

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4363891号
(P4363891)

(45) 発行日 平成21年11月11日(2009.11.11)

(24) 登録日 平成21年8月28日(2009.8.28)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/04 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 (2006.01)
 A 6 1 B 17/221 (2006.01)
 A 6 1 B 17/32 (2006.01)
 A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/04
 A 6 1 B 1/00 3 3 4 D
 A 6 1 B 17/22 3 2 O
 A 6 1 B 17/32 3 3 O
 A 6 1 B 17/39 3 1 5

請求項の数 21 (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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成18年3月2日(2006.3.2)
 (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)

(73) 特許権者 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
 (73) 特許権者 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 7705
 9、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) 【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、
 少なくとも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とも1つの結紮ユニットと、
 先端を有しており、前記側口を通して前記チャンバー内に吸引された前記組織に前記結
 紮ユニットを貫通させるための少なくとも1つの穿通部材と、
 前記結紮ユニットによる前記組織の結紮状態あるいは縫合状態の少なくとも一方を保持
 するために前記結紮ユニット上に移動自在に設けられた保持部材と、
 を具備し、
 前記結紮ユニットと前記保持部材との間で、前記チャンバー内の前記組織を結紮するこ
 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と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、
前記結紮ユニットは、
生体適合性を有した線材からなる本体部分と、
前記線材の少なくとも一端に設けられ、前記線材の断面積よりも大きな断面積を有する
拡張部分で構成されており、
前記拡張部分は、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ユニット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、
前記結紮ユニットは、
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張部分と
を具備し、
2 つの前記拡張部分は、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、前記結紮ユニット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、
前記結紮ユニットは、前記拡張部分と前記本体部分とが別体で形成されており、
前記拡張部分は、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。 10

【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、
前記拡張部分は、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。 20

【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。 30

【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。 40

【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。

10

【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。

20

【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 Esophageal 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。

30

【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。

40

【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、膨らま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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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に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。

40

【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とに係合させる。

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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、少なくとも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とも1つの結紮ユニットと、先端を有しており、前記側口を通して前記チャンバー内に吸引された前記組織に前記結紮ユニットを貫通させるための少なくとも1つの穿通部材と、前記結紮ユニットによる前記組織の結紮状態あるいは縫合状態の少なくとも一方を保持するために前記結紮ユニット上に移動自在に設けられた保持部材と、を具備し、前記結紮ユニットと前記保持部材との間で、前記チャンバー内の前記組織を結紮することを特徴とする生体組織用の処置装置である。

10

【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。

20

【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のため、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。

30

【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。

40

【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

50

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

10

20

30

40

50

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、ポリスルホ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の部分で内視鏡5が曲げられる前の状態、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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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
10
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
20
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 5 mm 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。
30

【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 21 a, 21 b 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 21 a, 21 b の結び目 30 a, 30 b 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
40
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
50

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互り糸 21 a, 21 b 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 ~ 3 mm 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。

10

【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 21 a, 21 b (第 1 の糸 21 a および第 2 の糸 21 b) とが設けられている。2 本の糸 21 a, 21 b 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 21 a, 21 b 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 21 a, 21 b 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】

20

また、各糸 21 a, 21 b の径は 0.2 ~ 1 mm 程度であり、特に 0.5 mm 前後が好ましい。さらに、各糸 21 a, 21 b 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 21 a, 21 b 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】

30

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 21 a 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 21 b 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 21 a, 21 b 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 21 a 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 21 b の中途部に結ばれて結び目 30 b が形成されている。同様に、第 2 の糸 21 b 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 21 a の中途部に結ばれて結び目 30 a が形成されている。

40

【0103】

なお、各糸 21 a, 21 b 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 30 a, 30 b 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 30 a は第 1 の糸 21 a 上を、他方の結び目 30 b は第 2 の糸 21 b 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】

50

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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

10

20

30

40

50

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

10

20

30

40

50

て、もう一方の糸 2 1 の基端側と一緒に接続パイプ 7 2 の内腔に固定して形成しても良い。

【0153】

また、受け部材 7 1 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 7 1 の軸方向の略中間部には環状突起部 7 6 が一体に設けられている。受け部材 7 1 の基端部には縮径部 7 7 が設けられている。図 19 (A) に示すようにこの縮径部 7 7 は結紮シース 6 2 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 6 2 の外周面と受け部材 7 1 の外周面との間には段差がなく、カッターシース 1 7 が円滑に進退できるようになっている。

【0154】

受け部材 7 1 の環状突起部 7 6 より先端側には糸 2 1 が挿通可能な一对の先端側孔 7 4 a, 7 4 b が穿設され、環状突起部 7 6 より基端側には糸 2 1 が挿通可能な一对の基端側孔 7 5 a, 7 5 b が穿設されている。先端側孔 7 4 a, 7 4 b の先端側の内側面及び基端側孔 7 5 a, 7 5 b 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 7 4 a, 7 4 b および基端側孔 7 5 a, 7 5 b に挿入された糸 2 1 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 7 6 の基端側の側面にはカッター 2 7 の突き当て面 7 8 が形成されている。

【0155】

また、糸 2 1 のループ部 6 8 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 7 1 の基端開口から受け部材 7 1 の内部へ挿入される。続いて、この糸 2 1 の 2 本の折り返し部分は基端側孔 7 5 a, 7 5 b から受け部材 7 1 の外部へ導かれ、次に環状突起部 7 6 の外側を経由して先端側孔 7 4 a, 7 4 b から受け部材 7 1 の内部へ導かれる。さらに、受け部材 7 1 の先端開口から外部へと挿通される。その後、受け部材 7 1 の先端側では 2 本の糸 2 1 が束ねられた状態でストッパ 7 0 の内腔に圧入されている。

【0156】

また、受け部材 7 1 の全長は例えば 5 ~ 10 mm 程度である。図 17 に示すように受け部材 7 1 の先端面と突き当て面 7 8 との間の寸法 L 2 で、切断されて残る糸 2 1 の長さが決まる。そのため、L 2 は短い方が望ましく、例えば 2 ~ 5 mm 程度に設定されている。

【0157】

また、受け部材 7 1 と環状突起部 7 6 とカッター 2 7 の寸法は次の通り設定されている。ここで、受け部材 7 1 の外径を A、環状突起部 7 6 の外径を B、カッター 2 7 の内径を C とすると、これらの径は全て例えば 1 ~ 3 mm 程度である。そして、 $A < C$ 、 $B > C$ 、 $B - A = 0$ 、2 ~ 1 mm 程度に設定されている。また、基端側孔 7 5 a, 7 5 b 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 6 9 からチューブ 7 3 までの糸 2 1 の露出部の長さ L 1 は、針 2 8 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 2 1 の露出部の長さ L 1 は、例えば、30 ~ 50 mm 程度が望ましい。これにより、Tバー 6 9 を押し出す際に、Tバー 6 9 が針 2 8 の針先から突出して外れる前に、チューブ 7 3 が生体組織 4 7 に当接することがなくなる。その結果、Tバー 6 9 の押し出しが容易になる。

【0159】

Tバー 6 9 はステンレスなどの金属や、例えばポリスルホン、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 6 9 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 6 9 の外周面には側孔 8 0 が空いている。そして、この側孔 8 0 には糸 2 1 が挿入されている。糸 2 1 の端部は Tバー 6 9 の一端から外に突出されている。さらに、Tバー 6 9 の一端から外に突出された糸 2 1 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 6 9 a が形成されている。糸 2 1 の端部の抜け止め部 6 9 a は丸められる

10

20

30

40

50

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、例えばポリスルホン、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。このスライダー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、スライダー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７

10

20

30

40

50

7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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 75 a, 75 b 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。

10

【0182】

基端側孔 75 a, 75 b 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】

20

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 47 a, 47 b 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 47 a, 47 b 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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。少なくとも例えば幅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、

10

20

30

40

50

糸 2 1 b, 2 1 c の部分上を摺動可能である。なお、受け部材 7 1 の内径は結び目 8 3 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 6 7 の結紮操作時には、ストッパ 7 0 の代わりに結び目 8 3 が先端側に移動する。その時、糸 2 1 は図 2 2 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 7 3、ストッパ 7 0 が確実に不要となるため、結紮ユニット 6 7 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 8 3 の結びの強さを変えることで容易に結び目 8 3 の糸 2 1 b, 2 1 c 上での移動しやすさを変更できる。そのため、結び目 8 3 を移動させるときの結紮スライダー 6 6 の作動力量が低減が行いやすい。

【0204】

また、逆に結び目 8 3 をきつく結んで移動しにくくした場合には、糸 2 1 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 2 3 は第 2 の実施の形態（図 1 4 乃至図 2 0 (B) 参照）の縫合装置 1 における結紮ユニット 6 7 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 6 7 では第 2 の実施の形態のように T バー 6 9 を 2 つ使わずに、図 2 3 に示すように 1 つの T バー 6 9 とストッパ 7 0 の間のみの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 6 7 には 1 本の糸 2 1 の先端に 1 つの T バー 6 9 が固定されている。この糸 2 1 の基端側は折り返されてループ部 6 8 が形成されている。さらに、この糸 2 1 の折り返し部の端部は接続パイプ 7 2 内に固定されている。

【0208】

また、本変形例では受け部材 7 1 にも先端側孔 7 4、基端側孔 7 5 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 4 7 の範囲が極端に狭い場合には、本変形例の結紮ユニット 6 7 を用いる。この場合には 1 つの T バー 6 9 とストッパ 7 0 の間のみの生体組織を絞込みだけで縫合可能となる。

【0210】

また、この結紮ユニット 6 7 を使用する場合には、縫合装置 1 が 1 つの針ルーメン 2 3 および 1 つの針 2 8 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 6 7 の使用時には結紮ユニット 6 7 の結紮操作を行うと、1 つの T バー 6 9 とチューブ 7 3 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 6 7 をユーザーが選択できるようになる。また、その際、T バー 6 9 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 2 4 (A) 乃至図 2 4 (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 6 7 では第 2 の実施の形態で使用されていた受け部材 7 1 が省略されている。さらに、本実施の形態では図 2 4 (A) に示すように、ストッパ 7 0 の外径は、結紮シース 6 2 の外径と略同径になっている。そして、結紮シース 6 2 の先端面がストッパ 7 0 の基端面と当接可能になっている。

10

20

30

40

50

【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、P T F E、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】

10

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。このスライダー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、結紮スライダー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。

20

【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】

30

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】

40

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

50

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を囲繞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

10

20

30

40

50

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。

10

【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がストップとなるため、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

また、糸 2 1 の切断末端は保持部材 8 8 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 2 7 が結紮ユニット 1 0 7 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 2 1 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 6 2 の外側のカッターシース 1 7 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 2 4 内への結紮具 4 の挿通が容易となる。

【0245】

また、図 2 9 (A) 乃至図 2 9 (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 1 2 参照) の縫合装置 1 の結紮ユニット 3 8 の構成を次の通り変更した結紮ユニット 1 0 8 を設けたものである。

10

【0246】

すなわち、本実施の形態の結紮ユニット 1 0 8 では図 2 9 (B) に示すように糸 2 1 の両端に T バー 6 9 がそれぞれ固定されている。糸 2 1 上には上述した図 2 1 (A), 2 1 B の受け板部材 8 1 が摺動自在に挿通されている。

【0247】

また、T バー 6 9 と糸 2 1 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 2 9 (A) は結紮ユニット 1 0 8 を縫合装置 1 に装填した状態を示す。さらに、図 2 9 (C) は断裂している生体組織 4 7 a, 4 7 b を結紮ユニット 1 0 8 で結紮後の状態を示す。

20

【0248】

本縫合装置では結紮具 4 が不要であり、結紮ルーメン 2 4 に結紮具 4 が挿通されていない。そのため、結紮ルーメン 2 4 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 1 0 8 の使用時には断裂している生体組織 4 7 a, 4 7 b に針 2 8 を穿刺した後、プッシャーライダー 1 6 を押すと T バー 6 9 が針 2 8 から突出しようとする。しかし、糸 2 1 の長さの半分以上が側口 8 の軸方向の長さ以下に設定されているため、T バー 6 9 が針 2 8 の先から突出する前に受け板部材 8 1 の先端側表面が生体組織 4 7 a に突き当たる。更にプッシャーライダー 1 6 を押し進めると、側口 8 から吸引された生体組織 4 7 がオーバーチューブ 2 の軸方向に圧縮されて、T バー 6 9 が針 2 8 の先から突出する。

30

【0251】

T バー 6 9 の突出時に生体組織 4 7 a, 4 7 b 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 6 9 が生体組織 4 7 b 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 8 1 が第 2 実施の形態のストッパ 7 0 の役割を果たすこととなる。

40

【0253】

糸 2 1 の長さを調節することで生体組織 4 7 a, 4 7 b の締め付け量を変更できる。

【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 6 9 を針 2 8 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 2 1 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、

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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1

50

０９の側壁にけられた側孔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
10

【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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【0285】

図35(A)に示すように内側ハウジング141の側壁には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はリング144の内腔も挿通する。ここで、針シース31の外径は、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。

40

【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の側壁にはスリット131が軸方向に延

50

設されている。プッシャー-slider 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-slider 124を針-slider 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-slider 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-slider 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-slider 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-slider 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】

10

20

30

40

50

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 の先端の幅が広がっているため、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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、鉗のような形態、フック状、針状、カップ状など様々な形態でもよい。

【０３２０】

50

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。

10

【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】

20

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。

30

【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。

40

【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】

50

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の内部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の内部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166、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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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 27 A-27 A 線断面図、(B) は図 26 の 27 B-27
B 線断面図、(C) は図 26 の 27 C-27 C 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。

50

【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 32 B-32 B 線断面図、(C) は図 32 (A) の 32 C-32 C 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 35 A-35 A 線断面図、(B) は図 35 (A) の 35 B-35 B 線断面図、(C) は図 35 (A) の 35 C-35 C 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し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

10

20

30

40

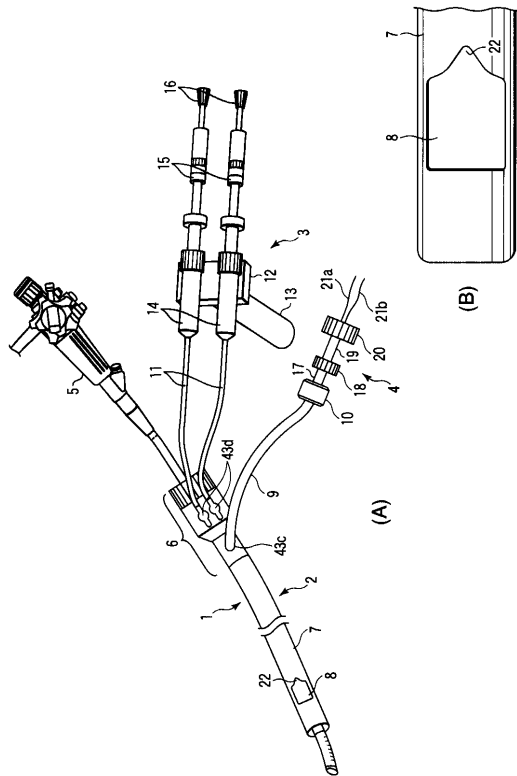
50

、(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。

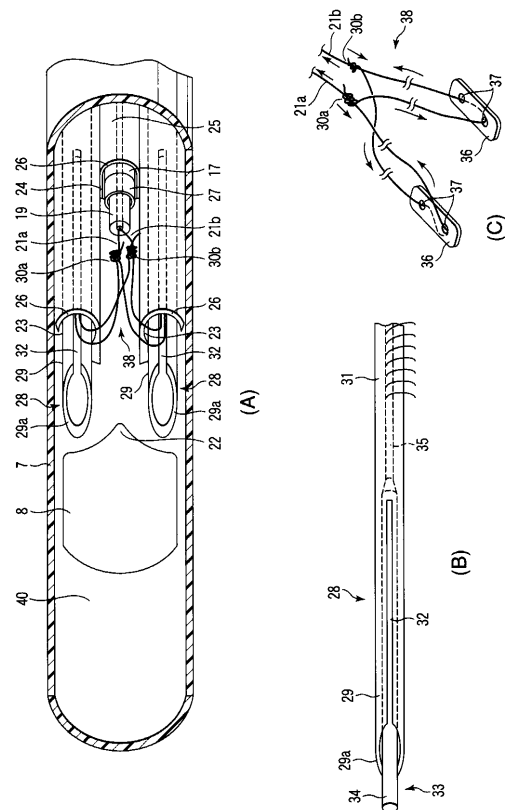
【符号の説明】

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。

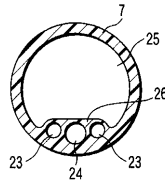
【図1】



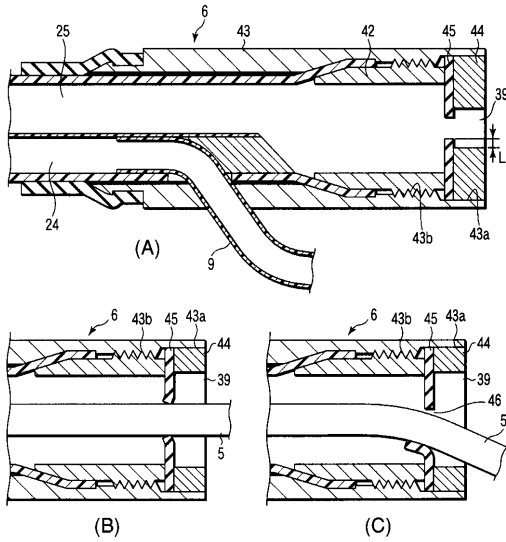
【図2】



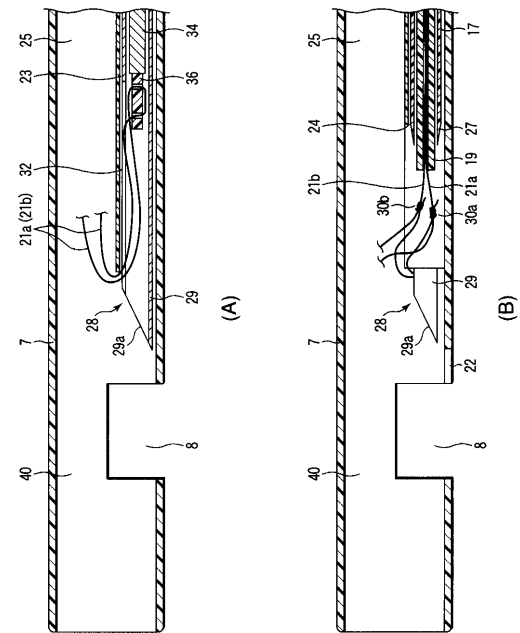
【図 3】



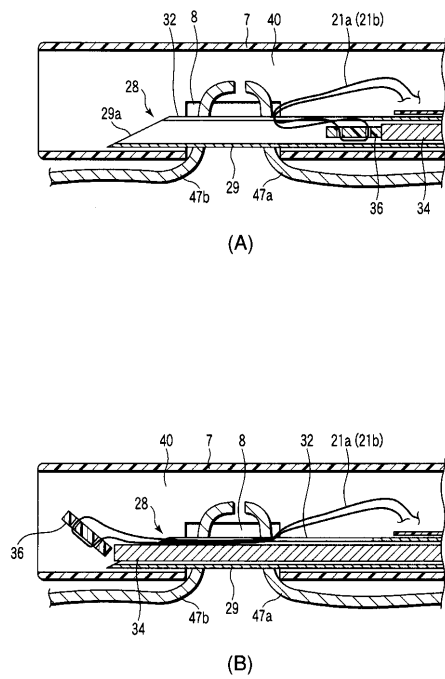
【図 4】



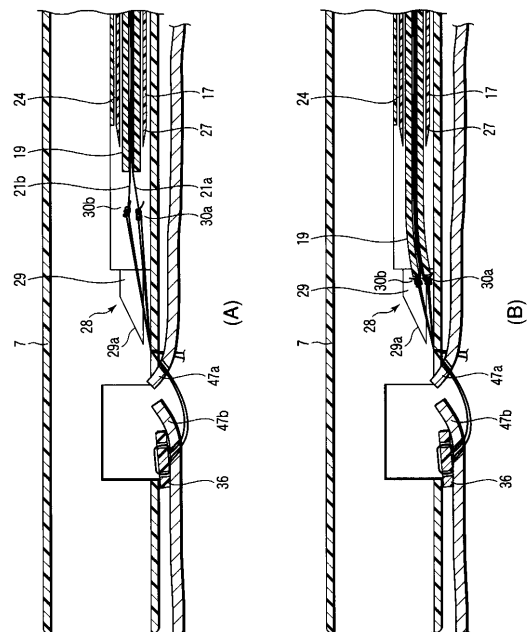
【図 5】



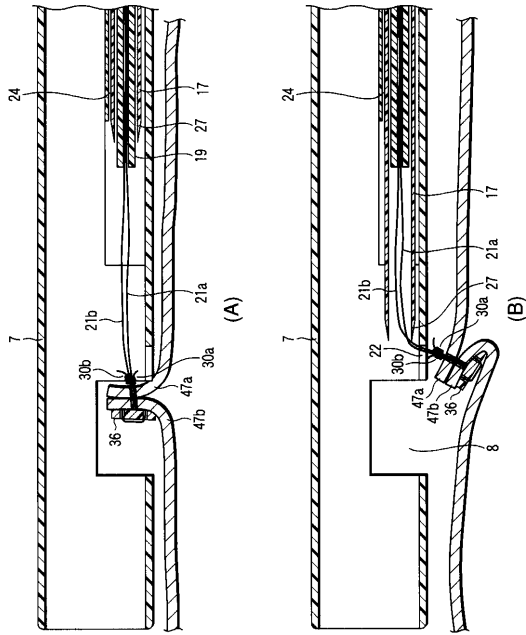
【図 6】



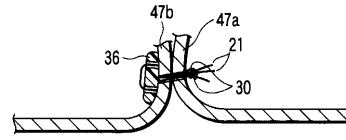
【図 7】



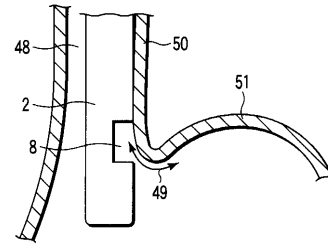
【図 8】



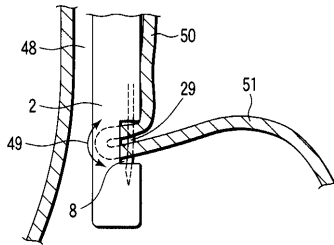
【図 9】



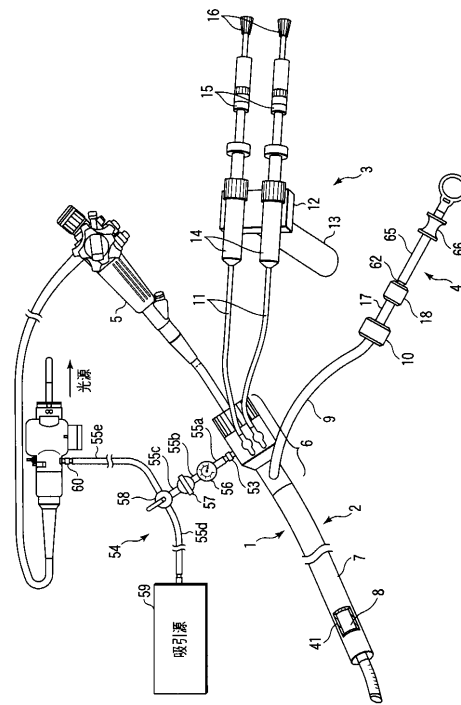
【図 10】



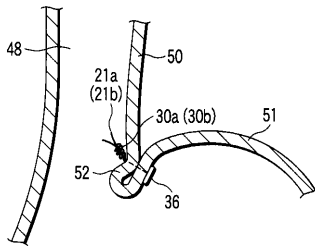
【図 11】



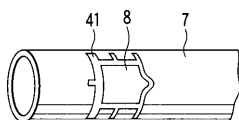
【図 14】



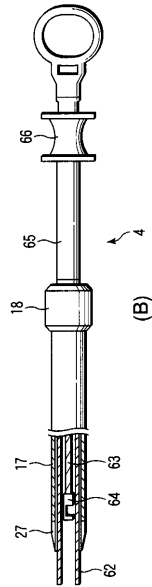
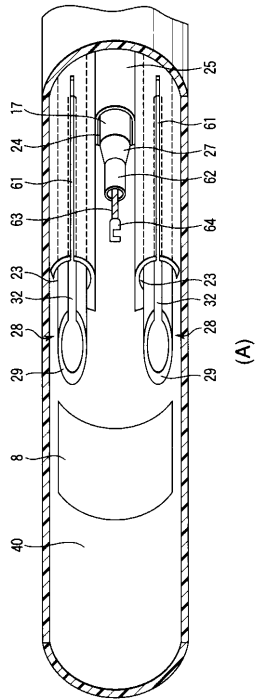
【図 12】



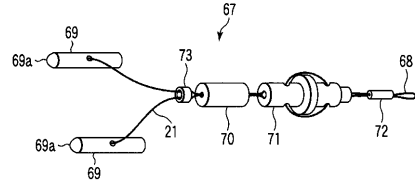
【図 13】



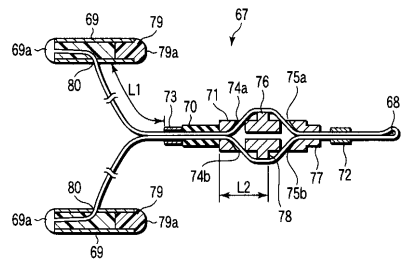
【図 15】



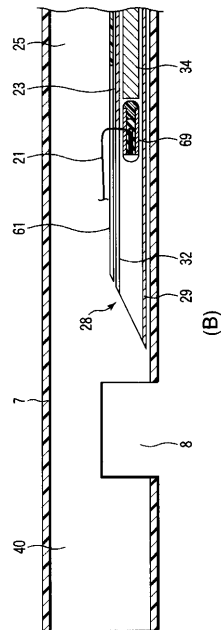
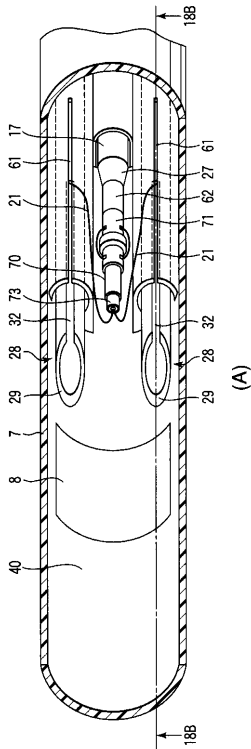
【図 16】



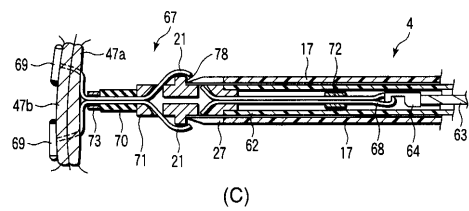
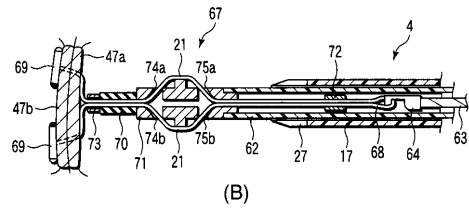
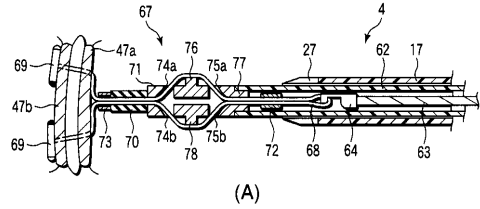
【図 17】



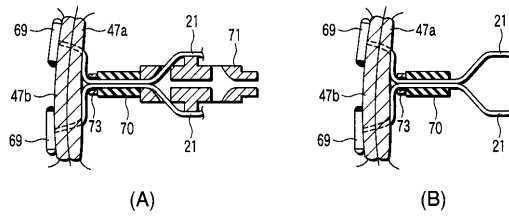
【図 18】



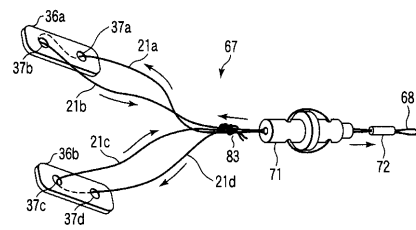
【図 19】



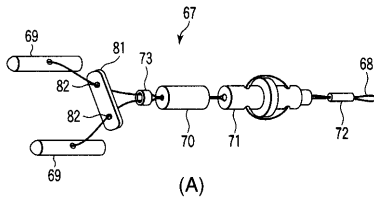
【図 20】



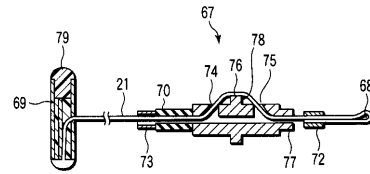
【図 22】



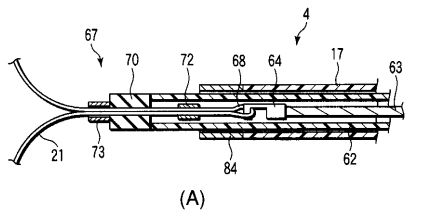
【図 21】



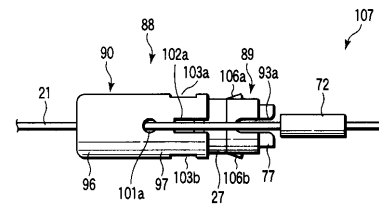
【図 23】



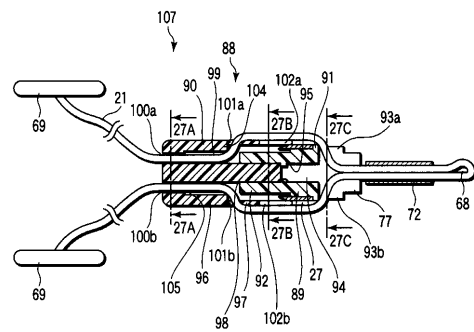
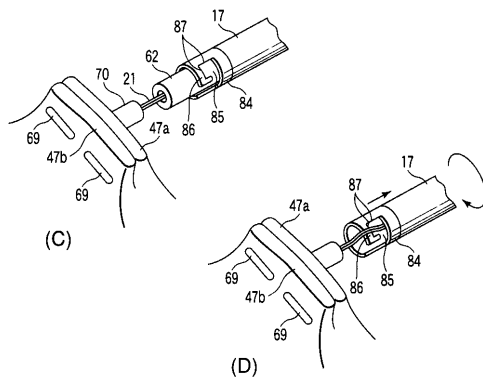
【図 24】



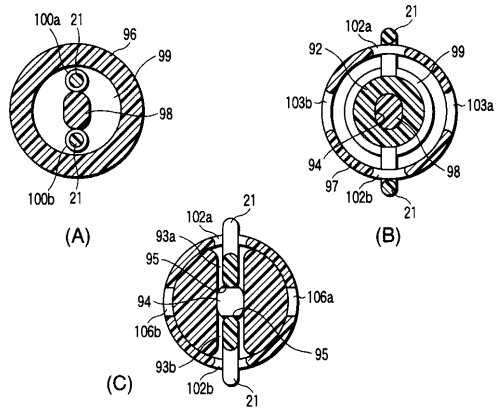
【図 25】



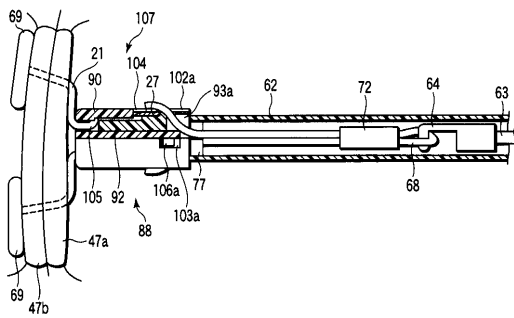
【図 26】



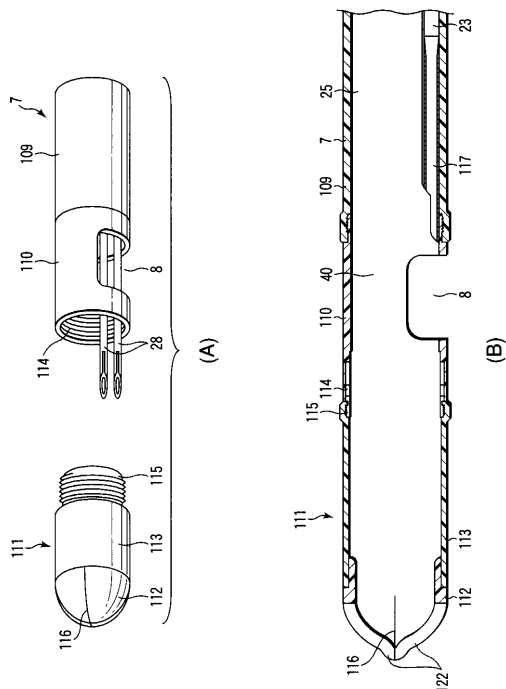
【図 27】



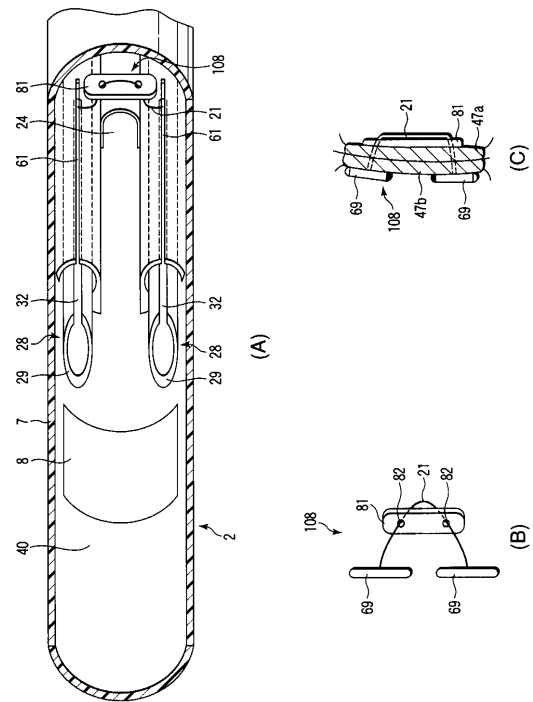
【図 28】



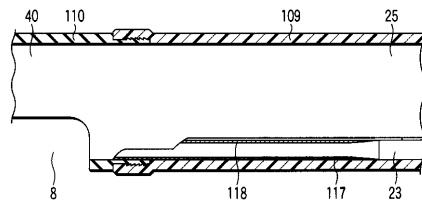
【図 30】



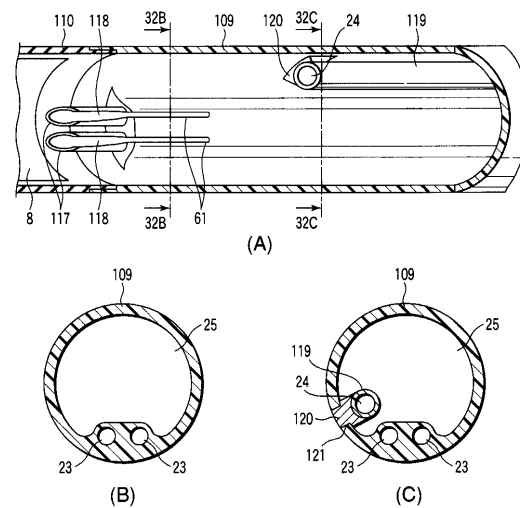
【図 29】



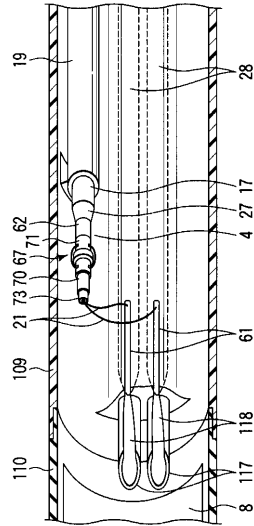
【図 31】



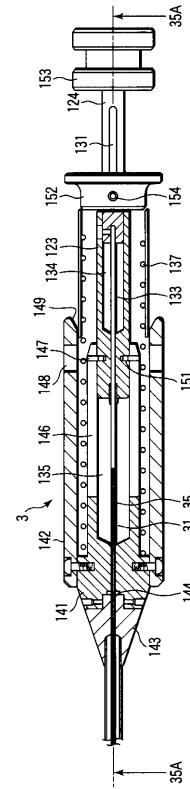
【図 32】



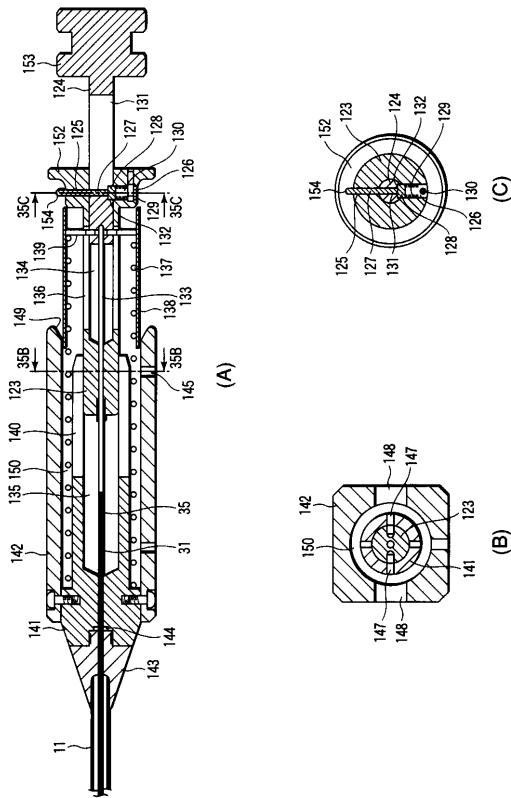
【図 3 3】



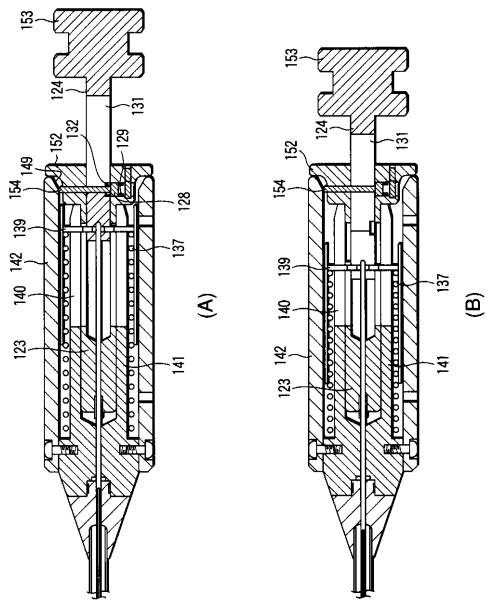
【図 3 4】



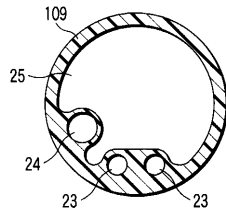
【図 3 5】



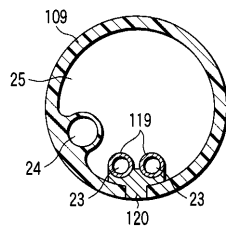
【図 3 6】



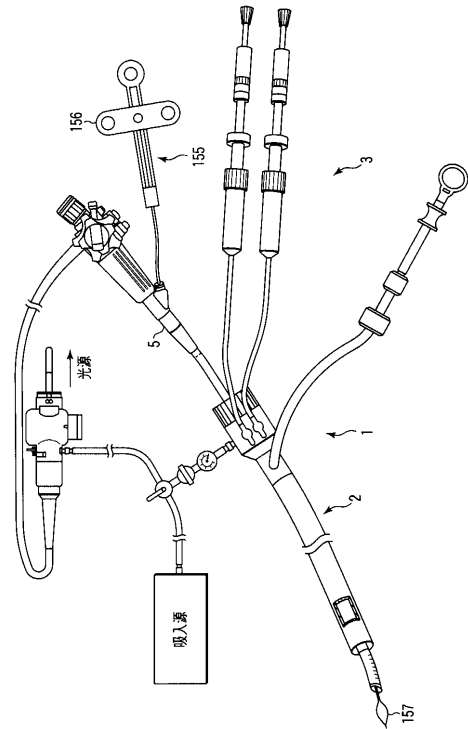
【図 37】



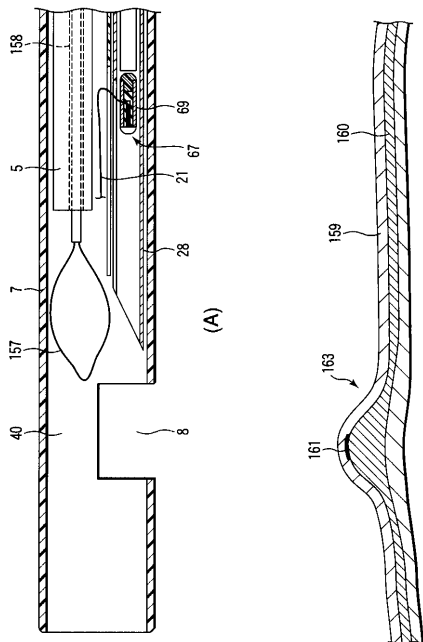
【図 38】



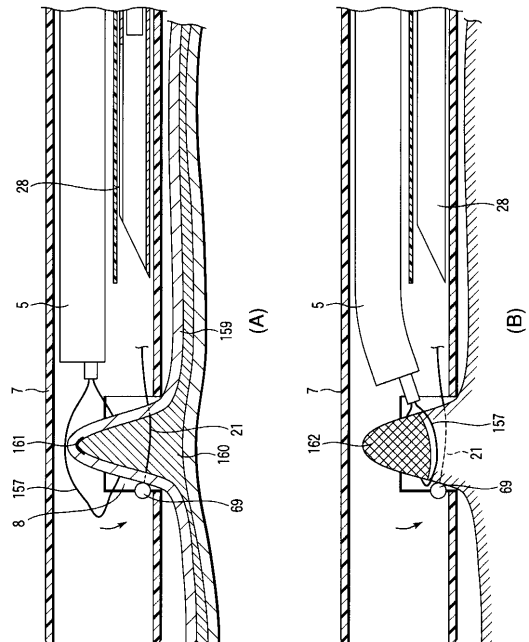
【図 39】



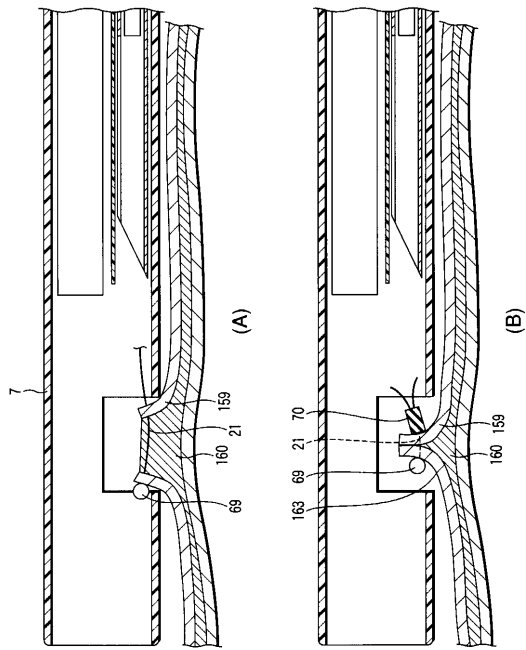
【図 40】



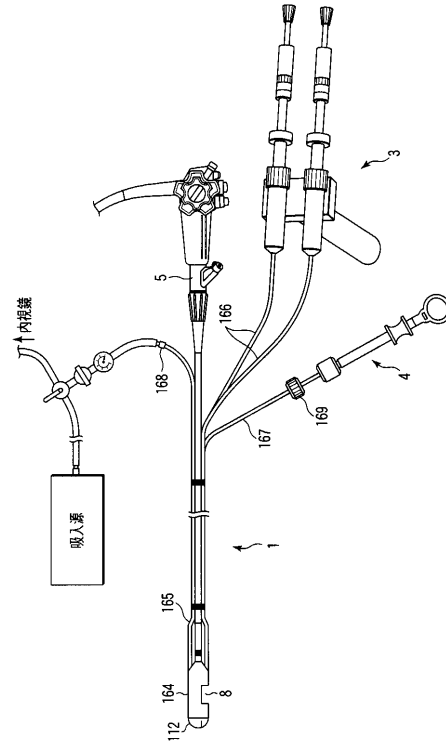
【図 41】



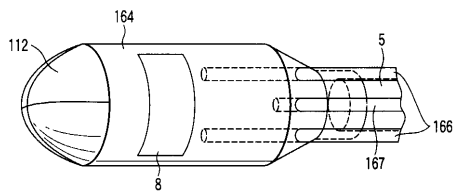
【図 4 2】



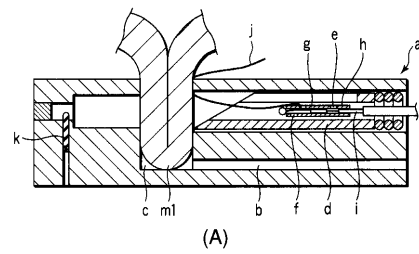
【図 4 3】



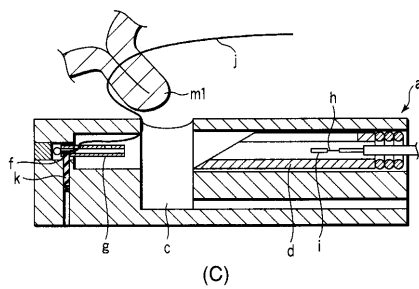
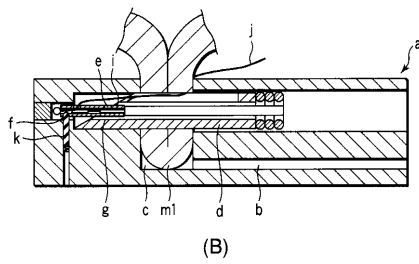
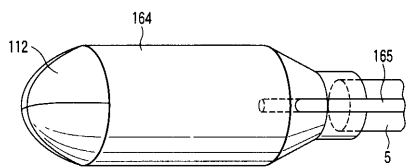
【図 4 4】



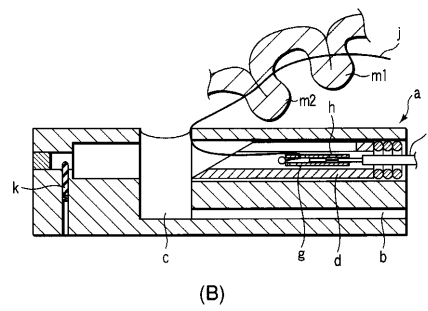
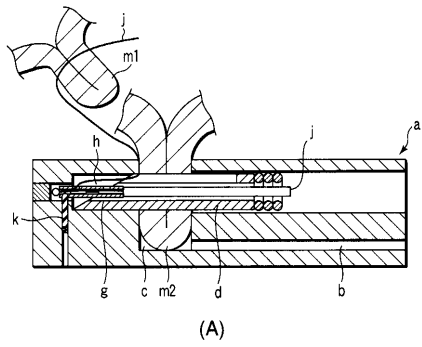
【図 4 6】



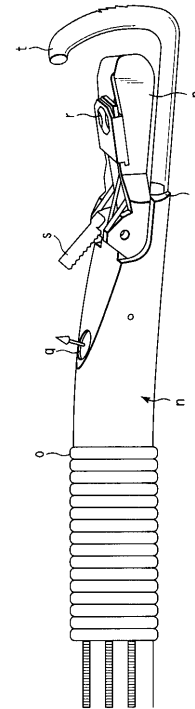
【図 4 5】



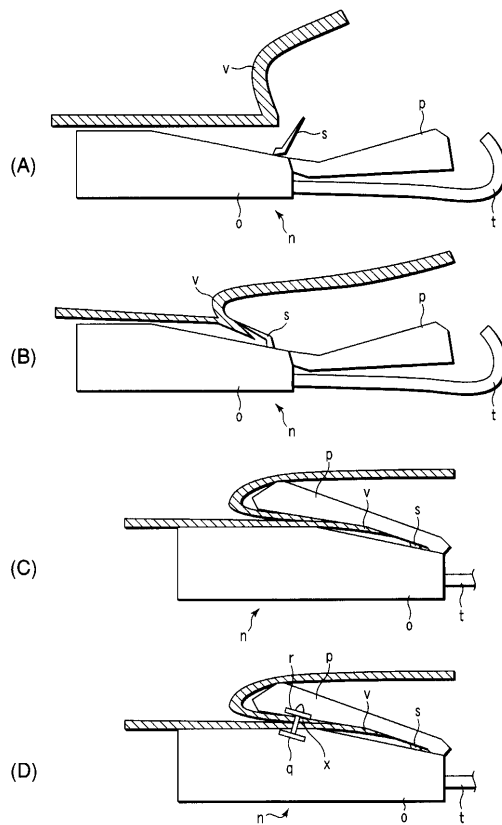
【図 47】



【図 48】



【図 49】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/24 (2006.01) G 0 2 B 23/24 A

(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

審査官 川端 修

(56)参考文献 特表平10-500318 (JP, A)

特表2001-502190 (JP, A)

特開2002-045369 (JP, A)

特開2000-197639 (JP, A)

国際公開第01/028432 (WO, A1)

国際公開第2001/089393 (WO, A1)

米国特許第05792153 (US, A)

国際公開第99/022649 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/04

A61B 1/00

A61B 17/221

A61B 17/32

A61B 18/14

G02B 23/24

专利名称(译)	用于活组织的治疗装置		
公开(公告)号	JP4363891B2	公开(公告)日	2009-11-11
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		
当前申请(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	A61B17/04 A61B1/00 A61B17/221 A61B17/32 A61B18/14 G02B23/24 A61B17/06 A61B17/22 A61B17/28		
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 A61B17/39.315 G02B23/24.A 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		
审查员(译)	川端修		
优先权	60/378548 2002-05-08 US		
其他公开文献	JP2004000601A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为生物组织提供一种低侵入性治疗设备，用于可靠地结扎或缝合患者体内的组织。解决方案：体腔内的组织从侧开口8被吸入外套管2的治疗管腔40中。针28刺入吸入的生物组织47a和47b中，并且安装在针28内的T形杆36是然后，T形杆36钩在生物组织47b上，并防止穿过生物组织47a和47b的线21a和21b脱落。 Z

