

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第5861020号
(P5861020)

(45) 発行日 平成28年2月16日 (2016. 2. 16)

(24) 登録日 平成27年12月25日 (2015. 12. 25)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 10/04 (2006. 01)
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 10/04
A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-551640 (P2015-551640)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年5月22日 (2015. 5. 22)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/064734		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2014-161576 (P2014-161576)		弁理士 棚井 澄雄
(32) 優先日	平成26年8月7日 (2014. 8. 7)	(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】 超音波生検針

(57) 【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、

10

20

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

10

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】

20

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。

30

【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。

40

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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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。

40

【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】

50

【 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 1 0 0 を備えた本実施形態の生検システム 1 5 0 の概略構成を示す図である。図 2 は、生検システム 1 5 0 の内視鏡である超音波内視鏡 1 0 0 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 1 5 0 の一部として、超音波内視鏡 1 0 0 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。

10

【 0 0 1 6 】

本実施形態で例示する超音波内視鏡 1 0 0 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 1 0 0 は、挿入部 1 0 1 と、操作部 1 0 9 と、ユニバーサルコード 1 1 2 と、光源装置 1 1 3 と、光学的観察部 1 1 4 と、超音波観察部 1 1 5 とを備える。挿入部 1 0 1 は、先端から体内に挿入される。操作部 1 0 9 は、挿入部 1 0 1 の基端に取り付けられる。ユニバーサルコード 1 1 2 は、操作部 1 0 9 の側部に一端が接続される。光源装置 1 1 3 は、ユニバーサルコード 1 1 2 の他端に分岐ケーブル 1 1 2 a を介して接続される。光学的観察部 1 1 4 は、ユニバーサルコード 1 1 2 の他端に分岐ケーブル 1 1 2 b を介して接続される。超音波観察部 1 1 5 は、ユニバーサルコード 1 1 2 の他端に分岐ケーブル 1 1 2 c を介して接続される。

20

【 0 0 1 7 】

挿入部 1 0 1 は、先端硬質部 1 0 2、湾曲部 1 0 5、および可撓管部 1 0 6 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 1 0 2 は、光学的観察を行う光学撮像機構 1 0 3 と、超音波観察を行う超音波走査機構 1 0 4 とを備える。

【 0 0 1 9 】

光学撮像機構 1 0 3 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 1 0 2 の斜め前方に視野が向けられる。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。

30

【 0 0 2 0 】

超音波走査機構 (プローブ) 1 0 4 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 1 0 4 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 1 1 5 へ出力する。本実施形態の超音波走査機構 1 0 4 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。

【 0 0 2 1 】

40

湾曲部 1 0 5 は、筒状に形成されており、湾曲部 1 0 5 の先端 1 0 5 a (図 4 参照) に固定され操作部 1 0 9 まで延びる図示しないアングルワイヤを操作部 1 0 9 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 1 0 5 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。

【 0 0 2 2 】

可撓管部 1 0 6 は、管腔組織内や体腔内において先端硬質部 1 0 2 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。

50

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、2.0 mm 以上 2.2 mm 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。

10

【0024】

チャンネル 107 は、図 2 に示すように、スロープ部 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。スロープ部 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、スロープ部 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 の走査面に含まれる位置にある。このため、スロープ部 107a に生検針 1 が挿通されたときに、スロープ部 107a は、生検針 1 の針管 3 (図 4 参照) を上述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。

20

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、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 からスロープ部 107a 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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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 を穿刺できるような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。

30

【0037】

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 71 と、シース 7 の基端部分を構成する基端コイル 72 と、接続部 73 と、樹脂被覆 74 とを有する。

【0038】

先端コイル 71 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 71 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 71 の内径は $\phi 1.10$ mm である。チャンネル 107 の内径に対する先端コイル 71 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 71 の初張力は 2.0 [N] 以上である。

40

先端コイル 71 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。

【0039】

基端コイル 72 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 72 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。

【0040】

基端コイル 72 の内径は $\phi 1.10$ mm である。チャンネル 107 の内径に対する基端コイル 72 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

50

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 . 1 5 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。

10

【 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。

20

【 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、 ϕ 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。

30

【 0 0 4 8 】

操作本体 9 は、例えば A B S 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 に挿入されている。操作本体 9 とシースアジャスター 1 8、および操作本体 9 と針スライダ 2 3 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。

【 0 0 4 9 】

40

シースアジャスター 1 8 の先端部には、超音波内視鏡 1 0 0 の基端口金 1 0 8 に着脱可能なスライドロック 5 1 が設けられている。スライドロック 5 1 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 1 0 8 と係合させることで、操作部 8 を超音波内視鏡 1 0 0 に固定することができる。スライドロック 5 1 の先端側には、一对の壁部 5 2 a、5 2 b を有するホルダ（固定部）5 2 が設けられている。ホルダ 5 2 は、シースアジャスター 1 8 に対して固定されている。ホルダ 5 2 の一对の壁部 5 2 a、5 2 b は、略平行であり、一对の壁部 5 2 a、5 2 b の距離は、超音波内視鏡 1 0 0 の操作部 1 0 9 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。

【 0 0 5 0 】

シースアジャスター 1 8 の先端部からは、例えばステンレス製の支持パイプ 5 3 が突出

50

している。支持パイプ 5 3 の先端部は、生検針 1 を超音波内視鏡 1 0 0 に取り付けの際に、チャンネル 1 0 7 内に挿入される。支持パイプ 5 3 は操作本体 9 内に挿入されている。支持パイプ 5 3 の基端は、針スライダ 2 3 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 2 3 の先端よりも基端側（例えば図 6 に示す位置 P 1）に位置している。シース 7 は支持パイプ 5 3 内に挿通されており、基端部が支持パイプ 5 3 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。

【 0 0 5 1 】

シースアジャスター 1 8 には、固定ネジ 5 4 が取り付けられている。固定ネジ 5 4 は、シースアジャスター 1 8 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 5 4 を操作本体 9 に対して締め込むと、シースアジャスター 1 8 が操作本体 9 に押し当てられてシースアジャスター 1 8 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 1 8 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 1 0 0 に固定した際の、チャンネル 1 0 7 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 5 4 により当該突出長を固定することができる。

【 0 0 5 2 】

図 1 に示すように、固定ネジ 5 4 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 5 4 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 5 4 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 5 4 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 3 】

シースアジャスター 1 8 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。

【 0 0 5 4 】

針スライダ 2 3 は、針管 3 の基端に固定されている。また、針スライダ 2 3 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 2 3 に固定されている。このため、針スライダ 2 3 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 2 3 の先端側において、ストッパ 6 1 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 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。

【 0 0 5 6 】

図 5 に示すように、針スライダ 2 3 は、ストッパ 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 に対するストッパ 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、4 0 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。

【 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。

【 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。

【 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 よりも短くなるが、少なくとも 4 0 mm であってもよい。

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

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 の一対の壁部 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。

10

【 0 0 6 8 】

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。

20

【 0 0 6 9 】

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。

【 0 0 7 0 】

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 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 1 8 と操作本体 9 とを相対的に摺動させて、超音波内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 0 1 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 5 4 を締め込んで当該突出量を固定する。

30

【 0 0 7 1 】

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 7 1 内にある。また、針管 3 の先端は、チャンネル 1 0 7 において、湾曲部 1 0 5 とアングルチューブ 1 0 7 b との間、アングルチューブ 1 0 7 b 内、あるいはスロープ部 1 0 7 a 内のいずれかの位置にある。

【 0 0 7 2 】

40

シース 7 における接続部 7 3 の位置は、超音波内視鏡 1 0 0 の湾曲部 1 0 5 の基端 1 0 5 b (図 4 参照) よりもさらに超音波内視鏡 1 0 0 の基端側にある。具体的には、超音波内視鏡 1 0 0 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 7 3 は湾曲部 1 0 5 の基端 1 0 5 b よりもさらに近位側にある。言い換えると、超音波内視鏡 1 0 0 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 1 0 5 の基端 1 0 5 b から挿入部 1 0 1 の先端までの領域には先端コイル 7 1 及び針管 3 のみが配されている。

【 0 0 7 3 】

湾曲部 1 0 5 の基端 1 0 5 b から挿入部 1 0 1 の先端までの領域には先端コイル 7 1 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 7 2 が湾曲部 1 0 5 内にある場合

50

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

10

20

30

40

50

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】

【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

【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。

【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。

【 0 0 9 0 】

【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]

10

【 0 0 9 1 】

超音波内視鏡を用いた生検において、シースが 2 mm 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、2 mm 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。

20

図 1 1 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 1 1 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 1 1 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 2 mm 以上の伸び（不良）が発生している。

【 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 . 8 5 N と 2 . 4 3 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 . 8 5 N と 2 . 4 3 N との間に、伸び量に係る閾値が存在することがわかる。

30

従って、コイルの平均初張力が 1 . 8 5 N と 2 . 4 3 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。

【 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関連することがわかる。

40

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 . 8 4 から 1 . 0 : 0 . 9 6 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。

【 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

50

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。

たとえば、湾曲又は屈曲した筒状のアングルチューブ 1 0 7 b に代えて、上記のアングルチューブ 1 0 7 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 1 0 2 に形成されていてもよい。この場合アングルチューブ 1 0 7 b は不要である。

【 0 0 9 7 】

また、接続部 7 3 は、筒状の部材により先端コイル 7 1 と基端コイル 7 2 とを接続することに代えて、先端コイル 7 1 と基端コイル 7 2 とが溶接されるものであってよい。また、接続部 7 3 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 7 3 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。

【 0 0 9 8 】

また、生検針 1 は樹脂被覆 7 4 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を両立する超音波生検針を提供できる。

【符号の説明】

【 0 1 0 1 】

1 超音波生検針

3 針管

7 シース

7 4 樹脂被覆

8 操作部

1 0 0 超音波内視鏡

1 0 2 先端硬質部

1 0 3 光学撮像機構

1 0 5 湾曲部

1 0 5 a 湾曲部の先端

1 0 5 b 湾曲部の基端

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

1 0 7 c チャンネルチューブ

1 0 9 操作部

1 1 0 湾曲操作機構

【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

10

20

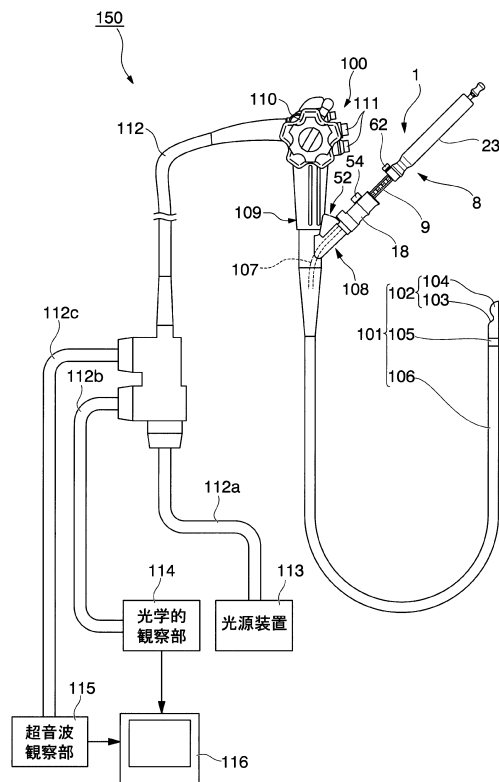
30

40

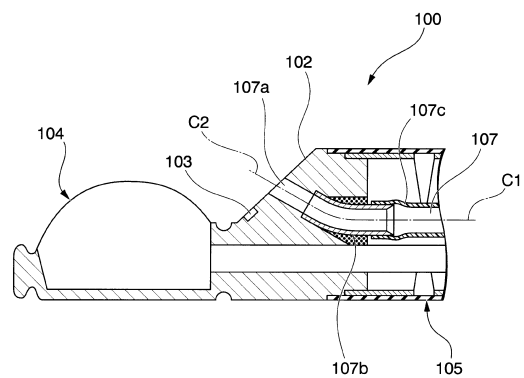
50

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。

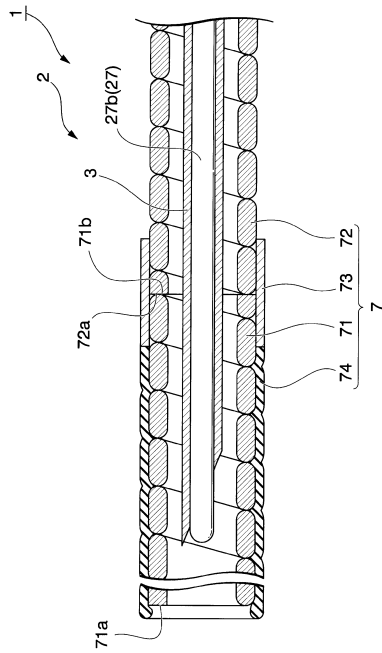
【図 1】



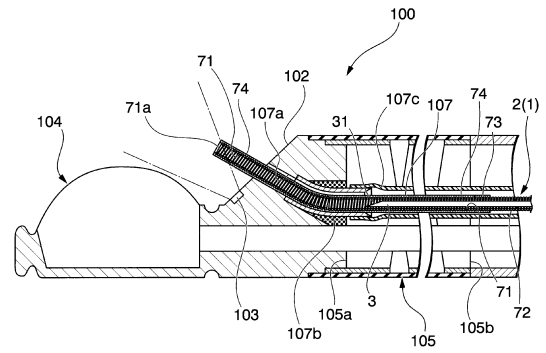
【図 2】



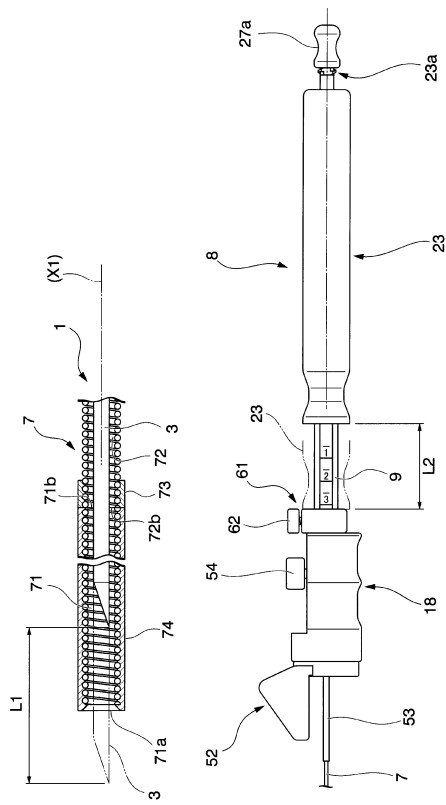
【図 3】



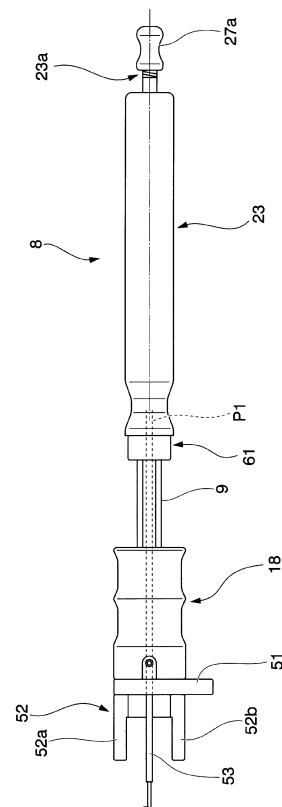
【図 4】



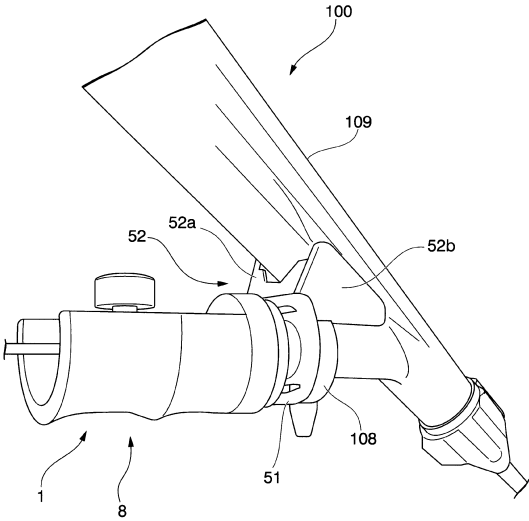
【図 5】



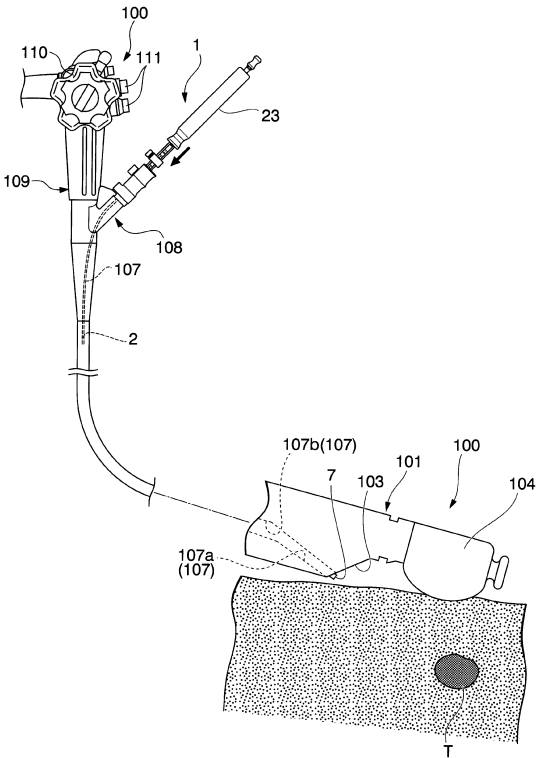
【図 6】



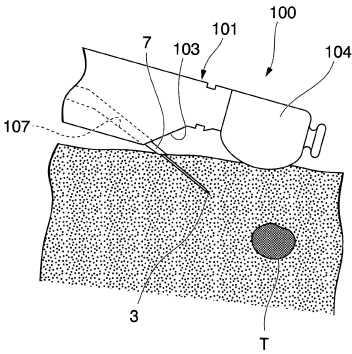
【図 7】



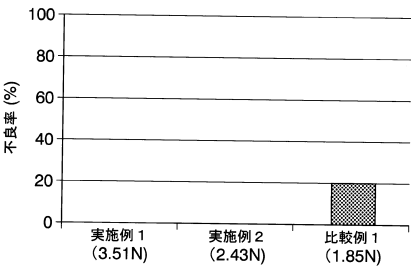
【図 8】



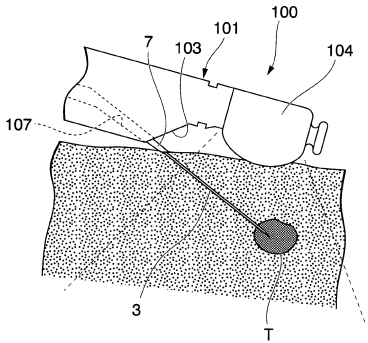
【図 9】



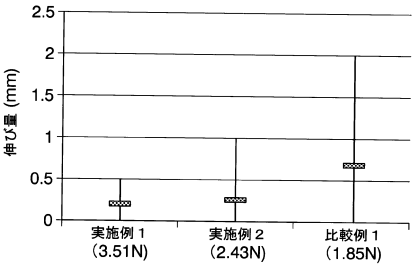
【図 1 1】



【図 1 0】



【図 1 2】



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4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 菊地 康彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 佐藤 由紀夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 永松 龍司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 往西 康至
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 坂本 雄次
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開平10-118072(JP,A)
特開2005-52408(JP,A)
特開2000-232983(JP,A)
特開平9-149905(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 10/04
A61B 8/12
A61B 1/00
A61B 17/34

专利名称(译)	超声波活检针		
公开(公告)号	JP5861020B1	公开(公告)日	2016-02-16
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		
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 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	A61B10/04 A61B8/12		
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	A61B10/04 A61B8/12		
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	JPWO2016021275A1		
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；所述操作部与所述护套的基端连接，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 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。

(21) 出願番号	特願2015-551640 (P2015-551640)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年5月22日 (2015. 5. 22)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/064734		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	100106809
(31) 優先権主張番号	特願2014-161576 (P2014-161576)		弁理士 堀井 澄雄
(32) 優先日	平成26年8月7日 (2014. 8. 7)	(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