピン644によって回転ハンドル608に連結される。その結果、ハンドル608を図59Aの閉位置へと回転させる（すなわち、握り締める）と、ブラケット642が駆動ピボット要素634の位置640を引き下げる。位置640の下方への移動に伴い、今度は駆動ピボット要素634が軸ピン632の周りを時計回りに回転し、ひいてはばね638と駆動ピボット要素634の位置636との間の接続部が後方に（時計方向に）移動する。ばね638の後方への移動により伝達ワイヤ330が後方に引っ張られる。

10

【0048】

図59Aはまた、ハンドルアセンブリ600と、針捕捉装置450のハンドルアセンブリ458との相互作用を示す。より詳細には、固定ハンドル604は、キャビティ616内に延びるキャッチ部648を備えており、該キャッチ部は、針捕捉装置のハンドルアセンブリ458の可撓性歯（ラッチ）459aに係合するように設計される。更に、キャビティ616は、剛性歯459bを受容するための棚状突起部（ledge）650を近位の底部に有する。固定ハンドル604から延出するチューブ618は、ばね656を受容する固定ハンドル604の筒状キャビティ654内に延在することで外向きのばね荷重を受ける。

20

【0049】

その遠位部に針捕捉アセンブリ454を有する針捕捉装置450を内視鏡内に延在させることが望まれる場合、針捕捉アセンブリの遠位端を、固定ハンドル604のキャビティ616、筒状キャビティ654、チューブ618、ポート620内に順次通してから内視鏡内に挿通される。針捕捉アセンブリ454は、ハンドル458が固定ハンドル604のキャビティ616に係合するまで押し進められる。可能な限り押し進められると、剛性歯459bが棚状突起部650に合致し、更に可撓性ラッチ459aがキャッチ部648に係合することで、針捕捉装置450が所定位置に固定される。シース452を備えた針捕捉装置450のケーブル462は、ボタンアクチュエーター457から延び、筒状キャビティ654、チューブ618及びポート620内を順次通過して同ポート620から延出する。針捕捉アセンブリを作動させるには、既に述べたようにボタン456を押す。針捕捉装置450をハンドルアセンブリ600から取り外すには、ハンドル458のラッチ459aに隣接する削り下げられた部分（relieved portion）459cを押し下げてラッチとキャッチ部648との係合を解除し、ハンドル458を近位方向に引っ張る。

30

【0050】

図59B及び図59Cに最もよく示されるように、針捕捉装置のハンドル458は、ラチェットロック延長部又は（かぎ状）歯部459dを備えることが好ましい。針捕捉アセンブリ450が内視鏡縫合装置のハンドルアセンブリ600内の所定位置にあるとき、図59Cに最もよく示されるように、回転ハンドル608のラチェットロック要素又は歯部628と、（固定ハンドル604内に係止されている）針捕捉アセンブリ450の同様のラチェットロック延長部又は歯部459dとを係合させることにより、ハンドル604及び608を閉位置に係止してもよい。理解されるように、歯部628及び459dは概ね横方向にずれているが、それらはかぎ状部を含んでおり、該かぎ状部同士が互いに通り過ぎた後に係合又は把持し合うことで所定位置に係止される。ハンドルの一方又は双方に相対的な横方向への力を加えることにより係合を解除することができる。

40

50

【0051】

ディスペンサ本体502と着脱可能な針シールドタブ504とを有する革新的な縫合糸ディスペンサ500を図60Aに示す。図60Bに示される縫合糸ディスペンサ500は、針シールドタブ504がディスペンサから取り外され針保持部材506が露出された状態である。縫合糸ディスペンサ500をさらに説明するために、図60Cに構成要素の分解斜視図を示す。縫合糸ディスペンサ500は、下部本体508と上部本体510とを含み、両本体は共に、縫合糸402を含む縫合糸スプール512と針シールド504と針保持部材506とを収容するキャビティを形成する。好適には、下部及び上部本体508、510は、スプール512がキャビティ内において最小限の摩擦で回転できるようにスプール512の下面及び中央部を支持するリブ508a、508b（図示しないが上部本体にも同様のリブあり）を含む。また好適には、下部及び上部本体508、510は、針保持部材506を所定位置に保持しながら針シールドタブ504の取り外しを可能にする壁513a、513b、513c（下部本体508についてのみ図60Cに示す）を夫々備える。より詳しく見ると、壁513aが針保持部材に対し後壁を形成しているのがわかる。壁513aは、針保持部材（及び針）の後部を受容するための切抜部又は孔513dを含み、外壁513cに結合する部分513eにおいて傾斜している。壁513bは、壁513aと壁513cとの間に位置する低い壁であり、壁513aの傾斜部513eに接続される。壁513bは、針保持部材506を着座させ所定位置に保持する第1の溝、及び針シールドタブ504の一部を着座させる第2の溝、の二つの溝を効果的に形成する。ただし針シールドタブは、外壁513cの半径方向の開口又は孔から延出しており、完全に引き抜いて（すなわち引出し可能）針保持部材506の受容キャビティ514を露出させることができる。外壁513cは更に、受容キャビティ514の前に開口又は孔513fを備える。縫合糸ディスペンサ500及びその構成要素の大半は、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン等の適切なポリマー、射出成形、及び好適には、スナップ係合する設計（例えば下部本体508におけるラッチ508c及び中空受容ポスト508d、並びに上部本体510におけるキャッチ部510c及びポスト（図示せず））を用いることにより少ないコストで容易に製造される。

【0052】

図60Bに示すように、針シールド504は、突起部504aを備えるのが好ましい。突起部は、針シールド504を所定位置に保持するために、下部及び上部本体508、510から延びるリブ（図示せず）の間に押し込まれる。ただし突起部は弾力性を有するため、針シールド504のタブ部504bに力を加えると、針シールド504をディスペンサ本体502から取り外すことができる。

【0053】

既に述べたが、針保持部材506は、図61A及び図61Bに示すように、取り外し可能な針アセンブリ400が保持される針受容キャビティ514を含む。図61Bの部分断面図に示すように、針本体部406は、保持部材506の本体内に画成される孔514a内に摩擦保持され（ほぼ同じ方法で針本体部は針保持アーム340（図46参照）内に摩擦保持される）、針は縫合糸スプールに巻かれた縫合糸402に接続される。針先端部404は、針受容キャビティ514を通して針捕捉アセンブリ454にアクセスすることができる。すなわちキャビティは、針捕捉アセンブリがキャビティ内に進入し針をつかむことができるように、針先端部の周囲に空間を提供する。また図61Bに示すように、針保持部材506は、横方向に細長い上部及び下部フランジ514bを有し、該フランジは、縫合糸ディスペンサ500の上部及び下部本体508、510の壁513a、513bにより形成される溝内に受容配置される。針保持部材の本体は、内壁513aの孔513dを抜けて後方に延在する円筒部を有する。

【0054】

図62A及び図62Bは、針捕捉装置450の針捕捉アセンブリ454を受容している縫合糸ディスペンサ500を示す。図62Bは、針をディスペンサから取り外すために針に連結係合された針捕捉アセンブリ454の部分断面図である。

【0055】

図63乃至図69は、本発明の内視鏡縫合装置320を用いて縫合手術を行う方法を示す。図63に示すように、内視鏡縫合装置320は、閉鎖すべき組織欠損156を有する組織154に近接して位置付けられる。内視鏡縫合装置320は開放形態にあり、針アセンブリ400の先端部は針保護部338により覆われる。図64は、螺旋状先端部42が組織欠損156に近接するように組織捕捉器26が内視鏡の器具チャンネルから延出される様子を示す。組織捕捉器26を回転させることにより、螺旋状先端部42を組織欠損156に隣接する組織154にしっかりと係合させる。図65に示すように、組織捕捉器26を内視鏡の器具チャンネル内に僅かに後退させることにより、組織154を内視鏡の近くに引き寄せてもよい。組織を引き寄せている間、針保護部338は、針アセンブリ400の先端部に組織が引っ掛かるのを防ぐことで不注意による組織の損傷を減らす。組織をどの程度引き寄せるかは、ステッチの大きさ及び位置に関係する。例えば、より大きな組織を縫合するためには、図66に示すように組織捕捉器によって組織154を内視鏡の近くに引き寄せてもよい。大きな組織を縫合しようとするとき、組織保護部336の傾斜した遠位端部の姿勢が、針保護部338と連携して、縫合に備えた組織の折り曲げを支援し、好適には、組織を近づけ過ぎることによる針捕捉装置の閉塞の防止に役立つ。針保持アーム340を操作して閉位置へと移動させることにより、針アセンブリ400を組織154に穿刺する。図67に示すように、組織保護部336の傾斜部により組織が支えられることで、針がより簡単に組織を貫通できるようになる。縫合糸402は、図68に示すように組織内に引き込まれる。組織の引き寄せ量を制御することで医師は組織壁内における一部のステッチを行うことも、組織壁を貫通する全層のステッチを行うことも可能となる。針捕捉装置は、針アセンブリ400を捕捉して針保持アーム340から抜き取る（図示せず）。図69は、開放形態へと移動され組織154から抜かれた針保持アーム340を示す。縫合糸402は組織に貫通された状態で残されている。ランニングステッチを続けるためには、既に述べたように体内から内視鏡縫合装置を抜かずに、針アセンブリを針保持アームに再装填することができる。1ステッチのみが必要とされる場合、縫合糸を外科結びで結紮したり、シンチ装置を用いて縫合糸を固定することにより、組織欠損を閉鎖してもよい。

【0056】

図70は、本発明の別の実施形態による内視鏡手術システムの一部として挿入チューブ714を有する内視鏡712と内視鏡縫合装置720とを備える内視鏡システム710を示す。図71乃至72Bは、夫々、内視鏡712及び内視鏡縫合装置720の近位部及び遠位部を示す。内視鏡縫合装置720は、器具チャンネルハウジング723において可動ジョイント726を持つハンドルブラケット724によって内視鏡712に着脱可能に連結される操作ハンドル722を有する。内視鏡712の器具チャンネルハウジング723は、夫々第1及び第2器具チャンネルへ728及び729のアクセスを可能にする。内視鏡縫合装置720は、内視鏡712の遠位端まで延びて器具チャンネル729内でスライド自在に位置付けられる細長い針捕捉装置730を含む。また、針捕捉装置730はハンドル731を含む。内視鏡縫合装置720は、近位側で伝達アセンブリ732に連結されるハンドル722によって操作され、伝達アセンブリ732は、挿入チューブ714の外面に沿って内視鏡712の遠位端まで遠位方向へ延びる。伝達アセンブリ732は、その遠位端において、内視鏡712の遠位端を覆うように配置されるキャップアセンブリ733に連結される。図72A及び72Bは、キャップベース734と、キャップベースを内視鏡に取り付けるための下側取付け部794と、組織保護部736と、針保護部738と、針保持アーム740と、針アセンブリ741とを有するキャップアセンブリ733を示す。図示する針保持アーム740は、針アセンブリ741を部分的に組織保護部736内部に置く閉鎖位置にある。針保持アーム740は、ギアアセンブリ742に回転自在に連結され、伝達アセンブリ732の伝達カテーテル746を介する細長い伝達部材744の軸方向の移動によって操作される。伝達カテーテル746の遠位端は、キャップベース734に固定される。図73A及び73Bは、針保持アーム740が開放位置にある状態において、

内視鏡 712 の遠位端に連結されたキャップアセンブリ 733 を示す。開放位置において、針保持アーム 740 に着脱可能に連結される針アセンブリ 741 は、針保護部 738 内に遮蔽され、縫合糸 748 が器具チャンネル 729 の中まで延びているのが見える。図 73 B において、図示する縫合糸 748 は、針捕捉装置遠位端 750 に近接する器具チャンネル 729 の中へ延びる。

【0057】

図 75 は、キャップアセンブリ 733 の構成要素の詳細分解図である。伝達部材 744 は、取付けブラケット 754 を有するプッシュ部材ジョイント 752 に固定的に連結される。取付け孔 756 を有するプッシュ部材ギアリンク 755 は、取付けブラケット 754 及び取付け孔 756 を通過させて軸ピン 757 を固定することによって、取付けブラケットに回動可能に連結される。また、プッシュ部材ギアリンク 755 は、取付け孔 758 及び側面歯 759 を含む。針保持アームギアリンク 760 は、側面歯 764 に近接する取付け孔 762 と、針保持アーム取付け孔 766 とを含む。針保護部 738 は、幅広針カバー 772 を有し付加的構成要素のための 1 対の取付け孔 774 (U 字の両側に 1 つずつ) を含む U 字形上側部 770 と、上側部 770 及びキャップベース 734 の両方に固定的に連結され 2 対の取付け孔 778 及び 780 を含む U 字の脚を延長する下側部 776 と、を備える 2 ピースで形成される。針保持アームギアリンク 760 は、取付け孔 778 及び取付け孔 762 を通過するように軸ピン 782 を位置付けることによって、下側部 776 に固定される。プッシュ部材ギアリング 755 の側面歯 759 は、針保持アームギアリンク 760 の側面歯 764 と噛み合うように位置付けられ、2 つのギアリンクは、下側部 776 の取付け孔 780 及びプッシュ部材ギアリンク 755 の取付け孔 758 を通過するように軸ピン 784 を位置付けることによって固定される。ピン 786 は、上側部 770 の取付け孔 774 に配置され、針保持アームリンク 760 の望ましくない移動を防止するのに役立つ。針保持アームエンドエフェクタ 740 は、取付け孔 766 内に針保持アーム端部 788 をしっかり固定することによって、針保持アームギアリンク 760 に連結される。針保持アーム 740 は、針アセンブリ 741 と係合しかつこれを通過する長手軸を形成する直線的先端部材 790 を含む。組織保護部 736 は、概ね円筒形及び管状形を有し、その遠位部又は上側部 792 は、組織保護部を通過する長手軸に対して斜角を成す遠位面 792 a と、縫合糸通過凹部 972 b とを有し、縫合糸通過凹部を通過して、縫合糸を、内視鏡の作業チャンネル内から針保持アーム 740 に取り付けられた後退状態の針アセンブリ 741 (図 73 B) へ向けて延出できる。下側取付け部 794 は概ね円筒形及び管状形を有し、組織保護部 736 と軸方向に整列して設置される。組織保護部 736 及び下側取付け部 794 は、共通の管状部材から一体的に形成されることが好ましく、開口部は、組織保護部 736 及び下側取付け部 794 の両方を長手方向に貫通する。取付け部 794 の近位部は、取付け部を通過する開口部の直径を減少することなくその長手軸を横切る方向において先細状により小さい輪郭になり、下でさらに詳しく論じるように、器具チャンネル 729 への取付け部の挿入を助ける。1 つの実施形態において、取付け部 794 の近位端は、取付け部 794 を通過する長手軸に対して斜角を成す平面状の端面 794 a を有する (図 74)。又は、近位部は、傾斜曲線に沿って先細状に端面輪郭が小さくなる表面を含むことができる。ベース取付けストッパ 796 は、上側部と下側部との間に配置されて、キャップベース 734 において保護部 736 及び取付け部 794 を適切に位置付ける。組織保護部 736 の壁の細長いスロット 797 は、下側取付け部 794 からベース取付けストッパ 796 及び上側部 792 の一部を貫通する。スロット 797 は、図 75 に示すように直線的であるか、又は図 75 A の別の実施形態において示すように非直線的例えばジグザグに延びることができる。このような非直線的に延びるスロット 797 a は、スロットに近接して延出される縫合糸を妨害する可能性を減少する。キャップベース 734 は、中に下側取付け部 794 を配置するための取付け孔 798 を含む。ベース取付けストッパ 796 は、取付け孔 798 の周りに噛み合って、組織保護部 736 及び取付け部 794 を長手方向に適切に分割し、その後、好ましくはレーザー溶接によって、しっかり固定される。下側取付け部 794 は、弾性材料で形成されることが好ましく、内視鏡の器具チャンネルの直

10

20

30

40

50

径より僅かに大きい外径を有する。下側取付け部 794 の外向きに付勢された直径は、指又は工具（図示せず）を用いて一時的に圧縮又は圧搾して、器具チャンネルへの挿入のために直径を縮小できる。圧縮源が取り除かれると、下側部 794 の外径は、弾性付勢によって、キャップアセンブリ 733 を内視鏡 712 の遠位端に保持するのに十分な力で器具チャンネルの内径壁と係合する。

【0058】

図 76A は、好ましくは直線的な中空針本体 800 と直線的針先端部 802 と縫合糸 748 とを備える針アセンブリ 741 を示す。針本体 800 は、適切な生体適合性材料のハイポチューブ（hypotube）から形成されることが好ましい。針本体 800 は、好適には、レーザーカットによって加工されて、チューブの長さに沿ってチューブの壁に様々な構造例えばチューブの一方の端に配置された先端部タブ 804a 及び 804b、縫合糸タブ 806a 及び 806b、チューブの他方の端の針保持アームタブ 808a 及び 808b 並びに概ねチューブの中央に位置付けられる縫合糸孔 809 を形成する。図 76B は、さらに構成要素の詳細を示すために針アセンブリ 741 の分解図を示す。針先端部 802 は、鋭端部 810 と、捕捉溝部 812 と、タブ溝部 814 と、2つの溝の間に位置付けられたキャッププラグ部 816 と、鈍端部 817 とを有する。図 77A 及び 77B は、針アセンブリ 741 の2つの部分断面図を示す。図示するように、針先端部 802 の鈍端部 817 は、先端部タブ 804a 及び 804b が先端部溝部 814 に近接するように、針本体 800 の内腔内に位置付けられる。図示するように、キャッププラグ部 816 は、針本体 800 の一方の端に栓をする。先端部タブ 804a 及び 804b は、針本体 800 の内腔へ向かって塑性変形して、タブ溝部 814 と係合し、それによって機械的インターロックを与えて針先端部 802 を針本体 800 に固定する。縫合糸 748 は、鈍端部 817 に近接する縫合糸孔 809 を介して針本体 800 内に位置付けられる端部 818 を有する。縫合糸タブ 806a 及び 806b は、針本体 800 の内腔へ向かって内向きに塑性変形して、縫合糸端部 818 を針本体 800 の内腔内に固定する。針保持アームタブ 808a 及び 808b も針本体 800 の内腔へ向かって塑性変形する。組織の穿刺を助けるために、針先端部 802 の鋭端部 810 は、第1先細領域 820 と第2先細領域 822 とを有する。

【0059】

図 78 は、針アセンブリ 741 と係合した針保持アーム 740 の先端部 790 部分断面図である。第1、第2及び第3部分 824、826 及び 828 を有する先端部 790 は、針本体 800 の開放端内に配置される。図示するように、第1及び第3部分 824、826 の直径は、針本体 800 の内径より僅かに小さいのに対して、第2部分 826 の直径は、明らかにこれより小さく、第1部分 824 と第3部分 828 との間に円周溝 829 を形成する。針保持アームタブ 808a 及び 808b は、第1部分 824 が針本体 800 の内腔へ進入するとき屈曲し、弾性的に回復して、針保持アーム 740 の第2部分 826 と係合する。先端部 790 から針本体 800 を取り外すには、タブ 808a 及び 808b の屈曲を生じるために相当の力を必要とするので、針本体 800 が針保持アーム 740 から不注意で外れないようにする。針本体 800 を先端部 790 から取り外すための力は、先端部から離れる方向へ先端部の軸と同軸に加えられる。又は、針本体を針保持アームに取り付けるための他の手段を提供できる。例えば、針本体は、複数のアームを備え、その中へ針保持アームが受け入れられる。

【0060】

図 79 は、遠位端 750 から近位ハンドル 731 まで延びる細長い一次カテーテル 830 を有する針捕捉装置 730 を示す。同様に、補強シース 832 及び 834 が近位ハンドル 731 から延びる。一次カテーテル 830 は、可撓性及び圧縮に対するある程度の抵抗を与えるコイルカテーテルとして形成できる。図 80 乃至図 82 は、針捕捉装置 730 の断面図である。図 81 は、ハンドル 731 の拡大断面図である。ハンドル 731 は、本体 836 とボタン部材 838 とを含む。本体 836 は、ボタン部材 838 のシャフト部 842 を受け入れる寸法を持つキャビティ 840 を有する。ばね部材 844 は、キャビティ 8

40内に配置されて、ボタン部材838に連結する。細長いケーブル846がシャフト842に連結されて、一次カテーテル830に連結された本体836を通過して遠位端750まで延びる。本体836はフランジ部848を含み、一方、ボタン部材838は一次接点850を含む。フランジ部848は、2本の指で本体836を保持するように作られ、一次接点850は、親指を当ててボタン部材838を押すように作られる。針捕捉装置730の遠位端750は、図82に示すように、一次カテーテル830の遠位端854に連結される近位端853を有する捕捉ハウジング852を含む。一次カテーテル830及びケーブル846は、針捕捉装置730が完全に内視鏡の器具チャンネル729の中へ完全に挿入されたとき器具チャンネルから突出することなく、捕捉ハウジング852の遠位端を器具チャンネルの遠位端に配置する長さを持つ。

10

【0061】

捕捉ハウジング内には、外側剛性ハイポチューブ856と、内側剛性ハイポチューブ858と、中間剛性ハイポチューブ860とがある。内側ハイポチューブ858は、中間ハイポチューブ860の内腔内に位置付けされ、中間ハイポチューブは、外側ハイポチューブ856の内腔内に位置付けされる。中間ハイポチューブ860は、ケーブル846の遠位端864に接続される近位端862を有する。外側ハイポチューブ856の近位端866は、一次カテーテル830の遠位端854に連結され、外側ハイポチューブの遠位端868は、捕捉ハウジング852の遠位端870に連結される。外側ハイポチューブ856は、壁から切り出されたレーザーカットタブ構造872a及び872bを含む。中間ハイポチューブ860は、細長いレーザーカットスロット874を含む。内側ハイポチューブ858も、レーザーカットスロット876を含む。タブ構造872a及び872bは、中間ハイポチューブ860のスロット874を通過して塑性変形して、内側ハイポチューブ858のスロット876に係合し、それによって外側ハイポチューブ856に対する内側ハイポチューブ858の位置をしっかりと固定するが、中間ハイポチューブ860が内側ハイポチューブと外側ハイポチューブとの間をスロット874の長さ分スライドできるようにする。外側ハイポチューブ856は、壁内に付加的レーザーカット構造を有し、レーザーカット構造は、ラッチタブ880を含むライブヒンジタブ878とラッチ解除ランプ882とを含む。

20

【0062】

図83Aは、針アセンブリ741と係合した針捕捉装置730の遠位端750の拡大図である。捕捉ハウジング853は、遠位端870の周りに放射状に配列されたスペース886によって分離された複数のフライト(flight)884と、近位端853の周りに放射状に配列されたスペース890によって分離された複数のフライト888とを含む。フライト884及び888は、組織保護部736内で遠位端750を中心に配置して、縫合時に針保持アーム740から針アセンブリ741を確実に捕捉するのに役立つ。フライトの間のスペース886及び890は、針捕捉装置730に並んで器具チャンネル内の縫合糸が、縫合時に必要に応じて自由に供給されるようにする。図83Bは、針アセンブリ741と係合した捕捉ハウジング852の断面図である。針アセンブリ741が外側ハイポチューブ856へ進入するとき、針先端部802はラッチタブ880を押し上げる。針先端部802が内側ハイポチューブ858の遠位端892に接すると、ラッチタブ880はその通常の内向き付勢位置へ戻って、捕捉溝部812に係合し、それによって針アセンブリ741を捕捉ハウジング852内にロックする。この捕捉係合の強さは、針保持アーム740への針アセンブリ741の係合強さより実質的に大きいので、係合した針捕捉装置730に対して針保持アーム740を回転させると又は係合した針捕捉装置730を針保持アーム740に対して針連結先端部790から離れるように同軸に長手方向へ後退させると、針アセンブリ741を針連結先端部790に保持する力を上回って、針アセンブリ741を針保持アーム740から外す。中間ハイポチューブ860の遠位端894は、ラッチ解除ランプ882に近接して位置付けられる。

30

40

【0063】

制御可能に針アセンブリ741を解除できる機能は、内視鏡縫合手術において非常に望

50

ましい。制御された解除によって、医者は、針アセンブリを針保持アームに再装填して、連続的にステッチを行って、アンカー又はｔタグとして使用するために針アセンブリを解除できる。図８４は、針捕捉装置７３０から解除された針アセンブリ７４１を示す。ボタン部材８３８を押すと、ケーブル８４６は遠位方向へ前進して、外側ハイポチューブ８５６に対して中間ハイポチューブ８６０の近位端８６２を遠位方向へ動かす。中間ハイポチューブ８６０の遠位端８９４がラッチ解除ランプ８８２に接触するとき、ライブヒンジタブ８７８を上昇させ、それによって、ラッチタブ８８０を針先端部８０２のラッチ溝部８１２から外す。

【００６４】

図８５Ａは、側面８９６及び８９７を持つ成形本体部８９５を含むハンドルブラケット７２４の実施形態を示す。成形フランジ８９８は、本体部８９５及び側面８９６及び８９７の上側部の周りに延在する。成形ソケット部８９９は、操作ハンドル７２２と連結するために中心位置に位置付けられる。図８５Ｂは、側面９０４及び９０６を持つ成形本体部９０２と、本体部９０２及び側面９０４及び９０６の上側部の周りに延在するフランジ９０８とを有する別のハンドルブラケット９００を示す。成形ソケット部９１０は、操作ハンドル７２２と連結するために側面９０４に近接して中心から外れた場所に位置付けられる。

【００６５】

図８６は、可動ジョイント７２６を有するハンドルブラケット９００に連結された操作ハンドル７２２の裏面図である。ハンドル７２２は、第１ハンドルアーム９１４と第２ハンドルアーム９１６とカバー部材９１８とを有する成形本体９１２を含む。図８７Ａは、カバー部材９１８及びハンドルブラケット９００を取り除いて、本体９１２の内部アセンブリ及び取り付けられたボール部材９２０を見えるようにして、ハンドル７２２を示している。スピンドル部材９２２は、本体９１２内の中心に位置付けられる。第１ハンドルアーム９１４は、プレート９２３及び伝達部材ハウジング９２４と一緒に一体的に形成され、スピンドル部材９２２の上に回転自在に配置される。図示するばね部材９２６は、プレート９２３のばねスロット９２７を通過して突出している。図示するインデクサ部材（indexer member）９２８は、プレート９２３のインデクサスロット９２９を通過して突出している。インデクサ部材９２８の動きは、本体９１２において成形ガイド経路の形を取るインデクサ経路９３０によって画定される位置に制限される。図８７Ｂは、ハンドル７２２の部分断面図を示し、伝達部材ハウジング９２４の内部が見えるようにする。板ばね部材９３２は、第２アームハンドル９１６に近接するように位置付けられた第２アーム端９３４と、伝達部材７４４に近接するように位置付けられた伝達部材端９３６とを有する。伝達部材７４４は、結合部９３７において板ばね９３２に固定的に連結される。保持部材９３８は、伝達カテーテル７４６に連結され、プレート９２３の伝達部材ハウジング９２４内に位置付けられる。プレート９２３がスピンドル９２２の周りを適切に回転するようにするために、本体９１２に配置されたガイド部材９４０は、プレート９２３の弓形ガイドスロット９４１を貫通する。本体９１２には、ばね部材９２６の一方の端の位置を維持するばねストッパ部材９４２も配置される。インデクサ経路９３０はロック位置９４４を含み、この位置において、閉鎖状態のとき第１アームハンドル９１４を一時的にロックできる。図８８Ａ及び８８Ｂは、閉鎖ロック位置にあるハンドル７２２を示す。図示する第１ハンドルアーム９１４は、第２ハンドルアーム９１６に近接するよう位置付けられる。図示する伝達部材ハウジング９２４は、伝達カテーテル７４６を伝達部材７４４に対して遠位方向に前進させてキャップアセンブリ７３３の針保持アーム７４０を閉鎖させるように、スピンドル９２２の周りで回転している（図７４）。ばね部材９２６は、スピンドル部材９２２の周りでのプレート９２３の回転によって圧縮される。第１ハンドルアーム９１４をさらに圧縮すると、インデクサ部材９２８は、一時的ロック位置９４４から、インデクサ経路９３０を通過して、圧縮されたばね部材９２６の蓄積エネルギーが解放されて伝達部材ハウジング９２４を回転させる位置へ移動する。伝達部材ハウジングの回転は、伝達部材７４４に対して伝達カテーテル７４６を後退させ、それによって、

10

20

30

40

50

キャップアセンブリ 733 の針保持アーム 740 を開く。

【0066】

図 89 は、概ね楕円形状を有する成形ベース部 952 と、隆起外側壁 953 と、可撓性カバー部材 954 とを含む縫合糸ディスペンサ 950 を示す。カバー部材 954 は、針アセンブリ 741 へアクセスするためのアクセス口 955 を有する。カバー部材 954 は、外側壁 953 内に挿入される形状及び寸法を有し、外側壁 953 に取り付けられベース部材 952 に概ね平行の平面において内向きに突出する複数の成形タブ 956 を介して、ベース部材 952 に固定される。図 90 は、縫合糸ディスペンサ 950 の分解図である。また、成形ベース部材 952 は、ベース部材 952 に概ね平行の平面において外側壁 953 へ向かって延びる内側壁 958 湾曲区分 961 及び 963 に取り付けられた複数の成形巻付けタブ 960 及び 962 を有する隆起内側壁 958 を含む。成形ベース部材 952 は、さらに、針アセンブリ 741 を保持するための針保持口 966 を有する針ハウジング支持部材 964 を含む。縫合糸 748 は、内側壁 958 の周りに巻き付けられて、巻付けタブ 960 及び 962 とベース部材 952 との間に配置され位置付けられ、針アセンブリ 741 は、針保持口 966 の中に位置付けられる。図 91 は、縫合糸ディスペンサ 950 のアクセス口 955 を介して針アセンブリ 741 と係合する針捕捉装置 730 の遠位端 750 の捕捉ハウジング 852 を示す。

【0067】

図 92 乃至図 99 は、本発明の内視鏡縫合装置 720 を用いて縫合手術を実施する方法を示す。図 92 に示すように、内視鏡縫合装置 720 は、閉鎖すべき組織欠損 156 を有する組織 154 に近接するように位置付けられる。内視鏡縫合装置 720 は開放状態にあり、針アセンブリ 741 の先端部は針保護部 738 によって覆われる。図 93 は、螺旋状先端部 972 が組織欠損 156 に近接するように、組織捕捉器 970 が内視鏡器具チャンネルから延出される様子を示す。組織捕捉器 970 を回転させると、螺旋状先端部 972 は、組織欠損 156 に近接する組織 154 にしっかりと係合する。組織 154 は、図 94 に示すように組織捕捉器 970 を内視鏡の器具チャンネルの中へ僅かに後退させることによって、内視鏡に引き寄せることができる。組織を引き寄せる間、針保護部 738 は、組織が針アセンブリ 741 の先端部に引っ掛かるのを防止して、不注意による組織の損傷を減少させる。組織をどの程度引き寄せるかは、ステッチの大きさ及び位置に関係する。例えば、より大量の組織を縫合するためには、図 95 に示すように組織捕捉器によって組織 154 を内視鏡に近づけることができる。大量の組織を縫合しようとするとき、組織保護部 736 の傾斜した遠位端の位置が、針保護部 738 と連携して、縫合に備えた組織の折り曲げを支援し、好適には、組織を針捕捉装置に近づけ過ぎることによる針捕捉装置の閉塞の防止に役立つ。針保持アーム 740 を操作して閉鎖位置へ移動させることにより、針アセンブリ 741 を組織 154 に穿刺する。図 96 に示すように、組織保護部 736 の傾斜部により組織が支えられるので、針はより簡単に組織を貫通できる。縫合糸 748 は、図 97 に示すように組織内に引き込まれる。組織の引き寄せ量を制御することで、医師は組織壁内における一部層のステッチを行うことも、組織壁を貫通する全層のステッチを行うことも可能となる。針捕捉装置は、針アセンブリ 741 を捕捉して、針保持アーム 740 から針アセンブリを抜き取る（図示せず）。図 98 は、組織から部分的に引き抜かれた針保持アームを示し、針保持アーム先端部 790 は組織に接触している。図 99 は、開放形態へ移動され組織 154 から抜かれた針保持アーム 740 を示す。縫合糸 748 は組織に貫通された状態で残されている。ランニングステッチを続けるためには、既に述べたように体内から内視鏡縫合装置を抜かずに、針保持アームに針アセンブリを再装填できる。1 ステッチのみが必要とされる場合、縫合糸を外科結びで結紮するか、又はシンチ装置を用いて縫合糸を固定することにより、組織欠損を閉鎖できる。

【0068】

図 100 は、本発明の別の実施形態による組織捕捉器具を示す。図示する螺旋状組織捕捉器 1000 は、細長いカテーテル 1010 を有し、その近位端にハンドル 1012 が配置される。ハンドル 1012 は、カテーテル 1010 に連結された本体 1014 と、カテ

10

20

30

40

50

ーテル1010の遠位端に配置された螺旋部材1018を回転させるための回転ノブ1016とを有する。図101Aは、螺旋状組織捕捉器1000の近位部の分解図である。回転ノブ1016は、細長いシャフト1020を含みと、取付け部1022が、シャフト1020から延びる延長アーム1024と1026の間に位置付けられる。延長アーム1024及び1026の端部には、夫々、係合タブ1028及び1030が配置される。係合タブ1028及び1030の近位には、延長アーム1024及び1026において、夫々ガイド部材1032及び1034も配置される。回転ノブ1016は、シャフト1020、取付け部1022、延長アーム1024及び1026、係合タブ1028及び1030、ガイド部材1032及び1034全てが一体的に形成される成形プラスチック部品として形成されることが好ましい。ガイド部材1032及び1034は、離間され、夫々の延長アームから他方の延長アームへ向かって延びる。近位端1037及び傾斜近位先端部1038を有する作動部材1036は、本体1014の受容キャビティ1040及びひずみ解放部材1042を貫通する。図101Bは、螺旋状組織捕捉器1000の遠位部の分解図である。図において、カテーテル1010の遠位端1044から作動部材1036の遠位端1046が延びている。作動部材1036は、細長い可撓性弾性ワイヤの形式を取ることが好ましいが、可撓性トルク伝達マルチフィラメントケーブル、レーザーカットハイポチューブ又はカテーテルなど他の形式が妥当な場合もある。図には、軸受けスリーブ1048、及び近位部1050、中間部1052、遠位部1054及び遠位先端部1056を有する螺旋部材1018も示す。螺旋部材1018は、近位部1050において閉鎖ピッチを有し中間部及び遠位部1052及び1054において拡張ピッチを有する丸線で形成されたコイルの形式を取ることが好ましい。螺旋部材1018の遠位部1054は、鋭利遠位先端部1056へ向かって扁平化されることが好ましい。

【0069】

図102A及び102Bは、組み立てられた螺旋状組織捕捉器1000の近位部及び遠位部の部分断面図であり、螺旋部材1018は、送出形態にある。図示する回転ノブ1016は、シャフト1022が受容キャビティ1040へ挿入されるように本体1014に連結される。延長アーム1024及び1026の係合タブ1028及び1030は、本体1014の円形第1溝1058に連結係合する。キャビティ1040内において、円形第1溝1058の遠位に円形第2溝1060が位置付けられる。作動部材1036の近位先端部1038は、シャフト1020の取付け部1022に連結され、それによって、回転ノブ1016に対する作動部材1036の長手方向の移動を制限する。ガイド部材1032及び1034は、作動部材1036の近位端1037の周りに配置されて、回転ノブ1016に対する近位端1037の側方移動を制限する。作動部材1036は、カテーテル1010の近位端及び本体1014の遠位端に連結されるひずみ解放部材1042を貫通して、カテーテル遠位端1044まで延びる。作動部材1036の遠位端1046は、軸受けスリーブ1048の内腔を通過して螺旋部材1018の近位部1050に近接するように位置付けられる。作動部材遠位端1046は、レーザー溶接によって軸受けスリーブ1048及び近位部1050の両方に固定されることが好ましい。さらに、螺旋部材1018の近位部1050は、軸受けスリーブ1048に直接接合してもよい。図102A及び102Bに示すように、係合タブ1028及び1030が円形第1溝1058内に連結式に配置されたとき、螺旋部材1018は、遠位端1044において完全にカテーテル1010の内腔内に位置付けられて、螺旋状組織捕捉器1000に送出形態を与える。送出形態において、鋭利遠位先端部1056はカテーテル1010によって遮蔽されて、内視鏡への挿入時に器具チャンネルを損傷する可能性を防止する。図103A及び103Bは、組み立てられた螺旋状組織捕捉器1000の近位部及び遠位部の部分断面図であり、螺旋部材1018は展開形態にある。回転ノブ1016を本体1014に対して遠位方向へ前進させると、係合タブ1028及び1030は円形第1溝1058から外れて、円形第2溝1060と連結係合する。本体1014に対して遠位方向への回転ノブ1016の移動は、作動部材1036及び螺旋部材1018をカテーテル1010に対して遠位方向へ移動させるので、中間部及び遠位部1052及び1054及び鋭利遠位先端部1056は、

10

20

30

40

50

カテーテル遠位端 1044 から遠位方向へ延出して、展開形態を与える。送出又は展開形態において回転ノブを回転させると、作動部材 1036 の回転を介して螺旋部材 1018 が回転する。展開形態において、鋭利遠位先端部 1056 は露出されて、自由に組織に係合できる。

【0070】

本発明を、様々な図面に示される好適な実施形態に関連して説明した。しかしながら、他の同様の実施形態を用いることで本発明の実施形態と同一の機能を実現可能であること、上記の実施形態を修正可能であること、又は他の実施形態を追加可能であることは明らかである。それ故本発明は、任意の一つの実施形態に限定されるものではない。例えば、上述された各手術装置は、可撓性の内視鏡と同様に、剛性の内視鏡やトロカール等と共に使用することもできる。また、特定の実施形態のエンドキャップ、針保護部、組織保護部等に関し、特定の大きさ及び形状を記載したが、その他の大きさ及び形状であっても使用することができる。「実質的に」又は「約」という用語が使用される明細書や請求項を理解するために、これらの用語は、プラスマイナス 20 % の範囲を許容するものであると解すべきである。例えば、「約 180°」の角度は、144°～216° の範囲の角度を含むと解すべきである。「実質的に 2 mm」の大きさは、1.6～2.4 mm の範囲の大きさを含むと解すべきである。更に、各実施形態の様々な形態は、他の実施形態と共に使用できると理解すべきである。例証としてのみ示すが、様々な実施形態の針捕捉装置及び内視鏡縫合装置のためのハンドルアセンブリは、様々な実施形態の間で交換可能に使用できる。従って、本発明の精神及び請求の範囲から逸脱することなく本発明に更に別の修正を施し得ることが当業者により理解されるであろう。

【図 1】

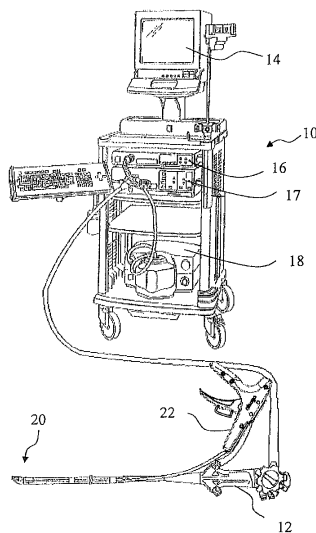


FIG. 1

【図 2】

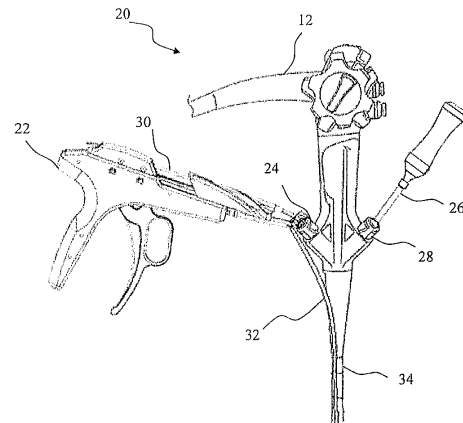
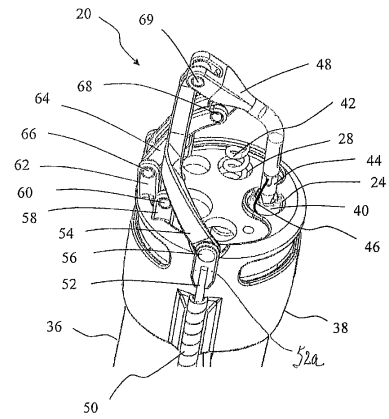


FIG. 2

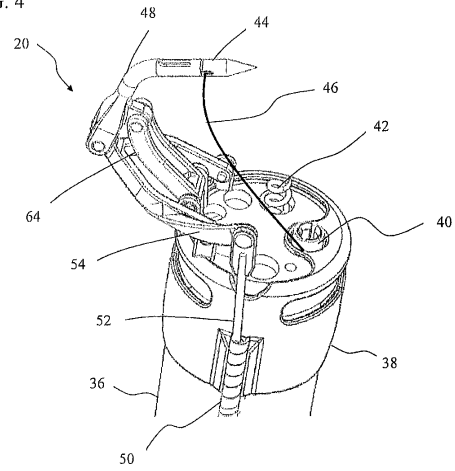
【図 3】

FIG. 3



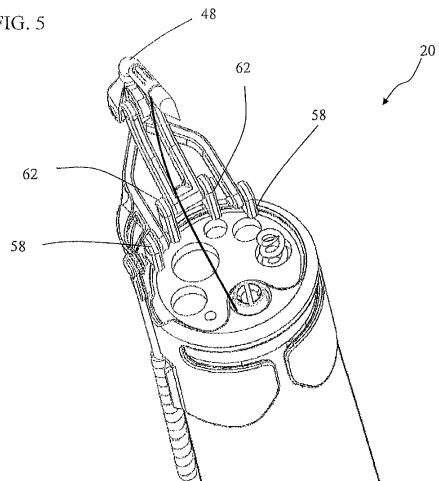
【図 4】

FIG. 4



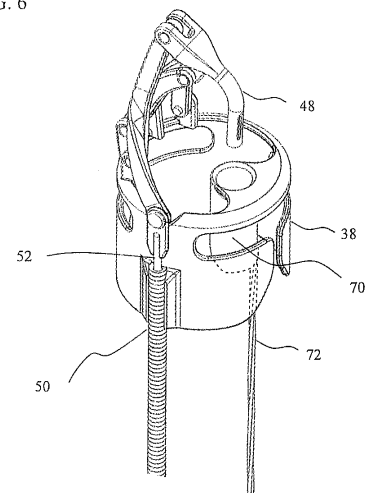
【図 5】

FIG. 5



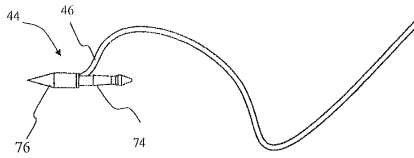
【図 6】

FIG. 6



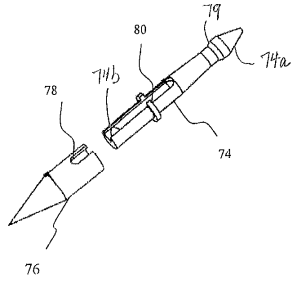
【図 7】

FIG. 7



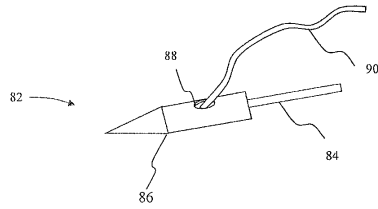
【図 8】

FIG. 8



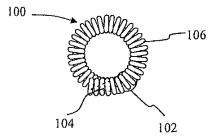
【図 9】

FIG. 9



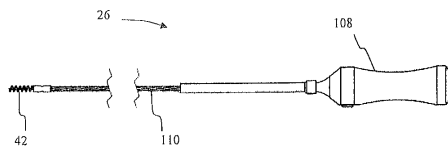
【図 13 A】

FIG. 13A



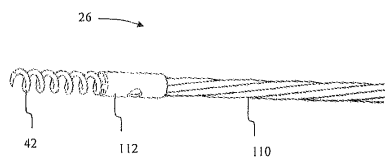
【図 14】

FIG. 14



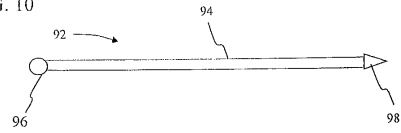
【図 15】

FIG. 15



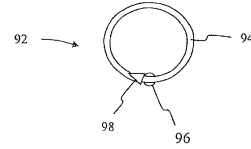
【図 10】

FIG. 10



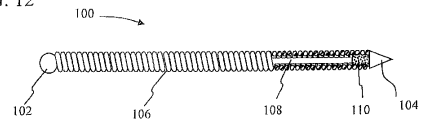
【図 11】

FIG. 11



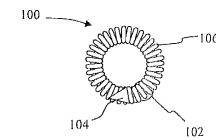
【図 12】

FIG. 12



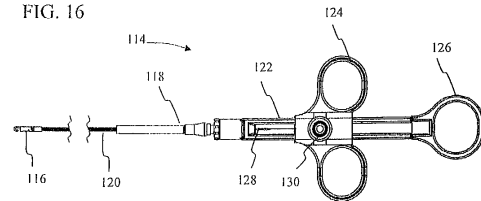
【図 13】

FIG. 13



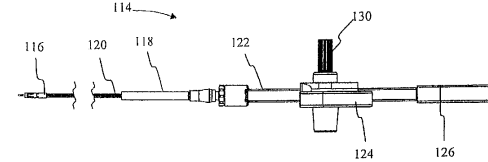
【図 16】

FIG. 16



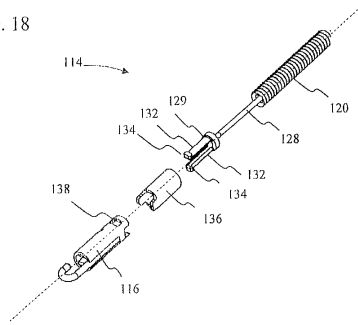
【図 17】

FIG. 17



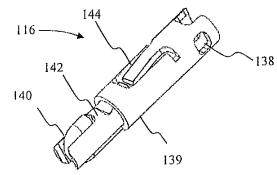
【図 18】

FIG. 18



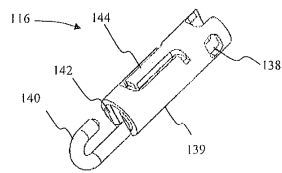
【図 20】

FIG. 20



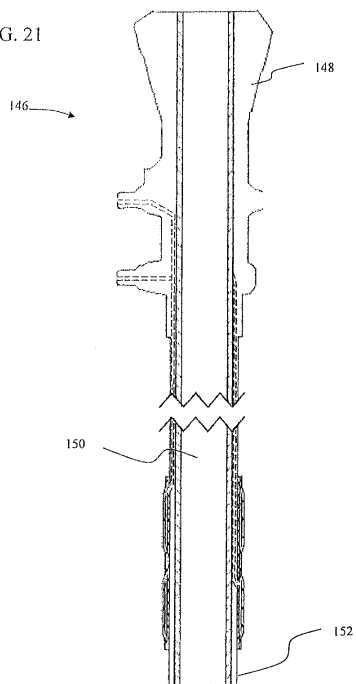
【図 19】

FIG. 19



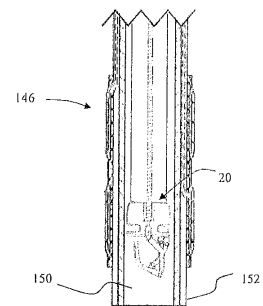
【図 21】

FIG. 21



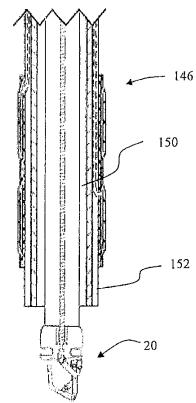
【図 22】

FIG. 22



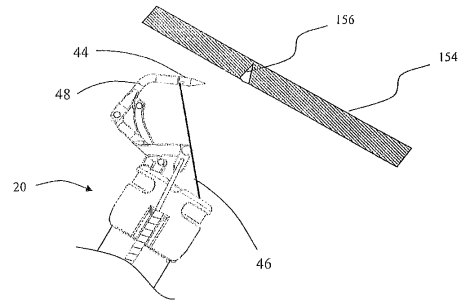
【図 2 3】

FIG. 23



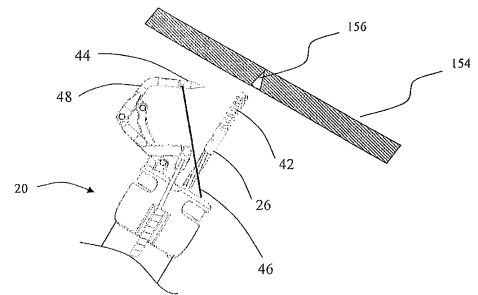
【図 2 4】

FIG. 24



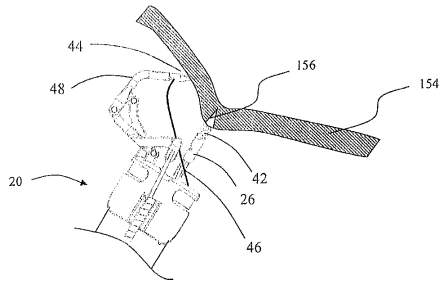
【図 2 5】

FIG. 25



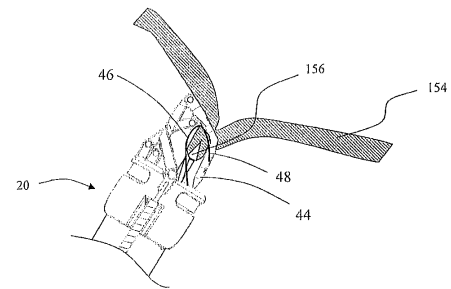
【図 2 6】

FIG. 26



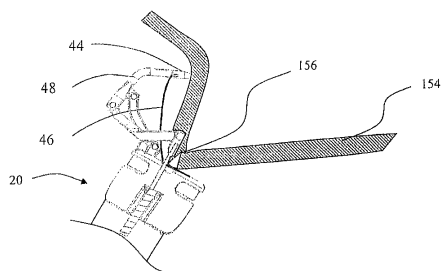
【図 2 8】

FIG. 28



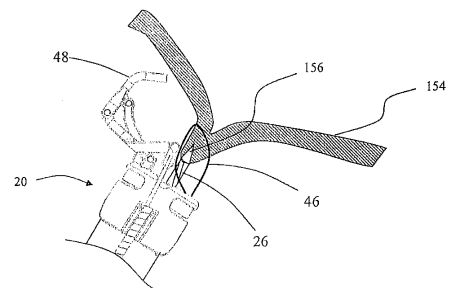
【図 2 7】

FIG. 27



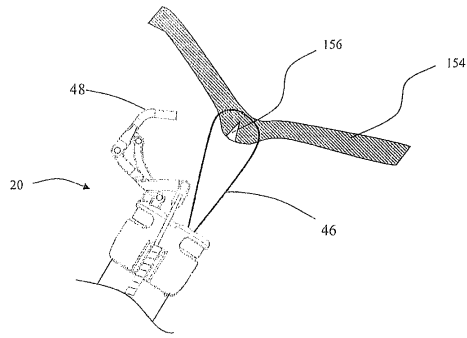
【図 2 9】

FIG. 29



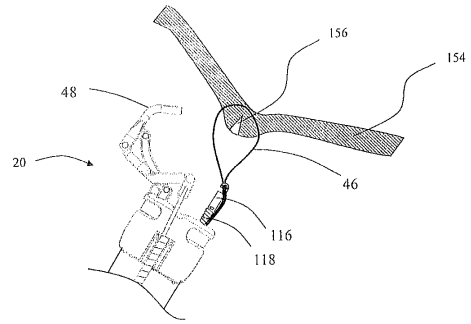
【図 30】

FIG. 30



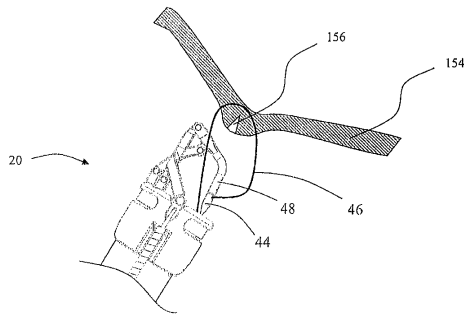
【図 32】

FIG. 32



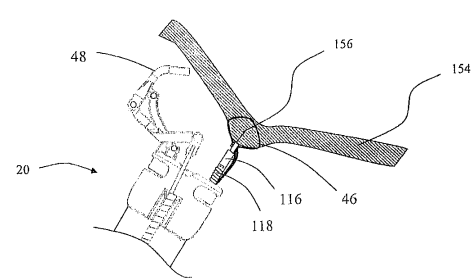
【図 31】

FIG. 31



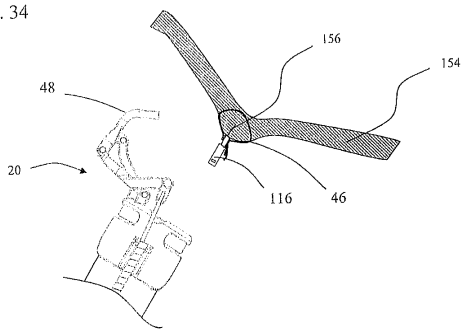
【図 33】

FIG. 33



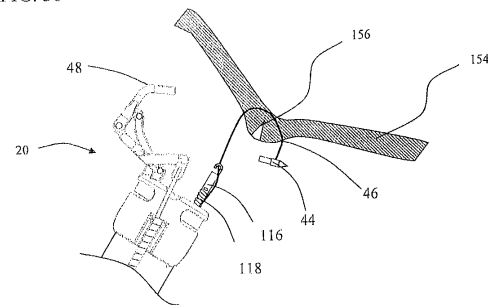
【図 34】

FIG. 34



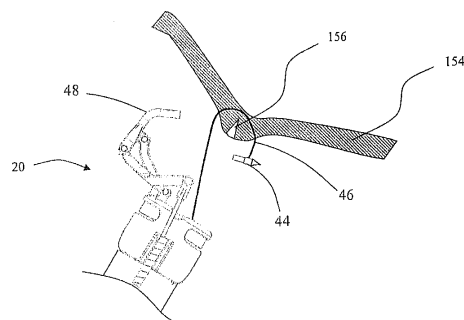
【図 36】

FIG. 36



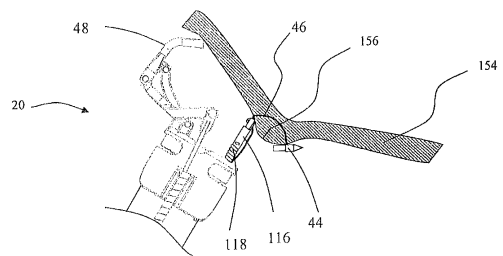
【図 35】

FIG. 35



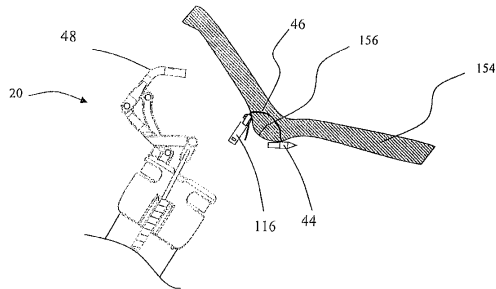
【図 37】

FIG. 37



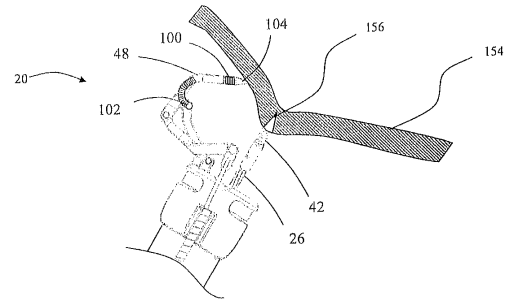
【図 3 8】

FIG. 38



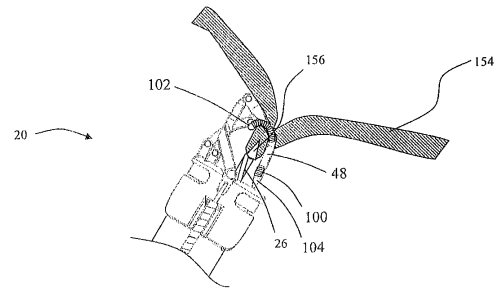
【図 3 9】

FIG. 39



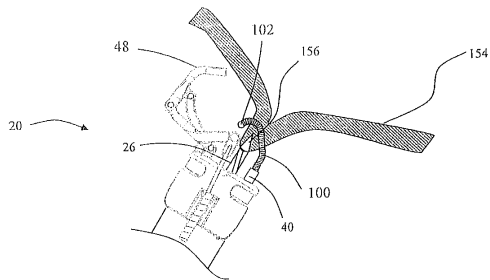
【図 4 0】

FIG. 40



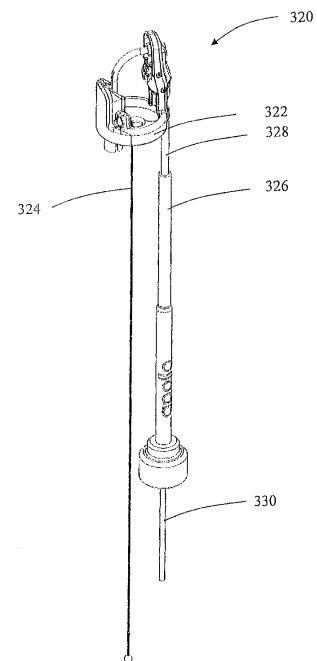
【図 4 1】

FIG. 41



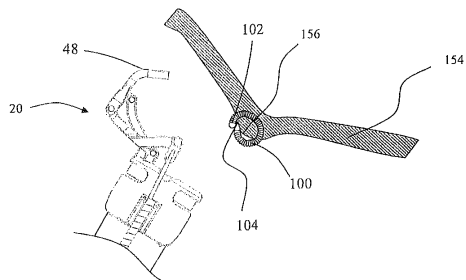
【図 4 3】

FIG. 43



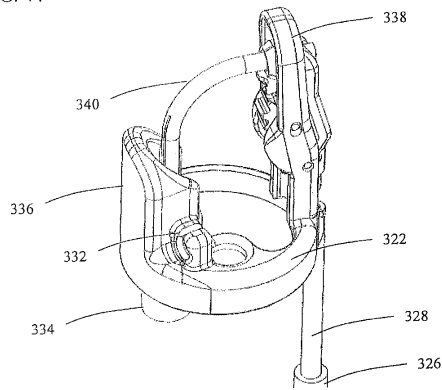
【図 4 2】

FIG. 42



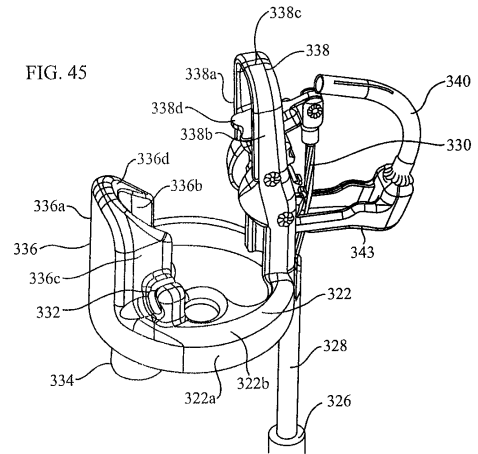
【図 4 4】

FIG. 44



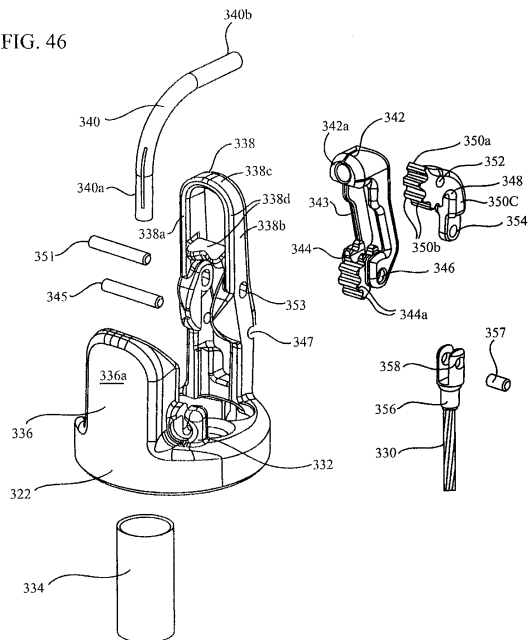
【図 4 5】

FIG. 45



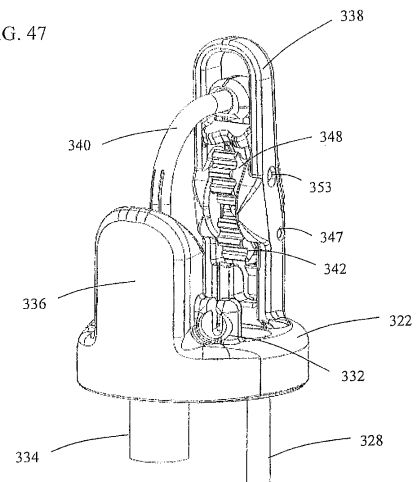
【図 4 6】

FIG. 46



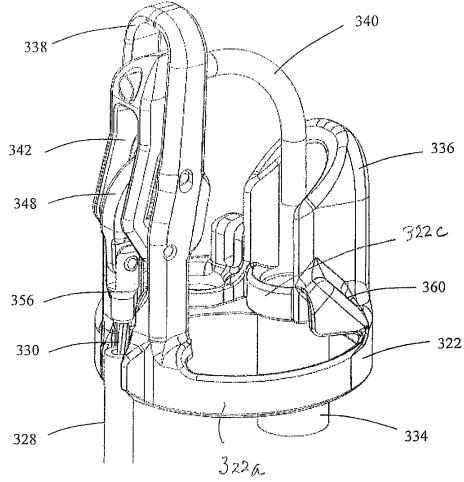
【図 4 7】

FIG. 47



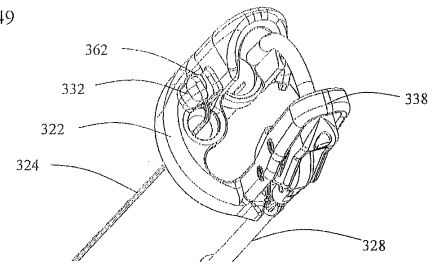
【図 48】

FIG. 48



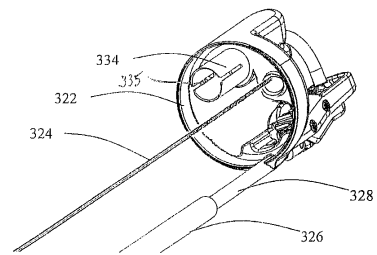
【図 49】

FIG. 49



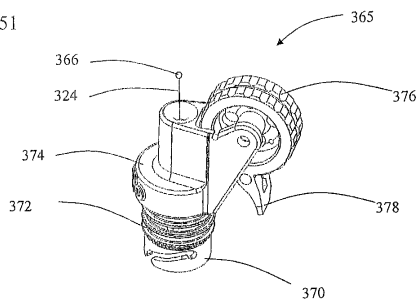
【図 50】

FIG. 50



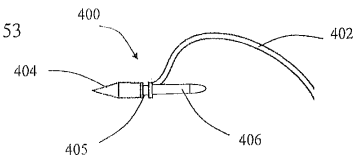
【図 51】

FIG. 51



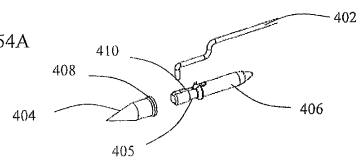
【図 53】

FIG. 53



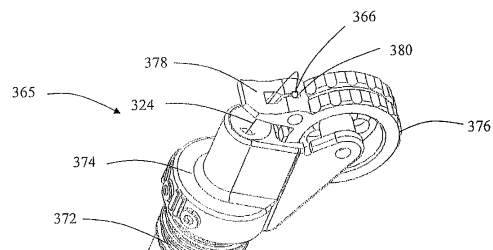
【図 54 A】

FIG. 54A



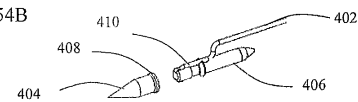
【図 52】

FIG. 52



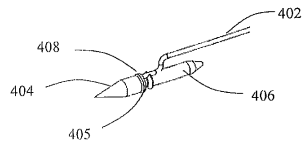
【図 54 B】

FIG. 54B



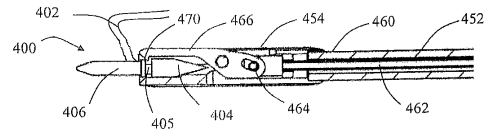
【図 5 4 C】

FIG. 54C



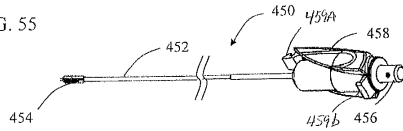
【図 5 7】

FIG. 57



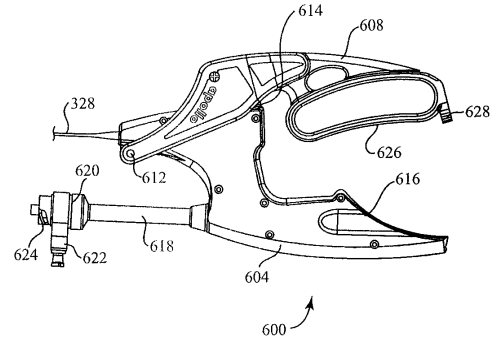
【図 5 5】

FIG. 55



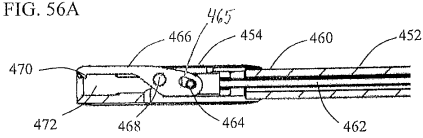
【図 5 8】

FIG. 58



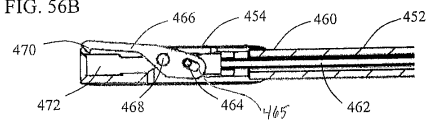
【図 5 6 A】

FIG. 56A



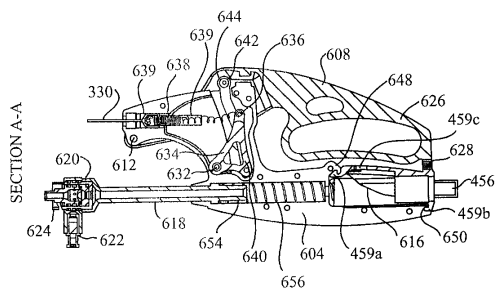
【図 5 6 B】

FIG. 56B



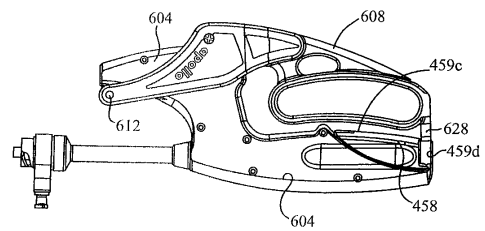
【図 5 9 A】

FIG. 59A



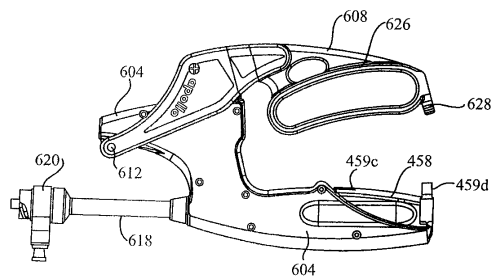
【図 5 9 C】

FIG. 59C



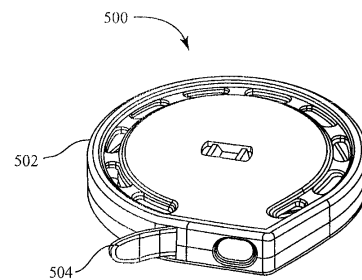
【図 5 9 B】

FIG. 59B

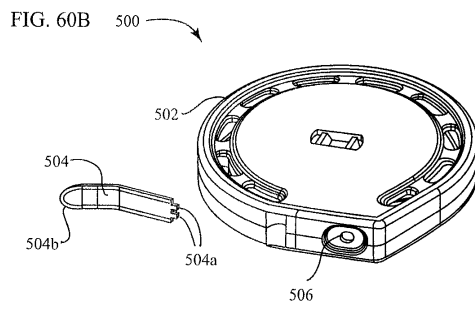


【図 6 0 A】

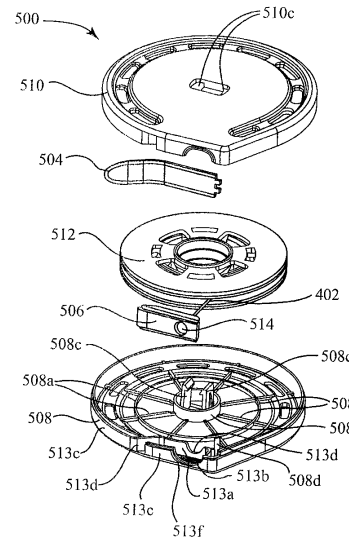
FIG. 60A



【図 60B】

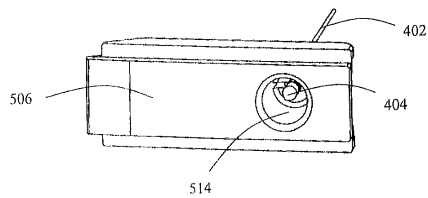


【図 60C】



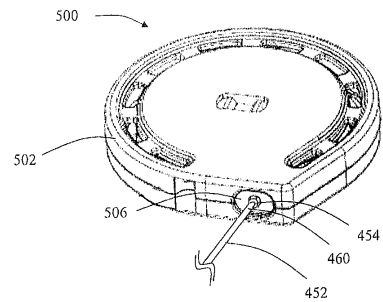
【図 61A】

FIG. 61A



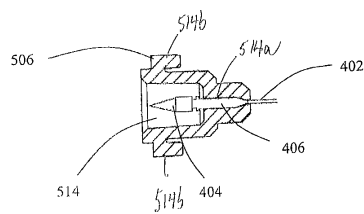
【図 62A】

FIG. 62A



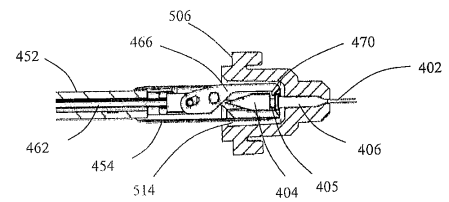
【図 61B】

FIG. 61B



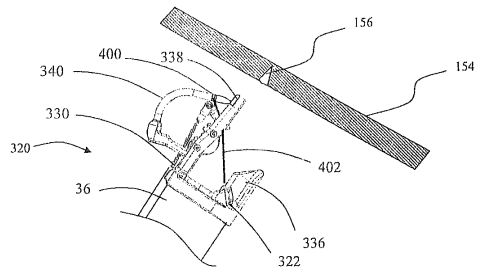
【図 62B】

FIG. 62B



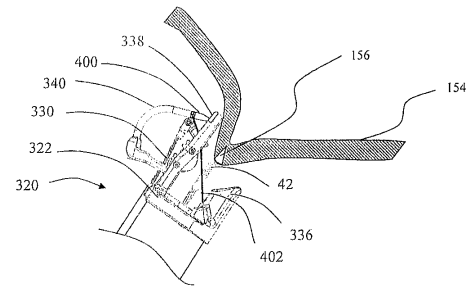
【図 6 3】

FIG. 63



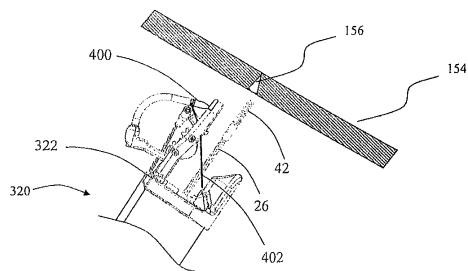
【図 6 5】

FIG. 65



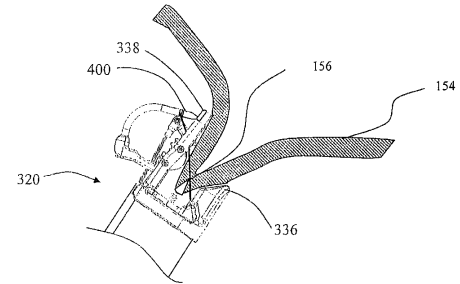
【図 6 4】

FIG. 64



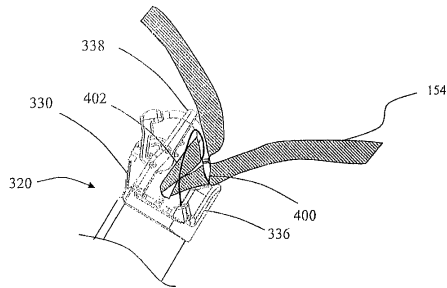
【図 6 6】

FIG. 66



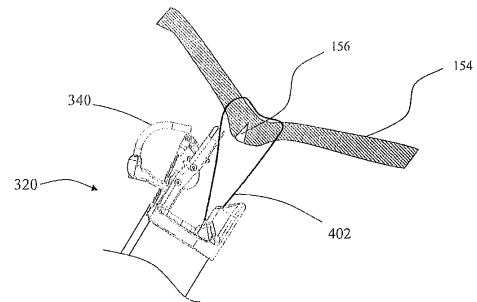
【図 6 7】

FIG. 67



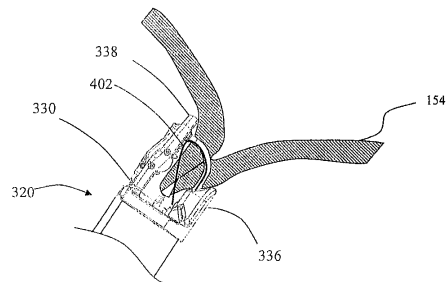
【図 6 9】

FIG. 69



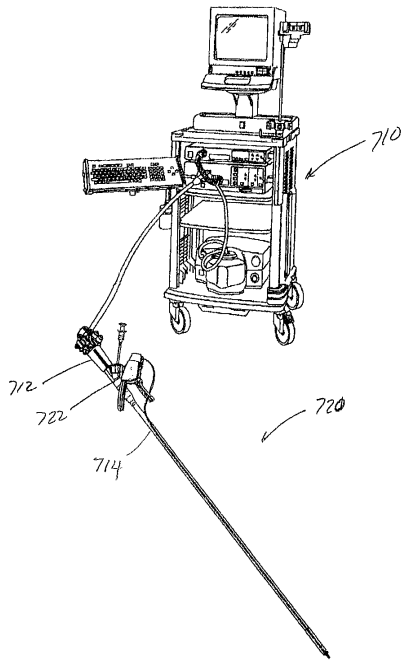
【図 6 8】

FIG. 68



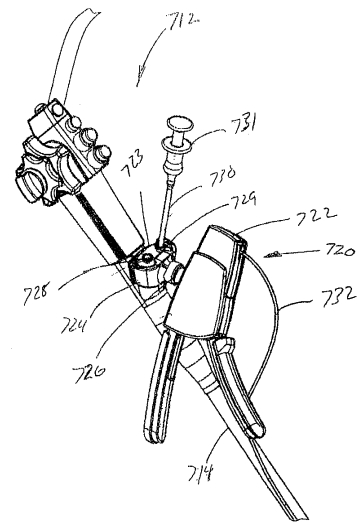
【図 70】

FIG. 70



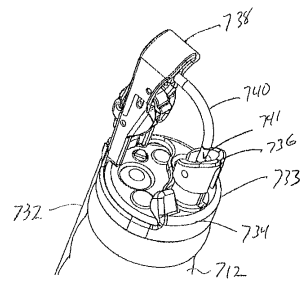
【図 71】

FIG. 71



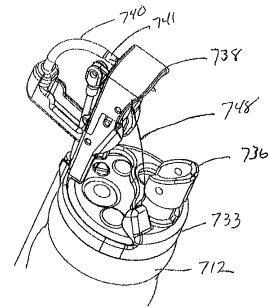
【図 72 A】

FIG. 72A



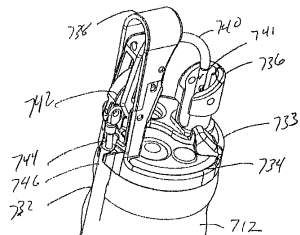
【図 73 A】

FIG. 73A



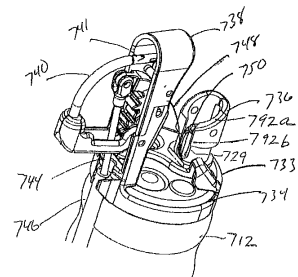
【図 72 B】

FIG. 72B



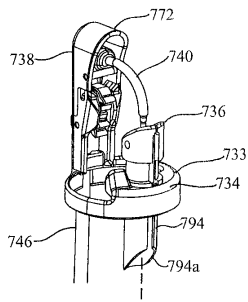
【図 73 B】

FIG. 73B



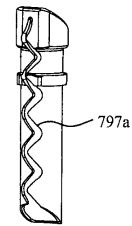
【図 7 4】

FIG. 74

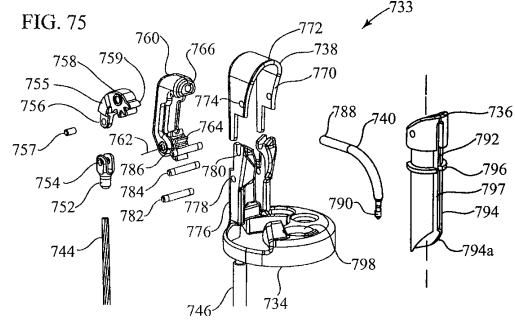


【図 7 5 A】

FIG. 75A

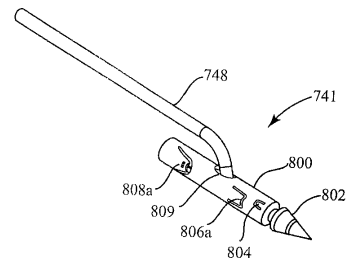


【図 7 5】



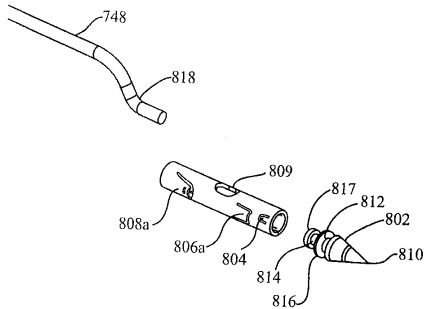
【図 7 6 A】

FIG. 76A



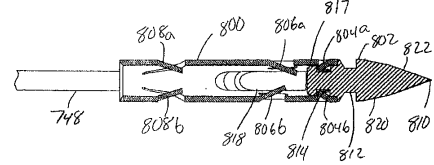
【図 7 6 B】

FIG. 76B



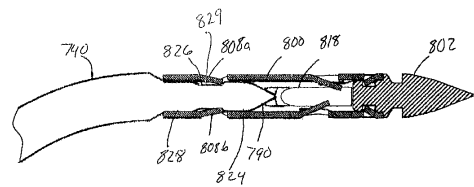
【図 7 7 B】

FIG. 77B



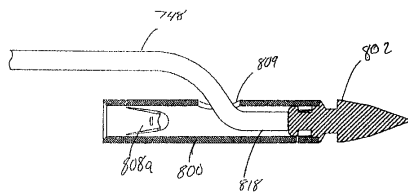
【図 7 8】

FIG. 78



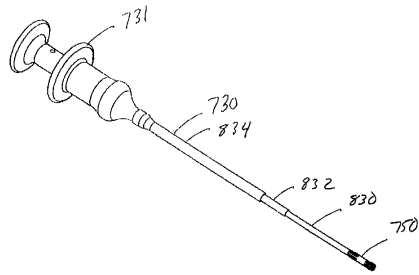
【図 7 7 A】

FIG. 77A



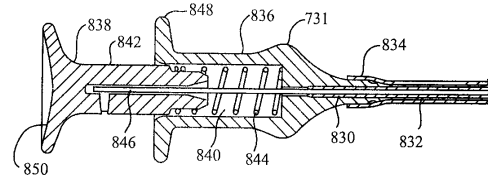
【図 7 9】

FIG. 79



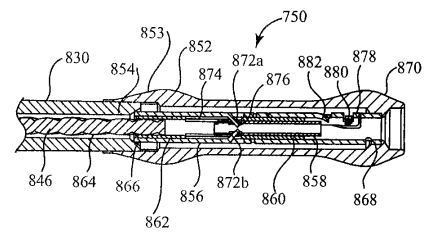
【図 8 1】

FIG. 81



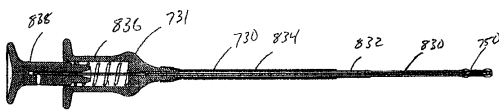
【図 8 2】

FIG. 82



【図 8 0】

FIG. 80



【図 8 3 A】

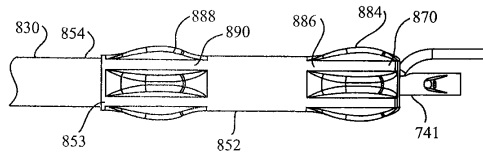
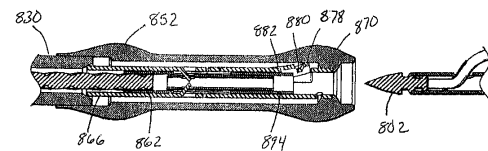


FIG. 83A

【図 8 4】

FIG. 84



【図 8 3 B】

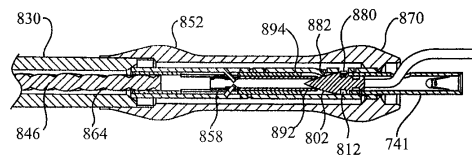
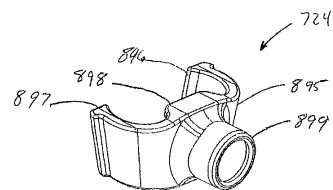


FIG. 83B

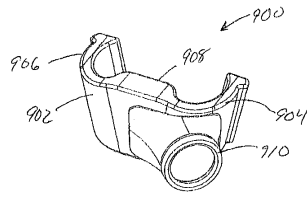
【図 8 5 A】

FIG. 85A



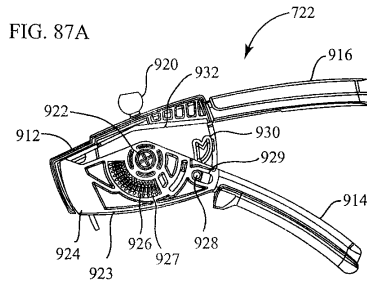
【図 8 5 B】

FIG. 85B



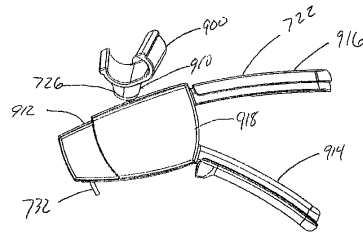
【図 8 7 A】

FIG. 87A



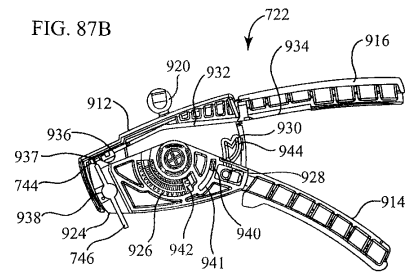
【図 8 6】

FIG. 86



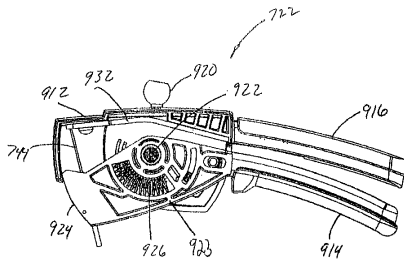
【図 8 7 B】

FIG. 87B



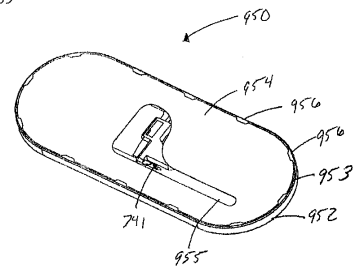
【図 8 8 A】

FIG. 88A



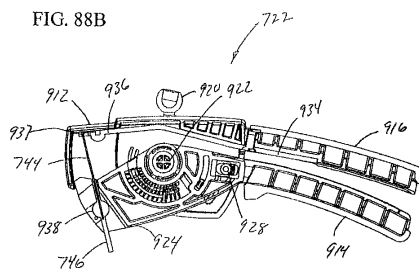
【図 8 9】

FIG. 89



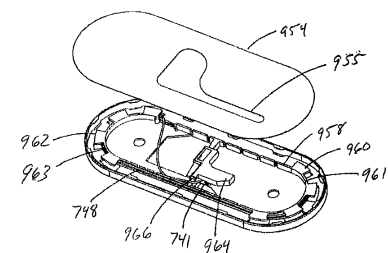
【図 8 8 B】

FIG. 88B



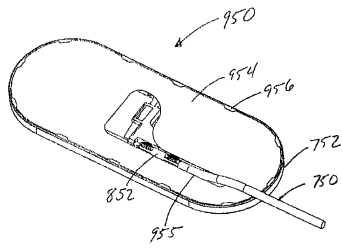
【図 9 0】

FIG. 90



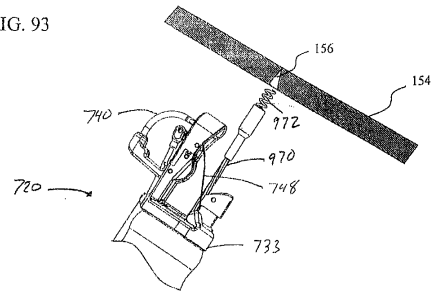
【図 9 1】

FIG. 91



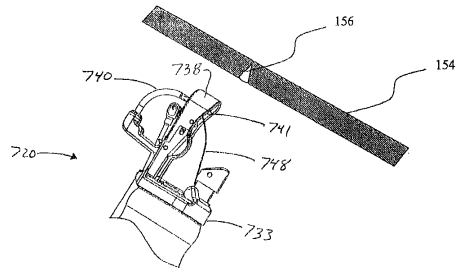
【図 9 3】

FIG. 93



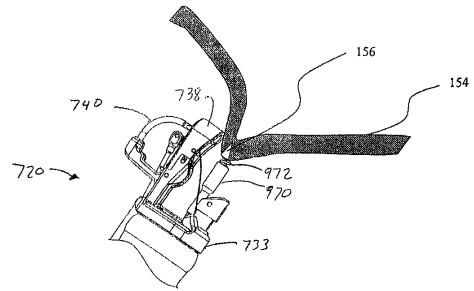
【図 9 2】

FIG. 92



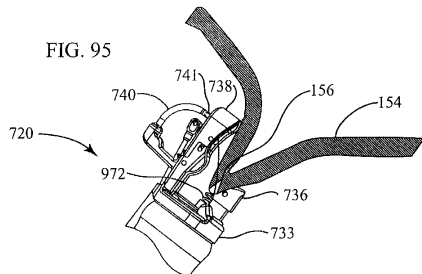
【図 9 4】

FIG. 94



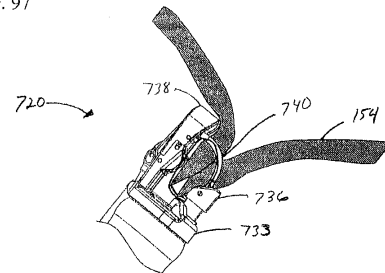
【図 9 5】

FIG. 95



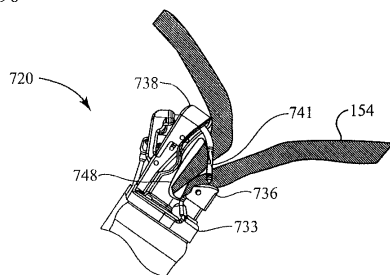
【図 9 7】

FIG. 97



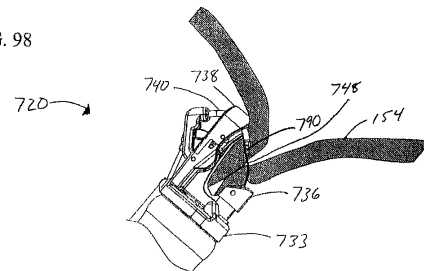
【図 9 6】

FIG. 96



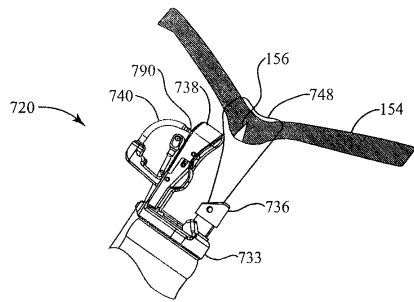
【図 9 8】

FIG. 98



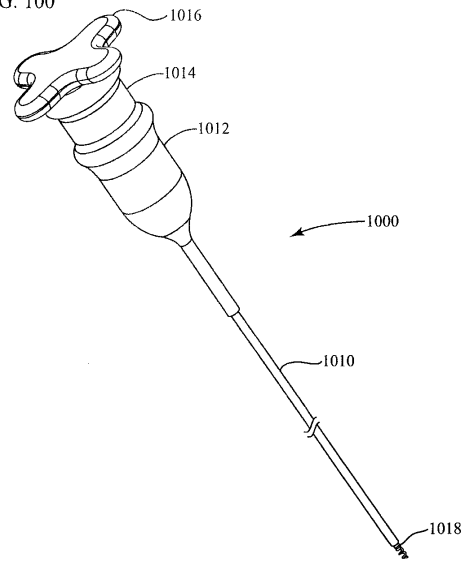
【図 99】

FIG. 99



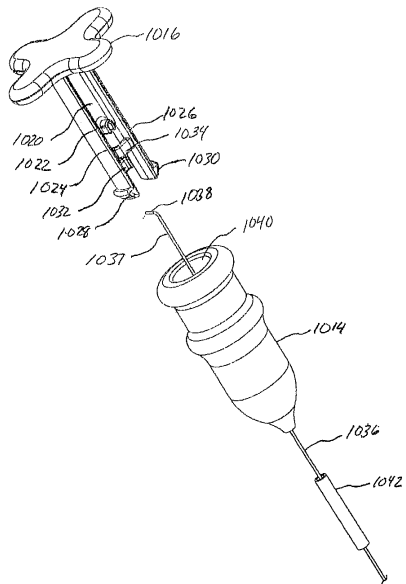
【図 100】

FIG. 100



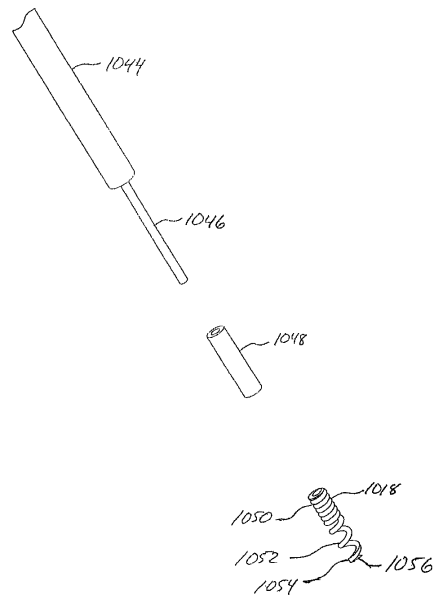
【図 101 A】

FIG. 101A



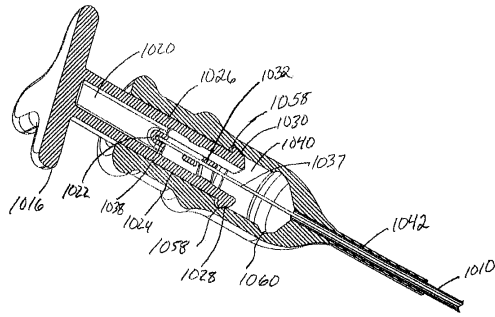
【図 101 B】

FIG. 101B



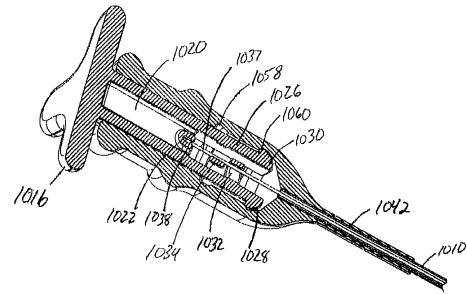
【図 102 A】

FIG. 102A



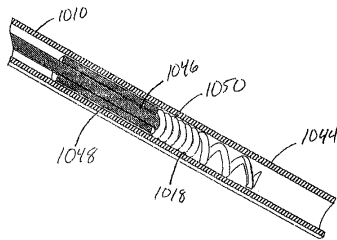
【図 103 A】

FIG. 103A



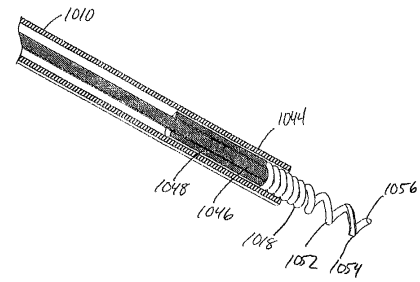
【図 102 B】

FIG. 102B



【図 103 B】

FIG. 103B



フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 13/327,988
(32)優先日 平成23年12月16日(2011.12.16)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 13/328,003
(32)優先日 平成23年12月16日(2011.12.16)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 13/328,016
(32)優先日 平成23年12月16日(2011.12.16)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (74)代理人 100147555
弁理士 伊藤 公一
- (72)発明者 ブラジミール ミテルバーグ
アメリカ合衆国, テキサス 78727, オースティン, スコフィールド ファームズ ドライブ
12616
- (72)発明者 ドナルド ケー. ジョーンズ
アメリカ合衆国, テキサス 78620, ドリッピング スプリングス, ノース キャニオンウッ
ド ドライブ 705
- (72)発明者 ジェイ. ランドン ギルケイ
アメリカ合衆国, テキサス 78744, オースティン, アップル オーチャード レーン 56
08
- (72)発明者 ブレット イー. ナグルレイター
アメリカ合衆国, フロリダ 33020, ハリウッド, サウス フィフティーンズ アベニュー 7
12

審査官 槻木澤 昌司

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2009/0312775 (US, A1)
特開2003-225241 (JP, A)
米国特許出願公開第2010/0087838 (US, A1)
特表2003-501132 (JP, A)
特表平03-503251 (JP, A)
米国特許出願公開第2002/0087190 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/04-17/062

专利名称(译)	内窥镜缝合系统		
公开(公告)号	JP6317405B2	公开(公告)日	2018-04-25
申请号	JP2016176727	申请日	2016-09-09
申请(专利权)人(译)	阿波罗结束杰里先生，雷法团去开球		
当前申请(专利权)人(译)	阿波罗结束杰里先生，雷法团去开球		
[标]发明人	ブラジミールミテルバーグ ドナルドケージョーンズ ジェイランドンギルケイ ブレットイーナグルレイター		
发明人	ブラジミール ミテルバーグ ドナルド ケー.ジョーンズ ジェイ.ランドン ギルケイ ブレット イー.ナグルレイター		
IPC分类号	A61B17/04 A61B17/062		
CPC分类号	A61B1/00087 A61B1/00089 A61B1/00094 A61B1/00101 A61B1/00137 A61B1/018 A61B1/04 A61B17/00234 A61B17/0401 A61B17/0487 A61B17/06114 A61B17/06123 A61B17/06133 A61B17/0625 A61B17/068 A61B50/13 A61B2017/00296 A61B2017/00349 A61B2017/0042 A61B2017/00477 A61B2017/0409 A61B2017/0417 A61B2017/0454 A61B2017/0464 A61B2017/0496 A61B2017/06047 A61B2017/0608 A61B2017/0649 A61B2017/2912 A61B2017/06052		
FI分类号	A61B17/04 A61B17/062		
F-TERM分类号	4C160/BB01 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN14 4C160/NN15 4C160/NN16		
代理人(译)	青木 笃 岛田哲朗 三桥 庸良 伊藤幸一		
优先权	61/483679 2011-05-08 US 61/495970 2011-06-11 US 13/327988 2011-12-16 US 13/328003 2011-12-16 US 13/328016 2011-12-16 US		
其他公开文献	JP2017018627A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种与内窥镜一起使用的内窥镜缝合系统，该内窥镜具有仪器通道和用于使内窥镜手术器械通过的远端。 解决方案：内窥镜缝合装置20包括用于定位在内窥镜12的远端处的基座，相对于基座可旋转的末端执行器，用于将基座附接到内窥镜的安装部分还有一个末端执行器组件。由于附接部分是可弹性压缩的并且可以径向压缩以插入器械通道中，因此弹性压缩的附接部分的充气力将基部保持抵靠内窥镜的远端。附接部分还包括纵向延伸穿过附接部分的开口，开口部分的尺寸设计成在其中接收内窥镜手术器械，开口部分可与器械通道连通。 点域1

(51) Int. Cl. F 1

A 6 1 B 17/04 (2006. 01)

A 6 1 B 17/062 (2006. 01)

A 6 1 B 17/04

A 6 1 B 17/062

請求項の数 10 外国語出願 (全 48 頁)		
(21) 出願番号	特願2016-176727 (P2016-176727)	(73) 特許権者 510009511
(22) 出願日	平成28年9月9日 (2016. 9. 9)	アボロ エンドサージェリー, インコーポ
(62) 分割の表示	特願2014-510391 (P2014-510391)	レイティド
原出願日	平成24年5月7日 (2012. 5. 7)	アメリカ合衆国, テキサス 7 8 7 4 6,
(65) 公開番号	特開2017-18627 (P2017-18627A)	オースティン, サウス キャピタル オブ
(43) 公開日	平成29年1月26日 (2017. 1. 26)	テキサス ハイウェイ 1 1 2 0, スイ
審査請求日	平成28年10月3日 (2016. 10. 3)	ート 3 0 0, ビルディング 1
(31) 優先権主張番号	61/483, 679	(74) 代理人 100099759
(32) 優先日	平成23年5月8日 (2011. 5. 8)	弁理士 青木 篤
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人 100102819
(31) 優先権主張番号	61/495, 970	弁理士 島田 哲郎
(32) 優先日	平成23年6月11日 (2011. 6. 11)	(74) 代理人 100123582
(33) 優先権主張国	米国 (US)	弁理士 三橋 真二
		(74) 代理人 100141081
		弁理士 三橋 庸良
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡検査システム