

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4624485号
(P4624485)

(45) 発行日 平成23年2月2日(2011.2.2)

(24) 登録日 平成22年11月12日(2010.11.12)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 17/04 (2006.01)

F I
A 6 1 B 17/04

請求項の数 16 (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願2010-517217 (P2010-517217)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成21年11月5日 (2009.11.5)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/068896		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02010/053118	(74) 代理人	100106909
(87) 国際公開日	平成22年5月14日 (2010.5.14)		弁理士 棚井 澄雄
審査請求日	平成22年4月30日 (2010.4.30)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	12/265,790		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成20年11月6日 (2008.11.6)	(74) 代理人	100094400
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 鈴木 三義
早期審査対象出願		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 縫合器及び縫合システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行う縫合器であって、

開閉することによって前記組織を把持可能に構成された一対の第1ジョー及び第2ジョーと、

前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、

前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャと、

を備え、

前記針管は、前記第1ジョーと交差し、かつ先端が前記第2ジョーに向かうように配置され、

前記第1ジョー及び前記第2ジョーで前記組織を把持すると、前記組織に前記針管が刺入される。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の縫合器であって、

前記針管は、前記第1ジョーと交差し、かつ先端が前記第2ジョーに向かって移動可能に構成されている。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の縫合器であって、

前記針管は可撓性を有するシースに進退可能に挿通されており、
前記第 1 ジョーは、開閉方向に貫通する貫通孔を有し
前記シースは、前記第 1 ジョーの前記第 2 ジョーに対向する面と反対側から前記貫通孔に連通するように接続されている。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の縫合器であって、
前記縫合ユニットは、2 つ以上の前記アンカーを有し、かつ前記縫合系が挿通されて、前記縫合系上を前記アンカー側にのみ移動可能なストッパをさらに有する。

【請求項 5】

縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行う縫合器であって、

開閉することによって前記組織を把持可能に構成された一对の把持部材と、
前記一对の把持部材のそれぞれに、先端が互いに対向するように設けられ、前記アンカーを内腔に収容可能な中空の一对の針管と、
前記一对の針管の一方である第 1 針管に進退可能に挿通され、収容された前記アンカーを先端側に押圧可能なプッシャと、
を備え、
前記アンカーは前記プッシャが挿通された前記第 1 針管に収容されている。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の縫合器であって、前記一对の針管は、互いに係合及び解除が可能な先端形状を有する。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の縫合器であって、
前記アンカーは、互いに対向した前記一对の針管の内腔を、前記第 1 針管から前記一对の針管の他方である第 2 針管に移動可能であり、
前記第 2 針管は、前記アンカーを内腔に係止可能な係止部を有し、
前記第 2 針管に移動した前記アンカーは、前記係止部に係止されて、前記第 2 針管内に支持される。

【請求項 8】

内視鏡装置と、体腔内組織を保持可能な保持機構と、縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行う縫合機構とを有する縫合システムであって、

前記縫合機構は、
前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、
前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャと、
を備えて、前記内視鏡装置に対して長手方向に相対移動可能に取り付けられており、
前記保持機構は、
先端に設けられ、体腔内組織を保持可能な保持部と、
前記保持部に設けられ、保持した前記体腔内組織を前記針管が貫通することを可能にする貫通孔と、
前記保持部に設けられ、前記貫通孔に前記針管の先端を案内するガイド面と、
前記保持部の向きを変化させるための湾曲部と、
を備えて、前記ガイド面が前記縫合機構に対向するように前記内視鏡装置に取り付けられる。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の縫合システムであって、
前記保持部は、開閉可能な一对の鉗子を備え、
前記貫通孔は、前記一对の鉗子のそれぞれに、前記一对の鉗子の開閉方向に延びるように形成されている。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

請求項 8 に記載の縫合システムであって、
前記保持部は、一方の端部が開口した筒状の吸引キャップを備え、
前記貫通孔は、前記吸引キャップの外周面に、前記吸引キャップの中心軸を挟んで対抗するように形成されている。

【請求項 11】

内視鏡装置と、縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行う縫合機構とを有する縫合システムであって、

前記縫合機構は、

前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、

前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャと、

を備え、

前記内視鏡装置は、先端の位置を移動させて観察視野を変更可能な先端変位部を備え、

前記先端変位部は、前記観察視野において前記針管が前記組織に刺入される状態を観察可能な第 1 位置と、前記観察視野において前記針管が前記組織を貫通して突出する状態を観察可能な第 2 位置とに前記先端を移動可能である。

【請求項 12】

縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行う縫合器であって、

前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、

前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャと、

内視鏡装置の先端に装着可能な穿刺キャップと、

を備え、

前記穿刺キャップは、

透明性を有する材料で形成された筒体と、

前記筒体の周壁の内部にらせん状に形成されて前記筒体の内壁に開口し、前記針管が進退可能な針管チャンネルと、

を有し、

前記針管は、弾性変形可能な材料によって前記針管チャンネルと同等の螺旋形状に形成され、かつ先端側の所定の長さの領域は前記螺旋形状よりも強く湾曲した形状に形成されており、

前記針管チャンネルから突出した前記針管は、前記筒体の軸線に向かって突出する。

【請求項 13】

縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて体腔内組織の縫合を行う縫合器であって、

中空の針管と、

前記針管が進退可能に挿通されたシースと、

前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャと、

内視鏡装置の先端に装着可能な筒状のキャップと、

を備え、

前記シースの先端側は、前記キャップと硬質のリンクで接続されており、

前記リンクの端部は、それぞれ前記キャップ及び前記シースに回動可能に接続されている。

【請求項 14】

縫合システムであって、

内視鏡装置と、

縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行い、前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャと、を有する縫合機構と、

前記針管が前記組織を貫通して突出する状態を観察可能な補助観察部と、
を備える。

【請求項 15】

縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行う縫合器であって、

前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、

前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャと、

を備え、

前記針管は、湾曲した先端部と、前記先端部に接続された直線状の基端側部分とを有し、前記先端部を含む平面と前記基端側部分の軸線とが0度より大きく90度以下である所定の角度をなしている。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の縫合器であって、

前記針管を収容可能なシースをさらに備え、

前記針管は、弾性変形可能な材料で形成され、前記シースが直線状態を保持したまま前記シース内に収容されることが可能である。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入して使用される縫合器、より詳しくは、アンカーが端部に取付けられた縫合系を用いて胃や腸等の管腔器官に形成された穿孔等を縫合する際に使用される縫合器、及び同縫合器を含む縫合システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、胃や腸等の管腔器官に形成された穿孔や裂傷等を縫合する目的で、端部にアンカーが取付けられた縫合系を用いる縫合器が知られている（例えば、特許文献1参照）。この縫合器では、針の先から射出したアンカーを組織内または組織外で穿孔の周囲の組織に係止させ、ストッパ等を用いて縫合系を引き絞り、アンカーに係止された組織を引き寄せることによって縫合を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】国際公開2007-37326号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の縫合器では、針管が直線状であったため、組織に刺入した際の針管の先端位置を内視鏡装置で視認することは容易ではなく、アンカーの射出を確実に行うという点で針管の先端の視認性が充分ではなかった。

【0005】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであって、針管の先端の視認性が良好な縫合器、及び同縫合器を含む縫合システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の態様は、縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて

10

20

30

40

50

組織の縫合を行う縫合器であって、開閉することによって前記組織を把持可能に構成された一対の第１ジョー及び第２ジョーと、前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャとを備え、前記針管は、前記第１ジョーと交差し、かつ先端が前記第２ジョーに向かうように配置され、前記第１ジョー及び前記第２ジョーで前記組織を把持すると、前記組織に前記針管が刺入される縫合器である。

【０００７】

本発明の第２の態様は、内視鏡装置と、体腔内組織を保持可能な保持機構と、縫合系の端部にアンカーが取付けられた縫合ユニットを用いて組織の縫合を行う縫合機構とを有する縫合システムであって、前記縫合機構は、前記アンカーを内腔に収容可能な中空の針管と、前記針管に進退可能に挿通され、前記針管内に収容された前記アンカーを前記針管の先端側に押圧可能なプッシャとを備え、前記保持機構は、先端に設けられ、体腔内組織を保持可能な保持部と、前記保持部に設けられ、保持した前記体腔内組織を前記針管が貫通することを可能にする貫通孔と、前記保持部に設けられ、前記貫通孔に前記針管の先端を案内するガイド面と、前記保持部の向きを変化させるための湾曲部とを備え、前記縫合機構及び前記保持機構は、前記ガイド面が前記縫合機構に対向するように前記内視鏡装置のチャンネルに挿入されて使用される縫合器である。

【発明の効果】

【０００８】

本発明によれば、針管を対象組織等に刺入するとき、および、針管が組織を貫通した後も、針管を内視鏡装置で観察可能である。針管の先端が対象組織等の外に出たことを内視鏡装置で確認することができ、かつ内視鏡装置で観察しながら各アンカーの射出を行うことができる。したがって、縫合ユニットを処置対象組織により確実に係止して的確に縫合を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】図１は、本発明の第１実施形態の縫合器を示す図である。

【図２】図２は、同縫合器に使用される縫合ユニットを示す図である。

【図３】図３は、同縫合器の先端部を一部断面で示す拡大図である。

【図４】図４は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図５】図５は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図６】図６は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図７】図７は、本発明の第２実施形態の縫合器の構成を示す全体図である。

【図８Ａ】図８Ａは同縫合器の縫合機構の先端側を一部断面で示す拡大図である。

【図８Ｂ】図８Ｂは同縫合機構の操作部を一部断面で示す拡大図である。

【図９】図９は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図１０】図１０は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図１１】図１１は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図１２】図１２は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図１３】図１３は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図１４】図１４は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図１５】図１５は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図１６】図１６は、本発明の第３実施形態の縫合器の先端部を示す図である。

【図１７】図１７は、同先端部の拡大断面図である。

【図１８】図１８は、同縫合器の操作部を示す図である。

【図１９】図１９は、同操作部の断面図である。

【図２０】図２０は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図２１】図２１は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図２２】図２２は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図２３】図２３は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図 2 4】図 2 4 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 2 5】図 2 5 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 2 6】図 2 6 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 2 7】図 2 7 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 2 8】図 2 8 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 2 9】図 2 9 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 3 0】図 3 0 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 3 1】図 3 1 は、同実施形態の変形例の縫合器における先端部分の拡大断面図である

。
 【図 3 2】図 3 2 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。 10
 【図 3 3】図 3 3 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 3 4】図 3 4 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 3 5】図 3 5 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 3 6】図 3 6 は、同実施形態の他の変形例の縫合器における針管を示す図である。
 【図 3 7】図 3 7 は、同針管の拡大断面図である。
 【図 3 8】図 3 8 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 3 9】図 3 9 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。
 【図 4 0】図 4 0 は、同実施形態の他の変形例の縫合器における針管を示す図である。
 【図 4 1 A】図 4 1 A は、図 4 0 の A - A 線における断面図である。
 【図 4 1 B】図 4 1 B は、図 4 0 の B - B 線における断面図である。 20
 【図 4 1 C】図 4 1 C は、図 4 0 の C - C 線における断面図である。
 【図 4 2】図 4 2 は、本発明の第 4 実施形態の縫合システムにおける内視鏡用鉗子の一例を示す図である。
 【図 4 3】図 4 3 は、同内視鏡用鉗子の先端部分の拡大図である。
 【図 4 4】図 4 4 は、同縫合システムの先端部分の拡大図である。
 【図 4 5】図 4 5 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 4 6】図 4 6 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 4 7】図 4 7 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 4 8】図 4 8 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 4 9】図 4 9 は、本発明の第 5 実施形態の縫合システムの先端部分を示す図である。 30
 【図 5 0】図 5 0 は、同縫合システムの先端部分の正面図である。
 【図 5 1】図 5 1 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 5 2】図 5 2 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 5 3】図 5 3 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 5 4】図 5 4 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 5 5】図 5 5 は、本発明の第 6 実施形態の縫合システムを示す全体図である。
 【図 5 6】図 5 6 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 5 7】図 5 7 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 5 8】図 5 8 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 5 9】図 5 9 は、本発明の第 7 実施形態の縫合システムの先端部分を示す図である。 40
 【図 6 0】図 6 0 は、同縫合システムの穿刺キャップの軸線方向における断面図である。
 【図 6 1】図 6 1 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 6 2】図 6 2 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 6 3】図 6 3 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 6 4】図 6 4 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 6 5】図 6 5 は、本発明の第 8 実施形態の縫合システムを示す全体図である。
 【図 6 6】図 6 6 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 6 7】図 6 7 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 6 8】図 6 8 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。
 【図 6 9】図 6 9 は、本発明の第 9 実施形態の縫合システムの先端を示す図である。 50

【図 7 0】図 7 0 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。

【図 7 1】図 7 1 は、同実施形態の変形例の縫合システムの先端を示す図である。

【図 7 2】図 7 2 は、同縫合システムの使用時の動作を示す図である。

【図 7 3】図 7 3 は、本発明の第 1 0 実施形態の縫合器の針管を示す図である。

【図 7 4】図 7 4 は、同針管がシース内に収容された状態を示す図である。

【図 7 5】図 7 5 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図 7 6】図 7 6 は、同縫合器の使用時の動作を示す図である。

【図 7 7】図 7 7 は、同実施形態の変形例の縫合器の針管を示す図である。

【図 7 8 A】図 7 8 A は、同実施形態の変形例の縫合器の針管を示す図である。

【図 7 8 B】図 7 8 B は、同針管をアンカーが通過する状態を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 0】

以下、本発明の第 1 実施形態の縫合器について、図 1 から図 5 を参照して説明する。

【0 0 1 1】

図 1 は、本実施形態の縫合器 1 を示す図である。縫合器 1 は、内視鏡装置 1 0 0 と一緒にテープ等によって束ねられ、患者等の体腔内に挿入されて使用されるものである。

縫合器 1 は、体内に挿入される挿入部 2 と、挿入部 2 の先端に設けられた、縫合を行うための先端部 3 と、挿入部 2 の基端側に設けられた、先端部 3 を操作するための操作部 4 とを備えて構成されている。

【0 0 1 2】

20

図 2 は、縫合器 1 に取り付けられて収容される縫合ユニット 1 0 3 を示す図である。縫合ユニット 1 0 3 は、縫合糸 1 0 4 と、縫合糸 1 0 4 が挿通されたストッパ 1 0 5 と、縫合糸 1 0 4 の両端に取付けられた棒状の第 1 アンカー 1 0 6 及び第 2 アンカー 1 0 7 とを備えて構成されている。各アンカー 1 0 6、1 0 7 には、外面の一部に全周にわたってそれぞれ係合溝 1 0 6 A、1 0 7 A が設けられている。

【0 0 1 3】

ストッパ 1 0 5 は、金属や生分解性樹脂等の樹脂等からなる板状の部材の左右の端部 1 0 5 A 及び 1 0 5 B が対向するように折り曲げられ、端部 1 0 5 A と 1 0 5 B とが互いに係合されて形成されている。

ストッパ 1 0 5 の左右方向中央付近には孔 1 0 5 C が設けられており、中点 1 0 4 A で折り曲げられた縫合糸 1 0 4 が、端部 1 0 5 A、1 0 5 B と反対側の面から孔 1 0 5 C に挿通され、互いに係合する端部 1 0 5 A と端部 1 0 5 B との間を通るように配置されている。ストッパ 1 0 5 の使用時の動作については後述する。

30

【0 0 1 4】

挿入部 2 は可撓性を有する管状の部材であり、内部に先端部 3 を操作するためのワイヤや縫合ユニット 1 0 3 のアンカー 1 0 6、1 0 7 を射出するためのブッシャ等が挿通されている。

【0 0 1 5】

図 3 は、先端部 3 を一部断面で示す拡大図である。先端部 3 は、処置対象部位の組織（以下、「対象組織」と称する。）を把持するための一対のジョー 1 0 と、対象組織に穿刺されてアンカー 1 0 6、1 0 7 を射出するための針管 1 1 と、縫合ユニット 1 0 3 のストッパ 1 0 5 が支持されるストッパ支持部 1 2 とを備えている。

40

【0 0 1 6】

ジョー 1 0 は、図 3 における上側の第 1 ジョー 1 0 A と、下側の第 2 ジョー 1 0 B とからなり、互いに対向する面（把持面）を接近させるように閉じることによって対象組織を把持することが可能である。ジョー 1 0 を開閉操作するための図示しないワイヤは、挿入部 2 を通って操作部 4 に接続されている。

【0 0 1 7】

針管 1 1 は、先端が鋭利に形成された中空の部材である。針管 1 1 の先端側は、図 3 に示すように、曲線を描いて挿入部 2 の先端側に折り返すフック状に形成されており、かつ

50

第１ジョー１０Ａの把持面を通るように第１ジョー１０Ａに対して一体に固定されている。したがって、針管１１はジョー１０の開閉操作と連動して、第１ジョー１０Ａの基端を中心に回転するように移動する。

上記のような移動を行うため、針管１１のうち挿入部２から突出する起始部１１Ａは一定の柔軟性を有するのが好ましい。このような柔軟性は、針管１１全体をニッケルチタン等の超弾性金属で形成したり、起始部１１Ａより基端側の領域を樹脂等で形成したりすることによって確保することができる。

【００１８】

針管１１の内腔には、縫合ユニットの各アンカー１０６、１０７が収容されている。各アンカーの係合溝１０６Ａ、１０７Ａは、それぞれ針管１１の内腔側に突出して設けられた図示しない係合突起と係合しており、各アンカー１０６、１０７の誤射出や自然脱落等を防いでいる。

10

【００１９】

縫合ユニット１０３の縫合系１０４は、針管１１のフック形状の内周側に形成された溝１１Ｂから針管１１の外に引き出されている。アンカー１０６、１０７の基端側には、アンカー１０６、１０７を射出するためのプッシャ１３が挿通されている。プッシャ１３は、挿入部２を通して操作部４まで延びている。

【００２０】

各アンカー１０６、１０７は、図３に示すように湾曲した針管１１の内腔に収容されるため、長手方向の両端に向かって徐々に縮径するテーパ状に形成されると、当該両端が針管１１の内壁に引っかかりにくく、好ましい。また、上述の超弾性金属や生分解性プラスチック等を用いて可撓性を有するように形成されると、針管１１内での移動及び射出がスムーズになり、好ましい。同様に、プッシャ１３も湾曲した内腔を進退するため、可撓性を有するように形成されている。

20

【００２１】

ストッパ支持部１２は、挿入部に挿通されたシース１４と、シース１４に挿通された係止部材１５とを備えている。シース１４は可撓性を有する管状の部材で、挿入部２に対して軸線方向に進退可能である。係止部材１５は、先端にフック１５Ａを有して、操作部４まで延びている。

【００２２】

30

図３に示すように、針管１１の溝１１Ｂから引き出された縫合系１０４は、シース１４内に引き込まれている。そして、縫合系１０４の折り曲げられた中点１０４Ａが係止部材１５のフック１５Ａに係止され、ストッパ１０５がシース１４の先端に当接されて支持されている。

【００２３】

図１に戻って、操作部４は、ジョー１０及びプッシャ１３を操作するための第１操作部１６と、ストッパ支持部１２を操作するための第２操作部１７とを備えて構成されている。

【００２４】

40

第１操作部１６は、本体１８と、本体１８の軸線方向に摺動可能に取り付けられたスライダ１９と、本体１８に一端が取り付けられたプッシャ操作部２０とを備えている。スライダ１９には、ジョー１０と接続されたワイヤの端部が接続されており、スライダ１９を本体１８に対して摺動させることで、ジョー１０の開閉操作を行うことができる。

プッシャ操作部２０は、筒状の部材であり、本体１８と一定の角度をなして本体１８の基端側に延びている。プッシャ操作部２０には挿入部２及び本体１８の内部を通ったプッシャ１３の基端側が進退可能に挿通されており、突出したプッシャ１３の端部にツマミ２１が取り付けられている。ユーザは、ツマミ２１を持ってプッシャ１３をプッシャ操作部２０に向かって前進させることで、針管１１からアンカー１０６、１０７を射出することができる。

【００２５】

50

第2操作部17は、本体22と、本体22の軸線方向に摺動可能に取り付けられたスライダ23とを備えている。本体22には、挿入部2に挿通されたシース14の基端が接続されており、本体22を挿入部2に対して進退させることで、挿入部2の先端からのシース14の突出長を変化させることができる。スライダ23にはシース14に挿通された係止部材15の基端が接続されており、スライダ23を本体22に対して摺動させることで、シース14と係止部材15との長さ方向における位置関係を変化させることができる。

【0026】

上記のように構成された縫合器1の使用時の動作について説明する。

まずユーザは、縫合器1を患者等の体腔内に挿入して、先端部3を穿孔や裂傷等のある処置対象部位のある胃壁等の付近まで移動させる。このとき、まず内視鏡装置100を体腔内に挿入し、公知のオーバーチューブ（不図示）に内視鏡装置100の基端を挿通し、内視鏡装置100をガイドとしてオーバーチューブを体腔内に挿入してから一端内視鏡装置100を抜去する。そして、図1に示すように内視鏡装置100と縫合器1をテープやバンド等で一体に束ねてからオーバーチューブに挿入して体腔内に挿入すると、複雑な形状の先端部3をスムーズに対象組織付近まで導入することができる。

【0027】

ユーザは、第1操作部16のスライダ19を操作してジョー10を開き、処置対象部位の一方の対象組織T1に接近させ、ジョー10を閉じる。すると、図3に示すように、ジョー10によって対象組織T1が把持されると同時に、第1ジョー10Aの把持面を通った針管11の鋭利な先端が対象組織T1に刺入される。ユーザがさらにジョー10を閉じると、針管11の先端は二股に分かれた第2ジョー10Bの間を通過して対象組織T1を貫通する。

【0028】

次にユーザがプッシャ操作部20を操作してプッシャ13を前進させると、図4に示すように、プッシャがアンカー106、107を針管の先端側に押し出し、まず先端側の第1アンカー106が針管11から射出される。ユーザは針管11内部の係合突起が第1アンカー106の係合溝106Aを乗り越える際に発生する感触（クリック感）によって第1アンカー106が射出されたことを認識することができる。

【0029】

ユーザは同様の手順で、図5に示すように、処置対象部位のもう一方の対象組織T2に第2アンカー107を射出して係止する。対象組織T2から針管11を抜いた後、ユーザは、第2操作部17の本体22を、スライダ23との位置関係を保持しながら挿入部2に押し込む。すると、図6に示すように、ストッパ支持部12のシース14が挿入部2から突出する。

シース14が挿入部2から突出すると、係止部材15のフック15Aに係止された縫合ユニット103の縫合糸104はシース14内に収容されていき、ストッパ105とシース14の先端面とが当接したまま、縫合糸104のみがシース14内に収容されて、ストッパ105と各アンカー106、107との距離が短くなる。

【0030】

各アンカー106、107は、それぞれ組織T1及びT2に係止されているので、図6に示すように、ストッパ105と各アンカー106、107とが近づくにつれて、対象組織T1、T2は各アンカー106、107とともに縫合器1側に引き寄せられて密着する。こうして、処置対象部位Tの縫合が行われる。

このとき、縫合糸104が中点104A側に移動してシース14内に収容されるときにはストッパ105の端部105Aと端部105Bとの係合が緩むが、縫合糸104が各アンカー106、107側に移動しようとしても、縫合糸104に作用する力によって端部105Aと端部105Bとがより強固に係合するため当該方向への移動はできない。すなわち、ストッパ105は各アンカー106、107側에만移動し、その反対側には移動しないので、処置対象部位Tの縫合が緩んだり、解除されたりすることはない。

【0031】

縫合終了後、ユーザはシース 14 を後退させる。そして、スライダ 23 を操作して係止部材 15 をシース 14 に対して前進させ、シース 14 から突出させる。そして、内視鏡装置 100 による観察下でフック 15A と縫合糸 104 との係合を解除して縫合ユニット 104 を縫合器 1 から切り離す。こうして一連の処置が終了する。

【0032】

本実施形態の縫合器 1 によれば、各アンカー 106、107 が射出される針管 11 が、開閉可能な一对のジョー 10 の一方の第 1 ジョー 10A の把持面を通るように湾曲して形成されている。したがって、針管 11 を対象組織 T1、T2 等に刺入するときには内視鏡装置 100 で観察可能であり、針管 11 が組織を貫通した後も針管 11 の先端が挿入部 2 側に向くので、内視鏡装置 100 で観察可能である。

10

【0033】

従来の縫合器では、針管が直線状であったため、組織に刺入した際の針管の先端位置を内視鏡装置で視認することは容易ではなく、アンカーの射出を確実にを行うという点で針管の先端の視認性が充分ではなかった。本実施形態の縫合器 1 では、針管 11 の先端が対象組織 T1 等の外に出たことを内視鏡装置 100 で確認することができ、かつ内視鏡装置 100 で観察しながら各アンカー 106、107 の射出を行うことができる。したがって、縫合ユニット 103 を処置対象組織により確実に係止して的確に縫合を行うことができる。

【0034】

次に本実施形態の第 2 実施形態について、図 7 から図 15 を参照して説明する。本実施形態の縫合器 31 と上述の縫合器 1 との異なるところは、針管がジョーまで延設されたチャンネルを通して導入される点である。

20

なお、以降の説明において、既に説明した実施形態におけるものと共通する構成要素については、それぞれ同一の符号を付して重複する説明を省略する。

【0035】

図 7 は、縫合器 31 の構成を示す全体図である。縫合器 31 は、一对のジョーを有する把持機構 32 と、把持機構 32 に挿通される縫合機構 33 とを備えている。

【0036】

把持機構 32 の基本構造は、米国公開公報 2006/0271073 に記載されているが、概要を説明すると以下のとおりである。

30

把持機構 32 は、挿入部 2 とほぼ同等の挿入部 34 と、挿入部 34 の先端に取り付けられた一对のジョー 35 と、ジョー 35 を開閉操作するためのハンドル 36 とを備えている。

【0037】

上側の第 1 ジョー 35A は下側の第 2 ジョー 35B よりも短く、第 1 ジョー 35A の基端は第 2 ジョー 35B の長さ方向中間付近に回動自在に支持されている。第 2 ジョー 35B の基端は、挿入部 34 の先端付近に回動自在に支持されている。

第 1 ジョー 35A には、可撓性を有するジョー開閉シース 37 が接続されている。ジョー開閉シース 37 は、挿入部 34 に設けられたチャンネルに進退可能に挿通されており、その基端がハンドル 36 と接続されている。したがって、ユーザはハンドル 36 を操作してジョー開閉シース 37 を挿入部 34 に対して進退させることによって、第 1 ジョー 35A を回動させてジョー 35 の開閉を行うことができる。

40

【0038】

第 1 ジョー 35A の第 2 ジョー 35B に対向する把持面には貫通孔 38 (図 10 参照) が設けられており、ジョー開閉シース 37 の先端は貫通孔 38 に挿通されて固定されているので、ジョー開閉シース 37 の内腔は第 1 ジョー 35A の把持面まで延びている。第 2 ジョー 35B には、貫通孔 38 に対応する位置に貫通孔やスリット等が設けられており、後述する操作時に、縫合機構 33 の針管が第 2 ジョー 35B の把持面を通過することができる。

【0039】

50

縫合機構 33 の構成は概ね第 1 実施形態における縫合器 1 と同様であるので、異なる点を中心に説明する。

図 8 A は縫合機構 33 の先端側を、図 8 B は縫合機構 33 の操作部 41 を、それぞれ一部断面で示す拡大図である。図 8 A に示すように、針管 39 は直線状に形成されている。針管 39 はシース 40 に進退可能に挿通されており、縫合ユニット 103 のストッパ 105 もシース 40 の内腔に収容されている。縫合系 104 の中点 104 A は、針管 39 に形成された貫通孔 39 A から針管 39 の内腔に挿入されてプッシャ 13 に掛けまわされている。

【0040】

図 7 B に示すように、シース 40 の基端は操作部 41 の本体 18 に接続されており、針管 39 の基端はスライダ 19 に接続されている。プッシャ操作部 20 は、スライダ 19 に取り付けられており、スライダ 19 と共に本体 18 に対して摺動される。

【0041】

上記の構成によって、ユーザはスライダ 19 を本体 18 に対して進退させることによって針管 39 をシース 40 に対して相対移動させ、針管 39 の先端をシース 40 から突没させることができる。このとき、プッシャ操作部 20 はスライダ 19 と一体となって摺動するので、針管 39 とプッシャ 13 との位置関係は変化しない。

【0042】

縫合機構 33 は、図 7 に示すように、把持機構 32 のハンドル 36 に設けられた図示しない挿入口からジョー開閉シース 37 に進退可能に挿入されている。したがって、ユーザは本体 18 をハンドル 36 側に押し込むことによってシース 40 を第 1 ジョー 35 A の把持面から突出させることができる。

【0043】

上記のように構成された縫合器 31 の使用時の動作について説明する。

まず、ユーザは縫合器 31 を内視鏡装置 100 と束ね、ジョー 35 を処置対象部位の付近まで導入する。縫合器 31 をチャンネルに挿入するタイミングは、内視鏡装置 100 を体腔内に挿入する前後いずれでもよい。

【0044】

次に、ユーザはハンドル 36 を操作して、図 9 に示すように一方の対象組織 T1 をジョー 35 で挟んで把持する。そして、縫合機構 33 の本体 18 を挿入部 34 に対して前進させ、シース 40 の先端を第 1 ジョー 35 A 付近まで移動させると同時に、スライダ 19 を本体 18 に対して前進させ、図 10 に示すように針管 39 で対象組織 T1 を貫通し、プッシャ 13 の操作により図 11 に示すように第 1 アンカー 106 を針管 39 から射出して対象組織 T1 に係止する。

【0045】

このとき、針管 39 の先端は内視鏡装置 100 の先端側に向いているので、ユーザは内視鏡装置 100 によって、針管 39 の先端の位置やアンカー射出の様子を容易に観察することができる。第 1 アンカー 106 の射出後、ユーザは針管 39 を後退させ、対象組織 T1 の把持を解除する。

【0046】

ユーザは同様の手順で図 12 に示すように対象組織 T2 に第 2 アンカー 107 を係止する。そして、図 13 に示すようにストッパ 105 をシース 40 の外部に出してから、本体 18 をジョー開閉シース 37 に対して前進させ、図 14 に示すようにストッパ 105 をシース 40 で押圧して各アンカー 106、107 側に移動させる。こうして、処置対象部位の緊縛縫合が行われる。

【0047】

ユーザがプッシャ操作部 20 を操作してプッシャ 13 を針管 39 に対して十分に後退させると、縫合系 104 とプッシャ 13 との係合が外れて、図 15 に示すように縫合ユニット 103 が縫合器 31 から切り離される。

【0048】

把持機構 3 2 と、縫合系の一端にアンカーが取り付けられ、ストッパを有さない縫合ユニットを用いる従来の縫合機構とを組み合わせ縫合を行う場合、ユーザは対象組織 T 1、T 2 を把持機構 3 2 で同時に挟んで把持した状態で針管を刺入する必要があった。同時に 2 つの組織を把持するのは容易ではなく、当該手技の難易度は低くなかった。

【 0 0 4 9 】

本発明の縫合器によれば、2 つのアンカー 1 0 6、1 0 7 及びストッパ 1 0 5 を有する縫合ユニット 1 0 3 を用いるため、対象組織 T 1、T 2 を別々に把持してアンカーを係止するだけで、針管 3 9 の先端を確実に観察しつつ処置対象組織の縫合が行える。したがって、より容易かつ確実に縫合手技を行うことができる。

【 0 0 5 0 】

次に本発明の第 3 実施形態について、図 1 6 から図 4 1 C を参照して説明する。本実施形態の縫合器 5 1 と上述の各実施形態の縫合器との異なるところは、針管を 2 本備える点である。

【 0 0 5 1 】

図 1 6 は、縫合器 5 1 の先端部を示す図である。シース 4 0 には、第 1 針管 5 2 と、第 2 針管 5 3 との 2 本の針管が挿通されている。各針管 5 2、5 3 は、略円弧状に湾曲した先端側の第 1 領域 R 1 と、第 1 領域 R 1 の基端と接続され、先端に近づくにしたがってシース 4 0 の軸線から離間する方向に延びる第 2 領域 R 2 と、第 2 領域 R 2 の基端側に接続され後述する操作部に接続される第 3 領域 R 3 とを備えている。

【 0 0 5 2 】

各針管 5 2、5 3 は、全体が超弾性金属で形成されているが、組織に刺入される第 1 領域 R 1 は第 2 領域 R 2 より弾性率が低い硬性の超弾性金属で形成され、第 2 領域 R 2 は第 1 領域 R 1 よりも弾性率が高い超弾性金属で形成されている。そして、弾性率の異なる超弾性金属で形成された第 1 領域 R 1 と第 2 領域 R 2 とが溶接等で一体にされることにより各針管 5 2、5 3 が形成されている。第 3 領域 R 3 は、第 2 領域 R 2 と同一の超弾性金属で形成され各領域 R 2、R 3 の境界部を折り曲げることで形成されている。なお、これに代えて、第 3 領域 R 3 を、より弾性率が高く可撓性を有する超弾性金属、あるいは可撓性を有する樹脂等で形成し、第 2 領域 R 2 と接合してもよい。樹脂を採用する場合は、例えばポリエーテルエーテルケトン (P E E K) 等を好適に使用することができる。

【 0 0 5 3 】

各針管 5 2、5 3 の第 1 領域 R 1 は、図 1 6 に示すように、シース 4 0 の径方向外側に凸となって互いに対向するように形成されている。また各針管 5 2、5 3 の先端には、互いに係脱可能に係合できる係合突起 5 2 A 及び 5 3 A がそれぞれ設けられており、両者を係合させることによって、各針管 5 2、5 3 の第 1 領域を略環状にすることができる。また、係合突起 5 2 A 付近の内周面からは、係合突起 5 2 A と 5 3 A との係合を解除するための解除突起 5 2 B が突出している。解除突起 5 2 B の基端側の斜面の角度は、各アンカー 1 0 6、1 0 7 の先端側 1 0 6 B、1 0 7 B のテーパ角以下の大きさに形成されている。各アンカー 1 0 6、1 0 7 の基端側 1 0 6 C、1 0 7 C のテーパ角は、先端側 1 0 6 B、1 0 7 B のテーパ角より小さく、先端側よりも縮径の度合いが小さくなっている。

【 0 0 5 4 】

各針管 5 2、5 3 には、それぞれプッシャ 1 3 と同様の第 1 プッシャ 5 4 及び第 2 プッシャ 5 5 が挿通されており、操作部 5 6 へと延びている。

【 0 0 5 5 】

図 1 8 は縫合器 5 1 の操作部 5 6 を示す図であり、図 1 9 は操作部 5 6 の断面図である。本体 1 8 には、第 1 針管 5 2 の基端が接続された第 1 スライダ 5 7 と、第 2 針管 5 3 の基端が接続された第 2 スライダ 5 8 との 2 つのスライダが、それぞれ独立して摺動可能に本体 1 8 に取り付けられている。各スライダ 5 7、5 8 にはそれぞれ第 1 プッシャ操作部 5 9 及び第 2 プッシャ操作部 6 0 が取り付けられており、第 1 プッシャ 5 4 及び第 2 プッシャ 5 5 の基端側が、それぞれ第 1 プッシャ操作部 5 9 及び第 2 プッシャ操作部 6 0 に挿通されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

上記のように構成された縫合器 5 1 の使用時の動作について、図 2 0 から図 3 0 を参照して説明する。

まずユーザは、各スライダ 5 7、5 8 を後退させて、図 2 0 に示すように各針管 5 2、5 3、及びストッパ 1 0 5 をシース 4 0 内に収容した状態で内視鏡装置 1 0 0 のチャンネルに挿入する。そして、内視鏡装置 1 0 0 を患者等の体内に挿入して、内視鏡 1 0 0 の先端を処置対象部位付近まで移動させる。

【 0 0 5 7 】

次に、ユーザは各スライダ 5 7、5 8 を前進させて、各針管 5 2、5 3、及びストッパ 1 0 5 をシース 4 0 から突出させる。すると、各針管 5 2、5 3 の第 1 領域 R 1 及び第 2 領域 R 2 は、超弾性金属の弾性により、図 2 1 に示すような収容前の形状に復元する。

【 0 0 5 8 】

ユーザは、第 1 針管 5 2 と第 2 針管 5 3 との間に対象組織 T 1 を挟むようにしてから、各スライダ 5 7、5 8 を後退させる。すると、各針管 5 2、5 3 が対象組織 T 1 に刺入されていき、図 2 2 に示すように対象組織 T 1 の内部で係合突起 5 2 A と 5 3 A とが係合して、第 1 針管 5 2 及び第 2 針管 5 3 が略環状となる。

【 0 0 5 9 】

続いて、アンカーの射出を行うために、ユーザは針管 5 2、5 3 の係合部位を対象組織 T 1 の外部に移動させる。このとき、ユーザは図 2 3 に示すように、内視鏡装置 1 0 0 を操作して環状の針管 5 2、5 3 を回転させてもよいし、図 2 4 に示すように、一方のスライダ（例えば第 1 スライダ 5 7）を前進させながら他方のスライダ（例えば第 2 スライダ 5 8）を後退させることによって針管 5 2、5 3 の係合部位を移動させてもよい。

【 0 0 6 0 】

上記係合部位が対象組織 T 1 の外部に移動したら、ユーザは図 2 5 に示すように第 1 プッシャ操作部 5 9 を操作して第 1 プッシャ 5 4 を前進させる。第 1 プッシャ 5 4 に押圧された第 1 アンカー 1 0 6 及び第 2 アンカー 1 0 7 は、第 1 針管 5 2 内を先端側に移動して解除突起 5 2 B に近づく。

解除突起 5 2 B の基端側の斜面の角度は、第 1 アンカー 1 0 6 の先端側 1 0 6 B のテーパ角以下であるので、先端側 1 0 6 B は解除突起 5 2 B とはほとんど接触せずに、第 1 アンカー 1 0 6 はスムーズに第 2 針管 5 3 側に移動する。

【 0 0 6 1 】

溝 1 0 6 A が解除突起 5 2 B よりも第 2 針管 5 3 側に移動すると、径の大きい基端側 1 0 6 C と解除突起 5 2 B とが接触する。その結果、図 2 6 に示すように、基端側 1 0 6 C に押圧された解除突起 5 2 B が第 2 針管 5 3 から離間するように移動することによって係合突起 5 2 A と 5 3 A との係合が解除されると同時に、図 2 7 に示すように、第 1 アンカー 1 0 6 が射出される。このとき、第 1 アンカー 1 0 6 が第 2 針管 5 3 内に残留した場合は、第 2 プッシャ 5 5 を前進させて第 1 アンカー 1 0 6 を射出すればよい。

【 0 0 6 2 】

ユーザは、図 2 8 に示すように第 1 針管 5 2 を対象組織 T 1 から抜去した後、縫合器 5 1 全体を軸線回りに反転させ、同様の手順で図 2 9 に示すように対象組織 T 2 に第 2 アンカー 1 0 7 を係止させる。そして、図 3 0 に示すように各針管 5 2、5 3 をシース 4 0 内に引き込んでストッパ 1 0 5 を各アンカー 1 0 6、1 0 7 側に移動させ、処置対象部位を縫合する。最後に第 1 プッシャ 5 4 を充分後退させると、縫合ユニット 1 0 3 が縫合器 5 1 から切り離されて手技が終了する。

【 0 0 6 3 】

本実施形態の縫合器 5 1 においても円弧状に湾曲した第 1 針管 5 2 の先端からアンカー 1 0 6、1 0 7 が射出されるので、針管の先端及びアンカーを内視鏡装置 1 0 0 の視界の中で好適に確認しながら的確な手技を行うことができる。

【 0 0 6 4 】

本実施形態の縫合器 5 1 は針管の内部形状を変更することによって、より容易にアンカ

10

20

30

40

50

ーを係止することが可能である。以下、この変形例について説明する。

【0065】

図31は縫合器51の変形例の縫合器51Aにおける針管52、53の先端付近の拡大断面図である。各針管52、53の先端付近の内面には、アンカーの受け渡しを行うための受取突起61、62がそれぞれ周方向に設けられている。各受取突起61、62は、各アンカー106、107の溝106A、107Aと係合可能である。各受取突起61、62の長さは、どの程度の強度でアンカーを保持するかによって適宜決定されてよい。また、操作部56においては、図32に示すように、第1スライダ57と第2スライダ58とが一体となっている。

【0066】

上記のように構成された縫合器51Aの使用時の動作について説明する。

縫合器51と同様に、針管52、53を対象組織T1に刺入し、スライダを前進させて対象組織T1内で針管52、53を環状に係合させる。その後、第1プッシャ54を前進させると、図32に示すように、第1アンカー106の溝106Aと第2針管53の受取突起62とが係合されて、第1アンカー106が第1針管52から第2針管53に受け渡される。

【0067】

ユーザがさらに第1プッシャ54を押し込むと、図33に示すように、第1アンカーの基端側106Cが解除突起52Bに乗り上げ、針管52、53間の係合が解除される。同時に、第2アンカー107の溝107Aと第1針管52の受取突起61とが係合する。

【0068】

ユーザがスライダ57、58を後退させると、第1針管52及び第2針管53は、図34に示すようにそれぞれ先端付近に第2アンカー107及び第1アンカー106が収容された状態で対象組織T1から抜去される。これによって、第1針管52側から対象組織T1に刺入された第1アンカー106は、対象組織T1内を通過して第2針管53側に移動する。そして、ユーザが第2プッシャ55を前進させて第1アンカー106を第2針管53から押し出すと、図35に示すように第1アンカー106の射出が完了する。

【0069】

ユーザは縫合器51Aを軸線回りに反転して同様の手順で第2アンカー107を第2針管53に受け渡し、対象組織T2に係止する。

【0070】

縫合器51Aにおいては、対象組織T1等の内部で第1針管52に収容された第1アンカー106が第2針管53に受け渡されるので、第1針管52を対象組織T1等に貫通させることなくアンカーのみを対象組織T1等を貫通させ、第2針管53側に移動させて係止することができる。したがってより簡便な操作で縫合を行うことが可能である。

【0071】

なお、上述の縫合器51Aでは、第1針管52と第2針管53とが係合した状態でアンカーの受け渡しが行われる例を説明したが、各針管の先端が良好に対向した状態が確保されれば、必ずしも両者を係合させなくてもアンカーの受け渡しは可能である。

【0072】

また、縫合器51Aでは、縫合器51のように針管52、53の係合部位を対象組織T1等の外に露出させる必要がないので、図32及び図35に示すように、第1スライダ57と第2スライダ58とを一体に構成しても問題ない。このようにすると操作がさらにシンプルになるが、これは縫合器51Aにとって必須ではなく、縫合器51と同様に各スライダ57、58が別々に摺動可能な構成でも構わない。

【0073】

さらに、上述の縫合器51及び51Aにおいては、各針管52、53の構造は上述したものに限定されない。例えば、図36及び図37に示す変形例のように、各針管52、53が、複数の針部材63を回動可能に連結することによって構成されてもよい。

この場合は、図37に示すように、各針管52、53の最も先端側の針部材63Aに、

10

20

30

40

50

針部材 6 3 を各針管 5 2、5 3 の形状に保持するためのテンションワイヤ 6 4 の一端を固定する。そして、各針部材 6 3 の湾曲の外周側の内面に設けられたガイド 6 5 を通過させながらテンションワイヤ 6 4 のもう一方の端部を各プッシャ操作部 5 9、6 0 まで伸ばし、操作するためのツマミ 6 6 (図 3 9 参照) を取り付け。

【0074】

この縫合器を使用する際は、各スライダ 5 7、5 8 を前進させて図 3 8 に示すように針部材 6 3 をシース 4 0 から突出させた後、ツマミ 6 6 を操作して各針管 5 2、5 3 に接続されたテンションワイヤ 6 4 を基端側に牽引すると、図 3 9 に示すように各針部材 6 3 が針管 5 2、5 3 の湾曲形状に保持され、対象組織 T 1 等に刺入可能な状態となる。

【0075】

このような構成をとると、テンションワイヤ 6 4 を牽引したときは針管 5 2、5 3 の第 1 領域 R 1 が実質的に硬質となり、テンションワイヤ 6 4 をゆるめたときは第 1 領域 R 1 が実質的に軟質となる。その結果、針管 5 2、5 3 のシース 4 0 内への出し入れをより小さい力で容易に行うことができるとともに、組織に刺入する際には、針管 5 2、5 3 に十分な剛性を付与してより確実に穿刺することができる。

【0076】

図 4 0 は、縫合器 5 1 の他の変形例における針管を示す図であり、図 4 1 A、図 4 1 B、及び図 4 1 C は、それぞれ図の A - A 線、B - B 線、及び C - C 線における断面図である。図 4 1 A に示すように、組織に刺入されるとき等に大きな力のかかる針管 6 7 の第 1 領域 R 1 の先端側は、ステンレス等の金属等からなる硬質部材 6 8 だけで形成されている。一定の弾性が必要となる第 1 領域 R 1 の残りの部分及び第 2 領域 R 2 の先端側は、図 4 1 B に示すように、一部分、例えば湾曲形状の外周側のみが硬質部材 6 8 で形成され、残りの部分は弾性を有する樹脂等の軟性部材 6 9 で形成されている。そして、第 2 領域 R 2 の基端側及び第 3 領域 R 3 は、軟性部材 6 9 のみで形成されている。このように、針管 6 7 は、基端側に行くにつれて硬質部材 6 8 の比率が漸次低くなるように構成されている。その結果、材料として超弾性金属を用いなくても、所望の弾性を有してシース 4 0 内に收容可能でありながらシース 4 0 から突出されると所望の湾曲形状に復元することができる針管 6 7 を構成することが可能である。このような針管 6 7 は、図 4 0 に示すような形状に加工された硬質部材 6 8 を用いたインサート成形等によって良好に製造することができる。なお、上述の説明における硬質材料の比率の変化位置は一例であり、針管 6 7 に要求される剛性や弾性に応じて適宜変更されてよい。

【0077】

次に、本発明の第 4 実施形態について図 4 2 から図 4 8 を参照して説明する。本実施形態は、内視鏡装置と、縫合機構と、内視鏡用鉗子とを備えた縫合システムである。本実施形態の縫合システム 7 1 においては、内視鏡装置及び縫合機構として上述の内視鏡装置 1 0 0 及び縫合機構 3 3 を好適に採用することができるが、いずれもこれらに限定されるものではない。

【0078】

図 4 2 は、縫合システム 7 1 に用いられる内視鏡用鉗子 7 2 の一例を示す図である。内視鏡用鉗子 7 2 は、体腔内に挿入される挿入部 7 3 と、挿入部 7 3 の先端に設けられた把持部 7 4 と、挿入部 7 3 の基端側に設けられた操作部 7 5 とを備えている。

【0079】

挿入部 7 3 は、可撓性を有する軟性部 7 6 と、軟性部 7 6 の先端に回動可能に支持された湾曲部 7 7 とを有する。湾曲部 7 7 の回動面は、把持部 7 4 の開閉方向と平行である。湾曲部 7 7 にはワイヤ等の伝達部材が接続されており、挿入部 7 3 を通って操作部 7 5 まで延びている。

【0080】

把持部 7 4 は一対のジョー 7 4 A 及び 7 4 B を有する。ジョー 7 4 A、7 4 B を開閉操作するためのワイヤ等の伝達部材は、操作部 7 5 まで延びている。ジョー 7 4 A 及び 7 4 B には、図 4 2 及び図 4 3 に示すように、ジョー 7 4 A 及び 7 4 B の開閉方向に貫通して

10

20

30

40

50

互いに連通する貫通孔 7 8 A 及び 7 8 B と、それぞれ貫通孔 7 8 A 及び 7 8 B と連通して各ジョー 7 4 A、7 4 B の互いに対向する把持面の周縁まで延びるスリット 7 9 A 及び 7 9 B がそれぞれ設けられている。貫通孔 7 8 A、7 8 B の内径は、縫合機構 3 3 のシース 4 0 の外径よりも小さく設定されており、シース 4 0 が進入できないようになっている。
【 0 0 8 1 】

また、ジョー 7 4 A、7 4 B の少なくとも一方には、把持面と反対側の貫通孔の開口周縁が、当該貫通孔に近づくにつれて徐々に把持面に接近するように深くなる斜面状に形成されたガイド面 8 0 が設けられている。ガイド面 8 0 は、両方のジョーに設けられてもよい。

【 0 0 8 2 】

10

操作部 7 5 は、挿入部 7 3 と接続された本体 8 1 と、把持部 7 4 を操作するためのスライダ 8 2 と、湾曲部 7 7 を操作するための湾曲操作部 8 3 とを備えている。スライダ 8 2 には、把持部 7 4 から延びる伝達部材が接続されており、本体 8 1 に対して摺動させることにより、把持部 7 4 を開閉することができる。湾曲操作部 8 3 は棒状の部材であり、長手方向中心が本体 8 1 に対して回動自在に支持されている。湾曲操作部 8 3 の長手方向両端には、湾曲部 7 7 から延びる伝達部材が接続されており、湾曲操作部 8 3 を回動させることによって、図に示すように、湾曲部 7 7 と軟性部 7 6 とがなす角度を変化させて把持部 7 4 の向きを変化させることができる。

【 0 0 8 3 】

上記のように構成された縫合システム 7 1 の使用時の動作について説明する。縫合システム 7 1 を使用するときには、内視鏡装置 1 0 0 のチャンネルに、縫合機構 3 3 及び内視鏡用鉗子 7 2 を挿入して図 4 4 に示すように突出させる。縫合機構 3 3 及び内視鏡用鉗子 7 2 を挿入するタイミングは、内視鏡装置 1 0 0 を体腔内に挿入する前でも後でも構わない。

20

【 0 0 8 4 】

ユーザは内視鏡装置 1 0 0 を処置対象部位付近まで導入してから、図 4 5 に示すように内視鏡用鉗子 7 2 で対象組織 T 1 を把持する。このとき、ガイド面 8 0 を縫合機構 3 3 側に向けておく。

【 0 0 8 5 】

ユーザは、対象組織 T 1 を把持しながら湾曲操作部 8 3 を操作して、把持部 7 4 を縫合機構 3 3 側に向ける。このとき、縫合機構 3 3 の針管 3 9 は、不用意に対象組織 T 1 に刺入されないようにシース 4 0 内に収容しておくのが好ましい。

30

【 0 0 8 6 】

把持部 7 4 が縫合機構 3 3 側に向くと、ガイド面 8 0 が縫合機構 3 3 の前方に移動する。ユーザがシース 4 0 を前進させると、シース 4 0 の先端はガイド面 8 0 に案内されて、貫通孔 7 8 B に接近し、シース 4 0 の内腔と貫通孔 7 8 B とが連通する。ユーザがさらにシース 4 0 を前方に押し込むと、シース 4 0 の先端は湾曲部 7 7 の基端を中心として把持部 7 4 と共に回動し、図 4 7 に示すようにシース 4 0 の先端側が内視鏡装置 1 0 0 の軸線と略直交するように湾曲する。

【 0 0 8 7 】

40

この状態でユーザがスライダ 1 9 を前進させると、針管 3 9 は図 4 8 に示すように貫通孔 7 8 B を通って対象組織 T 1 を貫通し、貫通孔 7 8 A を通って突出する。こうして第一アンカー 1 0 6 を射出して対象組織 T 1 に係止することができる。アンカー係止後、把持部 7 4 の把持を解除すると、縫合ユニット 1 0 3 の縫合糸 1 0 4 は、スリット 7 9 A、7 9 B を通って把持部 7 4 から離脱する。

【 0 0 8 8 】

本実施形態の縫合システム 7 1 によれば、湾曲部 7 7 を有する内視鏡用鉗子 7 2 を用いて対象組織を把持することで、縫合機構 3 3 のシース 4 0 が把持部 7 4 とともに回動して先端側が内視鏡装置 1 0 0 の軸線と略直交するように湾曲する。その結果、突出する針管 3 9 の先端を内視鏡装置 1 0 0 で確実に観察しながらアンカーの射出を行うことができる

50

ので、アンカー射出の確実性を向上させることができる。

【0089】

また、貫通孔にガイド面80が設けられているので、貫通孔の位置が縫合機構33の軸線と多少離間していても、シース40の先端が良好に誘い込まれてシース40の内腔と貫通孔とが連通される。

【0090】

さらに、貫通孔の径がシース40の外径よりも小さく設定されているので、シース40が貫通孔内に進入し、引っかかって抜けなくなることが防止される。したがって、より容易に手技を行うことができる。

【0091】

次に、本発明の第5実施形態について、図49から図54を参照して説明する。本実施形態の縫合システム91と上述の第4実施形態の縫合システム71との異なるところは、内視鏡用鉗子に代えて吸引キャップが用いられている点である。

【0092】

図49は、縫合システム91の使用時の先端を示す図である。縫合システム91においては、内視鏡用鉗子72に代えて、内視鏡装置100と束ねて体腔内に挿入される吸引キャップ92が用いられる。

【0093】

吸引キャップ92は、体腔内に挿入される挿入部93と、挿入部93の先端に取り付けられたキャップ部94と、キャップ部94に接続された吸引チューブ95とを備えている。

【0094】

挿入部93は、湾曲部96を有し、図49に示すように、キャップ部94を縫合機構33側に湾曲操作可能である。

【0095】

図49及び図50に示すように、キャップ部94は、有底円筒状の部材であり、上述の内視鏡用鉗子72の把持部74と同様の位置に貫通孔97A、97B及び糸抜き用のスリット98A、98Bが設けられている。縫合機構33側の貫通孔97Bには、貫通孔78Bと同様に、ガイド面99が形成されている。

【0096】

吸引チューブ95の先端は、キャップ部94の底面に接続されてキャップ部94の内部に開口しており、基端は図示しない吸引機構と接続されている。そして、当該吸引機構を作動させることによって、キャップ部94の内部を陰圧にしてキャップ部94内に組織を吸引することができる。

【0097】

上記のように構成された縫合システム91は、縫合システム71とほぼ同様の手順でアンカーの射出及び係止を行うことができる。すなわち、図51に示すように、キャップ部94に対象組織T1を吸引した状態で、湾曲部96を操作して縫合機構33側に湾曲させる。そして、図52に示すようにシース40の先端をガイド面99に当接させてから、図53に示すように針管39で対象組織T1を貫通して第1アンカー106を射出し、図54に示すように、第1アンカー106を対象組織T1に係止する。

【0098】

本実施形態の縫合システム91においても、縫合システム71と同様に対象組織T1を貫通した針管39の先端を内視鏡装置100で観察しながら、各アンカー106、107の射出を確実に行うことができる。

【0099】

なお、上述の第4及び第5実施形態においては、縫合機構が内視鏡装置のチャンネルに挿入された例を説明したが、これに代えて、縫合機構が内視鏡装置の長手方向に相対移動可能となるように外付け配置されてもよい。

【0100】

10

20

30

40

50

次に、本発明の本発明の第6実施形態について、図55から図58を参照して説明する。本実施形態の縫合システム121と上述の各実施形態の縫合システムとの異なるところは、観察手段としての内視鏡装置の先端が、対象組織貫通後の縫合機構の針管を観察可能な位置まで移動可能に構成されている点である。

【0101】

図55は縫合システム121の全体図である。縫合システム121は、内視鏡装置100と、縫合機構33とを備えているが、縫合機構33は、内視鏡装置100のチャンネルに挿入されるのではなく、内視鏡装置100と互いの挿入部が並走するように束ねられている。

【0102】

図55に示すように、縫合機構33は、スコープホルダ122に挿通されており、内視鏡装置100は、スコープホルダ122に取り付けられた第1ガイド123に進退可能に挿通されている。そして、内視鏡装置100の挿入部101と縫合機構33のシース40とは、補助ガイド124によって束ねられている。補助ガイド124の個数は、挿入部101やシース40の長さ等に応じて適宜決定されてよい。また、補助ガイド124は、挿入部101及びシース40のいずれか一方に固定されていても構わない。

【0103】

挿入部101の先端側には、スコープ固定バンド125が取り付けられており、縫合機構33の先端側でかつスコープ固定バンド125よりも先端側には縫合機構固定バンド126が取り付けられている。スコープ固定バンド125と縫合機構固定バンド126とは、硬質のリンク127で接続されている。リンク127の両端は、それぞれスコープ固定バンド125及び縫合機構固定バンド126に回動可能に軸支されている。リンク127の両端は同一平面上を回動するように軸支されている。

【0104】

上記のように構成された縫合システム121の使用時の動作について説明する。まず縫合システム121を体腔内に導入し、針管39を対象組織T1に刺入する。このとき、図56に示すように、スコープ固定バンド125よりも前方（先端側）に縫合機構固定バンド126が位置する初期状態においては、内視鏡装置100の先端がシース40の先端付近にあるため、針管39の刺入を良好に観察することができる。

【0105】

針管39が対象組織T1内にある状態で、ユーザはスコープホルダ122を保持しながら内視鏡装置100を前方に押し込む。すると、図57に示すように、リンク127が縫合機構固定バンド126側の端部を中心として回動し、スコープ固定バンド125が固定された処置内視鏡100の先端がシース40の先端よりも前方に移動する。

【0106】

この状態で針管39が対象組織T1を貫通すると、図58に示すように処置内視鏡100で針管39の先端を良好に観察することが可能であるので、第1アンカー106等を確実に射出することができる。

【0107】

本実施形態の縫合システム121においては、上述した処置内視鏡100の押し込み及び回動動作によって容易に撓まない程度の剛性を有するように縫合機構33のシース40が構成されると、内視鏡装置100の先端の移動がスムーズに行われるため好ましい。上記に加えて、束ねられた時の体腔内への挿入性を良好に保持する観点からは、内視鏡装置100としては、挿入部101の径が5ミリメートルから8ミリメートル程度の、いわゆる細径のスコープが用いられるのが好ましい。

【0108】

次に、本発明の第7実施形態について、図59から図64を参照して説明する。本実施形態の縫合システム131と上述の各実施形態の縫合システムとの異なるところは、縫合機構の針管の突出態様である。

【0109】

図59は、縫合システム131の先端側を示す斜視図である。縫合機構33のシース40の先端は、内視鏡装置100の先端に取り付けるための穿刺キャップ132に接続されている。

図60は、穿刺キャップ132の軸線方向における断面図である。穿刺キャップ132は、外側の筒体133と、筒体133の内部に取り付けられた吸引カップ134とを備えている。

筒体133は、樹脂等からなる略円筒状の部材であり、基端側の嵌合部133Aに処置内視鏡100の先端を嵌合させることによって、両者を接続することができる。また、筒体133の壁面には、針管39が挿通される針管チャンネル133Bがらせん状に形成されている。針管チャンネル133Bの先端は、筒体133の内面に開口している。

10

【0110】

本実施形態における針管39は、上述の針管同様超弾性金属を用いて形成されており、針管チャンネル133B内をスムーズに挿通できるように、らせん状にループするように癖付けがされている。ただし、使用時に針管チャンネル133Bの先端から突出する一定の長さの領域は、当該ループの他の領域よりも強く湾曲するように癖付けされている。

【0111】

吸引カップ134は、支持部134Aを介して筒体133の内壁に支持されている。吸引カップ134の基端134Bは、内視鏡装置100のチャンネルに挿入することによって、当該チャンネルと気密的に接続することができる。したがって、吸引カップ134をチャンネルと接続し、チャンネルと図示しない吸引装置とを接続することによって、吸引

20

【0112】

筒体133及び吸引カップ134は、吸引カップ134で吸引した組織を内視鏡装置で良好に観察するために、透明性を有する樹脂等で形成されるのが好ましい。例えば、透明度の高いポリ塩化ビフェニール（PCB）等を好適に採用することができる。

【0113】

上記のように構成された縫合システム131の使用時の動作について説明する。まずユーザは、吸引カップ134の基端134Bが内視鏡装置100のチャンネルと接続されるように筒体133を内視鏡装置100の先端に取り付けてから縫合システム131を体腔内に挿入し、先端を対象組織T1の付近まで移動させる。

30

【0114】

次に、ユーザは、筒体133を対象組織T1に押し当て、吸引装置を作動させて、図61に示すように吸引カップ134で対象組織T1の一部を筒体133の内部に吸引する。そして、スライダ19を操作して針管39を前進させる。

【0115】

針管39は、筒体133の針管チャンネル133B内を前進して、針管チャンネル133Bの先端の開口から筒体133の内部に突出する。上述のように、針管39の先端側は、他の領域よりも強く湾曲するように癖付けされているので、図62に示すように、穿刺キャップ132の軸線に向かって突出していく。すなわち、吸引カップ134に吸引された対象組織T1の一部に刺入されやすい方向に針管39が突出する。

40

【0116】

したがって、ユーザがさらに針管39を前進させると、図63に示すように針管39が対象組織T1に刺入されて貫通する。針管39は筒体133の内部で対象組織T1に刺入及び貫通されるので、ユーザは針管39の先端の一連の挙動を内視鏡装置100で確実に視認することができる。

【0117】

その後、図64に示すように、上述の各実施形態とほぼ同様の手順で針管39から第1アンカー106が射出される。針管39を対象組織T1から抜いて吸引カップ134の吸引を停止すると、第1アンカー106の対象組織T1への係止が完了する。

【0118】

50

本実施形態の縫合システム１３１においては、ユーザは吸引カップ１３４で対象組織Ｔ１を吸引し、スライダ１９によって針管３９を操作するだけでアンカーの射出を確実にすることができる。したがって、上述の縫合システム９１、１２１等のように対象組織を把持して縫合機構３３側に湾曲させるといった２段階の操作が不要となり、より簡便かつ確実にアンカーの射出を含む縫合作業を行うことができる。

【０１１９】

上述の実施形態では、吸引カップ１３４で対象組織Ｓ１を吸引して保持する例を説明したが、対象組織の保持は、他の手段で行ってもよい。例えば、筒体１３３で直接組織を吸引してもよいし、内視鏡装置１００のチャンネルから鉗子等を突出させて対象組織を把持してもよい。

10

【０１２０】

続いて、本発明の第８実施形態について図６５から図６８を参照して説明する。本実施形態の縫合システム１４１と上述の各実施形態の縫合システムとの異なるところは、縫合機構と内視鏡装置との接続態様である。

【０１２１】

図６５は、縫合システム１４１の構成を示す全体図である。縫合機構３３は、先端にリフティングキャップ１４２が取り付けられたキャップシース１４３に挿通されている。リフティングキャップ１４２は、先端側の筒体１４２Ａと、基端側のスリーブ１４２Ｂとを備えている。

【０１２２】

筒体１４２Ａは穿刺キャップ１３２と同様に、内視鏡装置１００の先端を嵌合させることによって内視鏡装置１００に固定することができる。スリーブ１４２Ｂは軟性の材料で形成され、キャップシース１４３の先端が内視鏡装置１００から離間しないように支持している。

20

【０１２３】

キャップシース１４３から突出したシース４０の先端には、リンク固定部１４４が取り付けられている。リンク固定部１４４は、縫合システム１２１のリンク１２７とほぼ同様の硬質のリンク１４５によって、筒体１４２Ａの外周面と連結されている。リンク１４５は、リンク固定部１４４及び筒体１４２Ａに対して移動可能である。

【０１２４】

上記のように構成された縫合システム１４１の使用時の動作について説明する。まずユーザは、リフティングキャップ１４２を内視鏡装置１００の先端に取り付け、キャップシース１４３の基端から縫合機構３３を挿入する。縫合機構３３の挿入は、内視鏡装置１００及びキャップシース１４３を体腔内に挿入した後に行ってもよい。

30

【０１２５】

次に、図６６に示すように、ユーザは内視鏡装置１００に挿通された内視鏡用の鉗子１４６で対象組織Ｔ１を把持する。鉗子１４６は、内視鏡用鉗子７２が備えるような湾曲部７７を有しないので、直進して対象組織Ｔ１を把持するのみである。

【０１２６】

鉗子１４６が対象組織Ｔ１を把持した状態で、ユーザは、キャップシース１４３を保持しながら、縫合機構３３を先端側に押し込み、縫合機構３３をキャップシース１４３に対して前進させる。縫合機構３３をさらに前進させると、リンク１４５はリフティングキャップ１４２側の端部を中心に回転し、図６７に示すように、シース４０の先端が内視鏡装置１００の前方に移動し、かつ先端の開口が鉗子１４６に把持された対象組織Ｔ１に対向する。この状態でユーザはスライダ１９を操作して、図６８に示すように、針管３９で対象組織Ｔ１を貫通し、第１アンカー１０６を射出する。

40

【０１２７】

本実施形態の縫合システム１４１によれば、縫合機構３３を前進させると、リンク１４５によって、シース４０の先端が内視鏡装置１００の前方に移動し、針管３９が内視鏡装置１００の軸線と略直交するように突出させることができる。したがって、対象組織Ｔ１

50

貫通後の針管 3 9 の先端を内視鏡装置 1 0 0 で確実に観察しながらアンカーの射出を行うことができる。

【 0 1 2 8 】

続いて、本発明の第 9 実施形態について、図 6 9 から図 7 2 を参照して説明する。本実施形態の縫合システム 1 5 1 と上述の各実施形態の縫合システムとの異なるところは、内視鏡装置とは別に第 2 の観察手段を備える点である。

【 0 1 2 9 】

図 6 9 は、縫合システム 1 5 1 の先端を示す図である。鉗子 1 4 6 と縫合機構 3 3 は、内視鏡装置 1 0 0 のチャンネルに挿通されている。内視鏡装置の先端に取り付けられたキャップ 1 5 2 には、先端に第 2 の観察手段であるミラー 1 5 3 が取り付けられた軸部材 1 5 4 が進退可能に挿通されている。ミラー 1 5 3 には図示しないワイヤ等の操作部材が取り付けられており、当該操作部材を操作することで、ミラー 1 5 3 と軸部材 1 5 4 とのなす角度を調整することができる。

【 0 1 3 0 】

上記のように構成された縫合システム 1 5 1 においては、図 7 0 に示すように、対象組織 T 1 を貫通した針管 3 9 の先端をミラー 1 5 3 に映すことで、内視鏡装置 1 0 0 で観察することができる。したがって、針管 3 9 の先端を視認しながら確実にアンカーを射出することができる。このとき、ミラー 1 5 3 と軸部材 1 5 4 とのなす角度は、良好な視界が得られるように適宜調節されてよい。

【 0 1 3 1 】

また、第 2 の観察手段は、ミラー 1 5 3 には限定されず、例えば図 7 1 に示すような細径内視鏡 1 5 5 であってもよい。この場合も図 7 2 に示すように、対象組織 T 1 を貫通した針管 3 9 の先端を細径内視鏡 1 5 5 で観察することでより確実にアンカーの射出を行うことができる。

【 0 1 3 2 】

続いて本発明の第 1 0 実施形態について図 7 3 から図 7 8 を参照して説明する。本実施形態の縫合器 1 6 1 と上述の各実施形態の縫合器あるいは縫合システムの異なるところは、針管をシースから突出させた状態で後述する穿刺形態に変形可能である点である。

【 0 1 3 3 】

図 7 3 は縫合器 1 6 1 の先端を示す図である。針管 1 6 2 は縫合ユニット 1 0 3 が収容された先端部 1 6 2 A が略円弧状に形成され、さらに略直線状の基端側部分 1 6 2 B との境界 1 6 2 C において、基端側部分 1 6 2 B と角度 をなすように傾斜して形成されている。

【 0 1 3 4 】

図 7 3 に示すとおり、角度 は、湾曲した先端部 1 6 2 A を含む平面 Q と、基端側部分 1 6 2 B の中心軸 O を含む平面 P とのなす角であり、通常 0 度より大きく 9 0 度を上限として設定される。針管 1 6 2 はシース 4 0 から突出させた状態では図 7 3 に示すような組織への刺入に適した形状（以下、「穿刺形態」と称する。）に自然に変形する。

【 0 1 3 5 】

また、針管 1 6 2 がシース 4 0 内に収容されたときは、図 7 4 に示すように略直線状の基本形状を有するシース 4 0 を変形させない程度に略直線状に変形され、かつ針管 1 6 2 が収容されたシース 4 0 が内視鏡装置 1 0 0 のチャンネルに挿入可能な程度の可撓性を保持する。針管 1 6 2 がこのような特性を有するように、本実施形態において針管 1 6 2 の先端部 1 6 2 A は超弾性合金で形成されている。

【 0 1 3 6 】

また、後述するように針管 1 6 2 を対象組織等に穿刺する際には、針管 1 6 2 全体を基端側部分 1 6 2 B の中心軸周りで回転させるため、基端側部分 1 6 2 B は操作部で入力した回転トルクを伝えるために十分な捩れ剛性を備えた素材で形成されている。

具体例として、基端側部分 1 6 2 B にも超弾性合金のパイプを用いる、基端側部分 1 6 2 B として密巻きコイルにより形成した管状部材を用いる、等の方法がある。密巻きコイ

10

20

30

40

50

ルは複数の素線を並べた状態で巻きつける多条巻き、あるいは同軸的に複数のコイルを配置する多層巻き、等の手法を用いると捩り剛性を高めるうえで効果的である。

【0137】

針管162を組織に穿刺する際には、ユーザは操作部(不図示)を操作して、図75に示すように針管162を基端側部分162Bの中心軸周りに回転させて針先を対象組織T1に当接させる。その後、図76に示すように針管162を回転させることで、通常的外科手術で湾曲針を持針器で保持して縫合するときの要領で対象組織T1に対して刺入、刺出を行う。角度が0度より大きく90度以下の範囲に設定されていることで、針管162の軸線回りの回転操作のみで対象組織への刺入、刺出が可能となる。また針管162の先端部162Aが基端側部分162Bの中心軸Oに対して傾斜しているため、内視鏡装置100による観察下で針管162の刺入及び刺出を行える。したがって、上述の各実施形態の縫合器及び縫合システムと同様、確実な縫合が可能となる。

10

【0138】

図77は本実施形態の変形例の縫合器161Aを示す図である。收容された縫合ユニット103は省略して示している。針管165は、先端部165A、基端側部分165B、及び先端部165Aと基端側部分165Bの間の中間部165Cからなり、各領域がそれぞれ第1回転ピン166及び第2回転ピン167によって回転自在に連結されている。中間部165Cは、第1回転ピン166を中心にして基端側部分165Bとなす角度が上述の範囲で回転可能である。同様に先端部165Aは、基端側の軸線が中間部165Cとなす角度がの範囲となるように、第2回転ピン167を中心にして回転可能である。角度の上限も同様90度に設定されてよい。

20

【0139】

針管165の内腔には図36から図39に示した変形例と同様にテンションワイヤ64が挿通され、さらにプッシャ13が挿通されている。テンションワイヤ64の先端は先端部165Aの内壁に固定される。テンションワイヤ64は上述の第3実施形態の変形例と同様に、中間部165Cの内壁に設けられたガイド65に挿通されて手元側の図示しない操作部まで延出され、図示しないツマミに固定される。ガイド65よりも先端側のテンションワイヤ64は、先端部165Aの湾曲外側の面に設けられた図示しない切り欠きから露出可能である。

【0140】

30

上記のように構成された針管165を有する縫合器又は縫合機構を内視鏡装置のチャンネルに挿入する際には、テンションワイヤ64に牽引力をかけない状態で針管165をシース40内に收容する。内視鏡装置の先端からシース40を突出させたのち、針管165をシース40から突出させ、ツマミを牽引すると、テンションワイヤ64によって先端部165Aは第2回転ピン167回りに回転されて角度をなすところで中間部165Cの端面に突き当てられて保持される。同様に中間部165Cは、第1回転ピン166回りに回転して角度をなすところで基端側部分165Bの端面に突き当てられて保持される。このようにして、針管165はユーザの操作により穿刺形態に変形される。

【0141】

上述の変形例においては、ツマミを介してテンションワイヤ64を牽引することで針管165を実質的に硬質な穿刺形態に保持することが可能であり、より強い力で縫合を行うことが可能となる。

40

【0142】

上述の変形例においては、図78Aに示すように、針管165の先端部165Aにおいて、略平行に形成された溝168の両端同士が突き当たるまで内向きに巻き込むように成形されてもよい。このようにすると、針管の先端がより鋭くなり、かつ外径を小さくすることができるので、対象組織等への穿刺を軽い力で容易に行うことが可能となる。

【0143】

上述のように、針管165は弾性変形可能な材料で形成されているため、アンカーを射出する際にはアンカーの通過に伴って、図78Bに示すように、溝168の先端側が瞬間

50

的に押し上げられることでアンカー 106 等の放出が可能となる。アンカーの通過後、針管 165 は、弾性によりアンカー射出前の形状に復元する。

【0144】

以上、第1実施形態から第10実施形態について説明を行ったが、本発明の多くの実施形態において共通する重要な要素は、針管の素材が適度な弾性と剛性を併せ持つことである。針管にこのような弾性と剛性とを付与する場合、これまで述べたような超弾性合金のほかにも、例えばポリアミド、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）、ポリスルホン、液晶ポリマー（LCP）、等の樹脂素材、あるいはアルミナ、窒化珪素等の生体適合性を有するセラミック素材等を好適に採用することが可能である。

【0145】

以上、本発明の好ましい実施例を説明したが、本発明はこれら実施例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

【0146】

例えば、上述の各実施形態においては、縫合系の端部に第1アンカー及び第2アンカーの2つのアンカーが取り付けられた縫合ユニットが用いられる例を説明したが、これに代えて、縫合系の一方の端部にのみ1個のアンカーが取り付けられた縫合ユニットが用いられてもよい。

この場合、処置対象部位を挟んで対向する2箇所の対象組織を同時に貫通させてアンカーを係止し、アンカーのない縫合系の端部を対外に引き出してから、当該端部にアンカーを装着する。そして縫合系を伝ってアンカーを処置対象部位まで導入し、2つのアンカーで縫合を行えばよい。

【0147】

本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によるのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【0148】

本発明によれば、針管を対象組織等に刺入するとき、および、針管が組織を貫通した後も、針管を内視鏡装置で観察可能である。針管の先端が対象組織等の外に出たことを内視鏡装置で確認することができ、かつ内視鏡装置で観察しながら各アンカーの射出を行うことができる。したがって、縫合ユニットを処置対象組織により確実に係止して的確に縫合を行うことができる。

【符号の説明】

【0149】

1, 31, 51, 51A, 161	縫合器
10, 35, 74	ジョー
11, 39, 67, 162, 165	針管
13	プッシャ
32	把持機構
33	縫合機構
52	第1針管
53	第2針管
54	第1プッシャ
55	第2プッシャ
71, 91, 121, 131, 141, 151	縫合システム
77, 96	湾曲部
78A, 78B, 97A, 97B	貫通孔
80, 99	ガイド面
92	吸引キャップ
100	内視鏡装置

10

20

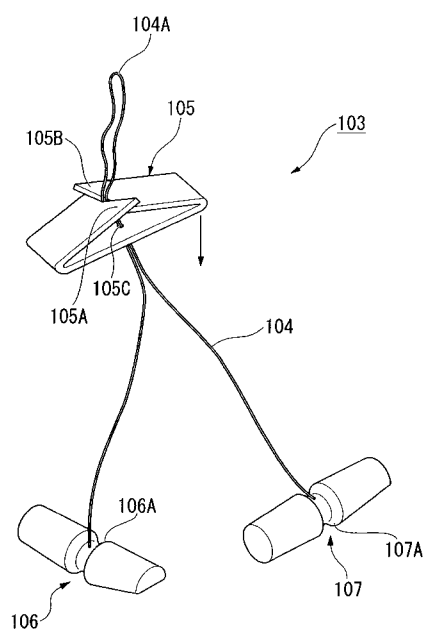
30

40

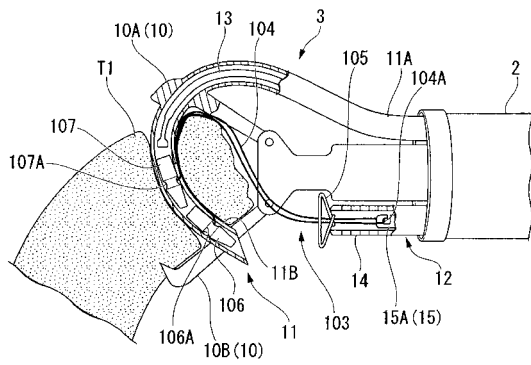
50

- 1 5 5 細径内視鏡

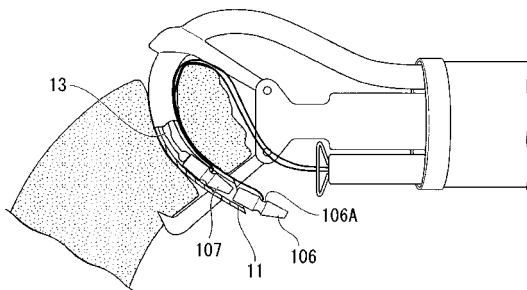
【圖 2】



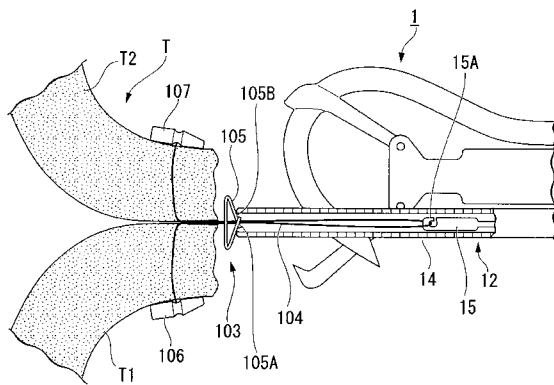
【図 3】



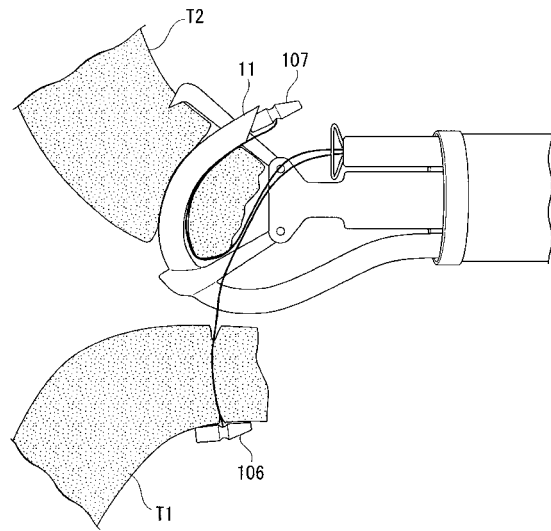
【図 4】



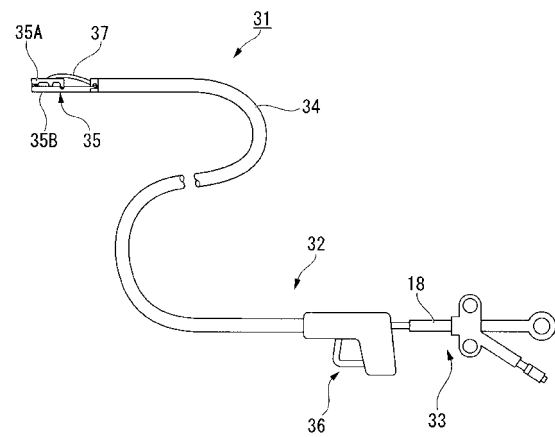
【図 6】



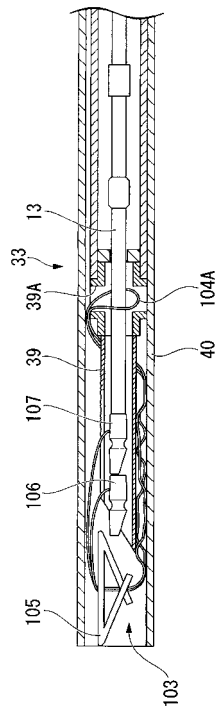
【図 5】



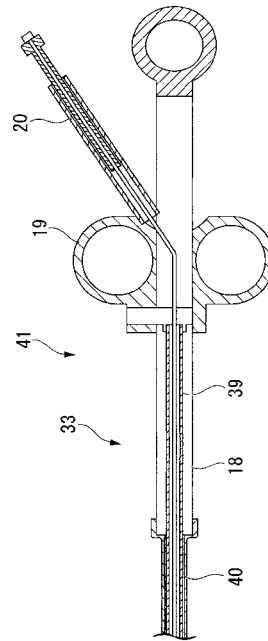
【図 7】



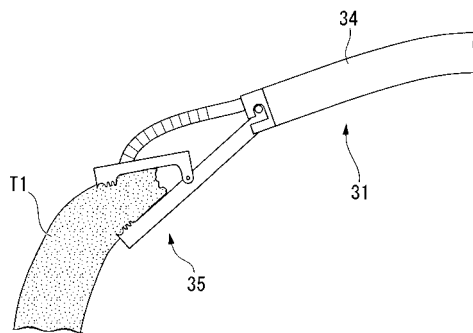
【図 8 A】



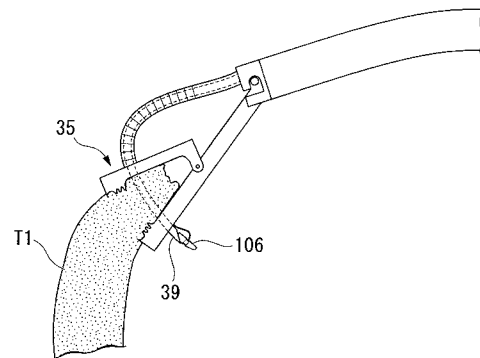
【図 8 B】



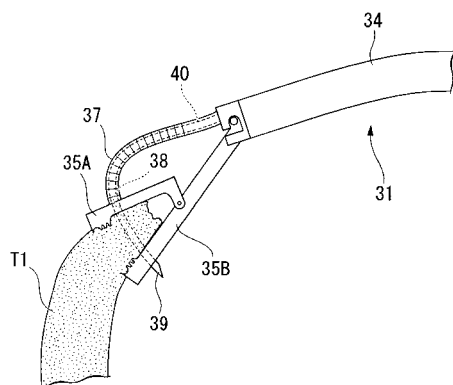
【図 9】



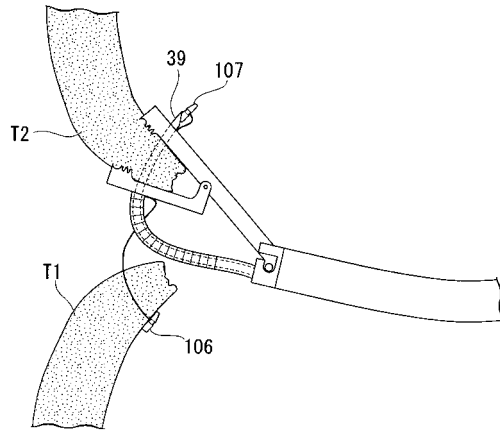
【図 1 1】



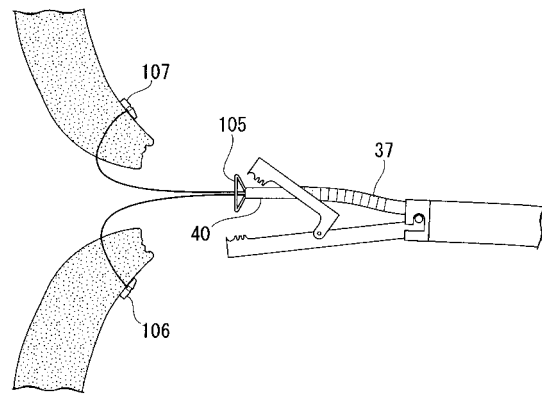
【図 1 0】



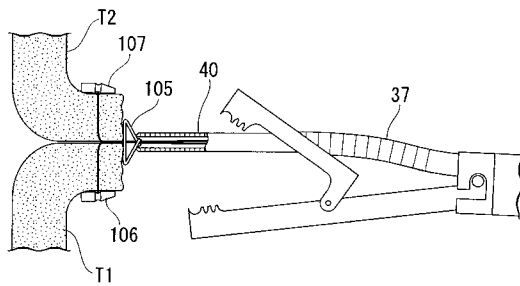
【図 12】



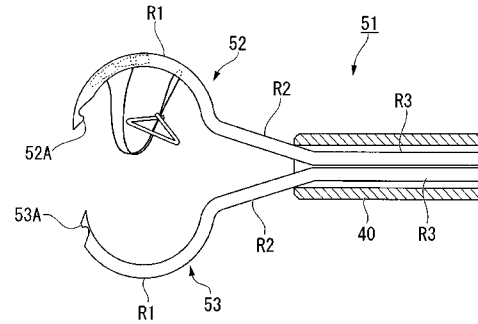
【図 13】



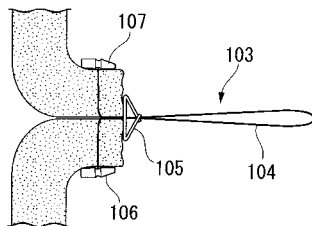
【図 14】



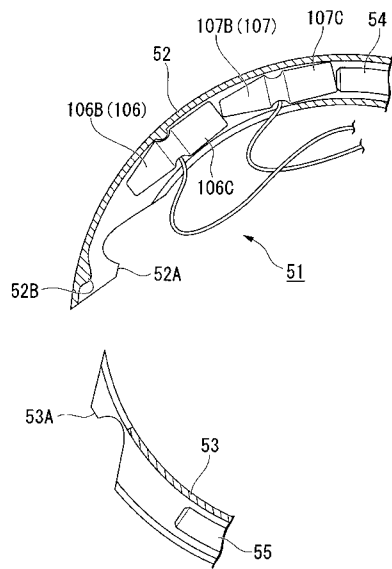
【図 16】



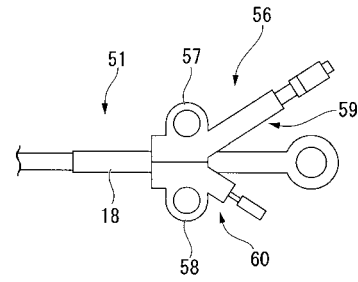
【図 15】



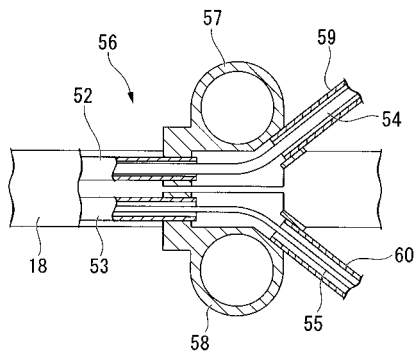
【図 17】



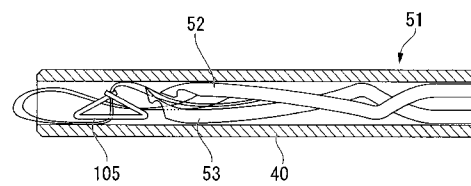
【図 18】



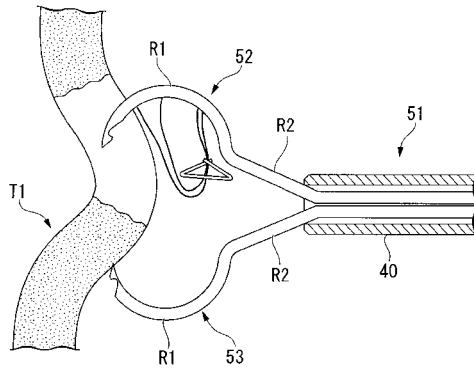
【図 19】



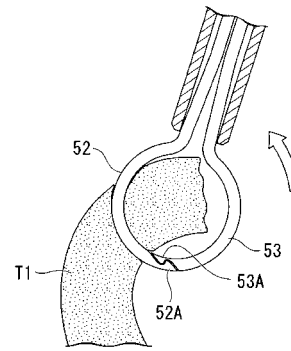
【図 20】



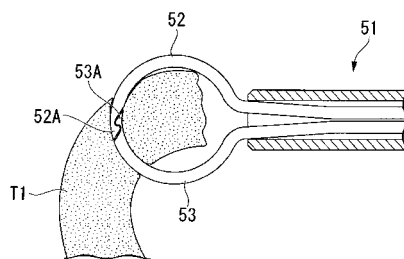
【図 2 1】



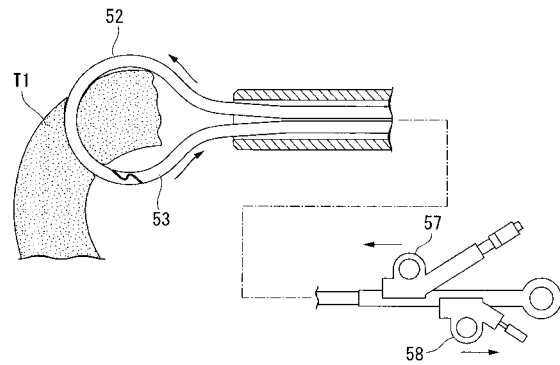
【図 2 3】



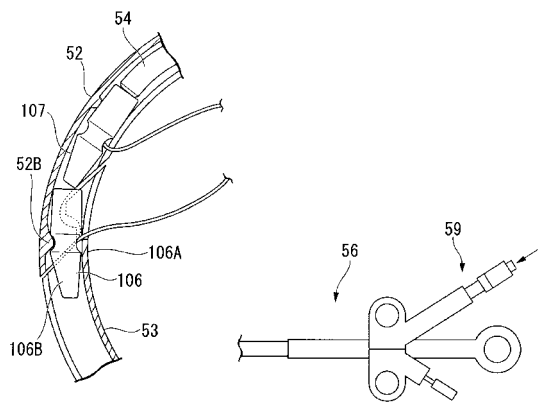
【図 2 2】



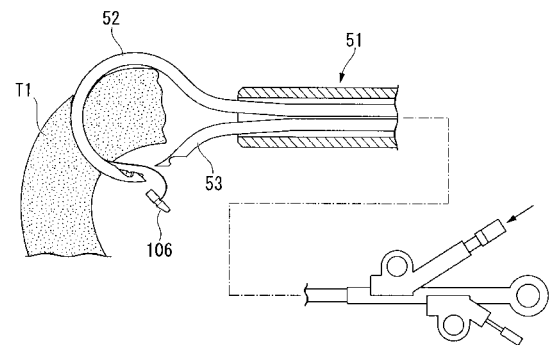
【図 2 4】



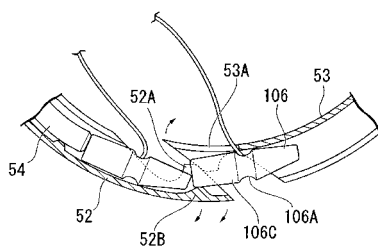
【図 2 5】



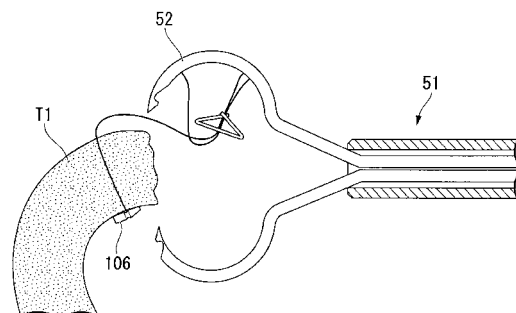
【図 2 7】



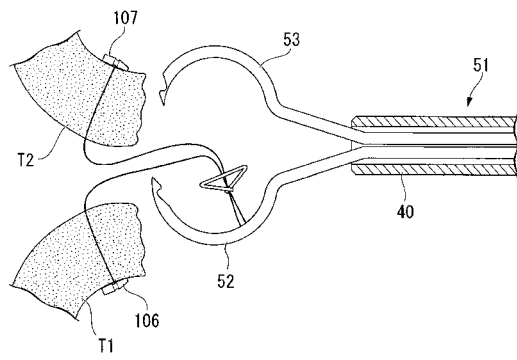
【図 2 6】



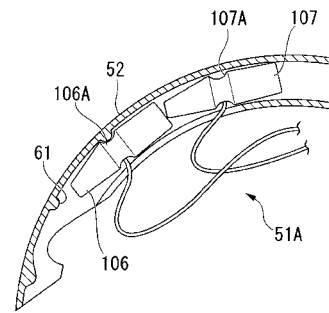
【図 2 8】



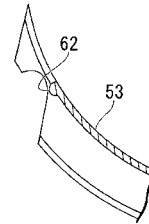
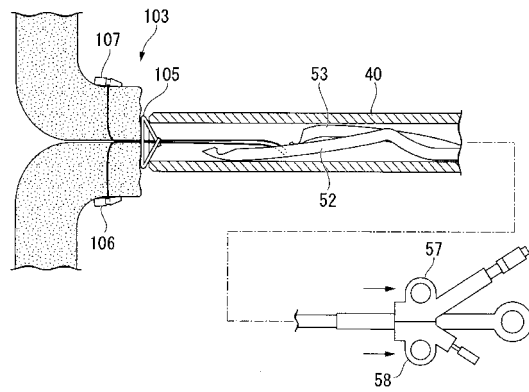
【図 29】



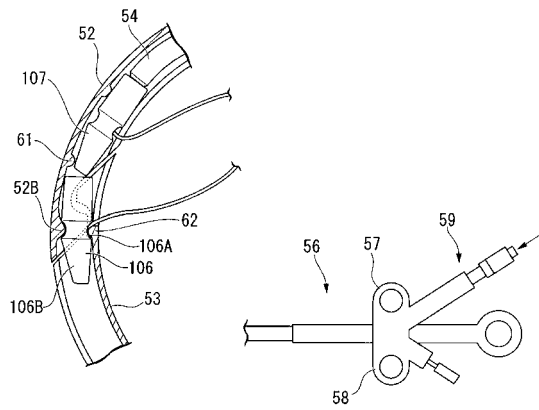
【図 31】



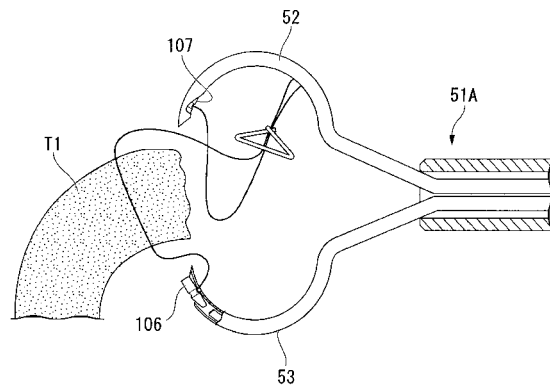
【図 30】



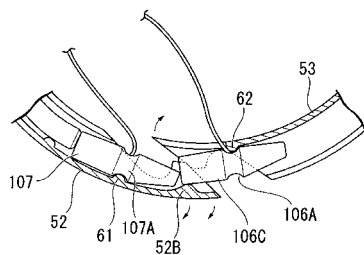
【図 32】



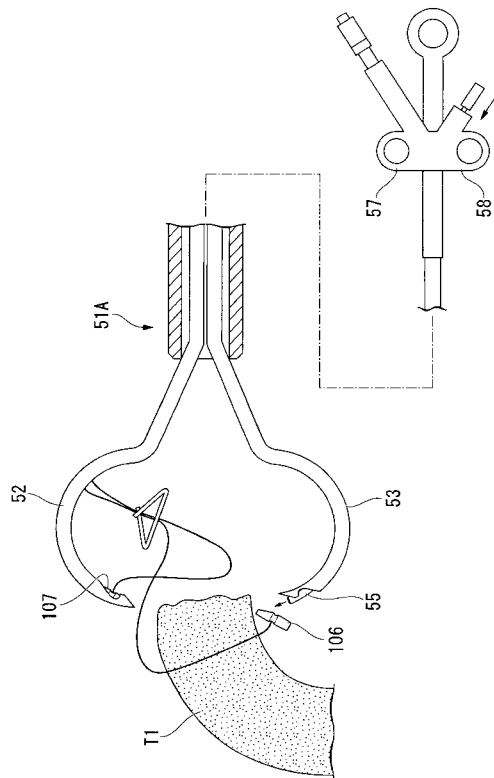
【図 34】



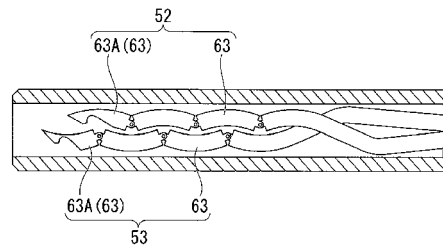
【図 33】



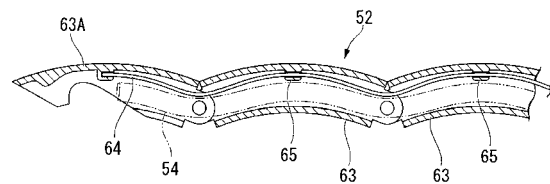
【図 3 5】



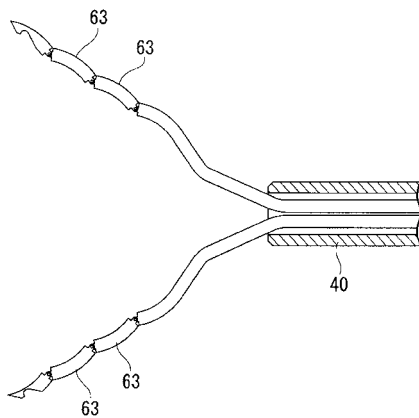
【図 3 6】



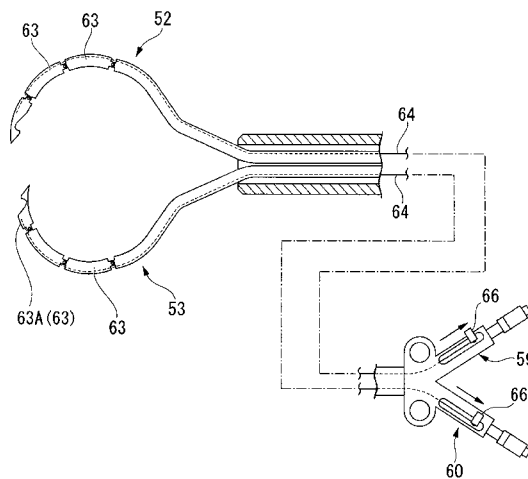
【図 3 7】



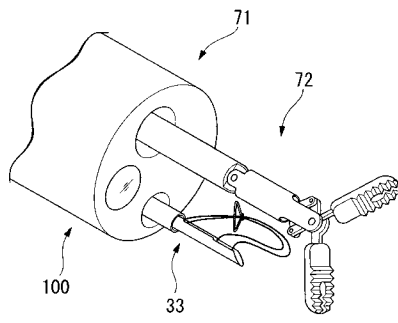
【図 3 8】



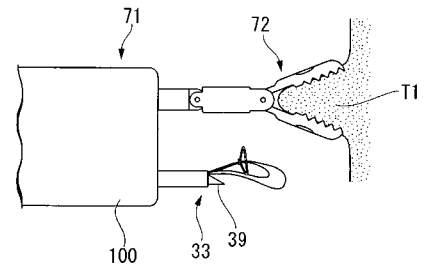
【図 3 9】



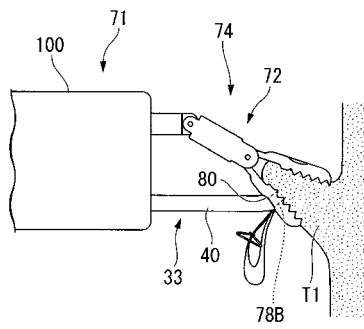
【図 4 4】



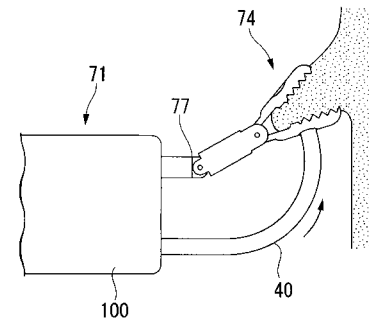
【図 4 5】



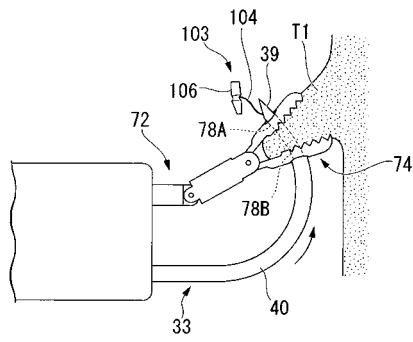
【図 4 6】



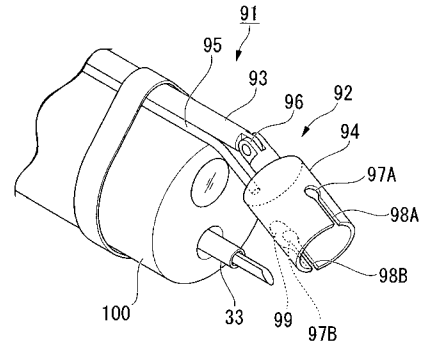
【図 4 7】



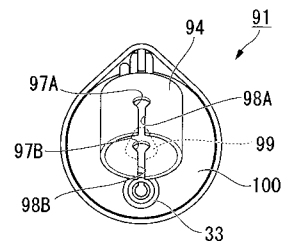
【図 48】



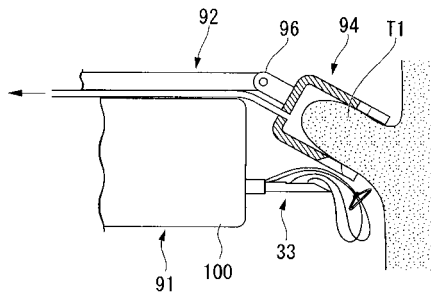
【図 49】



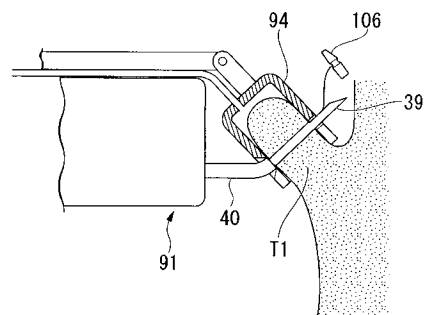
【図 50】



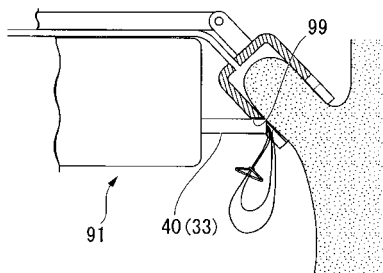
【図 51】



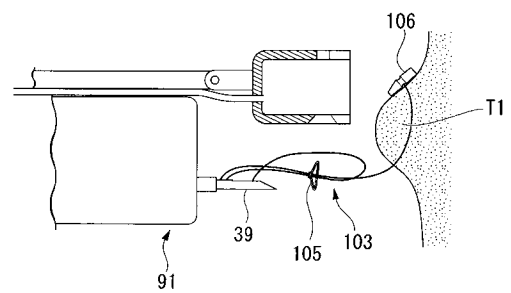
【図 53】



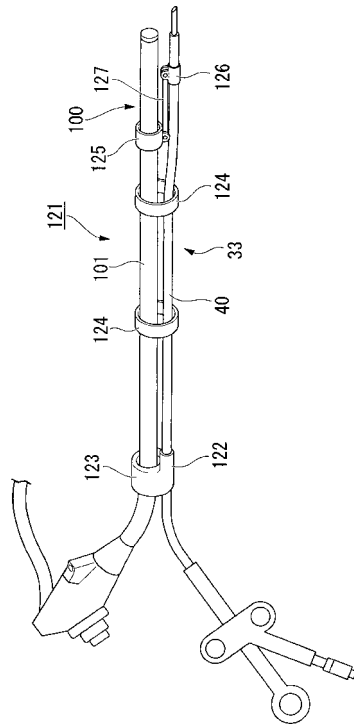
【図 52】



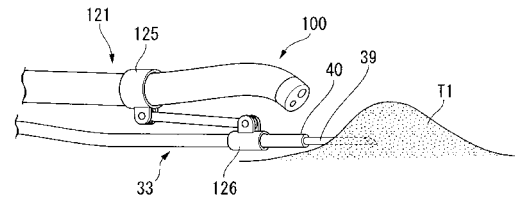
【図 54】



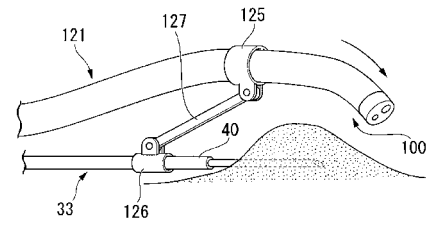
【図 5 5】



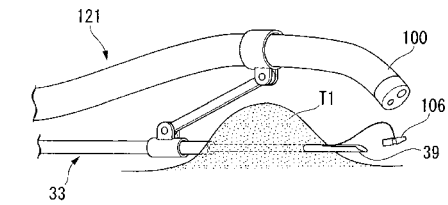
【図 5 6】



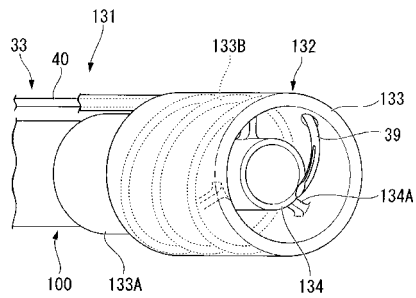
【図 5 7】



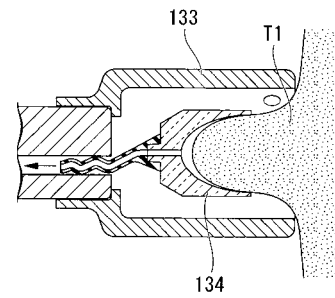
【図 5 8】



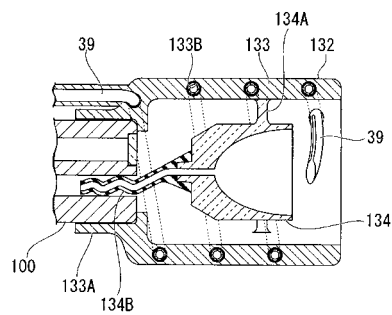
【図 5 9】



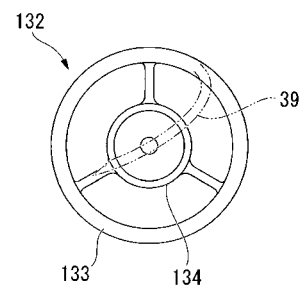
【図 6 1】



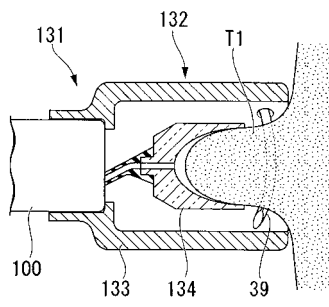
【図 6 0】



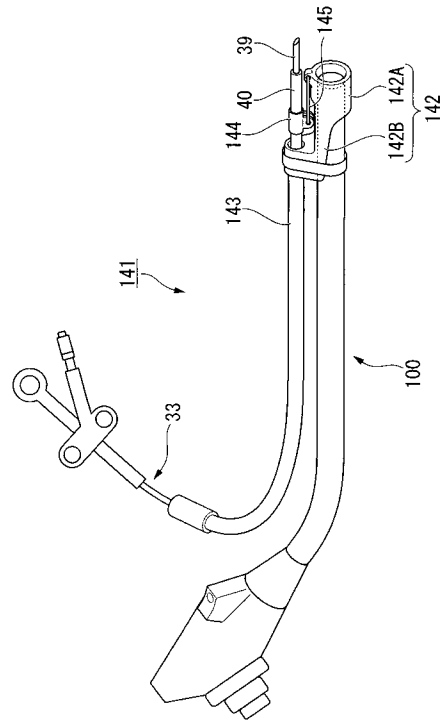
【図 6 2】



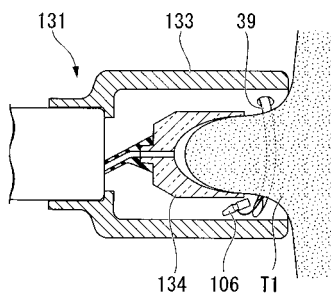
【図 6 3】



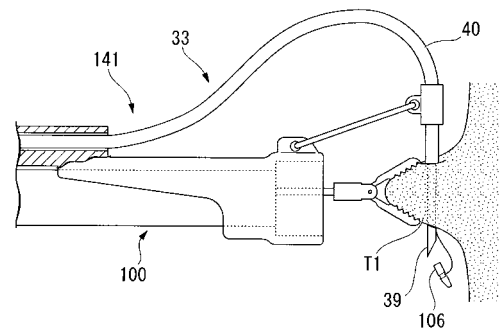
【図 6 5】



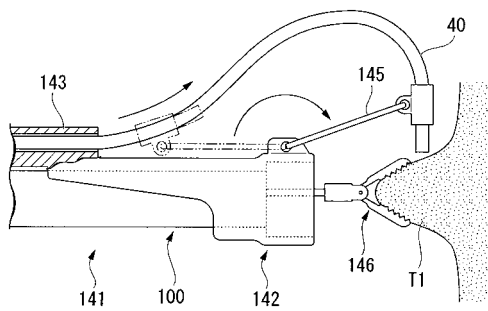
【図 6 4】



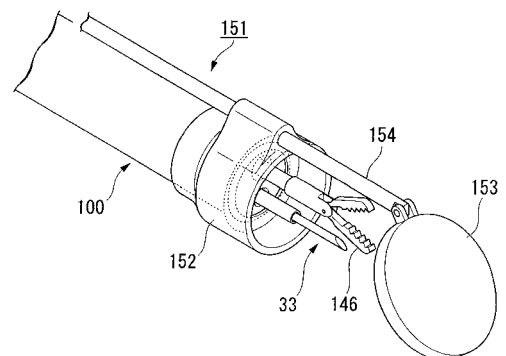
【図 6 8】



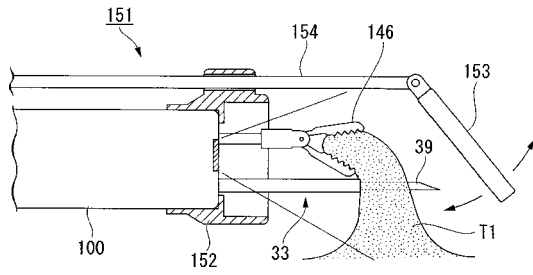
【図 6 7】



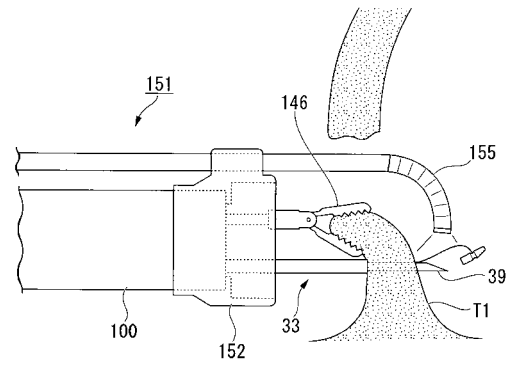
【図 6 9】



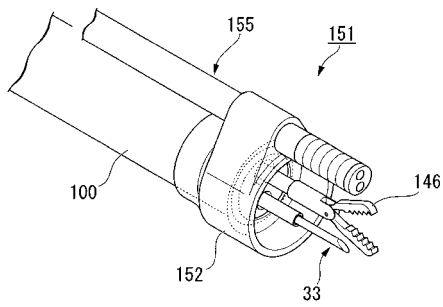
【図 7 0】



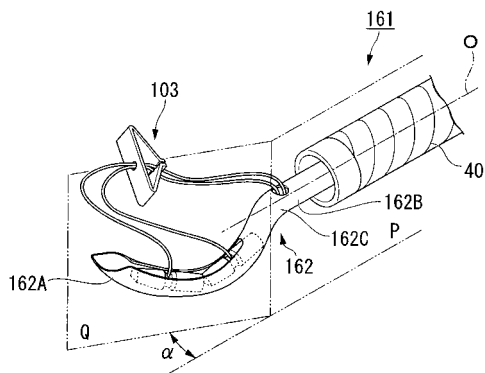
【図 7 2】



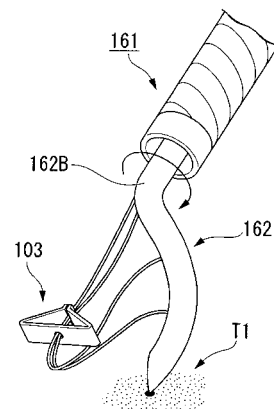
【図 7 1】



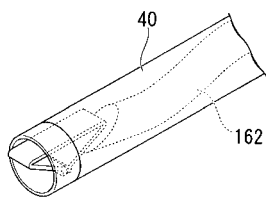
【図 7 3】



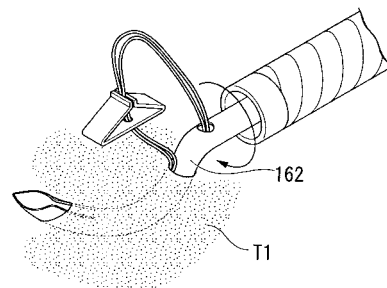
【図 7 5】



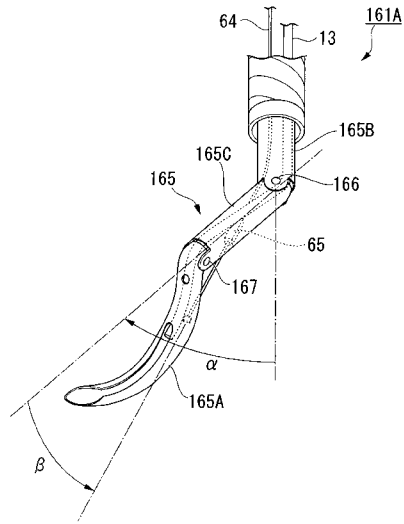
【図 7 4】



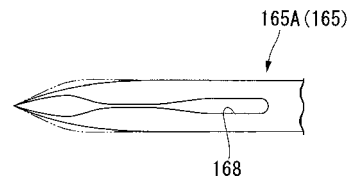
【図 7 6】



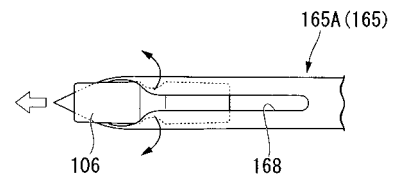
【図 77】



【図 78 A】



【図 78 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 鈴木 孝之
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 山本 哲也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 高橋 慎治
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 鈴木 聡子
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 小賀坂 高宏
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 特開平08-112252(JP,A)
特開平08-033635(JP,A)
特開2006-116356(JP,A)
特開2007-229472(JP,A)
特表2008-531207(JP,A)
特表2007-532262(JP,A)
国際公開第2007/037326(WO,A1)
国際公開第2006/098155(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/04

专利名称(译)	缝合装置和缝合系统		
公开(公告)号	JP4624485B2	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	JP2010517217	申请日	2009-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	鈴木孝之 山本哲也 高橋慎治 鈴木聡子 小賀坂高宏		
发明人	鈴木 孝之 山本 哲也 高橋 慎治 鈴木 聡子 小賀坂 高宏		
IPC分类号	A61B17/04		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/0014 A61B1/00183 A61B1/0125 A61B17/00234 A61B17/0469 A61B17/0487 A61B2017/00296 A61B2017/0034 A61B2017/0409 A61B2017/0417 A61B2017/047 A61B2017/0472 A61B2017/06095 A61B2017/06104 A61B2017/2908		
FI分类号	A61B17/04		
代理人(译)	塔奈澄夫		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	12/265790 2008-11-06 US		
其他公开文献	JPWO2010053118A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于通过使用具有安装在缝合线的端部上的锚的缝合单元来缝合组织的缝合装置，该缝合装置包括：一对第一和第二钳口，所述第一钳口和第二钳口被打开或关闭以夹持组织。空心针管，其内部容纳有锚钉；一推杆，该推杆以自由进退的方式插入针管中，并且能够将容纳在针管中的锚固件推向针管的远端，在该远端中，针管与针管相交。第一钳口并使其远端面对第二钳口，并且其中当组织被第一钳口和第二钳口夹持时，针管插入组织中。

