(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2004-601
(P2004-601A)
(43)公開日　平成16年1月8日(2004.1.8)

(51)Int.Cl.[7]	F I		テーマコード（参考）
A61B 17/04	A61B 17/04		2H040
A61B 1/00	A61B 1/00	334D	4C060
A61B 17/22	A61B 17/22	320	4C061
A61B 17/32	A61B 17/32	330	
A61B 18/14	G02B 23/24	A	

審査請求 未請求　請求項の数 21　ＯＬ　（全 50 頁）　最終頁に続く

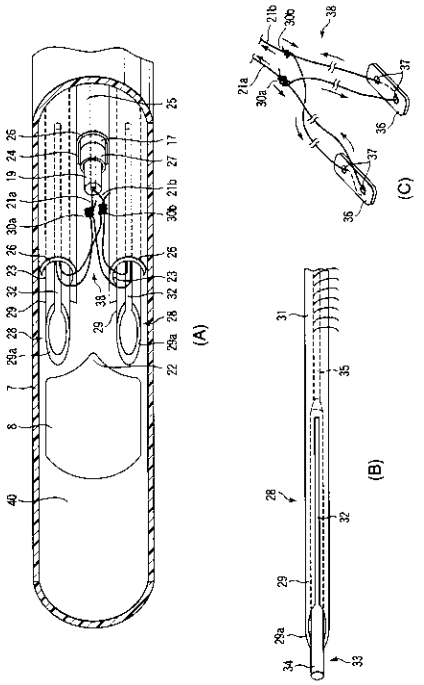
(21)出願番号　特願2003-130673(P2003-130673)
(22)出願日　平成15年5月8日(2003.5.8)
(31)優先権主張番号　60/378,548
(32)優先日　平成14年5月8日(2002.5.8)
(33)優先権主張国　米国(US)

(71)出願人　000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号
(71)出願人　502117930
パンカジュ・ジャイ・パスリチャ
アメリカ合衆国、　テキサス州　７７０５９、ヒューストン、　カク・リンクス・アベニュー　３３１５
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(74)代理人　100091351
弁理士　河野　哲
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男

最終頁に続く

(54)【発明の名称】生体組織用の処置装置

(57)【要約】
【課題】本発明は、患者に対して低侵襲で体内の組織を確実に結紮あるいは縫合することが可能な生体組織用の処置装置を提供することを最も主要な特徴とする。
【解決手段】側口８を通して体腔内の組織をオーバーチューブ２の処置ルーメン４０内に引き込んだ状態で、吸引された生体組織４７ａ，４７ｂに針２８を貫通させ、この針２８内に装填されていたＴバー３６を針２８から押し出す。これにより、Ｔバー３６が生体組織４７ｂに引っかかり、生体組織４７ａ，４７ｂに穿通された糸２１ａ，２１ｂが抜けなくなるようにしたものである。
【選択図】　図２



【特許請求の範囲】
【請求項１】
生体組織用の処置装置において、
少なくても１つの側口が設けられたチャンバーと、
前記側口を通して体腔内の組織を前記チャンバー内に引き込むための吸引システムと、
吸引された前記組織を貫通するための少なくても１つの結紮部材と、
尖端を有しており、吸引された前記組織に前記結紮部材を貫通させるための少なくても１つの穿通部材と、
前記結紮部材による前記組織の結紮状態あるいは縫合状態の少なくても一方を保持するために前記結紮部材上に移動自在に設けられた保持部材と、
を具備することを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項２】
請求項１の装置において、
前記穿通部材は、内腔を有しており、前記側口基端側の第１位置から前記側口先端側の第２位置に向けて前記側口上を移動可能であることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項３】
請求項１の装置において、
前記チャンバーは、前記内視鏡を挿通可能な内腔を有するシースで構成されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項４】
請求項１の装置において、
前記チャンバーは、前記内視鏡の先端に着脱自在な筒状部材で構成されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項５】
請求項１の装置において、
前記チャンバーは、前記側口近傍を含む少なくても一部分が透明であることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項６】
請求項１の装置において、
前記吸引システムは、
前記チャンバー内の圧力を測定する手段と、
測定した圧力を表示する手段と、
前記チャンバー内の圧力を任意にコントロール可能なコントロール手段を含んでいることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項７】
請求項１の装置において、
前記結紮部材は、
生体適合性を有した線材からなる本体部分と、
前記線材の少なくても一端に設けられ、前記線材の断面積よりも大きな断面積を有する拡径部分で構成されており、
前記拡径部分は、前記穿通部材の先端に着脱自在に装着されており、
前記保持部材は、前記本体部分上を移動自在であることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項８】
請求項１の装置において、
２本の前記穿通部材を有しており、それらの穿通部材はほぼ平行かつ一定の間隔をあけて前記チャンバー内に配置されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項９】
請求項１の装置において、
更に、前記保持手段を前記結紮部材の先端側に向けて移動させる結紮操作装置を有するこ

とを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１０】
請求項６の装置において、
前記吸引システムは、前記チャンバーに設けられた吸引用ポートを介して前記チャンバーと接続されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１１】
請求項８の装置において、
前記結紮部材は、
生体適合性を有した線材からなる本体部分と、
前記線材の両端に設けられ、前記線材の断面積よりも大きな断面積を有する拡径部分とを具備し、
２つの前記拡径部分は、２つの前記穿通部材の先端に各々着脱自在に装着され、
前記保持部材は、前記本体部分上を移動自在であることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１２】
請求項９の装置において、
更に、前記結紮部材の一部を切断する切断部材を有していることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１３】
請求項１１の装置において、
前記保持部材は、弾性材料からなる筒状部材で構成されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１４】
請求項１１の装置において、
前記結紮部材は、前記拡径部分と前記本体部分とが別体で形成されており、
前記拡径部分は、２つの側孔を有しており、
前記本体部分は、前記側孔に移動自在に挿通されており、
前記保持部材は、前記本体部分自体を結んだ結び目で形成されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１５】
請求項１１の装置において、
前記保持部材は、第１筒状部材と第２筒状部材とを具備し、
前記第１筒状部材は、前記第２筒状部材の内腔に嵌合自在となっており、
前記本体部分は、前記第１筒状部材と前記第２筒状部材との間に挿通されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１６】
請求項１１の装置において、
前記保持部材は、２つの孔を有する柔軟な薄肉部材で形成されており、
前記拡径部分は、前記保持部材よりも先端側に位置し、かつ、
前記本体部分は、前記保持部材の基端側にループ部分が形成されるように前記孔に挿通されていることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１７】
請求項１１の装置において、
前記保持部材は、第１保持部材と第２保持部材とを有し、
前記第１保持部材は、柔軟な薄板部材で形成されており、かつ
前記第１保持部材は、第２保持部材よりも先端側に位置していることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項１８】
請求項１２の装置において、
前記切断部材は、前記保持部材に設けられていることを特徴とする生体組織用の処置装置

。
【請求項１９】
請求項１５の装置において、
前記第１筒状部材は、切断部材を有し、
前記第１筒状部材が前記第２筒状部材の内腔に嵌合した状態で、前記本体部分が挟持・固定されるとともに、
前記切断部材は、前記本体部分が挟持・固定された部分より基端側に位置する前記本体部分を切断することを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項２０】
請求項１の前記装置において、
体腔内の組織を切除する組織切除装置をさらに有し、
前記装置は、前記組織切除装置で切除した組織を結紮あるいは縫合の少なくともいずれか一方を行なうために用いられることを特徴とする生体組織用の処置装置。
【請求項２１】
請求項２０の前記装置において、
前記装置は、前記組織の深さ方向の任意部分に流体を注入可能な注射装置をさらに有することを特徴とする生体組織用の処置装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、内視鏡と組み合わせて体内の生体組織を切除／縫合あるいは結紮あるいは縫合といった内視鏡的治療を行うための生体組織用の処置装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
本発明の装置は、特に、消化管において以下のような治療を行うための治療システムである。すなわち、
・組織の損傷部位の治癒や出血部の確実な止血のための縫合
・胃食道逆流症のために組織による人工弁の形成
・表在病変部を有する粘膜や粘膜下腫瘍などの臓器壁内にある病変の切除
などである。
【０００３】
現在、患者の体内における生体組織の損傷部位の治癒や、出血部の確実な止血を目的とした縫合を行う場合、一般的に外科手術によって行われている。
【０００４】
しかし、外科手術の場合、当然ながら患者の体を切開する必要があるので、患者への侵襲が大きい。また、手術後の入院が必要であり、その入院費用などのコスト面での患者への負担も大きい。このような状況の中、患者の体を切開する必要がない低侵襲な経口的内視鏡による治療法の確立が望まれている。
【０００５】
また、胃食道逆流症（Ｇａｓｔｒｏｅｓｏｐｈａｇｅａｌ　Ｒｅｆｌｕｘ　Ｄｉｓｅａｓｅ＝ＧＥＲＤ）は近年、患者数が増加傾向にある疾患の一つである。主な症状としてＨｅａｒｔｂｕｒｎ、食道内のｍｕｃｏｓａｌ　ｂｒｅａｋを有する。そして、良性疾患でありながら患者の苦痛が大きい。このため、治療を必要とする患者が非常に多いことが特徴である。主な原因としては食道下部に存在する括約筋（Ｌｏｗｅｒ　Ｅｓｏｐａｈｇｅａｌ　Ｓｐｈｉｎｃｔｅｒ＝ＬＥＳ）の機能が低下し、胃酸が食道内に逆流することにより発生する。
【０００６】
ＧＥＲＤの治療は主にｐｒｏｔｏｎ－ｐｕｍｐ　ｉｎｈｉｂｉｔｏｒｓ等の胃酸分泌抑制剤の投与が行なわれている。軽度のＧＥＲＤであれば症状も改善し、根治も期待できる。しかし、ＬＥＳの機能が著しく低下したケース、またはＨｉａｔａｌ　Ｈｅｒｎｉａ等の

ａｎａｔｏｍｉｃ　ｐｒｏｂｌｅｍを抱えた重症のケースでは薬物による治療効果が小さい。また、継続的な投与が必要なためコストがかかるという問題がある。よって重症のＧＥＲＤでは外科手術が適用される。

【０００７】

効果的な術式としてＮｉｓｓｅｎ　ｆｕｎｄｏｐｌｉｃａｔｉｏｎ，Ｔｏｕｐｅｔ法等が広く行なわれている。これらはいずれもＬＥＳ部分を胃壁でｗｒａｐｐｉｎｇすることによりＬＥＳの機能改善を行なうもので、高い治療効果を有する。また、最近ではｌａｐａｒｏｓｃｏｐｉｃの術式も確立し、よりｌｏｗ　ｉｎｖａｓｉｖｅな治療が可能となっている。

【０００８】

しかし、患者数が非常に多いこと、また癌と違い良性疾患であることから、よりｌｏｗｅｒ　ｉｎｖａｓｉｖｅな経口的内視鏡による治療法の確立が望まれている。その１つの手技として、生体組織を結紮し、膨瘤させることで人工的な弁を形成することにより、胃酸の逆流を防止する方法が考えられている。

【０００９】

また、経口内視鏡的に体腔内の粘膜や粘膜下腫瘍を切除する方法が知られている。この方法では、高周波切除具と把持鉗子を内視鏡と組み合わせて使用する。そして、粘膜下層に生理食塩水などの液体を局注した後、生体組織を把持鉗子で引っ張り上げる。続いて、その引っ張り上げた生体組織を高周波切除具で切除するという手順で行なわれる。

【００１０】

粘膜や粘膜下層を切除した部分で、切除の直後、あるいは術後しばらく経過した後に出血が起きる可能性がある。そのため、現在は切除後に内視鏡用クリッピング装置などを用いて、切除した部分をクリッピングすることにより、予防止血を行っている。

【００１１】

また、切除部分をそのままの状態にしておくと潰瘍などが発生する。そのため、それを防ぐ、あるいは早期に治癒させるために、次のような方法も行われている。ここでは、切除部分の周囲の粘膜を切除部分の上に引き寄せたのち、クリッピング装置を用いて引き寄せ部分を固定することで、切除部分を保護するようにしている。

【００１２】

しかし、広範囲に粘膜や粘膜下層などを切除した場合には、複数回クリッピングを行う必要がある。そのため、手技が非常に煩雑で、処置時間も長くなるという問題がある。しかも、この処置では高周波処置具や把持鉗子とクリッピング装置を内視鏡のチャンネルに対して入れ替えする必要がある。その点でも手技が煩雑で、処置時間が長くなっている。

【００１３】

そのため、生体組織を切除して、その切除部位を容易に縫合できる方法の開発が望まれている。経口内視鏡的に体内の生体組織を縫合する器具として、例えば、特許文献１に開示されているように内視鏡に取り付け可能な器具ａ（図４６（Ａ）～図４７（Ｂ）参照）がある。

【００１４】

図４６（Ａ）に示すようにこの器具ａの先端部には吸引用のキャビティｃが設けられている。このキャビティｃにはチューブｂが連通されている。このチューブｂは吸引源に接続可能である。

【００１５】

さらに、器具ａには内視鏡の鉗子チャンネル内に挿通された中空の針ｄが設けられている。この針ｄ内にはパイプ状のタグ（ｔｈｒｅａｄ　ｃａｒｒｉｅｒ）ｇが装填可能になっている。このタグｇには内腔と、側孔ｅ，ｆとを有する。針ｄ内にはワイヤｉが進退可能に挿通されている。ワイヤｉにはバルブｈが設けられている。このバルブｈはタグｇの側孔ｅと着脱自在に係合可能である。

【００１６】

また、タグｇには糸ｊが接続されている。キャビティｃの先端側には捕捉部材ｋが設けら

れている。この捕捉部材ｋはタグｇの側孔ｆと着脱自在に係合可能である。
【００１７】
そして、この器具ａの使用時には予め側孔ｅにバルブｈを係合した状態でタグｇを針ｄ内に装填する。
【００１８】
次に、器具ａを取り付けた内視鏡を経口的に患者の体内に挿入する。内視鏡の挿入後、図４６（Ａ）に示すように縫合する生体組織ｍ１をキャビティｃ内に吸引する。
【００１９】
続いて、針ｄを内視鏡から突き出し、図４６（Ｂ）に示すようにこの針ｄで生体組織ｍ１を穿刺する。
【００２０】
次に、ワイヤｉを押し進めて、タグｇを針ｄから前方に押し出す。そして、タグｇの側孔ｆと捕捉部材ｋとを係合させる。
【００２１】
その後、バルブｈを側孔ｅから外す。この状態で、図４６（Ｃ）に示すようにワイヤｉおよび針ｄを内視鏡内に引き込む。このとき、生体組織ｍ１にタグｇの糸ｊが縫い付けられる。続いて、キャビティｃの吸引を解除する。これにより、キャビティｃから生体組織ｍ１が抜け落ちる。そして、生体組織ｍ１にタグｇの糸ｊを縫い付ける１回目の操作が終了する。
【００２２】
次に、生体組織ｍ１の他の部分（生体組織ｍ２）を再度、キャビティｃ内に吸引する。この状態で、図４７（Ａ）に示すように針ｄで生体組織ｍ２を穿刺する。
【００２３】
続いて、ワイヤｉを押し進めて、バルブｈを側孔ｅに係合させる。その後、捕捉部材ｋを側孔ｆから解放する。この状態で、バルブｈ、タグｇおよび針ｄを手元側に引き戻す。このとき、生体組織ｍ２に糸ｊが縫い付けられる。続いて、キャビティｃの吸引を解除する。これにより、図４７（Ｂ）に示すようにキャビティｃから生体組織ｍ２が抜け落ちる。そして、生体組織ｍ２に糸ｊを縫い付ける２回目の操作が終了する。
【００２４】
さらに、生体組織ｍに糸ｊを縫い付ける上記ステップを必要回数だけ繰り返す。そして、生体組織ｍに必要回数だけ糸ｊを縫い付ける作業が終了した後、器具ａを内視鏡ごと体外に抜去する。最後に、体外に引き出された糸ｊの両端を結び、固定することで縫合を終了する。
【００２５】
また、特許文献２には経口的な胃食道逆流症の治療のために生体組織の膨瘤を形成するための装置ｎ（図４８～図４９（Ｄ）参照）が開示されている。
【００２６】
この装置ｎは可撓性管ｏの先端に回動自在な可動腕ｐを有する。さらに、可動腕ｐ上に雌ファスナーｒ、この可動腕ｐの回動時に接触可能な可撓性管ｏ上に雄ファスナーｑがそれぞれ選択的に取り付けられている。
【００２７】
また、同様に可撓性管ｏの先端には回動自在なグリップ手段ｓ及び内視鏡挿通用の開口部ｕが設けられている。この可撓性管ｏの開口部ｕには内視鏡ｔが挿入可能になっている。この内視鏡ｔは可撓性管ｏ全長にわたり挿入されている。
【００２８】
そして、この装置ｎの使用時には次の操作が行なわれる。まず、図４９（Ａ）に示すように可撓性管ｏを経口的に患者の胃内に挿入する。続いて、グリップ手段ｓを胃食道接合部ｖに当接させる。
【００２９】
このとき、グリップ手段ｓを操作して図４９（Ｂ）に示すように胃食道接合部ｖを把持す

る。続いて、可撓性管ｏを肛門側に進め、胃食道接合部ｖを引き下げる。
【００３０】
ここで、図４９（Ｃ）に示すように可動腕ｐを回動操作する。このとき、図４９（Ｄ）に示すようにグリップ手段ｓで把持している胃食道接合部ｖを雄ファスナーｑで穿通し、そのまま雌ファスナーｒに係合させる。
【００３１】
以上の操作により把持された胃食道接合部ｖは短縮され、その中間部分は短縮されて内側に突出し、隆起ｘを形成する。このとき、上記特許文献２の装置ｎでは、グリップ手段ｓと雄ファスナーｑ、雌ファスナーｒとの位置関係が固定されている。そのため、隆起ｘの大きさが一義的に決定される。
【００３２】
【特許文献１】
米国特許第５，７９２，１５３号明細書
【００３３】
【特許文献２】
国際特許ＷＯ９９／２２６４９号公報
【００３４】
【発明が解決しようとする課題】
しかしながら、特許文献１に開示されている構成の器具ａの場合には次のような問題がある。すなわち、生体組織ｍに糸ｊを穿通した後にその糸ｊを結紮する手段が器具ａ自体に設けられていない。そのため、糸ｊの両端を患者の体外で結び、その結び目を体内に送る作業が必要になる。その結果、体内の生体組織を縫合する手技が煩雑となり、処置時間も長くなる。
【００３５】
また、複数回ステッチ（ｓｔｉｔｃｈ）を行う場合でも、ステッチ間の距離を確実にはコントロールできない。そのため、少ないステッチ回数で確実に縫合を行うことが難しい。
【００３６】
また、１回の針ｄの穿刺動作ごとにバルブｈと側孔ｅとの間、または捕捉部材ｋと側孔ｆとの間のどちらか一方の係合動作と、他方の解除動作の２つの操作が必要となる。そのため、器具ａの操作が非常に煩雑となると共に、処置時間も長くなる。
【００３７】
また、１回の針ｄの穿刺動作において穿刺可能な範囲はキャビティｃの大きさによって決定される。しかしながら、器具ａの体内挿入時の患者への負担を考慮すると器具ａ全体の外径寸法には自ずと限界があり、極端に器具ａ全体の外径寸法を大きくすることはできない。そして、本構成では内視鏡とキャビティｃがずれた位置に配置されているため、キャビティｃの大きさが一層、小さくなる問題がある。そのため、生体組織ｍの縫合範囲が吸引によりキャビティｃ内へ取り込まれる範囲よりも大きい場合には、縫合が不可能となり、適用が限定されてしまう。
【００３８】
一般に、外科手技（Ｎｉｓｓｅｎ　ｆｕｎｄｏｐｌｉｃａｔｉｏｎ）において、人工噴門の合併症として食物の通過障害が報告されている。胃食道逆流症の治療の本手技においても大きい隆起ｘでは同様の問題が発生する恐れがある。よって、軽度の症状の場合には隆起ｘを軽度にすることにより、より食物の通過を優先することが好ましい。このように、胃食道逆流症の治療においては症状の程度に応じて様々な大きさの隆起ｘを形成可能な方が有利である。
【００３９】
しかしながら、上記特許文献２公報の装置ｎでは、隆起ｘの大きさが一義的に決定されるので、胃食道逆流症の治療方針に柔軟性を持たせることが困難である。
【００４０】
また、雄ファスナーｑが機器の外表面に露出しているため、本機器を体腔内に挿入する際

に雄ファスナーｑが体壁などに接触する可能性がある。
【００４１】
本発明は上記事情に着目してなされたもので、その第１の目的は、患者に対して低侵襲で体内の組織を確実に結紮あるいは縫合することが可能な生体組織用の処置装置を提供することである。
【００４２】
本発明の第２の目的は、患者に対して低侵襲で体内の組織を切除して、その切除部位を確実に縫合することが可能な生体組織用の処置装置を提供することである。
【００４３】
本発明の第３の目的は、体内の組織の切除深さや切除範囲を任意に調節可能な生体組織用の処置装置を提供することである。
【００４４】
本発明の第４の目的は、処置操作が簡便で、かつ処置時間が短い生体組織用の処置装置を提供することである。
【００４５】
本発明の第５の目的は、体内組織の縫合可能な範囲が可能な限り大きい生体組織用の処置装置を提供することである。
【００４６】
本発明の第６の目的は、体内への挿入時に患者に与える苦痛が少ない生体組織用の処置装置を提供することである。
【００４７】
【課題を解決するための手段】
本発明は、生体組織用の処置装置において、
少なくても１つの側口が設けられたチャンバーと、
前記側口を通して体腔内の組織を前記チャンバー内に引き込むための吸引システムと、
吸引された前記組織を貫通するための少なくても１つの結紮部材と、
尖端を有しており、吸引された前記組織に前記結紮部材を貫通させるための少なくても１つの穿通部材と、
前記結紮部材による前記組織の結紮状態あるいは縫合状態の少なくても一方を保持するために前記結紮部材上に移動自在に設けられた保持部材と、
を具備することを特徴とする生体組織用の処置装置である。
【００４８】
本機器では内視鏡と組み合わせて体内の生体組織を結紮あるいは縫合ができるため、患者に対してより低侵襲な治療が行える。また、その結果、入院期間の低減などが図れるため、入院費用などのコスト面でも患者の対する負担を減らすことが可能となる。
【００４９】
また、生体組織に結紮部材を穿通した後、その結紮部材を結紮する手段が本機器には設けられているため、一度体外に機器を抜去して、体外で結紮を行うという必要がないため、処置操作が非常に簡便になり、処置時間も大幅に短縮する。更に、結紮後の結紮部材の余った部分を切断する手段も設けられているため、別の切断用器具を改めて患者の体内に挿入する手間が省けるため、この点においても処置操作の簡便化、処置時間の短縮が図れる。
【００５０】
また、体内の生体組織を切除する場合でも、切除後に他の処置具の入れ替えなしに直ちに切除部分の縫合が可能なため、切除部分からの出血の予防あるいは切除部分に発生する潰瘍の早期治癒を、患者に対して低侵襲でかつ容易に行うことが可能となる。
【００５１】
また、生体組織の切除部分や損傷部分を縫合するとき、一度その縫合しようとする生体組織全体を吸引によりチャンバー内に引き込んでから結紮部材を穿通させられるため、クリッピング装置などで縫合しようとする場合に比べて、一度に広範囲の領域を容易に縫合す

ることが可能となる。
【００５２】
また、本機器の側口から吸引する生体組織量の調節を吸引圧の調節により行えるため、切除する生体組織の深さや大きさも容易かつ確実に調節できる。また、このことは、内視鏡的胃食道逆流症治療のために生体組織を膨瘤・結紮して人工弁を設ける場合でも、その膨瘤の大きさを任意に調節できるため、症状の程度に合わせた大きさの人工弁を形成することが可能である。
【００５３】
また、内視鏡とほぼ同軸上で前方に位置するチャンバー内に生体組織が吸引されるため、生体組織の目標部位にうまく穿通部材を穿通できそうか、穿通部材の穿通前に容易かつ確実に確認可能である。更に、チャンバーが内視鏡を挿通可能な内腔を有した可撓性シースで形成されている場合には、側口に対して内視鏡の先端を前後に移動させたり、湾曲操作させたりして縫合組織を観察しやすい状態に調整可能である。その結果、穿通位置の微妙なコントロールが可能となり、確実な結紮あるいは縫合を行うことができる。更に処置操作が簡便になり、処置時間も大幅に短縮する。
【００５４】
また、穿通部材が予め一定の間隔で平行に配置されている場合には、穿通部材の生体組織上の穿入点および穿出点も所望の一定間隔となる。その結果、ステッチ間隔が極端に小さくなることなく、確実にコントロール可能となる。その結果、処置操作が簡便になり、処置時間も大幅に短縮する。また、複数回ステッチを行う必要がある場合でも、１ステッチの距離を一定にコントロール可能である為、少ないステッチ回数で確実に縫合を行うことができる。
【００５５】
また、内視鏡と生体組織が吸引されるチャンバーがほぼ同軸に配置されているため、内視鏡と本機器を含めたシステム全体の外径を大きくすることなく、生体組織を吸引可能な空間をより大きく得られる。その結果、システムの挿入時に患者に与える苦痛を少なくできる。また、穿通部材が本機器内に収納されているため、体腔を傷つけることなく機器を体内に挿入可能である。
【００５６】
また、内視鏡の先端に生体組織を吸引するチャンバーを取り付けた場合には、そのチャンバー部分以外は内視鏡自体のシースで構成されるため、外径が小さくかつ柔軟性に優れるため、システム全体の体内への挿入がより行いやすくなる。
【００５７】
【発明の実施の形態】
以下、本発明の第１の実施の形態を図１（Ａ）乃至図１２を参照して説明する。図１（Ａ）は本実施の形態の縫合装置１全体の外観を示すものである。この縫合装置１はオーバーチューブ２と、針操作部３と、結紮具４と、針２８（図２（Ａ）参照）と、結紮ユニット３８（図２（Ｃ）参照）とからなる。
【００５８】
オーバーチューブ２には細長いシース部７が設けられている。このシース部７は例えば全長０．３～２ｍ程度、好ましくは１ｍ前後に設定されている。図１（Ｂ）に示すようにシース部７の先端部には側口８が形成されている。さらに、シース部７の基端部には連結部６が配設されている。
【００５９】
また、図３に示すようにシース部７はマルチルーメンチューブ、本実施の形態では４つのルーメン（１つの内視鏡ルーメン２５と、２つの針ルーメン２３と、１つの結紮ルーメン２４）を備えた４ルーメンチューブによって形成されている。そして、２つの針ルーメン２３と、結紮ルーメン２４と、内視鏡ルーメン２５とはそれぞれ隔壁２６に囲まれて形成され、オーバーチューブ２と一体に形成されている。
【００６０】

また、内視鏡ルーメン２５には内視鏡５が摺動自在に挿入可能である。２つの針ルーメン２３には針２８が摺動自在に挿入可能である。結紮ルーメン２４には後述する結紮具４を摺動自在に挿入可能である。

【００６１】

さらに、シース部７は内視鏡５の屈曲に追従して変形できるように可撓性をもつ材料によって形成されている。シース部７の材料としては、例えばポリウレタン、塩化ビニル、ポリウレタン系エラストマー、ポリスチレン系エラストマー、ポリオレフィン系エラストマーなどの比較的柔軟で透明性に優れたプラスチック材料で形成されている。内視鏡ルーメン２５に内視鏡５が挿入された際に、内視鏡ルーメン２５内の内視鏡５からシース部７の壁部を通してシース部７の外側が観察可能になっている。なお、シース部７は全体が透明であるとより好ましい。しかし、少なくとも側口８の前後５ｃｍ程度間の範囲が透明であればよく、それ以外は必ずしも透明でなくてもよい。

【００６２】

また、シース部７の先端は体内に挿入し易くするため特に柔軟であることが望ましい。例えば、シース部７の先端側の壁部の肉厚を手元側の壁部の肉厚より薄くすることでシース部７の先端側を柔軟にすることが可能である。さらに、シース部７の外径は、患者の体内に挿入可能な大きさであり、例えば１０～２５ｍｍ程度、好ましくは１５～１８ｍｍ程度に設定されている。

【００６３】

また、図２（Ａ）に示すように２つの針ルーメン２３および結紮ルーメン２４の先端部はシース部７の隔壁２６の先端部分を削り取ることで、シース部７の先端位置よりも手元側に後退した位置に配置されている。ここで、シース部７の先端位置と針ルーメン２３の先端位置との間の距離は例えば３０～１００ｍｍ程度が望ましい。さらに、結紮ルーメン２４の先端位置は、針ルーメン２３の先端位置から更に手元側に離れた位置に配置されている。結紮ルーメン２４の先端位置と針ルーメン２３の先端位置との間の距離は例えば１００ｍｍ前後程度が望ましい。そして、シース部７の先端位置と２つの針ルーメン２３の先端部との間には１つの処置ルーメン４０が形成されている。

【００６４】

また、針ルーメン２３の内径は針２８と針先に装填される結紮ユニット３８の２本の糸２１ａ，２１ｂが同時に挿通可能な大きさに設定されている。さらに、結紮ルーメン２４の内径は後述する結紮具４が挿通可能な大きさ、内視鏡ルーメン２５の内径は内視鏡５が挿通可能な大きさにそれぞれ設定されていれば良い。結紮ルーメン２４および内視鏡ルーメン２５の形状はどのような形状であってもよい。但し、内視鏡ルーメン２５はできるだけ大きい方が挿入した内視鏡の操作が容易にできるので、望ましい。

【００６５】

なお、１つの内腔をもつオーバーチューブ（１ルーメンチューブ）の内周面側に別のチューブを取り付けることにより、２つの針ルーメン２３および１つの結紮ルーメン２４をそれぞれオーバーチューブとは別体に形成してもよい。

【００６６】

また、２つの針ルーメン２３はほぼ平行に伸びている。さらに、２つの針ルーメン２３同士の間隔は一定である。そして、各針ルーメン２３内にそれぞれ挿通された針２８の先端部間の間隔が２～２０ｍｍの範囲で一定になるように設定されている。

【００６７】

また、シース部７の外周面上の側口８は針ルーメン２３の先端位置よりも先端側に配置されている。さらに、側口８の中心線は２つの針ルーメン２３の中間位置に配置されている。

【００６８】

また、図１（Ｂ）に示すようにシース部７の側口８には手元側の端部に略中央部分が手元側に向けて窪んだ略Ｖ字形状の糸受け部２２が形成されている。この糸受け部２２は糸２１を引っかけたときに糸２１が横方向にずれることを防止できればよい。例えば、この糸

受け部２２は略Ｖ字形状の凹部が１，２ｍｍ程度手元側に伸びている程度でよい。

【００６９】

また、シース部７の側口８の形状は糸受け部２２以外の部分はシース部７の軸方向に伸びる長方形であることが望ましいが、楕円形や円形であっても良い。なお、側口８が長方形の場合、その角は丸められていた方が望ましい。この場合には、生体組織を側口８からシース部７の内部側に吸引したとき、側口８の周縁部と生体組織との間に隙間ができにくい。そのため、側口８からシース部７の内部側に吸引される生体組織の吸引がかかりやすいのでより望ましい。

【００７０】

側口８はシース部７の軸方向の長さが例えば５～３０ｍｍ程度であり、特に１０～２０ｍｍ程度が望ましい。さらに、側口８の幅は例えば３～２３ｍｍ程度であり、特に１３～１６ｍｍ程度が望ましい。また、針ルーメン２３の先端と側口８の糸受け部２２との間の距離は、例えば５ｍｍ前後程度が望ましい。

【００７１】

また、図４（Ａ）はシース部７の手元側の連結部６の内部構成を示すものである。この連結部６には筒状の連結部本体４３が設けられている。この連結部本体４３の基端部側の内周面には弁装着用の大径な穴部４３ａと、ねじ穴部４３ｂとが設けられている。

【００７２】

さらに、連結部本体４３の筒内にはシース部７の基端部が挿入されている。このシース部７の挿入部の基端部側内周面にはねじ穴部４３ｂに螺挿された固定ねじ４２の先端部が圧入されている。そして、シース部７の手元側が固定ねじ４２と連結部本体４３との間に挟まれる状態で固定されている。

【００７３】

また、固定ねじ４２の手元側の大径な穴部４３ａにはリング形状の弁４５がはめ込まれている。更に、穴部４３ａには弁４５の手元側にリング形状の弁押え４４がはめ込まれて着脱可能に固定されている。

【００７４】

なお、固定ねじ４２、連結部本体４３、弁押え４４は例えばステンレス、アルミニウムなどの各種金属材料や、ポリプロピレン、ＡＢＳ、ポリカーボネート、ポリアセタール、ポリスルフォン等の各種プラスチック材料で形成されている。ここでは特に、軽量かつ剛性を有したプラスチック材料で形成されている方が好ましい。

【００７５】

また、弁４５は例えばシリコンゴム、フッ素ゴムなどの各種ゴムあるいは各種熱可塑性エラストマーで形成されている。弁４５の内径は内視鏡５の外径よりも小さくなるように設定されている。そして、弁４５の中央孔内に内視鏡５が挿通された際に弁４５と内視鏡５との間で気密を保てるようになっている。なお、弁４５の肉厚は０．５～５ｍｍ程度に設定されている。この弁４５は内視鏡５の外径に合わせて、異なる内径をもつ弁に交換可能になっている。さらに、穴部４３ａに複数枚の弁４５を入れることにより、気密性を調整することも可能である。

【００７６】

また、弁押え４４の内径は弁４５の内径よりも大きい。そして、弁押え４４の内腔によって内視鏡挿入口３９が形成されている。ここで、弁押え４４の内径と弁４５の内径との差Ｌは例えば１～２ｍｍ程度であることが好ましい。弁押え４４と弁４５との内径差Ｌが大きい場合には、内視鏡挿入口３９の部分で内視鏡５が曲げられたとき内視鏡５の可動範囲が大きい。なお、図４（Ｂ）は内視鏡５の内視鏡挿入口３９の部分を曲げる前の状態、図４（Ｃ）は曲げた後の状態をそれぞれ示す。そして、内視鏡挿入口３９の部分で内視鏡５が曲げられた場合には図４（Ｃ）に示すように弁４５の内腔と内視鏡５との間に隙間４６ができて、気密性を保てなくなる。そのため、弁押え４４の内径と弁４５の内径との差Ｌはできるだけ小さいほうが好ましい。

【００７７】

また、図１（Ａ）に示すように連結部本体４３の外周面には、結紮ルーメン２４の基端部と連通される１つの結紮ルーメン連結部４３ｃと、２つの針ルーメン２３の基端部と連通される２つの針ルーメン連結部４３ｄとが形成されている。この結紮ルーメン連結部４３ｃおよび２つの針ルーメン連結部４３ｄは固定ねじ４２よりも先端側に配置されている。そして、気密性を保つために封止されている。

【００７８】

また、結紮ルーメン連結部４３ｃには導入チューブ９の一端部が連結されている。そして、この導入チューブ９が結紮ルーメン２４に接続されている。同様な構成で、２つの針ルーメン連結部４３ｄには針操作部３の２本の接続シース１１の各一端部がそれぞれ着脱自在に連結され、かつ気密状態で保持されている。そして、各接続シース１１がそれぞれ針ルーメン２３に接続されている。

【００７９】

導入チューブ９は後述する結紮具４が挿通可能である。この導入チューブ９の手元側には口金１０が接続されている。この口金１０には導入チューブ９に結紮具４を挿通した際に気密を保つ弁を有する。

【００８０】

さらに、導入チューブ９は例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブで形成されている。この導入チューブ９はキンク（ｋｉｎｋ）しにくくするため金属コイルの外側にプラスチックチューブが被せられたり、金属製メッシュ入りのプラスチックチューブであったり、２重チューブでも良い。

【００８１】

また、針操作部３にはベース部材１２が設けられている。このベース部材１２には操作時に握るグリップ１３と、２つの管状のハウジング１４とが設けられている。各ハウジング１４の基端部には軸方向に摺動可能な管状の針スライダー１５の先端部が着脱可能、かつ気密となるように接続されている。

【００８２】

各針スライダー１５の管内にはプッシャースライダー１６が出し入れ操作自在かつ気密となるように装着されている。プッシャースライダー１６は着脱自在でなくてもよい。

【００８３】

また、各ハウジング１４の先端部には接続シース１１の基端部が気密となるように固定されている。接続シース１１は例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブで形成されている。さらに、接続シース１１はキンク（ｋｉｎｋ）しにくくするため金属コイルの外側にプラスチックチューブが被せられたり、金属製メッシュ入りのプラスチックチューブであったり、２重チューブでも良い。

【００８４】

各接続シース１１には図２（Ａ）に示すそれぞれ針２８が摺動自在に挿通可能になっている。図２（Ｂ）に示すように針２８には管状の針本体２９が設けられている。この針本体２９の基端部には針シース３１の先端部が接続されている。この針シース３１にはＴバープッシャー３３が摺動自在に挿通可能になっている。針シース３１の基端部は針スライダー１５に着脱可能に接続されている。

【００８５】

さらに、針２８は針ルーメン２３に摺動可能に挿通されている。ここで、針スライダー１５をハウジング１４から完全に引き出した際に、針本体２９の先端は針ルーメン２３の先端より基端側に配置されるように設定されている。なお、図２（Ａ）では分かり易いように針本体２９の先端を針ルーメン２３から突出させた状態を示している。そして、針スライダー１５をハウジング１４に対して完全に押し込んだとき、図６（Ａ）に示すように針本体２９は前方の最大移動位置に移動するようになっている。このとき、針２８の先端は側口８の先端側に位置するように設定されている。なお、側口８の先端からの針２８の先

端の突出長が１０ｍｍ以上あると側口８から吸引した生体組織を穿通しやすい。特に、この突出長は２０ｍｍ程度がより望ましい。

【００８６】

また、針本体２９はステンレス、ニチノールなどの金属パイプ材で形成されている。この針本体２９は例えば内径０．５～１．５ｍｍ程度、外径０．７～２ｍｍ程度に設定されている。この針本体２９の先端には体腔内の生体組織を穿刺できるように先細で鋭利な穿端部２９ａを有している。

【００８７】

さらに、図２（Ｂ）に示すように針本体２９の周壁部には先端から後方に向けてスリット３２が延設されている。なお、針２８内には後述するＴバー３６（図２（Ｃ）参照）が装填されるようになっている。そして、スリット３２の長さは針２８内に装填されるＴバー３６と糸２１の接続部がスリット３２の基端に位置した際に、Ｔバー３６の先端側が針２８の先端から露出しない長さに設定されている。さらに、このスリット３２の長さは、針２８を針ルーメン２３から完全に突出させたとき、側口８の先端から針２８の先端までの突出長よりも短いことがより望ましい。そのため、このスリット３２の長さは、例えば１０～２０ｍｍ程度が望ましい。また、このスリット３２の幅は糸２１が容易に挿通可能で、後述する押し出し部材３４、Ｔバー３６が挿通不可能な寸法に設定されている。

【００８８】

針シース３１は、例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブや金属コイルで形成されている。なお、針シース３１は、キンク（ｋｉｎｋ）しにくくするため金属コイルの外側にプラスチックチューブが被せられたり、金属製メッシュ入りのプラスチックチューブでも良い。

【００８９】

また、針２８の内部にはＴバープッシャー３３が突没可能に挿入されている。このＴバープッシャー３３にはステンレスなどの金属線からなる細長いプッシャーワイヤ３５と、細長い円柱状の押し出し部材３４とが設けられている。プッシャーワイヤ３５は針シース３１の内部に軸方向に進退自在に挿通されている。このプッシャーワイヤ３５の先端には押し出し部材３４の基端部が接続されている。プッシャーワイヤ３５の基端部にはプッシャースライダー１６が着脱自在に接続可能になっている。

【００９０】

押し出し部材３４は、例えばステンレスなどの金属や、各種プラスチックからなる。押し出し部材３４は、先端が中空でないほうが針２８の先端に装填されたＴバー３６を押し出しやすい。押し出し部材３４の外径は、針本体２９内を摺動自在な範囲でできる限り大きい方が良い。これにより、針２８の先端に装填されたＴバー３６を押し出しやすい。

【００９１】

押し出し部材３４は、針操作部３のプッシャースライダー１６を針スライダー１５から完全に引き出したとき、図５（Ａ）に示すように針２８内に引き込める長さに設定されている。更に、プッシャースライダー１６を引き込んだ状態で、Ｔバー３６を針本体２９の内腔に装填した際に、Ｔバー３６が完全に針２８の内部に引き込まれるように設定されている。

【００９２】

また、押し出し部材３４は、プッシャースライダー１６を針スライダー１５に完全に押し込んだとき、針２８の先端から突出するように設定されている。そして、その押し出し部材３４の突出長は５ｍｍ以上が望ましい。

【００９３】

結紮具４には図１（Ａ）に示すように導入チューブ９から結紮ルーメン２４に導入されるカッターシース１７とプッシャーチューブ１９とが設けられている。プッシャーチューブ１９は、例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブや、金属コイルで形成されている

。プッシャーチューブ１９は、キンク（ｋｉｎｋ）しにくくするため金属コイルの外側にプラスチックチューブが被せられたり、金属製メッシュ入りのプラスチックチューブでも良い。

【００９４】

さらに、プッシャーチューブ１９は、全長にわたって、後述する２本の糸２１ａ，２１ｂを摺動自在に挿通可能な内腔をもつ。プッシャーチューブ１９の内径は、後述する結紮ユニット３８の２本の糸２１ａ，２１ｂの結び目３０ａ，３０ｂがそれぞれ挿通できない寸法に設定されている。また、プッシャーチューブ１９の基端部側は導入チューブ９の口金１０から外部に延出されている。そして、このプッシャーチューブ１９の基端部にはプッシャーつまみ２０が固定されている。

【００９５】

カッターシース１７はプッシャーチューブ１９上を軸方向に摺動可能に装着されている。このカッターシース１７は、例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブや金属コイルで形成されている。このカッターシース１７は、キンク（ｋｉｎｋ）しにくく、また伸び縮みしにくくするため、金属コイルの外側にプラスチックチューブが被せられたり、金属製メッシュ入りのプラスチックチューブでも良い。

【００９６】

カッターシース１７の基端部にはカッターつまみ１８が固定されている。また、カッターシース１７の先端部にはカッター２７が固定されている。このカッター２７はステンレスなどの金属製の円筒部材である。このカッター２７の先端部には全周に亙り糸２１ａ，２１ｂを切断可能な刃が設けられている。なお、カッター２７はカッターシース１７に対して着脱自在に接続されていても良い。

【００９７】

また、結紮具４のカッターシース１７の外径は例えば１～３ｍｍ程度が望ましい。結紮具４の長さは、導入チューブ９の口金１０からこの結紮具４全体を挿入した際に、プッシャーチューブ１９の先端がシース部７の先端から突出可能な長さに設定されている。さらに、カッターつまみ１８の操作によってカッターシース１７をプッシャーチューブ１９上に沿って手元側まで完全に引くと、プッシャーチューブ１９の先端が露出するように設定されている。

【００９８】

図２（Ｃ）に示すように結紮ユニット３８には板状の２つのＴバー３６と、２本の糸２１ａ，２１ｂ（第１の糸２１ａおよび第２の糸２１ｂ）とが設けられている。２本の糸２１ａ，２１ｂはプッシャーチューブ１９内に挿通されている。これらの糸２１ａ，２１ｂは一般的に外科手術に使用される縫合糸と同様の生体適合性に優れた材質で形成されている。例えば、ナイロン、ポリオレフィンなどのプラスチック材料、絹、生体吸収材料などで形成されている。さらに、各糸２１ａ，２１ｂは市販の縫合糸自体を使用しても良い。単線、より線、編み線のいずれの形態であっても良い。

【００９９】

また、各糸２１ａ，２１ｂの径は０．２～１ｍｍ程度であり、特に０．５ｍｍ前後が好ましい。さらに、各糸２１ａ，２１ｂは体腔内で内視鏡画像下に識別しやすい色をしていることが好ましく、特に青や緑といった色がより好ましい。

【０１００】

また、Ｔバー３６は、ステンレスなどの金属や、例えばポリスルフォン、ポリアセタール、ナイロンなどの比較的すべりの良いプラスチック材料で形成されている。Ｔバー３６は、ナイロンなどの生体適合性に優れた材料で形成されているとなお良い。また、Ｔバー３６は、糸２１ａ，２１ｂと同様に内視鏡画像下に識別しやすい色をしていることが好ましい。

【０１０１】

各Ｔバー３６には２つの糸挿通孔３７がそれぞれ設けられている。そして、一方のＴバー

３６の２つの糸挿通孔３７には第１の糸２１ａが摺動自在に挿通されている。同様に、他方のＴバー３６の２つの糸挿通孔３７には第２の糸２１ｂが摺動自在に挿通されている。なお、糸挿通孔３７の周縁部は糸２１ａ，２１ｂが摺動しやすいように面取りされていることが望ましい。

【０１０２】

また、第１の糸２１ａの先端部は一方のＴバー３６の２つの糸挿通孔３７に挿通されたのち、第２の糸２１ｂの中途部に結ばれて結び目３０ｂが形成されている。同様に、第２の糸２１ｂの先端部は他方のＴバー３６の２つの糸挿通孔３７に挿通されたのち、第１の糸２１ａの中途部に結ばれて結び目３０ａが形成されている。

【０１０３】

なお、各糸２１ａ，２１ｂの基端部はプッシャーチューブ１９の内腔を経てプッシャーチューブ１９の基端部から外部側に延出されている。

【０１０４】

また、結び目３０ａ，３０ｂは一般的な外科用縫合糸の結び方のうち、Ｃａｐｓｔａｎ ｋｎｏｔや、Ｒｏｅｄｅｒ ｋｎｏｔと呼ばれている結び方で形成されている。そして、一方の結び目３０ａは第１の糸２１ａ上を、他方の結び目３０ｂは第２の糸２１ｂ上をそれぞれ摺動可能となっている。このような動きが可能な結び目であれば上記結び方以外の結び方であってもよい。

【０１０５】

各Ｔバー３６の大きさは糸２１ａまたは２１ｂを挿通した状態で針本体２９の内腔に摺動自在な挿入可能な寸法に設定されている。また、各Ｔバー３６は幅、厚さともに針本体２９のスリット３２の幅よりも大きい寸法に設定されている。各Ｔバー３６の長さは例えば１０ｍｍ程度が望ましい。各Ｔバー３６は板状でなく円柱状でも良い。

【０１０６】

次に、上記構成の本実施の形態の縫合装置１の作用について説明する。

【０１０７】

１．本実施の形態の縫合装置１の組み立て

まず、結紮具４のカッターシース１７とプッシャーチューブ１９とを導入チューブ９から結紮ルーメン２４に挿入する。このとき、結紮具４のプッシャーチューブ１９をシース部７の先端から突出させる。そして、プッシャーチューブ１９の先端内腔から結紮ユニット３８の２本の糸２１ａ，２１ｂをプッシャーチューブ１９内に挿入する。このとき、２本の糸２１ａ，２１ｂは図１（Ａ）に示すようにプッシャーつまみ２０から外部に突出するまで挿入される。

【０１０８】

続いて、針操作部３のプッシャースライダー１６を針スライダー１５から完全に引き出してＴバープッシャー３３を針２８の内部に完全に引き込む。さらに、針２８を針ルーメン２３から突出させた状態で、２つのＴバー３６を２つの針２８の先端内腔に各々装填する。このとき、２本の糸２１ａ，２１ｂが針２８のスリット３２を通るように装填される。

【０１０９】

その後、針２８を針ルーメン２３内に完全に引き込み、内視鏡ルーメン２５内に露出した糸２１ａ，２１ｂに軽くテンションがかかるように結紮具４も引き込む。

【０１１０】

２．生体組織の吸引・穿刺・結紮部材の穿通

図１（Ａ）に示すようにオーバーチューブ２内に内視鏡５を挿入させる。このとき、内視鏡５の先端をオーバーチューブ２の先端より突出させる。この状態で、オーバーチューブ２を内視鏡画像で観察しながら患者の体内に挿入する。そして、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂ（図６（Ａ）参照）の近傍まで内視鏡５の先端を移動させる。

【０１１１】

次に、内視鏡５の先端をオーバーチューブ２の側口８の手元側まで引き戻す。このとき、内視鏡画像で観察しながら、オーバーチューブ２を進退あるいは回転させる。そして、側

口８が縫合対象となる断裂している生体組織４７ａ，４７ｂの上方に位置するように位置決めを行う。

【０１１２】

その状態で、内視鏡５の吸引機能を作動させる。これにより、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを側口８から処置ルーメン４０内に吸引する。

【０１１３】

その後、生体組織４７ａを観察して、目標とする穿刺部位が針２８の延長線上に位置しているか確認する。ここで、穿刺位置がずれている場合には、吸引を解除して側口８の位置決めをやり直す。その後、再度断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを吸引する。

【０１１４】

なお、側口８の位置決めをやり直す前に、側口８の大きさが異なる他のオーバーチューブ２に交換しても良い。

【０１１５】

また、オーバーチューブ２を挿入する前に、予め内視鏡５と一般的な内視鏡用注射針を用いて生体組織４７ａ，４７ｂの穿刺対象位置に墨などによるマーキングを行っておいてもよい。この場合には吸引した生体組織４７ａ，４７ｂの穿刺位置の確認が更に行いやすくなる。

【０１１６】

次に、針操作部３の２つの針スライダー１５をそれぞれハウジング１４に対して先端側に押し進める。これにより、２本の針２８を各針ルーメン２３の先端から突き出す。その際、２本の針２８はほぼ平行に突出する。２つの針スライダー１５の突き出し操作は２つ同時に行っても、別々に行ってもどちらでも良い。

【０１１７】

２本の針２８の突出動作にともない、図６（Ａ）に示すように各針本体２９は断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを貫通する。この時、針操作部３は接続シース１１により連結部６から離れた位置に配置されている。そのため、針操作部３を操作する介助者と内視鏡５を操作する術者が離れた位置で操作することも可能である。その結果、お互いの操作が干渉することを防止できる。

【０１１８】

次に、２つのプッシャースライダー１６を針スライダー１５に対して先端側に押す。すると、図６（Ｂ）に示すように押し出し部材３４が針２８の先端から突出して、針２８内に装填されていたＴバー３６を針２８から押し出す。これにより結び目３０ａ，３０ｂよりも先端側の糸２１ａ，２１ｂの一部分が断裂している生体組織４７ａ，４７ｂに穿通される。Ｔバー３６が針２８から押し出された後に糸２１ａ，２１ｂを引っ張った場合には、Ｔバー３６が生体組織４７ｂに引っかかる。そのため、生体組織４７ａ，４７ｂに穿通された糸２１ａ，２１ｂが抜けなくなる。

【０１１９】

次に、プッシャースライダー１６と針スライダー１５を基端側に引き出す。これにより、図７（Ａ）に示すように断裂している生体組織４７ａ，４７ｂから針２８を抜去する。この状態で、内視鏡５の吸引機能による吸引を解除する。これにより、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂが側口８から処置ルーメン４０の外に脱落される。なお、ここで吸引を解除せずに結紮ユニット３８の結紮後に吸引を解除しても良い。

【０１２０】

３．結紮部材の結紮・切断

次に、結紮具４のプッシャーつまみ２０から外部側に露出した糸２１ａ，２１ｂを基端側に引っ張り、糸２１ａ，２１ｂにテンションをかける。その状態で、プッシャーつまみ２０を前方に押し出す。これにより、プッシャーチューブ１９を先端側に移動させる。このプッシャーチューブ１９の前進動作にともない、図７（Ｂ）に示すようにプッシャーチューブ１９の先端で結び目３０ａ，３０ｂが先端側に押し出される。このとき、糸２１ａ，２１ｂは図２（Ｃ）の矢印で示したように動き、結び目３０ａ，３０ｂがＴバー３６に近

づいていく。
【０１２１】
これにより断裂している生体組織４７ａ，４７ｂは徐々に塞がる方向（接合される方向）に移動される。このとき、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂの接合状態を内視鏡画像によって観察しながら、プッシャーチューブ１９を押し進める。そして、図８（Ａ）に示すように結び目３０ａ，３０ｂが一方の生体組織４７ａに当接した時点で、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂ間がくっつき、断裂していた部分が塞がった状態に糸２１ａ，２１ｂによって縫合される。
【０１２２】
次に、プッシャーチューブ１９の先端を元の状態まで引き戻す。その後、オーバーチューブ２を前進させる。これにより、図８（Ｂ）に示すように縫合された生体組織４７を側口８から取り外す。このとき、略同時に、結び目３０ａ，３０ｂの基端側の糸２１ａ，２１ｂは糸受け部２２に引っかかる。
【０１２３】
その後、プッシャーつまみ２０から基端側に露出した糸２１ａ，２１ｂを基端側に引っ張り、糸２１ａ，２１ｂにテンションをかける。この状態で、カッターつまみ１８を先端側に押して、カッターシース１７を前方に押し出す。これにより、カッター２７の刃が結び目３０ａ，３０ｂ基端の糸２１ａ，２１ｂを切断する。
【０１２４】
最後に、オーバーチューブ２および内視鏡５を患者の体内から抜去する。
【０１２５】
また、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂが１回の上記操作で縫合しきれない場合には、縫合を必要とする長さ、範囲に合わせて、上記の一連の操作を繰り返し行う。これにより、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを完全に縫合することが可能となる。
【０１２６】
胃食道逆流症の患者に本縫合装置１を用いて人口弁を形成する場合には次の図１０～１２の操作が行なわれる。すなわち、オーバーチューブ２が食道４８内に挿入される。その後、図１０に示すようにオーバーチューブ２の側口８の開口を胃噴門部４９の直上の食道壁５０に位置決めされる。この状態で、上記操作を行うことで、図１１に示すように食道壁５０と胃壁５１を縫合して図１２に示すように人工弁５２を形成することが可能となる。
【０１２７】
そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態の縫合装置１では内視鏡５と組み合わせて体内の断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを結紮あるいは縫合ができる。そのため、患者に対してより低侵襲な治療が行える。その結果、入院期間の低減などが図れるため、入院費用などのコスト面でも患者に対する負担を減らすことができる効果がある。
【０１２８】
また、本実施の形態の縫合装置１では断裂している生体組織４７ａ，４７ｂに結紮ユニット３８を穿通した後、その結紮ユニット３８を結紮する結紮具４が設けられている。そのため、従来のように一度体外に機器を抜去して、体外で糸の結紮を行う必要がない。その結果、生体組織４７ａ，４７ｂを結紮する際の処置操作が従来に比べて非常に簡便になり、処置時間も大幅に短縮する。
【０１２９】
更に、本実施の形態の縫合装置１には結紮後の結紮ユニット３８の余った部分を切断する手段としてのカッター２７も設けられている。そのため、別の切断用機器を改めて患者の体内に挿入する手間が省けるため、この点においても処置操作の簡便化、処置時間の短縮が図れる。
【０１３０】
また、生体組織の切除部分や損傷部分を縫合するとき、一度その縫合しようとする生体組織全体を吸引により処置ルーメン４０内に引き込んでから結紮ユニット３８を穿通させる

ことができる。そのため、クリッピング装置などで縫合しようとする場合に比べて、一度に広範囲の領域を容易に縫合することが可能となる。

【０１３１】

また、内視鏡５とほぼ同軸上で前方に位置する処置ルーメン４０内に生体組織４７ａ，４７ｂが吸引される。そのため、生体組織４７ａ，４７ｂの目標部位に正しく針２８を穿通できるかどうか、針２８の穿通前に容易かつ確実に確認可能である。更に、側口８に対して内視鏡５の先端を前後に移動させたり、湾曲操作させたりして生体組織４７ａ，４７ｂを観察しやすい状態に調整可能である。その結果、針２８の穿通位置の微妙なコントロールが可能となり、確実な結紮あるいは縫合を行うことができる。更に処置操作が簡便になり、処置時間も大幅に短縮する。

【０１３２】

また、針２８が予め一定の間隔で平行に配置されているため、針２８の生体組織４７ａ，４７ｂ上の穿入点および穿出点も所望の一定間隔となる。その結果、ステッチ間隔が極端に小さくなることなく、確実にコントロール可能となる。その結果、処置操作が簡便になり、処置時間も大幅に短縮する。また、複数回ステッチを行う必要がある場合でも、１ステッチの距離を一定にコントロール可能である為、少ないステッチ回数で確実に縫合を行うことができる。

【０１３３】

また、２つの針２８が予め設けられているため、生体組織４７ａ，４７ｂを側口８から吸引する１回の操作で、直ちに２本の針２８を穿通可能である。この点からも、処置操作が簡便になり、処置時間も大幅に短縮する。

【０１３４】

また、内視鏡５と生体組織４７ａ，４７ｂが吸引されるチャンバーとなるオーバーチューブ２の処置ルーメン４０がほぼ同軸に配置されている。そのため、内視鏡５と縫合装置１を含めたシステム全体の外径を大きくすることなく、生体組織４７ａ，４７ｂを吸引可能な空間をより大きく得られる。その結果、システムの挿入時に患者に与える苦痛を少なくできる。また、針２８が縫合装置１内に収納されているため、体腔を傷つけることなく機器を体内に挿入可能である。

【０１３５】

なお、図１３に示す変形例のようにシース部７の側口８にはその外周縁部に沿って青や、緑などの体内で識別しやすい色のマーキング４１が施されていることが望ましい。この場合には、側口８が内視鏡画像下で認識されやすい。さらに、側口８の外周縁部のマーキング４１はシース部７の軸方向に沿って１／２あるいは１／３刻みで目盛りを設けることが望ましい。これにより、側口８の位置決めがより行いやすくなる。目盛りを設ける場合はできるだけ円周方向に長いほうが望ましく、全周上に伸びていても良い。また、側口８の外周縁部にはシース部７の円周方向に沿っても目盛りがあっても良い。なお、側口８が大きい場合には目盛りの数は更に増えてもよい。さらに、目盛りは識別しやすいように色を他の部分と変えてあっても良い。

【０１３６】

また、図１４乃至図２０（Ｂ）は本発明の第２の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第１の実施の形態（図１（Ａ）乃至図１２参照）の縫合装置１の一部を次の通り変更したものである。なお、本実施の形態中で、第１の実施の形態の縫合装置１と同一部分には同一の符号を付してその説明を省略し、ここでは第１実施の形態と異なる部分のみ説明する。

【０１３７】

図１４に示すように本実施の形態のオーバーチューブ２には連結部６に吸引口金５３が設けられている。この吸引口金５３は内視鏡ルーメン２５と連通する。吸引口金５３には吸引装置５４の接続チューブ５５ａの一端が着脱自在に接続されている。

【０１３８】

吸引装置５４には吸引源５９が設けられている。この吸引源５９には接続チューブ５５ｄ

の一端が着脱自在に接続されている。この接続チューブ５５ｄの他端は切替バルブ５８に接続されている。切替バルブ５８には他の２つの接続チューブ５５ｃ，５５ｅの各一端が接続されている。

【０１３９】

また、接続チューブ５５ｅの他端は内視鏡５の吸引口金６０に着脱自在に接続されている。さらに、接続チューブ５５ｃの他端は吸引圧を調節するための調節バルブ５７に接続されている。この調節バルブ５７には接続チューブ５５ｂを介して圧力計５６が接続されている。この圧力計５６には接続チューブ５５ａの他端が接続されている。そして、接続チューブ５５ａの吸引圧は圧力計５６に表示されるようになっている。

【０１４０】

切替バルブ５８の切替操作により、接続チューブ５５ｄ、５５ｃ、５５ｅ間の接続状態を次の４通りの切替状態に任意に選択可能になっている。すなわち、接続チューブ５５ｃと５５ｅの両方に陰圧（吸引圧力）をかける第１の切替状態と、接続チューブ５５ｃに陰圧（吸引圧力）をかける第２の切替状態と、接続チューブ５５ｅに陰圧（吸引圧力）をかける第３の切替状態と、両方に陰圧がかからない第４の切替状態のいずれかに切替可能になっている。

【０１４１】

切替バルブ５８の代わりに、次の通り２つの管路の開閉の切替が行える２つの開閉バルブを設ける構成にしても良い。すなわち、接続チューブ５５ａと吸引口金５３の間に開閉の切替が行える第１の開閉バルブを介設し、接続チューブ５５ｅと吸引口金６０の間に開閉の切替が行える第２の開閉バルブを介設する構成である。

【０１４２】

さらに、接続チューブ５５ｅと吸引口金６０の間にも調節バルブ５７が設けられていても良い。

【０１４３】

また、本実施の形態ではオーバーチューブ２の側口８には第１の実施の形態の糸受け部２２が設けられていない。

【０１４４】

図１５（Ａ）に示すように針ルーメン２３の周壁部の先端部にはスリット６１が設けられている。このスリット６１は先端から後方に向けて延設されている。このスリット６１の基端側は、針２８を完全に針ルーメン２３内に引き込んだときに第１の実施の形態の針本体２９のスリット３２の基端側の位置と同じかあるいはそれよりも基端部側に配置されている。このスリット６１の長さは、例えば１０～３０ｍｍ程度が望ましい。

【０１４５】

このスリット６１の幅は、例えば糸２１が容易に挿通可能な寸法であればよい。針ルーメン２３が柔軟なプラスチック材料で形成されている場合には、スリット６１は薄い刃物で切り込みを入れる程度であっても良い。その場合、糸２１が摺動する際にはスリット６１の周辺の針ルーメン２３が変形し、容易に摺動できる。

【０１４６】

図１５（Ｂ）に示すように本実施の形態の結紮具４には結紮シース６２の基端側に操作部６５が固定されている。この結紮シース６２内には金属製の操作ワイヤ６３が摺動自在に挿通されている。操作ワイヤ６３の先端にはフック６４が、基端には操作部６５上をスライド可能な結紮スライダー６６が接続されている。結紮スライダー６６の進退操作により、フック６４が結紮シース６２の先端から突没する。

【０１４７】

結紮シース６２上を、第１実施の形態と同じカッターシース１７、カッター２７、カッターつまみ１８が摺動自在に覆っている。

【０１４８】

結紮シース６２は可撓性を有しており、例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブや

金属コイルで形成されている。結紮シース６２はキンク（ｋｉｎｋ）しにくくするため金属コイルの外側にプラスチックチューブが被せられたり、金属製メッシュ入りのプラスチックチューブでも良い。

【０１４９】

フック６４は結紮ユニット６７のループ部６８が着脱自在に係合可能な形状をしており、容易に変形しないようにステンレスなどの金属で形成されている。

【０１５０】

図１６は本実施の形態の結紮ユニット６７を示すものである。この結紮ユニット６７には糸２１の両端にＴバー６９が固定されている。また、糸２１は略中央で折り返されてループ部６８が形成されている。このループ部６８の先端側は接続パイプ７２の内腔に挿入された状態で接着などにより固定されている。

【０１５１】

さらに、ループ部６８と２つのＴバー６９との間の糸２１上には図１７に示すように略円筒状の受け部材７１、円筒状のストッパ７０、チューブ７３が順次、摺動自在に挿通されている。

【０１５２】

なお、結紮ユニット６７は２つの糸２１を使用して次の方法で形成しても良い。すなわち、２つの糸２１の先端にＴバー６９をそれぞれ固定する。その後、それぞれの糸２１を受け部材７１、ストッパ７０、チューブ７３に通した後、一方の糸２１の基端側を折り返して、もう一方の糸２１の基端側と一緒に接続パイプ７２の内腔に固定して形成しても良い。

【０１５３】

また、受け部材７１は、ステンレスなどの金属、ポリプロピレン、ＡＢＳ、ポリアセタール、ポリカーボネートなどのプラスチックからなる。受け部材７１の軸方向の略中間部には環状突起部７６が一体に設けられている。受け部材７１の基端部には縮径部７７が設けられている。図１９（Ａ）に示すようにこの縮径部７７は結紮シース６２の先端部に挿入支持されるようになっている。従って、結紮シース６２の外周面と受け部材７１の外周面との間には段差がなく、カッターシース１７が円滑に進退できるようになっている。

【０１５４】

受け部材７１の環状突起部７６より先端側には糸２１が挿通可能な一対の先端側孔７４ａ，７４ｂが穿設され、環状突起部７６より基端側には糸２１が挿通可能な一対の基端側孔７５ａ，７５ｂが穿設されている。先端側孔７４ａ，７４ｂの先端側の内側面及び基端側孔７５ａ，７５ｂの基端側の内側面には、それぞれ傾斜面が形成されている。これらの傾斜面により、先端側孔７４ａ，７４ｂおよび基端側孔７５ａ，７５ｂに挿入された糸２１が挿通し易く、かつ抜け易くなっている。さらに、環状突起部７６の基端側の側面にはカッター２７の突き当て面７８が形成されている。

【０１５５】

また、糸２１のループ部６８で折り返した２本の折り返し部分のそれぞれは受け部材７１の基端開口から受け部材７１の内部へ挿入される。続いて、この糸２１の２本の折り返し部分は基端側孔７５ａ，７５ｂから受け部材７１の外部へ導かれ、次に環状突起部７６の外側を経由して先端側孔７４ａ，７４ｂから受け部材７１の内部へ導かれる。さらに、受け部材７１の先端開口から外部へと挿通される。その後、受け部材７１の先端側では２本の糸２１が束ねられた状態でストッパ７０の内腔に圧入されている。

【０１５６】

また、受け部材７１の全長は例えば５～１０ｍｍ程度である。図１７に示すように受け部材７１の先端面と突き当て面７８との間の寸法Ｌ２で、切断されて残る糸２１の長さが決まる。そのため、Ｌ２は短い方が望ましく、例えば２～５ｍｍ程度に設定されている。

【０１５７】

また、受け部材７１と環状突起部７６とカッター２７の寸法は次の通り設定されている。ここで、受け部材７１の外径をＡ、環状突起部７６の外径をＢ、カッター２７の内径をＣ

とすると、これらの径は全て例えば１～３ｍｍ程度である。そして、Ａ＜Ｃ、Ｂ＞Ｃ、Ｂ－Ａ＝０．２～１ｍｍ程度に設定されている。また、基端側孔７５ａ，７５ｂはそれぞれ前後に間隔を空けてずれていてもよい。

【０１５８】

また、Ｔバー６９からチューブ７３までの糸２１の露出部の長さＬ１は、針２８を完全に突出させたときの針先から側口８の基端側までの距離よりも長く設定されている。この糸２１の露出部の長さＬ１は、例えば、３０～５０ｍｍ程度が望ましい。これにより、Ｔバー６９を押し出す際に、Ｔバー６９が針２８の針先から突出して外れる前に、チューブ７３が生体組織４７に当接することがなくなる。その結果、Ｔバー６９の押し出しが容易になる。

【０１５９】

Ｔバー６９はステンレスなどの金属や、例えばポリスルフォン、ポリアセタール、ナイロンなどの生体適合性に優れたプラスチック材料からなる円筒部材である。特に、Ｔバー６９はナイロンなどの材料で形成されているとなお良い。

【０１６０】

Ｔバー６９の外周面には側孔８０が空いている。そして、この側孔８０には糸２１が挿入されている。糸２１の端部はＴバー６９の一端から外に突出されている。さらに、Ｔバー６９の一端から外に突出された糸２１の端部はその状態で熱成形により、半球状に丸められて抜け止め部６９ａが形成されている。糸２１の端部の抜け止め部６９ａは丸められることで、Ｔバー６９の両端が体内の生体組織を傷つけることを防止できる。

【０１６１】

また、糸２１の端部を結ぶことで、抜け止めおよび生体組織の損傷の防止を図っても良い。その状態で、Ｔバー６９と糸２１は更に接着剤あるいは、カシメにより固定される。

【０１６２】

さらに、Ｔバー６９の他方の端部の内腔には金属や、各種プラスチック材料で形成された封止部材７９がはめ込まれて、固定される。封止部材７９の基端はやはり半球状に丸められた形状の封止端部７９ａが形成されている。

【０１６３】

なお、Ｔバー６９をプラスチック材料で形成した場合には、予め棒状のＴバー６９の本体自体の両端を半球状に形成したのち、それに糸２１の端部を熱溶着、超音波溶着などにより接続する構成でも良い。

【０１６４】

また、射出成形などにより、糸２１の一端にＴバー６９が同一のプラスチック材料で一体に成形されていても良い。その場合、前述したとおり、２組の糸２１を組み合わせて結紮ユニット６７を形成する。

【０１６５】

さらに、Ｔバー６９と糸２１の接続部は、Ｔバー６９の略中央位置であることが望ましい。なお、Ｔバー６９と糸２１の接続部からＴバー６９の両端までの長さがどちらも、体内の生体組織を十分に係止できて抜けない長さであれば、糸２１の接続部がＴバー６９の略中央位置からずれていてもよい。

【０１６６】

また、Ｔバー６９の外径は針本体２９の内腔に摺動自在な状態で、挿入可能な寸法に設定されている。さらに、Ｔバー６９の外径はスリット３２の幅よりも大きい。Ｔバー６９の長さは１０ｍｍ程度が望ましい。なお、Ｔバー６９は円筒部材に限るものでなく板状をしていても良い。

【０１６７】

チューブ７３はステンレスなどの金属や、例えばポリスルフォン、ポリアセタール、ナイロン、フッ素樹脂などの生体適合性に優れ、かつストッパ７０の材料よりも裂けにくいプラスチック材料からなる円筒部材である。特に、チューブ７３はナイロンなどの材料で形成されているとなお良い。

【０１６８】
ストッパ７０は各種ゴムや各種熱可塑性エラストマーなどの比較的柔軟な材料で形成されている。そのため、ストッパ７０を先端側に移動させて結紮する際、糸２１からストッパ７０に無理な力が加わり、その結果ストッパ７０が裂けるおそれがある。そして、本実施の形態ではストッパ７０の先端側にチューブ７３を挿通しておくことでそのストッパ７０の裂けを防止可能となる。なお、ストッパ７０が裂けにくい材料で形成されている場合には、チューブ７３は必ずしも設けなくても良い。
【０１６９】
次に、上記構成の本実施の形態の縫合装置１の作用について説明する。ここでは、第１実施の形態と異なる部分のみ説明する。本実施の形態の縫合装置１の使用前に予め、結紮ユニット６７を針２８の先端と結紮具４に装填する。この装填作業時には、結紮シース６２をシース部７の先端から突き出した状態で結紮スライダー６６を前進方向に押し出す。これにより、図１５（Ａ）に示すように操作ワイヤ６３を介して先端のフック６４を結紮シース６２の先端から突き出す。そして、結紮ユニット６７のループ部６８をフック６４に引っ掛ける。その状態で、結紮スライダー６６を手元側に引く。このスライダ６６の引張り操作によって操作ワイヤ６３を後退させてフック６４を結紮シース６２の内部に引き込む。このとき、フック６４を介して受け部材７１を後方に引っ張り、受け部材７１を結紮シース６２の先端に軽く突き当てる。その後、スライダ６６をさらに引張り操作して操作ワイヤ６３を後退させることにより、図１９（Ａ）に示すように受け部材７１の縮径部７７が結紮シース６２の先端開口に挿入されて支持される。
【０１７０】
次に、２つの針２８の先端内腔にそれぞれＴバー６９を挿入する。この時、Ｔバー６９から伸びている糸２１がスリット３２を通るように挿入する。そして、針２８を手元側に引いて、針２８を針ルーメン２３内に引き込む。その時、図１８（Ａ），（Ｂ）に示すようにスリット３２から出ている糸２１がスリット６１を通るようにする。
【０１７１】
次に、第１実施の形態と同様に、オーバーチューブ２内に内視鏡５を挿入させる。このとき、内視鏡５の先端をオーバーチューブ２の先端より突出させる。この状態で、オーバーチューブ２を内視鏡画像で観察しながら患者の体内に挿入する。そして、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂ（図６（Ａ）参照）の近傍まで内視鏡５の先端を移動させる。
【０１７２】
続いて、側口８が縫合対象となる断裂している生体組織４７ａ，４７ｂの上方に位置するように位置決めを行う。
【０１７３】
その状態で、内視鏡５の吸引機能を作動させる。これにより、第１実施の形態と同様に、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂをオーバーチューブ２の側口８から吸引する。
【０１７４】
また、本実施の形態ではオーバーチューブ２の側口８から断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを吸引する作業を行う際に、切替バルブ５８を操作して、接続チューブ５５ｃと５５ｅの両方に陰圧がかかるようにする。この場合には、内視鏡ルーメン２５と内視鏡５との隙間の部分にも吸引力が作用する。そのため、内視鏡５の吸引チャンネルを介して吸引力を作用させるだけの場合よりも処置ルーメン４０内において強い最大吸引圧を得られる。
【０１７５】
また、圧力計５６で圧力を確認しながら調節バルブ５７を操作することにより、吸引圧を自由にコントロールできる。
【０１７６】
また、一方の接続チューブ５５ｃ側のみに陰圧がかかるように切替バルブ５８を操作してもよい。この場合には、内視鏡５の吸引チャンネルと内視鏡ルーメン２５の両方を介して吸引をかけるよりも、最大吸引圧は低くなる。しかしながら、この場合は内視鏡５の吸引

操作を行う手間が省ける利点がある。

【０１７７】

また、切替バルブ５８の代わりに、接続チューブ５５ａと吸引口金５３の間に開閉の切替が行える第１の開閉バルブを設け、接続チューブ５５ｅと吸引口金６０の間に開閉の切替が行える第２の開閉バルブを設けた場合には、それぞれの開閉バルブの操作の組み合わせで上記と同様の作用が得られる。

【０１７８】

そして、オーバーチューブ２の側口８内に断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを吸引して挿入させた状態で２つの針２８を穿刺する。この状態で、２つの針２８からＴバー６９をそれぞれ押し出す。

【０１７９】

その後、針２８の抜去を行うことにより、図１９（Ａ）に示すように結紮ユニット６７の２本の糸２１が断裂している生体組織４７ａ，４７ｂに挿入された状態にセットされる。この状態で、結紮スライダー６６を引く。すると、図１９（Ｂ）に示すようにストッパ７０、受け部材７１、チューブ７３はＴバー６９側に移動して、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂが結紮される。

【０１８０】

次に、結紮スライダー６６を保持したままカッターつまみ１８を操作してカッターつまみ１８を先端側に押し出す。この操作によってカッターシース１７は結紮シース６２に案内されながら前進する。そして、カッター２７が受け部材７１の基端部に嵌合してカッター２７の切断刃が突き当て面７８に当接する。このとき、受け部材７１に挿通された２本の糸２１の基端部側は、図１９（Ｃ）に示すように、基端側孔７５ａ，７５ｂの付近で切断される。

【０１８１】

このとき、糸２１の基端部側は操作ワイヤ６３によって引っ張られ、テンションが加わっているため、カッター２７による切れ味がよい。また、図１９（Ｃ）に示すように上下２本の糸２１が同時に切断されることなく、時間差が生じる場合もある。しかしながら、上下２本の糸２１は接続パイプ７２によって結合されているため、一方ずつ切断されてもテンションが保たれる。そのため、切れ味が変わることはない。

【０１８２】

基端側孔７５ａ，７５ｂが前後にずれている場合には、糸２１の一方がカッター２７で切断された後、もう一方の糸２１を切断することになる。その結果、カッター２７が一度に両方の糸２１と接触しない。そのため、糸２１へ加わる切断力が分散されず、糸２１の切断が容易となる。

【０１８３】

２本の糸２１の基端部側が切断されると、結紮シース６２と受け部材７１とが分離され、結紮具４と結紮ユニット６７が分離される。その後、オーバーチューブ２および内視鏡５を患者の体内から抜去する。

【０１８４】

このとき、図２０（Ａ）に示すように結紮ユニット６７の受け部材７１は体内に留置される。この受け部材７１は体内に留置されている間に自然に糸２１から抜け落ちる。糸２１から抜け落ちた受け部材７１は、患者の消化管を介して体外へ自然排出される。そのため、図２０（Ｂ）に示すようにストッパ７０によって緊縛状態に保持された糸２１のみが体内に留置され、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂの結紮手技が完了する。

【０１８５】

そこで、上記構成の本実施の形態では第１実施の形態と同様の効果が得られる。さらに、本実施の形態では第１実施の形態と同様の効果に加えて、以下の効果がある。

【０１８６】

すなわち、本実施の形態ではオーバーチューブ２の側口８に体内の断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを吸引する際に、内視鏡５の吸引チャンネルを介しての吸引だけでなく内

視鏡ルーメン２５を介しての吸引も同時に作用させることができる。そのため、処置ルーメン４０内でより高い吸引圧を得られる。それにより、側口８から吸引できる生体組織の範囲や量も大きくなるため、より広範囲の生体組織に針２８を穿刺することができる。また、より深層の生体組織に針２８を穿刺できる。そのため、生体組織が裂けて糸２１が生体組織から容易に外れるといったおそれもなくなる。その結果、縫合範囲が広くなるとともに、縫合もより確実に行える。

【０１８７】

また、調節バルブ５７により吸引圧をコントロールすることができる。そのため、側口８から処置ルーメン４０内に吸引する生体組織の範囲、量もコントロール可能となる。その結果、縫合範囲も任意に調節できる。

【０１８８】

また、本実施の形態の縫合装置１は内視鏡的胃食道逆流症治療のために生体組織を膨瘤・結紮して人工弁を設ける場合に適用することができる。この場合にはその膨瘤の大きさを任意に調節できるため、症状の程度に合わせた大きさの人工弁を形成することが可能である。

【０１８９】

また、本実施の形態では結紮ユニット６７と結紮具４の装填時に、第１実施の形態のように糸２１をプッシャーチューブ１９の全長にわたって挿入する必要がない。そのため、結紮ユニット６７の装填作業が非常に容易となる。

【０１９０】

また、本実施の形態では糸２１の余った部分をカッター２７で切断する際に、第１実施の形態のように側口８から生体組織４７を取り外して、糸受け部２２に糸２１を引っ掛ける面倒な操作が不要なため、より処置操作が簡便になり、処置時間もより短縮する。

【０１９１】

また、図２１（Ａ），（Ｂ）は第２の実施の形態（図１４乃至図２０（Ｂ）参照）の縫合装置１における結紮ユニット６７の第１の変形例を示すものである。本変形例では図２１（Ａ）に示すように２つのＴバー６９にそれぞれ接続された糸２１に１枚の薄いシート状で柔軟な受け板部材８１が摺動自在に挿通されている。

【０１９２】

受け板部材８１は例えば、ナイロン、フッ素樹脂、生体吸収材料などの生体適合性に優れた材料からなる。受け板部材８１には２つの側孔８２が空いており、そこに各Ｔバー６９の糸２１が挿通されている。

【０１９３】

受け板部材８１の大きさは、結紮ユニット６７を縫合装置１に装填した際に、オーバーチューブ２のシース部７内に挿入でき、かつ内視鏡５の挿通や視野を妨げない範囲で、できる限り大きいほうが望ましい。少なくても例えば幅５ｍｍ、長さ１０ｍｍ、厚さ０．５ｍｍ以上程度であるとより良い。

【０１９４】

次に、上記構成の本変形例の作用について説明する。本変形例では縫合装置１によって生体組織４７ａ，４７ｂを結紮ユニット６７の糸２１によって結紮する結紮操作を行う際に、受け部材７１、ストッパ７０、チューブ７３とともに受け板部材８１も先端側に移動する。そして、受け板部材８１が生体組織４７ａに当接する。

【０１９５】

これにより、図２１（Ｂ）に示すように受け板部材８１と各Ｔバー６９との間に生体組織４７ａ，４７ｂを挟持させた状態で糸２１を受け板部材８１で受けることができる。このとき、糸２１は受け板部材８１の表面上に位置するようになるため、生体組織４７ａの表面上に直接触れない。

【０１９６】

したがって、本変形例の結紮ユニット６７では断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを糸２１によって結紮する際に、糸２１が生体組織４７ａに直接的に触れないため、糸２１が

生体組織４７ａに食い込んで生体組織が裂けてしまう可能性がなくなる。
【０１９７】
また、糸２１よりも大きな面積の受け板部材８１とＴバー６９との間で生体組織４７ａ，４７ｂを挟んだ形で結紮がなされるので、より広範囲の生体組織４７ａ，４７ｂを確実に縫合できる。
【０１９８】
また、図２２は第２の実施の形態（図１４乃至図２０（Ｂ）参照）の縫合装置１における結紮ユニット６７の第２の変形例を示すものである。
【０１９９】
本変形例では図２２に示すようにＴバー３６の形態は第１実施の形態と同じである。ここでは、糸２１のループ部６８の先端側に接続パイプ７２が固定され、受け部材７１が挿通されたのち、糸２１の両端部２１ａ，２１ｄは次の通り処理される。糸２１の一端側の糸端部２１ａは一方のＴバー３６ａの糸挿通孔３７ａから３７ｂへ挿通される。また、糸２１の他端側の糸端部２１ｄは他方のＴバー３６ｂの糸挿通孔３７ｃから３７ｄへ挿通される。その後、糸２１の両方の糸端部２１ａ，２１ｄは一まとめに束ねられる。この状態で、受け部材７１の先端側に並設されている糸２１ｂ，２１ｃの部分に結ばれて、１つの結び目８３を形成している。
【０２００】
結び目８３は第１実施の形態の結び目３０ａ，３０ｂと同様の結び方で形成されており、糸２１ｂ，２１ｃの部分上を摺動可能である。なお、受け部材７１の内径は結び目８３が挿通できない寸法に設定されている。また、第１実施の形態と同様に２つの結び目が形成される形態であっても良い。
【０２０１】
本変形例の結紮ユニット６７の結紮操作時には、ストッパ７０の代わりに結び目８３が先端側に移動する。その時、糸２１は図２２の矢印に示したように動く。
【０２０２】
本変形例では次の効果がある。すなわち、チューブ７３、ストッパ７０が確実に不要となるため、結紮ユニット６７の構成部材が減り、製造コストの低減が図れる。
【０２０３】
また、結び目８３の結びの強さを変えることで容易に結び目８３の糸２１ｂ，２１ｃ上での移動しやすさを変更できる。そのため、結び目８３を移動させるときの結紮スライダー６６の作動力量が低減を行いやすい。
【０２０４】
また、逆に結び目８３をきつく結んで移動しにくくした場合には、糸２１による結紮状態をより強く維持できるため、結紮が簡単に緩んでしまうおそれがなくなる。
【０２０５】
また、図２３は第２の実施の形態（図１４乃至図２０（Ｂ）参照）の縫合装置１における結紮ユニット６７の第３の変形例を示すものである。
【０２０６】
本変形例の結紮ユニット６７では第２の実施の形態のようにＴバー６９を２つ使わずに、図２３に示すように１つのＴバー６９とストッパ７０の間のみで生体組織を縫合する構成にしたものである。
【０２０７】
本変形例の結紮ユニット６７には１本の糸２１の先端に１つのＴバー６９が固定されている。この糸２１の基端側は折り返されてループ部６８が形成されている。さらに、この糸２１の折り返し部の端部は接続パイプ７２内に固定されている。
【０２０８】
また、本変形例では受け部材７１にも先端側孔７４、基端側孔７５が１つずつしかあけられていない。
【０２０９】

そして、縫合する生体組織４７の範囲が極端に狭い場合には、本変形例の結紮ユニット６７を用いる。この場合には１つのＴバー６９とストッパ７０の間のみの生体組織を絞り込むだけで縫合可能となる。

【０２１０】

また、この結紮ユニット６７を使用する場合には、縫合装置１が１つの針ルーメン２３および１つの針２８しか設けられていない形態であっても良い。

【０２１１】

本変形例の結紮ユニット６７の使用時には結紮ユニット６７の結紮操作を行うと、１つのＴバー６９とチューブ７３の間で生体組織が挟まれて結紮される。

【０２１２】

そこで、本変形例では縫合範囲が狭い場合に適した結紮ユニット６７をユーザーが選択できるようになる。また、その際、Ｔバー６９などの構成部材の数が減るため、製造コストの低減が図れる。

【０２１３】

また、図２４（Ａ）乃至図２４（Ｄ）は本発明の第３の実施の形態を示すものである。本実施の形態の結紮ユニット６７では第２の実施の形態で使用されていた受け部材７１が省略されている。さらに、本実施の形態では図２４（Ａ）に示すように、ストッパ７０の外径は、結紮シース６２の外径と略同径になっている。そして、結紮シース６２の先端面がストッパ７０の基端面と当接可能になっている。

【０２１４】

カッターシース１７は金属製メッシュ入りのプラスチック（例えば、ポリエチレン、ＰＴＦＥ、ナイロンなど）、または金属製の多条コイルで形成されている。これにより、回転追従性に優れている。

【０２１５】

図２４（Ｂ）に示すように、カッターシース１７の先端には切断部材８４が接続されている。切断部材８４は略Ｌ字状の切り欠き８５を有している。その切り欠き８５の先端側縁および側面縁には切断刃８７が設けられている。切り欠き８５の先端側には爪部８６が設けられている。

【０２１６】

次に、本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態の縫合装置１の使用前に予め、結紮スライダー６６を前進方向に押し出すことにより、操作ワイヤ６３を介して先端のフック６４を結紮シース６２の先端から突き出す。この状態で、結紮ユニット６７のループ部６８をフック６４に引っ掛ける。その状態で、結紮スライダー６６を手元側に引く。このスライダ６６の引張り操作によって操作ワイヤ６３を後退させてフック６４を結紮シース６２の内部に引き込む。続いて、フック６４を介して結紮ユニット６７のループ部６８を後方に引っ張り、接続パイプ７２を結紮シース６２の内部に引き込む。そして、結紮シース６２の先端面にストッパ７０の基端面を当接させて支持させる。

【０２１７】

この状態で、第２実施の形態と同様の手順で断裂している生体組織４７ａ，４７ｂが本実施の形態の結紮ユニット６７によって図２４（Ｃ）に示すように結紮される。その後、結紮スライダ６６をわずかに先端側に押し進め、図２４（Ｄ）に示すようにストッパ７０の基端側の糸２１の一部分をカッターシース１７の先端側に露出させる。

【０２１８】

次に、カッターつまみ１８を押し出し操作してカッターシース１７を前進させ、切断部材８４を結紮シース６２よりも先端側に突出させる。その状態で、カッターシース１７の操作などによって、図２４（Ｄ）に示すようにストッパ７０の基端側に露出した糸２１を爪部８６に引っかける。そして、カッターシース１７を手元側に引くか、図２４（Ｄ）に示した向きに回転させることで切断部材８４の切断刃８７が糸２１を切断する。

【０２１９】

本実施の形態の結紮ユニット６７によれば、第２の実施の形態で使用されていた受け部材

７１を設ける必要がなく、部品点数が少なくなる。そのため、製造コストの低減が図れる。また、糸２１がストッパ７０の基端からフック６４までの間をストレートに伸びている。そのため、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを結紮する際、ストッパ７０を軽い力量で先端側に押し進めることが可能となる。

【０２２０】

また、図２５乃至図２８は本発明の第４の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第２の実施の形態（図１４乃至図２０（Ｂ）参照）の縫合装置１における結紮ユニット６７の構成を次の通り変更した結紮ユニット１０７を設けたものである。

【０２２１】

すなわち、本実施の形態の結紮ユニット１０７では図２５に示すように糸２１を保持する保持部材８８が設けられている。この保持部材８８は、ポリプロピレン、ＡＢＳ、ポリアセタール、ポリカーボネートなどのプラスチック、または液晶ポリマー、ポリフタルアミドなどの比較的剛性があり、流動性に優れた材質が好ましい。また、ステンレス、アルミニウムなどの金属でもよい。保持部材８８の外径は例えば１～３ｍｍ程度で、長さは５～１０ｍｍ程度に設定されている。

【０２２２】

図２６に示すように保持部材８８は、第１部材８９と第２部材９０とから構成されている。第１部材８９は、円筒状の部材である。第１部材８９の基端部には大径部９１が設けられている。第１部材８９の先端部には大径部９１よりも小径な圧入部９２が設けられている。

【０２２３】

大径部９１の先端側の外周には環状のカッター２７がその切断刃を先端側に向けて嵌着されている。大径部９１の基端側の外周の上下２箇所には糸ガイド９３ａ，９３ｂが設けられている。

【０２２４】

さらに、図２５に示すように大径部９１の先端側の外周には係合爪１０６ａ，１０６ｂが設けられている。これらの係合爪１０６ａ，１０６ｂは糸ガイド９３ａ，９３ｂと周方向に９０°偏倚した左右２箇所に配置されている。

【０２２５】

また、第１部材８９の軸心部には軸方向に内腔９４が設けられている。この内腔９４の軸方向の略中間部には突起９５が設けられている。この突起９５の高さは例えば０．１～０．３ｍｍ程度が適当である。

【０２２６】

第２部材９０は、先端部に円柱部９６が設けられている。この円柱部９６の基端部には円柱部９６と一体に円筒部９７が設けられている。円柱部９６の中心部には挿入軸９８が突設されている。この挿入軸９８は円筒部９７の内部を貫通して第１部材８９の内腔９４に挿入されている。さらに、円柱部９６には挿入軸９８を囲撓する状態で固定用内腔９９が設けられている。この固定用内腔９９には、第１部材８９の圧入部９２が圧入可能になっている。固定用内腔９９の長さは例えば１～３ｍｍが適当である。

【０２２７】

また、第２部材９０の先端面には２つの先端孔１００ａ，１００ｂが設けられている。図２７（Ａ）に示すように各先端孔１００ａ，１００ｂには糸２１が１本ずつ挿通される。第２部材９０の円筒部９７には外周の上下２箇所に側孔１０１ａ，１０１ｂが設けられている。さらに、各側孔１０１ａ，１０１ｂの隣側にはスリット１０２ａ，１０２ｂが設けられている。

【０２２８】

さらに、図２７（Ｂ）に示すように円筒部９７には２つの係合孔１０３ａ，１０３ｂが設けられている。これらの係合孔１０３ａ，１０３ｂはスリット１０２ａ，１０２ｂと周方向に９０°偏倚した左右２箇所に配置されている。各係合孔１０３ａ，１０３ｂには第１部材８９の係合爪１０６ａ，１０６ｂが係合されるようになっている。

【０２２９】
また、第２部材９０の円柱部９６の基端側の端面にはカッター２７の切断刃の突き当て面１０４が設けられている。さらに、固定用内腔９９の先端部近傍には圧入部９２の突き当て部１０５が設けられている。また、固定用内腔９９の内径と圧入部９２の外径との片側のクリアランスは、糸２１の外径よりも小さくなるように設定されている。
【０２３０】
そして、第１部材８９の内腔９４には第２部材９０の挿入軸９８が挿入されるようになっている。ここで、挿入軸９８の基端面は突起９５に当接して挿入深さが規制されている。従って、第２部材９０の円筒部９７はカッター２７の外側に嵌合し、カッター２７の切断刃を覆った状態にある。
【０２３１】
また、図２６に示すように糸２１は先端孔１００ａ，１００ｂから第２部材９０の内部に挿通されたのち、側孔１０１ａ，１０１ｂから外部に導出される。続いて、図２５に示すようにスリット１０２ａ，１０２ｂ及び糸ガイド９３ａ，９３ｂに案内され、保持部材８８の基端側に導かれている。糸２１の折り返し部のループ部６８及び両端末の接続パイプ７２による結合は第２の実施の形態と同様である。
【０２３２】
次に、第４の実施の形態の作用について説明する。本実施の形態の縫合装置１の使用前に予め、第２の実施の形態と同様に結紮ユニット１０７を針２８の先端と結紮具４に装填する。この装填作業時には、まず、操作ワイヤ６３を前進させてフック６４を結紮シース６２の先端開口から突出させる。この状態で、糸２１の基端部の折り返し部のループ部６８をフック６４に引っ掛ける。この後、操作ワイヤ６３を後退させてフック６４を結紮シース６２の内部に引き込む。これにより、保持部材８８の縮径部７７が結紮シース６２の先端開口に挿入されて支持される。次に、２つの針２８の先端内腔にそれぞれＴバー６９を挿入することにより、縫合装置１のセットが終了する。
【０２３３】
次に、内視鏡によって断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを観察しながらオーバーチューブ２の側口８から処置ルーメン４０内に吸引する。その後、２本の針２８を突出させて断裂している生体組織４７ａ，４７ｂに穿刺する。この状態で、２つの針２８からＴバー６９をそれぞれ押し出す。
【０２３４】
その後、針２８の抜去を行うことにより、図２８に示すように結紮ユニット１０７の２本の糸２１が断裂している生体組織４７ａ，４７ｂに挿入された状態にセットされる。
【０２３５】
この状態で、操作ワイヤ６３を後退させる。この操作により、フック６４を介して糸２１の基端部が結紮シース６２の内部に引き込まれ、それとともに保持部材８８が先端側に進み、糸２１により断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを緊縛する。
【０２３６】
操作ワイヤ６３をさらに後退させると、保持部材８８の第２部材９０の先端面が断裂している生体組織４７ａ，４７ｂに突き当たる。このとき、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂがストッパとなるため、相対的に第１部材８９が前進し、第２部材９０が後退する。従って、第２部材９０の挿入軸９８が突起９５を突き破り、第１部材８９の内腔９４に挿入される。
【０２３７】
このとき、第１部材８９の圧入部９２が第２部材９０の固定用内腔９９の方向に前進する。そのため、糸２１の中途部は固定用内腔９９の内面と圧入部９２の外面との間に挟持されて固定される。続いて、第１部材８９の圧入部９２が第２部材９０の固定用内腔９９方向にさらに前進すると、第１部材８９のカッター２７の切断刃が第２部材９０の突き当て面１０４に突き当たる。これにより、カッター２７の切断刃によって糸２１の中途部は切断される。このとき、糸２１の切断端末は固定用内腔９９の内面と圧入部９２の外面との

間に挟持・固定される。
【０２３８】
また、圧入部９２の先端部が突き当て部１０５に突き当たる時点では、第１部材８９の係合爪１０６ａ，１０６ｂが第２部材９０の係合孔１０３ａ，１０３ｂと係合する。これにより、第１部材８９と第２部材９０が結合状態となる。
【０２３９】
また、糸２１の切断によって結紮シース６２と保持部材８８とが分離され、結紮具４と結紮ユニット１０７とが完全に分離された状態となる。その後、オーバーチューブ２および内視鏡５を患者の体内から抜去すると、保持部材８８によって緊縛状態に保持された糸２１のみが体内に留置され、断裂している生体組織４７ａ，４７ｂの緊縛手技が完了する。
【０２４０】
そこで、上記構成の本実施の形態では第１，２の実施の形態と同様の効果が得られる。さらに、本実施の形態では第１，２の実施の形態の効果に加えて次の効果がある。
【０２４１】
断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを結紮ユニット１０７で結紮すると同時に糸２１を切断して、分離する操作を結紮スライダー６６の操作のみによって行うことができる。そのため、第１，２実施の形態に比べて縫合装置１の操作回数がへり、処置操作の簡便化、処置時間の短縮が更に図れる。
【０２４２】
また、糸２１の切断末端は保持部材８８の内部に収まる。そのため、結紮後に何らかの内視鏡的処置を行う際に内視鏡や他の処置具の視野や作動を妨げにくくなる。
【０２４３】
また、カッター２７が結紮ユニット１０７自体に設けられているため、常に新品状態のカッターを使用することとなる。その結果、糸２１の確実な切断が可能となる。
【０２４４】
また、第２実施の形態の結紮シース６２の外側のカッターシース１７が不要となる。そのため、結紮具４の細径化が図れ、結紮ルーメン２４内への結紮具４の挿通が容易となる。
【０２４５】
また、図２９（Ａ）乃至図２９（Ｃ）は本発明の第５の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第１の実施の形態（図１（Ａ）乃至図１２参照）の縫合装置１の結紮ユニット３８の構成を次の通り変更した結紮ユニット１０８を設けたものである。
【０２４６】
すなわち、本実施の形態の結紮ユニット１０８では図２９（Ｂ）に示すように糸２１の両端にＴバー６９がそれぞれ固定されている。糸２１上には上述した図２１（Ａ），２１Ｂの受け板部材８１が摺動自在に挿通されている。
【０２４７】
また、Ｔバー６９と糸２１の接続部から糸中央までの長さは、オーバーチューブ２の側口８の軸方向の長さ以下に設定されている。なお、図２９（Ａ）は結紮ユニット１０８を縫合装置１に装填した状態を示す。さらに、図２９（Ｃ）は断裂している生体組織４７ａ，４７ｂを結紮ユニット１０８で結紮後の状態を示す。
【０２４８】
本縫合装置では結紮具４が不要であり、結紮ルーメン２４に結紮具４が挿通されていない。そのため、結紮ルーメン２４が設けられていなくても良い。
【０２４９】
次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。ここでは、第１実施の形態と異なる部分のみ説明する。
【０２５０】
すなわち、本実施の形態の結紮ユニット１０８の使用時には断裂している生体組織４７ａ，４７ｂに針２８を穿刺した後、プッシャースライダー１６を押すとＴバー６９が針２８から突出しようとする。しかし、糸２１の長さの半分が側口８の軸方向の長さ以下に設定

されているため、Ｔバー６９が針２８の先から突出する前に受け板部材８１の先端側表面が生体組織４７ａに突き当たる。更にプッシャースライダー１６を押し進めると、側口８から吸引された生体組織４７がオーバーチューブ２の軸方向に圧縮されて、Ｔバー６９が針２８の先から突出する。

【０２５１】

Ｔバー６９の突出時に生体組織４７ａ，４７ｂは圧縮されているため、すでに結紮がなされていることになる。その後、Ｔバー６９が生体組織４７ｂ側に突出して、抜け止めとなった時点でその結紮状態が保持される。

【０２５２】

この時、受け板部材８１が第２実施の形態のストッパ７０の役割を果たすこととなる。

【０２５３】

糸２１の長さを調節することで生体組織４７ａ，４７ｂの締め付け量が変更できる。

【０２５４】

そこで、上記構成の本実施の形態では第１，２の実施の形態と同様の効果が得られる。さらに、本実施の形態では第１，２の実施の形態の効果に加えて次の効果がある。

【０２５５】

すなわち、本実施の形態ではＴバー６９を針２８から押し出す操作だけで結紮までが完了する。そのため、第１，２実施の形態のような結紮操作が不要となる。また、余分な糸２１を切断するという操作も不要となる。その結果、処置操作がより簡便になるとともに、処置時間も更に短縮される。

【０２５６】

また、結紮具４が不要となり、結紮ユニット１０８の部品点数も減るため製造コストの低減が図れる。

【０２５７】

また、結紮具４が不要となるため、内視鏡ルーメン２５の断面積が増え、内視鏡を挿通しやすくなる。さらに、内視鏡ルーメンを介して吸引をかける際より強い吸引をかけることが可能となる。あるいは、結紮ルーメン２４をなくすことでオーバーチューブ２の細径化を図ることも可能となり、その結果、オーバーチューブ２の患者の体内への挿入が容易となる。

【０２５８】

また、図３０（Ａ）乃至図３６（Ｂ）は本発明の第６の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第１の実施の形態（図１（Ａ）乃至図１２参照）の縫合装置１のオーバーチューブ２の構成を次の通り変更したものである。

【０２５９】

すなわち、本実施の形態ではオーバーチューブ２のシース部７は図３０（Ａ）に示すように手元シース１０９と、中間シース１１０と、先端シース１１１とによって形成されている。手元シース１０９、中間シース１１０、先端シース１１１の内外径は略同寸法に設定されている。

【０２６０】

手元シース１０９の基端部は連結部６の先端に接続されている。この手元シース１０９の先端には中間シース１１０の基端部が接着などにより接続されている。中間シース１１０の先端には先端シース１１１が着脱可能に接続されている。

【０２６１】

手元シース１０９は、例えばポリウレタン、塩化ビニル、ポリウレタン系エラストマー、ポリスチレン系エラストマー、ポリオレフィン系エラストマーなどの比較的柔軟で透明性に優れたプラスチック材料で形成されている。内視鏡ルーメン２５に挿入された内視鏡５によってこの手元シース１０９の壁面を通して手元シース１０９の外側が観察可能になっている。

【０２６２】

図３２（Ｂ）に示すように手元シース１０９には２つの針ルーメン２３が一体に形成され

ている。２つの針ルーメン２３は平行に隣り合って配置されている。針ルーメン２３の先端は中間シース１１０の先端近傍で終わっている。２つの針ルーメン２３の中心間距離は、針ルーメン２３自体の径によって変化するが、例えば３～５ｍｍ程度であるとが望ましい。

【０２６３】

また、図３２（Ａ）に示すように２つの針ルーメン２３の先端にはそれぞれスリット６１が設けられている。針ルーメン２３の先端内腔には管状のガイド１１７が挿入されて、固定されている。

【０２６４】

さらに、図３２（Ｃ）に示すように手元シース１０９の内周面側にはチューブ１１９が固定されている。このチューブ１１９の内腔によって結紮ルーメン２４が形成されている。

【０２６５】

チューブ１１９は可撓性を有しており、例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブや、金属コイルで形成されている。キンク（ｋｉｎｋ）しにくくするため金属コイルの外側にプラスチックチューブが被せられたり、金属製メッシュ入りのプラスチックチューブでも良い。

【０２６６】

チューブ１１９は固定部材１２０に固定されている。この固定部材１２０は手元シース１０９の側壁にあけられた側孔１２０内にはめ込まれて、気密を保つような方法で固定されている。固定方法はこれに限らない。

【０２６７】

中間シース１１０はポリカーボネート、ＡＢＳ、ノルボルネン樹脂などの比較的硬質で、かつ透明なプラスチック材料で形成されている。中間シース１１０の内腔によって処置ルーメン４０が形成されている。

【０２６８】

さらに、図３０（Ｂ）に示すように中間シース１１０の周面には側口８が設けられている。中間シース１１０の先端側内周面には雌ねじ部１１４が形成されている。２つの針ルーメン２３の先端から針２８を完全に突出させたとき、針２８の先端は中間シース１１０よりも先端側に配置されるように設定されている。

【０２６９】

先端シース１１１は、例えばポリウレタン、塩化ビニル、ポリウレタン系エラストマー、ポリスチレン系エラストマー、ポリオレフィン系エラストマーなどの比較的柔軟で透明性に優れたプラスチック材料で形成されたシース本体１１３を有する。図３０（Ｂ）に示すようにシース本体１１３の基端側には雄ねじ部をもつリング状の接続部材１１５が固定されている。そして、接続部材１１５の雄ねじ部が中間シース１１０の雌ねじ部１１４と螺合されることにより、先端シース１１１が中間シース１１０に着脱可能に接続されている。さらに、シース本体１１３の先端側には先端バルブ１１２が固定されている。

【０２７０】

先端バルブ１１２はシリコンゴムなどの各種ゴム、各種熱可塑性エラストマー、ポリウレタン、塩化ビニル、ポリエチレン、ポリアミド、ポリテトラフルオロエチレンなどの比較的柔軟なプラスチック材料で形成されている。この先端バルブ１１２の先端は半球状あるいは砲弾状に丸まっている。この先端バルブ１１２の先端球状部には十字状の切れ込み１１６が設けられている。切れ込み１１６により４枚のフラップ１２２が設けられている。

【０２７１】

切れ込み１１６内に内視鏡５が挿通されていない状態では、フラップ１２２が閉じて先端バルブ１１２が半球状あるいは砲弾状を維持することにより、先端シース１１１の先端と外部との気密を保持している。

【０２７２】

切れ込み１１６内に内視鏡５を押し込むと、フラップ１２２が開き、内視鏡５が挿通可能

となる。
【０２７３】
なお、切れ込み１１６は十字状に限るものではなく、切れ込み１１６の数およびフラップ１２２の数は４つに限るものではない。
【０２７４】
ガイド１１７は、ステンレスなどの金属パイプや、例えばフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリウレタン、各種熱可塑性エラストマーなどのプラスチック製チューブで形成されている。ガイド１１７の基端側は針ルーメン２３の内腔に挿入されて固定されている。ガイド１１７の先端側は手元シース１０９および中間シース１１０の内面に固定されている。
【０２７５】
図３１に示すようにガイド１１７の先端は側口８の近傍に配置されている。ガイド１１７の内腔は針２８が摺動可能である。さらに、ガイド１１７の基端内面は針２８が挿通する際に引っかかりにくいようにテーパ状になっている。
【０２７６】
また、図３２（Ａ）に示すようにガイド１１７の側壁にはガイドスリット１１８が先端から基端近傍まで伸びている。ガイドスリット１１８の向きが針ルーメン２３の先端のスリット６１と一致するようにガイド１１７は取り付けられている。ガイドスリット１１８の基端はスリット６１の基端と一致しているか、そこよりも先端側に位置している。
【０２７７】
ガイド１１７は結紮ルーメン２３内に挿入されている部分のガイドスリット１１８の幅は糸２１が容易に挿通可能な寸法に設定されている。結紮ルーメン２３から突出している部分のガイドスリット１１８の幅は先端に向けて徐々に広がっている。
【０２７８】
図３４に示すように針操作部３は環状の外側ハウジング１４２と、針スライダー１２３と、プッシャースライダー１２４とから構成されている。
【０２７９】
外側ハウジング１４２の内側には環状の内側ハウジング１４１が同軸状に固定されている。内側ハウジング１４１の軸心部には内腔１３５を有する。
【０２８０】
図３５（Ａ）に示すように外側ハウジング１４２にはねじ穴１４５が設けられている。このねじ穴１４５の部分で図示しない取付けねじによりベース部材１２（図１（Ａ）参照）に取付けられている。
【０２８１】
内側ハウジング１４１の先端側には円錐状の先端部１４３が固定されている。この先端部１４３の軸心部には内腔を有する。内側ハウジング１４１の内腔と先端部１４３の内腔は連通している。内側ハウジング１４１の内腔と先端部１４３の内腔との連通部間にはＯリング１４４が固定されている。先端部１４３の先端側には接続シース１１の基端部が接続されている。
【０２８２】
図３５（Ｂ）に示すように内側ハウジング１４１の基端側と外側ハウジング１４２の間には環状のすき間１５０が形成されている。
【０２８３】
内側ハウジング１４１の内腔１３５の基端側には軸状の針スライダー１２３が摺動自在に挿通されている。
【０２８４】
図３４に示すように外側ハウジング１４２の側壁には２つの側孔１４８が形成されている。さらに、内側ハウジング１４１の側壁には２つのスリット１４６が軸方向に延設されている。また、針スライダー１２３の先端側には２つのねじ穴１５１が設けられている。これらのねじ穴１５１にはそれぞれ抜け止め１４７の基端部がねじ込まれて固定されている

。各抜け止め１４７の先端部はスリット１４６に挿入されている。そして、抜け止め１４７は側孔１４８を介して着脱自在となっている。

【０２８５】

図３５（Ａ）に示すように内側ハウジング１４１の側壁上には２つのスリット１４０も設けられている。これらのスリット１４０はスリット１４６と内側ハウジング１４１の円周方向に９０°ずれた位置に配置されている。スリット１４０は内側ハウジング１４１の基端側まで延設されている。

【０２８６】

針スライダー１２３の内腔１３４の先端には針シース３１が着脱自在に固定されている。針シース３１はＯリング１４４の内腔も挿通する。ここで、針シース３１の外径は、Ｏリング１４４の内径よりも大きく、それらの間で気密を保てるようになっている。

【０２８７】

針スライダー１２３にはスリット１３６が軸方向に延設されている。また、針スライダー１２３の基端側には外径が大きな針フランジ１５２が設けられている。図３５（Ｃ）に示すようにこの針フランジ１５２には、軸方向と直行する方向に小孔１２５と大孔１２６が同軸上に設けられている。大孔１２６の内径は小孔１２５の内径よりも大きい。

【０２８８】

針スライダー１２３の内腔１３４の基端側にはプッシャースライダー１２４が摺動自在に挿通されている。プッシャースライダー１２４の側壁上にはスリット１３１が軸方向に延設されている。プッシャースライダー１２４の基端側には外径の大きなプッシャーフランジ１５３が設けられている。

【０２８９】

スリット１３１の片側先端には、ストッパ受け１３２が設けられている。このストッパ受け１３２は大孔１２６と同じ内径のざぐり穴によって形成されている。また、小孔１２５の内径とスリット１３１の幅は同一寸法である。

【０２９０】

プッシャースライダー１２４を針スライダー１２３に挿入したとき、小孔１２５、大孔１２６、スリット１３１、ストッパ受け１３２の中心軸が同一平面上に配置されている。

【０２９１】

図３５（Ｃ）に示すように大孔１２６、ストッパ受け１３２、スリット１３１、小孔１２５にはピン１２７が摺動自在に挿通されている。ピン１２７の一端には外径が太くなったストッパ１２８が設けられている。ストッパ１２８の径は大孔１２６およびストッパ受け１３２の内径よりも小さく、スリット１３１の幅、小孔１２５の内径よりは大きく設定されている。ストッパ１２８以外のピン１２７の外径は、スリット１３１の幅、小孔１２５よりも小さくなっている。

【０２９２】

大孔１２６内にはストッパ１２８よりも下側にコイルバネからなるバネ１２９が挿入されている。このバネ１２９はバネ押え１３０により抜けないように止着されている。

【０２９３】

そして、バネ１２９の付勢力により、自然な状態においてストッパ１２８はストッパ受け１３２と大孔１２６にまたがる位置に配置されている。その際、ピン１２７の一端には針フランジ１５２の外周より突出する突出端１５４が形成されている。その突出端１５４は滑らかな半球状に形成されている。

【０２９４】

プッシャースライダー１２４の先端には、ロッド１３３が着脱自在に接続されている。ロッド１３３の先端にはプッシャーワイヤ３５の基端側が固定されている。

【０２９５】

プッシャースライダー１２４のスリット１３１よりも先端側には軸方向と直交する方向にバネ押え１３９がねじ込み固定されている。バネ押え１３９と、針スライダー１２３のスリット１３６と、内側ハウジング１４１のスリット１４０の各中心軸は同一平面上に配置

されている。これにより、バネ押え１３９はスリット１３６およびスリット１４０内を摺動可能となっている。

【０２９６】

すき間１５０にはコイルバネで形成されたバネ１３７が挿入されている。このバネ１３７の基端側はバネ押え１３９により固定されている。バネ１３７の基端側外周はバネカバー１３８が覆っている。バネカバー１３８の基端はバネ押え１３９に固定されている。

【０２９７】

外側フランジ１４２の基端内面にはテーパ部１４９が形成されている。針スライダー１２３を内側ハウジング１４１から完全に引き出した状態では、突出端１５４の位置は、テーパ部１４９の基端側内径よりも内側に、そしてテーパ部１４９の先端側内径（すなわち外側ハウジング１４２内径）よりも外側に位置している。

【０２９８】

バネ１２９の付勢力に逆らって突出端１５４を押し込み、外側ハウジング１４２の内径の位置まで移動させたとき、ストッパ１２８はストッパ受け１３２から外れ、大孔１２６のみの内腔に位置するように設定されている。

【０２９９】

なお、バネ１３７、バネカバー１３８、バネ押え１３９は必ずしも設けられていなくても良い。

【０３００】

次に、上記構成の本実施の形態の縫合装置１の作用について説明する。ここでは、第１、第２実施の形態と異なる部分のみ説明する。本実施の形態の縫合装置１に結紮ユニット６７を装填する前に、先端シース１１１を中間シース１１０から取り外す。その状態で結紮具４を押し進めて、結紮シース６２を中間シース１１０から突出させる。その後、結紮ユニット６７を結紮具４に装着する。

【０３０１】

次に、針スライダー１２３を先端側に押して、針２８の先端を中間シース１１０から突出させる。そして、Ｔバー６９を針内に装填する。その後、針スライダー１２３を引き戻して、針２８を結紮ルーメン２３内に引き込む。その際、ガイドスリット１１８の先端の幅が広くなっているため、糸２１とガイドスリット１１８の向きを意図的に合わせなくても自動的に糸２１がガイドスリット１１８内に入っていく。そのまま、針２８を引き込みつづけると、自動的にスリット６１内にも入っていく。

【０３０２】

そして、先端シース１１１を中間シース１１０に接続する。

【０３０３】

第１、２実施の形態と同様に、患者の体内に縫合装置１と内視鏡５を挿入した後、側口８から生体組織４７を吸引する。

【０３０４】

その状態で、プッシャーフランジ１５３を手で保持して先端側に押す。突出端１５４が外側ハウジング１４よりも基端側にある状態では、ストッパ１２８がストッパ受け１３２、大孔１２６両方の内腔に留まっている。このとき、針スライダー１２３とプッシャースライダー１２４が一体になるように係合されている。よって、プッシャースライダー１２４が先端側に移動するのと同時に針スライダー１２３が先端側に移動する。これにより、針２８の先端がガイド１１７の先端から突出し、生体組織４７に穿刺される。また、その時、バネ１３７はプッシャースライダー１２４のバネ押え１３９の動きに合わせて圧縮され、バネ１３７には付勢力が生じる。

【０３０５】

そのまま、プッシャーフランジ１５３を先端側に押しつづけると、突出端１５４がテーパ部１４９にあたる。これ以後、突出端１５４はバネ１２９の付勢力に逆らって小孔１２５内に押し込まれはじめる。

【０３０６】

さらに、突出端１５４が先端側に移動して小孔１２５内に押し込まれると、外側ハウジング１４２の内面と接触する位置にくる。すると、ストッパ１２８はストッパ受け１３２から外れる。これにより、針スライダー１２３とプッシャースライダー１２４の一体化が解除される。この時、針フランジ１５２は外側ハウジング１４２の基端面に突き当たり、針２８が完全に突出しきった状態となる。

【０３０７】

更に、プッシャーフランジ１５３を針フランジ１５２に突き当たるまで押しつづけると、プッシャースライダー１２４が先端側に移動し、その結果、針２８の先端内腔に装填されたＴバー６９をＴバープッシャー３３が押し出す。この時、バネ１３７は更に圧縮されて強い付勢力を生ずる。

【０３０８】

次に、プッシャーフランジ１５３から手を離すと、バネ１３７の付勢力により、プッシャースライダー１２４が基端側に戻る。突出端１５４が外側フランジ１４２の基端側まで戻ると、バネ１２９の付勢力により、ストッパ１２８が押し上げられて、ストッパ受け１３２と嵌合する。すると、またプッシャースライダー１２４と針スライダー１２３が一体化される。バネ１３７の付勢力は更に働き、針スライダー１２３とプッシャースライダー１２４の両者を初期位置まで押し戻す。

【０３０９】

なお、バネ１３７、バネカバー１３８、バネ押え１３９が設けられていない場合には、プッシャーフランジ１５３を手で保持して元の位置まで引き戻すことで同様に動作させることができる。

【０３１０】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では針２８の先端を外部に露出させた状態でＴバー６９を針２８の先端に装填することが可能である。そのため、結紮ユニット６７の装填作業が非常に容易になる。

【０３１１】

また、ガイド１１７に先端側に向けて広がるガイドスリット１１８を設けたので、針２８を針ルーメン２３内に引き込む際、針２８を引くだけで糸２１が自動的にガイドスリット１１８およびスリット６１に挿入される。そのため、更に結紮ユニット６７の装填作業が容易になる。

【０３１２】

また、ガイド１１７が側口８の基端近傍まで伸びているので、結紮ルーメン２３の先端から側口８基端近くまでガイド１１７に沿って針２８を導くことができる。そのため、結紮ルーメン２３の先端から側口８の基端までの針２８のふらつきが抑止できるため、吸引した生体組織に針２８を正確に刺入させることができる。

【０３１３】

また、針２８が突出しきるまでは針スライダー１２３とプッシャースライダー１２４が係合されているため、プッシャーフランジ１５３のみを押すだけで針２８の穿刺とＴバー６９の突き出しが可能となる。また、プッシャーフランジ１５３から手を離すとバネ１３７により針スライダー１２３、プッシャースライダー１２４が自動的に初期位置に戻る。これらの結果、処置操作が非常に簡便になり、処置時間の短縮が図れる。

【０３１４】

また、本実施の形態では２つの針ルーメン２３が隣り合っており、２つの針ルーメン２３間に結紮ルーメン２４が形成されていない。そのため、針２８の間隔をより狭くできる。針２８の間隔が狭くなる分、針２８は吸引した生体組織のより下部のほうを穿刺可能となる。その結果、生体組織のより深い部分を穿刺可能となるので、より確実な縫合が可能となる。

【０３１５】

また、図３７は第６の実施の形態（図３０（Ａ）乃至図３６（Ｂ））の縫合装置１の手元シースの第１の変形例を示すものである。本変形例は２つの針ルーメン２３と、結紮ルー

メン２４とが手元シース１０９と一体に形成されている。
【０３１６】
また、図３８は第６の実施の形態（図３０（Ａ）乃至図３６（Ｂ））の縫合装置１の手元シースの第２の変形例を示すものである。本変形例は結紮ルーメン２４が手元シース１０９と一体に形成されている。さらに、手元シース１０９内に配置された２本のチューブ１１９により２つの針ルーメン２３が形成されている。
【０３１７】
また、図３９乃至図４２（Ｂ）は本発明の第７の実施の形態を示すものである。本実施の形態の縫合装置１の構成は第２の実施の形態（図１４乃至図２０（Ｂ）参照）と同じである。異なる部分は、図３９に示すように内視鏡５と高周波切除具１５５が組み合わせて使用される点である。
【０３１８】
図４０（Ａ）に示すように内視鏡５の鉗子チャンネル１５８に高周波切除具１５５が挿通されている。
【０３１９】
高周波切除具１５５は、例えば、先端にループ状になった電極である切開ループ１５７をもつ高周波スネアと呼ばれているものが用いられる。但し、これに限定せず、電極の形状は、鋏のような形態、フック状、針状、カップ状など様々な形態でもよい。
【０３２０】
また、切開ループ１５７はスライダー１５６の進退操作により開閉する。
【０３２１】
次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。まず、内視鏡用注射針を用いて病変部位１６１の周囲の粘膜下層１６０内に生理食塩水などの局注液を注入する。これにより、図４０（Ｂ）に示すように粘膜下層１６０を膨張させ、生体組織に軽い膨瘤部１６３を形成する。この時、局注液にはインジゴカルミンなどの染色液を混合させておく。局注液は、病変部位１６１からある程度マージンをとった範囲に局注する。
【０３２２】
次に、高周波切除具１５５を挿通した内視鏡５をオーバーチューブ２に挿入した状態で患者の体内に挿入する。
【０３２３】
そして、図４１（Ａ）に示すように側口８から軽い膨瘤部１６３の生体組織を吸引する。その状態で、針２８を穿刺して、Ｔバー６９、糸２１を膨瘤部１６３の生体組織に穿通する。
【０３２４】
そのままの状態で、吸引した膨瘤部１６３の生体組織に切開ループ１５７をかぶせる。この時、内視鏡画像を観察することにより、局注した範囲が染色範囲１６２として確認できる。そのため、図４１（Ｂ）に示すようにその染色範囲１６２より外側の生体組織上に切開ループ１５７を位置させる。
【０３２５】
その状態で、高周波切除具１５５のスライダー１５６を引いて、切開ループ１５７で吸引した膨瘤部１６３の周囲の生体組織を結紮する。この状態で、高周波を用いて切除する。これにより、図４２（Ａ）に示すように病変部位１６１を含む粘膜１５９、粘膜下層１６０が切除される。
【０３２６】
そして、結紮具４の操作により結紮ユニット６７の結紮を行い、図４２（Ｂ）に示すように切除した部分の生体組織を縫合して、閉鎖する。
【０３２７】
そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では縫合装置１と高周波切除具１５５を組み合わせて使用している。そのため、体内の生体組織を切除する場合でも、切除後に他の処置具の入れ替えなしに直ちに切除部分の縫合が可能と

なる。その結果、切除部分からの出血の予防あるいは切除部分に発生する潰瘍の早期治癒を、患者に対して低侵襲でかつ容易に行うことが可能となる。

【０３２８】

また、縫合装置１の側口８から吸引する生体組織量の調節を吸引圧の調節により行えるため、切除する生体組織の深さや大きさも容易かつ確実に調節できる。また、染色液を混合した局注液を生体組織内に局注しておくことで病変の位置が識別しやすくなり、生体組織の吸引量の調整、切除範囲の確認が容易に行えるため確実な病変の切除が可能となる。

【０３２９】

また、図４３乃至図４５は本発明の第８の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第２の実施の形態（図１４乃至図２０（Ｂ）参照）の縫合装置１の一部を次の通り変更したものである。ここでは、第２実施の形態と異なる部分のみ説明する。

【０３３０】

図４３に示すように本実施の形態ではオーバーチューブ２の代わりとして、透明な筒状部材からなるチャンバー１６４が内視鏡５の先端に着脱自在に接続されている。このチャンバー１６４は使用時に、容易に外れないように医療用テープなどで固定される。

【０３３１】

チャンバー１６４の側面には側口８が設けられている。チャンバー１６４の先端には先端バルブ１１２が固定されている。

【０３３２】

図４４に示すようにチャンバー１６４の基端側には針チューブ１６６と、結紮チューブ１６７とがチャンバー１６４の内腔と連通するように接続されている。さらに、図４５に示すように吸引チューブ１６５もチャンバー１６４の内腔と連通するようにチャンバー１６４の基端側に接続されている。

【０３３３】

吸引チューブ１６５の基端には吸引口金１６８が設けられている。この吸引口金１６８には第２実施の形態と同様の吸引装置５４（図１４参照）が接続されている。

【０３３４】

針チューブ１６６の基端部は針操作部３に連結している。

【０３３５】

結紮チューブ１６７の基端には口金１６９が設けられている。この口金１６９には、結紮具４が挿通されている。

【０３３６】

吸引チューブ１６５、針チューブ１６８、結紮チューブ１６７は内視鏡５の側面に沿わせた状態で、医療用テープなどにより固定されている。

【０３３７】

そして、本実施の形態ではオーバーチューブ２がチャンバー１６４に代わるだけで作用は第２実施の形態と同じである。

【０３３８】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では内視鏡５がオーバーチューブのような他のシースの中に挿通されていない。そのため、チャンバー１６４の部分以外の縫合システム全体としての外径が細くなる。さらに、内視鏡５自体の可撓性を失うことなく処置が行えるため、患者への縫合装置の挿入や、処置部位へのアプローチが容易になる。

【０３３９】

さらに、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

【０３４０】

【発明の効果】

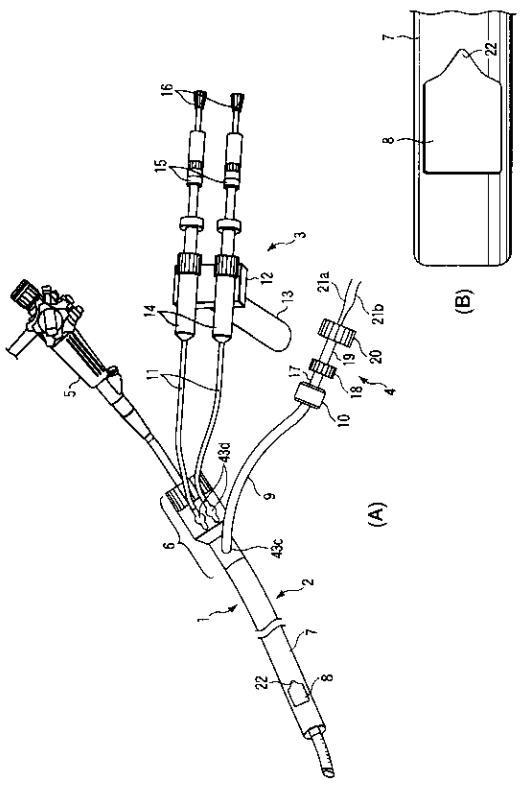
本発明によれば、患者に対して低侵襲で体内の組織を確実に結紮あるいは縫合することができる。

【図面の簡単な説明】
【図１】本発明の第１の実施の形態を示すもので、（Ａ）は縫合装置全体の外観を示す斜視図、（Ｂ）はオーバーチューブの先端の平面図。
【図２】（Ａ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの先端の一部を断面にして示す斜視図、（Ｂ）は第１の実施の形態の縫合装置における針先端の外観を示す斜視図、（Ｃ）は第１の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットの外観を示す斜視図。
【図３】第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの横断面図。
【図４】（Ａ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの基端部の内部構成を示す縦断面図、（Ｂ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの基端部の内視鏡挿入口の部分で内視鏡が曲げられる前の状態を示す縦断面図、（Ｃ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの基端部の内視鏡挿入口の部分で内視鏡が曲げられた状態を示す縦断面図。
【図５】（Ａ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの針ルーメンの内部構成を示す縦断面図、（Ｂ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブ内のカッターシースの内部構成を示す縦断面図。
【図６】（Ａ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの側口から処置ルーメン内に吸引した断裂組織に針部材を貫挿させた状態を示す縦断面図、（Ｂ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの針内に装填されていたＴバーを針から押し出した状態を示す縦断面図。
【図７】（Ａ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブのプッシャースライダーと針スライダーを基端側に引き出して針を断裂している生体組織から抜去した状態を示す縦断面図、（Ｂ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブ内のプッシャーチューブの先端で結び目を先端側に押し進めていく状態を示す縦断面図。
【図８】（Ａ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブ内で結び目を生体組織に当接させた状態を示す縦断面図、（Ｂ）は第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの側口から縫合された生体組織を取り外した状態を示す縦断面図。
【図９】第１の実施の形態の縫合装置によって縫合された生体組織の結び目の基端の糸を切断した状態を示す縦断面図。
【図１０】第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの側口を胃噴門部の直上の食道壁に位置決めした状態を示す縦断面図。
【図１１】第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの側口から処置ルーメン内に吸引した組織に針部材を貫挿させた状態を示す縦断面図。
【図１２】第１の実施の形態の縫合装置によって胃噴門部に人口弁を形成した状態を示す縦断面図。
【図１３】第１の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの変形例を示す斜視図。
【図１４】本発明の第２の実施の形態の縫合装置全体の外観を示す斜視図。
【図１５】（Ａ）は第２の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの先端の一部を断面にして示す斜視図、（Ｂ）は第２の実施の形態の縫合装置における結紮具の一部を断面にして示す側面図。
【図１６】第２の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットの外観を示す斜視図。
【図１７】第２の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットの縦断面図。
【図１８】（Ａ）は第２の実施の形態の縫合装置における結紮具に結紮ユニットが装着された状態をオーバーチューブの先端の一部を断面にして示す斜視図、（Ｂ）は第２の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの針ルーメンの内部構成を示す縦断面図。
【図１９】（Ａ）は第２の実施の形態の縫合装置における結紮シース内で結紮ユニットのループ部を操作ワイヤのフックに引っ掛けた状態を示す要部の縦断面図、（Ｂ）は第２の実施の形態の縫合装置におけるフックを手元側に引張り、生体組織を縫合した状態を示す要部の縦断面図、（Ｃ）は第２の実施の形態の縫合装置におけるカッターによって糸を切

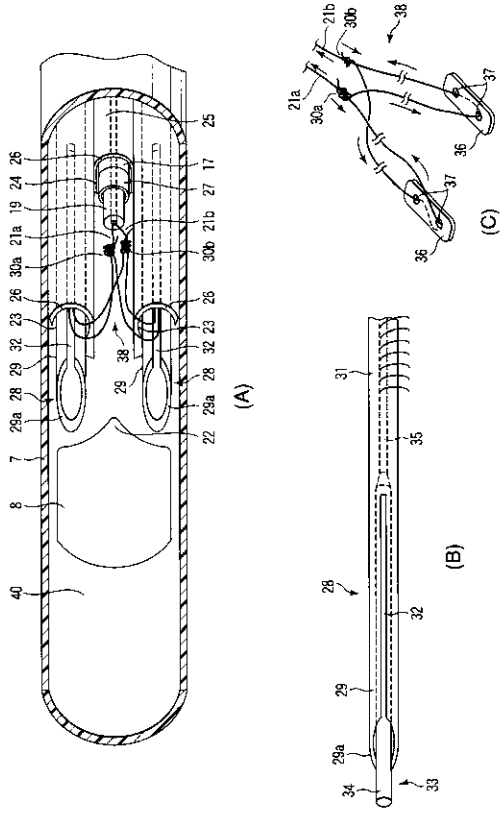
断した状態を示す要部の縦断面図。
【図２０】（Ａ）は結紮具と結紮ユニットが分離された状態を示す結紮ユニットの縦断面図、（Ｂ）は受け部材が結紮ユニットから分離された状態を示す結紮ユニットの縦断面図。
【図２１】（Ａ）は第２の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットの第１の変形例を示す斜視図、（Ｂ）は第２の実施の形態の第１の変形例の結紮ユニットによって生体組織を結紮した状態を示す縦断面図。
【図２２】第２の実施の形態の第２の変形例の結紮ユニットを示す斜視図。
【図２３】第２の実施の形態の第３の変形例の結紮ユニットを示す縦断面図。
【図２４】（Ａ）は本発明の第３の実施の形態の縫合装置における結紮具と結紮ユニットを装填した状態を示す縦断面図、（Ｂ）は第３の実施の形態の縫合装置におけるカッターシースの先端部を示す斜視図、（Ｃ）は第３の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットによって生体組織を結紮する状態を説明するための斜視図、（Ｄ）は第３の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットの糸を切断する際の作用を説明するための斜視図。
【図２５】本発明の第４の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットを示す側面図。
【図２６】第４の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットの縦断面図。
【図２７】（Ａ）は図２６の２７Ａ－２７Ａ線断面図、（Ｂ）は図２６の２７Ｂ－２７Ｂ線断面図、（Ｃ）は図２６の２７Ｃ－２７Ｃ線断面図。
【図２８】生体組織を結紮した後の結紮ユニットと結紮具の縦断面図。
【図２９】（Ａ）は本発明の第５の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットを装填した状態をオーバーチューブの先端の一部を断面にして示す斜視図、（Ｂ）は第５の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットを示す斜視図、（Ｃ）は第５の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットによって生体組織を結紮した状態を示す斜視図。
【図３０】（Ａ）は本発明の第６の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの先端部の外観を示す分解斜視図、（Ｂ）は第６の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの先端部の断面図。
【図３１】第６の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの先端部の縦断面図。
【図３２】（Ａ）は第６の実施の形態の縫合装置におけるオーバーチューブの先端部の断面の斜視図、（Ｂ）は図３２（Ａ）の３２Ｂ－３２Ｂ線断面図、（Ｃ）は図３２（Ａ）の３２Ｃ－３２Ｃ線断面図。
【図３３】第６の実施の形態の縫合装置における結紮ユニットを装填した状態のオーバーチューブの断面斜視図。
【図３４】第６の実施の形態の縫合装置における針操作部の内部構成を示す縦断面図。
【図３５】（Ａ）は第６の実施の形態の縫合装置の針操作部の内部構成を示す図３４の３５Ａ－３５Ａ線断面図、（Ｂ）は図３５（Ａ）の３５Ｂ－３５Ｂ線断面図、（Ｃ）は図３５（Ａ）の３５Ｃ－３５Ｃ線断面図。
【図３６】（Ａ）は第６の実施の形態の縫合装置における針操作部のプッシャースライダーを押し出して針が完全に突き出た状態を示す縦断面図、（Ｂ）は第６の実施の形態の縫合装置における針操作部のプッシャースライダーを押し出した際の作用を示す縦断面図。
【図３７】第６の実施の形態の縫合装置の手元シースの第１の変形例を示す要部の横断面図。
【図３８】第６の実施の形態の縫合装置の手元シースの第２の変形例を示す要部の横断面図。
【図３９】本発明の第７の実施の形態の切除・縫合システム全体の外観を示す斜視図。
【図４０】（Ａ）は第７の実施の形態の切除・縫合システムにおけるオーバーチューブの先端部の縦断面図、（Ｂ）は第７の実施の形態の切除・縫合システムによって生体組織に局注液を注入した状態を示す要部の縦断面図。
【図４１】（Ａ）は第７の実施の形態の切除・縫合システムによって生体組織に結紮ユニットを穿通した状態を示す要部の縦断面図、（Ｂ）は第７の実施の形態の切除・縫合システムによって生体組織を切除する前の状態を説明するための図。

【図４２】（Ａ）は第７の実施の形態の切除・縫合システムによって生体組織を切除した後の状態を示す要部の縦断面図、（Ｂ）は第７の実施の形態の切除・縫合システムによって生体組織を結紮した後の状態を示す要部の縦断面図。
【図４３】本発明の第８の実施の形態の縫合装置全体の外観を示す斜視図。
【図４４】第８の実施の形態の縫合装置におけるチャンバーの基端側の２つの針チューブおよび結紮チューブの接続状態を示す斜視図。
【図４５】第８の実施の形態の縫合装置におけるチャンバーの基端側の吸引チューブの接続状態を示す斜視図。
【図４６】（Ａ）は従来の縫合器具のキャビティ内に生体組織を吸引した状態を示す要部の縦断面図、（Ｂ）は従来の縫合器具の針で生体組織を穿刺した状態を示す要部の縦断面図、（Ｃ）は従来の縫合器具のキャビティから生体組織が抜け落ちた状態を示す要部の縦断面図。
【図４７】（Ａ）は従来の縫合器具の針で生体組織を穿刺する２回目の作業状態を示す要部の縦断面図、（Ｂ）は従来の縫合器具のキャビティから生体組織が抜け落ちた２回目の作業状態を示す要部の縦断面図。
【図４８】生体組織の膨瘤を形成するための従来の装置を示す要部の斜視図。
【図４９】（Ａ）は可撓性管を経口的に患者の胃内に挿入した状態を示す要部の側面図、（Ｂ）はグリップ手段で胃食道接合部を把持した状態を示す要部の側面図、（Ｃ）は可動腕を回動操作した状態を示す要部の側面図、（Ｄ）はグリップ手段で把持している胃食道接合部を雄ファスナーと雌ファスナーで係合させた状態を示す要部の側面図。
【符号の説明】
１…縫合装置、４…結紮具、５…内視鏡、７…シース部（チャンバー）、８…側口、２１ａ，２１ｂ…糸、２８…針（穿通部材）、３０ａ，３０ｂ…結び目（保持部材）、３６…Ｔバー（結紮部材）、３８…結紮ユニット、４０…処置ルーメン。

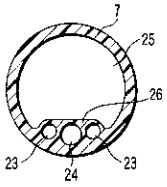
【図１】



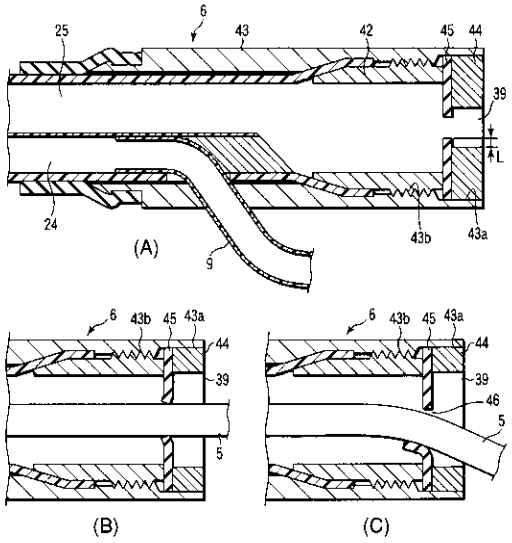
【図２】



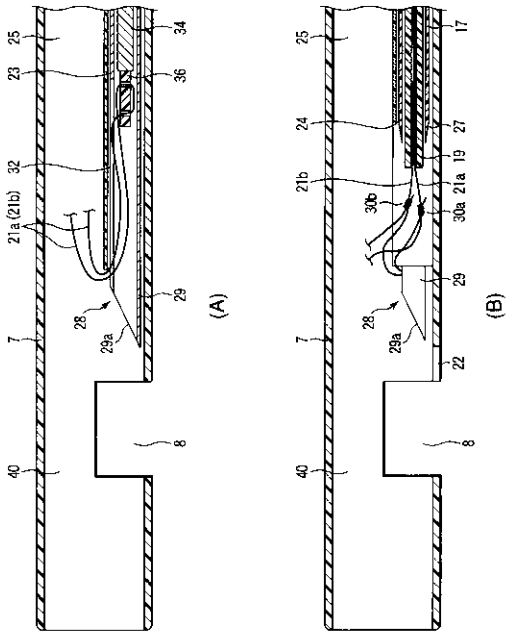
【図３】


7
25
26
23
24
23

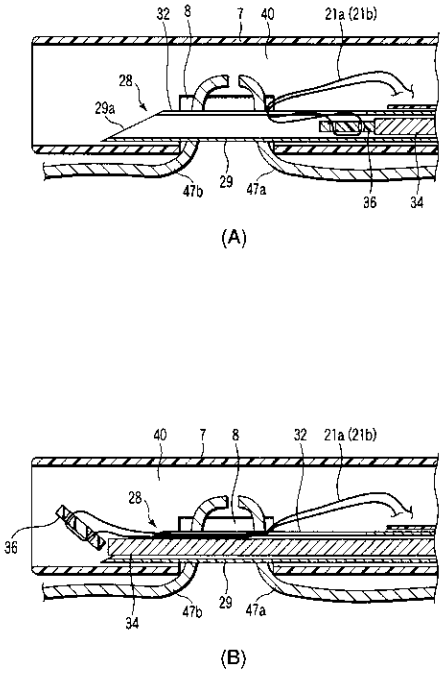
【図４】


6
25
43
42
45
44
39
L
24
43b
43a
9
(A)
6
43b
45
43a
44
39
5
(B)
6
43b
45
43a
44
39
46
5
(C)

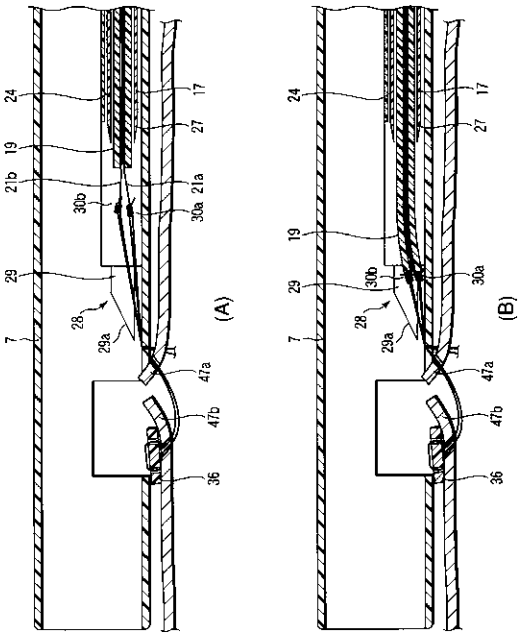
【図５】


25
23
32
21a (21b)
7
40
34
36
29
28
29a
8
(A)
25
24
21b
7
40
17
27
19
21a
30a
30b
29
28
29a
22
8
(B)

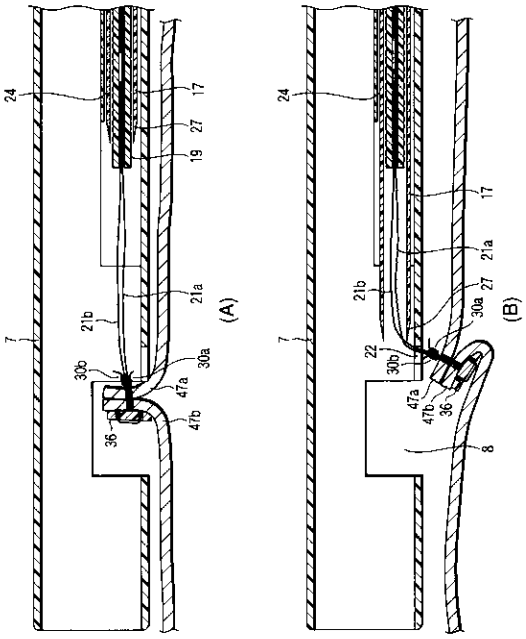
【図６】


32
8
7
40
21a (21b)
28
29a
47b
29
47a
36
34
(A)
40
7
8
32
21a (21b)
28
36
34
47b
29
47a
(B)

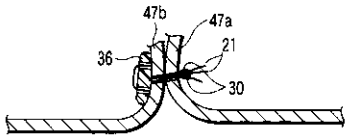
【図７】


24
19
21b
30b
29
28
29a
7
17
27
21a
30a
47a
47b
36
(A)
24
19
29
7
17
27
30b
30a
28
29a
47a
47b
36
(B)

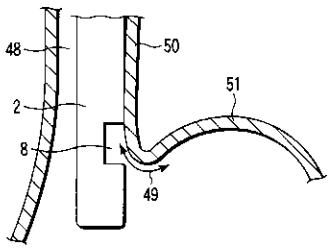
【図８】



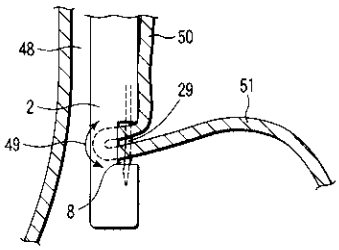
【図９】



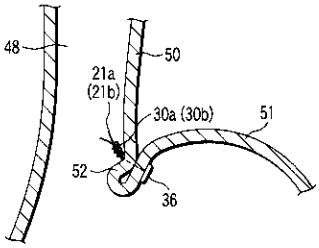
【図１０】



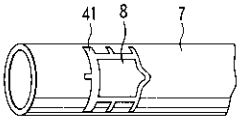
【図１１】



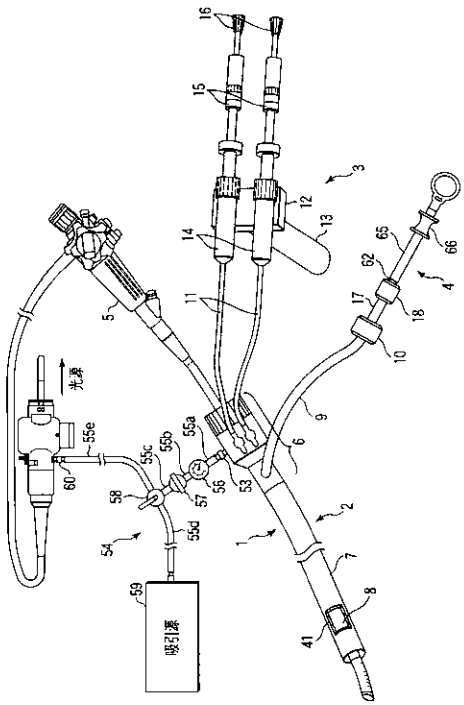
【図１２】



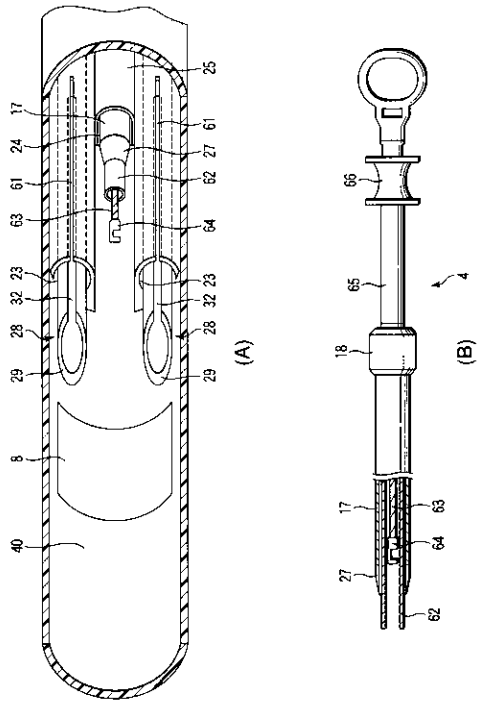
【図１３】



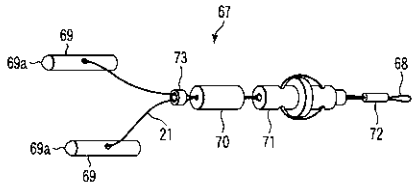
【図１４】



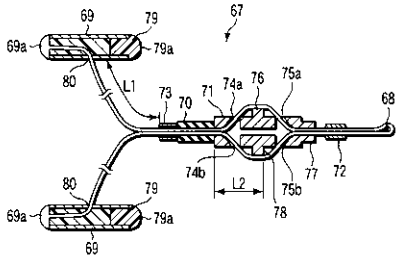
【図１５】



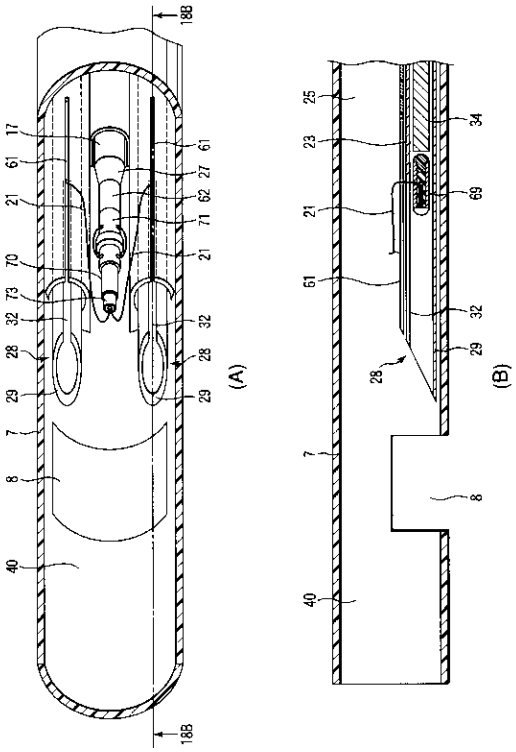
【図１６】



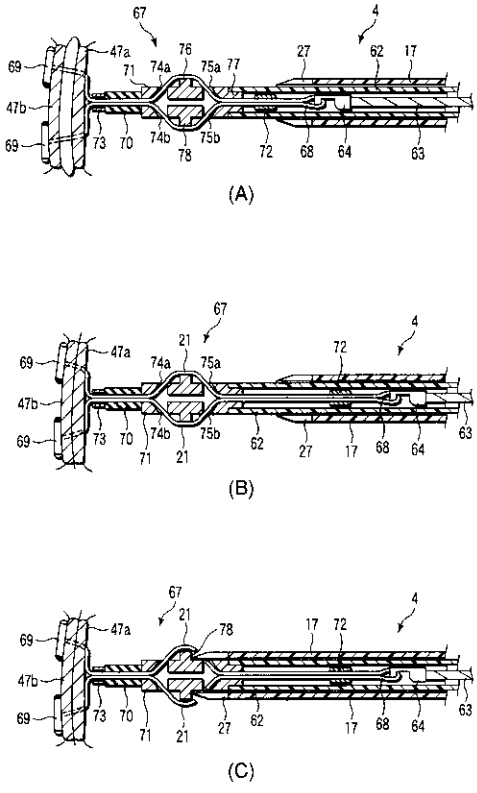
【図１７】



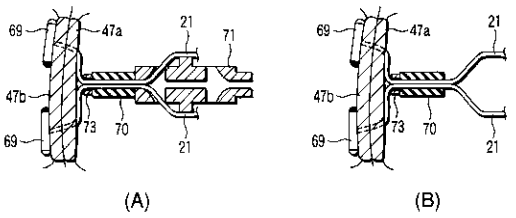
【図１８】



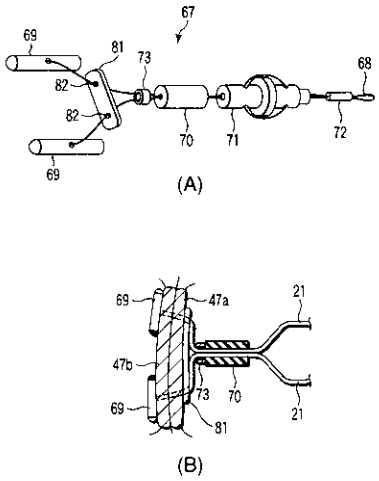
【図１９】



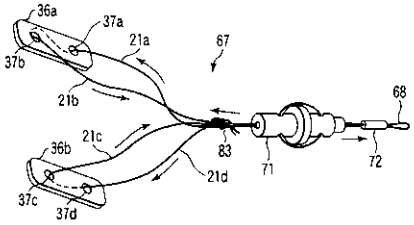
【図２０】



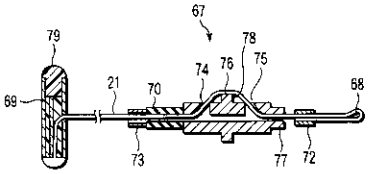
【図２１】



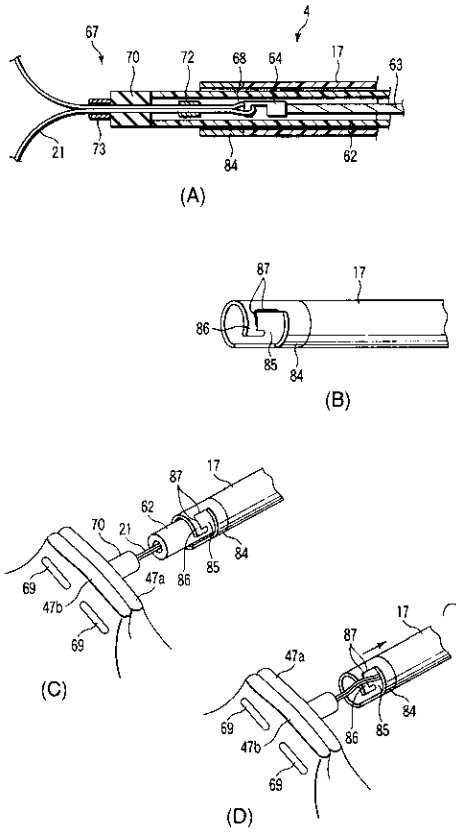
【図２２】



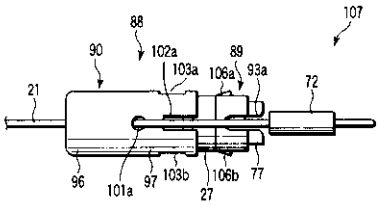
【図２３】



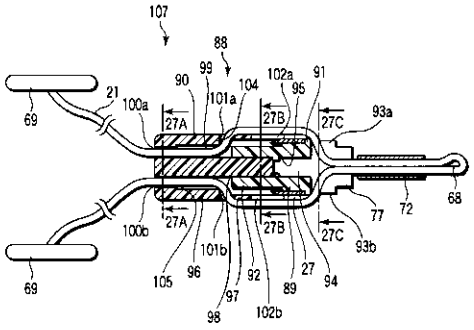
【図２４】



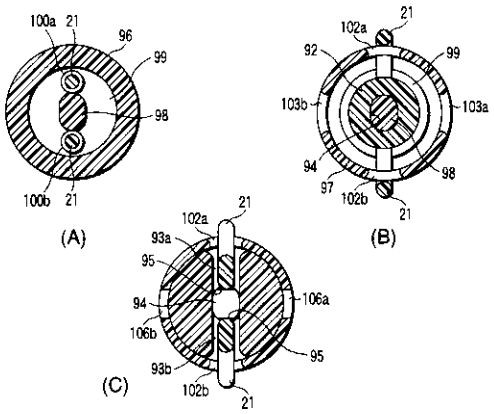
【図２５】



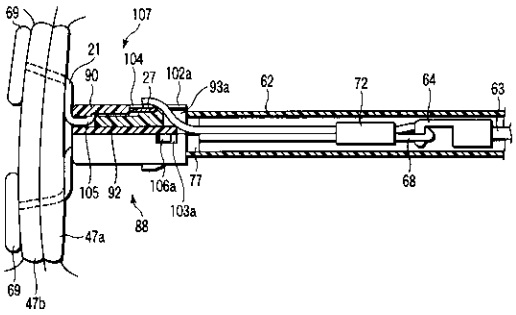
【図２６】



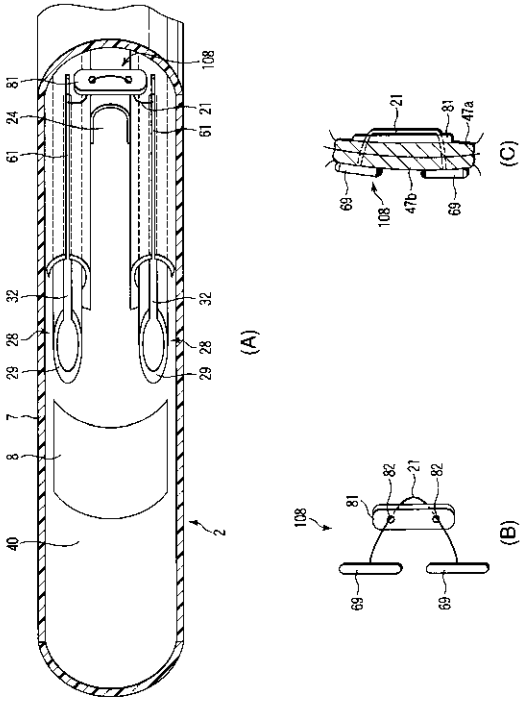
【図２７】



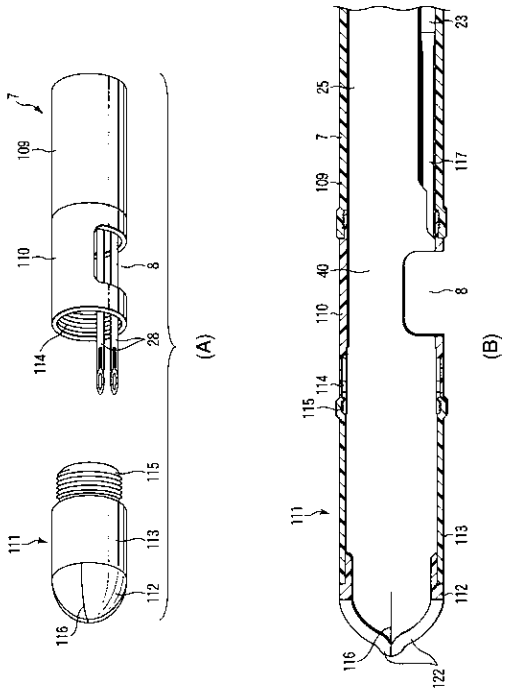
【図２８】



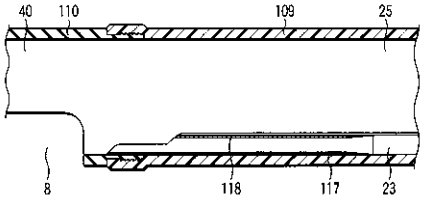
【図２９】



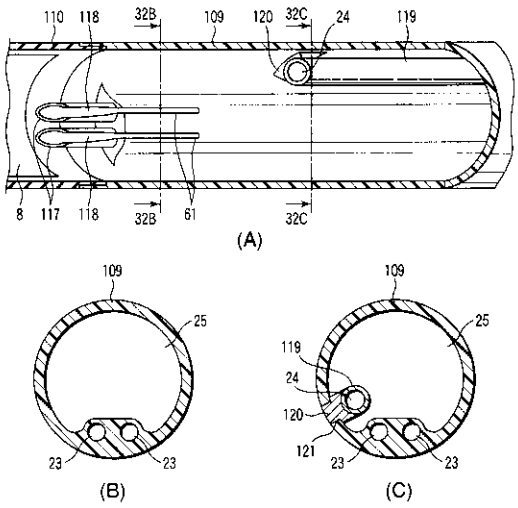
【図３０】



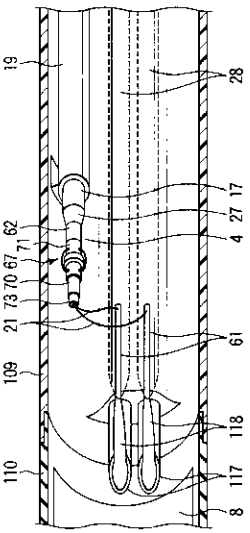
【図３１】



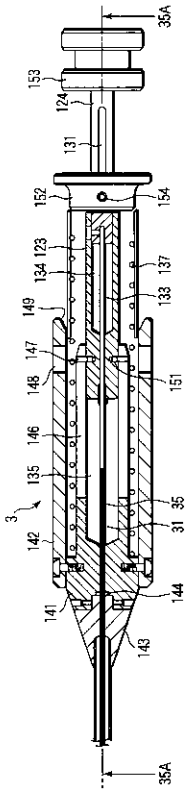
【図３２】



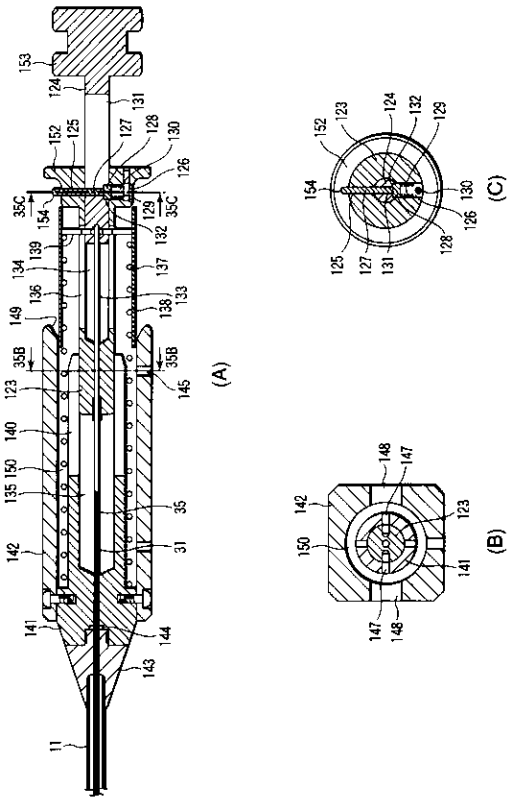
【図３３】



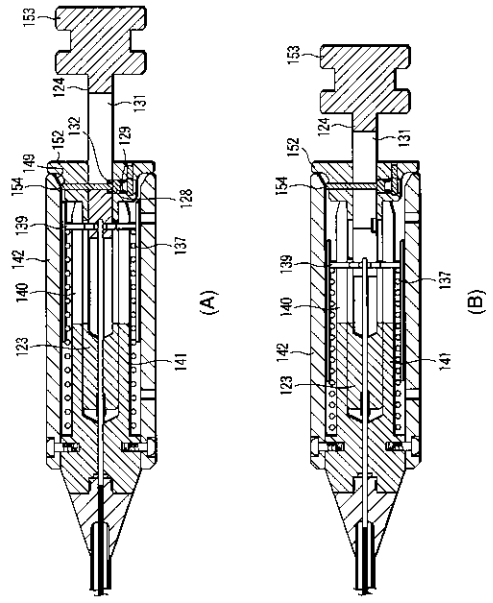
【図３４】



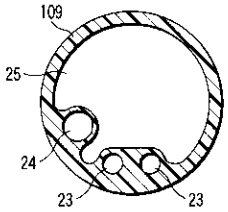
【図３５】



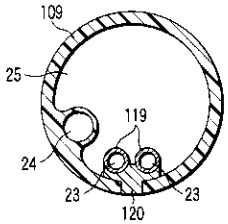
【図３６】



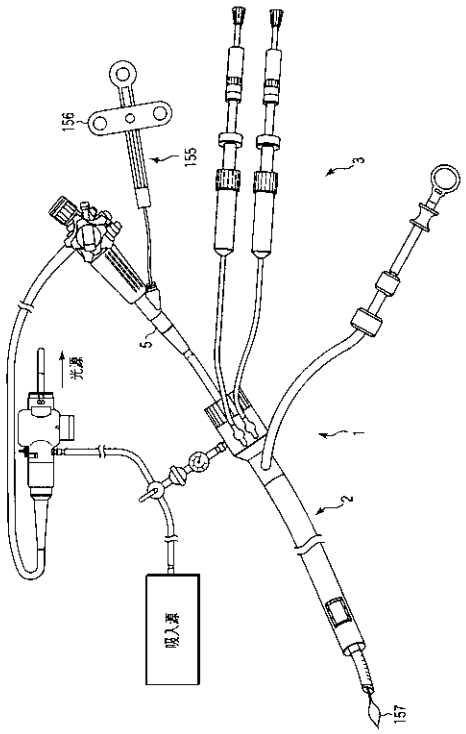
【図３７】



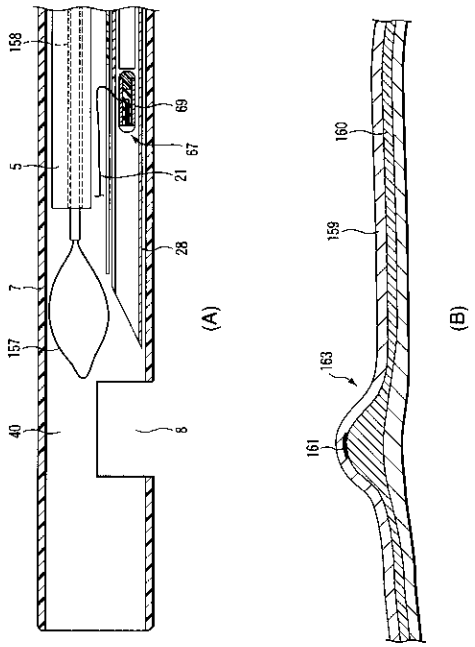
【図３８】



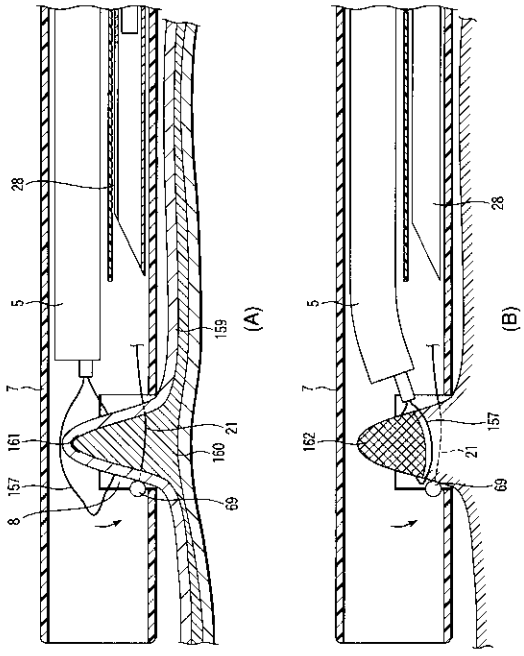
【図３９】



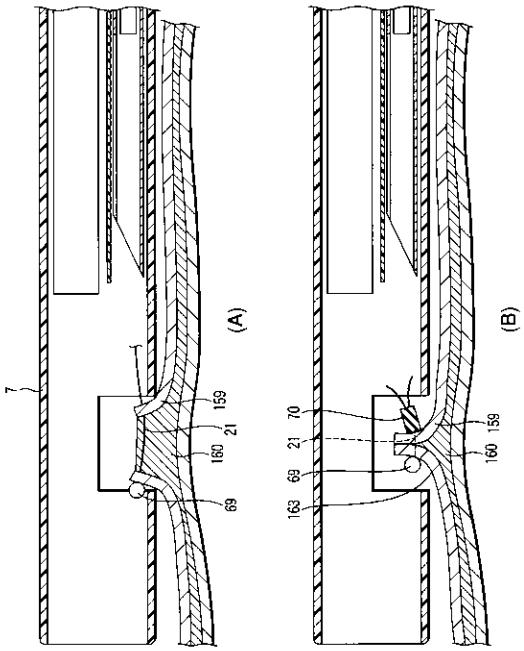
【図４０】



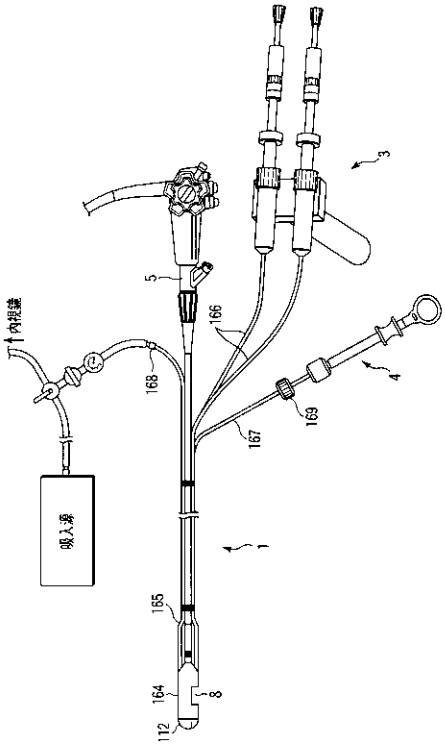
【図４１】



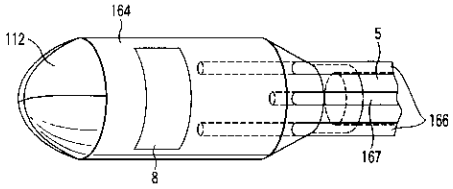
【図４２】



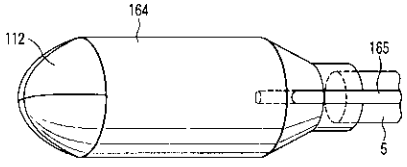
【図４３】



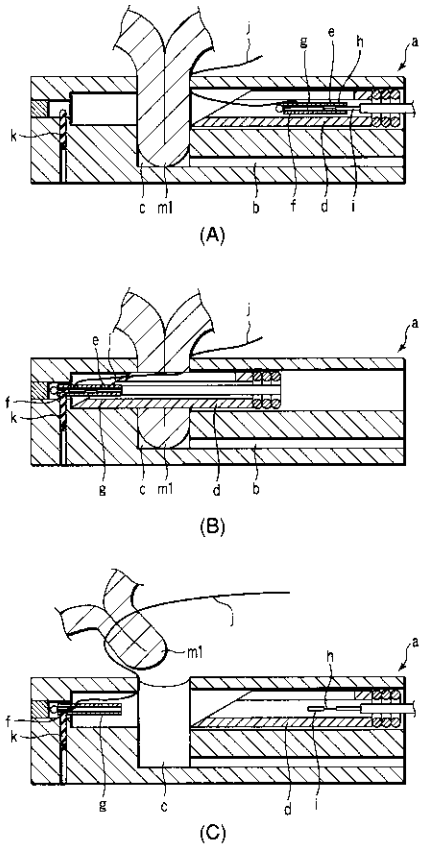
【図４４】



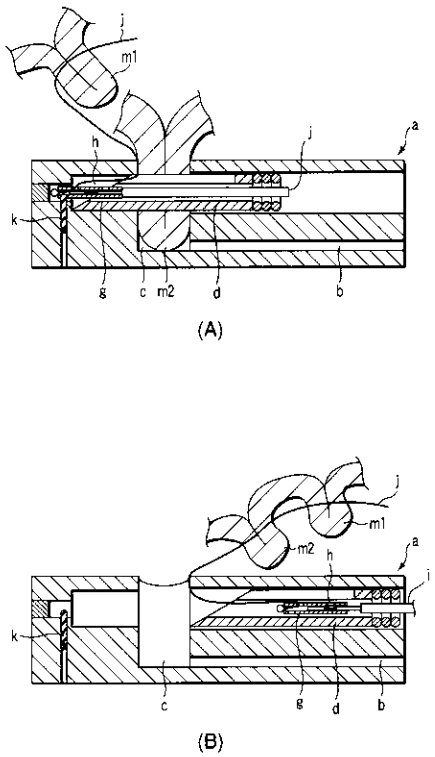
【図４５】



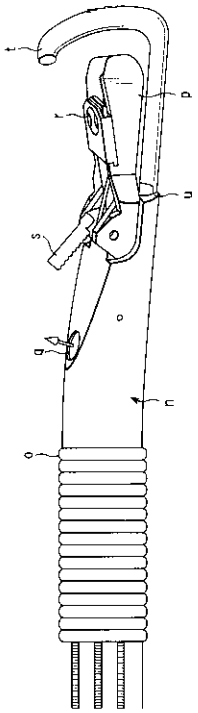
【図４６】



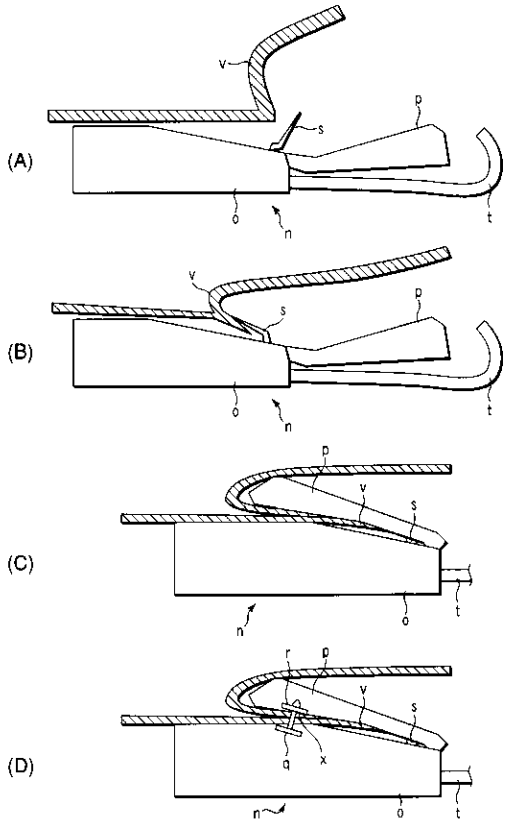
【図４７】


j
m1
h
a
k
g
c
m2
d
b
(A)
j
m1
m2
h
a
i
k
c
g
d
b
(B)

【図４８】


p
u
s
o
q
n

【図４９】


(A)
v
p
s
o
n
t
(B)
v
p
s
o
n
t
(C)
p
v
s
n
o
t
(D)
r
p
v
s
q
x
n
o
t

フロントページの続き

(51)Int.Cl.[7]	FI	テーマコード（参考）
Ｇ０２Ｂ 23/24	Ａ６１Ｂ 17/39 ３１５	

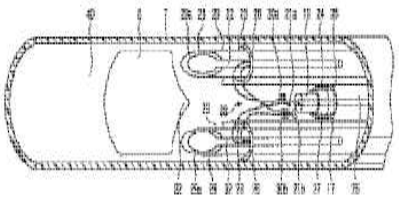
(74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
(72)発明者 小貫 喜生
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 宮本 論
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 川島 晃一
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 パンカジュ・ジャイ・パスリチャ
アメリカ合衆国、 テキサス州 ７７０５９、 ヒューストン、 カク・リンクス・アベニュー ３３１５

Ｆターム(参考) 2H040 DA03 DA17 DA56
4C060 BB01 BB18 BB21 BB23 CC02 CC22 DD02 FF02 FF19 FF23
FF29 FF31 KK03 KK06 KK16
4C061 AA00 BB00 CC00 DD03 FF43 GG15 HH56 JJ11

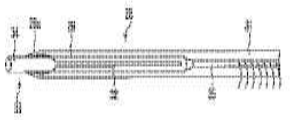
专利名称(译)	用于活组织的治疗装置		
公开(公告)号	JP2004000601A	公开(公告)日	2004-01-08
申请号	JP2003130673	申请日	2003-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 潘洁木麻黄理查兹路径		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 Pankaju宰Pasuricha		
[标]发明人	小貫喜生 宮本論 川島晃一 パンカジュジャイパスリチャ		
发明人	小貫 喜生 宮本 論 川島 晃一 パンカジュ·ジャイ·パスリチャ		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B17/04 A61B17/06 A61B17/22 A61B17/221 A61B17/28 A61B17/32 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/0469 A61B17/0467 A61B17/0482 A61B17/0483 A61B17/0487 A61B17/32056 A61B2017/0404 A61B2017/0409 A61B2017/0414 A61B2017/0417 A61B2017/0419 A61B2017/0458 A61B2017/0464 A61B2017/0472 A61B2017/0474 A61B2017/0475 A61B2017/0477 A61B2017/0488 A61B2017/0496 A61B2017/06052 A61B2017/061 A61B2017/2905		
FI分类号	A61B17/04 A61B1/00.334.D A61B17/22.320 A61B17/32.330 G02B23/24.A A61B17/39.315 A61B1/01.511 A61B1/018.515 A61B17/22 A61B18/14		
F-TERM分类号	2H040/DA03 2H040/DA17 2H040/DA56 4C060/BB01 4C060/BB18 4C060/BB21 4C060/BB23 4C060/CC02 4C060/CC22 4C060/DD02 4C060/FF02 4C060/FF19 4C060/FF23 4C060/FF29 4C060/FF31 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK16 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD03 4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/HH56 4C061/JJ11 4C160/BB01 4C160/BB21 4C160/BB23 4C160/FF19 4C160/KK03 4C160/KK17 4C160/MM43 4C160/NN01 4C160/NN11 4C160/NN14 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD03 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH56 4C161/JJ11		
代理人(译)	河野 哲		
优先权	60/378548 2002-05-08 US		
其他公开文献	JP4363891B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

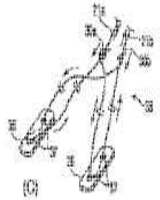
发明内容本发明的目的是提供一种用于活体组织的治疗装置，该治疗装置能够以对患者的最小侵入性可靠地结扎或缝合体内的组织。 解决方案：针头28穿过吸气的活体组织47a，47b，其状态是将体腔中的组织通过侧面开口8吸入外套管2的治疗管腔40中，并且针头28装入针头28中。 从针头28推出T形杆36。 结果，T杆36被活体组织47b卡住，并且防止了被活体组织47a，47b刺穿的线21a，21b脱落。 [选择图]图2



(A)



(B)



(C)