

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5893814号

(P5893814)

(45) 発行日 平成28年3月23日(2016.3.23)

(24) 登録日 平成28年3月4日(2016.3.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 2 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-551641 (P2015-551641)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年5月20日 (2015.5.20)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/064463		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成27年10月15日 (2015.10.15)	(74) 代理人	100106909
(31) 優先権主張番号	特願2014-160724 (P2014-160724)		弁理士 棚井 澄雄
(32) 優先日	平成26年8月6日 (2014.8.6)	(74) 代理人	100064908
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 志賀 正武
早期審査対象出願		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織採取システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

チャンネル、前記チャンネルの基端側開口が設けられた内視鏡操作部、前記内視鏡操作部の内部において前記チャンネルから分岐する吸引用管路、及び、前記チャンネルと前記吸引用管路との境界部分であって前記チャンネルが屈曲した形状を形成し前記吸引用管路とともに略Y字状の管路形状を形成している分岐部を有する内視鏡装置と、

前記基端側開口に接続される処置具操作部、前記処置具操作部に接続され前記チャンネルに挿通されるシース、前記シースに進退可能に挿通された針管、及び、前記シースの基端部を覆い前記処置具操作部の先端部に接続され、前記基端側開口に前記処置具操作部が固定されたときに先端が前記分岐部内に配される支持パイプを有する生検針装置と、

を備え、

前記処置具操作部及び前記支持パイプは、前記シースの長軸を回転中心とした前記チャンネルに対する回転が規制された状態で互いに固定され、

前記支持パイプは、前記分岐部内に位置した状態において、前記吸引用管路と対向する側に、前記シースを通過させることが可能な開口を有する組織採取システム。

【請求項 2】

前記支持パイプは前記シースよりも硬質である
請求項 1 に記載の組織採取システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織採取システムに関する。

本願は、2014年8月6日に日本に出願された特願2014-160724号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、微量の体組織を採取し、顕微鏡で観察する、生検といわれる検査方法が知られている。臓器等の深部の組織を採取する場合は、光学内視鏡による観察が困難であるため、超音波内視鏡等による当該臓器の超音波断層像を取得し、超音波観察下で当該臓器に生検針を刺入して組織を採取することがある（たとえば特許文献1参照）。 10

また、生検針等の処置具を挿通するためのチャンネルを備えた内視鏡装置（たとえば特許文献2参照）においては、内視鏡操作部内でチャンネルが内視鏡操作部の側方へ向かって傾斜した状態を保持するための被嵌パイプを備えることが知られている。

【0003】

超音波内視鏡等の内視鏡装置は、生検針等の処置具を挿通するためのチャンネルと、体内にある液体や組織片等を吸引するための吸引用管路とを備えている場合がある。チャンネルと吸引用管路とを備えた細径の内視鏡装置の場合、チャンネルの一部を吸引用管路として兼用することによって細径な挿入部が構成されている場合がある。チャンネルの一部を吸引用管路として兼用する場合、内視鏡操作部内には、チャンネルと吸引用管路とに分岐する分岐部が設けられている。 20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】日本国特開2006-187471号公報

【特許文献2】日本国特開2004-236995号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

チャンネルと吸引用管路とが内視鏡操作部内で分岐された内視鏡装置を用いて生検針が採取対象臓器まで案内される場合、超音波内視鏡のチャンネルの基端側開口から先端側開口へ向かって生検針が押し込まれる過程で、チャンネルと吸引用管路との分岐部において生検針が蛇行することにより、生検針に折れや潰れ（以下、「キンク」と称する。）が生じやすい。 30

また、シースのキンクを予防するためにシースの剛性を高めると、チャンネルに対するシースの摺動抵抗が増加するため、シースの挿通がスムーズとならない。

【0006】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、内視鏡操作部内に配された吸引用管路とチャンネルとの分岐部におけるシースのキンクが生じにくく、且つ、チャンネルに対する挿通がスムーズな組織採取システムを提供することである。 40

【課題を解決するための手段】

【0007】

（1）本発明の一態様に係る組織採取システムは、チャンネル、前記チャンネルの基端側開口が設けられた内視鏡操作部、前記内視鏡操作部の内部において前記チャンネルから分岐する吸引用管路、及び、前記チャンネルと前記吸引用管路との境界部分であって前記チャンネルが屈曲した形状を形成し前記吸引用管路とともに略Y字状の管路形状を形成している分岐部を有する内視鏡装置と、前記基端側開口に接続される処置具操作部、前記処置具操作部に接続され前記チャンネルに挿通されるシース、前記シースに進退可能に挿通された針管、及び、前記シースの基端部を覆い前記処置具操作部の先端部に接続され、前記基端側開口に前記処置具操作部が固定されたときに先端が前記分岐部内に配される支持パ 50

イプを有する生検針装置と、を備える。前記処置具操作部及び前記支持パイプは、前記シースの長軸を回転中心とした前記チャンネルに対する回転が規制された状態で互いに固定されており、前記支持パイプは、前記分岐部内に位置した状態において、前記吸引管路と対向する側に、前記シースを通過させることが可能な開口を有する。

【0009】

(2) 上記(1)に記載の組織採取システムにおいて、前記支持パイプは前記シースよりも硬質であってもよい。

【発明の効果】

【0010】

上記各態様によれば、内視鏡操作部内に配された吸引管路とチャンネルとの分岐部におけるシースのキンクが生じにくく、且つ、チャンネルに対する挿通がスムーズな組織採取システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の第1実施形態に係る組織採取システムの全体図である。

【図2】同実施形態に係る組織採取システムの内視鏡である超音波内視鏡の先端部分の断面図である。

【図3】同超音波内視鏡の操作部の断面図である。

【図4】同組織採取システムの生検針装置を示す部分断面図である。

【図5】同生検針装置の操作部を示す図である。

【図6】同生検針装置と同超音波内視鏡との取り付け状態を示す斜視図である。

【図7】同組織採取システムの作用を示す説明図である。

【図8】同組織採取システムの作用を示す説明図である。

【図9】同組織採取システムの作用を示す説明図である。

【図10】同組織採取システムの作用を示す説明図である。

【図11】本発明の第2実施形態に係る組織採取システムにおける超音波内視鏡の操作部に同実施形態の生検針装置が固定された状態を示す断面図である。

【図12】同組織採取システムの作用を示す説明図である。

【図13】本発明の第3実施形態の組織採取システムにおける超音波内視鏡の操作部に同実施形態の生検針装置が固定された状態を示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

(第1実施形態)

本発明の第1実施形態について説明する。図1は、本実施形態に係る組織採取システムの全体図である。図2は、本実施形態に係る組織採取システムの内視鏡である超音波内視鏡の先端部分の断面図である。図3は、同超音波内視鏡の操作部の断面図である。

【0013】

図1に示す本実施形態に係る組織採取システム150は、体内の組織を採取する生検に利用可能な医療機器である。組織採取システム150は、超音波内視鏡(内視鏡装置)100と、内視鏡用生検針装置1(以下、単に「生検針装置」と称する。)とを備える。

【0014】

図1に示すように、超音波内視鏡100は、先端から体内に挿入される挿入部101と、挿入部101の基端に取り付けられた操作部(内視鏡操作部)109と、操作部109の側部に一端が接続されたユニバーサルコード112と、ユニバーサルコード112の他端に分岐ケーブル112aを介して接続された光源装置113と、ユニバーサルコード112の他端に分岐ケーブル112bを介して接続された光学的観察部114と、ユニバーサルコード112の他端に分岐ケーブル112cを介して接続された超音波観察部115とを備える。

【0015】

挿入部101は、先端硬質部102、湾曲部105、および可撓管部106が先端側か

10

20

30

40

50

らこの順に並べて設けられている。

【0016】

先端硬質部102は、光学的観察を行うための光学撮像機構103と、超音波観察を行うための超音波走査機構104とを備える。

【0017】

光学撮像機構103は、先端硬質部102の斜め前方に視野が向けられた撮像光学系と、撮像光学系を通じて入射した被写体の像を検出するCCDやCMOSなどのイメージセンサと、イメージセンサの動作を制御するCPU等の不図示の各種構成を備える。

【0018】

超音波走査機構（プローブ）104は、超音波の出射及び受信を行う図示しない超音波振動子を備える。超音波走査機構104は、超音波振動子が発した超音波が観察対象に当たって反射した反射波を超音波振動子によって受信し、超音波振動子が受信した超音波に基づいた信号を超音波観察部115へ出力する。

本実施形態の超音波走査機構104は、生検対象となる組織の超音波画像を取得するために使用される。また、本実施形態の超音波走査機構104は、生検の手技の過程で針管3の超音波画像を取得するために使用される。

【0019】

湾曲部105は、筒状に形成されており、湾曲部105の先端105a（図2参照）に固定され操作部109まで延びる図示しないアングルワイヤを操作部109において牽引操作することによって、所定方向へ湾曲する能動湾曲部である。本実施形態の湾曲部105は、超音波の走査方向に沿って2方向に湾曲可能である。

本実施形態の超音波内視鏡100は、例えば呼吸器の治療のために、挿入部101の外径が細く、湾曲部105が2方向に湾曲可能である。しかしながら、例えば消化器の処置を行う場合等に用いる超音波内視鏡100では、挿入部101の外径が太く、湾曲部105が4方向に湾曲可能であってもよい。湾曲部105が4方向に湾曲可能である場合には、湾曲部105が2方向に湾曲可能である場合に比べて、超音波内視鏡100の操作自由度がより高い。

【0020】

可撓管部106は、管腔組織内や体腔内において先端硬質部102を所望の位置に案内できるように柔軟に形成された筒状部材である。

湾曲部105と可撓管部106とのそれぞれの内部には、チャンネル107が設けられている。

【0021】

図1及び図2に示すチャンネル107は、生検針装置1を挿通するための筒状部である。さらに、本実施形態のチャンネル107は、体液等の液体を吸引するための吸引管路の一部として利用される。

チャンネル107の先端側開口は、先端硬質部102の先端部近傍において開口している。

チャンネル107の基端側開口は、操作部109の先端側の側面において開口している。チャンネル107の基端側開口には、フランジ状に形成された基端口金108が固定されている。基端口金108には、超音波内視鏡100とともに使用される生検針装置1を固定することができる。

【0022】

チャンネル107は、図2に示すように、先端硬質部102内において挿入部101の軸線C1に対して傾斜したスロープ部107aと、スロープ部107aの基端に接続されたアングルチューブ107b（アングル部）と、アングルチューブ107bの基端に接続されたチャンネルチューブ107cとを有する。

本実施形態では、後述する分岐部120の一部もチャンネル107の一部として機能する。

【0023】

スロープ部107aは、挿入部101の軸線C1に対して傾斜する直線を中心線とする貫通孔が先端硬質部102に形成されていることによって先端硬質部102に設けられている。スロープ部107aに形成された貫通孔の中心線C2は、超音波走査機構104による超音波の走査面（上述の湾曲面と略同一）に含まれる位置にある。このため、スロープ部107aに生検針装置1が挿通されたときに、スロープ部107aは、生検針装置1の針管3を上述の走査面へと案内可能である。

挿入部101の軸線C1に対するスロープ部107aの中心線C2の傾斜角度は、処置対象となる部位等に対応して適宜設定されてよい。本実施形態では、スロープ部107aの中心線C2は、挿入部101の軸線C1に対して、たとえば23度から28度の角度をなして傾斜している。

10

【0024】

アングルチューブ107bは、チャンネルチューブ107cからスロープ部107aへと案内される生検針装置1の先端の向きをスロープ部107aの中心線C2に沿う方向へと変化させるために所定の角度を有して屈曲あるいは湾曲した形状のチューブである。アングルチューブ107bは、スロープ部107aとチャンネルチューブ107cとを接続する。本実施形態では、アングルチューブ107bは、一定の曲率で曲げられた弧状の形状を有する。

【0025】

チャンネルチューブ107cは、先端硬質部102の基端近傍において、挿入部101の軸線C1方向と平行な方向で挿入部101の先端側に向けて開口しており、挿入部101の軸線C1と略平行に挿入部101の基端側に延びて分岐部120に固定されている。

20

【0026】

図1に示す操作部109は、超音波内視鏡100を使用する術者が手に持つことができるように形成された外面を有している。図1及び図3に示すように、操作部109には、アングルワイヤを牽引して湾曲部105を湾曲動作させるための湾曲操作機構110と、チャンネル107を通じて吸引をするためのスイッチ111と、チャンネル107が分岐されたY字形状の分岐部120（図3参照）と、が配されている。

【0027】

図3に示す分岐部120は、操作部109の内部でチャンネル107の一部を構成する管路部材である。分岐部120は、操作部109の先端側へ向かって延びる第一管路部121と、第一管路部121の基端から第一管路部121と同軸状に延びる第二管路部122と、第一管路部121の基端から第一管路部121に対して傾斜して延びる第三管路部123とを有する。

30

【0028】

第一管路部121は、生検針装置1の挿入体2が挿入される（図7参照）とともに、吸引された体液や組織等が通過する管路である。第一管路部121の先端は、チャンネルチューブ107cの基端に連通されている。

【0029】

第二管路部122は、吸引された体液や組織等が通過する吸引用管路である。

【0030】

40

第三管路部123は、生検針装置1の挿入体2をチャンネルチューブ107cまで案内するための管路である。第三管路部123の基端部分は、基端口金108に接続されている。第一管路部121と第三管路部123とのなす角は、針管3にキンクが生じる限界角度よりも大きい。この限界角度は、針管3の材質や寸法に応じて定められる。第一管路部121と第三管路部123とのなす角は鈍角であるため、基端口金108からチャンネル107内に挿入されるシース7を第三管路部123から第一管路部121へ案内することができる。

また、第一管路部121と第三管路部123とのなす角が、針管3にキンクが生じる限界角度以下である場合は、分岐部120は、第一管路部121と第三管路部123との境界部分に空洞領域を有する。分岐部120が空洞領域を有することにより、針管3が緩や

50

かな湾曲状態とし得るため、第一管路部 1 2 1 と第三管路部 1 2 3 とのなす角が、針管 3 にキックが生じる限界角度になることを防ぐことができる。

針管 3 にキックが生じる限界角度は、針管 3 の材質や寸法に応じて決まる。第一管路部 1 2 1 と第三管路部 1 2 3 とのなす角は、針管 3 の使用態様に対応して、針管 3 にキックが生じる限界角度を考慮して定められる。

【0031】

図 1 に示す光源装置 1 1 3 は、光学撮像機構 1 0 3 による撮像に必要な照明光を発するための装置である。

【0032】

光学的観察部 1 1 4 は、光学撮像機構 1 0 3 のイメージセンサによって撮像された映像をモニター 1 1 6 に映し出す。

10

【0033】

超音波観察部 1 1 5 は、超音波走査機構 1 0 4 から出力された信号を受信し、この信号に基づいて画像を生成してモニター 1 1 6 に映し出す。

【0034】

次に、生検針装置 1 の構成について説明する。図 4 は、組織採取システム 1 5 0 の生検針装置 1 を示す部分断面図である。図 5 は、生検針装置 1 の操作部を示す図である。

【0035】

図 1, 図 4, 及び図 5 に示すように、生検針装置 1 は、体内に挿入される挿入体 2 (図 4 参照) と、挿入体 2 を操作するための操作部 (処置具操作部) 8 と、スタイレット (芯金) 2 7 とを備えた医療用の処置具である。

20

【0036】

挿入体 2 は、超音波内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 0 1 の先端から突出可能かつチャンネル 1 0 7 に取り付け可能である長尺部材である。挿入体 2 は、針管 3 と、針管 3 が内部に挿通された筒状のシース 7 とを備える。

【0037】

針管 3 は、先端と基端とを有し、操作部 8 により進退操作される筒状部材である。

針管 3 の材質としては、可撓性を有しているとともに、外力により曲げられても容易に直線状態に復元する弾性を有する材質であることが好ましい。たとえば、針管 3 の材料としては、ステンレス合金、ニッケルチタン合金、コバルトクロム合金などの合金材料を採用することができる。

30

【0038】

針管 3 の先端には、針管 3 の内部の組織を吸引するための開口 3 1 が形成されている。開口 3 1 は、針管 3 を生体組織に穿刺するために、鋭利に形成されている。

針管 3 の先端に設けられた開口 3 1 は、針管 3 を形成する管状部材の先端を、針管 3 の軸線 X 1 に対して斜めに切り落とすことにより形成されている。開口 3 1 の具体的形状は、対象とする組織等を考慮して公知の各種形状から適宜選択されてよい。

【0039】

図 4 に示すシース 7 は、可撓性を有する管状部材からなる。シース 7 は、金属製の素線がコイル状に巻かれることで、内部に針管 3 を通すことができる管状の形状を有する。なお、シース 7 は樹脂製でもよい。また、シース 7 は樹脂被覆を有していてもよい。

40

シース 7 は、操作部 8 の先端から延出している。

【0040】

操作部 8 は、図 4 及び図 5 に示すように、操作本体 9 と、操作本体 9 の先端側に設けられたシースアジャスター 1 8 と、操作本体 9 の基端側に設けられた針スライダ 2 3 とを備える。

【0041】

操作本体 9 は、例えば ABS 樹脂等で形成されており、針管 3 およびシース 7 が挿通可能な管腔を有する。操作本体 9 の先端側は、管状に形成されたシースアジャスター 1 8 に挿入されている。操作本体 9 の基端側は、管状に形成された針スライダ 2 3 に挿入されて

50

いる。操作本体 9 とシースアジャスター 18、および操作本体 9 と針スライダ 23 は、外周面に形成された図示しない溝あるいは凸部等が互いに係合することにより、軸線まわりの相対回転が抑制されつつ軸線方向に摺動可能である。

【0042】

シースアジャスター 18 の先端部には、超音波内視鏡 100 の基端口金 108 に着脱可能なスライドロック 51 が設けられている。スライドロック 51 を操作部 8 の軸線に直交する方向にスライドして基端口金 108 と係合させることで、操作部 8 を超音波内視鏡 100 に固定することができる。

スライドロック 51 の先端側には、一对の壁部 52 a、52 b を有するホルダ（固定部）52 が設けられている。ホルダ 52 は、シースアジャスター 18 に対して固定されている。ホルダ 52 の一对の壁部 52 a、52 b は、略平行であり、その距離は、超音波内視鏡 100 の操作部 109 の先端側が接触せずに収納可能である程度の値に設定されている。

10

【0043】

シースアジャスター 18 の先端部からは、例えばステンレス製の支持パイプ 53 が突出している。

支持パイプ 53 は、図 7 に示すように、超音波内視鏡 100 の基端口金 108 から第三管路部 123 の内部に挿入される。生検針装置 1 が基端口金 108 に固定された状態において、支持パイプ 53 の先端は、第一管路部 121 の中心線方向から見たときの第一管路部 121 の内壁の内側領域内に進入した位置にある。また、生検針装置 1 が基端口金 108 に固定された状態において、支持パイプ 53 の先端は、第一管路部 121 の内壁から離間した位置にある。

20

支持パイプ 53 の先端と第一管路部 121 の内壁との間の距離は、シース 7 の外径の 2 倍を超えない。このため、支持パイプ 53 から先端側へ延びるシース 7 は、生検針装置 1 が基端口金 108 に固定された状態において、第二管路部 122 へ入り込まない。

【0044】

支持パイプ 53 が第三管路部 123 に挿入され、生検針装置 1 が基端口金 108 に固定された状態において、支持パイプ 53 は第三管路部 123 の中心線と同軸となるように第三管路部 123 に支持されている。このため、支持パイプ 53 に対して進退するシース 7 は、支持パイプ 53 が第三管路部 123 に支持されているときに、第一管路部 121 と第三管路部 123 とのなす鈍角に沿って進退する。

30

第一管路部 121 と第三管路部 123 とのなす鈍角は、針管 3 にキンクが生じる限界角度よりも大きいので、シース 7 内に針管 3 が配された状態で、分岐部 120 における針管 3 のキンクが起らない。

【0045】

支持パイプ 53 の基端部は、操作本体 9 内に挿入されている。支持パイプ 53 の基端は、針スライダ 23 が操作本体 9 に対して最も前進された状態において、針スライダ 23 の先端よりも基端側（例えば図 5 に示す位置 P1）に位置している。シース 7 は支持パイプ 53 内に挿通されており、シース 7 の基端部が支持パイプ 53 の基端から突出して、接着等により操作本体 9 に固定されている。

40

【0046】

シースアジャスター 18 には、図 4 に示すように、固定ネジ 54 が取り付けられている。固定ネジ 54 は、シースアジャスター 18 を貫通して操作本体 9 に設けられた図示しないネジ穴に嵌合している。固定ネジ 54 を操作本体 9 に対して締め込むと、シースアジャスター 18 が操作本体 9 に押し当てられて、シースアジャスター 18 と操作本体 9 とが摺動しないように固定することができる。シースアジャスター 18 と操作本体 9 との位置関係を変化させることで、操作部 8 を超音波内視鏡 100 に固定した際の、チャンネル 107 からのシース 7 の突出長を調節することができ、固定ネジ 54 により当該突出長を固定することができる。

【0047】

50

図1に示すように、固定ネジ54の軸線は、ホルダ52に収まった操作部109の軸線に向かうように配置されるのが好ましい。これにより、操作部8を術者の正面に位置させたときに固定ネジ54が左右に偏らないため、術者の利き手によらず容易に操作することができる。固定ネジ54の軸線がホルダ52に収まった操作部109の軸線に向かっているならば、固定ネジ54のシースアジャスター18に対する位置が図1と反対側に向いて取り付けられていても、概ね同様の効果を得ることができる。

【0048】

シースアジャスター18の先端部の外周面には、術者が把持しやすいように凹凸が設けられている。

【0049】

針スライダ23は、針管3の基端に固定されている。また、針スライダ23は、操作本体9に対して移動可能となるように操作本体9に連結されている。

針管3の基端側は、シース7の基端から突出して針スライダ23に固定されているため、針スライダ23を操作本体9に対して摺動することで、シース7の先端から針管3を突出させることができる。

針スライダ23の先端側において、ストッパ61が操作本体9に対して移動可能に取り付けられている。ストッパ61は固定ネジ62を有し、固定ネジ62を締め込むことで、針スライダ23を操作本体9に対して固定することができる。図1に示すように、固定ネジ62の軸線は、ホルダ52に収まった操作部109の軸線に向かうように配置されるのが好ましい。これにより、操作部8を術者の正面に位置させたときに固定ネジ62が左右に偏らないため、術者の利き手によらず容易に操作することができる。固定ネジ62の軸線がホルダ52に収まった操作部109の軸線に向かっているならば、固定ネジ62が図1と反対側に向いて取り付けられていても、概ね同様の効果を得ることができる。

【0050】

固定ネジ62は、上述の固定ネジ54と同じ方向に向けられていてもよいし、互いに逆方向に向けられていてもよい。

【0051】

図4に示すように、針スライダ23は、ストッパ61と接触する位置までしか操作本体9に対して前進できないので、操作本体9に対するストッパ61の固定位置を調節することで、針管3のシース7からの最大突出長を調節することができる。本実施形態では、針スライダ23による針管3の操作ストローク長L2は少なくとも40mmある。

【0052】

生検針装置1の使用開始前における初期状態では、針スライダ23が、操作本体9の基端側であって、針スライダ23が操作本体9に対して取ることで最も基端側に位置している。初期状態では、針管3の先端は、シース7内にある。

また、シース7が超音波内視鏡100のチャンネル107に取り付けられて、超音波内視鏡100を用いてシース7の先端部分を光学的に観察可能である場合には、針管3の先端は、湾曲部105の先端105aよりも先端側に位置している。

【0053】

操作本体9に対する針スライダ23の移動量は、シース7に対する針管3の先端の移動量に略対応する(図4参照)。すなわち、針スライダ23が針管3をシース7に対して移動させることで、シース7に対する針管3の先端の移動量(相対ストローク長L1)は、針スライダ23の実際の移動量(操作ストローク長L2)に針管3の伸び量あるいは縮み量を加味した量となる。針管3の伸び量あるいは縮み量は、針管3自身の伸縮性(弾性)、針管3とシース7との間の摩擦抵抗の大きさ、チャンネル107内におけるシース7の蛇行状態、及びシース7内における針管3の蛇行状態の影響を受ける。

【0054】

生検針装置1の使用開始前における初期状態において、針管3の先端は、シース7の先端から突出されている。初期状態における針管3の突出長は、針スライダ23の操作ストローク長L2よりは短い、少なくとも40mmあることが好ましい。

【0055】

針スライダ23の基端部には開口23aが設けられており、スタイレット27を針管3の基端から針管3内に挿入することができる。開口23aにはネジ山が設けられており、公知のシリンジ等を開口23aに接続可能である。針スライダ23の先端部の外周面には、術者が把持しやすいように凹凸が設けられている。

【0056】

図4に示すスタイレット27は、針スライダ23の開口23aに取り付け可能なツマミ27aと、ツマミ27aに固定された芯27bとを有する。

芯27bは、針管3の内面形状に対応した断面形状を有している。本実施形態では、芯27bの断面は円形である。

10

【0057】

以上の構成を有する組織採取システム150の使用時の動作について説明する。図6は、生検針装置1と超音波内視鏡100との取り付け状態を示す斜視図である。図7から図10は、組織採取システム150の作用を示す説明図である。

以下では、肺の深部に位置する病変を対象組織として生検針装置1の針管3を刺入し、針管3の内部を通じて病変の細胞などを回収する生検の処置を例に説明する。

【0058】

まず術者は、図1に示す超音波内視鏡100の挿入部101を体内に挿入し、光学撮像機構103で観察しながら、適宜湾曲部105を湾曲させつつ対象組織の付近まで挿入部101の先端部を導入する。導入後、術者は、光学撮像機構103および超音波走査機構104による観察結果に基づいて、生検を行う部位を決定する。

20

【0059】

次に、術者は、超音波内視鏡100の操作部109に設けられた基端口金108からチャンネル107の内部へ、生検針装置1の挿入体2を先端側から挿入する。挿入体2は、基端口金108から分岐部120に達し、第三管路部123から第一管路部121へ向かって湾曲変形されてチャンネルチューブ107c内に挿入される（図7参照）。

【0060】

さらに、術者は、図6に示すように操作部109の先端側をホルダ52の一对の壁部52a、52b間に進入させてから、生検針装置1の操作部8に設けられたスライドロック51を基端口金108に係合させる。これにより、生検針装置1の操作部8は、操作部109に対して回転しないように超音波内視鏡100に固定される。

30

【0061】

次に、術者は、固定ネジ54を緩め、光学撮像機構103および超音波走査機構104によってシース7および体内を観察しながら、図8に示すように、シースアジャスター18と操作本体9とを相対的に摺動させて、超音波内視鏡100の挿入部101の先端からのシース7の突出量を適切な量に調整する。調整後、術者は固定ネジ54を締め込んで当該突出量を固定する。

【0062】

次に、超音波走査機構104による観察結果に基づいて、生検を行う対象組織Tまでの距離を考慮しつつストッパ61を移動させて所望の位置で操作本体9に固定し、針管3の最大突出長を調節する。

40

【0063】

次に、図8に示すように、術者は、針スライダ23を操作部8の先端側へと前進させる。すると、図9に示すように、針管3がシース7から突出する。針管3の先端が湾曲部105とアングルチューブ107bとの間にある状態で、針スライダ23を操作部8の先端側へと術者が前進させる場合には、針管3の先端はシース7にガイドされながらアングルチューブ107bを通過してスロープ部107aに達する。

【0064】

針管3の先端がアングルチューブ107bを始点として先端側へ移動される場合、及び、針管3の先端がスロープ部107aを始点として先端側へ移動される場合においても、

50

上述の通り、針管 3 の先端は、シース 7 にガイドされつつシース 7 の先端から突出される。

【0065】

針スライダ 23 を操作部 8 の先端側へと術者が前進させることにより、図 10 に示すように、針管 3 の先端は組織に穿刺され、生検を行う対象組織 T へと押し進められる。このとき、組織の表面から外部に露出している針管 3 は光学撮像機構 103 によって観察することができ、組織の内部に差し込まれた針管 3 の先端側部分は超音波走査機構 104 によって観察することができる。

【0066】

術者は、超音波走査機構 104 において受信された超音波に基づく超音波画像を図 1 に示す超音波観察部 115 によって観察することができる。超音波観察部 115 に鮮明に映し出された針管 3 の像を参照し、術者は、針管 3 の先端を、生検を行う対象組織 T に到達させる。

【0067】

次に、術者は、針管 3 内に入り込んだ生検対象でない組織をスタイレット 27 で押し出し、挿入体 2 および操作部 8 からスタイレット 27 を引き抜く。これにより、針管 3 の先端から針スライダ 23 の基端まで延びる貫通孔が生じる。術者は、針スライダ 23 の基端にシリンジ等を接続して針管 3 内を吸引し、針管 3 の先端から生検を行う対象組織 T の細胞などを吸引して採取する。

【0068】

必要量の細胞などが採取できたら、針スライダ 23 を操作部 8 の基端側に後退させ、針管 3 の先端をシース 7 内に収容する。これにより、針管 3 は組織から抜ける。針管 3 が組織から抜けたら、超音波内視鏡 100 の操作部 109 の基端口金 108 からスライドロック 51 をはずし、生検針装置 1 をチャンネル 107 から抜去する。最後に超音波内視鏡 100 を患者から抜去して一連の処置を終了する。

【0069】

以上に説明したように、本実施形態では、挿入体 2 の第二管路部 122 側への湾曲が、支持パイプ 53 によって防止されている。このため、挿入体 2 が第二管路部 122 側へ入り込むことが、支持パイプ 53 によって防止されている。その結果、挿入体 2 の内部に配された針管 3 がキンクしにくい。また、支持パイプ 53 は、挿入体 2 が第一管路部 121 と第三管路部 123 との各々の中心線に沿って移動するように挿入体 2 を支持しているので、挿入体 2 をチャンネル 107 内で進退させるときに分岐部 120 内で挿入体 2 が複雑に塑性変形してしまう可能性を低く抑えることができる。

【0070】

(第 2 実施形態)

本発明の第 2 実施形態について説明する。図 11 は、本実施形態の組織採取システムにおける超音波内視鏡 100 の操作部 109 に同実施形態の生検針装置 1A が固定された状態を示す断面図である。図 12 は、本実施形態の組織採取システムの作用を示す説明図である。

【0071】

図 11 に示すように、本実施形態の生検針装置 1A は、第 1 実施形態で説明した支持パイプ 53 (図 7 参照) に代えて、先端部分の外周面の一部が切り取られた形状を有する支持パイプ 53A を有している。

支持パイプ 53A の先端部分は、生検針装置 1A が基端口金 108 に固定されたときに、第二管路部 122 側に壁面が位置し、第二管路部 122 と対向する側 (第一管路部 121 側) に、シース 7 が通過可能な開口 53Aa を有する。支持パイプ 53A は、シース 7 の長軸を回転中心としたチャンネル 107 に対する回転が規制された状態で、操作部 8 に固定されている。支持パイプ 53A は、生検針装置 1A が基端口金 108 に固定されたときに支持パイプ 53A が第三管路部 123 内で回転しないように規制されている。

支持パイプ 53A の先端は、第一管路部 121 の内面に接触していてもよい。

【0072】

本実施形態では、第一管路部121と第三管路部123とのなす鈍角の影響で挿入体2が曲げられるのではない。本実施形態では、支持パイプ53Aの先端部分に形成された切欠き部分から挿入体2が支持パイプ53A外に出ることにより、挿入体2は、第1実施形態よりも緩やかな湾曲形状を形成して分岐部120内で湾曲される。

このため、本実施形態では、針管3のキンクが更に起こりにくく、適用可能な針管3の選択肢が広い。また、支持パイプ53Aとシース7との間の摩擦抵抗が少なくなるので、チャンネル107内でのシース7の進退がスムーズである。

【0073】

また、図12に示すように、本実施形態でも、第1実施形態と同様に、挿入体2が第二管路部122側へ入り込むことが支持パイプ53Aによって防止されているので、挿入体2をチャンネル107内で進退させるときに分岐部120内で挿入体2が複雑に塑性変形してしまう可能性を低く抑えることができる。

【0074】

(第3実施形態)

本発明の第3実施形態について説明する。図13は、本実施形態の組織採取システムにおける超音波内視鏡100の操作部109に同実施形態の生検針装置1Bが固定された状態を示す断面図である。

図13に示すように、本実施形態の生検針装置1Bは、第1実施形態で説明した支持パイプ53に代えて、支持パイプ53Bを有している。指示パイプ53Bは、基端側が硬性パイプ55aからなり、先端側が軟性パイプ55bからなる。

【0075】

硬性パイプ55aは、第三管路部123によって第三管路部123と同軸状に支持される構成の筒状部材である。硬性パイプ55aは、操作部8に固定されている。

【0076】

軟性パイプ55bは、硬性パイプ55aよりも柔軟な筒状部材である。軟性パイプ55bは、第一管路部121の内壁に軟性パイプ55bの先端が接する長さとなっている。本実施形態では、軟性パイプ55bは、生検針装置1Bが基端口金108に固定されているときに、第一管路部121の内壁に沿って、第一管路部121の先端側に向かって緩やかに湾曲するように変形されている。

【0077】

本実施形態では、軟性パイプ55bは、針管3がキンクしない緩やかな湾曲形状となるように、針管3を分岐部120内で支持する。このため、挿入体2をチャンネル107内でスムーズに進退動作させることができる。

【0078】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

【0079】

たとえば、支持パイプ53は、挿入体2よりも硬質であってもよいし、挿入体2よりも柔軟であってもよい。いずれの場合も、支持パイプ2は、挿入体2が内部に挿入されたときに挿入体2を補強可能である。

【産業上の利用可能性】

【0080】

上記各実施形態によれば、内視鏡操作部内に配された吸引管路とチャンネルとの分岐部におけるシースのキンクが生じにくく、且つ、チャンネルに対する挿通がスムーズな組織採取システムを提供することができる。

【符号の説明】

【0081】

1, 1A, 1B 生検針装置

2 挿入体

10

20

30

40

50

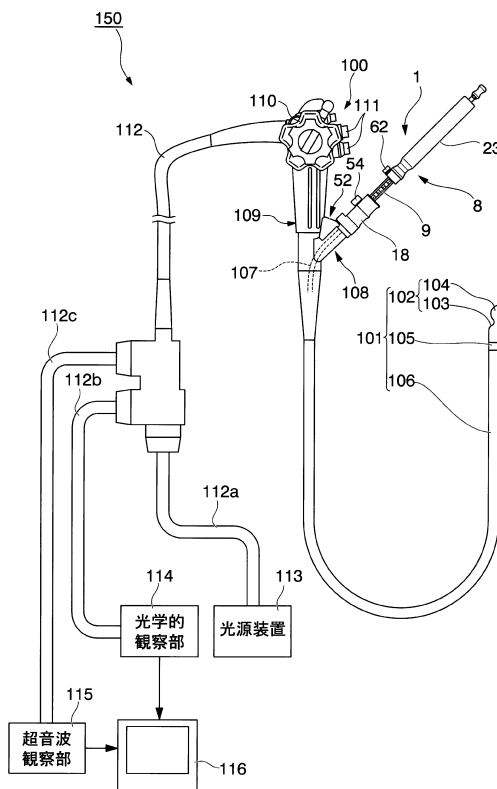
3	針管	
3 1	針管の開口	
7	シース	
8	操作部（処置具操作部）	
9	操作本体	
1 8	シースアジャスター	
2 3	針スライダ	
2 7	スタイレット（芯金）	
2 7 a	ツマミ	
2 7 b	芯	10
5 1	スライドロック	
5 2	ホルダ（固定部）	
5 2 a、5 2 b	一对の壁部	
5 3, 5 3 A, 5 3 B	支持パイプ	
5 3 A a	開口	
5 4	固定ネジ	
5 5 a	硬性パイプ	
5 5 b	軟性パイプ	
6 1	ストッパ	
6 2	固定ネジ	20
1 0 0	超音波内視鏡	
1 0 1	挿入部	
1 0 2	先端硬質部	
1 0 3	光学撮像機構	
1 0 4	超音波走査機構	
1 0 5	湾曲部	
1 0 6	可撓管部	
1 0 7	チャンネル	
1 0 7 a	スロープ部	
1 0 7 b	アングルチューブ（アングル部）	30
1 0 7 c	チャンネルチューブ	
1 0 8	基端口金	
1 0 9	操作部（内視鏡操作部）	
1 1 0	湾曲操作機構	
1 1 1	複数のスイッチ	
1 1 2	ユニバーサルコード	
1 1 3	光源装置	
1 1 4	光学的観察部	
1 1 5	超音波観察部	
1 1 6	モニター	40
1 2 0	分岐部	
1 2 1	第一管路部	
1 2 2	第二管路部（吸引用管路）	
1 2 3	第三管路部	
1 5 0	組織採取システム	

【要約】

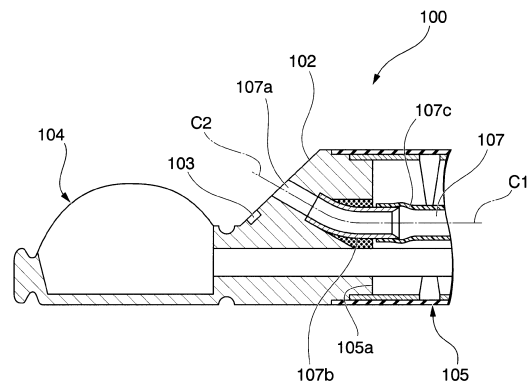
本発明の組織採取システムは、チャンネル、前記チャンネルの基端側開口が設けられた内視鏡操作部、前記内視鏡操作部の内部において前記チャンネルから分岐する吸引用管路、及び、前記チャンネルと前記吸引用管路との境界部分であって前記チャンネルが屈曲した形状を形成し前記吸引用管路とともに略Y字状の管路形状を形成している分岐部を有す

る内視鏡装置を備える。また、本発明の組織採取システムは、前記基端側開口に接続される処置具操作部、前記処置具操作部に接続され前記チャンネルに挿通されるシース、前記シースに進退可能に挿通された針管、及び、前記シースの基端部を覆い前記処置具操作部の先端部に接続され、前記基端側開口に前記処置具操作部が固定されたときに先端が前記分岐部内に配される支持パイプを有する生検針装置を備える。

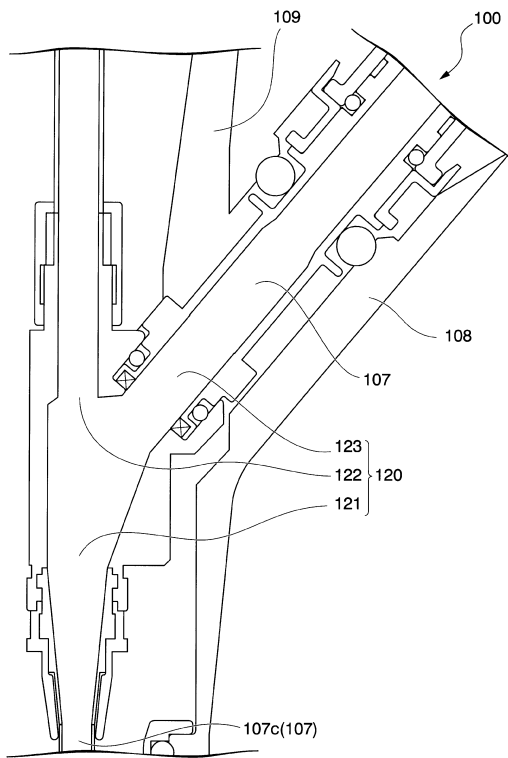
【図 1】



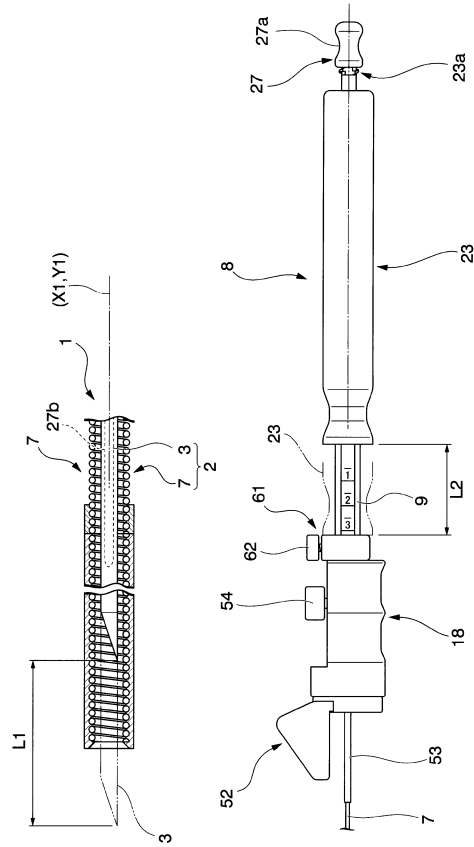
【図 2】



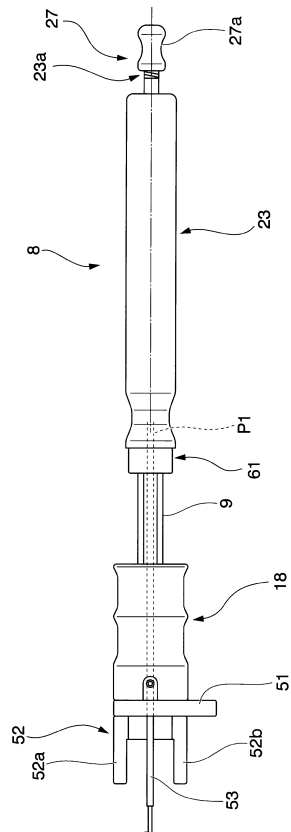
【図 3】



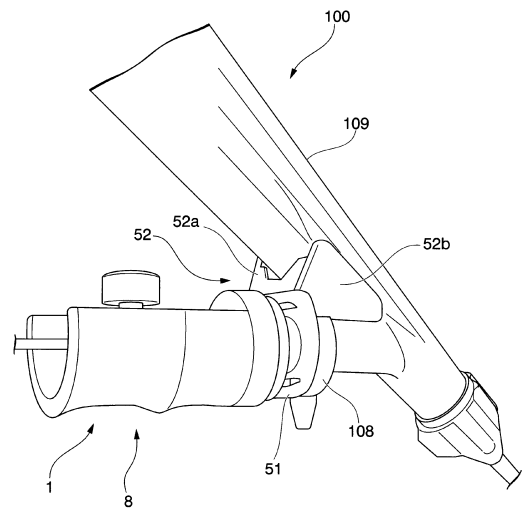
【図 4】



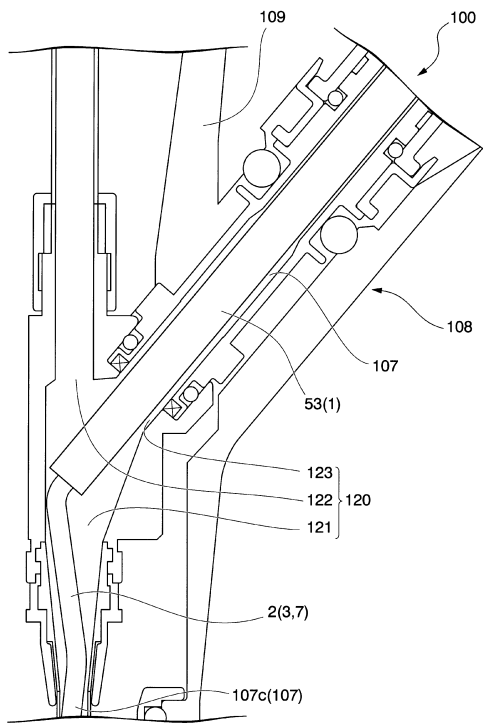
【図 5】



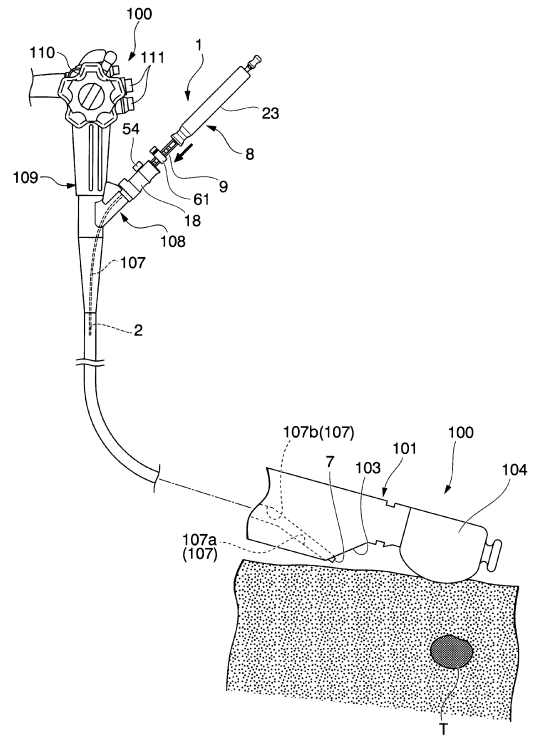
【図 6】



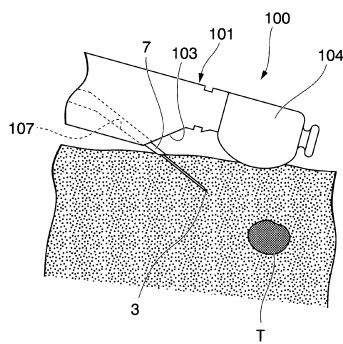
【図 7】



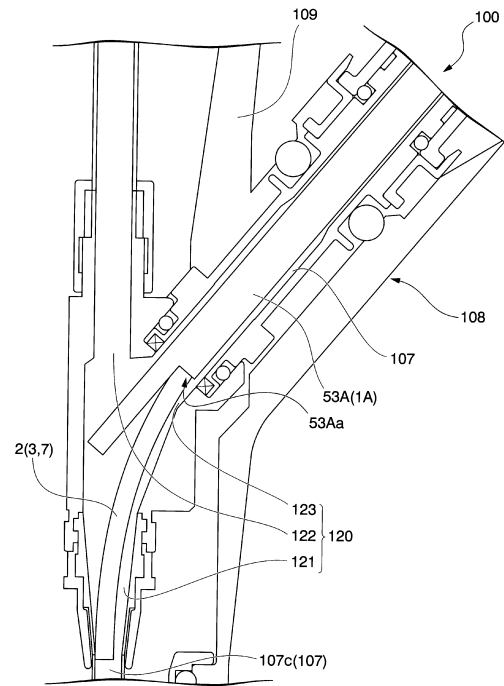
【図 8】



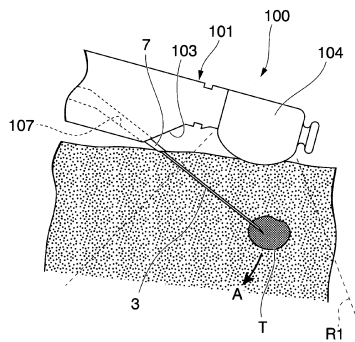
【図 9】



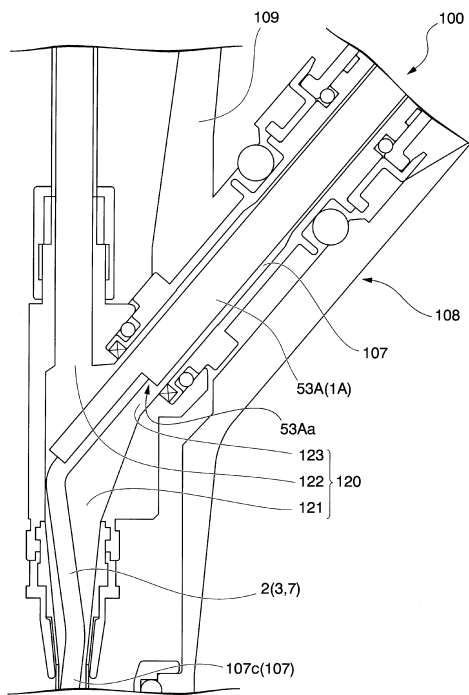
【図 11】



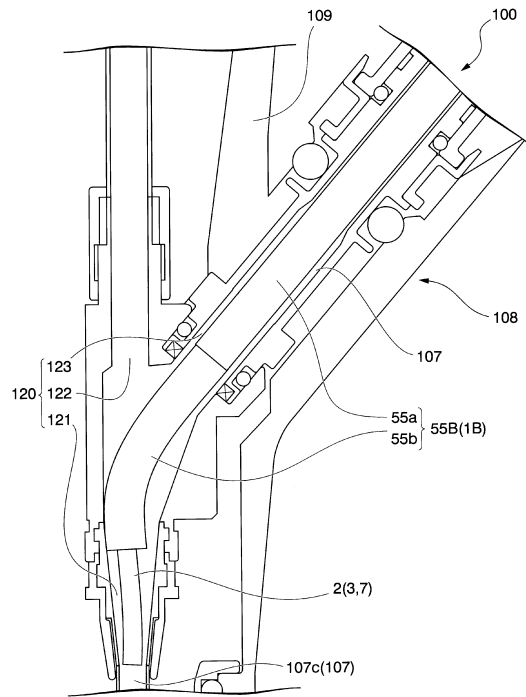
【図 10】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 上道 克次
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内
(72)発明者 菊地 康彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開2006-187471 (JP, A)
特開2006-141810 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 61 B 1/00 - 1/32
A 61 B 10/04

专利名称(译)	组织收集系统		
公开(公告)号	JP5893814B1	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	JP2015551641	申请日	2015-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	上道克次 菊地康彦		
发明人	上道 克次 菊地 康彦		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00 A61B8/12 A61B10/04 A61B17/34		
FI分类号	A61B1/00.334.D		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2014160724 2014-08-06 JP		
其他公开文献	JPWO2016021269A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的组织采样系统包括通道，设置有该通道的基端侧开口的内窥镜操作部，在该内窥镜操作部的内部从该通道分支的抽吸导管和该通道。内窥镜装置具有分支部，该分支部形成在吸引管与吸引管之间的边界部，并形成流路的弯曲形状，并与吸引管一起形成大致Y字形的管形状。准备 在本发明的组织采样系统中，连接至基端侧开口的处置工具操作部，与处置工具操作部连接并插入到通道中的护套以及插入到护套中以便能够前进和缩回的针管。并且，支撑件覆盖护套的基端部，并与处理器具操作部的前端部连接，并且在处理器具操作部固定于基端侧开口部时，该前端配置于分支部。提供了一种具有管的活检针装置。

(21) 出願番号	特願2015-551641 (P2015-551641)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年5月20日 (2015. 5. 20)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/064463		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
審査請求日	平成27年10月15日 (2015. 10. 15)	(74) 代理人	100106909
(31) 優先権主張番号	特願2014-160724 (P2014-160724)		弁理士 堀井 澄雄
(32) 優先日	平成26年8月6日 (2014. 8. 6)	(74) 代理人	100064908
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 志賀 正武
早期審査対象出願		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之