

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5642905号
(P5642905)

(45) 発行日 平成26年12月17日 (2014. 12. 17)

(24) 登録日 平成26年11月7日 (2014. 11. 7)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

請求項の数 10 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2014-520459 (P2014-520459)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成25年11月8日 (2013. 11. 8)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/080222		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02014/091846	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成26年6月19日 (2014. 6. 19)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成26年4月28日 (2014. 4. 28)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2012-271651 (P2012-271651)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成24年12月12日 (2012. 12. 12)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 篠浦 治
早期審査対象出願		(72) 発明者	松井 祥一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	仁科 研一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 穿刺具及び超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端側が側面で開口しているチャンネルを内部に有する管状部と、
 前記管状部の先端面に配置され、被検体に穿刺するための穿刺部と、
 前記穿刺部の側面に設けられた前記チャンネルの開口部と、
 前記チャンネルに挿通可能であり、前記チャンネルに挿通されたときに先端部の遠位端部が前記チャンネルの先端側内壁部にぶつかることで、湾曲した状態で前記開口から露出する切削部を形成するブレードと、
 前記穿刺部と電源とを電氣的に接続するための第1電源接続部と、
 を有することを特徴とする穿刺具。

【請求項 2】

前記ブレードの前記切削部と前記電源とを電氣的に接続するための第2電源接続部を有することを特徴とする請求項1に記載の穿刺具。

【請求項 3】

前記ブレードの前記切削部と前記電源との電氣的接続、および、前記穿刺部と前記電源との電氣的接続、を切り替える切替部、を有することを特徴とする請求項2に記載の穿刺具。

【請求項 4】

前記針管は、前記ブレードよりも電気抵抗が高いことを特徴とする請求項2に記載の穿刺具。

【請求項 5】

前記管状部は金属から成り、

前記チャンネルの内周には前記金属を酸化させた酸化層が配置されていることを特徴とする請求項 4 に記載の穿刺具。

【請求項 6】

前記ブレードは、湾曲形状の前記切削部が形成されたときに、前記ブレードの先端が前記開口部から飛び出さないようにするため前記遠位端部が前記チャンネルの先端側内壁部にぶつかった後に前記管状部の側面方向に移動することを規制する飛び出し防止部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺具。

【請求項 7】

前記開口部の穿刺部側の端面は、湾曲形状の前記切削部が形成されたときに、前記遠位端部が前記開口部から飛び出さないようにするため前記開口部の穿刺部側の断面が鋭角となるような傾斜面を有することを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺具。

【請求項 8】

超音波反射加工が、前記開口部の周囲の前記穿刺部の表面、及び前記切削部の表面に施されていることを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺具。

【請求項 9】

前記チャンネルに連通するように前記管状部の基端側に配置され、吸引装置に接続される吸引装置接続部を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺具。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の穿刺具と、

前記穿刺具に向けて超音波を送信し、前記穿刺具から反射した超音波を受信する超音波観察部と、

を含むこと特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、穿刺具及び超音波内視鏡に関し、特に、抜去時の生きている病変細胞の付着を防止しつつ病変部の縮小化をすることができる穿刺具及び超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、腫瘍等の病変部に対する治療法、苦痛軽減方法として、一般に、放射線療法、化学療法、物理療法等がある。物理療法として腫瘍などの病変部の根治のためには、病変部を切除する外科手術が好ましい。

【0003】

例えば、特開 2000-116657 号公報には、病変部を切除する切開生検装置が提案されている。その切開生検装置の場合、生検装置の先端部に設けられた薄いリボン状の切断工具を曲げて、その曲がった切断工具を回転させることにより病変部は、切除される。

【0004】

その切除された病変部は、切断工具に接合された袋状の組織収容装置内に収容され、切開生検装置全体が体外に引き出されることによって、切除されて取り出される。

【0005】

しかし、上記提案の切開生検装置を用いて、病変細胞を含む生体組織を体外に取り出す場合、体外へ引き出されるまでの間に、生きた病変細胞が切開された部位の生体組織中に付着してしまう虞がある。

【0006】

そこで、本発明は、病変部に穿刺されて病変部の内部を削り取ることにより病変部を縮小させることができ、かつその病変部から抜去する際に切開された部位に生きている病変細胞が付着することを防止することができる穿刺具及びその穿刺具を含む超音波内視鏡を

10

20

30

40

50

提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様によれば、先端側が側面で開口しているチャンネルを内部に有する管状部と、前記管状部の先端面に配置され、被検体に穿刺するための穿刺部と、前記穿刺部の側面に設けられた前記チャンネルの開口部と、前記チャンネルに挿通可能であり、前記チャンネルに挿通されたときに先端部の遠位端部が前記チャンネルの先端側内壁部にぶつかることで、湾曲した状態で前記開口から露出する切削部を形成するブレードと、前記穿刺部と電源とを電氣的に接続するための第1電源接続部と、を有する穿刺具を提供することができる。

10

【0008】

本発明の一態様によれば、本発明の穿刺具と、前記穿刺具に向けて超音波を送信し、前記穿刺具から反射した超音波を受信する超音波観察部と、を含む超音波内視鏡を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係わる超音波内視鏡を用いた手術システムの構成を示す構成図である。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係わる、穿刺具挿入部9Aの先端部の平面図である。

20

【図3】図2のI I I - I I I線に沿った穿刺具挿入部9Aの先端部の断面図である。

【図4】図2のI V - I V線に沿った穿刺具挿入部9Aの先端部の断面図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係わる、ブレード22の先端部の斜視図である。

【図6】本発明の第1の実施の形態に係わる穿刺具操作部9Bの外観図である。

【図7】図6のV I I - V I I線に沿った穿刺具操作部9Bの断面図である。

【図8】本発明の第1の実施の形態に係わる、シース41が先端硬質部14の処置具開口から最も突出した状態における穿刺具操作部9Bの断面図である。

【図9】本発明の第1の実施の形態に係わる、シース41と針管21が先端硬質部14の処置具開口から最も突出した状態における穿刺具操作部9Bの断面図である。

30

【図10】本発明の第1の実施の形態に係わる、シース41と針管21が先端硬質部14の処置具開口から最も突出し、ブレード22を先端硬質部14の処置具開口から1段だけ突出した状態における穿刺具操作部9Bの断面図である。

【図11】本発明の第1の実施の形態に係わる、シース41と針管21が先端硬質部14の処置具開口から最も突出し、ブレード22を先端硬質部14の処置具開口から最も突出した状態における穿刺具操作部9Bの断面図である。

【図12】本発明の第1の実施の形態に係わる、ブレード先端部22aが内部空間21dの先端部21d1に当接するが、ブレード先端部22aは湾曲していない状態を示す断面図である。

【図13】本発明の第1の実施の形態に係わる、ブレード先端部22aが内部空間21dの先端部21d1に当接して、さらにブレード22がさらに先端側に押し出されて、ブレード先端部22aが湾曲している状態を示す断面図である。

40

【図14】本発明の第1の実施の形態に係わる、膀胱と胃を含む人体の模式的説明図である。

【図15】本発明の第1の実施の形態に係わる、膀胱Pの病変部である腫瘍部Paを縮小する手技の流れを説明するための図である。

【図16】本発明の第1の実施の形態に係わる、ブレード先端部22aの突出状態を説明するための図である。

【図17】本発明の第1の実施の形態に係わる、モニタ7に表示される超音波画像の例を示す図である。

50

【図１８】本発明の第１の実施の形態に係わる、ブレード先端部２２ａの動きを説明するための図である。

【図１９】本発明の第１の実施の形態に係わる、生理食塩水又はエタノールの注入を説明するための図である。

【図２０】本発明の第１の実施の形態に係わる、生理食塩水又はエタノールが注入されたときのモニタ７に表示される超音波画像の例を示す図である。

【図２１】本発明の第１の実施の形態に係わる、剥離した腫瘍組織片の回収を説明するための図である。

【図２２】本発明の第１の実施の形態に係わる、剥離した腫瘍組織片が回収されたときのモニタ７に表示される超音波画像の例を示す図である。

10

【図２３】本発明の第１の実施の形態の変形例１に係る穿刺具挿入部９Ａ１の針管先端部２１ｂ１の平面図である。

【図２４】本発明の第１の実施の形態の変形例２に係る穿刺具挿入部９Ａ２の針管先端部２１ｂ２の平面図である。

【図２５】図２４のＸＸＶ－ＸＸＶ線に沿った断面図である。

【図２６】本発明の第１の実施の形態の変形例３のブレード先端部２２ａの斜視図である。

【図２７】本発明の第１の実施の形態の変形例４のブレード先端部２２ａの斜視図である。

【図２８】本発明の第１の実施の形態の変形例４に係る、ブレード先端部２２ａの球形の拡張部２２ａ１２が内部空間２１ｄの先端部２１ｄ１に当接して、さらにブレード２２がさらに先端側に押し出されて、ブレード先端部２２ａが湾曲している状態を示す断面図である。

20

【図２９】図２８のＸＸＩＸ－ＸＸＩＸ線に沿った穿刺具挿入部９Ａの先端部の断面図である。

【図３０】本発明の第１の実施の形態の変形例５に係る超音波内視鏡を用いた手術システム１Ａの構成を示す構成図である。

【図３１】本発明の第１の実施の形態の変形例５に係る穿刺具操作部９ＢＸの外観図である。

【図３２】図３１のＸＸＸＩＩ－ＸＸＸＩＩ線に沿った穿刺具操作部９Ｂの断面図である。

30

【図３３】本発明の第２の実施の形態に係る、針管２１の軸方向に直交する平面で針管先端部２１ｂを切ったときの、穿刺具の先端部の断面図である。

【図３４】本発明の第２の実施の形態に係る、ブレード先端部２２ａに刃部を２個所に設けた場合の、針管２１の軸方向に直交する平面で針管先端部２１ｂを切ったときの、穿刺具の変形例の先端部の断面図である。

【図３５】本発明の第２の実施の形態に係る、軸方向に沿った穿刺具操作部９Ｂ１の断面図である。

【図３６】本発明の第３の実施の形態に係る針管先端部７１の平面図である。

【図３７】図３６のＸＸＸＶＩ－ＸＸＸＶＩ線に沿った針管先端部７１の断面図である。

40

【図３８】本発明の第３の実施の形態に係るブレード先端部の斜視図である。

【図３９】本発明の第３の実施の形態に係る、ブレード先端部が開口部から突出したときの針管先端部７１の断面図である。

【図４０】本発明の第３の実施の形態の変形例に係る針管先端部の軸方向に沿った断面図である。

【図４１】図４０のブレード先端部が開口部から突出したときの、針管の軸方向に沿った針管先端部の断面図である。

【図４２】本発明の第３の実施の形態の変形例に係る、ブレード２２のブレード先端部７４の上面側からの斜視図である。

50

【図４３】本発明の第３の実施の形態の変形例に係る、ブレード先端部７４の下面側からの斜視図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

なお、以下の説明に用いる各図においては、各構成要素を図面上で認識可能な程度の大ききさとするため、構成要素毎に縮尺を異ならせてあるものであり、本発明は、これらの図に記載された構成要素の数量、構成要素の形状、構成要素の大きさの比率、及び各構成要素の相対的な位置関係のみに限定されるものではない。

【００１１】

10

（第１の実施の形態）

（手術システムの構成）

図１は、本第１の実施の形態に係わる超音波内視鏡を用いた手術システムの構成を示す構成図である。

【００１２】

図１に示すように、手術システム１は、超音波内視鏡２と、ビデオプロセッサ３と、光源装置４と、モニタ５と、超音波観測装置６と、モニタ７と、高周波電源装置８と、処置具である穿刺具９とを有して構成されている。

【００１３】

超音波内視鏡２は、細長い内視鏡挿入部１１と、内視鏡操作部１２と、ユニバーサルコード１３とを有して構成されている。内視鏡挿入部１１の先端部には、先端硬質部１４が設けられている。内視鏡操作部１２の先端側には、処置具挿通口１２ａが設けられており、超音波内視鏡２は、処置具挿通口１２ａに穿刺具９を取り付けることができるように構成されている。ただし、超音波内視鏡と穿刺具９とは一体となってもよい。

20

また、図示しないが、先端硬質部１４には、光源装置４からの照明光を出射する照明窓と、観察窓と、観察窓の後側に設けられた撮像素子と、超音波振動部１４ａ（図１５）が設けられている。すなわち、超音波内視鏡２は、穿刺具９に向けて超音波を送信し、穿刺具９から反射した超音波を受信する超音波観察部としての超音波振動部１４ａを有する。

【００１４】

術者SGは、超音波内視鏡２の内視鏡操作部１２を一方の手で把持し、他方の手で内視鏡挿入部１１を把持して、ベッド１５上の患者PAの口から内視鏡挿入部１１を挿入する。光源装置４からの照明光で照射された体内は、内視鏡挿入部１１の先端部の撮像素子で撮像される。撮像素子からの撮像信号は、ビデオプロセッサ３で画像処理されて、内視鏡画像がモニタ５に表示される。また、内視鏡挿入部１１の先端部の超音波振動部により得られた超音波映像信号は、超音波観測装置６で画像処理されて、超音波画像がモニタ７に表示される。

30

【００１５】

よって、術者SGは、モニタ５に表示された内視鏡光学画像を見ながら、内視鏡挿入部１１の挿入操作等を行うことができると共に、モニタ７に表示された超音波画像を見ながら、穿刺具９を用いた病変部の処置を行うことができる。

40

【００１６】

後述するように、穿刺具９は、高周波電流を用いた処置を行うことができ、かつ穿刺具９の針管２１（図２）を生体組織から引き抜くとき、病変細胞付着防止のために、針管２１に高周波電流を流すことができる。穿刺具９は、２本のケーブル９ａ、９ｂと、２本のケーブル９ａ、９ｂの端部に設けられた２つのコネクタ９ａ１、９ｂ１と、を有する。

【００１７】

穿刺具９に高周波電流を流すときのために、患者PAに接触する対極板１５ａがベッド１５上に置かれている。

高周波電源装置８は、２つのコネクタ８ａ、８ｂを有し、コネクタ８ａには、コネクタ９ａ１が接続され、コネクタ８ｂには、コネクタ９ｂ１が接続されている。ケーブル９ａ

50

を介して穿刺具 9 のブレード 2 2 (図 5) に高周波電流が供給され、ケーブル 9 b を介して穿刺具 9 の針管 2 1 (図 2) に高周波電流が供給される。

ブレード 2 2 と針管 2 1 のそれぞれへの高周波電流の供給は、術者による、高周波電源装置 8 に設けられたスイッチ (図示せず) への操作により行うことができる。

【0018】

また、後述するように、穿刺具 9 は、シリンジ 1 6 が取り付け可能となっている。後述のように、シリンジ 1 6 は、針管 2 1 内に液体を注入し、かつ針管 2 1 内から液体などを吸引することができる吸引装置である。

【0019】

(穿刺具の構成)

穿刺具 9 は、針管 2 1 とブレード 2 2 が挿通された細長い穿刺具挿入部 9 A と、穿刺具挿入部 9 A の基端側に設けられ、針管 2 1 などの突出操作を行うための穿刺具操作部 9 B と、を有している。穿刺具挿入部 9 A は、内視鏡操作部 1 2 の処置具挿通口 1 2 a から挿入され、内視鏡挿入部 1 1 内の処置具挿通チャンネルを通して、穿刺具挿入部 9 A の先端部が先端硬質部 1 4 の処置具開口から突出可能に、穿刺具 9 は構成されている。

【0020】

まず、穿刺具挿入部 9 A の構成を説明する。穿刺具挿入部 9 A は、シース 4 1 と、シース 4 1 内に挿通された針管 2 1 及びブレード 2 2 とを有して構成されている。

【0021】

図 2 は、穿刺具挿入部 9 A の先端部の平面図である。図 3 は、図 2 の I I I - I I I 線に沿った穿刺具挿入部 9 A の先端部の断面図である。図 4 は、図 2 の I V - I V 線に沿った穿刺具挿入部 9 A の先端部の断面図である。図 5 は、ブレード 2 2 の先端部の斜視図である。

【0022】

穿刺具挿入部 9 A は、図 2 では図示しないシース 4 1 (図 7) と、そのシース 4 1 内に挿通される針管 2 1 と、針管 2 1 内に挿通されるブレード 2 2 とを有して構成されている。

図 2 及び図 3 に示すように、針管 2 1 は、先端面の孔が溶接等により塞がれた、ステンレス、ニッケルチタン、コバルトクロム合金などの管状部材である。針管 2 1 は、先端側が側面で開口しているチャンネルを内部に有する管状部を構成する。中空で細長い針管 2 1 は、先端に尖った円錐形状部 2 1 a を有する針管先端部 2 1 b を有する。針管先端部 2 1 b には、軸方向に沿って形成された細長い開口部 2 1 c とを有する。開口部 2 1 c は、円錐形状部 2 1 a の近傍に設けられている。すなわち、開口部 2 1 c は、針管先端部 2 1 b の先端部の基端側に設けられ、針管 2 1 内のチャンネルに連通する。そして、円錐形状部 2 1 a は、管状部である針管 2 1 の先端面に配置され、被検体に穿刺するための穿刺部を構成する。針管 2 1 の直径は、例えば、2 2 G ~ 1 9 G (ゲージ) である。開口部 2 1 c の軸方向の長さは、例えば、5 ~ 1 5 mm である。すなわち、針管 2 1 は、先端が所謂ペンシル形状を有する。

【0023】

また、中空な針管先端部 2 1 b の内部空間 2 1 d 内には、断面が円形で、細長い軸部材であるブレード 2 2 が挿通されている。ブレード 2 2 の軸部の直径は、例えば、0. 5 ~ 1 mm である。ブレード 2 2 も、ステンレス、ニッケルチタン、コバルトクロム合金など金属製である。

【0024】

針管 2 1 は、後述する切削部よりも電気抵抗が高い。これにより、チャンネルに対するブレード 2 2 の挿入／抜去によって針管 2 1 と切削部との通電の切換えを行うことができる。切削部よりも針管 2 1 の電気抵抗を高くすることで、切削部と針管 2 1 とを同時に通電しても、電流はその殆どが抵抗の低い切削部側に流れる。切削時から抜去時まで通電を続けた場合、切削部による切削時には切削部に電流が集中し、その後、ブレード 2 2 をチャンネルから抜き出すことにより、電流は針管 2 1 にのみ流れるので、抜去時には針管 2

10

20

30

40

50

1 が通電する。

【0025】

電気抵抗の差を実現する際の例として、針管 21 とブレード 22 とを異なる材質で作成するという手段がある。

針管先端部 21b のチャンネル内側表面には、放電加工などにより表面を酸化させて接触抵抗を大きくして導電率を低下させる加工、あるいはポリイミドなどにより表面コーティングによる絶縁膜を形成する加工が施されている。

【0026】

あるいは、ブレード先端部 22a で先端側内壁部 21e と接触する部分、及びブレード先端部 22a の開口部 21c から突出する部分以外の部分、のブレード 22 の表面に、上記の接触抵抗を大きくする加工あるいは絶縁膜を形成する加工を施すようにしてもよい。なお、この場合、針管 21 のチャンネル内側表面にも、接触抵抗を大きくする加工、あるいは絶縁膜を形成する加工を施してもよい。

【0027】

以上のように、ブレード 22 と、穿刺部を有する針管先端部 21b 又は針管 21 の内壁との間の導電率を低下させる加工、あるいはブレード 22 と針管先端部 21b 又は針管 21 の内壁との間の電氣的絶縁を行う加工が、ブレード 22 と針管 21 の少なくとも一方に施されている。

【0028】

図 4 に示すように、ブレード 22 のブレード先端部 22a の軸方向に直行する方向の断面形状は、2 つの平面部 22a1 と、2 つの平面部 22a1 の両端の半円部 22a2 とを有する。すなわち、ブレード先端部 22a は、断面が扁平な、薄く延びた板状形状の扁平部を有する。板状形状の幅 L1 は、例えば、0.3 ~ 0.9 mm で、板状形状の厚さ L2 は、例えば、0.1 ~ 0.2 mm である。

【0029】

ブレード先端部 22a の先端には、図 3 に示すように、ブレード 22 の軸方向に沿った断面形状が半円の曲面部 22b が設けられている。さらに、平面部 22a1 には、超音波を反射する超音波反射加工が施されている。ここでは、図 5 に示すように、2 つの平面部 22a1 には、多数の細かな溝 22A が、超音波反射加工部として、形成されている。

【0030】

なお、超音波反射加工部の多数の溝 22A は、後述するように、ブレード先端部 22a が弓状に湾曲する範囲であって、ブレード先端部 22a の軸方向に直交する方向に沿って形成された、ブレード先端部 22a の湾曲に寄与するような形状でもよい。

【0031】

ブレード先端部 22a の幅 L1 は、針管 21 の開口部 21c の幅 L3 よりも狭く、後述するように、ブレード先端部 22a が湾曲したときに、その湾曲部が開口部 21c から突出できるように、ブレード先端部 22a と開口部 21c は、構成されている。ブレード先端部 22a が開口部 21c から突出したときに形成される湾曲部が、切削部を構成する。すなわち、切削部は、ブレード 22 が開口部 21c から突出する際に、ブレード先端部 22a の先端が開口部 21c の先端にぶつかることで、湾曲した状態で開口部 21c から露出する湾曲部である。

【0032】

以上のように、ブレード 22 は、針管 21 のチャンネル内に挿通可能であり、そのチャンネルに挿通されたときに、開口部 21c から、切削部となる湾曲部が突出可能に構成されている。

【0033】

また、図 2 に示すように、針管先端部 21b には、開口部 21c の先端部から基端部の所定の範囲に亘って、超音波反射加工が施されている。ここでは、具体的には、針管先端部 21b の外側表面の、開口部 21c が存在する範囲 L4 に亘って、複数のディンプル 21A のディンプル加工が、超音波反射加工部として、施されている。

【0034】

なお、ここでは、開口部21cが存在する範囲L4に亘って、複数のディンプル21Aの超音波反射加工部が形成されているが、開口部21cの先端部と基端部の間にはディンプル加工がないように、超音波反射加工部を、開口部21cの先端部と、開口部21cの基端部の二個所にのみ設けるようにしてもよい。

【0035】

また、内部空間21dを形成する針管先端部21bの先端側内壁部21eは、針管21の軸方向に直交する面に対して所定の角度を有して傾斜した斜面を有している。先端側内壁部21eの壁面は、内部空間21dの先端部21d1から開口部21cに向かって、針管21の基端方向へ近づくような斜面となっている。言い換えれば、先端側内壁部21eの壁面は、開口部21cから内部空間21dの奥に向かって、針管21の先端部に近づくような斜面となっている。よって、針管先端部21bは、ブレード先端部22aの湾曲部が形成されたときに、ブレード先端部22aが開口部21cから飛び出さないようにするため開口部21cの穿刺部側の断面が鋭角となるような傾斜面を有する。

10

【0036】

次に、穿刺具挿入部9Aの基端部に接続された穿刺具操作部9Bの構成について説明する。図6は、穿刺具操作部9Bの外観図である。図7は、図6のV I I - V I I 線に沿った穿刺具操作部9Bの断面図である。

【0037】

穿刺具操作部9Bは、超音波内視鏡2の処置具挿通口12aに装着されて固定される。穿刺具操作部9Bの先端部には、処置具挿通口12aに装着するための接続部31が設けられている。さらに、穿刺具操作部9Bは、基端側に向かって順番に、本体32、針管スライダ33、針管回転操作部34、ブレードスライダ35、及び、ケーブル9aを保護する折れ止め部36を有する。

20

【0038】

接続部31は、先端側に接続リング31aと先端接続部材31bとを有する。先端接続部材31bを処置具挿通口12aに内挿するようにして、接続部31を内視鏡操作部12の処置具挿通口12aに装着し、接続リング31aを所定の方向に回転させることによって、穿刺具操作部9Bを内視鏡操作部12に固定することができる。接続部31の基端側には、シース固定ノブ31cが設けられている。

30

【0039】

本体32の先端側には接続部材32aが設けられている。穿刺具挿入部9Aのシース41は、接続部材32aの先端に設けられた接続パイプ32bに外挿されて固定される。接続部材32aは、筒状の接続部31内に遊嵌されており、シース固定ノブ31cを所定の方向に回すことによって、所望の位置でシース41を接続部31に対して固定することができる。また、接続部材32aの先端側には、筒状の接続部31の内周側凸部に当たって、接続部材32aが接続部31から抜けなくするためのストッパ32cが設けられている。

【0040】

本体32の外表面には、本体32の軸方向に沿って本体溝部32dが形成されている。針管スライダ33の先端側には接続部材33aが設けられている。本体32の基端側には、筒状の接続部材33aの内周側凸部に当たって、本体32が針管スライダ33から抜けなくするためのストッパ32eが設けられている。

40

【0041】

接続部材33aには、針管固定ノブ33bが設けられている。本体32は、基端側において、筒状の針管スライダ33内に遊嵌されており、針管固定ノブ33bを所定の方向に回すことによって、針管スライダ33を所望の位置で本体32に対して固定することができる。

【0042】

針管スライダ33の基端部には、筒状の針管回転操作部34が、針管回転操作部34の

50

軸回りに回動可能なように、針管スライダ 3 3 に係合して設けられている。針管回動操作部 3 4 の外表面には、針管回動操作部 3 4 の軸方向に沿って、2 つのブレード調整溝 3 4 a が設けられている。さらに、各ブレード調整溝 3 4 a には、軸方向に沿って所定の間隔で、複数（ここでは 4 つ）の凹部 3 4 b が設けられている。

【0043】

穿刺具挿入部 9 A のシース 4 1 内には、針管 2 1 が挿通され、針管 2 1 内にブレード 2 2 が挿通されている。針管 2 1 の基端部は、針管回動操作部 3 4 の先端部に固定されている。よって、針管回動操作部 3 4 が軸回りに回動されると、針管 2 1 も軸回りに回動する。

【0044】

針管回動操作部 3 4 の基端側には、筒状のブレードスライダ 3 5 が外挿されて設けられている。ブレードスライダ 3 5 の先端側には、軸方向に沿って形成された 2 つの溝 3 5 a により挟まれた係合部 3 5 b が、2 つ設けられている。係合部 3 5 b には、内側に突出した 2 つの凸部 3 5 c と、内側に突出したストッパ 3 5 d が設けられている。2 つの凸部 3 5 c は、2 つのブレード調整溝 3 4 a に係合し、各凸部 3 5 c がブレード調整溝 3 4 a の外側表面を押圧し、かつ針管回動操作部 3 4 の軸方向に沿って移動可能に、ブレードスライダ 3 5 に形成されている。

【0045】

また、ブレードスライダ 3 5 は、基端側に、円筒状のブレード固定口金 3 5 e が固定されて設けられている。ブレード固定口金 3 5 e の先端側からは、ブレード 2 2 の基端部が挿入され、後端側からは、ケーブル 9 a の信号線が挿入されて、ブレード 2 2 とケーブル 9 a は、半田 3 5 f により半田付けされて固定されている。よって、ブレード 2 2 は、ブレード固定口金 3 5 e により、ブレードスライダ 3 5 に固定され、かつケーブル 9 a と電氣的に接続されている。すなわち、ブレード 2 2 に接続されたケーブル 9 a とコネクタ 9 a 1 は、ブレード 2 2 の切削部であるブレード先端部 2 2 a と、電源である高周波電源装置 8 とを電氣的に接続するための電源接続部を構成する。

【0046】

よって、術者がブレードスライダ 3 5 を針管回動操作部 3 4 の軸方向に沿って移動させると、各凸部 3 5 c が凹部 3 4 b に係合する位置で、ブレードスライダ 3 5 は針管回動操作部 3 4 に軽く固定されるが、さらに強い力でブレードスライダ 3 5 を針管回動操作部 3 4 の軸方向に沿って移動させることができる。ストッパ 3 5 d は、針管回動操作部 3 4 の外周側凸部に当たって、ブレードスライダ 3 5 が針管回動操作部 3 4 から抜けないようにするためのストッパである。

【0047】

さらに、係合部 3 5 b を針管回動操作部 3 4 の表面から離すようにしてストッパ 3 5 d を針管回動操作部 3 4 の外周側凸部を越えさせるように、ブレードスライダ 3 5 を基端側に移動させると、ブレードスライダ 3 5 は、針管回動操作部 3 4 から外して、ブレード 2 2 を針管 2 1 から引き抜くことができる。

ブレードスライダ 3 5 が引き抜かれると露出する、針管回動操作部 3 4 の基端部の開口部 3 4 c には僅かなテーパ（ルアテーパ）を設けており、シリンジ 1 6 を装着することができるようにしている。すなわち、針管回動操作部 3 4 の基端部の開口部 3 4 c は、針管 2 1 のチャンネルの基端側に配置された吸引装置であるシリンジ 1 6 を接続するための吸引装置接続部を構成する。

【0048】

また、針管スライダ 3 3 の側面部からは、ケーブル 9 b が延出し、ケーブル 9 b の回りを保護するように折れ止め部 3 6 A が、針管スライダ 3 3 に設けられている。ケーブル 9 b の先端部は、固定部材であるバインダ 3 3 c により針管 2 1 に対して押圧され、さらにバインダ 3 3 c の周囲に接着剤 3 3 d を塗布することによって、ケーブル 9 b の先端部は針管 2 1 に固定されている。ケーブル 9 b の信号線は、針管スライダ 3 3 の内部において、針管 2 1 に半田 3 3 e により半田付けされている。ケーブル 9 b の基端部は、上述した

10

20

30

40

50

ように、高周波電源装置 8 に接続するためのコネクタ 9 b 1 が設けられている。よって、穿刺部を有する針管先端部 2 1 b に接続されたケーブル 9 b とコネクタ 9 b 1 は、穿刺部である円錐形状部 2 1 a を有する針管先端部 2 1 b と、電源である高周波電源装置 8 とを電氣的に接続するための電源接続部を構成する。

【0049】

穿刺具操作部 9 B は、以上のような構成を有しているので、術者は、穿刺具操作部 9 B を操作することにより、超音波内視鏡 2 の処置具挿通チャンネルに挿通された穿刺具挿入部 9 A のシース 4 1、針管 2 1 及びブレード 2 2 のそれぞれを、内視鏡挿入部 1 1 の先端硬質部 1 4 の処置具開口から突出させ、及び引き込ませることができる。

【0050】

図 6 と図 7 は、シース 4 1、針管 2 1 及びブレード 2 2 が、穿刺具挿入部 9 A の最も基端側まで引き込まれた状態を示す。穿刺具 9 が処置具挿通口 1 2 a に取り付けられて、図 6 と図 7 の状態では、シース 4 1、針管 2 1 及びブレード 2 2 は、内視鏡挿入部 1 1 の先端硬質部 1 4 の処置具開口からは突出していない。

【0051】

術者 S G は、穿刺具操作部 9 B を、接続部 3 1 に対して本体 3 2 を先端側に移動させて、図 6 と図 7 の状態から図 8 の状態にすることができる。図 8 は、シース 4 1 が先端硬質部 1 4 の処置具開口から最も突出した状態における穿刺具操作部 9 B の断面図である。

【0052】

術者 S G は、穿刺具操作部 9 B を、本体 3 2 に対して針管スライダ 3 3 を先端側に移動させて、図 8 の状態から図 9 の状態にすることができる。図 9 は、シース 4 1 と針管 2 1 が先端硬質部 1 4 の処置具開口から最も突出した状態における穿刺具操作部 9 B の断面図である。

【0053】

術者 S G は、穿刺具操作部 9 B を、針管回転操作部 3 4 に対してブレードスライダ 3 5 を先端側に移動させて、図 9 の状態から図 10 の状態にすることができる。図 10 は、シース 4 1 と針管 2 1 が先端硬質部 1 4 の処置具開口から最も突出し、ブレード 2 2 を先端硬質部 1 4 の処置具開口から 1 段だけ突出した状態における穿刺具操作部 9 B の断面図である。

【0054】

術者 S G は、穿刺具操作部 9 B を、針管回転操作部 3 4 に対してブレードスライダ 3 5 を先端側にさらに移動させて、図 10 の状態から図 11 の状態にすることができる。図 11 は、シース 4 1 と針管 2 1 が先端硬質部 1 4 の処置具開口から最も突出し、ブレード 2 2 を先端硬質部 1 4 の処置具開口から最も突出した状態における穿刺具操作部 9 B の断面図である。

【0055】

穿刺具操作部 9 B が図 10 の状態にあるとき、ブレード先端部 2 2 a が湾曲して、その湾曲部は、開口部 2 1 c から突出している。穿刺具操作部 9 B が図 11 の状態にあるとき、ブレード先端部 2 2 a がさらに湾曲して、切削部である湾曲部は、開口部 2 1 c からさらに突出している。

【0056】

従って、術者は、穿刺具操作部 9 B の各部を操作することによって、穿刺具挿入部 9 A の先端部のシース 4 1、針管 2 1 及びブレード 2 2 のそれぞれを、先端硬質部 1 4 の処置具開口から所望の量だけ突出させ、かつ先端硬質部 1 4 の処置具開口内に引き込むことができる。

【0057】

ブレード 2 2 が先端側に押し出されると、断面形状が半円の曲面部 2 2 b が先端側内壁部 2 1 e に当接する。ブレード 2 2 がさらに先端側に押し出されると、曲面部 2 2 b は、先端側内壁部 2 1 e の斜面に沿って移動して、内部空間 2 1 d の先端部 2 1 d 1 に当接するため、ブレード先端部 2 2 a は、開口部 2 1 c から突出するように湾曲する。

10

20

30

40

50

【0058】

図12は、ブレード先端部22aが内部空間21dの先端部21d1に当接するが、ブレード先端部22aは湾曲していない状態を示す断面図である。図13は、ブレード先端部22aが内部空間21dの先端部21d1に当接して、さらにブレード22がさらに先端側に押し出されて、ブレード先端部22aが湾曲している状態を示す断面図である。

【0059】

ブレード先端部22aの突出量L5は、針管回動操作部34に対するブレードスライダ35の先端側への移動量に応じて変化する。そして、凹部34bの各位置が、ブレード先端部22aの突出量に対応している。よって、術者は、ブレードスライダ35を針管回動操作部34の軸方向に沿って移動させて、ブレードスライダ35の各凸部35cが係合する針管回動操作部34の凹部34bの位置を変えることによって、ブレード先端部22aの突出量L5を変更することができる。術者が針管回動操作部34に対するブレードスライダ35を先端側へ移動すればするほど、ブレード先端部22aは矢印A1で示す方向に突出し、ブレード先端部22aの開口部21cからの突出量L5は大きくなる。

【0060】

(作用)

上述した穿刺具9を用いた処置について説明する。ここでは、膵臓の病変部を縮小させる手技の例を説明する。

【0061】

図14は、膵臓と胃を含む人体の模式的説明図である。術者は、内視鏡挿入部11を、人体の口Mから食道Eを通して胃Sまで挿入する。胃Sの近傍に膵臓Pが存在している。胃Sの周囲には、肝臓Lや胆嚢Bがある。

【0062】

図15は、膵臓Pの病変部である腫瘍部Paを縮小する手技の流れを説明するための図である。まず、術者SGは、内視鏡挿入部11の先端部を、図1に示すように、患者PAの口Mから、食道Eを通して挿入する。

【0063】

術者SGは、胃Sの胃壁に、内視鏡挿入部11の先端部の超音波振動部14aを密着させ、超音波ガイド下で、腫瘍部Paに針管21を刺す(S1)。すなわち、術者SGは、モニタ7に表示される超音波画像を見ながら、穿刺具操作部9Bの本体32と針管スライダ33を操作して、針管21を突出させて、膵臓Pの腫瘍部Paに針管21を刺すことができる。

【0064】

次に、術者は、超音波ガイド下で、針管21に収納されたブレード22により、腫瘍組織を薄く剥離する(S2)。

例えば、術者は、モニタ7に表示される超音波画像を見ながら、ブレード先端部22aの湾曲部の突出状態を確認しながら、ブレード先端部22aを突出させ、ブレード22に高周波電流を供給しながら、針管21の軸回りに少しずつ回動させて、腫瘍組織を剥離することができる。

【0065】

具体的には、術者SGは、ブレードスライダ35を先端側に移動させることによって、ブレード先端部22aを、開口部21cから突出させることができる。図16は、ブレード先端部22aの突出状態を説明するための図である。図16に示すように、針管先端部21bは、胃壁SWを突き抜けて、膵臓Pの腫瘍部Paの中に入っている。このとき、上述したように、ブレードスライダ35の針管回動操作部34に対する移動量に応じて、湾曲したブレード先端部22aの開口部21cからの突出量L5を調整することができる。

【0066】

図17は、モニタ7に表示される超音波画像の例を示す図である。モニタ7の表示画面には、超音波振動部14aにより得られた超音波画像USIが表示される。針管先端部21bとブレード先端部22aの表面に設けられた超音波反射加工部により、超音波画像U

10

20

30

40

50

S Iでは、針管先端部 2 1 b の画像 2 1 b x とブレード先端部 2 2 a の画像 2 2 a x は明瞭に表示される。また、超音波画像 U S I には、腫瘍部 P a の画像 P a x も表示される。

【0067】

よって、術者 S G は、超音波画像 U S I を見ながら、針管先端部 2 1 b の位置と、ブレード先端部 2 2 a の突出量を把握することができる。

そして、術者 S G は、超音波ガイド下で、突出したブレード先端部 2 2 a を、腫瘍部 P a の内部を削りとることができる位置に位置させて、ブレード 2 2 に高周波電流を流しながら、針管 2 1 を軸回りに回転させることによって、切削部であるブレード先端部 2 2 a の湾曲部により、腫瘍部 P a の腫瘍組織を剥離することができる。

【0068】

図 1 8 は、ブレード先端部 2 2 a の動きを説明するための図である。図 1 8 に示すように、術者は、矢印 A 2 で示すように針管 2 1 を軸回りに回転させながら、点線 R 1 で示すように腫瘍部 P a の内部を移動させる。このとき、ブレード先端部 2 2 a を矢印 A 2 で示すように回転させると、高周波電流がブレード 2 2 に流れているため、ブレード先端部 2 2 a の湾曲部は、腫瘍組織を電気メスのようにして削り取って、剥離して、小さな腫瘍組織片にすることができる。また、針管 2 1 を軸回りに回転させながら、点線 R 1 で示すように腫瘍部 P a の内部を移動させると、1 つの腫瘍部 P a は、多数のあるいは複数の細かな腫瘍組織片に分解される。術者は、腫瘍部 P a の腫瘍組織の剥離の程度、すなわち腫瘍組織がどの程度剥離できているか、を、超音波画像 U S I を見て判定することができる。

【0069】

腫瘍組織の剥離は、腫瘍部 P a の外側表面の薄い部分だけを残すようにして行うのが好ましい。すなわち、術者は、腫瘍部 P a の周囲の正常な腓臓 P の生体組織は切除しないで、腫瘍部 P a の外郭の層を残すように、腫瘍組織全体を剥離するまで、超音波画像を見ながら、腫瘍組織片を剥離する。なお、剥離する範囲は、腫瘍部 P a の所望の領域だけでもよい。

【0070】

次に、術者 S G は、超音波ガイド下で、腫瘍部 P a 内に、針管先端部 2 1 b を通して、生理食塩水又はエタノールを注入する (S 3)。

術者は、シリンジ 1 6 のシリンジ本体内に生理食塩水又はエタノールを入れておく。S 2 の後、術者 S G は、上述したように、穿刺具 9 のブレードスライダ 3 5 を針管回転操作部 3 4 から外して、ブレード 2 2 を針管 2 1 から引き抜き、ブレードスライダ 3 5 が引き抜かれた針管回転操作部 3 4 の基端部の開口部 3 4 c に、生理食塩水又はエタノールを含むシリンジ 1 6 を装着し、シリンジ 1 6 のプランジャを押し込むことによって、生理食塩水又はエタノールの注入を行う。

【0071】

図 1 9 は、生理食塩水又はエタノールの注入を説明するための図である。術者 S G は、シリンジ 1 6 から生理食塩水又はエタノールを注入すると、図 1 9 において点線で示すように、生理食塩水又はエタノールが開口部 2 1 c から腫瘍部 P a の外郭の層の内部に注入されるため、腫瘍部 P a は、膨らんで体積が大きくなる。術者 S G は、モニター 7 に表示される超音波画像により、生理食塩水又はエタノールの注入の状況を見ることができる。

【0072】

図 2 0 は、生理食塩水又はエタノールが注入されたときのモニター 7 に表示される超音波画像の例を示す図である。図 2 0 に示すように、膨らんだ腫瘍部 P a の画像 P a x が、モニター 7 に表示される。よって、術者 S G は、超音波画像を見ながら、腫瘍部 P a 内に生理食塩水又はエタノールを、所望の量だけ、注入することができる。

【0073】

そして、術者 S G は、超音波ガイド下で、剥離した腫瘍組織片を生理食塩水又はエタノールと共に回収する (S 4)。剥離した腫瘍組織片の回収は、シリンジ 1 6 の操作により行われる。

【0074】

10

20

30

40

50

図21は、剥離した腫瘍組織片の回収を説明するための図である。術者SGは、シリンジ16のプランジャをシリンジ本体から引き抜くように操作すると、図21において点線で示すように、剥離した腫瘍組織片は、生理食塩水又はエタノールと共に開口部21cから吸引され、腫瘍部Paの体積は小さくなる。すなわち、S3において生理食塩水又はエタノールが腫瘍部Pa内に注入されると、剥離した腫瘍組織の細かな断片が生理食塩水又はエタノール中に含まれる。そこで、シリンジ16により、剥離した腫瘍組織を生理食塩水又はエタノールと共に吸引すると、腫瘍部Paのサイズを小さくなる。

【0075】

術者SGは、モニター7に表示される超音波画像により、腫瘍組織の回収の状況を見ることができる。図22は、剥離した腫瘍組織片が回収されたときのモニター7に表示される超音波画像の例を示す図である。図22に示すように、縮小した腫瘍部Paの画像Paxが、モニター7に表示される。

10

【0076】

さらに、針管21に高周波電流を流しながら、針管21を腫瘍部Pa内から引き抜く(S5)。針管21には高周波電流が流れているので、針管21の外表面と接触する生体組織は、高周波電流により焼かれるため、生きている病変細胞の付着を防止することができる。

【0077】

以上のように、上述した実施の形態の穿刺具によれば、腫瘍部Pa内の剥離された腫瘍組織が吸引されて、臍臓Pの腫瘍部Paのサイズを小さくすることができるので、腫瘍部Paによる周辺臓器、血管、神経などの圧迫を軽減するあるいは無くすことができる。腫瘍の肥大に基づく圧迫による疼痛も軽減し、QOL(生活の質)も向上する。

20

また、剥離した腫瘍組織が吸引されているので、癌細胞などが体内に残ることによる腫瘍崩壊症候群の抑制になるという効果もある。

【0078】

さらに、腫瘍部Paのサイズが小さくなって、腫瘍部Paが周辺の血管等から離れるので、外科手術が可能となり、腫瘍部Paの切除ができる場合がある。

なお、S3では、生理食塩水又はエタノールを注入しているが、剥離した腫瘍組織を溶かすトリプシンを注入した後に、生理食塩水又はエタノールを注入してもよい。剥離した腫瘍組織に繊維質が多い場合は、プラスミンを注入した後に、生理食塩水又はエタノールの代わりに抗プラスミン薬を注入してもよい。

30

【0079】

さらになお、上述した手術システム1では、高周波電流を流すために対極板15aを用いているが、手術システムは、対極板15aを用いずに、ブレード先端部22aと針管先端部21b間で電流を流すバイポーラ構成を採用してもよい。

【0080】

(変形例1)

上述した実施の形態では、針管先端部21bの先端部は円錐形状であるが、トロッカポイント形状でもよい。

図23は、本変形例1に係る穿刺具挿入部9A1の針管先端部21b1の平面図である。本変形例1の針管先端部21b1のIII-III線に沿った穿刺具挿入部9Aの先端部の断面図は、図3と同じである。本変形例1の針管先端部21b1のIV-IV線に沿った穿刺具挿入部9A1の先端部の断面図は、図4と同じである。

40

【0081】

本変形例1の針管先端部21b1の先端部が、このようなトロッカポイント形状部21a1であっても、上述した実施の形態の穿刺具と同様の効果を有する。

【0082】

(変形例2)

上述した実施の形態では、針管先端部21bの先端部は円錐形状であるが、ベベルカット形状でもよい。

50

図 2 4 は、本変形例 2 係る穿刺具挿入部 9 A 2 の針管先端部 2 1 b 2 の平面図である。
【0083】

図 2 5 は、図 2 4 の X X V - X X V 線に沿った断面図である。本変形例 2 の針管先端部 2 1 b 2 の I V - I V 線に沿った穿刺具挿入部 9 A 2 の先端部の断面図は、図 4 と同じである。

【0084】

本変形例 2 の針管先端部 2 1 b 2 の先端部が、このようなベベルカット形状部 2 1 a 2 であっても、上述した実施の形態の穿刺具と同様の効果を有する。

【0085】

(変形例 3)

上述した実施の形態、変形例 1 及び変形例 2 では、ブレード先端部 2 2 a は、板状形状であるが、先端部に、軸状の拡張部 2 2 a 1 1 を有する板状形状でもよい。

【0086】

図 2 6 は、本変形例 3 のブレード先端部 2 2 a の斜視図である。図 2 6 に示すように、拡張部 2 2 a 1 1 は、ブレード先端部 2 2 a の軸方向に直交する方向で、互いに反対側に向かって延びている。軸状の拡張部 2 2 a 1 1 の軸方向に直交する方向の長さ L 1 1 が針管 2 1 の内径よりも短くなるように、拡張部 2 2 a 1 1 は、形成される。

このような拡張部 2 2 a 1 1 を設けることによって、ブレード先端部 2 2 a は、開口部 2 1 c から飛び出し難い。すなわち、拡張部 2 2 a 1 1 は、ブレード先端部 2 2 a の湾曲部が形成されたときに、ブレード先端部 2 2 a の先端が開口部 2 1 c の先端にぶつかった後に針管 2 1 の側面方向に移動することを規制して、ブレード先端部 2 2 a が開口部 2 1 c から飛び出さないようにするための飛び出し防止部を構成する。

【0087】

本変形例 3 のブレード先端部 2 2 a が、このような軸状拡張部 2 2 a 1 1 を有していても、上述した実施の形態の穿刺具と同様の効果を有する。

【0088】

(変形例 4)

上述した実施の形態、変形例 1 及び変形例 2 では、ブレード先端部 2 2 a は、板状形状であるが、先端部に、球形の拡張部 2 2 a 1 2 を有する板状形状でもよい。

【0089】

図 2 7 は、本変形例 4 のブレード先端部 2 2 a の斜視図である。図 2 8 は、ブレード先端部 2 2 a の球形の拡張部 2 2 a 1 2 が内部空間 2 1 d の先端部 2 1 d 1 に当接して、さらにブレード 2 2 がさらに先端側に押し出されて、ブレード先端部 2 2 a が湾曲している状態を示す断面図である。図 2 9 は、図 2 8 の X X I X - X X I X 線に沿った穿刺具挿入部 9 A の先端部の断面図である。

【0090】

図 2 7 に示すように、球形の拡張部 2 2 a 1 2 は、ブレード先端部 2 2 a の先端に設けられている。また、図 2 9 に示すように、球形の拡張部 2 2 a 1 2 の直径 L 1 2 が針管 2 1 の内径よりも短くなるように、拡張部 2 2 a 1 2 は、形成される。すなわち、拡張部 2 2 a 1 2 は、ブレード先端部 2 2 a の湾曲部が形成されたときに、ブレード先端部 2 2 a の先端が開口部 2 1 c の先端にぶつかった後に針管 2 1 の側面方向に移動することを規制して、ブレード先端部 2 2 a が開口部 2 1 c から飛び出さないようにするための飛び出し防止部を構成する。

【0091】

このような拡張部 2 2 a 1 2 を設けることによって、ブレード先端部 2 2 a は、開口部 2 1 c から飛び出し難く、本変形例 4 のブレード先端部 2 2 a 2 が、このような球形の拡張部 2 2 a 1 2 を有していても、上述した実施の形態の穿刺具と同様の効果を有する。

【0092】

(変形例 5)

上述した実施の形態、変形例 1 から変形例 4 では、高周波電源装置は、ブレード 2 2 に

10

20

30

40

50

流す高周波電流のためのコネクタ 8 a と、針管 2 1 に流す高周波電流のためのコネクタ 8 b の 2 つのコネクタを有しているが、高周波電源装置は、1 つのコネクタを有するようにしてもよい。

【0093】

図 30 は、本変形例 5 に係る超音波内視鏡を用いた手術システム 1 A の構成を示す構成図である。高周波電源装置 8 A は、穿刺具 9 X と接続するためのコネクタ 8 a のみが設けられている。穿刺具 9 X の穿刺具操作部 9 B X は、針管 2 1 及びブレード 2 2 のいずれかへ高周波電流を供給するためのスイッチレバーであるスイッチ 9 c を有している。よって、術者は、スイッチ 9 c を操作して切り替えることにより、高周波電源装置 8 A からの高周波電流を、針管 2 1 又はブレード 2 2 へ高周波電流を供給することができる。すなわち、スイッチ 9 c は、切削部であるブレード先端部 2 2 a と、電源である高周波電源装置 8 との電氣的接続と、穿刺部を有する針管先端部 2 1 b と、電源である高周波電源装置 8 との電氣的接続を切り替える切替部を構成する。

10

【0094】

図 31 は、本変形例 5 に係る穿刺具操作部 9 B X の外観図である。図 32 は、図 31 の XXX I I - XXX I I 線に沿った穿刺具操作部 9 B の断面図である。

穿刺具操作部 9 B X は、上述した第 1 の実施の形態の穿刺具操作部 9 B と略同じ構成を有し、同じ構成要素については、同じ符号を付して説明は省略する。穿刺具操作部 9 B X は、ブレードスライダ 3 5 の基端側が延出しており、その延出部 3 5 A にスイッチ 9 c が設けられている。

20

【0095】

図 32 に示すように、ブレード先端部 2 2 a の基端部には、断面形状が D 形の D カット部 2 2 X が形成されている。針管 2 1 の基端部には、基端側に延出した針管延出部 2 1 X が設けられており、針管延出部 2 1 X の基端部には、湾曲した接点部 2 1 X a が形成されている。

【0096】

ブレード 2 2 の D カット部 2 2 X には、接点部 2 1 X a が接する位置に、表面に細長い電極部 5 1 が設けられた絶縁体 5 1 a が設けられている。電極部 5 1 は、ブレード 2 2 の軸方向に沿って形成されている。絶縁体 5 1 a の表面の電極部 5 1 の基端側は、半田 3 5 f によって導線 5 2 の一端と接続されている。導線 5 2 の他端は、ブレードスライダ 3 5 及び延出部 3 5 A に形成された孔を通して、延出部 3 5 A に設けられたスイッチ本体 5 3 の一つのスイッチ端子 5 4 a に接続されている。

30

【0097】

ブレード 2 2 の基端部は、ブレード固定口金 3 5 e 内で半田 3 5 f により、導線 5 5 の一端と接続されている。導線 5 5 の他端は、延出部 3 5 A に設けられたスイッチ本体 5 3 の一つのスイッチ端子 5 4 b に接続されている。さらに、ケーブル 9 a の信号線は、スイッチ本体 5 3 の一つのスイッチ端子 5 4 c に接続されている。

【0098】

ブレードスライダ 3 5 を針管回動操作部 3 4 に対して移動させると、針管 2 1 の接点部 2 1 X a は、絶縁体 5 1 a の表面に形成された電極部 5 1 に接触しながら、電極部 5 1 に沿って摺動する。また、スイッチ本体 5 3 では、スイッチ 9 c を操作することによって、スイッチ端子 5 4 a とスイッチ端子 5 4 c が導通するか、あるいはスイッチ端子 5 4 b とスイッチ端子 5 4 c が導通するように、切り替えが行われる。

40

【0099】

すなわち、術者は、スイッチ 9 c を操作することによって、高周波電源装置 8 A からの高周波電流を、ブレード 2 2 へ供給するか、針管 2 1 へ供給するかを切り替えることができる。

【0100】

従って、術者は、腫瘍部 P a 内の腫瘍組織を剥離するときは、ブレード 2 2 に高周波電流を供給するように、スイッチ 9 c を操作し、針管 2 1 を腫瘍部 P a から引き抜くときは

50

、生きている病変細胞付着防止のために針管 2 1 に高周波電流を供給するように、スイッチ 9 c を操作する。

よって、本変形例 5 の手術システム 1 A によっても、上述した実施の形態の穿刺具と同様の効果を有する。

【0101】

以上のように、上述した実施の形態及び変形例 1 から 5 に係る穿刺具及び超音波内視鏡よれば、病変部の内部に到達してその内部を削り取ることにより、病変部を縮小させ、かつその病変部から抜去する際の生きている病変細胞付着を防止することができる。

【0102】

(第 2 の実施の形態)

第 1 の実施の形態の穿刺具は、高周波電流が通電されたブレードを回転することにより、病変部の内部を削り取るように構成されているが、本実施の形態の穿刺具は、ブレードには高周波電流を通電せずに、ブレードに設けられた刃部により、病変部の内部を削り取るように構成されている。

【0103】

本実施の形態の穿刺具、超音波内視鏡及び手術システムの構成は、上述した第 1 の実施の形態の穿刺具、超音波内視鏡及び手術システムの構成と略同様であり、同じ構成要素については、同じ符号を用いて説明は省略し、異なる構成について説明する。

【0104】

本実施の形態の穿刺具は、図 2 及び図 3 のような円錐形の穿刺部を有する針管先端部 2 1 b を有する。さらに、本実施の形態の穿刺具は、ブレード先端部が刃部を有し、ブレードの回転時に、その刃部により、病変部の内部を削り取るように構成されている。よって、病変部の内部を削り取るときに、ブレードは通電されない。そのため、高周波電源装置 8 には、針管を抜去するときに針管に高周波電流を流すためのコネクタはあるが、ブレードに高周波電流を流すためのコネクタはなく、穿刺具には、ブレードに高周波電流を流すためのケーブルが設けられていない。

【0105】

図 3 3 は、本実施の形態に係る、針管 2 1 の軸方向に直交する平面で針管先端部 2 1 b を切ったときの、穿刺具の先端部の断面図である。

図 3 3 に示すように、ブレード先端部 2 2 a には、軸方向に沿って刃部 6 1 が形成されている。よって、刃部 6 1 を腫瘍組織にあてて、針部回転操作部 3 4 を、腫瘍組織を削り採るように回転させると、腫瘍組織は、刃部 6 1 により剥離される。すなわち、ブレード先端部 2 2 a が開口部 2 1 c から突出したときに形成される湾曲部の刃部 6 1 が、切削部を構成する。

【0106】

なお、刃部は、ブレード先端部 2 2 a に 2 つ設けてもよい。図 3 4 は、ブレード先端部 2 2 a に刃部を 2 箇所設けた場合の、針管 2 1 の軸方向に直交する平面で針管先端部 2 1 b を切ったときの、穿刺具の変形例の先端部の断面図である。刃部 6 2 は、刃部 6 1 とは反対側の辺部に沿って形成されている。

このような構成によれば、術者は、ブレード先端部 2 2 a における刃部のある側を意識しないでよいという効果がある。

【0107】

図 3 5 は、本実施の形態に係る、軸方向に沿った穿刺具操作部 9 B 1 の断面図である。第 1 の実施の形態では、ブレード 2 2 は、穿刺具操作部 9 B において、ケーブル 9 a と電気的に導通するように接続されているが、本実施の形態では、ブレード 2 2 の基端部は、ケーブルとは接続されておらず、ブレード固定口金 3 5 e に接着剤 3 5 f e により固定されている。なお、本実施の形態の場合、高周波電源装置は、図 3 0 に示すように、1 つのコネクタのみを有するものでよい。

【0108】

本実施の形態の穿刺具及び超音波内視鏡による処置では、ブレード 2 2 に通電しないで

10

20

30

40

50

腫瘍組織を剥離する点以外は、第 1 の実施の形態と同じである。すなわち、超音波ガイド下で、腫瘍部 P a に針管 2 1 を刺し (S 1)、上述した刃部 6 1 (あるいは 6 2) により、腫瘍組織を剥離し (S 2)、ブレード 2 2 を針管から抜去し、超音波ガイド下で、生理食塩水あるいはエタノールを腫瘍部 P a 内に注入し (S 3)、超音波ガイド下で、剥離した腫瘍組織を生理食塩水又はエタノールと共に回収する (S 4)。そして、針管 2 1 に高周波電流を与えながら、針管 2 1 を腫瘍組織から引き抜く (S 5)。

【0109】

なお、S 2 において、エタノールを注入しながら、腫瘍組織の剥離の手技を行うと、止血効果が得られる。

さらになお、ブレード 2 2 の基端部を超音波振動子に接続して、ブレード 2 2 を超音波振動により振動させるようにして、刃部 6 1 (及び 6 2) により腫瘍部 P a の腫瘍組織を剥離するようにしてもよい。この場合、腫瘍部 P a にエタノールを注入しながら、超音波振動を与えてもよい。

【0110】

従って、刃部 6 1 (及び 6 2) により、腫瘍部 P a 内の腫瘍組織を削り抜くようにして、腫瘍部 P a を縮小させ、かつ針管 2 1 に高周波電流を流しながら針管 2 1 を病変部から引き抜く際の生きている病変細胞の付着を防止することができる。

【0111】

なお、本実施の形態についても、第 1 の実施の形態の変形例 1 から 4 の各変形例の構成も適用可能である。

【0112】

(第 3 の実施の形態)

本第 3 の実施の形態の穿刺具も、第 2 の実施の形態のブレードのように、ブレードには高周波電流を通電せずに、ブレードに設けられた刃部により、病変部の内部を削り取るように構成されている。但し、本第 3 の実施の形態の穿刺具では、針管先端部の開口部からブレード先端部が湾曲するのではなく、ブレードは、針管先端部の軸方向に対して斜め方向に突出し、ブレード先端に設けられた刃部により、病変部の内部を削り取るように構成されている。

【0113】

本実施の形態の穿刺具、超音波内視鏡及び手術システムの構成は、上述した第 2 の実施の形態の穿刺具、超音波内視鏡及び手術システムの構成と略同様であり、同じの構成要素については、同じ符号を用いて説明は省略し、異なる構成について説明する。

【0114】

本実施の形態の穿刺具は、ブレード先端部が刃部を有し、ブレードの回転時に、その刃部により、病変部の内部を削り取るように構成されている。よって、病変部の内部を削り取るときに、ブレードは通電されない。そのため、高周波電源装置 8 には、針管を抜去するときに針管に高周波電流を流すためのコネクタはあるが、ブレードに高周波電流を流すためのコネクタはなく、穿刺具にも、ブレードに高周波電流を流すためのケーブルが設けられていない。

【0115】

図 3 6 は、本実施の形態に係る針管先端部 7 1 の平面図である。図 3 7 は、図 3 6 の X X X V I I - X X X V I I 線に沿った針管先端部 7 1 の断面図である。図 3 8 は、本実施の形態に係るブレード先端部の斜視図である。図 3 9 は、ブレード先端部が開口部から突出したときの針管先端部 7 1 の断面図である。

【0116】

針管 2 1 の針管先端部 7 1 は、円錐形状の先端部を有する。

針管先端部 7 1 の内部空間 2 1 d の先端側には、開口部 7 1 a に向かって緩やかな傾斜面を有する傾斜部 7 1 d が設けられている。

【0117】

針管 2 1 の内部空間 2 1 d に挿通されるブレード 2 2 のブレード先端部 7 2 は、図 3 7

10

20

30

40

50

及び図 38 に示すように、先端側に凹部 72a が形成されており、凹部 72a の先端側に、刃部 73 が形成されている。図 37 に示すように、ブレード先端部 72 は、鉤状であり、鉤状の先端にある刃部 73 の刃先は、基端側に向いて形成されている。すなわち、刃部 73 が切削部を構成する。

【0118】

超音波反射加工は、ブレード先端部 72 では、図示しないが、凹部 72a の周辺部のみに施されている。また、針管先端部 71 では、後述するように、針管先端部 71 の軸方向に沿って、ブレード先端部 72 が開口部 71a から突出して腫瘍組織を剥離できる範囲に亘って、複数のディンプル 21A のディンプル加工が、超音波反射加工部として、針管先端部 71 の表面に施されている。

10

【0119】

以上のような構成の穿刺具 9 によれば、ブレード先端部 72 を開口部 71a から突出させ、ブレード先端部 72 を軸方向に沿って前後させるように、ブレード 22 を動かす、あるいは針管 21 を動かすことによって、腫瘍部 Pa 内の腫瘍組織を、刃部 73 により削り取るようにして、剥離することができる。

【0120】

本実施の形態の穿刺具及び超音波内視鏡による処置では、ブレード 22 に通電しないで腫瘍組織を剥離する点以外は、第 1 の実施の形態と同じである。すなわち、超音波ガイド下で、腫瘍部 Pa に針管先端部 71 を刺し (S1)、上述した刃部 73 により、腫瘍組織を剥離し (S2)、ブレード先端部 72 を針管 21 から抜去し、超音波ガイド下で、生理食塩水あるいはエタノールを腫瘍部 Pa 内に注入し (S3)、超音波ガイド下で、剥離した腫瘍組織を生理食塩水又はエタノールと共に回収する (S4)。そして、針管 21 に高周波電流を与えながら、針管 21 を腫瘍組織から引き抜く (S5)。

20

【0121】

なお、S2 において、エタノールを注入しながら、腫瘍組織の剥離の手技を行うと、止血効果が得られる。

従って、刃部 73 により、腫瘍部 Pa 内の腫瘍組織を削り抜くようにして、腫瘍部 Pa を縮小させ、かつ針管 21 に高周波電流を流しながら針管 21 を病変部から引き抜く際の生きている病変細胞の付着を防止することができる。

【0122】

(変形例)

図 40 は、本第 3 の実施の形態の変形例に係る針管先端部の軸方向に沿った断面図である。図 41 は、図 40 のブレード先端部が開口部から突出したときの、針管の軸方向に沿った針管先端部の断面図である。図 42 は、ブレード 22 のブレード先端部 74 の上面側からの斜視図である。図 43 は、ブレード先端部 74 の下面側からの斜視図である。

30

【0123】

図 40 から図 43 に示すように、本変形例のブレード先端部 74 は、先端側に孔 75 が形成されており、その孔 75 の先端側の一方の開口部 75a に、刃部 76 が設けられている。刃部 76 は、基端側に向かって形成されている。すなわち、刃部 76 が切削部を構成する。

40

【0124】

本変形例においても、超音波反射加工は、ブレード先端部 74 では、刃部 76 のある開口部 75a の周辺部のみに施されている。

本変形例の穿刺具 9 によれば、ブレード先端部 74 を開口部 71a から突出させ、ブレード先端部 74 を軸方向に沿って進退させるように、ブレード 22 を動かす、あるいは針管 21 を動かすことによって、腫瘍部 Pa 内の腫瘍組織を、刃部 76 により削り取るようにして、剥離することができる。

なお、本実施の形態についても、第 1 の実施の形態の変形例 1 から 4 の各変形例の構成も適用可能である。

【0125】

50

以上のように、上述した第１～第３の実施の形態及び各変形例の穿刺具及び超音波内視鏡によれば、病変部に穿刺されて病変部の内部を削り取ることにより病変部を縮小させることができ、かつその病変部から抜去する際に生きている病変細胞の付着を防止することができる。

さらに、腫瘍の大きさを小さくしかつ生きている病変細胞の付着を防止できるので、その後直ぐに腫瘍部の切除のための手術を行うことができる。

【０１２６】

なお、上述した第１～第３の実施の形態及び各変形例では、膵臓Ｐの腫瘍部Ｐａの縮小化の例を説明したが、他の臓器、例えば肝臓などの病変部の縮小化にも、上述した穿刺具は用いることができる。

【０１２７】

さらになお、上述した第１～第３の実施の形態及び各変形例では、針管への高周波電流の通電は、針管２１を病変部から引き抜くときに生きている病変細胞の付着防止のために行われるが、病変部の表面が硬い場合に、針管２１を刺すときに高周波電流の通電を行うようにしてもよい。

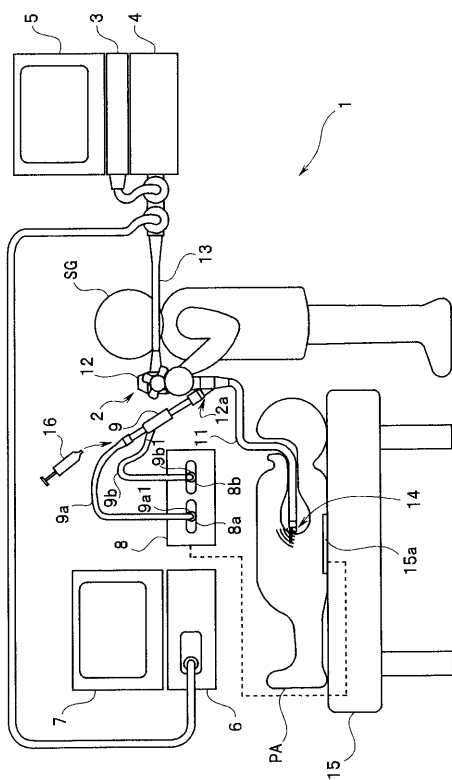
【０１２８】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

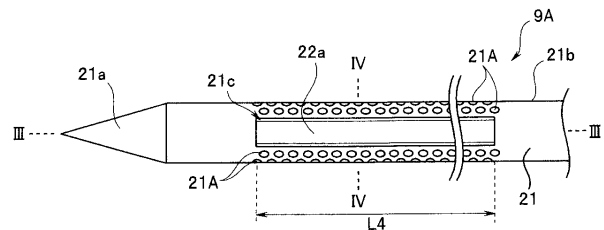
【０１２９】

本出願は、２０１２年１２月１２日に日本国に出願された特願２０１２－２７１６５１号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

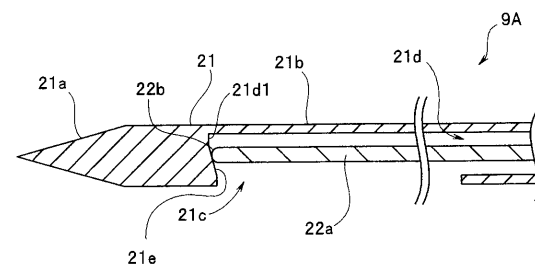
【図１】



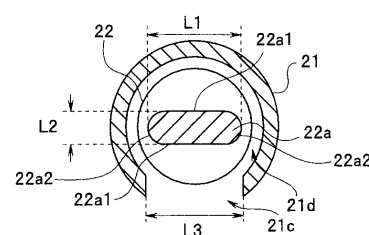
【図２】



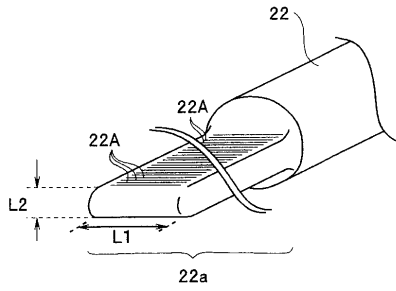
【図３】



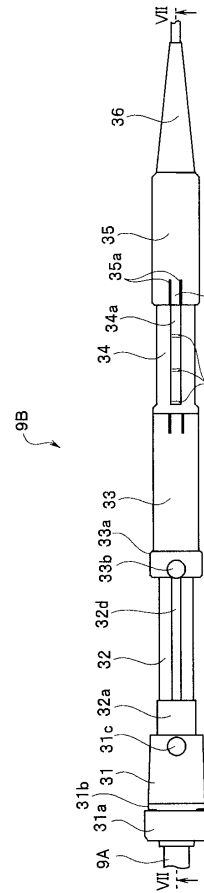
【図４】



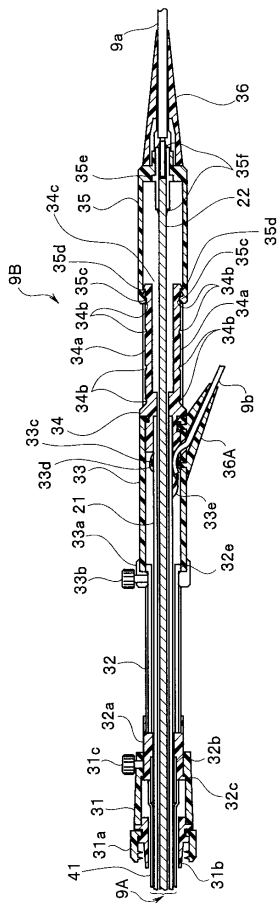
【図 5】



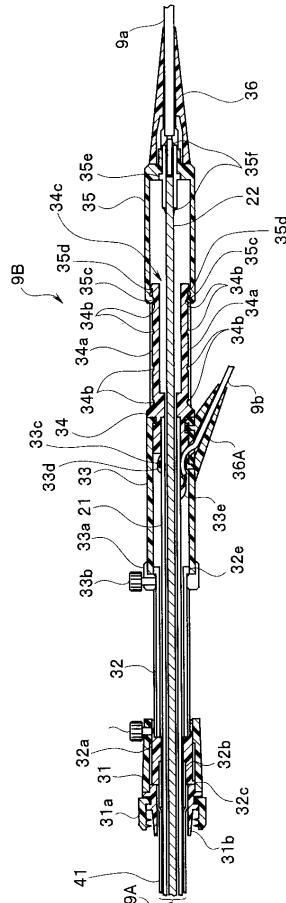
【図 6】



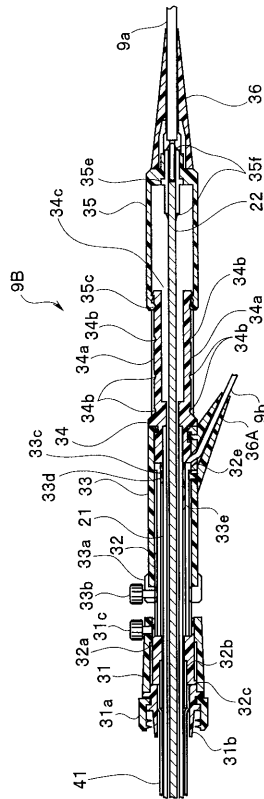
【図 7】



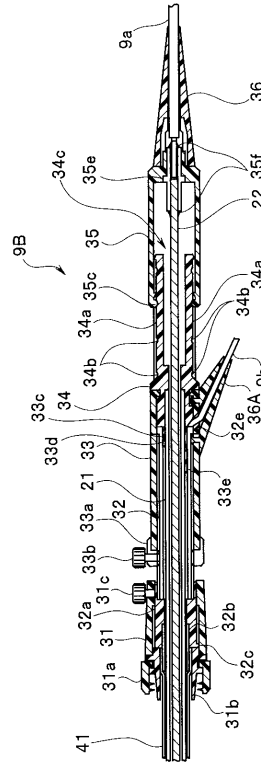
【図 8】



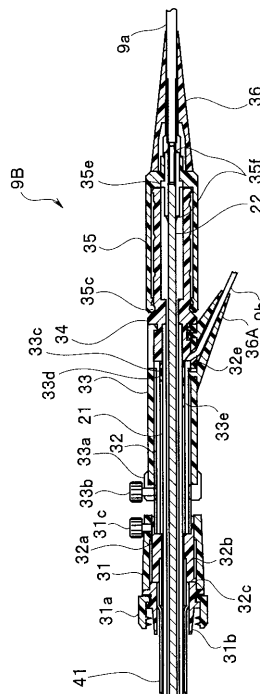
【図 9】



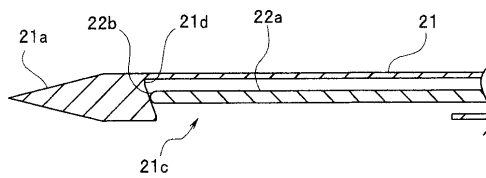
【図 10】



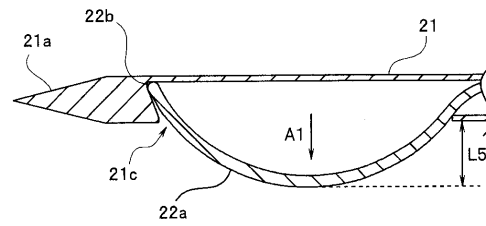
【図 11】



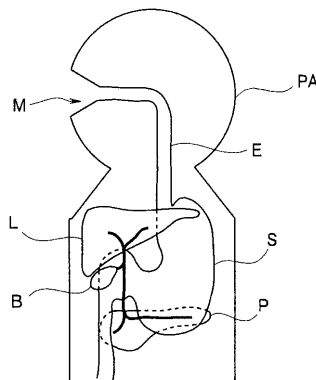
【図 12】



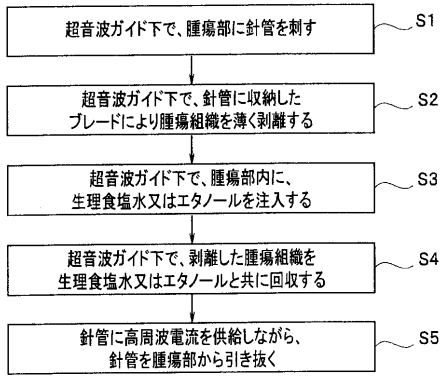
【図 13】



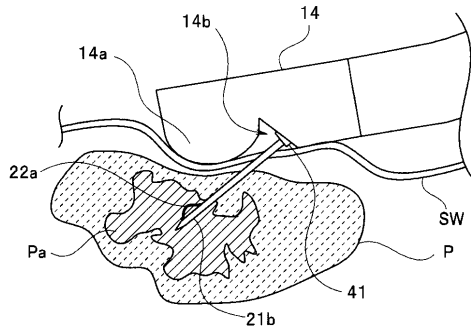
【図 14】



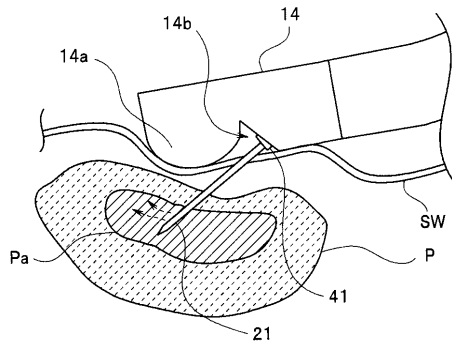
【図 15】



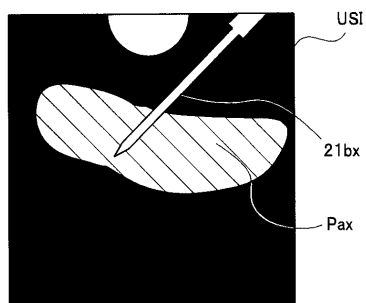
【図 16】



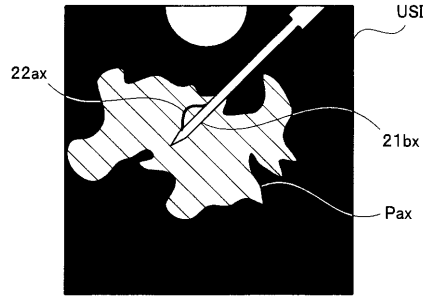
【図 19】



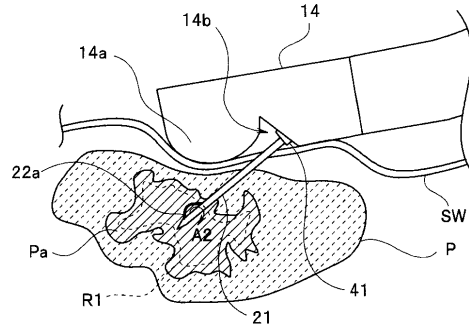
【図 20】



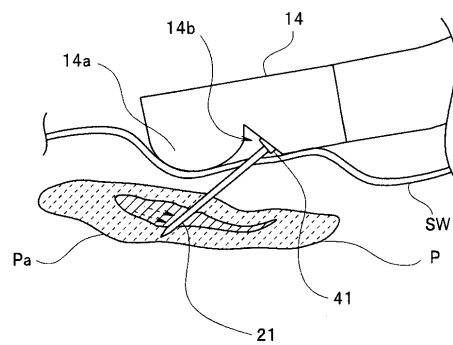
【図 17】



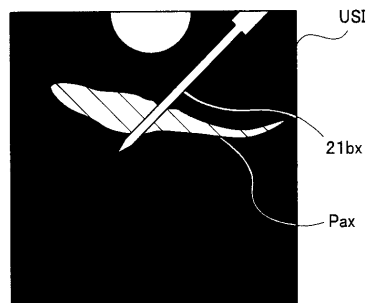
【図 18】



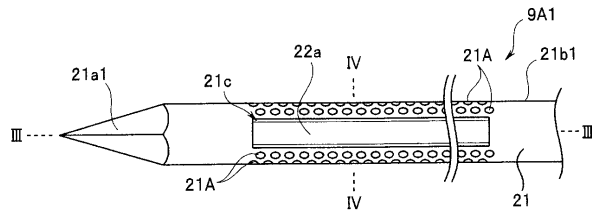
【図 21】



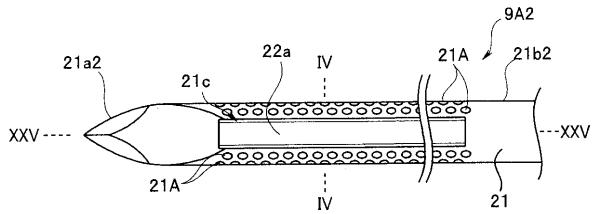
【図 22】



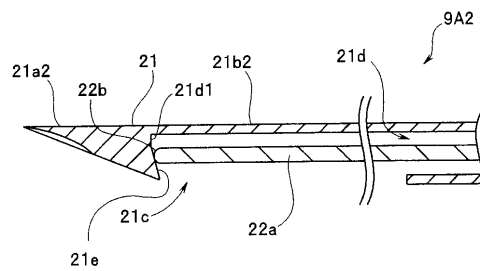
【図 23】



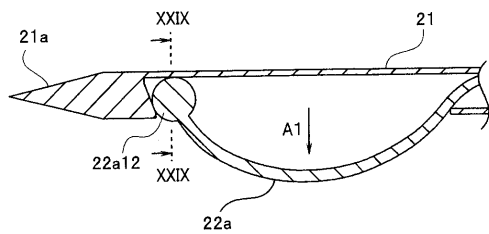
【図 24】



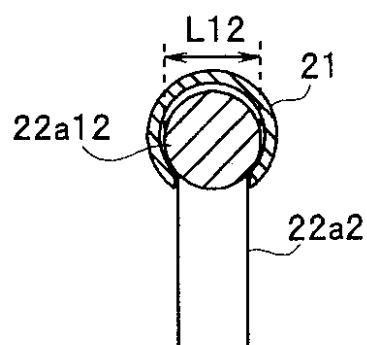
【図 25】



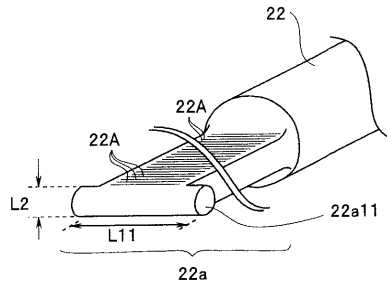
【図 28】



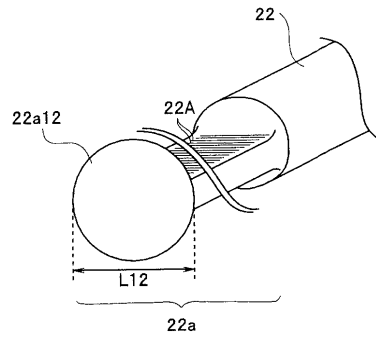
【図 29】



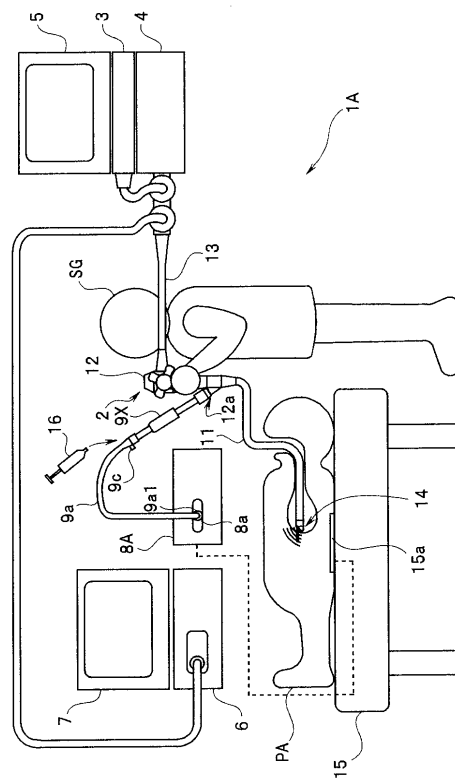
【図 26】



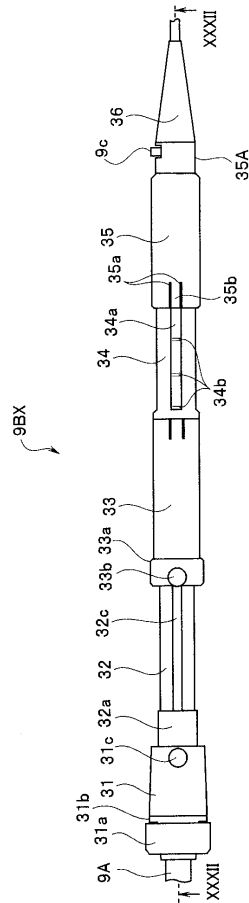
【図 27】



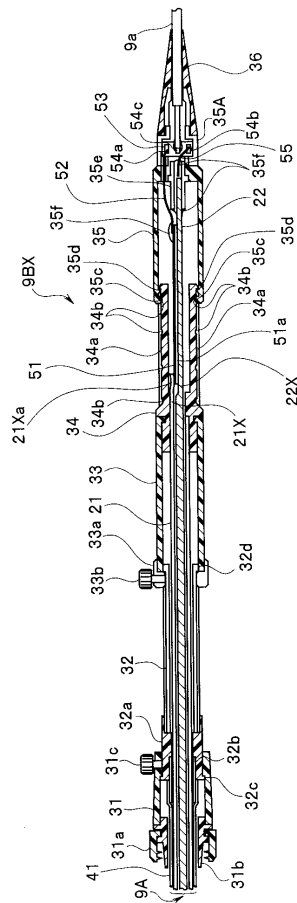
【図 30】



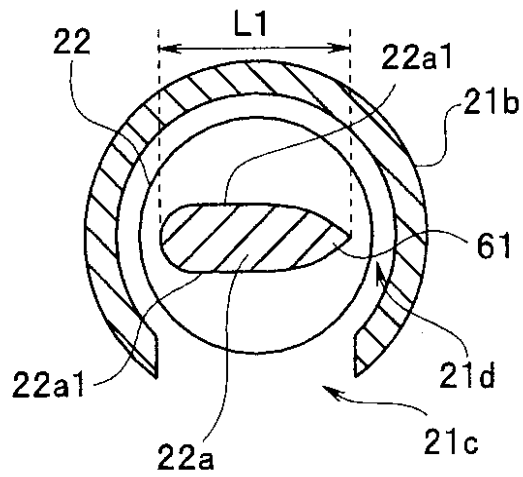
【図 3 1】



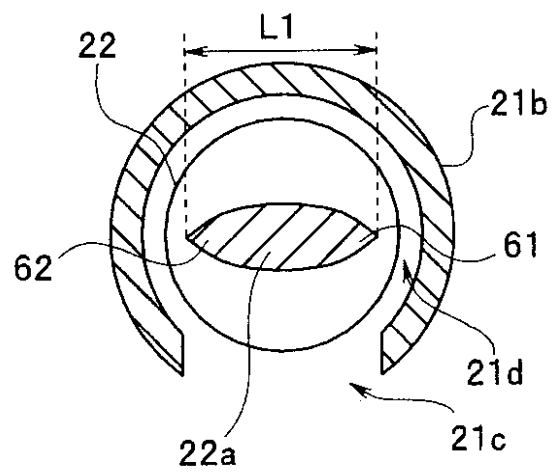
【図 3 2】



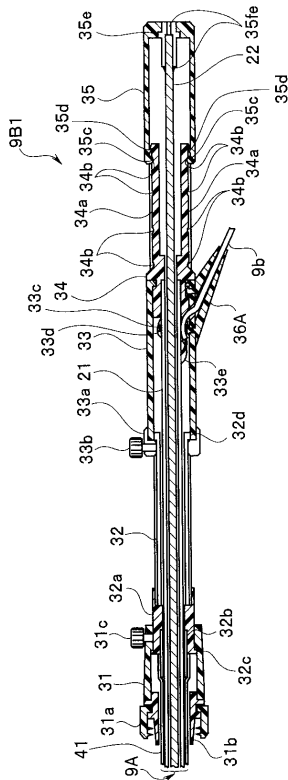
【図 3 3】



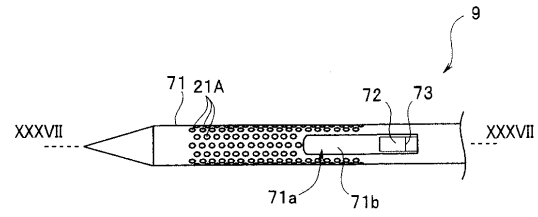
【図 3 4】



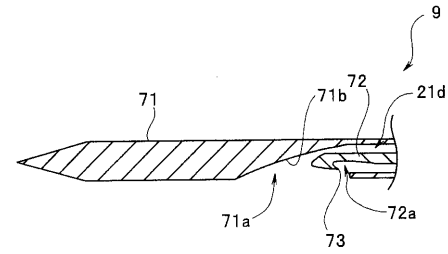
【図 3 5】



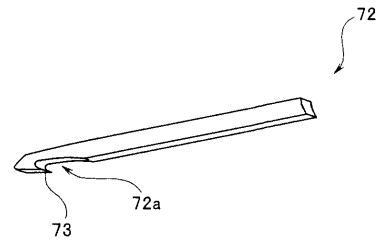
【図 3 6】



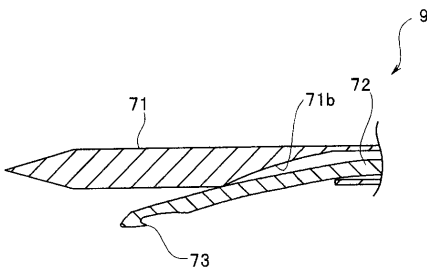
【図 3 7】



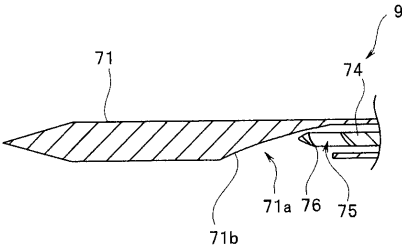
【図 3 8】



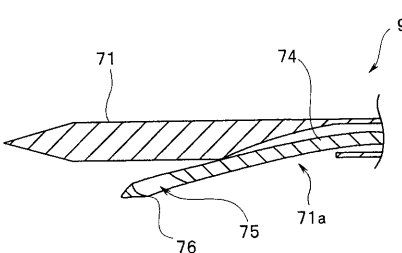
【図 3 9】



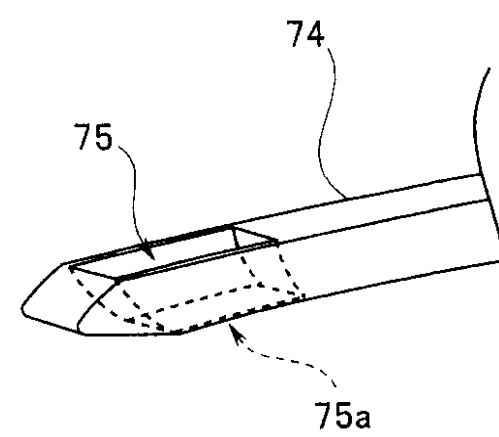
【図 4 0】



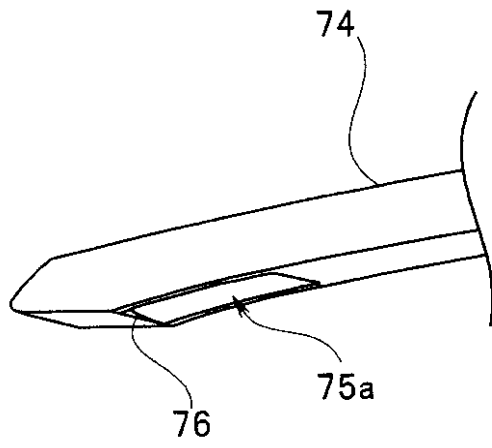
【図 4 1】



【図 4 2】



【図 4 3】



フロントページの続き

(72)発明者 梶 国英

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特表2004-531290 (JP, A)

特表2002-531211 (JP, A)

特開2000-116657 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

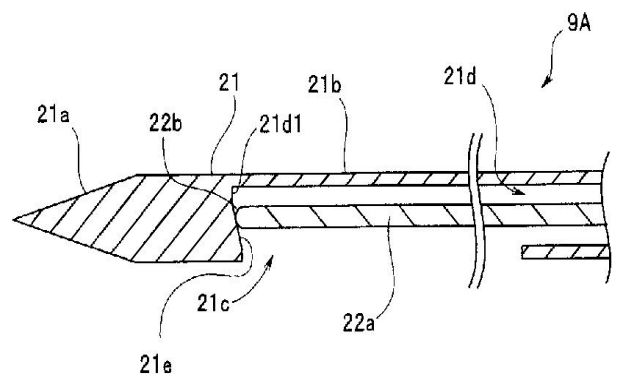
A61B 18/12

专利名称(译)	穿刺工具和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP5642905B2	公开(公告)日	2014-12-17
申请号	JP2014520459	申请日	2013-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	松井 祥一 仁科 研一 梶 国英		
发明人	松井 祥一 仁科 研一 梶 国英		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B8/12 A61B8/445 A61B10/0275 A61B17/320016 A61B17/320708 A61B18/1206 A61B18/1477 A61B2010/045 A61B2017/320791 A61B2018/00982 A61B2018/124 A61B2018/1273 A61B2018/1412 A61B2018/1425 A61B2018/1475 A61B2090/3925 A61B2218/007		
FI分类号	A61B17/39.310		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	毛利 大輔		
优先权	2012271651 2012-12-12 JP		
其他公开文献	JPWO2014091846A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

穿刺工具9包括：内部包括通道的针管21；开口部34c配置在针管转动操作部34的基端部；锥形部分21a被刺入被检体内，锥形部分21a设置在针管21的远端部分；开口部分21c布置在锥形部分21a的近端侧并与通道连通；刀片22能够通过针管21的通道插入，并且当插入通道时能够使切割部分从开口部分21c突出；连接器9a1用于电连接圆锥形部分21a和高频电源装置8。

【图3】



【图4】