

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第5861019号  
(P5861019)

(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 10/04  
**A 6 1 B 8/12 (2006.01)** A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-551639 (P2015-551639)	(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/JP2015/064795		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2014-161577 (P2014-161577)		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基端側に位置する蛇行抑制部を有し、

前記蛇行抑制部は、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1.0:0.66から1.0:0.84の範囲内にあり、前記コイルの初張力が5.0[N]以上である

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】

前記コイルのバネ定数は、 $0.7 \text{ N/mm}$ 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  $2.0 \text{ mm}$ 以上  $2.2 \text{ mm}$ 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2014-161577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。

20

【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しことになる。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

50

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基端側に位置する蛇行抑制部を有し、前記蛇行抑制部は、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 $1.0 : 0.66$ から $1.0 : 0.84$ の範囲内にあり、前記コイルの初張力が $5.0$  [N]以上である。

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、前記コイルのバネ定数は、 $0.7$  N/mmであってもよい。

【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。

20

【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。

【図面の簡単な説明】

30

【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の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。

【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。

40

【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】

【0014】

50

## (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。

## 【0015】

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

## 【0016】

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。

20

## 【0017】

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。

## 【0018】

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。

## 【0019】

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

## 【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、所定の方向へ湾曲可能な湾曲部である。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。

40

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

50

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。

【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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

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、受信した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。

## 【 0 0 3 2 】

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 1 0 0 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。

## 【 0 0 3 3 】

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）2 7 とを備える。

10

## 【 0 0 3 4 】

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にチャンネル 1 0 7 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。

## 【 0 0 3 5 】

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 2 2 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

## 【 0 0 3 6 】

針管 3 の先端には、開口 3 1 が形成されている。開口 3 1 は、組織に針管 3 を穿刺するために鋭利とされているとともに針管 3 の内部の組織を吸引する。

針管 3 の先端に設けられた開口 3 1 は、針管を形成する管状部材の先端を自身の軸線 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 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。

## 【 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。

30

## 【 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  $0.20 \pm 0.01$  mm、幅 0.65 mm の長方形である。

先端コイル 7 1 の内径は 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。

40

## 【 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  $0.23 \pm 0.01$  mm、幅 0.60 mm の長方形である。

基端コイル 7 2 の内径は 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。

基端コイル 7 2 は、シース 7 の基端部分においてシース 7 の蛇行を抑制する蛇行抑制部となっている。

50

## 【 0 0 4 0 】

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73は、先端コイル71と基端コイル72とを接続するための筒状部材である。接続部73は、先端コイル71の基端部分と基端コイル72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74は、先端コイル71の外周を覆うように先端コイル71に取り付けられている。樹脂被覆74の厚さは、0.15mm以上0.2mm以下である。樹脂被覆74は、先端コイル71が成形されたあとに先端コイル71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74の内面は、先端コイル71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74の内面は、先端コイル71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74の内面は、先端コイル71に対して固定されていない。すなわち、樹脂被覆74は、樹脂被覆74自身が先端コイル71の外径よりも小さくなるように収縮力によって先端コイル71の外面に係合している。したがって、樹脂被覆74の内面の一部は、先端コイル71が湾曲変形されたときに、先端コイル71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74の外面は、先端コイル71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74の外面形状は特に限定されない。

## 【 0 0 4 6 】

樹脂被覆74が先端コイル71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71部分の外径は、1.7mm以上1.9mm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。

30

## 【 0 0 4 8 】

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。

## 【 0 0 4 9 】

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。

40

## 【 0 0 5 0 】

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

50

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に取り付ける際に、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。

10

#### 【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るならば、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。

20

#### 【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、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。

30

#### 【0055】

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。

40

#### 【0056】

図5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（最大移動量）L2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23による針管3の操作ストローク長L2は、40mm以上であってもよい。

#### 【0057】

操作本体9の基端側に針スライダ23が限界まで移動した位置に針スライダ23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

50

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しようとする力を受ける。基端コイル 7 2 がチャンネル 1 0 7 内で蛇行した場合、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。たとえば、チャンネル 1 0 7 のアングル部 1 0 7 b からスロープ部 1 0 7 a に至るまでの領域では、チャンネル 1 0 7 の内面に対するシース 7 の摺動抵抗が大きく、アングル部 1 0 7 b よりも基端側からシース 7 が先端側へ向かって押されると、基端口金 1 0 8 とアングル部 1 0 7 b との間の領域内で、シース 7 の蛇行が蓄積される可能性がある。

30

## 【 0 0 7 0 】

本実施形態では、シース 7 のうち基端コイル 7 2 は、チャンネル 1 0 7 の内径に対する基端コイル 7 2 の外径の比が 1 . 0 : 0 . 6 6 以上、1 . 0 : 0 . 8 4 以下の範囲とされ、且つ基端コイル 7 2 の初張力が 5 . 0 N 以上とされている。このため、チャンネル 1 0 7 内での蛇行が従来に比して抑制され、基端口金 1 0 8 とアングル部 1 0 7 b との間の領域内でのシース 7 の蛇行の蓄積は従来よりも少ない。すなわち、本実施形態において、シース 7 のうち基端コイル 7 2 は、チャンネル 1 0 7 内における蛇行が従来よりも抑制された蛇行抑制部となっている。なお、基端口金 1 0 8 とアングル部 1 0 7 b との間の領域内に蛇行が蓄積された後にこの蛇行が解消されると、針管 3 に対してシース 7 が相対的に先端側へ移動する。

40

## 【 0 0 7 1 】

挿入体 2 をチャンネル 1 0 7 内に挿入する過程では、シース 7 の蛇行が蓄積されたり解消されたりを繰り返すため、チャンネル 1 0 7 の先端からシース 7 が突出された時点で蛇行が蓄積されている程度は一定ではない。また、シース 7 の蛇行が解消されるきっかけの一つとして、シース 7 に対する針管 3 の進退移動が挙げられる。

## 【 0 0 7 2 】

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

50

該突出量を固定する。

【 0 0 7 3 】

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 4 】

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。

10

【 0 0 7 5 】

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 内にある場合と比較して、湾曲部 1 0 5 による湾曲能力の低下を防ぐことができる。

【 0 0 7 6 】

また、湾曲部 1 0 5 の基端 1 0 5 b からさらに基端側の領域には基端コイル 7 2 が配されているので、この領域においてシース 7 が蛇行することを抑制できる。また、シース 7 の基端コイル 7 2 は、湾曲形状に変形可能な可撓性を有する可撓管部 1 0 6 内で可撓管部 1 0 6 の変形に倣って変形可能な柔軟性も兼ね備えている。このため、術者がシース 7 をチャンネル 1 0 7 内で進退あるいは回転操作する場合のシース 7 とチャンネル 1 0 7 との摩擦抵抗が過大とならず、操作者による操作とシース 7 の先端の動作との間のラグが少ない。

20

【 0 0 7 7 】

次に、超音波走査機構 1 0 4 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プ 6 1 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。

30

【 0 0 7 8 】

次に、図 8 に示すように、術者は、針スライダ 2 3 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 1 0 5 とアングルチューブ 1 0 7 b との間にある状態で針スライダ 2 3 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 7 1 にガイドされながらアングルチューブ 1 0 7 b を通過してスロープ部 1 0 7 a に達する。

【 0 0 7 9 】

針管 3 の先端がアングルチューブ 1 0 7 b を始点として超音波内視鏡 1 0 0 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 1 0 7 a を始点として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 7 1 にガイドされつつシース 7 の先端から突出される。

40

【 0 0 8 0 】

針スライダ 2 3 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 1 0 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 1 0 3 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 1 0 4 によって観察することができる。

【 0 0 8 1 】

術者は、超音波走査機構 1 0 4 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 1 1 5 によって観察することができる。超音波観察部 1 1 5 に鮮明に映

50

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。

【 0 0 8 2 】

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 2 7 で押し出し、挿入体 2 および操作部 8 からスタイレット 2 7 を引き抜く。これにより、針管 3 の先端から針スライダ 2 3 の基端まで延びる貫通孔が生じる。術者は、針スライダ 2 3 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。

【 0 0 8 3 】

必要量の細胞などが採取できたら、針スライダ 2 3 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 内に收容する。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 1 0 0 の操作部 1 0 9 の基端口金 1 0 8 からスライドロック 5 1 をはずし、生検針 1 をチャンネル 1 0 7 から抜去する。最後に、術者は、超音波内視鏡 1 0 0 を患者から抜去して一連の処置を終了する。

【 0 0 8 4 】

以上に説明したように、本実施形態では、先端コイル 7 1 は、チャンネル 1 0 7 内で蛇行することと、湾曲部 1 0 5 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 7 1 の方が基端コイル 7 2 よりも可撓性が高くなるように、先端コイル 7 1 と基端コイル 7 2 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 1 0 0 に取り付けられた状態において湾曲部 1 0 5 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 1 0 7 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。

【 0 0 8 5 】

また、先端コイル 7 1 の外面に密着するように配された樹脂被覆 7 4 が、先端コイル 7 1 の金属素線が先端コイル 7 1 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。

【 0 0 8 6 】

また、接続部 7 3 が湾曲部 1 0 5 の基端よりもさらに超音波内視鏡 1 0 0 の基端側にあるので、シース 7 の位置をチャンネル 1 0 7 内で調整した場合にも基端コイル 7 2 が湾曲部 1 0 5 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 1 0 5 の湾曲能力が変動しない。

【 0 0 8 7 】

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 7 1 が設けられていて基端コイル 7 2 及び接続部 7 3 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 7 2 が設けられていて先端コイル 7 1 及び接続部 7 3 を有しない構成もあり得る。

これらの場合、樹脂被覆 7 4 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】

【 0 0 8 8 】

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基端コイル 7 2 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。

【 0 0 8 9 】

10

20

30

40

【表 1】

	実施例1	実施例2	比較例1
外径[mm]	1.46	1.56	1.67
内径[mm]	0.95~0.96	1.05~1.06	1.15~1.16
素線径[mm]	0.22~0.24×0.6	0.22~0.24×0.6	0.22~0.24×0.6

## 【0090】

上記表1は、実施例1、2及び比較例1として作成したコイルの寸法を示している。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。

10

## 【0091】

【表 2】

	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	5.79	0.97	5.47	0.73	4.01	0.64
最大	5.93	0.98	5.63	0.75	4.14	0.66
最小	5.54	0.96	5.30	0.71	3.87	0.63

20

## 【0092】

上記表2は、本実施例及び比較例における各10個のコイルの初張力とバネ定数を示した表である。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。

これらのコイルサンプルを用いて、21G又は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。

30

## 【0093】

【表 3】

	コイルサンプル伸び			
	2.0mmを超える 伸び発生頻度	Max伸び量	Min伸び量	平均伸び量
実施例1 (針管22G)	0[%]	0[mm]	0[mm]	0[mm]
実施例2 (針管22G)	0[%]	1.0[mm]	0[mm]	0.2[mm]
実施例2 (針管21G)	0[%]	2.0[mm]	0[mm]	0.4[mm]
比較例1 (針管21G)	40[%]	5.0[mm]	0[mm]	1.55[mm]

40

## 【0094】

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

50

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。

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3に示すように、比較例1において、40％の頻度で2 mmを超えるコイルサンプルの伸び（不良）が発生している。

#### 【0095】

上記表2, 3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を超える伸びが発生することは無い。しかしながら、平均初張力が4.01 Nと5.47 Nとの間で、図11及び上記表3に示すように、不良の発生の有無が分かれている。また、図12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12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12に示すように、矩形の実体部分で示した平均初張力が4.01 Nと5.47 Nとの間に、伸び量に係る閾値が存在することがわかる。

#### 【0096】

実施例1, 2及び比較例1におけるコイルサンプルの伸びの測定結果から、コイルの初張力の値が、シースの伸びにつながるチャンネル内でのシースの蛇行の抑制に大きく影響する。平均初張力が4.01 Nと5.47 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。シースを構成するコイルの初張力が5 Nを超えると、初張力が4 N程度の場合に比べてシース伸びの抑制に顕著な効果を奏する。すなわち、初張力5 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。

#### 【0097】

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 : 0.66から1.0 : 0.84の範囲内にある条件の下で、シースの初張力が5.0 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5.4 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。

#### 【0098】

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。

#### 【0099】

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107bに代えて、上記のアングルチューブ107b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107bはなくてもよい。

#### 【0100】

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。

#### 【0101】

また、生検針1は樹脂被覆74を有していなくてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 2 】

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 3 】

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 4 】

- 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 アンクルチューブ
- 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

10

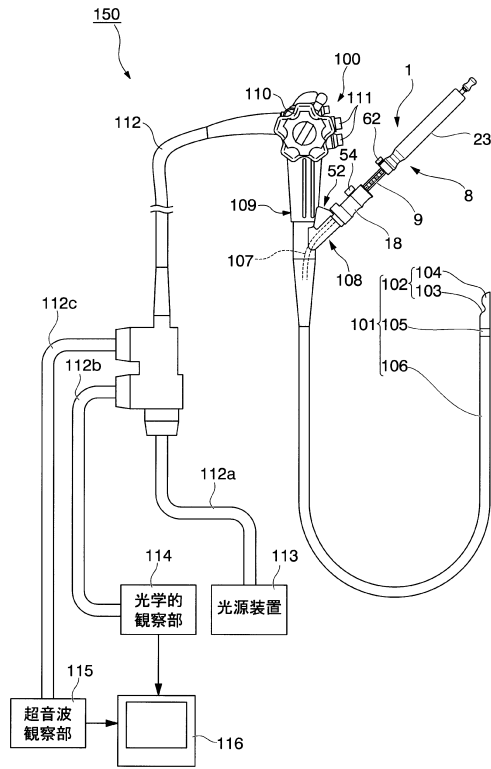
20

## 【要約】

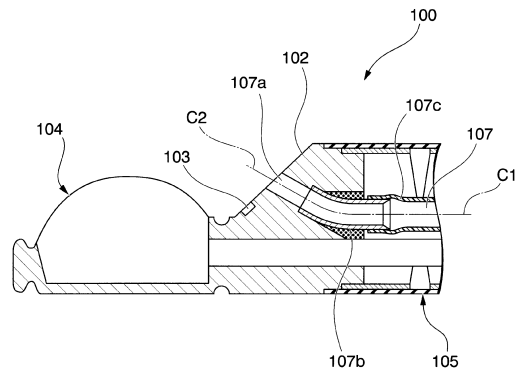
本超音波生検針は、超音波内視鏡のチャンネルに挿通されるシースと、前記シースに進退可能に挿通される針管と、前記シースの基端に接続され、前記針管を進退操作するための操作部と、を備え、前記シースは、前記シースの先端が前記超音波内視鏡の光学撮像機構の視野内に位置する状態において、前記超音波内視鏡の湾曲部基端よりも基端側に位置する蛇行抑制部を有し、前記蛇行抑制部は、金属製のコイルからなり、前記チャンネルの内径に対する前記コイルの外径の比が1.0:0.66から1.0:0.84の範囲内にあり、前記コイルの初張力が5.0[N]以上である。

30

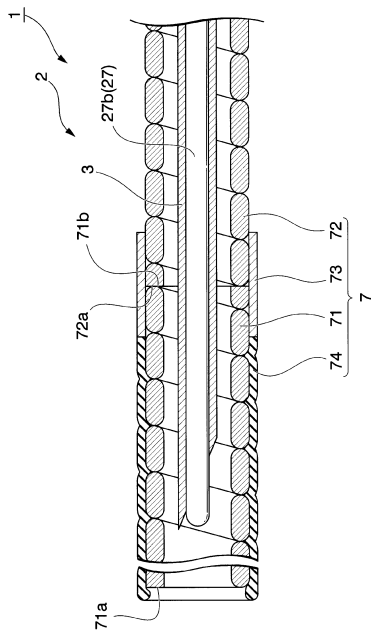
【 図 1 】



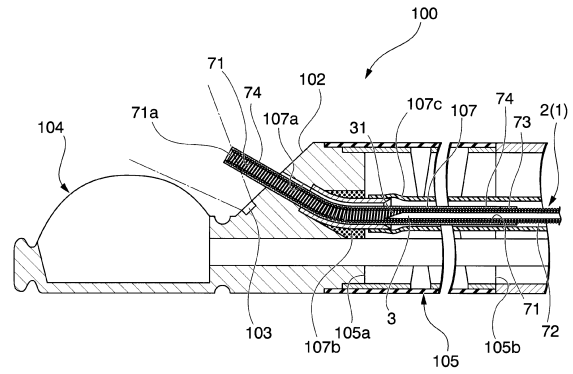
【 図 2 】



【 図 3 】

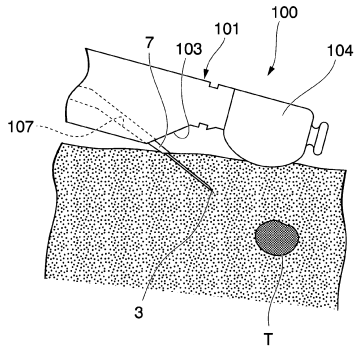


【 図 4 】

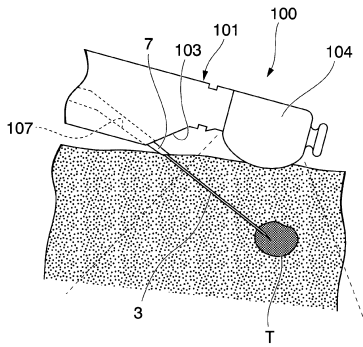




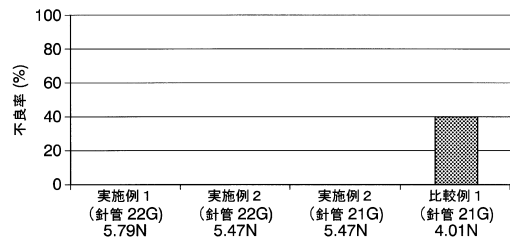
【図9】



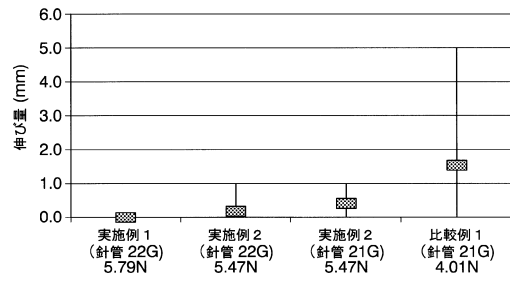
【図10】



【図11】



【図12】



## 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43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43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43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43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43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)

A 6 1 B 1 0 / 0 4  
A 6 1 B 8 / 1 2  
A 6 1 B 1 / 0 0  
A 6 1 B 1 7 / 3 4

专利名称(译)	超声波活检针		
公开(公告)号	<a href="#">JP5861019B1</a>	公开(公告)日	2016-02-16
申请号	JP2015551639	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	A61B1/0051 A61B1/05 A61B1/07 A61B8/08 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B10/04 A61B2010/045		
FI分类号	A61B10/04 A61B8/12		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
优先权	2014161577 2014-08-07 JP		
其他公开文献	JPWO2016021278A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本超声波活检针包括穿过超声波内窥镜的通道插入的护套，插入的针管以便能够相对于护套前进和缩回，针管连接到护套的近端，其中，护套构造使得在护套的远端位于超声内窥镜的光学成像机构的视野内的状态下，护套具有近端其中曲折抑制部分由金属线圈制成，线圈外径与通道内径之比在1.0 : 0.66至1.0 : 0.84范围内，线圈的初始张力为5.0 [N]或更大。

(21) 出願番号	特願2015-551639 (P2015-551639)	(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/JP2015/064795		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2014-161577 (P2014-161577)		弁理士 橋井 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