

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5544278号
(P5544278)

(45) 発行日 平成26年7月9日 (2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月16日 (2014.5.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 1 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-247206 (P2010-247206)
(22) 出願日 平成22年11月4日 (2010.11.4)
(65) 公開番号 特開2012-95889 (P2012-95889A)
(43) 公開日 平成24年5月24日 (2012.5.24)
審査請求日 平成25年9月17日 (2013.9.17)

(73) 特許権者 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100083286
弁理士 三浦 邦夫
(74) 代理人 100135493
弁理士 安藤 大介
(72) 発明者 佐藤 雅康
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡用穿刺針装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に超音波プローブを備える超音波内視鏡に設けた口金に対して着脱可能な筒状接続部と、

該筒状接続部に設けた、該筒状接続部を上記口金に接続したときに該筒状接続部の軸線回りの回転を規制する回転規制手段と、

一部が該筒状接続部内に位置すると共に先端が筒状接続部から突出し、かつ筒状接続部を上記口金に接続したときに上記超音波内視鏡の内部管路に進入する可撓性を有するシースと、

該シース内に進退可能に挿入した、該シースの形状に沿って変形可能な円筒形状の穿刺針と、

該穿刺針をその軸線回りに回転不能に支持し、該穿刺針の先端部がシースの先端から突出して上記超音波プローブと対向する突出位置と先端がシース内に収納される収納位置との間を該軸線方向に相対スライド可能かつ該軸線回りに相対回転不能として上記筒状接続部に支持したスライダと、

を備える穿刺針装置において、

上記穿刺針の外周面に形成した、微小凹凸を具備する凹凸形成領域と、

該外周面に形成した、該微小凹凸を具備しない凹凸非形成領域と、

を設け、

上記凹凸非形成領域が、上記超音波プローブ側の上記穿刺針の軸線を中心とする中心角

10

20

180°の領域であり、

上記凹凸形成領域が、上記超音波プローブと反対側の上記穿刺針の軸線を中心とする中心角180°の領域であることを特徴とする超音波内視鏡用穿刺針装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波内視鏡の内部管路に挿入して使用する超音波内視鏡用穿刺針装置に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献1には、挿入部の先端部に設けた超音波プローブと、操作部に突設した口金と、操作部と挿入部の内部に形成した口金から超音波プローブ側に延びて、その先端が挿入部の先端部の表面において開口する内部管路と、を具備する超音波内視鏡、及び、上記口金に着脱可能な穿刺針装置が開示してある。

この穿刺針装置は、本体部である筒状接続部と、筒状接続部の内部空間を通過して外部に突出するシースと、シース内に進退可能に挿入した穿刺針と、筒状接続部に対してスライド可能でかつ穿刺針の一端部を固定状態で支持するスライダと、を具備している。

穿刺針装置を使用する際には、筒状接続部の先端部を口金に対して固定状態で接続する。すると、シース（及び穿刺針）が口金の内部を通過して超音波内視鏡の内部管路に挿入し、シース（及び穿刺針）の先端部が内部管路の先端開口から外部に突出する。

この状態でスライダを筒状接続部に対して口金側にスライドさせると、穿刺針の先端部がシースの先端開口から突出して超音波プローブと対向する。穿刺針の先端部の外周面には超音波を反射させるための微小凹凸が形成してあるため、超音波プローブから超音波を発信すると、該超音波が該微小凹凸で反射して超音波プローブによって受信されるので、超音波内視鏡に接続したモニタには穿刺針の先端部の超音波画像が表示される。そのため術者はモニタを見ることにより、穿刺針の先端部の位置を認識しながら内視鏡術を行うことが可能である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第3904299号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

一般的に超音波内視鏡の上記内部管路の先端部を除く部分の軸線は挿入部の軸線と平行であるが、内部管路の先端部の軸線は挿入部の軸線に対して傾斜しているため、該内部管路の先端部とその直後に位置する部分との接続部は屈曲形状となっている。従って、シースの先端部を内部管路の先端開口から外部に突出させると、シースの先端近傍部は該屈曲形状部において屈曲する。そのため、この状態でスライダを筒状接続部に対して口金側にスライドさせて穿刺針の先端部をシースの先端開口から突出させると、穿刺針の先端近傍部も内部管路及びシースの上記屈曲形状部に合わせて屈曲するため、穿刺針の先端部の外周面の一部がシースの先端開口の周縁部に圧接する。

しかし穿刺針の先端部の外周面全体には上記微小凹凸が形成してあるため、微小凹凸とシースとの間で大きな摩擦抵抗が発生し、穿刺針の操作（スライダの操作）が不円滑になるおそれがある。

【0005】

本発明は、超音波内視鏡の先端近傍部が屈曲している内部管路に外周面に微小凹凸を有する穿刺針とシースを一緒に挿通したときに、穿刺針とシースの間に大きな摩擦抵抗を発生させることなく、穿刺針を超音波を利用して正確に認識できる超音波内視鏡用穿刺針装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の超音波内視鏡用穿刺針装置は、先端部に超音波プローブを備える超音波内視鏡に設けた口金に対して着脱可能な筒状接続部と、該筒状接続部に設けた、該筒状接続部を上記口金に接続したときに該筒状接続部の軸線回りの回転を規制する回転規制手段と、一部が該筒状接続部内に位置すると共に先端が筒状接続部から突出し、かつ筒状接続部を上記口金に接続したときに上記超音波内視鏡の内部管路に進入する可撓性を有するシースと、該シース内に進退可能に挿入した、該シースの形状に沿って変形可能な円筒形状の穿刺針と、該穿刺針をその軸線回りに回転不能に支持し、該穿刺針の先端部がシースの先端から突出して上記超音波プローブと対向する突出位置と先端がシース内に収納される収納位置との間を該軸線方向に相対スライド可能かつ該軸線回りに相対回転不能として上記筒状接続部に支持したスライダと、を備える穿刺針装置において、上記穿刺針の外周面に形成した、微小凹凸を具備する凹凸形成領域と、該外周面に形成した、該微小凹凸を具備しない凹凸非形成領域と、を設け、上記凹凸非形成領域が、上記超音波プローブ側の上記穿刺針の軸線を中心とする中心角180°の領域であり、上記凹凸形成領域が、上記超音波プローブと反対側の上記穿刺針の軸線を中心とする中心角180°の領域であることを特徴としている。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、回転規制手段を利用して筒状接続部を超音波内視鏡の口金に回転を規制した状態で接続したときに、超音波内視鏡の内部管路に挿入したシースの先端から穿刺針の先端部が突出すると、該先端部の外周面の凹凸非形成領域が超音波プローブと対向する。

一般的に超音波内視鏡の内部管路の先端部を除く部分の軸線は挿入部の軸線と平行であるが、内部管路の先端部の軸線は挿入部の軸線に対して傾斜しており、該内部管路の先端部とその直後に位置する部分との接続部は屈曲形状となっている。従って、シースの先端部を内部管路の先端開口から外部に突出させるとシースの先端近傍部が該屈曲形状部において屈曲するため、この状態で穿刺針の先端部をシースの先端開口から突出させようとすると、穿刺針の先端が内部管路及びシースの上記屈曲形状部に合わせて屈曲するため、穿刺針の外周面の凹凸非形成領域がシースの先端開口の周縁部に圧接することが多い。

しかし本発明の凹凸非形成領域は微小凹凸を具備していないため、穿刺針とシースの間に大きな摩擦抵抗が発生することなく、術者はスライダを円滑に操作できる。

また穿刺針の外周面の凹凸形成領域には超音波を反射するための微小突起が形成してあるため、術者は穿刺針を正確に認識できる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の一実施形態の超音波内視鏡と操作部最短状態の穿刺針装置の接続状態における側面図である。

【図2】操作部最短状態から伸張させた穿刺針装置の斜視図である。

【図3】口金の斜視図である。

【図4】口金の正面図である。

【図5】筒状接続部の斜視図である。

【図6】筒状接続部の正面図である。

【図7】図6のVII-VII矢線に沿う断面図である。

【図8】図1のVIII-VIII矢線に沿う、ロック部材が抜止位置に位置するときの断面図である。

【図9】ロック部材が挿脱許容位置に位置するときの図8と同様の断面図である。

【図10】図1のX-X矢線に沿う、ロック部材が抜止位置に位置するときの断面図である。

【図11】ロック部材が挿脱許容位置に位置するときの図10と同様の断面図である。

【図 1 2】超音波内視鏡の先端部の一部を破断して示す拡大側面図である。

【図 1 3】図 1 2 のXIII矢線方向見たときの超音波内視鏡の挿入部を省略して示す拡大図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、添付図面を参照しながら本発明の一実施形態を説明する。なお、以下の説明中の前後方向は、超音波内視鏡 10 については挿入部 13 の先端部側を「前方」、操作部 11 側を「後方」と定義し、穿刺針装置 30 については穿刺針 51 の先端側を「前方」、スタイレット支持キャップ 55 側を「後方」としている。まず、穿刺針装置 30 を着脱可能な超音波内視鏡 10 の構造について説明する。

超音波内視鏡 10 は、操作部 11 と、操作部 11 から前方に延びかつ先端に超音波プローブ 12 を備える挿入部 13 と、共に操作部 11 から挿入部 13 と反対側に延びるライトガイド用チューブ及び超音波画像伝送用チューブ（いずれも図示略）と、を備え、ライトガイド用チューブと超音波画像伝送用チューブの端部には光源用コネクタと超音波画像用コネクタがそれぞれ設けてある。挿入部 13 の先端部近傍をなす湾曲部 14 は、操作部 11 に設けた湾曲操作レバー 15 の回転操作に応じて上下方向に湾曲する。操作部 11 には処置具挿通用突部 16 が突設してあり、処置具挿通用突部 16 の後端面には略円筒形状をなしかつ両端が開口する口金 17 が突設してある。図 3 及び図 4 等に示すように、口金 17 の外周面の先端部近傍には、円の両側部を該円の中心点に関して対称をなす一対の円弧（2つの円弧の長さは同一）に沿って切り落とした非円形形状の鏝部（回転規制手段）18 が一体的に突設してある。また、口金 17 の外周面には鏝部 18 と軸線方向の位置をずらして正面視円形の環状フランジ 19 が突設してある。この環状フランジ（フランジ）19（及びその鏝部 18 側の面）は口金 17 の軸線に対して直交している。さらに、操作部 11 及び挿入部 13 の内部には、一端が口金 17 に接続し他端が挿入部 13 に超音波プローブ 12 の直後に位置させて形成した処置具用開口 21 に接続する内部管路 20（図 1 参照）が設けてある。内部管路 20 の前端部 20a 及び後端部を除く部分は挿入部 13 の軸線と平行に延びているが、図 1 2 に示すように内部管路 20 の前端部 20a の近傍部は屈曲しており、内部管路 20 の前端部 20a の軸線は挿入部 13 の軸線に対して傾斜している。

超音波画像用コネクタを超音波診断装置（図示略）に接続すると共に超音波診断装置を CRT モニタに接続し、さらに超音波プローブ 12 にゴム製のバルーン（図示略）を被せた上で、該超音波診断装置の超音波スイッチを押すと、超音波プローブ 12 の表面から被検部に向けて超音波が発信され、被検部によって反射された超音波を超音波プローブ 12 が受信する。挿入部 13、操作部 11 及び超音波画像伝送用チューブの内部には超音波プローブ 12 と超音波画像用コネクタを接続する超音波画像伝送用ケーブル（図示略）が設けてあるので、超音波プローブ 12 が受信した超音波画像は超音波診断装置により電氣的に処理された上で CRT モニタに表示される。

【0011】

続いて穿刺針装置 30 の構造について説明する。

穿刺針装置 30 は硬質樹脂（PC（ポリカーボネイト）や、ノリル等の EOG 滅菌可能な樹脂材料）によって成形した略円筒形状の筒状接続部 31 を有している。筒状接続部 31 の内部空間の前部を除く部分は断面円形のスライダ支持孔 32 となっており、筒状接続部 31 の後部にはスライダ支持孔 32 と外部空間を連通する雌ねじ孔 33 が貫通孔として形成してある。スライダ支持孔 32 の前端部は、スライダ支持孔 32 より小径かつ同心をなす中間円形孔 34 と連通しており、筒状接続部 31 の前端部には口金 17 の環状フランジ 19 と同じ断面形状である倒れ防止用凹部 35 が凹設してある。中間円形孔 34 と倒れ防止用凹部 35 の間には、正面形状が口金 17 の鏝部 18 と同一であり、かつ中間円形孔 34 及び倒れ防止用凹部 35 より小寸である非円形孔（回転規制手段）36 が中間円形孔 34 及び倒れ防止用凹部 35 と同心をなすように形成してある。倒れ防止用凹部 35 の底面（後面）は筒状接続部 31 の軸線に対して直交する平面である挿入規制面（挿入規制部

） 37となっている。筒状接続部31の前部には、筒状接続部31を筒状接続部31の軸線に対して直交する方向に貫通する互いに平行な一対の貫通支持孔38A、38Bが形成してある。

【0012】

筒状接続部31のスライダ支持孔32には、筒状接続部31の後端開口から硬質樹脂（PC等）からなる筒状部材である第1スライダ40がスライド自在かつ自身の軸線回りに相対回転不能として挿入してある。第1スライダ40は前後両端が開口しており、その外径はスライダ支持孔32の径と略同一である。第1スライダ40の後端部にはスライダ支持孔32より大径の筒状部材である硬質樹脂製の第1ストッパ部材41が固定してある。従って第1スライダ40は、第1ストッパ部材41が筒状接続部31の後端面に当接する最大押込位置（突出位置）と、図示を省略したストッパによってそれ以上の後方移動が規制される最大引出位置（収納位置）との間を筒状接続部31に対してスライド可能であり、かつスライダ支持孔32に挿入（螺合）した第1固定ねじ部材43のボルトの先端面（内端面）を第1スライダ40の外周面に圧接することにより、第1スライダ40の筒状接続部31に対する位置を固定可能である。第1ストッパ部材41の内面には樹脂等の可撓性材料からなり両端が開口するシース44の後端部が、第1スライダ40と同心状態で固定してある。このシース44の前部はスライダ支持孔32、中間円形孔34、非円形孔36及び倒れ防止用凹部35を通して筒状接続部31の前方に突出している。そのため、シース44の筒状接続部31に対する突出量は、第1スライダ40及び第1ストッパ部材41の筒状接続部31に対するスライド位置を変化させることにより調整可能である。

【0013】

第1スライダ40の内部空間には、第1スライダ40の内径より小径の硬質樹脂（PC等）からなる筒状部材である第2スライダ45がスライド自在に挿入してある。第2スライダ45は前後両端が開口しており、第2スライダ45の後端部には硬質樹脂（PC（ポリカーボネイト）やノリル等）からなる後端固定部材46が固定してある。後端固定部材46は後部が前部に比べて小径の筒状部材であり、後端固定部材46の後部の外周面には雄ねじが形成してある。さらに、第2スライダ45の外周面には第2スライダ45に対してスライド可能な硬質樹脂製（PC等）の第2ストッパ部材48がスライド自在に装着してある。第2ストッパ部材48には、第2ストッパ部材48を径方向に貫通する雌ねじ孔（図示略）が形成してあり、この雌ねじ孔には第1固定ねじ部材43と同様の第2固定ねじ部材49が挿入（螺合）してある。従って、第2ストッパ部材48の第2スライダ45に対するスライド位置は、第2固定ねじ部材49のボルトの先端面（内端面）を第2スライダ45の外周面に圧接することにより固定可能である。第2スライダ45及び後端固定部材46は、第2ストッパ部材48が第1ストッパ部材41の後端面に当接する押込位置と、図示を省略したストッパによって第2スライダ45の第1スライダ40及び第1ストッパ部材41に対するそれ以上の後方移動が規制される最大引出位置との間を第1スライダ40及び第1ストッパ部材41に対してスライド可能である。さらに、第2ストッパ部材48の第2スライダ45に対するスライド位置を調整することにより、上記押込位置を調整することも可能である。後端固定部材46の内面には可撓性を有する中空の金属材からなりかつ後端が開口する円筒形状の穿刺針51の後端部が同心状態で固定してあり、該穿刺針51の前端には開口52が形成してある。さらに図12、図13に示すように穿刺針51の前端部の外周面にはサンドブラスト等を利用することによって、超音波プローブ12から発射された超音波を反射するための微小凹凸が形成してある。この微小凹凸は該前端部の外周面全体に形成してあるのではなく、穿刺針51を前方（開口52側）から穿刺針51の軸線に沿って見たときに第1固定ねじ部材43側に位置する半円周領域（該軸線を中心とする中心角180°の領域）である凹凸形成領域53にのみ形成してあり、該前端近傍部の外周面の残りの領域は微小凹凸が形成されていない凹凸非形成領域54となっている。穿刺針51はシース44の内部にスライド可能に挿通してあるので、第2スライダ45（後端固定部材46）の第1スライダ40に対するスライド位置を変化させることにより、穿刺針51の前端部をシース44の前端開口から出沒させることが出来る。

さらに、後端固定部材４６の後部の上記雄ねじには、硬質樹脂製（例えばＰＯＭ等）の筒状部材であるスタイレット支持キャップ５５の内周面に形成した雌ねじが着脱可能に螺合してある。スタイレット支持キャップ５５には可撓性部材であるスタイレット５６の後端が固定してあり、スタイレット５６は穿刺針５１の後端開口から穿刺針５１の内部空間に相対移動可能に挿入してある。

【００１４】

筒状接続部３１の貫通支持孔３８Ａ、及び、貫通支持孔３８Ｂには硬質樹脂のロック部材６０が設けてある。

ロック部材６０は貫通支持孔３８Ａと貫通支持孔３８Ｂにそれぞれ挿入した棒状部材でありかつ真鍮もしくはＳＵＳ等の金属材料からなる一対のスライド部材６１と、各スライド部材６１の一方の端部どうしを接続する硬質樹脂（例えばＰＣ等）からなる摘み部６６と、スライド部材６１の他方の端部どうしを接続する硬質樹脂（例えばＰＣ等）からなる摘み部６８と、を具備している。

図８及び図９に示すように、一対のスライド部材６１は貫通支持孔３８Ａ、３８Ｂと同じ断面形状であるストッパ部６２と、貫通支持孔３８Ａ、３８Ｂより断面形状が小さい（細い）通過許容部６３とを有しており、ストッパ部６２の先端部にはストッパ部６２より狭幅の係合突部６４が突設してあり、通過許容部６３の先端部には通過許容部６３より狭幅の係合突部６５が突設してある。摘み部６６には係合突部６４が着脱自在に嵌合可能な一対の取付孔６７が形成してあり、摘み部６８には係合突部６５が着脱自在に嵌合可能な一対の取付孔６９が形成してある。

ロック部材６０を筒状接続部３１に装着するには、摘み部６６の取付孔６７に一対の係合突部６４をそれぞれ嵌合した状態で、一対の通過許容部６３及び係合突部６５を貫通支持孔３８Ａと貫通支持孔３８Ｂにそれぞれ挿入する。そして、各係合突部６５を貫通支持孔３８Ａ、３８Ｂの外側に突出させた後に、各係合突部６５に摘み部６８の取付孔６９を嵌合する。このようにロック部材６０は、スライド部材６１と摘み部６６と摘み部６８からなる簡単な構造なので、部品点数が少なく組み付け作業は容易である。また、組み付けと逆の手順により簡単に分離することも出来る。

【００１５】

続いて穿刺針装置３０の口金１７に対する着脱要領と穿刺針装置３０の使用要領について説明する。

超音波内視鏡１０から分離されている穿刺針装置３０を超音波内視鏡１０の口金１７に接続するには、まず摘み部６８を筒状接続部３１に対して摘み部６６側に押圧することにより、ロック部材６０を図９及び図１１に示す挿脱許容位置に移動させる。次いで、筒状接続部３１を口金１７と同軸上に位置させかつ筒状接続部３１の非円形孔３６の向きを口金１７の鰐部１８と同じ向きにした上で筒状接続部３１の倒れ防止用凹部３５を口金１７に接近させ、倒れ防止用凹部３５を口金１７の鰐部１８に被せる。図９に示すように、一対の通過許容部６３間の間隔は非円形孔３６及び鰐部１８の同方向の寸法より長い。従って、筒状接続部３１をさらに口金１７側に接近させて口金１７を筒状接続部３１内の所定位置まで挿入すれば、鰐部１８は一対の通過許容部６３間を通過して筒状接続部３１の非円形孔３６に嵌合し、かつ環状フランジ１９の周面が倒れ防止用凹部３５の内周面である環状面に面接触すると共に環状フランジ１９の鰐部１８側の面が挿入規制面３７に面接触する（図９及び図１１参照）。この状態で摘み部６６を筒状接続部３１に対して摘み部６８側に押圧して図８に示す抜止位置まで移動させれば、一対のストッパ部６２が鰐部１８の環状フランジ１９側の面に接触する（図８及び図１０参照）。

このような状態になると、筒状接続部３１の口金１７に対する脱出方向（スタイレット支持キャップ５５側への移動）は一対のストッパ部６２と口金１７の当接によって規制され、筒状接続部３１の口金１７への挿入方向（シース４４及び穿刺針５１の先端側への移動）は環状フランジ１９と挿入規制面３７の当接によって規制されるので、筒状接続部３１の口金１７に対する軸線方向への移動は完全に防止される。さらに、互いに同一形状かつ非円形形状である鰐部１８と非円形孔３６が互いに嵌合するので、筒状接続部３１の口

金 17 に対する軸線回りの回転も完全に防止される。しかも、口金 17 に鍔部 18 とは軸線方向位置をずらして形成した環状フランジ 19 と挿入規制面 37 が面接触し、かつ環状フランジ 19 の周面が倒れ防止用凹部 35 の内周面に面接触するので、筒状接続部 31 の口金 17 に対する倒れも完全に防止される。

【0016】

このように穿刺針装置 30 を口金 17 (超音波内視鏡 10) に対して固定すると、図 12、図 13 に示すようにシース 44 の前端部が内部管路 20 の内部を通して処置具用開口 21 の外部に突出するので、シース 44 の前端近傍部は内部管路 20 の前端近傍の屈曲部において屈曲し、シース 44 の前端部は前端部 20a と略平行をなしながら処置具用開口 21 から外部に突出する。この状態で第 1 スライダ 40 を筒状接続部 31 に対して上記最大押込位置側にスライドさせると穿刺針 51 がシース 44 に対して前方にスライドするので、図 12 に示すように穿刺針 51 の前端部がシース 44 の前端開口から外部に突出する。穿刺針 51 はシース 44 の形状に合わせて変形可能なので、穿刺針 51 はシース 44 の屈曲部を通過するとき該屈曲部の形状に合わせて屈曲する。そのため穿刺針 51 の前端部はシース 44 の前端部と略平行となり、さらに穿刺針 51 の前端部の凹凸非形成領域 54 がシース 44 の前端開口の超音波プローブ 12 側の部分 (図 12、図 13 に点 A で示した部分) に摺接する。しかし凹凸非形成領域 54 には上記微小凹凸が形成されていないため、穿刺針 51 とシース 44 の間に大きな摩擦抵抗が発生することなく、術者は第 1 スライダ 40 (及び穿刺針 51) を円滑に操作できる。

その一方で、超音波プローブ 12 から発射された超音波は穿刺針 51 の凹凸形成領域 53 によって反射され超音波プローブ 12 によって受信されるので、CRT モニタには穿刺針 51 の前端部の超音波画像が明瞭に表示される。しかも凹凸形成領域 53 は穿刺針 51 の外周面の半円周領域 (穿刺針 51 の軸線を中心とする超音波プローブ 12 と反対側の中心角 180° の領域) に形成してあるので、CRT モニタには穿刺針 51 の前端部の幅全体の形状が表示される。このように術者は CRT モニタを見ることにより穿刺針 51 の前端部の位置及び形状を正確に認識できるので、内視鏡術を正確に行うことが可能である。

【0017】

穿刺針装置 30 による処置が完了した場合や、口金 17 に穿刺針装置 30 とは別の処置具を挿入したい場合は、まず摘み部 68 を筒状接続部 31 に対して摘み部 66 側に押圧することにより、ロック部材 60 を図 9 及び図 11 に示す挿脱許容位置まで移動させる。すると、上述のように一对のストッパ部 62 が鍔部 18 の環状フランジ 19 側の面から側方に移動し口金 17 の鍔部 18 が一对の通過許容部 63 間を通過可能になる。従って、筒状接続部 31 をその軸線に沿ってスタイレット支持キャップ 55 側に移動させると、口金 17 の鍔部 18 が非円形孔 36 から脱出するので、筒状接続部 31 の口金 17 からの取り外し作業が完了する。

【0018】

以上、上記実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は様々な変更を施しながら実施可能である。

例えば穿刺針装置 30 を口金 17 に対して回転を規制した状態で固定するための構成 (回転規制手段) は上記実施形態のものでなくてもよく、例えば筒状接続部 31 の先端部と口金 17 とに形成した互いに螺合するねじ溝であってもよい。

さらに凹凸形成領域 53 の微小凹凸をサンドブラスト以外の製法で形成してもよい。

【符号の説明】

【0019】

- 10 超音波内視鏡
- 11 操作部
- 12 超音波プローブ
- 13 挿入部
- 14 湾曲部
- 15 湾曲操作レバー

10

20

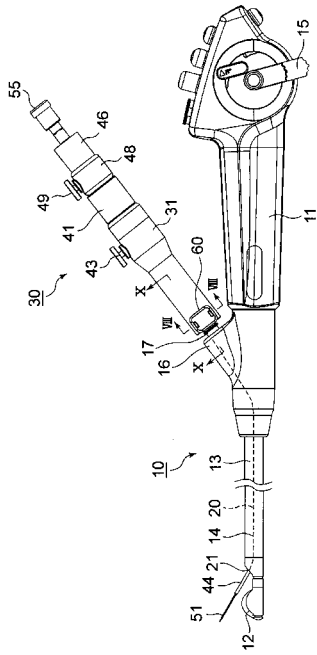
30

40

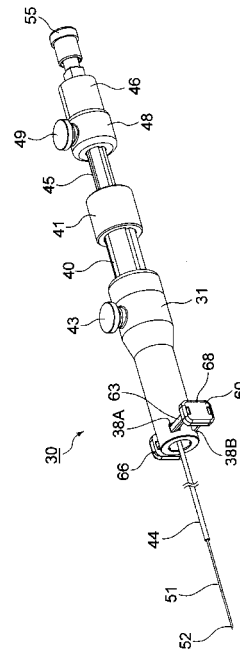
50

1 6	処置具挿通用突部	
1 7	口金	
1 8	鏢部（回転規制手段）	
1 9	環状フランジ（フランジ）	
2 0	内部管路	
2 0 a	前端部	
2 1	処置具用開口	
3 0	穿刺針装置	
3 1	筒状接続部	
3 2	スライダ支持孔	10
3 3	雌ねじ孔	
3 4	中間円形孔	
3 5	倒れ防止用凹部	
3 6	非円形孔（回転規制手段）	
3 7	挿入規制面（挿入規制部）	
3 8 A	3 8 B 貫通支持孔	
4 0	第 1 スライダ	
4 1	第 1 ストップ部材	
4 3	第 1 固定ねじ部材	
4 4	シース	20
4 5	第 2 スライダ	
4 6	後端固定部材	
4 8	第 2 ストップ部材	
4 9	第 2 固定ねじ部材	
5 1	穿刺針	
5 2	開口	
5 3	凹凸形成領域	
5 4	凹凸非形成領域	
5 5	スタイレット支持キャップ	
5 6	スタイレット	30
6 0	ロック部材	
6 1	スライド部材	
6 2	ストップ部	
6 3	通過許容部	
6 4	6 5 係合突部	
6 6	6 8 摘み部	
6 7	6 9 取付孔	

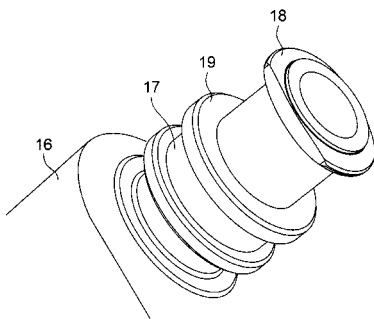
【図 1】



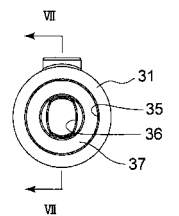
【図 2】



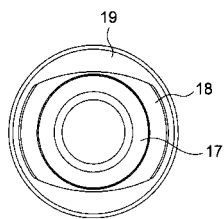
【図 3】



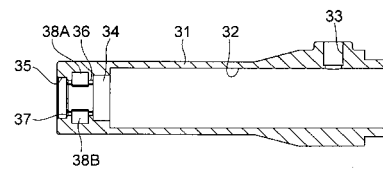
【図 6】



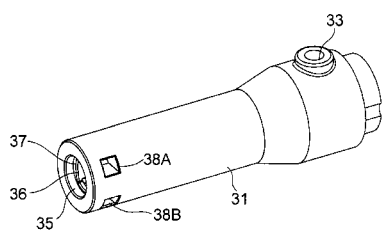
【図 4】



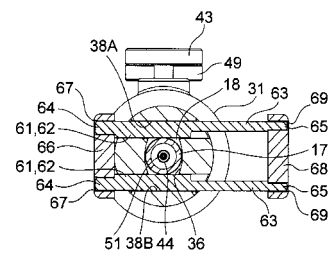
【図 7】



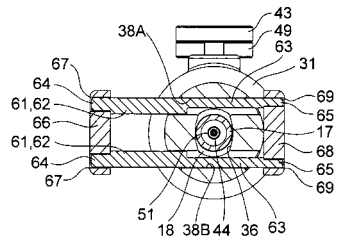
【図 5】



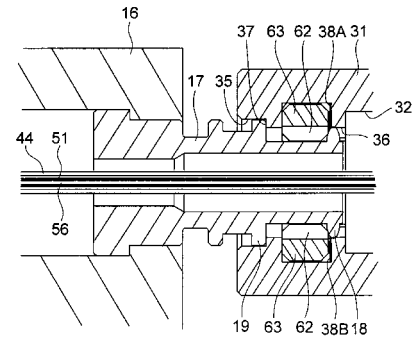
【図 8】



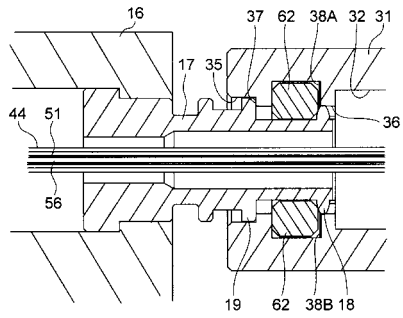
【図 9】



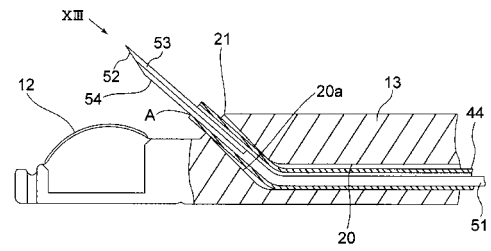
【図 11】



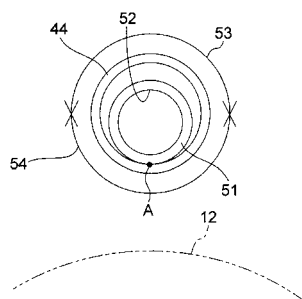
【図 10】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特許第3904299 (JP, B2)
特開平10-118072 (JP, A)
特開2003-144436 (JP, A)
特開2010-193928 (JP, A)
特開2005-349121 (JP, A)
特開2009-028253 (JP, A)
特開平06-327671 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12

专利名称(译)	超声波内视镜用穿刺针装置		
公开(公告)号	JP5544278B2	公开(公告)日	2014-07-09
申请号	JP2010247206	申请日	2010-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	佐藤雅康		
发明人	佐藤 雅康		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/GA27		
代理人(译)	三浦邦夫 安藤大辅		
其他公开文献	JP2012095889A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当在外周表面上具有细微凹凸的穿刺针和护套一起插入内部管道中时，在穿刺针和护套之间提供摩擦阻力，其中超声波内窥镜的尖端附近弯曲本发明提供一种超声波内窥镜用穿刺针装置，其能够在不产生穿刺针的情况下使用超声波准确地识别穿刺针。在超声波探头12的与超声波探头12相对的一侧的穿刺针51的外周面的至少一部分上形成有微小凹凸的凹凸形成区域53和在外周面上与超声波探头相对的区域并且，凹凸非形成区域54形成在凹凸非形成区域54的至少一部分上，并且不具有微小的凹凸。The 12

