

(19) **日本国特許庁(JP)**

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/021275

発行日 平成29年4月27日 (2017.4.27)

(43) 国際公開日 平成28年2月11日(2016.2.11)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/02 (2006.01)	A 6 1 B 10/02	1 1 0 K 4 C 1 6 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 3 4 D

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 23 頁)

出願番号	特願2015-551640 (P2015-551640)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/064734		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年5月22日 (2015. 5. 22)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地
(11) 特許番号	特許第5861020号 (P5861020)	(74) 代理人	100106909
(45) 特許公報発行日	平成28年2月16日 (2016. 2. 16)		弁理士 棚井 澄雄
(31) 優先権主張番号	特願2014-161576 (P2014-161576)	(74) 代理人	100064908
(32) 優先日	平成26年8月7日 (2014. 8. 7)		弁理士 志賀 正武
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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

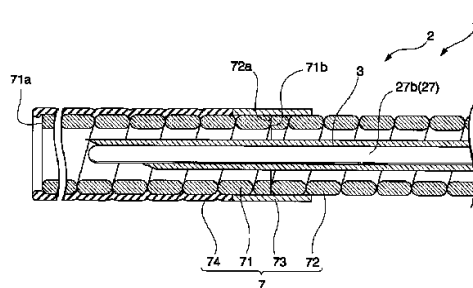
最終頁に続く

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 超音波生検針

(57) 【要約】

本超音波生検針は、超音波内視鏡のチャンネルに挿通されるシースと、前記シースに進退可能に挿通される針管と、前記シースの基端に接続され、前記針管を進退操作するための操作部と、を備え、前記シースは、前記シースの先端が前記超音波内視鏡の光学撮像機構の視野内に位置する状態において、前記超音波内視鏡の湾曲部基端よりも先端側に位置する伸び抑制部を有し、前記伸び抑制部は、金属製のコイルからなり、前記チャンネルの内径に対する前記コイルの外径の比が $1.0 : 0.84$ から $1.0 : 0.96$ の範囲内にあり、前記コイルの初張力が 2.0 [N] 以上であり、前記針管の進退に伴うシースの伸びを抑制する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波内視鏡のチャンネルに挿通されるシースと、
前記シースに進退可能に挿通される針管と、
前記シースの基端に接続され、前記針管を進退操作するための操作部と、
を備え、
前記シースは、前記シースの先端が前記超音波内視鏡の光学撮像機構の視野内に位置する状態において、前記超音波内視鏡の湾曲部基端よりも先端側に位置する伸び抑制部を有し、

前記伸び抑制部は、金属製のコイルからなり、前記チャンネルの内径に対する前記コイルの外径の比が $1.0 : 0.84$ から $1.0 : 0.96$ の範囲内にあり、前記コイルの初張力が 2.0 [N] 以上であり、前記針管の進退に伴うシースの伸びを抑制する超音波生検針。

【請求項 2】

前記シースは、前記シースの全長に亘り前記コイルから形成される請求項 1 に記載の超音波生検針。

【請求項 3】

前記コイルは、
金属素線と、
前記金属素線を被覆する樹脂被覆と、
を有する

請求項 1 に記載の超音波生検針。

【請求項 4】

前記樹脂被覆の厚さは、 0.15 mm 以上 0.2 mm 以下である
請求項 3 に記載の超音波生検針。

【請求項 5】

前記チャンネルの内径が 2.0 mm 以上 2.2 mm 以下であり、
前記チャンネルの先端側には、前記超音波生検針を前記超音波内視鏡の振動子に対して傾斜して突出させるための角度が固定されたスロープ部が形成され、
前記シースに対する前記針管の最大移動量は、前記シースの全長の 5% 以上の長さである

請求項 1 に記載の超音波生検針。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波内視鏡とともに使用される生検針に関する。
本願は、 2014 年 8 月 7 日に、日本国に出願された特願 $2014 - 161576$ 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。超音波内視鏡を用いて組織の超音波画像を精度よく取得するには、超音波内視鏡の超音波振動子を対象組織に確実に接触させておく必要がある。

【0003】

たとえば、特許文献 1 には、超音波内視鏡と共に使用可能な穿刺針が開示されている。また、特許文献 2 には、穿刺針が挿通された筒の可撓性の低下及び伸縮率の低減を図るために、樹脂と金属ブレードとを組み合わせることが開示されている。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】日本国特開2001-120557号公報

【特許文献2】日本国特開平9-131399号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

呼吸器用内視鏡は、消化器用内視鏡に比べ細径である。このため、呼吸器用内視鏡において能動的に湾曲動作される湾曲部の湾曲力量は、消化器用内視鏡の湾曲部よりも弱い。呼吸器用内視鏡に生検針を挿入した時に呼吸器用内視鏡の湾曲能力が低下しないように、呼吸器用内視鏡に適用される生検針のシースには可撓性が求められる。

10

しかし、可撓性が高いシースは一般的に伸縮性にも富むので、シースの伸びの抑制とシースの可撓性の向上とを両立することは、特に細径で非力な呼吸器用内視鏡に適用される超音波生検針において困難である。可撓性が高いシースの伸びが生検針の穿刺時に発生すると、伸びた分だけシースが内視鏡の先端から突出し、突出したシースが組織を押すことになる。この場合、組織と超音波振動子の間の距離が離間することで、超音波画像が不鮮明になる。

【0006】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであって、その目的は、針管の進退に伴うシースの伸びの抑制とシースの可撓性の向上とを両立することである。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第一態様によれば、超音波生検針は、超音波内視鏡のチャンネルに挿通されるシースと、前記シースに進退可能に挿通される針管と、前記シースの基端に接続され、前記針管を進退操作するための操作部と、を有し、前記シースは、前記シースの先端が前記超音波内視鏡の光学撮像機構の視野内に位置する状態において、前記超音波内視鏡の湾曲部基端よりも先端側に位置する伸び抑制部を有し、前記伸び抑制部は、金属製のコイルからなり、前記チャンネルの内径に対する前記コイルの外径の比が $1.0:0.84$ から $1.0:0.96$ の範囲内にあり、前記コイルの初張力が 2.0 [N] 以上であり、前記針管の進退に伴うシースの伸びを抑制する。

30

【0008】

本発明の第二態様によれば、上記第一態様に係る超音波生検針において、前記シースは、前記シースの全長に亘り前記コイルから形成されていてもよい。

【0009】

本発明の第三態様によれば、上記第一態様に係る超音波生検針において、前記コイルは、金属素線と、前記金属素線を被覆する樹脂被覆とを有していてもよい。

【0010】

本発明の第四態様によれば、上記第三態様に係る超音波生検針において、前記樹脂被覆の厚さは、 0.15 mm以上 0.2 mm以下であってもよい。

40

【0011】

本発明の第五態様によれば、上記第一態様に係る超音波生検針において、前記チャンネルの内径が 2.0 mm以上 2.2 mm以下であってもよく、前記チャンネルの先端側には、前記超音波生検針を前記超音波内視鏡の振動子に対して傾斜して突出させるための角度が固定されたスロープ部が形成されていてもよく、前記シースに対する前記針管の最大移動量は、前記シースの全長の 5% 以上の長さであってもよい。

【発明の効果】

【0012】

上記各態様に係る超音波生検針によれば、針管の進退に伴うシースの伸びの抑制とシースの可撓性の向上とを両立することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波生検針を備えた生検システムの全体図である。

【図 2】本発明の一実施形態に係る超音波生検針と組み合わせられる超音波内視鏡の先端部分の断面図である。

【図 3】本発明の一実施形態に係る超音波生検針の先端部分の断面図である。

【図 4】本発明の一実施形態に係る超音波生検針が同超音波内視鏡に取り付けられた状態を示す断面図である。

【図 5】本発明の一実施形態に係る超音波生検針を示す部分断面図である。

【図 6】本発明の一実施形態に係る超音波生検針の操作部を示す図である。

10

【図 7】本発明の一実施形態に係る超音波生検針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 8】本発明の一実施形態に係る超音波生検針の作用を示す説明図である。

【図 9】本発明の一実施形態に係る超音波生検針の作用を示す説明図である。

【図 10】本発明の一実施形態に係る超音波生検針の作用を示す説明図である。

【図 11】本発明の実施例 1、実施例 2、および比較例 1 における不良率を比較するためのグラフである。

【図 12】本発明の実施例 1、実施例 2、および比較例 1 におけるシースの伸び量を比較するためのグラフである。

【発明を実施するための形態】

20

【 0 0 1 4 】

(第 1 実施形態)

本発明の一実施形態について説明する。図 1 は、生検針 1 および超音波内視鏡 100 を備えた本実施形態の生検システム 150 の概略構成を示す図である。図 2 は、生検システム 150 の内視鏡である超音波内視鏡 100 の先端部分の断面図である。

図 1 に示す本実施形態の超音波生検針 1 (以下、単に「生検針 1」と称する。)は、生検システム 150 の一部として、超音波内視鏡 100 と組み合わせて生検に使用される穿刺針である。

【 0 0 1 5 】

まず、本実施形態の生検針 1 とともに使用される内視鏡の一例について説明する。なお、本実施形態の生検針とともに使用可能な内視鏡の構成は特に限定されない。

30

【 0 0 1 6 】

本実施形態で例示する超音波内視鏡 100 は、呼吸器に対する診断や治療を行うために適用されることが想定された細径の内視鏡である。超音波内視鏡 100 は、挿入部 101 と、操作部 109 と、ユニバーサルコード 112 と、光源装置 113 と、光学的観察部 114 と、超音波観察部 115 とを備える。挿入部 101 は、先端から体内に挿入される。操作部 109 は、挿入部 101 の基端に取り付けられる。ユニバーサルコード 112 は、操作部 109 の側部に一端が接続される。光源装置 113 は、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112a を介して接続される。光学的観察部 114 は、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112b を介して接続される。超音波観察部 115 は、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112c を介して接続される。

40

【 0 0 1 7 】

挿入部 101 は、先端硬質部 102、湾曲部 105、および可撓管部 106 が先端側からこの順に並べて設けられている。

【 0 0 1 8 】

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

【 0 0 1 9 】

光学撮像機構 103 は、撮像光学系と、CCD や CMOS などのイメージセンサと、CPU 等の不図示の各種構成を備える。撮像光学系は、先端硬質部 102 の斜め前方に視野

50

が向けられる。イメージセンサは、撮像光学系を通じて入射した被写体の像を検出する。CPUは、イメージセンサの動作を制御する。

【0020】

超音波走査機構（プローブ）104は、超音波を出射し、受信する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し、また、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。

【0021】

湾曲部105は、筒状に形成されており、湾曲部105の先端105a（図4参照）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、所定方向へ湾曲可能な能動湾曲部である。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。

本実施形態では、例えば呼吸器の治療のために、挿入部の外径が細く2方向に湾曲可能な内視鏡を用いているが、例えば消化器の処置を行う場合等には、外径は太いが操作自由度の高い4方向に湾曲可能な内視鏡を用いてもよい。

【0022】

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と、送気送水や吸引などを行うための図示しない管路とが設けられている。

【0023】

図1及び図2に示すチャンネル107は、生検針1を挿通するための筒状部である。

チャンネル107の一端は先端硬質部102の先端部近傍に開口され、チャンネル107の他端は操作部109の先端側の側面に開口されている。チャンネル107の他端には、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1を固定することができる。本実施形態のチャンネル107の内径は、2.0mm以上2.2mm以下である。本実施形態におけるチャンネル107の内径は、消化器用の内視鏡におけるチャンネルの内径よりも小さい。

【0024】

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

【0025】

スローブ部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。スローブ部107aに形成された貫通孔の中心線C2は、超音波走査機構104の走査面に含まれる位置にある。このため、スローブ部107aに生検針1が挿通されたときに、スローブ部107aは、生検針1の針管3（図4参照）を上記の走査面へと案内し超音波走査機構104の振動子に対して傾斜して針管3を突出させることができる。

挿入部101の軸線C1に対するスローブ部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、スローブ部107aの中心線C2は、挿入部101の軸線C1に対して、針管3が超音波画像として取得可能な向きに突出する角度（たとえば23°以上28°以下）をなして傾斜している。

【0026】

アングルチューブ107bは、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、チャンネルチューブ107cからスローブ部1

10

20

30

40

50

０７ａへと案内される生検針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ことが可能である。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とを繋ぐ。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である。

【００２７】

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されており、挿入部１０１の軸線Ｃ１と略平行に挿入部１０１の基端側に延びて基端口金１０８に固定されている。

【００２８】

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する。操作部１０９は、湾曲操作機構１１０と、複数のスイッチ１１１とを備えている。湾曲操作機構１１０は、アングルワイヤを牽引して湾曲部１０５を湾曲動作可能である。複数のスイッチ１１１は、管路を通じて送気、送水、あるいは吸引をする。

【００２９】

光源装置１１３は、光学撮像機構１０３によって撮像するための照明光を発するための装置である。

【００３０】

光学的観察部１１４は、光学撮像機構１０３のイメージセンサによって撮像された映像をモニター１１６に映し出すように構成されている。

【００３１】

超音波観察部１１５は、超音波走査機構１０４から出力された信号を受信し、受信した信号に基づいて画像を生成してモニター１１６に映し出す。

【００３２】

次に、生検針１の構成について説明する。図３は、生検針１の先端部分の断面図である。図４は、生検針１が超音波内視鏡１００に取り付けられた状態を示す断面図である。図５は、生検針１を示す部分断面図である。図６は、生検針１の操作部８を示す図である。

【００３３】

図１及び図３に示すように、生検針１は、体内に挿入される挿入体２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）２７とを備える。

【００３４】

挿入体２は、超音波内視鏡１００の挿入部１０１の先端から突出可能にチャンネル１０７に取り付け可能な長尺部材である。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。

【００３５】

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２２ゲージの筒状部材である。

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ってもよい。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。

【００３６】

針管３の先端には、開口３１が形成されている。開口３１は、組織に針管３を穿刺できるように鋭利の形状に形成されている。また、開口３１は、針管３の内部に組織を吸引する。

針管３の先端に設けられた開口３１は、針管を形成する管状部材の先端を自身の軸線Ｘ１に対して斜めに切り落とすことにより形成されており、生体組織に刺入できるように鋭利に形成されている。開口３１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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

図 3 に示すように、シース 7 は、シース 7 の先端部分を構成する先端コイル 7 1 と、シース 7 の基端部分を構成する基端コイル 7 2 と、接続部 7 3 と、樹脂被覆 7 4 とを有する。

【 0 0 3 8 】

先端コイル 7 1 は、断面四角形の金属素線からなり、コイル状に成形されている。先端コイル 7 1 の金属素線の断面形状は、たとえば、厚さ 0.20 ± 0.01 mm、幅 0.65 mm の長方形である。

先端コイル 7 1 の内径は $\phi 1.10$ mm である。チャンネル 1 0 7 の内径に対する先端コイル 7 1 の外径の比は、 $1.0 : 0.84$ から $1.0 : 0.96$ の範囲内にある。先端コイル 7 1 の初張力は 2.0 [N] 以上である。

先端コイル 7 1 は、シース 7 の先端部分においてシース 7 の中心線方向への伸びを抑制する伸び抑制部となっている。

【 0 0 3 9 】

基端コイル 7 2 は、断面四角形の金属素線からなり、コイル状に成形されている。基端コイル 7 2 の金属素線の断面形状は、たとえば、厚さ 0.23 ± 0.01 mm、幅 0.60 mm の長方形である。

【 0 0 4 0 】

基端コイル 7 2 の内径は $\phi 1.10$ mm である。チャンネル 1 0 7 の内径に対する基端コイル 7 2 の外径の比は、 $1.0 : 0.66$ から $1.0 : 0.84$ の範囲内にある。基端コイル 7 2 の初張力は 5.0 [N] 以上である。

なお、本実施形態におけるシース 7 の寸法その他具体的な設計値は、あくまでも具体的な例示である。

【 0 0 4 1 】

接続部 7 3 は、先端コイル 7 1 と基端コイル 7 2 とを接続するための筒状部材である。接続部 7 3 は、先端コイル 7 1 の基端部分と基端コイル 7 2 の先端部分とのそれぞれに対してろう付けによって固定されている。

【 0 0 4 2 】

樹脂被覆 7 4 は、先端コイル 7 1 の外周を覆うように先端コイル 7 1 に取り付けられている。樹脂被覆 7 4 の厚さは、 0.15 mm 以上 0.2 mm 以下である。樹脂被覆 7 4 は、先端コイル 7 1 が成形されたあとに先端コイル 7 1 に被せて密着されるたとえば熱収縮チューブによって構成されている。

【 0 0 4 3 】

樹脂被覆 7 4 の内面は、先端コイル 7 1 の外面形状に倣った形状になっている。本実施形態では、樹脂被覆 7 4 の内面は、先端コイル 7 1 がコイル状に巻かれたことで隣接している部分の隙間に入り込んではいない。

【 0 0 4 4 】

また、樹脂被覆 7 4 の内面は、先端コイル 7 1 に対して固定されていない。すなわち、樹脂被覆 7 4 は、樹脂被覆 7 4 自身が先端コイル 7 1 の外径よりも小さくなろうとする収縮力によって先端コイル 7 1 の外面に係合している。したがって、樹脂被覆 7 4 の内面の一部は、先端コイル 7 1 が湾曲変形されたときに、先端コイル 7 1 の金属素線の外面から離間して伸縮可能である。

【 0 0 4 5 】

樹脂被覆 7 4 の外面は、先端コイル 7 1 の外面形状に対応した凹凸形状を有している。なお、樹脂被覆 7 4 の外面形状は特に限定されない。

【 0 0 4 6 】

樹脂被覆 7 4 が先端コイル 7 1 に設けられていることにより、シース 7 における先端コイル 7 1 部分の外径は、 $\phi 1.7$ mm 以上 1.9 mm 以下の範囲となる。

【 0 0 4 7 】

操作部 8 は、図 5 及び図 6 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

10

20

30

40

50

れたシースアジャスター 18 と、操作本体 9 の基端側に設けられた針スライダ 23 とを備える。

【0048】

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 18 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 23 に挿入されている。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。

【0049】

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 52a、52b 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 52a、52b は、略平行であり、一对の壁部 52a、52b の距離は、超音波内視鏡 100 の操作部 109 の先端側がガタつかずに収まる程度の値に設定されている。

【0050】

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 の先端部は、生検針 1 を超音波内視鏡 100 に取り付けの際に、チャンネル 107 内に挿入される。支持パイプ 53 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 6 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、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。

【0051】

シースアジャスター 18 には、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 とを摺動不能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。

【0052】

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ていてもよい。これにより、操作部 8 を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れば、固定ネジ 54 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。

【0053】

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。

【0054】

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。このため、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 を突没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

10

20

30

40

50

体 9 に対して移動可能に取り付けられている。ストップバ 6 1 は固定ネジ 6 2 を有し、固定ネジ 6 2 を締め込むことで、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 6 2 の軸線は、ホルダ 5 2 に収まった操作部 1 0 9 の軸線に向かうように配置されていてもよい。これにより、操作部 8 を正面に位置させたときに固定ネジ 6 2 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 6 2 の軸線がホルダ 5 2 に収まった操作部 1 0 9 の軸線に向かっているならば、固定ネジ 6 2 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。

【 0 0 5 5 】

固定ネジ 6 2 は、上述の固定ネジ 5 4 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。

10

【 0 0 5 6 】

図 5 に示すように、針スライダ 2 3 は、ストップバ 6 1 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 に対するストップバ 6 1 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 2 3 による針管 3 の操作ストローク長（最大移動量） L_2 は、シース 7 の全長の 5 % 以上の長さである。処置対象部位の位置にも影響されるが、本実施形態では、針スライダ 2 3 による針管 3 の操作ストローク長 L_2 は、40 mm 以上であってもよい。

【 0 0 5 7 】

操作本体 9 の基端側に針スライダ 2 3 が限界まで移動した位置に針スライダ 2 3 がある状態が、生検針 1 の使用開始前における初期状態である。初期状態では、針管 3 の先端はシース 7 内にある。より具体的には、初期状態では、針管 3 の先端は先端コイル 7 1 内にある。また、シース 7 が超音波内視鏡 1 0 0 のチャンネル 1 0 7 に取り付けられてシース 7 の先端部分が超音波内視鏡 1 0 0 によって光学的に観察可能である位置関係（図 4 参照）では、針管 3 の先端は、湾曲部 1 0 5 の先端 1 0 5 a よりも先端側に位置している。

20

【 0 0 5 8 】

初期状態におけるシース 7 に対する針管 3 の先端の位置は、シース 7 の伸びあるいは縮みと、針管 3 の伸びあるいは縮みとの影響により変動する。シース 7 に対する針管 3 の先端の位置の変動は、温度、湿度、超音波内視鏡 1 0 0 のチャンネル 1 0 7 に対する取り付け状態、及び生検針 1 にかかる操作力量等の影響を受ける。

【 0 0 5 9 】

また、チャンネル 1 0 7 に挿入体 2 を挿入する過程（図 4 参照）で基端コイル 7 2 はその中心線方向の圧縮力を受けて針管 3 の中心線に対して蛇行することがある。この場合には、チャンネル 1 0 7 の先端まで挿入体 2 の先端が案内された状態において、チャンネル 1 0 7 に挿入体 2 が挿入されていない状態と比較してシース 7 の先端に近い位置に針管 3 の先端が位置している。

30

【 0 0 6 0 】

本実施形態では、温度、湿度、超音波内視鏡 1 0 0 のチャンネル 1 0 7 に対する取り付け状態、及び生検針 1 にかかる操作力量を考慮して、生検針 1 を用いた手技として想定される環境において初期状態では図 5 に示すように針管 3 の先端が常に先端コイル 7 1 内にあるように設定されている。

40

【 0 0 6 1 】

操作本体 9 に対する針スライダ 2 3 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 5 参照）。すなわち、針スライダ 2 3 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 L_1 ）は、針スライダ 2 3 の実際の移動量（操作ストローク長 L_2 ）に針管 3 の伸びあるいは縮みを加味した分となる。針管 3 の伸びあるいは縮みは、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 1 0 7 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。

【 0 0 6 2 】

操作本体 9 の先端側に針スライダ 2 3 が限界まで移動した位置に針スライダ 2 3 がある

50

ときに、針管 3 の先端はシース 7 の先端から突出されている。操作本体 9 の先端側に針スライダ 2 3 が限界まで移動した位置に針スライダ 2 3 があるときの針管 3 の突出長は、針スライダ 2 3 の操作ストローク長 L_2 よりは短くなるが、少なくとも 40 mm であってもよい。

【0063】

針スライダ 2 3 の基端部には開口 2 3 a が設けられており、スタイレット 2 7 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 2 3 a にはネジ山が設けられており、公知のシリンジ等を開口 2 3 a に接続可能である。針スライダ 2 3 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。

【0064】

10

図 3 及び図 5 に示すスタイレット 2 7 は、針スライダ 2 3 の開口 2 3 a に取り付け可能なツマミ 2 7 a と、ツマミ 2 7 a に固定された芯 2 7 b とを有する。

芯 2 7 b 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 2 7 b は断面円形である。

【0065】

以上の構成を有する生検針 1 の使用時の動作について説明する。図 7 は、生検針 1 と超音波内視鏡 1 0 0 との取り付け状態を示す斜視図である。図 8 から図 1 0 は、生検針 1 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 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。

20

【0066】

まず術者は、図 1 に示す超音波内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 0 1 を体内に挿入し、光学撮像機構 1 0 3 で観察しながら、適宜湾曲部 1 0 5 を湾曲させつつ対象組織の付近まで挿入部 1 0 1 の先端部を導入する。挿入部 1 0 1 の先端部を導入した後、術者は、光学撮像機構 1 0 3 および超音波走査機構 1 0 4 による観察結果に基づいて、生検を行う部位を決定する。

【0067】

次に、術者は、超音波内視鏡 1 0 0 の操作部 1 0 9 に設けられた基端口金 1 0 8 からチャンネル 1 0 7 の内部へ、生検針 1 の挿入体 2 を先端側から挿入する。さらに、術者は、図 7 に示すように操作部 1 0 9 の先端側をホルダ 5 2 の一對の壁部 5 2 a、5 2 b 間に進入させてから、生検針 1 の操作部 8 に設けられたスライドロック 5 1 を基端口金 1 0 8 に係合させる。これにより、生検針 1 の操作部 8 は、操作部 1 0 9 に対して回転しないように超音波内視鏡 1 0 0 に固定される。

30

【0068】

このとき、針管 3 の先端は先端コイル 7 1 内にある。先端コイル 7 1 には樹脂被覆 7 4 が密着しており、先端コイル 7 1 は 2 . 0 N 以上の初張力があるので、先端コイル 7 1 は概ね密着巻き状態で保持される。先端コイル 7 1 がチャンネル 1 0 7 の湾曲形状に倣って変形されると、先端コイル 7 1 の金属素線の一部は互いに離間し、樹脂被覆 7 4 は先端コイル 7 1 の湾曲変形に倣って引き延ばされる。先端コイル 7 1 の素線間隔のばらつきは、先端コイル 7 1 の素線に樹脂被覆 7 4 が密着していることによって少なく抑えられている。

40

【0069】

湾曲した可撓管部 1 0 6 に沿ってチャンネル 1 0 7 内を案内される針管 3 は、針管 3 の先端が先端コイル 7 1 を突き破らないように保護されている。また、チャンネル 1 0 7 の内面と挿入体 2 の最外面との間の摩擦抵抗によって、チャンネル 1 0 7 内への挿入体 2 の押し込みに従ってシース 7 には圧縮による縮みや蛇行が蓄積されてゆくことがある。この場合、シース 7 の先端が針管 3 に対して相対的に基端側に移動するが、針管 3 の先端は先端コイル 7 1 内に位置しているため、保護されている。

【0070】

次に、術者は、固定ネジ 5 4 を緩め、光学撮像機構 1 0 3 および超音波走査機構 1 0 4

50

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。

【0071】

シース 7 の突出量の調整がなされた後も、針管 3 の先端は、先端コイル 71 内にある。また、針管 3 の先端は、チャンネル 107 において、湾曲部 105 とアングルチューブ 107b との間、アングルチューブ 107b 内、あるいはスロープ部 107a 内のいずれかの位置にある。

【0072】

シース 7 における接続部 73 の位置は、超音波内視鏡 100 の湾曲部 105 の基端 105b (図 4 参照) よりもさらに超音波内視鏡 100 の基端側にある。具体的には、超音波内視鏡 100 を用いてシース 7 の先端を光学的に観察可能であるときに、接続部 73 は湾曲部 105 の基端 105b よりもさらに近位側にある。言い換えると、超音波内視鏡 100 を用いてシース 7 の先端を光学的に観察可能であるときに、湾曲部 105 の基端 105b から挿入部 101 の先端までの領域には先端コイル 71 及び針管 3 のみが配されている。

【0073】

湾曲部 105 の基端 105b から挿入部 101 の先端までの領域には先端コイル 71 及び針管 3 のみが配されていることによって、基端コイル 72 が湾曲部 105 内にある場合と比較して、湾曲部 105 による湾曲能力の低下を防ぐことができる。

【0074】

また、湾曲部 105 の基端 105b からさらに超音波内視鏡 100 の基端側の領域には基端コイル 72 が配されているので、この領域におけるシース 7 が蛇行することを防ぐことができる。

【0075】

次に、超音波走査機構 104 による観察結果に基づいて、術者は、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。

【0076】

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。その結果、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 の先端コイル 71 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。

【0077】

針管 3 の先端がアングルチューブ 107b を始点として超音波内視鏡 100 の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 を始点として超音波内視鏡 100 の先端側へ移動される場合においても、上述の通り、針管 3 の先端は、先端コイル 71 にガイドされつつシース 7 の先端から突出される。

【0078】

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。

【0079】

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

10

20

30

40

50

させる。

【0080】

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。

【0081】

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、術者は、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1をチャンネル107から抜去する。最後に、術者は、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。

【0082】

以上に説明したように、本実施形態では、先端コイル71は、チャンネル107内で蛇行することと、湾曲部105の湾曲性能が下がることとが抑制されているので、針管3の進退に伴うシース7の伸びの抑制とシース7の可撓性とが両立されている。

また、先端コイル71の方が基端コイル72よりも可撓性が高くなるように、先端コイル71と基端コイル72とに可撓性の差がつけられている。このため、本実施形態では、生検針1が超音波内視鏡100に取り付けられた状態において湾曲部105の湾曲性能が下がることを抑制することができ、またチャンネル107内におけるシース7の中心線方向における伸縮やシース7が蛇行することを抑制することができる。

【0083】

また、先端コイル71の外面に密着するように配された樹脂被覆74が、先端コイル71の金属素線が先端コイル71の湾曲変形時に極端に離間するのを防ぐので、金属素線間に針管3の先端が入り込むことを防ぐことができ、針管3によるシース7の突き破りを防止できる。

【0084】

また、接続部73が湾曲部105の基端よりもさらに超音波内視鏡100の基端側にあるので、シース7の位置をチャンネル107内で調整した場合にも基端コイル72が湾曲部105内に入り込まない。このため、このような位置調整の前後で湾曲部105の湾曲能力が変動しない。

【0085】

なお、シース7の構成として、シース7の全長に亘って先端コイル71が設けられていて基端コイル72及び接続部73を有しない構成もあり得る。

また、シース7の構成として、シース7の全長に亘って基端コイル72が設けられていて先端コイル71及び接続部73を有しない構成もあり得る。

これらの場合、樹脂被覆74は、シース7の先端部分で針管3の先端が位置し得る領域を覆うようにシース7に設けられていればよい。

【実施例】

【0086】

本発明の実施例を示す。

本発明の実施例として、上記実施形態で説明した先端コイル71の具体的な構成を示し、その作用および効果について説明する。また、本発明の効果を示すための比較例として、構成が異なるコイルを示す。

【0087】

10

20

30

40

【表 1】

	実施例1		実施例2		比較例1	
	初張力 [N]	バネ定数 [N/mm]	初張力 [N]	バネ定数 [N/mm]	初張力 [N]	バネ定数 [N/mm]
平均	3.51	0.74	2.43	0.70	1.85	0.69
最大	3.71	0.75	2.52	0.71	1.97	0.71
最小	3.30	0.72	2.32	0.69	1.76	0.67

10

【0088】

上記表1は、本実施例及び比較例におけるコイルの初張力とバネ定数を示した表である。本実施例及び比較例では、実施例1、実施例2、比較例1のそれぞれについて、10個のコイルサンプルを作成した。これらのコイルサンプルの寸法は、上記実施形態に示されている通りである。また、コイルサンプルには、上記実施形態で説明した樹脂被覆が設けられているが、コイルサンプルの初張力に対する樹脂被覆の影響は無視できるレベルである。

20

【0089】

これらのコイルサンプルを用いて、22Gの針管がこれらのコイルサンプルに挿通された状態で、内径が2.0mm以上2.2mm以下のチャンネルを有する呼吸器用超音波内視鏡にこれらのコイルサンプルを挿入し、コイルサンプルの中心線方向に生じる伸びの程度と発生頻度を調べた。

【0090】

【表 2】

	コイルサンプル伸び			
	2mm以上の 伸び発生頻度	Max伸び量	Min伸び量	平均伸び量
実施例1	0[%]	0.5[mm]	0[mm]	0.2[mm]
実施例2	0[%]	1.0[mm]	0[mm]	0.3[mm]
比較例1	20[%]	2.0[mm]	0[mm]	0.7[mm]

30

40

【0091】

超音波内視鏡を用いた生検において、シースが2mm以上伸びると、シースが組織を押して超音波内視鏡から離すために超音波画像が乱れることが多い。このため、2mm以上の伸びがあるものを不良として、不良の発生頻度（不良率（％））を調べた。

図11は、本発明の実施例1、実施例2、および比較例1における不良率を比較するためのグラフである。図11において、横軸は本発明の実施例1、実施例2、および比較例1におけるコイルの平均初張力を示しており、縦軸は不良率を示している。図11及び上記表2に示すように、比較例1において、20％の頻度で2mm以上の伸び（不良）が発生している。

50

【 0 0 9 2 】

上記表 1, 2 から解るように、平均伸び量については、実施例 1, 2 及び比較例 1 のいずれも、2 mm の伸びが発生することは無い。しかしながら、平均初張力が 1.85 N と 2.43 N との間で、図 1 1 及び上記表 2 に示すように、不良の発生の有無が分かれている。また、図 1 2 は、本発明の実施例 1、実施例 2、および比較例 1 におけるシースの伸び量を比較するためのグラフである。図 1 2 において、横軸は本発明の実施例 1、実施例 2、および比較例 1 におけるコイルの平均初張力を示しており、縦軸はコイルの伸び量を示している。図 1 2 に示すように、矩形の実体部分で示した平均初張力が 1.85 N と 2.43 N との間に、伸び量に係る閾値が存在することがわかる。

従って、コイルの平均初張力が 1.85 N と 2.43 N との間に、不良の発生がゼロとなる閾値が存在することが強く示唆されている。

10

【 0 0 9 3 】

実施例 1, 2 及び比較例 1 のバネ定数はほぼ同条件であるため、超音波生検針におけるシースの外径と超音波内視鏡のチャンネル内径との関係を上記実施形態で示した範囲に納めた場合には、初張力の値が伸びの抑制に特に大きく相関することがわかる。

このように、初張力が 2[N] 付近を境に、伸びの発生が有意に減少していると言える。

【 0 0 9 4 】

上記の通り、本発明の超音波生検針は、超音波内視鏡のチャンネル内径と超音波生検針のシース外径とのクリアランスが 1.0 : 0.84 から 1.0 : 0.96 の範囲内にある条件の下で、シースの初張力が 2.0 N を超えていることで、シース伸びの発生を抑制することができる。また、シースの初張力が 2.4 N を超えていることで、シース伸びの発生をさらに抑制することができる。

20

【 0 0 9 5 】

このような条件を満たしたコイル状のシースは、従来に比して有意に伸びの発生を抑制できる。このため、これを呼吸器用の超音波生検針のシースとして用いることで、穿刺時のシース先端側の伸びを抑制し、安定して精度のよい画像を観察しながら手技を行うことができる。

【 0 0 9 6 】

以上、本発明の一実施形態及び実施例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。

30

たとえば、湾曲又は屈曲した筒状のアングルチューブ 107 b に代えて、上記のアングルチューブ 107 b と同様に湾曲又は屈曲した貫通孔（アングル部）が先端硬質部 102 に形成されていてもよい。この場合アングルチューブ 107 b は不要である。

【 0 0 9 7 】

また、接続部 73 は、筒状の部材により先端コイル 71 と基端コイル 72 とを接続することに代えて、先端コイル 71 と基端コイル 72 とが溶接されるものであってよい。また、接続部 73 は、この位置において素線の構成が切り替わる単なる境界位置であってもよい。たとえば、シース 7 の先端から基端まで一続きに素線が巻かれたコイルにおいて上記の接続部 73 の位置において素線の断面積、断面形状、硬度等が切り替わることによって上記実施形態と同様の可撓性の差がつけられていてもよい。

40

【 0 0 9 8 】

また、生検針 1 は樹脂被覆 74 を有していなくてもよい。

【 0 0 9 9 】

以上、本発明の実施形態について、図面を参照して説明してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限定されず、本発明の趣旨を逸脱しない範囲においての種々の変更も含まれる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 0 0 】

上記実施形態によれば、針管の進退に伴うシースの伸びの抑制とシースの可撓性の向上と

50

を両立する超音波生検針を提供できる。

【符号の説明】

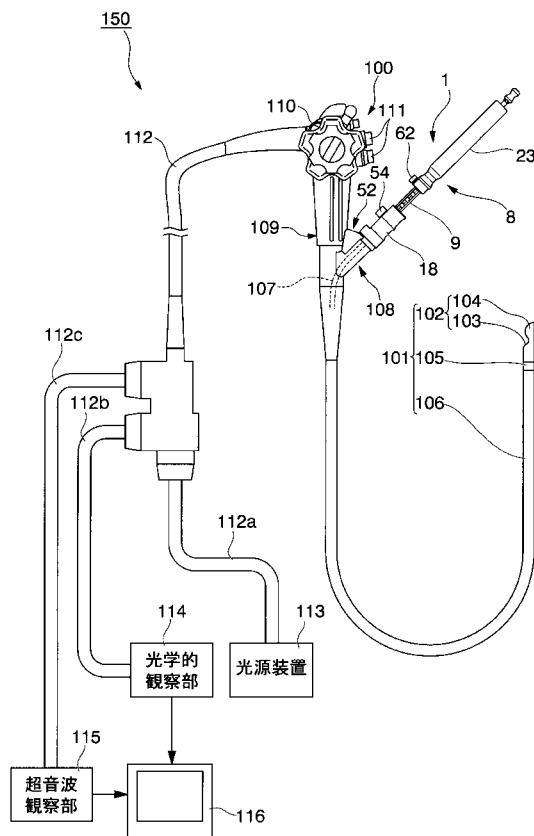
【0101】

- 1 超音波生検針
- 3 針管
- 7 シース
- 74 樹脂被覆
- 8 操作部
- 100 超音波内視鏡
- 102 先端硬質部
- 103 光学撮像機構
- 105 湾曲部
- 105a 湾曲部の先端
- 105b 湾曲部の基端
- 106 可撓管部
- 107 チャンネル
- 107a スロープ部
- 107b アングルチューブ
- 107c チャンネルチューブ
- 109 操作部
- 110 湾曲操作機構

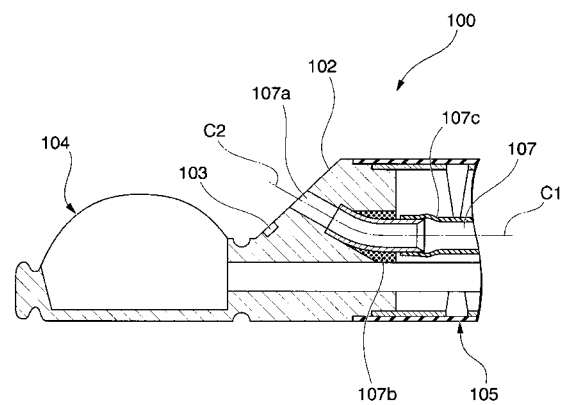
10

20

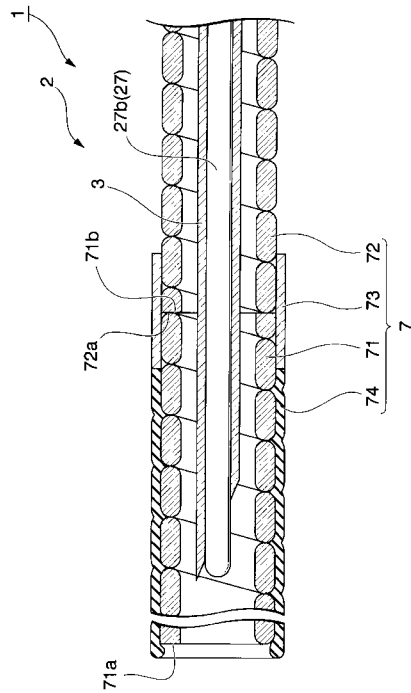
【図1】



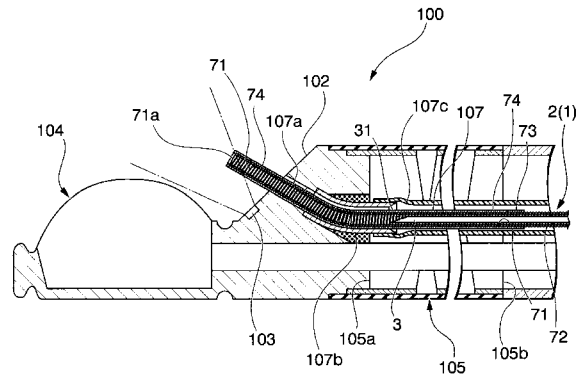
【図2】



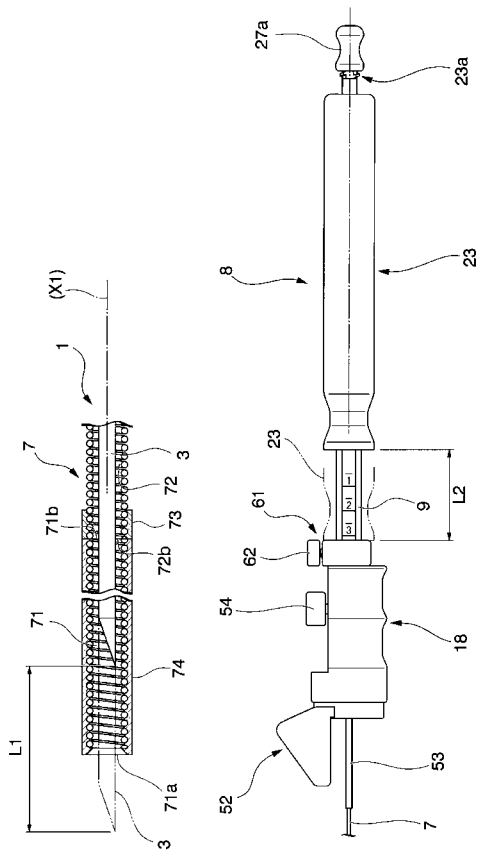
【図 3】



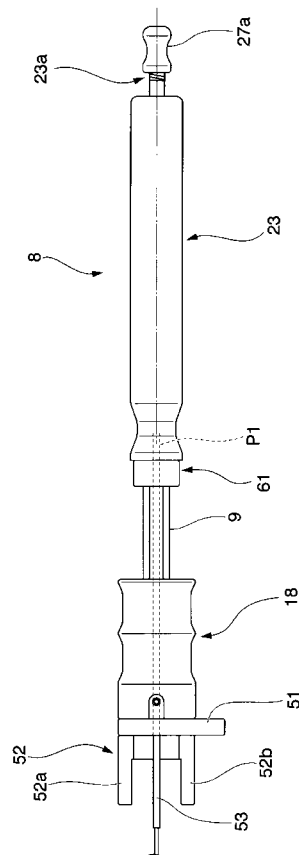
【図 4】



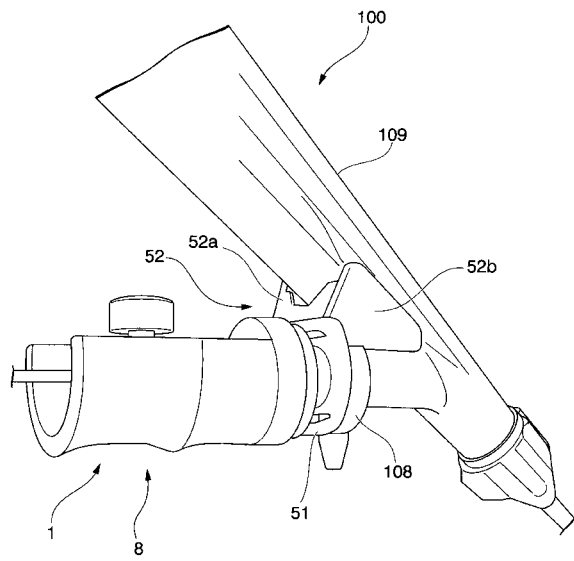
【図 5】



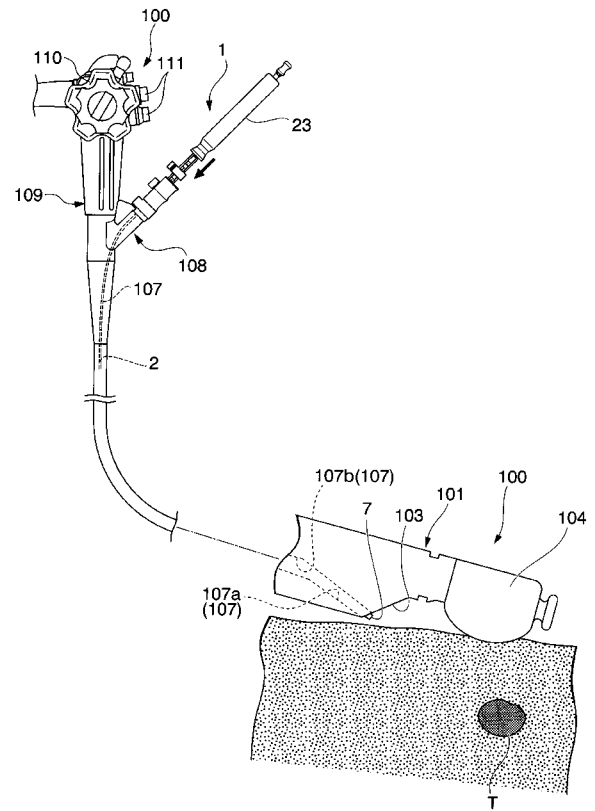
【図 6】



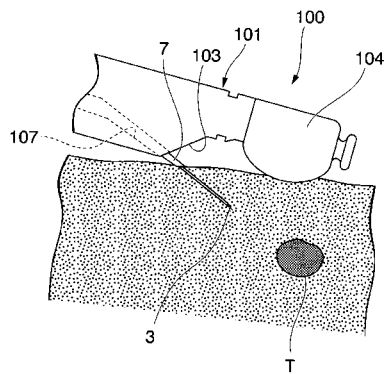
【図 7】



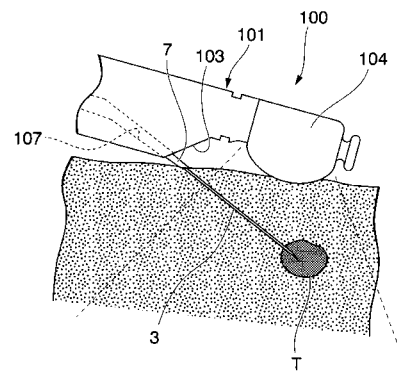
【図 8】



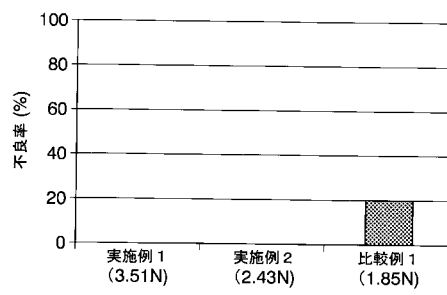
【図 9】



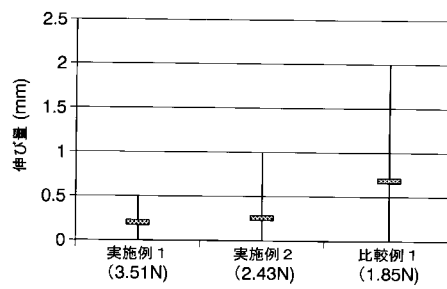
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/064734												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B10/04(2006.01)i, A61B8/12(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B10/04, A61B8/12, A61B1/00, A61B17/34 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 10-118072 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 May 1998 (12.05.1998), entire text; all drawings & JP 3594278 B2</td> <td>1-5</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2005-52408 A (Olympus Corp.), 03 March 2005 (03.03.2005), paragraphs [0021] to [0024]; fig. 1, 4 & JP 3727936 B2</td> <td>1-5</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2000-232983 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 29 August 2000 (29.08.2000), paragraphs [0013] to [0037]; fig. 1, 3 & JP 3661470 B2</td> <td>1-5</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 10-118072 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 May 1998 (12.05.1998), entire text; all drawings & JP 3594278 B2	1-5	A	JP 2005-52408 A (Olympus Corp.), 03 March 2005 (03.03.2005), paragraphs [0021] to [0024]; fig. 1, 4 & JP 3727936 B2	1-5	A	JP 2000-232983 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 29 August 2000 (29.08.2000), paragraphs [0013] to [0037]; fig. 1, 3 & JP 3661470 B2	1-5
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
A	JP 10-118072 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 May 1998 (12.05.1998), entire text; all drawings & JP 3594278 B2	1-5												
A	JP 2005-52408 A (Olympus Corp.), 03 March 2005 (03.03.2005), paragraphs [0021] to [0024]; fig. 1, 4 & JP 3727936 B2	1-5												
A	JP 2000-232983 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 29 August 2000 (29.08.2000), paragraphs [0013] to [0037]; fig. 1, 3 & JP 3661470 B2	1-5												
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
<table border="0"> <tr> <td> * Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td> "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family										
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family													
Date of the actual completion of the international search 29 July 2015 (29.07.15)		Date of mailing of the international search report 11 August 2015 (11.08.15)												
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/064734

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 9-149905 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 10 June 1997 (10.06.1997), paragraphs [0008] to [0024]; fig. 1 (Family: none)	1-5

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 4 7 3 4	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B10/04(2006.01)i, A61B8/12(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B10/04, A61B8/12, A61B1/00, A61B17/34			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 10-118072 A（オリンパス光学工業株式会社）1998.05.12, 全文、 全図 & JP 3594278 B2	1-5	
A	JP 2005-52408 A（オリンパス株式会社）2005.03.03, 段落 [0021]-[0024]及び[図1][図4] & JP 3727936 B2	1-5	
A	JP 2000-232983 A（富士写真光機株式会社）2000.08.29, 段落 [0013]-[0037]及び[図1][図3] & JP 3661470 B2	1-5	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 29.07.2015		国際調査報告の発送日 11.08.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 伊藤 幸仙 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9604

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 4 7 3 4

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 9-149905 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997.06.10, 段落 [0008]-[0024]及び[図 1] (ファミリーなし)	1-5

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 上道 克次
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
(72)発明者 菊地 康彦
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
(72)発明者 佐藤 由紀夫
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
(72)発明者 永松 龍司
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
(72)発明者 往西 康至
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
(72)発明者 坂本 雄次
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
F ターム(参考) 4C161 BB03 GG15 HH51 JJ06
4C601 DD30 EE11 FE02 FF05

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波活检针		
公开(公告)号	JPWO2016021275A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2015551640	申请日	2015-05-22
[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		
[标]发明人	上道克次 菊地康彦 佐藤由紀夫 永松龍司 往西康至 坂本雄次		
发明人	上道 克次 菊地 康彦 佐藤 由紀夫 永松 龍司 往西 康至 坂本 雄次		
IPC分类号	A61B10/02 A61B8/12 A61B8/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00128 A61B1/0051 A61B1/018 A61B1/2676 A61B1/273 A61B8/0841 A61B8/12 A61B10/04 A61B2010/045 A61B1/00121 A61B1/00142		
FI分类号	A61B10/02.110.K A61B8/12 A61B8/14 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C161/BB03 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/JJ06 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/FF05		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
优先权	2014161576 2014-08-07 JP		
其他公开文献	JP5861020B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

1。一种超声活检针，包括：鞘，其插入超声内窥镜的通道中；以及针管，其穿过护套插入并且能够在护套内前进和缩回；所述操作部与所述鞘的基端连接，并设置成使所述针管进退。护套包括延伸限制部分，当护套的远端位于超声波内窥镜的光学图像捕获机构的视野中时，延伸限制部分比超声波内窥镜的弯曲部分的近端更远。延伸限制部由金属线圈形成，通道的内径与线圈的外径之比在1.0：0.84至1.0：0.96的范围内，线圈的初始张力等于或大于2.0 [N]，并且由针管的向前和向后运动引起的护套的延伸受到限制。

