

(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2013-233272

(P2013-233272A)

(43) 公開日 平成25年11月21日(2013.11.21)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 3 O O R

テーマコード(参考)

4 C 1 6 1
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2012-107265 (P2012-107265)
平成24年5月9日(2012.5.9)

(71) 出願人 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100083286
弁理士 三浦 邦夫
(74) 代理人 100135493
弁理士 安藤 大介
(74) 代理人 100166408
弁理士 三浦 邦陽
(72) 発明者 樽本 哲也
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
F ターム(参考) 4C161 BB01 BB08 CC06 FF43 FF46
4C601 BB22 FE02 FF05

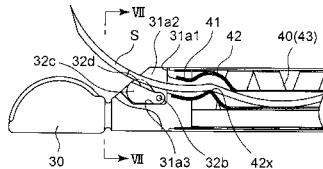
(54) 【発明の名称】超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】挿入部先端に、観察部位の超音波断層像を得る超音波プローブを設け、同挿入部先端に、超音波プローブの超音波断層像内に可撓線状処置具を突出させるための鉗子チャンネルを開口させた超音波内視鏡において、可撓線状処置具を、術者の技量に頼ることなく、超音波断層像内に容易に描出させることができる超音波内視鏡を得る。

【解決手段】鉗子チャンネルを、上記開口の近傍において、超音波プローブの超音波走査平面を含む平面内において蛇行させた超音波内視鏡。

【選択図】図 6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入部先端に、観察部位の超音波断層像を得る超音波プローブを設け、同挿入部先端に、超音波プローブの超音波断層像内に可撓線状処置具を突出させるための鉗子チャンネルを開口させた超音波内視鏡において、

上記鉗子チャンネルを、上記開口の近傍において、超音波プローブの超音波走査平面を含む平面内において蛇行させたことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波内視鏡において、上記鉗子チャンネルは、上記開口に連なる出口側直線状部に続けて上記蛇行部を有している超音波内視鏡。10

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波内視鏡において、上記蛇行部は、上記出口側直線状部と、該出口側直線状部の仮想延長上に滑らかに連続する内側直線状部とを接続する、上記超音波走査平面において軸線が円弧をなす円弧部からなっている超音波内視鏡。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡において、上記蛇行部の上記超音波走査平面における直線長さは、上記鉗子チャンネルの内径の 4 倍未満である超音波内視鏡。20

【請求項 5】

請求項 2 ないし 4 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡において、上記蛇行部の蛇行量は、上記出口側直線状部を上記開口側の軸線上から視認したとき、該出口側直線状部の内径輪郭が上記蛇行部の内壁によって 30 % から全てが塞がれるように定められている超音波内視鏡。20

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 記載の超音波内視鏡において、上記鉗子チャンネルの内径を D 、可撓線状処置具の外径を d としたとき、 $d = D / 1.5$ から $D / 4$ を満足する超音波内視鏡。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡において、上記超音波プローブと、上記鉗子チャンネル開口は、上記挿入部の前方から順に位置しており、上記鉗子チャンネル開口は、内部に鉗子起上台が配設された起上台収納凹部の直交壁に開口している超音波内視鏡。30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

体内挿入部の先端部に超音波プローブを備えた超音波内視鏡では、超音波プローブによって取得した超音波断層像を外部の超音波観測装置で観察しながら、例えば、鉗子チャンネルから可撓線状処置具（線状可撓要素、例えば穿刺針）を突出させ、その方向を鉗子チャンネル開口内の起上台で調整して患部を穿刺し、組織を採取することが行われる。40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2010-4945 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

この超音波内視鏡では、超音波断層像内に穿刺針（の特に先端）を明瞭に描出させることが好ましい。しかし、超音波プローブから発射される超音波は、一平面内に走査される50

ため、この走査平面内に穿刺針を常時位置させることは困難が伴い、現状では、術者の技量に頼るところが大きい。つまり、穿刺針を挿通する鉗子チャンネルの内径 D は穿刺針外径 d より十分大きく形成されていて（例えば $d = D / 1.5$ から $D / 5$ ）、いわば遊んでいる状態である。このため、その先端を超音波断層像内に描出させるには、いきおい、術者の技量に頼らざるを得ず、術者は、体内挿入部（湾曲部）の湾曲方向あるいは鉗子チャンネル内の起上台を操作して、穿刺針の先端部が超音波断層像内に描出されるようにしている。

【0005】

本発明は、以上の問題意識に基づき、鉗子チャンネル開口から突出させる穿刺針のような可撓線状処置具を、術者の技量に頼ることなく、超音波断層像内に容易に描出させる（超音波走査平面内に可撓線状処置具を位置させる）ことができる超音波内視鏡を得ることを目的とする。10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、鉗子チャンネル内径 D と可撓線状処置具の外径 d の大きさ（の大小比）は従来例と同等としたとき、鉗子チャンネルを特定平面内で適当量蛇行させると、該チャンネル内を通した可撓線状処置具は曲がり癖が取られてその特定平面内に位置してチャンネル開口から突出するという知見に基づいてなされたものである。つまり、鉗子チャンネルを特定平面内で蛇行させ、この蛇行チャンネル内に可撓線状処置具を通すと、同可撓線状処置具は、上記特定平面内に位置した状態で鉗子チャンネル開口から突出するのである。20

【0007】

本発明は、挿入部先端に、観察部位の超音波断層像を得る超音波プローブを設け、同挿入部先端に、超音波プローブの超音波断層像内に可撓線状処置具を突出させるための鉗子チャンネルを開口させた超音波内視鏡において、鉗子チャンネルを、上記開口の近傍において、超音波プローブの超音波走査平面を含む平面内において蛇行させたことを特徴としている。

【0008】

鉗子チャンネルを蛇行させる領域は、鉗子チャンネル開口の近傍に特定長さで設けることが好ましい。すなわち、蛇行部が鉗子チャンネルの奥部にあっても可撓線状処置具の方向強制効果は、出口までに消失してしまう可能性が高い。また、鉗子チャンネルには蛇行部の開口側に位置させて直線状部を設けることで、鉗子チャンネルから出る可撓線状処置具の指向性を確保することができる。30

【0009】

蛇行部は、具体的には、例えば、出口側直線状部と、該出口側直線状部の仮想延長上に滑らかに連続する内側直線状部とを接続する、超音波走査平面において軸線が円弧をなす円弧部から構成することができる。

【0010】

蛇行部の超音波走査平面における直線長さは、鉗子チャンネルの内径の 4 倍未満とすることが好ましい。

【0011】

また、蛇行部の蛇行量は、出口側直線状部を鉗子チャンネル開口側の軸線上から視認したとき、該出口側直線状部の内径輪郭が蛇行部の内壁によって 30 % から全てが塞がれるよう定めることが好ましい。40

【0012】

また、本発明の超音波内視鏡は、鉗子チャンネルの内径を D、可撓線状処置具の外径を d としたとき、 $d = D / 1.5$ から $D / 4$ を満足する場合に適用して好適である。

【0013】

本発明の超音波内視鏡は、その一態様では、超音波プローブと、鉗子チャンネル開口は、挿入部の前方から順に位置しており、鉗子チャンネル開口は、内部に鉗子起上台が配設された起上台収納凹部の直交壁に開口している。50

【発明の効果】**【0014】**

本発明は、挿入部先端に、超音波プローブの超音波断層像内に可撓線状処置具を突出させるための鉗子チャンネルを開口させた超音波内視鏡において、鉗子チャンネルを、開口の近傍において、超音波プローブの超音波走査平面を含む平面内において蛇行させたので、可撓線状処置具が蛇行部内を通過するときにその方向を矯正し、超音波走査平面内に該可撓線状処置具を突出させることができる。このため、術者の技量に頼ることなく、超音波断層像内に可撓線状処置具を確率高く突出させ、該処置具により容易に必要な処置を施すことができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0015】

【図1】本発明を適用した超音波内視鏡の全体構成を示す平面図である。

【図2】図1に示す超音波内視鏡の挿入部先端を拡大して示す部分断面平面図である。

【図3】図2のIII-III線に沿う断面図である。

【図4】図3のIV矢視図であって、(A)、(B)は異なる実施形態を示している。

【図5】図2の挿入部先端に穿刺針を挿通した状態を示す部分断面平面図である。

【図6】図5のVI-VI線に沿う断面図である。

【図7】図6のVII-VII線に沿う断面図である。

【図8】図7のVIII-VIII線に沿う超音波断層像の模式図である。

【図9】従来の超音波内視の挿入部先端を拡大して示す、図6に対応する部分断面図である。

20

【図10】図9のX-X線に沿う断面図である。

【図11】図10のXI-XI線に沿う超音波断層像の模式図である。

【発明を実施するための形態】**【0016】**

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図1は、本発明を適用した超音波内視鏡の全体構成を示している。本実施形態の超音波内視鏡は、患者の体内に挿入される細径の挿入部1と、この挿入部1の基部に接続された操作部2と、操作部2から延出するユニバーサルチューブ3の先端に設けたビデオコネクタ4と、ビデオコネクタ4から延出する分岐ケーブル5の先端に設けた超音波信号コネクタ6とを備えている。

30

【0017】

挿入部1は、前方から順に(患者の体内に挿入される順に)、先端硬性部10と、操作部2からの遠隔操作により屈曲する湾曲部11と、可撓性を有する可撓管12とを有している。

【0018】

操作部2には、湾曲部11を屈曲操作する操作レバー21、先端硬性部10の吸引口から吸引する吸引ボタン22、及び穿刺針のような可撓線状処置具を挿入する鉗子挿入口23が設けられている。

【0019】

図2ないし図8は、本発明による超音波内視鏡の一実施形態を示している。挿入部1の先端硬性部10には、図2、図3に示すように、その前端部に超音波プローブ30が設けられ、この超音波プローブ30の後方に形成した斜面部31に、鉗子起上機構32が設けられ、この鉗子起上機構32の側部に対物窓33と照明窓34が前後に位置をずらせて設けられている。対物窓33は、周知のように、対物レンズとCCDユニットに連なり、CCDユニットはCCDケーブル(図示せず)に接続されている。また照明窓34は、ライトガイドファイバ(図示せず)に接続されている。このCCDケーブルとライトガイドファイバ、及び超音波プローブ30に接続された超音波信号ケーブル(図示せず)は、挿入部1から操作部2を通ってユニバーサルチューブ3に導かれる。そして、周知のように、CCDケーブルはビデオコネクタ4を介して図示していないビデオプロセッサに接続され、超音波ケーブルは分岐ケーブル5及び超音波信号コネクタ6を介して図示していない超

40

50

音波観測装置に接続される。また、ライトガイドファイバは照明光を供給する光源装置に接続される。斜面部31は、先端硬性部10の軸線に斜交する平面であり、本実施形態は、この斜面部31に対物窓33と照明窓34を設けた斜視型の超音波内視鏡に本発明を適用したものである。

【0020】

超音波プローブ30による超音波の走査平面は、図2及び図3に示す平面P（図2では紙面と直交する方向、図3では紙面と平行な方向）であり、この超音波プローブ30による超音波の走査角度を図3にとして示した。

【0021】

操作部2から挿入部1内には、後端部が鉗子挿入口23に連なる鉗子チャンネル40が挿通されており、この鉗子チャンネル40の先端部は、鉗子起上機構32の近傍（後方）に開口している。この鉗子チャンネル40は、可撓性を有する樹脂パイプ（例えばPTFE(polytetrafluoroethylene)チューブ）からなるもので、その軸線が超音波走査平面P内に含まれておあり、かつ該超音波走査平面P内に位置する蛇行部（円弧部）42を有している。すなわち、鉗子チャンネル40は、図2では直線状に表れている（上下方向から見たときは直線状である）が、図3に明らかなように、その軸線が超音波走査平面P内に位置する、出口側直線状部41と、この出口側直線状部41に続く軸線が円弧をなす上記蛇行部42と、この蛇行部42に連なる内側直線状部43とを有している（左右方向から見たときに蛇行している）。従来の鉗子チャンネル40'では、図9に示すように、蛇行部42が存在せず、出口側直線状部41から内側直線状部43に滑らかに接続されている。

【0022】

鉗子起上機構32は、先端硬性部10の斜面部31に形成した起上台収納凹部32a内に、超音波走査平面Pと直交する軸32bで起上台32cを枢着したものの、起上台32cには、超音波走査平面P内に位置し該平面内において最も深くなるV溝32dが形成されている。V溝32dは、鉗子チャンネル40の出口側直線状部41の延長上に位置している。

【0023】

起上台収納凹部32aは、先端硬性部10の軸線方向と直交する直交壁32a1と、同軸線方向と平行な一対の側壁32a2と、一対の側壁32a2の底部を接続する底壁32a3とを有しており、鉗子チャンネル40の先端部は、直交壁32a1に開口している。出口側直線状部41は、この直交壁32a1に直交する方向に対して若干先端硬性部10の中心に接近する方向に傾いており、内側直線状部43（の仮想延長軸線）は直交壁32a1（の仮想延長平面）に直交している。操作部2に設けられる起上台32cの起倒操作機構は周知であり、その図示を省略している。

【0024】

鉗子チャンネル40の蛇行部42の蛇行の程度（蛇行量）は、この実施形態では、次のように、定められている。いま、鉗子チャンネル40の出口側直線状部41を起上台収納凹部32aの直交壁32a1への開口端から軸線上で視認したとき、内径Dの出口側直線状部41の内径輪郭41w内に視認される蛇行部42のエッジ42xは、少なくとも内径輪郭41wの30%に達し、好ましくは80%に達している。図4（A）、（B）は内径輪郭41w内に視認されるエッジ42xの高さ（位置）の例を示している。エッジ42xが全く内径輪郭41w内に表れない程度に蛇行量を大きく設定することもできる。

【0025】

また、この蛇行部42の蛇行方向（突出方向）は、起上台32cによる穿刺針Sの起上方向とは反対の方向に穿刺針Sを曲げるよう定められている。さらにその蛇行長さは、蛇行部42の超音波走査平面P内における直線長さ（先端硬性部10の軸線方向の長さ）をL（図3）としたとき、鉗子チャンネル40（蛇行部42）の内径Dの4倍未満とすることが好ましい。4倍を超えると、穿刺針Sの方向矯正効果が薄くなる。長さLの下限は穿刺針Sの柔軟度を考慮して穿刺針Sが鉗子チャンネル40内を通過できるように定める。なお、以上の議論は、鉗子チャンネル40の内径をD、同チャンネルに挿通する穿刺針

10

20

30

40

50

S の外径を d としたとき、従来と同様に、 $d = D / 1.5$ から $D / 5$ を満足する場合の議論である。図 9 に示す従来例においては、 $d = D / 2$ 程度であり、 $d = D / 1.5$ から $D / 5$ が満足されている。

【0026】

上記構成の本超音波内視鏡は、次のように用いる。挿入部 1 を体内に挿入して先端硬性部 10 を体腔内の目的位置に到達させた状態で、超音波診断及び処置をする際には、超音波プローブ 30 からの超音波を図 2、図 3 の超音波走査平面 P に発して超音波断層像を得る。この状態において、操作部 2 の鉗子挿入口 23 から挿入した穿刺針 S を、鉗子チャンネル 40 の内側直線状部 43、蛇行部 42 及び出口側直線状部 41 から鉗子起上機構 32 の起上台 32c に導くと、穿刺針 S は蛇行部 42 によって超音波走査平面 P 内に位置するように方向が矯正され、出口側直線状部 41 により方向が定められて鉗子起上機構 32 の V 溝 32d に案内される。この出口側直線状部 41 の軸線の長さ Z は、鉗子チャンネル 40 の内径 D 以上で、蛇行部 42 の超音波走査平面 P 内における直線長さ L (図 3) 以下とするのが実際的である。内径 D 未満の長さであると、穿刺針 S の方向を定める作用が期待できず、L を超えると、鉗子チャンネル 40 が不必要に長くなる。

10

【0027】

すなわち、穿刺針 S は、鉗子チャンネル 40 内を進んで、内側直線状部 43 から蛇行部 42 に達すると、図 6 に示すように、内側直線状部 43 の図の上壁と蛇行部 42 のエッジ 42x に接して走査平面 P 内に位置するように矯正され、出口側直線状部 41 から出て行く。そして鉗子起上機構 32 の起上台 32c の V 溝 32d は最深部が超音波走査平面 P 内に位置しているため、起上台 32c を軸 32b を中心に起倒操作すると、穿刺針 S は超音波走査平面 P 内に位置したまま方向を変える。図 7 は、超音波走査平面 P 内に理想的に位置する穿刺針 S を示し、図 8 は、超音波断層像 U 内の穿刺針 S の視認例を示している。このように、超音波断層像内に穿刺針 S が位置している状態であれば、穿刺針 S を容易に目的部位に移動させ、超音波画像下で必要な処置をすることができる。

20

【0028】

図 9 ないし図 11 は、従来の蛇行部 42 を備えない鉗子チャンネル 40' に穿刺針 S を挿通した状態を示している。従来の鉗子チャンネル 40' には穿刺針 S の方向矯正作用がないため、穿刺針 S は図 10 に示すように超音波走査平面 P 内から外れる可能性が高い。図 11 は、穿刺針 S が図 10 のように曲がって突出している場合の超音波断層像 U 内への穿刺針 S の描出画像例を示している。図 11 の描出画像では、穿刺針 S が超音波走査平面 P を横切る部分が描出され、その先端が描出されないため、正確な穿刺(処置)をすることが困難である。

30

【0029】

以上の実施形態では、鉗子チャンネル 40 の蛇行部(円弧部) 42 を、出口側直線部 41 と内側直線部 43 の間に 1 つのみ設けたが、例えば S 字状にする等複数の円弧部を連ねてもよい。

【0030】

また、以上の実施形態では、挿入部 1 の最先端部に超音波プローブ 30 を設けた実施形態に本発明を適用したものであるが、本発明は、超音波プローブ 30 の配置位置を問わずに適用することができる。また、以上の実施形態は、斜視型超音波内視鏡に本発明を適用したものであるが、本発明は、先端硬性部に軸線と平行な平面部を設け、その平面部に対物レンズと照明窓を設ける側視型にも適用することができる。

40

【符号の説明】

【0031】

- 1 挿入部
- 2 操作部
- 3 ユニバーサルチューブ
- 4 ビデオコネクタ
- 5 分岐ケーブル

50

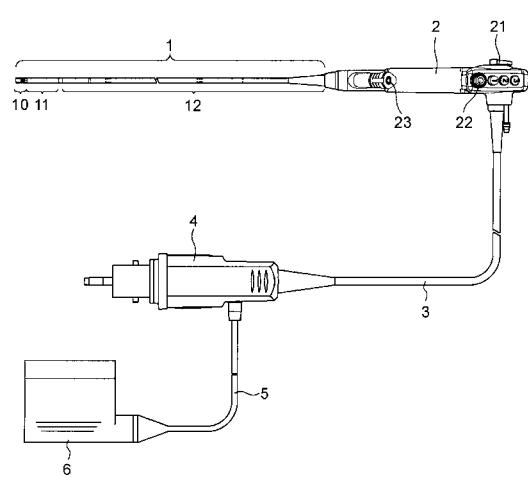
6 超音波信号コネクタ

- 1 0 先端硬性部
 1 1 湾曲部
 1 2 可撓管
 2 3 鉗子挿入口
 3 0 超音波プローブ
 3 1 斜面部
 3 2 鉗子起上機構
 3 2 a 起上台収納凹部
 3 2 a 1 直交壁
 3 2 a 2 側壁
 3 2 a 3 底壁
 3 2 b 軸
 3 2 c 起上台
 3 2 d V溝
 4 0 鉗子チャンネル
 4 1 出口側直線状部
 4 1 w 内径輪郭
 4 2 蛇行部
 4 2 x エッジ
 4 3 内側直線状部
 P 超音波走査平面
 S 穿刺針(可撓線状要素)

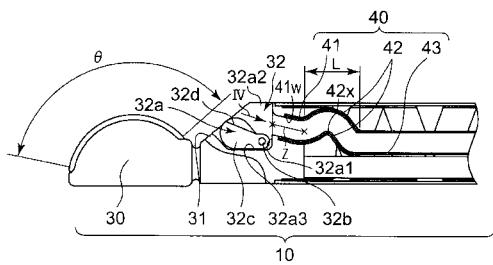
10

20

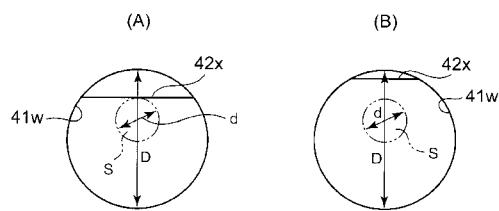
【図1】



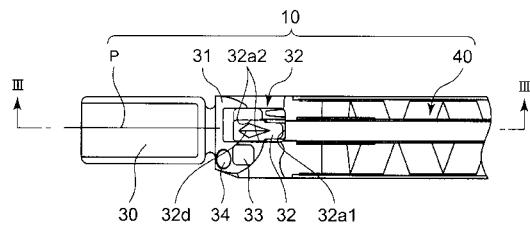
【図3】



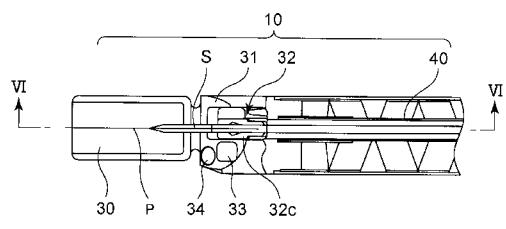
【図4】



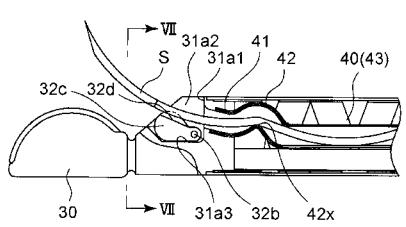
【図2】



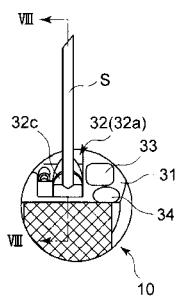
【図 5】



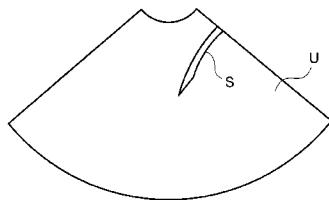
【図 6】



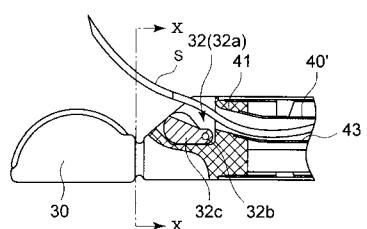
【図 7】



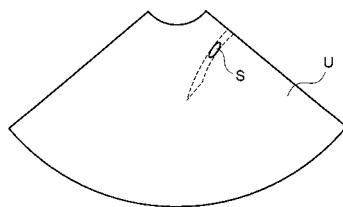
【図 8】



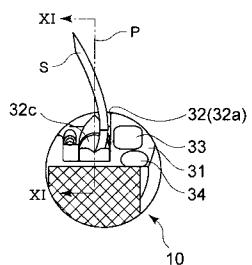
【図 9】



【図 11】



【図 10】



专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2013233272A	公开(公告)日	2013-11-21
申请号	JP2012107265	申请日	2012-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	樽本哲也		
发明人	樽本 哲也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.R A61B1/00.530 A61B1/018.513		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF43 4C161/FF46 4C601/BB22 4C601/FE02 4C601/FF05		
代理人(译)	三浦邦夫 安藤大辅		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够获得插入部分的远端处的观察部位的超声波断层图像的超声波探头，并且在超声波探头的超声波断层图像中提供柔性线性处理工具。在具有钳子通道打开的超声波内窥镜中获得能够在不依赖于操作者的技能的情况下在超声波断层图像中容易地呈现柔性线性治疗工具的超声波内窥镜。。解决方案：一种超声波内窥镜，其中钳子通道在包括开口附近的超声波探头的超声波扫描平面的平面中蜿蜒。点域
6

