

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-210320

(P2012-210320A)

(43) 公開日 平成24年11月1日(2012.11.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 R	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2011-77436 (P2011-77436)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年3月31日 (2011. 3. 31)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100080322
			弁理士 牛久 健司
		(74) 代理人	100104651
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100114786
			弁理士 高城 貞晶
		(72) 発明者	井上 敏之
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 DA12 DA56
			4C161 CC06 FF43 GG15 HH51

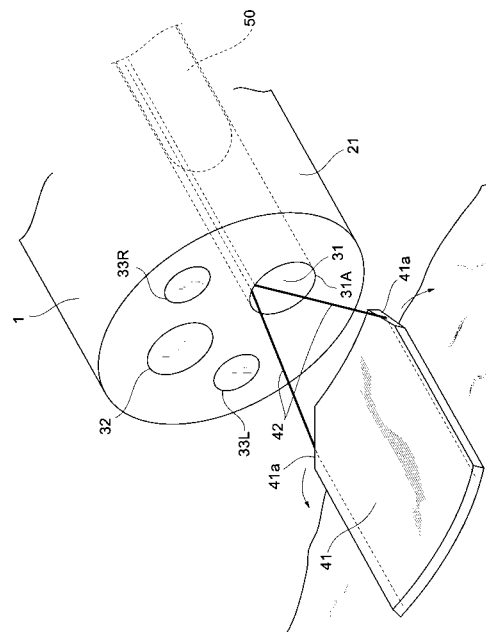
(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入型光プローブ・キットおよび生体押え台

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】内視鏡挿入時の患者への負担を増やすことなく、スキャン幅を拡大し、さらに体動の影響を低減する。

【解決手段】内視鏡1の挿入部に形成された処置具チャンネル31に、生体押え台41および光プローブ50がそれぞれ挿入される。生体押え台41の厚さと光プローブ50の直径を加えた寸法(長さ)は処置具チャンネル31の内径よりも大きい。生体押え台41と光プローブ50と一緒に(重ね合わせて)処置具チャンネル31に挿入するのではなく、挿入のタイミングをずらしてそれぞれ挿入することで、生体押え台41を処置具チャンネル31を通して体内に導くことができ、かつ光プローブ50も処置具チャンネル31を通して体内に導くことができる。生体押え台41上に光プローブ50が載置された状態で光プローブ50によるスキャンが行われる。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡に形成された処置具チャンネル内に挿入されて上記内視鏡の先端から出し入れされる光プローブ、および

上記処置具チャンネルに挿入されて上記内視鏡の先端から出し入れされ、体内において上記光プローブが載置される生体押え台を備え、

上記生体押え台は、上記光プローブが出射する光を透過する光透過材によって作られており、

上記生体押え台の厚さと上記プローブの直径とを加えた寸法が上記処置具チャンネルの内径よりも大きいことを特徴とする、

内視鏡挿入型光プローブ・キット。

10

**【請求項 2】**

上記生体押え台は弾性を有しており、その両側部のそれぞれにガイドワイヤの端部が固定されている、

請求項 1 に記載の内視鏡挿入型光プローブ・キット。

**【請求項 3】**

上記生体押え台の末端部分が先細に形成されている、

請求項 1 または 2 に記載の内視鏡挿入型光プローブ・キット。

**【請求項 4】**

上記処置具チャンネルの先端開口が先端に向かうにつれて広がって形成されている内視鏡とともに用いられる、

請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の内視鏡挿入型光プローブ・キット。

20

**【請求項 5】**

上記生体押え台は硬質材によって形成されており、その一部にガイドワイヤの端部が固定されているものである、

請求項 1 に記載の内視鏡挿入型光プローブ・キット。

**【請求項 6】**

処置具チャンネルが形成されている内視鏡、および上記内視鏡の処置具チャンネルに挿入されて上記内視鏡の先端から出し入れされる光プローブとともに用いられる生体押え台であって、

上記生体押え台は、

上記内視鏡の処置具チャンネルに挿入されて上記内視鏡の先端から出し入れされ、体内において上記光プローブが載置されるものであり、

上記光プローブが出射する光を透過する光透過材によって作られており、

上記生体押え台の厚さと上記光プローブの直径を加えた寸法が上記処置具チャンネルの内径よりも大きいことを特徴とする、

生体押え台。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

この発明は内視鏡挿入型光プローブ・キットおよび生体押え台に関する。

40

**【背景技術】****【0002】**

内視鏡に形成されている処置具チャンネル（鉗子チャンネル）を通して光プローブを体内に挿入し、光プローブによって体内の光干渉断層像を得る E O C T（Endoscopic Optical Coherence Tomography）装置が知られている（たとえば特許文献 1）。光プローブは光ファイバおよびその先端に取り付けられた光学レンズを備え、光源からの光を光ファイバおよび光学レンズを通して生体層に照射し、生体層の細胞、組織等において反射した反射光の一部を受光する。光プローブに戻った反射光は上記光学レンズおよび光ファイバを通して画像処理装置に送られ、画像処理装置において生体層の 2 次元断層画像または 3 次元断層

50

画像が形成される。光ファイバおよび光学レンズは光プローブの長手方向を中心軸として回転（回転）可能であり、これによって生体層をラジアル・スキャンすることができる。

【0003】

光プローブは一般に生体表面に押しつけられて用いられ、光プローブが接触している生体層範囲（断面から見たときの弧状範囲）が光プローブで断層像を得ることができる実質的な有効撮像範囲（以下、スキャン幅という）となる。光プローブの外形はほぼ円筒状でありその円筒部分の断面直径は約2.5mm程度と小さく、したがってスキャン幅は狭い。また、生体表層の表面に光プローブを直接に接触させると体動が直接に光プローブに伝わるので、きれいな（正確な）断層像を得るのは難しい。

【0004】

スキャン幅の拡大および体動の影響を軽減するために、内視鏡の外側にオーバーチューブ（またはフード）を取付けることが提案されている。内視鏡の外径よりも大きな径のオーバーチューブが生体表面に押しつけられ、このオーバーチューブ上（内面上）に光プローブが載置される。光プローブと撮像すべき生体層との間の距離が離れるので、光プローブを直接に生体表面に接触させるのに比べてスキャン幅が拡大する。またオーバーチューブによって生体表層の広い範囲が押しつけられるので体動の影響も軽減する。

【0005】

しかしながら、内視鏡の外側にオーバーチューブを取付けるとその分だけ全体の径が大きくなり、内視鏡挿入時の患者の負荷が大きくなる。また、光プローブを用いて断層像を得た後に、光プローブを処置具チャンネルから引抜き、高周波ナイフ等の処置具を処置具チャンネルに挿入して内視鏡下処置（EMR（Endoscopic Mucosal Resection：内視鏡的粘膜切除術）、ESD（Endoscopic Submucosal Dissection：内視鏡的粘膜下層剥離術）など）を行う場合に、オーバーチューブの存在が処置の邪魔になることがある。

【0006】

特許文献2にはOCTプローブの外周に外皮チューブを設けたものが開示されている。外皮チューブの先端部分を変形させて観察部位近傍を挟み込むことで観察部位が静止させられる。体動の影響は軽減されるが、OCTプローブによる撮像範囲の拡大（スキャン幅の拡大）については考慮されていない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平11-56772号公報

【特許文献2】特開2004-24543号公報

【発明の概要】

【0008】

この発明は、内視鏡挿入時の患者への負担を増やすことなく、スキャン幅を拡大し、さらに体動の影響を低減することを目的とする。

【0009】

この発明による内視鏡挿入型光プローブ・キットは、内視鏡に形成された処置具チャンネル内に挿入されて上記内視鏡の先端から出し入れされる光プローブ（OCT（Optical Coherence Tomography）プローブ、EOCT（Endoscopic Optical Coherence Tomography）プローブとも呼ばれる）、および上記処置具チャンネルに挿入されて上記内視鏡の先端から出し入れされ、体内において上記光プローブが載置される生体押え台を備え、上記生体押え台は上記光プローブが出射する光を透過する光透過材によって作られており、上記生体押え台の厚さと上記光プローブの直径を加えた寸法が、上記処置具チャンネルの内径よりも大きいことを特徴とする。

【0010】

この発明によると、光プローブおよび生体押え台のそれぞれが、内視鏡に形成された内視鏡チャンネルに挿入されて内視鏡先端から出し入れされる。光プローブを直接に生体表面に押しつけるのではなく、生体押え台を生体表面に押しつけ（接触させ）、この生体押え

10

20

30

40

50

台上に光プローブを載置することができる。光プローブからの出射光は光透過材によって作られた生体押え台を透過して生体層に到達する。撮像すべき生体層（たとえば、生体表面から数100  $\mu$ m程度深部）と光プローブとの間の距離（間隔）を生体押え台の厚さの分だけ離すことができるので、光プローブの焦点距離を長くする（焦点距離の長い光学レンズを用いる）ことができ、これによって光プローブによる有効撮像範囲（スキャン幅）を拡大することができる。

【0011】

またこの発明によると、光プローブが直接に生体表面に接触しないので、体動が光プローブに伝達しにくく、よりきれいなまたは正確な断層像を得ることができる。

【0012】

さらにこの発明によると、生体押え台の厚さと上記光プローブの直径（断面径）を加えた寸法が上記処置具チャンネルの内径よりも大きい。処置具チャンネルの内径よりも大きい寸法（断面径）を持つ処置具は当然に処置具チャンネル内に挿入することはできないが、この発明によると生体押え台と光プローブとは別体でそれぞれ構成されているので、タイミングをずらして生体押え台および光プローブを内視鏡の処置具チャンネル内に挿入することによって、生体押え台および光プローブのいずれもを内視鏡チャンネル内に挿入することができ、かつ内視鏡先端から出し入れすることができる。体内において生体押え台上に光プローブを載置することによって、上述のように、撮像すべき生体層と光プローブとの間の距離（間隔）を生体押え台の厚さの分だけ離すことができ、光プローブによる有効撮像範囲（スキャン幅）を拡大することができる。

【0013】

好ましくは上記生体押え台は弾性を有しており、その両側部のそれぞれにガイドワイヤの端部が固定されているものである。上記処置具チャンネル内への挿入時において生体押え台は上記両側部を近づけるようにして筒状に丸められ、その状態でガイドワイヤを用いて処置具チャンネルを通される。内視鏡先端から外に出されると、生体押え台はその弾性によって上記両側部が互いに離れるように広がる。生体押え台が処置具チャンネルの先端から外に出たときに広がるので、生体表面の比較的広い範囲を生体押え台によって押さえることができ、体動の影響をさらに軽減することができる。

【0014】

一実施態様では、上記生体押え台の末端（後端）部分が先細に形成されている。内視鏡の先端から外に出された生体押え具をガイドワイヤを用いて処置具チャンネルから引抜くときに、生体押え台の末端部分が内視鏡の先端に引っかかってしまうことが抑制される。

【0015】

生体押え具を処置具チャンネルから引抜くときに生体押え台の末端部分が内視鏡の先端に引っかかってしまうことをさらに抑制するために、生体押え台および光プローブが出入れされる内視鏡先端の処置具チャンネルの先端開口（出口）が、先端に向かうにつれて広がって形成されている内視鏡を用いるようにしてもよい。

【0016】

他の実施態様では、上記生体押え台は硬質材によって形成されており、その一部にガイドワイヤの端部が固定されている。処置具チャンネルからの出し入れにかかわらず形状が変化しない生体押え台を用いる態様である。

【0017】

この発明は、処置具チャンネルが形成されている内視鏡、および上記内視鏡の処置具チャンネルに挿入され、上記内視鏡の先端から出入れされる光プローブとともに用いられる生体押え台も提供する。この発明による生体押え台は、上記内視鏡の処置具チャンネルに挿入されて上記内視鏡の先端から出入れされ、体内において上記光プローブが載置されるものであり、上記光プローブが出射する光を透過する光透過材によって作られており、上記生体押え台の厚さと上記光プローブの直径を加えた寸法が上記処置具チャンネルの内径よりも大きいことを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】 内視鏡の外観を示す。

【 図 2 】 内視鏡挿入部の先端部分を示す拡大斜視図である。

【 図 3 】 第 1 実施例の生体押え台が内視鏡挿入部の先端から外に出された様子を示す斜視図である。

【 図 4 】 第 1 実施例の生体押え台および光プローブが内視鏡挿入部の先端から外に出された様子を示す斜視図である。

【 図 5 】 内視鏡挿入部の先端の正面図を示すもので、生体押え台上に光プローブが置かれている様子を示す。

【 図 6 】 変形例を示すもので、内視鏡挿入部の先端部分の縦断面図である。

【 図 7 】 内視鏡挿入部の先端部分を示す拡大斜視図である。

【 図 8 】 第 2 実施例の生体押え台および光プローブが内視鏡挿入部の先端から外に出された様子を示す斜視図である。

【 実施例 】

【 0 0 1 9 】

図 1 は第 1 実施例を示すもので、内視鏡 1 の外観を示している。

【 0 0 2 0 】

内視鏡 1 は、操作部 10 と、上記操作部 10 に連続し、患者の体内に挿入される挿入部 20 とを含む。操作部 10 の上端には光を伝達するための光ファイバ、電気信号を伝達するための信号ケーブル等を束ねたユニバーサルコード 15 の一端が接続されている。ユニバーサルコード 15 の他端は光源ユニット（図示略）、画像処理装置（図示略）等に接続される。

【 0 0 2 1 】

内視鏡 1 の挿入部 20 は、その全体にわたって細長く延びる外観を持つ。内視鏡挿入部 20 はそのほぼ全体が可撓性を有しており、挿入部 20 の先端部付近は操作部 10 に設けられているアングル・ノブ 11、12 を用いて上下左右に湾曲操作することができる。

【 0 0 2 2 】

内視鏡 1 の操作部 10 は、上述のアングル・ノブ 11、12 に加えて送気／送水ボタン、吸引ボタンなどの各種ボタン 13、および処置具挿入口 14 を備えている。処置具挿入口 14 は、内視鏡挿入部 20 の全体にわたってその内部に形成されている処置具チャンネル 31（後述する）に連通しており、処置具挿入口 14 から挿入された処置具を、処置具チャンネル 31 を通して内視鏡挿入部 20 の先端に至らせ、その先端面から外に送り出すことができる。処置具チャンネル 31 は内視鏡挿入部 20 の全長にわたって同一の内径を持つ。

【 0 0 2 3 】

図 2 は内視鏡挿入部 20 の先端部分を示す拡大斜視図である。図 2 では、分かりやすくするために、処置具チャンネル 31 内に挿入されている生体押え台 41 および光プローブ 50 が実線で描かれている。図 3 は生体押え台 41 が内視鏡挿入部 20 の先端から外に出された様子を示す斜視図である。図 4 は光プローブ 50 が内視鏡挿入部 20 の先端から外に出された様子を示している。

【 0 0 2 4 】

内視鏡挿入部 20 の先端面には、撮像光学系の観察窓 32、上記観察窓 32 の両側にそれぞれ設けられた光照射口 33 L、33 R、および上述した処置具チャンネル 31 に通じる処置具チャンネル出口 31 A が設けられている。観察窓 32 の内側（内視鏡挿入部 20 の先端部分の内部）に撮像素子を含む撮像装置（図示略）が設けられている。撮像装置は挿入部 20、操作部 10 およびユニバーサルコード 15 にわたって延びる信号ケーブルに接続されており、観察窓 32 を通して撮像装置によって撮像される画像データが信号ケーブルを通して上述の画像処理装置に与えられる。光照射口 33 L、33 R の内側には、挿入部 20、操作部 10 およびユニバーサルコード 15 にわたって延びる光ファイバ（図示略）の先端が位置しており、上述した光源ユニットからの光が光ファイバを通して光照射口 33 L、33 R から出射される。

【 0 0 2 5 】

内視鏡挿入部 20 はその先端部分が患者の口腔または鼻腔から挿入され、喉頭、咽頭、食

10

20

30

40

50

道を通して胃，十二指腸などに送り込まれる。内視鏡挿入部20を患者の肛門から挿入して大腸内に送り込むこともできる。いずれにしても内視鏡挿入部20は患者の体内に送り込まれて用いられる。

【0026】

体内に送り込まれた内視鏡挿入部20の先端部に設けられた撮像装置によって体内が撮像される。上述のように撮像によって得られた画像データは信号ケーブルを通して画像処理装置に与えられ，画像データによって表される体内画像が表示装置に表示される。術者またはその補助者は，表示装置に表示される体内画像を見ながら，内視鏡挿入部20の先端部分を患部ないし検査部位付近まで送り込む。

【0027】

内視鏡挿入部20の先端部分を患部ないし検査部位にまで送り込んだ後，内視鏡1の処置具挿入口14（図1参照）から処置具チャネル31内に生体押え台41が挿入される。図2および図3を参照して，生体押え台41は，弾性を有しかつ光を透過する生体適合性のある透明樹脂，たとえばポリテトラフルオロエチレン（PTFE）等によって形成されており，周囲からの力（押圧）が無い状態（図3に示す状態）ではほぼ平板状に広がって静止する。図2を参照して，このような生体押え台41をその両側部を対向させるようにして筒状に丸め，丸めた状態の生体押え台41を内視鏡1の処置具挿入口14から処置具チャネル31内に挿入する。生体押え台41の両側部にはガイドワイヤ42の末端部分がそれぞれ埋込まれて固定されており，ガイドワイヤ42の先端部分は常に処置具挿入口14から外に出されている。ガイドワイヤ42を処置具挿入口14に押し込むことによって，丸められた状態の生体押え台41は内視鏡1の処置具チャネル31内を内視鏡先端に向けて移動する。処置具チャネル31の内壁によって周囲から押えつけられるので，処置具チャネル31内に挿入されているときに，生体押え台41は丸まった状態を維持する。

【0028】

再び図3を参照して，ガイドワイヤ42を処置具挿入口14に押し込み続けると，生体押え台41は内視鏡挿入部20の先端部分に到達し，遂には内視鏡挿入部20の先端の処置具チャネル出口31Aから外に出る。上述したように，周囲から加わる力が無くなるので，生体押え台41は元の形状に回復する，すなわち両側部が互いに離れるようにして広がり，ほぼ平板状（わずかに湾曲した状態でもよい）となって静止する。

【0029】

広がった状態の生体押え台41（図3）はほぼ矩形の上面および底面を有し，かつ所定の厚さ（たとえば1mm程度）を持つ。また生体押え台41の末端部分（後部）はやや先細に形成されている。生体押え台41の末端部分の先細に形成されている部分をテーパ部41aと呼ぶ。

【0030】

生体押え台41は，光プローブ50によって断層像を撮像すべき生体部位に配置される。生体押え台41を配置した後，光プローブ50が内視鏡1の処置具挿入口14から処置具チャネル31内に送込まれ，内視鏡挿入部20の先端の処置具チャネル出口31Aから外に出される。図4を参照して，光プローブ50は透明なシース51によって包囲された光ファイバ52およびその先端に取付けられた光学レンズ53を備えるもので，先端を除いて円筒状の外形を持つ。光プローブ50（シース51）の断面径（外径）は内視鏡1の処置具チャネル31の内径よりやや小さい。光源からの光が，光ファイバ52，光学レンズ53およびシース51を通して生体部位に照射され，生体表面からおよそ数100 $\mu$ m程度深部の細胞，組織等で反射した反射光の一部が，シース51を通過して上記光学レンズ53で受光される。反射光は光ファイバ52を通して画像処理装置（図示略）に送られ，画像処理装置において2次元断層画像または3次元断層画像が形成される。光ファイバ52およびその先端の光学レンズ53は光プローブ50の長手方向を軸に回動可能であり，これによりラジアルスキャンを行うことができる。

【0031】

処置具チャネル出口31Aから外に出された光プローブ50は，先に外に出されている生体押え台41上に置かれる。

## 【0032】

再び図2を参照して、生体押え台41の厚さ $d_2$ と光プローブ50の断面直径 $d_3$ とを加えた寸法（合計長さ）（ $d_2 + d_3$ ）は、処置具チャンネル31の内径 $d_1$ よりも大きい（ $d_2 + d_3 > d_1$ ）。すなわち生体押え台41と光プローブ50とを一体とする（重ね合わせる）と処置具チャンネル31内を通過させることができないが、上述のように、生体押え台41と光プローブ50を別体でそれぞれ構成し、タイミングをずらして内視鏡1の処置具チャンネル31内に挿入することによって、生体押え台41および光プローブ50のいずれもを処置具チャンネル31内に挿入することができ、かつ処置具チャンネル出口31Aから外に送り出すことができる。上述したように、生体押え台41を処置具チャンネル出口31Aの外に完全に送り出した後に光プローブ50を処置具チャンネル31内に挿入してもよいし、生体押え台41の処置具チャンネル31内への挿入に続けて光プローブ50を処置具チャンネル31内に挿入して、処置具チャンネル31の長手方向に生体押え台41と光プローブ50とが並んだ状態で、生体押え台41および光プローブ50を同時に処置具チャンネル31内において内視鏡先端に向けて移動させるようにしてもよい。

10

## 【0033】

図5は、内視鏡挿入部20の先端を正面から示すもので、生体押え台41上に光プローブ50が置かれている様子を示している。

## 【0034】

上述したように、内視鏡挿入部20の先端の処置具チャンネル出口31Aから、処置具チャンネル31を通された生体押え台41および光プローブ50から送り出される。撮像すべき生体部位（体内表面）に生体押え台41が置かれ、この生体押え台41上に光プローブ50が置かれる。生体押え台41を用いることで、光プローブ50を直接に生体表面に押しつける場合に比べて広い範囲にわたって生体表面を押しつけることができる（生体押え台41で押しつけられる生体表面の範囲 $W_1$ を、図5において太線で示す）。光プローブ50によって広い範囲にわたる断層像を安定して撮像することができる。また、広い範囲の生体表面が生体押え台41によって押しつけられるので、光プローブ50に伝わる体動が少なくなり見やすい断層像を得ることができる。さらに、生体表面と光プローブ50との間に生体押え台41が介在するので、撮像すべき生体層と光プローブ50との間の距離（間隔）を生体押え台の厚さの分だけ離すことができる。すなわち、光プローブ50の焦点距離を長くする（焦点距離の長い光学レンズ53を用いる）ことができ、これによって光プローブ50による有効撮像範囲（スキャン幅）を拡大することができる。

20

30

## 【0035】

上述したように、生体押え台41は弾性を持つ透明樹脂によって形成されているので、光プローブ50の先端部分（処置具チャンネル31内の通過に支障が生じない長さ）は比較的硬質の透明樹脂（たとえばポリカーボネート）を用いて形成しておくことよい。光プローブ50の硬質先端部分によって生体押え台41を生体表面に押しつけることができる。

## 【0036】

断層像の撮像を終えた後、内視鏡1の処置具挿入口14側から光プローブ50の末端を引っ張ることで、光プローブ50は処置具チャンネル31を通して体外に引き抜かれる。続いて処置具挿入口14側から、生体押え台41の両側部に末端部分が固定されているガイドワイヤ42の先端部分が引っ張られる。ガイドワイヤ42の先端部分が引っ張られると、生体押え台41は内視鏡挿入部20の先端に次第に近づき、近づくにつれて次第に丸まり（窄まり）、処置具チャンネル31内にその末端部分（後部）から収まっていく。生体押え台41の末端部分にテーパ部41aが形成されているので（図3、図4参照）、生体押え台41の末端部分が内視鏡挿入部20の先端面に引っかかってしまうことが抑制される。処置具挿入口14側からガイドワイヤ42をさらに引っ張り続けることで、生体押え台41は処置具挿入口14から引き抜かれる。必要に応じて、その後内視鏡1の処置具挿入口14から他の処置具（たとえば高周波ナイフなど）が挿入されて、外科的処置等が行われる。

40

## 【0037】

図6に示すように、内視鏡挿入部20の先端の処置具チャンネル出口31A付近の処置具チャ

50

ネル31を、先端に向かうにつれて次第に広がるフレア状に形成してもよい（フレア状部分を符号31aで示す）。フレア状部分31aによって生体押え台41の末端部分が処置具チャンネル31内に引き込まれやすくなる。生体押え台41を引抜くときに、生体押え台41の末端部分が内視鏡挿入部20の先端面に引っかかってしまうことがさらに抑制される。

【0038】

図7および図8は第2実施例を示すもので、それぞれ図2および図4に相当する斜視図である。第1実施例とは生体押え台41Aの形状およびその素材が異なる。

【0039】

生体押え台41Aは、比較的硬質で生体適合性を有する透明樹脂（たとえばポリカーボネート）を用いて作られている。生体押え台41Aはその横断面（横断面に現れる凹状上面および凸状底面の縁）が弧状に湾曲している。生体押え台41には、先端部分が内視鏡1の処置具挿入口14から外に出されているガイドワイヤ42の末端部分が固定されている。第1実施例の生体押え台41と異なり、第2実施例の生体押え台41Aは内視鏡挿入部20の処置具チャンネル出口31Aからの出し入れの前後でその形状は変化せず、弧状の形態を保ったままである。生体押え台41Aの凹状の上面上に光プローブ50が載置され、断層像が撮像される。

【0040】

第2実施例においても、生体押え台41Aの厚さ $d_4$ と光プローブ50の断面直径 $d_3$ とを加えた寸法（ $d_4 + d_3$ ）は、処置具チャンネル31の直径 $d_1$ よりも大きい（ $(d_4 + d_3) > d_1$ ）。第1実施例と同様に、生体押え台41Aを用いることで光プローブ50に伝わる体動が少なくなり見やすい断層像を得ることができる。さらに、生体表面と光プローブ50との間に生体押え台41Aが介在するので、光プローブ50を直接に生体表面に押しつけて撮像する場合に比べて有効撮像範囲（スキャン幅）の拡大が図られる。

【符号の説明】

【0041】

- 1 内視鏡
- 14 処置具挿入口
- 20 内視鏡挿入部
- 31 処置具チャンネル
- 31A 処置具チャンネル出口（先端開口）
- 41, 41A 生体押え台
- 42 ガイドワイヤ
- 50 光プローブ

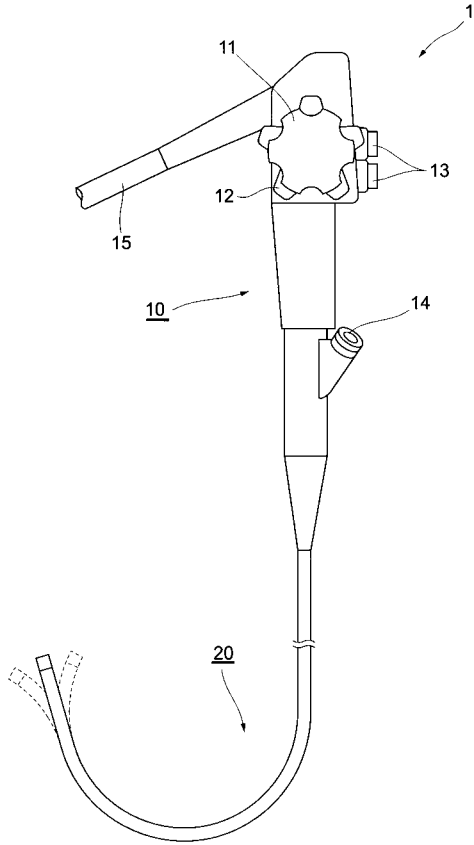
10

20

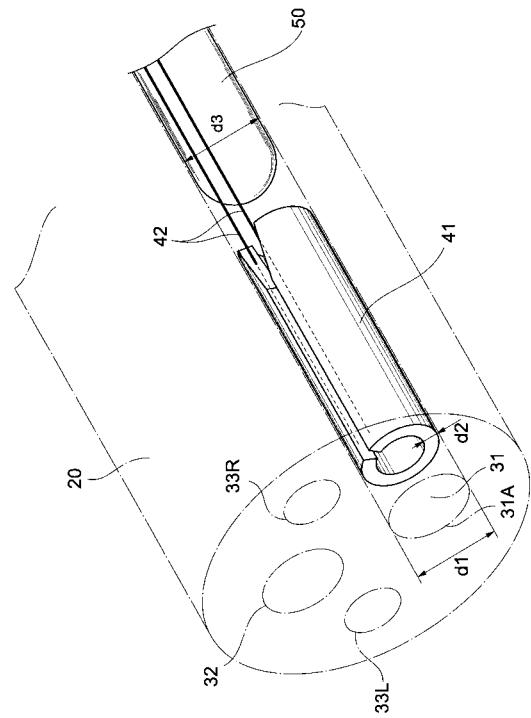
30



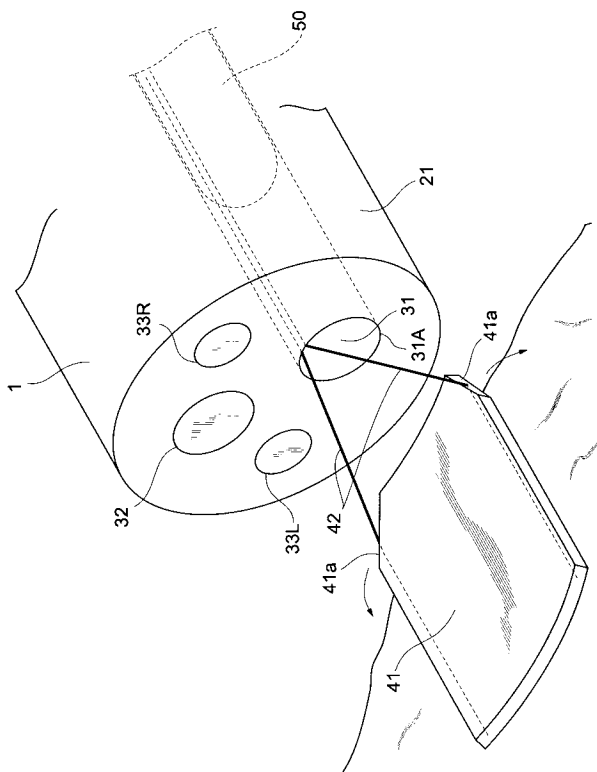
【 図 1 】



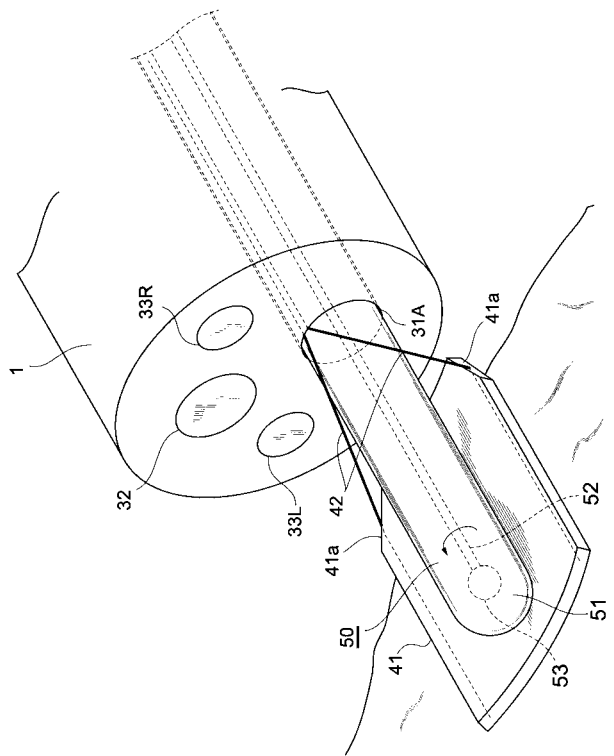
【 図 2 】



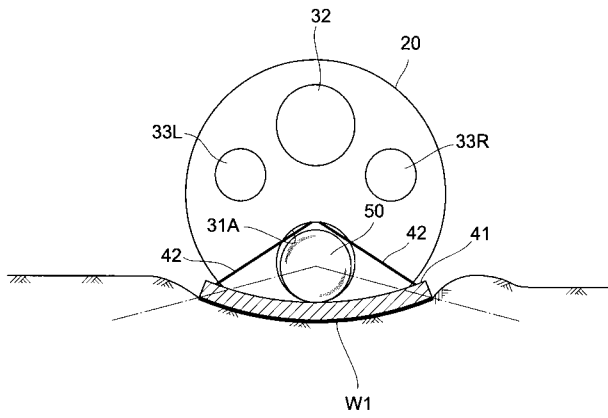
【 図 3 】



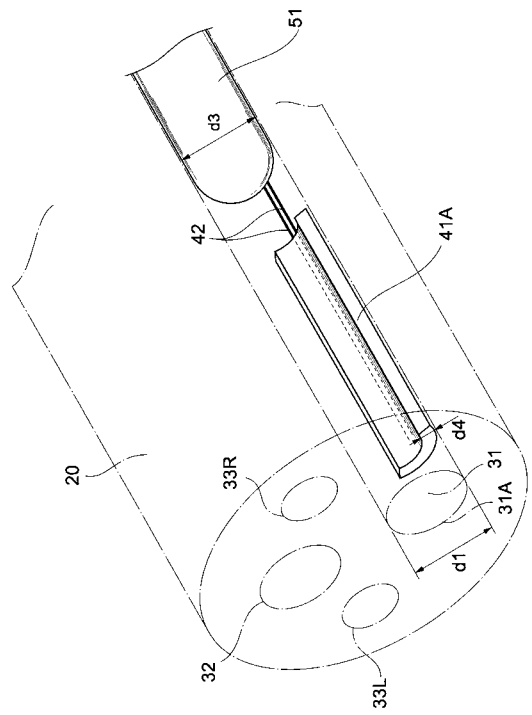
【 図 4 】



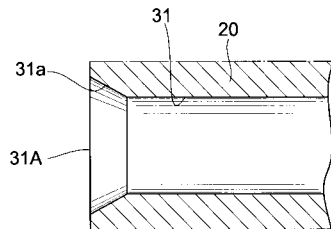
【図 5】



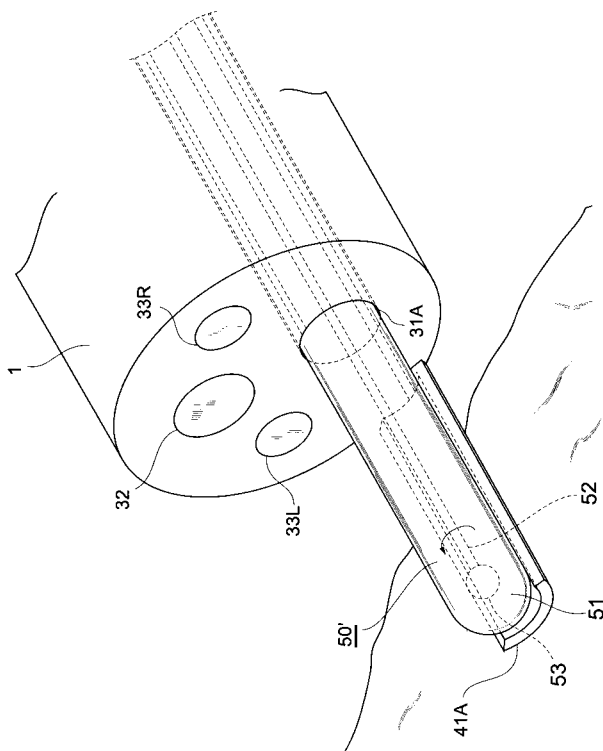
【図 7】



【図 6】



【図 8】



专利名称(译)	内窥镜插入式光学探头·套件和生物体固定底座		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012210320A</a>	公开(公告)日	2012-11-01
申请号	JP2011077436	申请日	2011-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	井上敏之		
发明人	井上 敏之		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.R A61B1/00.300.D G02B23/24.A A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/01.512 A61B1/018.513 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA56 4C161/CC06 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH51		
代理人(译)	井上 正		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：在插入内窥镜时，在不增加患者负担的情况下，增加扫描宽度并进一步减小人体运动的影响。在形成于内窥镜1的插入部的处理器具通道31中分别插入有生物保持器41和光学探头50。活体支架41的厚度的尺寸（长度）和光学探针50的直径大于处置器械通道31的内径。代替将生物体保持基部41和光学探头50一起插入（重叠）在处置器械通道31中，通过改变插入时间，将生物体支撑基部41通过处置器械通道31插入。光学探针50也可以通过治疗仪器通道31引入体内。在将光学探头50放置在生物保持器41上的同时，光学探头50进行扫描。[选择图]图3

