

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 321376

(P2001 - 321376A)

(43)公開日 平成13年11月20日(2001.11.20)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 143537(P2000 - 143537)

(22)出願日 平成12年5月16日(2000.5.16)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 安達 勝貴

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

Fターム(参考) 4C301 BB03 BB13 BB30 BB34 FF05

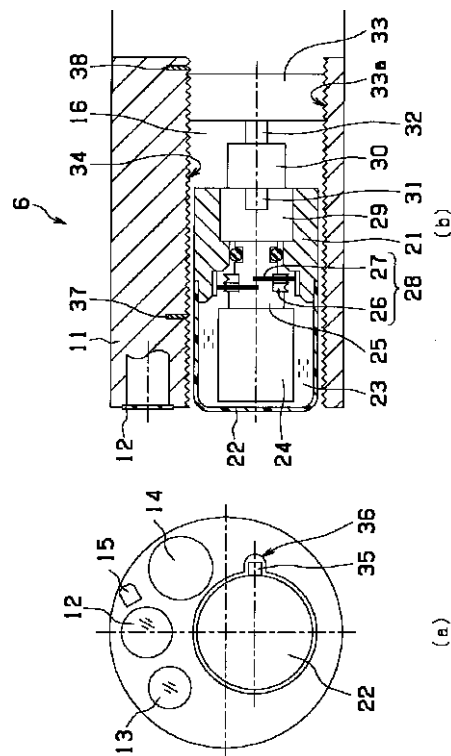
GC30 GD06

(54)【発明の名称】 超音波内視鏡

(57)【要約】

【課題】 体腔内への挿入時や光学像による診断のときには挿入部正面の内視鏡画像を得ることができ、超音波診断のときには長手軸方向の断面を連続的に且つ360°全周の断面画像を得ることが可能な超音波内視鏡を実現する。

【解決手段】 超音波内視鏡の挿入部先端部6に設けた先端部本体11の前面には対物光学系12がその中心軸を挿入部長手方向の中心軸に略平行になるように固定されている。前記先端部本体11の超音波本体21には回転自在に回転する超音波振動子24が内蔵されており、この超音波振動子24に固定された振動子軸25の端部にはエンコーダ29が接続されている。前記エンコーダ29軸にはモータ30の回転軸31が接続され、この回転軸31の反対側の回転軸32には進退動手段として外周面にねじ部33aを形成したねじ歯車33が固定されている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 挿入部先端部に対物光学系などの内蔵物を備え、この挿入部の長手軸方向に対して垂直方向に超音波を送受信する超音波振動子を有した超音波内視鏡において、

前記超音波振動子を回転走査する駆動手段と、
前記超音波振動子を前記挿入部先端部の内蔵物よりも先端側に突出可能にし、この突出させた状態で少なくとも前記駆動手段による回転走査を行う進退動手段と、
を具備したことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】 前記進退動手段は前記駆動手段の回転軸に接続し、前記駆動手段の駆動力により進退動することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、細長い挿入部の長手軸方向に対して垂直方向に超音波を送受信する超音波振動子を有した超音波内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、超音波振動子から発振される超音波ビームを機械的に回転走査させる超音波内視鏡が種々提案されている。

【0003】このような超音波内視鏡は、細長い挿入部の先端部にこの挿入部の長手軸方向に対して垂直方向に超音波を送受信する超音波振動子を有し、前記超音波振動子からの信号を伝達するための回転型信号伝達手段と、前記超音波振動子の回転位置検出手段と、前記超音波振動子を回転走査させる駆動手段を設けて構成されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記超音波内視鏡は、以下に記載する不具合が考えられる。

(1) 超音波振動子が軸方向に移動できないので、超音波振動子が向いている部分のみの断面像(2次元画像)しか得られない。このため、大きな腫瘍や病変部とその周辺の関係を見るときに、術者は内視鏡を前後に動かして2次元像を見ながら理解しなくてはならず、煩雑であった。

【0005】(2) 挿入方向に直交する断面の超音波画像(いわゆるラジアル画像)を得るために超音波振動子が先端に配置され、この超音波振動子後方と干渉しない位置に観察光学系が配置されるため、内視鏡光学像を直視できない。一方、内視鏡光学像が直視可能に観察光学系を配置すると、超音波画像の捜査範囲が狭くなる。観察光学系の対物レンズ中心軸を内視鏡挿入部の挿入軸と平行にして正面を観察できるようにした直視光学系にした場合、超音波振動子が光学視野内に入ってしまう診断の支障となる。このため超音波内視鏡の場合、対物レンズが挿入軸に対して傾いて取り付けられる前方斜視や側視になっている。このため病変部の光学像による観察が

しにくかったり、体腔内への挿入にコツが必要であった。また超音波振動子と並列に内視鏡光学系を配置して直視にした場合、今度は超音波画像の一部が内視鏡光学系と干渉するため、360°の超音波画像が得られず、病変部の診断やオリエンテーションに支障を来す虞れがあった。

【0006】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、体腔内への挿入時や光学像による診断のときには挿入部正面の内視鏡画像を得ることができ、超音波診断のときには長手軸方向の断面を連続的に且つ360°全周の断面画像を得ることが可能な超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため本発明は、挿入部先端部に対物光学系などの内蔵物を備え、この挿入部の長手軸方向に対して垂直方向に超音波を送受信する超音波振動子を有した超音波内視鏡において、前記超音波振動子を回転走査する駆動手段と、前記超音波振動子を前記挿入部先端部の内蔵物よりも先端側に突出可能にし、この突出させた状態で少なくとも前記駆動手段による回転走査を行う進退動手段と、を具備したことを特徴としている。この構成により、体腔内への挿入時や光学像による診断のときには挿入部正面の内視鏡画像を得ることができ、超音波診断のときには長手軸方向の断面を連続的に且つ360°全周の断面画像を得ることが可能な超音波内視鏡を実現する。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明する。

(第1の実施の形態)図1ないし図3は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は本発明の第1の実施の形態の超音波内視鏡の外観図、図2は図1の挿入部先端部を示す説明図であり、図2(a)は挿入部先端部の正面図、図2(b)は挿入部先端部の断面図、図3は第1の実施の形態の作用を説明する説明図であり、図3(a)は図2の状態から超音波本体が突出してくる際の挿入部先端部の断面図、図3(b)は同図(a)の状態から超音波本体が突出完了した際の挿入部先端部の断面図である。

【0009】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の超音波内視鏡1は、細長い挿入部2の後端に操作部3を備えて構成されており、前記操作部3側部からは図示しない光源装置及びビデオプロセッサに接続されるユニバーサルコード4と、図示しない超音波観測装置に接続される超音波コード5とがそれぞれ延出されている。前記挿入部2は、その先端に設けられた先端部6と、この先端部6の基端側に設けられた湾曲自在な湾曲部7とから構成され、前記操作部3に設けられた湾曲操作ノブ8を操作することにより、前記湾曲部7を湾曲自在になっている。

【0010】図2に示すように前記先端部6には、金属やプラスチックで形成された先端部本体11が設けられている。前記先端部本体11の前面には、内蔵物として対物光学系12が図2(b)に示すようにその中心軸を挿入部長手方向の中心軸に略平行になるように固定されている。同様に内蔵物として照明光学系13が先端部本体11に設けられている。

【0011】前記対物光学系12には、その後端側に図示しないCCD等の固体撮像素子から構成される撮像部(不図示)が設けられており、この撮像部からの信号線は前記挿入部2及び操作部3を挿通しユニバーサルコード4を介して前記ビデオプロセッサ(不図示)に接続される。また、照明光学系13には、その後端側に前記光源装置(不図示)からの照明光を導光する図示しないライトガイド(ファイバ束)が設けられており、このライトガイドで導光された照明光で被写体を照明するようになっている。

【0012】また、前記先端部本体11には内蔵物として、図2(a)に示すように処置具を体腔内に挿通させたり送液や吸引を行うためのチャンネル14が開口している。更に、前記先端部本体11には、対物光学系12の汚れを落とすためにノズル15が設けられている。尚、これらの構成、作用は公知であり説明は省略する。また、固体撮像素子を使用したビデオ型でなく、ファイバ束で光学系を構成したファイバスコブ型であっても良い。

【0013】前記先端部本体11に形成された収納部16には、超音波本体21を備えた超音波走査機構が納められている。前記超音波本体21には、ポリエチレン等の超音波透過性材質で形成されたキャップ22が固定されている。このキャップ22内部は流動パラフィン等の超音波伝達媒体23が充填されている。前記超音波本体21には、前記キャップ22の中に挿入部2中心軸に対して平行な軸を中心に回転自在に回転する超音波振動子24が内蔵されている。この超音波振動子24には振動子軸25が固定されている。

【0014】この振動子軸25の外周には、金属製のリング26及びブラシ27から構成される回転型信号伝達部28が設けられている。前記リング26には前記超音波振動子24からの図示しない配線が接続されている。一方、前記ブラシ27は前記リング26外周と接触すると共に、図示しないケーブルが配線されており、挿入部2及び操作部3を挿通して超音波観測装置に接続されている。

【0015】前記振動子軸25の端部には回転位置検出手段であるエンコーダ29が配置されており、このエンコーダ軸と前記振動子軸25とが接続されている。前記エンコーダ29の端部には、駆動部としてモータ30が配置されている。このモータ30の回転軸31は前記エンコーダ軸と接続しており、これにより回転軸31の回

転はエンコーダ軸及び振動子軸25を介して超音波振動子24に伝達されるようになっている。

【0016】前記回転軸31の反対側には回転軸32が導出されており、この回転軸32には進退動手段として外周面にねじ部33aを形成したねじ歯車33が固定されている。一方、前記先端部本体11の収納部16には、前記ねじ歯車33のねじ部33aと噛合するねじ部34が形成されている。これにより、前記モータ30の駆動力が前記回転軸32を介して伝達されると、前記超音波本体21が前記ねじ歯車33の回転によって挿入部長手軸方向に進退動することが可能となる。

【0017】また、前記超音波本体21が前記ねじ歯車33の回転によって進退動し、最も後方に納められたときには、前記キャップ22の先端面が先端部本体11の前面とほぼ一致するようになっている。そして、この状態で超音波本体21が先端部本体11に対して回転することがないように前記超音波本体21の外周に設けられたピン35が前記先端部本体11に形成した溝36に嵌合するようになっている。また、前記収納部16には、前記超音波本体21又はねじ歯車33の位置を検出するセンサ37、38が設けられている。

【0018】このように構成した超音波内視鏡を用いて超音波診断を行う。挿入部を体腔内へ挿入するとき、あるいは内視鏡光学像を用いて体腔内の観察を行うとき、超音波走査機構は図2に示すように先端部本体11の内部に収納されている。この状態では光学像内にキャップ22等が映ることなく、挿入部正面の光学像を得ることができる。

【0019】体腔内の超音波画像を得たい場合は、モータ30を作動させると回転軸32が回転する。このとき、ピン35が先端部本体11の溝36と嵌合しているため、超音波本体21が先端部本体11に対して回転することはない。このため、回転軸32に固定されたねじ歯車33が先端部本体11に対して回転する。そして、ねじ歯車33、ねじ部34が右ねじの場合には、回転軸32を操作部側から見たとき(図3で矢印A側から見たとき)右回転させると、ねじ歯車33が移動して超音波走査機構が先端部本体11から外に突出してくる。同時にモータ30の作動で回転軸31も回転しており、これに接続される超音波振動子24も回転しているので、図3(a)に示すように超音波振動子24が先端部本体11より突出すると体腔内の超音波断層像を得ることができる。

【0020】即ち、超音波観測装置(不図示)からの送信パルスは、金属製のリング26及びブラシ27から構成される回転型信号伝達部28を介して超音波振動子24に伝達され、キャップ22越しに超音波が送信される。体腔内から反射してきた超音波は逆の経路で超音波観測装置に伝達される。同時にエンコーダ29で超音波振動子24の向きを検出し、図示しないモニタに超音波

断層像を表示する。

【0021】そして、モータ30を回転し続けると、図3(b)に示すよう、更に超音波振動子24が回転しながら先端部本体11の前方に突出していくため、挿入部2の軸方向の断面(図3のXの範囲)を連続的に得ることができる。このとき、超音波振動子24の突出量を規制するために、センサ37の働きにより、所定量だけ突出したらモータ30の回転が逆になるようにしてある。同様にセンサ38で、超音波振動子24が先端部本体11の内部に引っ込みすぎないように規制している。

【0022】これにより、超音波観察しないときはキャップ22や超音波振動子24が先端部本体11から突出していない。このため挿入部2正面の良好な光学像を得ることができ、挿入部2を体腔内(例えば大腸といった管状の臓器)へ挿入することや光学像を用いて体腔内の観察を行うことが容易である。また、超音波観察のときは、挿入部2の軸方向の360°断面を連続的に得ることができるので、大きな腫瘍や病変部とその周辺の関係把握することが容易である。その結果、より正確な診断をすることができる。更に、超音波観測装置でデータ

処理して3次元画像を構築することが可能となり、これを用いれば病変部をより立体的に観察することができるためにより正確な診断が可能となる。

【0023】尚、超音波観察時に光学像の観察を行うことがないので、超音波観察時に超音波振動子24が先端部本体11の前方から突出することは何ら問題とならない。また、図示しないが進退動手段は、超音波振動子24を有する超音波本体21の後端側に設けた軸と、前記超音波本体21の後端側に設けたモータ30の軸とをス

プライン結合することにより超音波本体21を挿入部2の長手軸方向に進退動させるように構成しても良い。

【0024】(第2の実施の形態)図4は本発明の第2の実施の形態に係わる超音波内視鏡の挿入部先端部を示す断面図である。上記第1の実施の形態では、超音波本体24を進退動する進退動手段としてねじ歯車33をモータ30の回転軸32に軸着して構成しているが、本第2の実施の形態ではモータ30の回転軸32に軸着する第1の歯車と、この第1の歯車に連結して噛合する第2の歯車とから進退動手段を構成する。それ以外の構成は上記第1の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0025】即ち、本第2の実施の形態の先端部本体50には、進退動手段としてモータ30の回転軸32に第1の歯車である傘歯車51を軸着し、この傘歯車51には第2の歯車である傘歯車52aが噛合している。前記傘歯車52aには平歯車52bが固定されている。また、先端部本体11には前記平歯車52bと噛合するねじ部53aを形成したラック53が埋設されている。

【0026】このように構成した超音波内視鏡を用いて超音波診断を行う。挿入部を体腔内へ挿入するとき、あ

るいは内視鏡光学像を用いて体腔内の観察を行うとき、超音波走査機構は図2に示すように先端部本体11の内部に収納されている。この状態では光学像内にキャップ22等が映ることなく、挿入部正面の光学像を得ることができる。

【0027】体腔内の超音波画像を得たい場合は、モータ30を作動させると回転軸32及び傘歯車51が回転する。同時に傘歯車52a及び平歯車52bも回転する。平歯車52bとラック53のねじ部53aとが噛み合っているが、ラック53は先端部本体11に埋設されているので、平歯車52b及びこれに接続される超音波走査機構が先端部本体11から突出してくる。以降の動作は、第1の実施の形態とほぼ同様である。この結果、第1の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0028】尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0029】[付記]

(付記項1) 挿入部先端部に対物光学系などの内蔵物を備え、この挿入部の長手軸方向に対して垂直方向に超音波を送受信する超音波振動子を有した超音波内視鏡において、前記超音波振動子を回転走査する駆動手段と、前記超音波振動子を前記挿入部先端部の内蔵物よりも先端側に突出可能にし、この突出させた状態で少なくとも前記駆動手段による回転走査を行う進退動手段と、を具備したことを特徴とする超音波内視鏡。

【0030】(付記項2) 前記進退動手段は前記駆動手段の回転軸に接続し、前記駆動手段の駆動力により進退動することを特徴とする付記項1に記載の超音波内視鏡。

【0031】(付記項3) 挿入部の前方の観察対象を観察する観察窓を挿入部先端側に設け、前記挿入部長手軸方向に対して垂直方向に超音波を送受信する超音波振動子を有する超音波内視鏡において、前記超音波振動子とこの超音波振動子を回転させる駆動手段とこの駆動手段の回転軸に軸着された第1の歯車とを連結し、この第1の歯車を第2の歯車の静止歯車に噛合させ、前記駆動手段による第1の歯車の回転によって少なくとも前記超音波振動子を回転させると共に、前記挿入部の長手軸方向に突没自在に進退させることを特徴とする超音波内視鏡。

【0032】(付記項4) 前記超音波振動子に回転型信号伝達手段及び回転位置検出手段を連設したことを特徴とする付記項1又は2に記載の超音波内視鏡。

【0033】(付記項5) 前記進退動手段を前記駆動手段の回転軸に軸着した歯車で構成したことを特徴とする付記項1又は2に記載の超音波内視鏡。

【0034】(付記項6) 前記進退動手段を前記駆動手段の回転軸に軸着した第1の歯車と、前記第1の歯車に連結して噛合する第2の歯車とから構成したことを特

徴とする付記項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【0035】(付記項 7) 前記挿入部先端部に形成した収納部に前記歯車と噛合するねじ部を形成し、このねじ部を前記歯車が進退動することで前記超音波振動子が前記挿入部の長手軸方向に進退動することを特徴とする付記項 5 に記載の超音波内視鏡。

【0036】(付記項 8) 前記挿入部先端部に形成した収納部に前記歯車と噛合するねじ部を形成し、このねじ部を前記第 2 の歯車が進退動することで前記超音波振動子が前記挿入部の長手軸方向に進退動することを特徴とする付記項 6 に記載の超音波内視鏡。

【0037】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、挿入部の軸方向に 360° 断面を連続的に得ることができ、正確な超音波診断が可能である。また、光学系を有する超音波内視鏡においては、体腔内への挿入時や光学像による診断のときに挿入部正面の内視鏡画像を得ることができるので、検査しやすい超音波内視鏡となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の超音波内視鏡の外観図

【図 2】図 1 の挿入部先端部を示す説明図であり、図 2 (a) は挿入部先端部の正面図、図 2 (b) は挿入部先端部の断面図

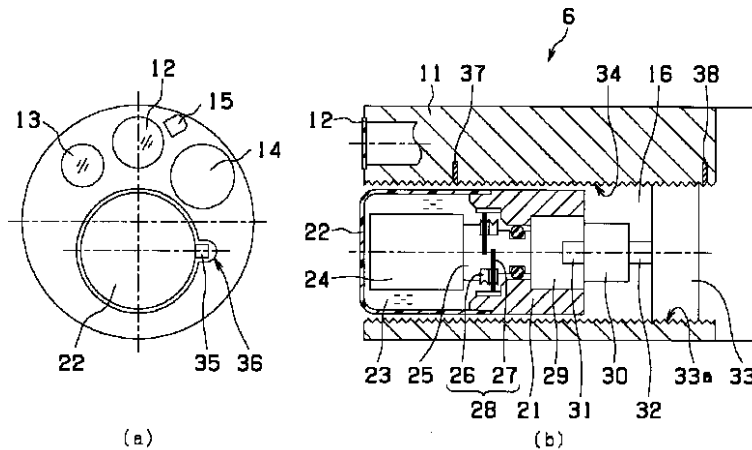
【図 3】第 1 の実施の形態の作用を説明する説明図であり、図 3 (a) は図 2 の状態から超音波本体が突出してくる際の挿入部先端部の断面図、図 3 (b) は同図 (a) の状態から超音波本体が突出完了した際の挿入部先端部の断面図

【図 4】本発明の第 2 の実施の形態に係わる超音波内視鏡の挿入部先端部を示す断面図

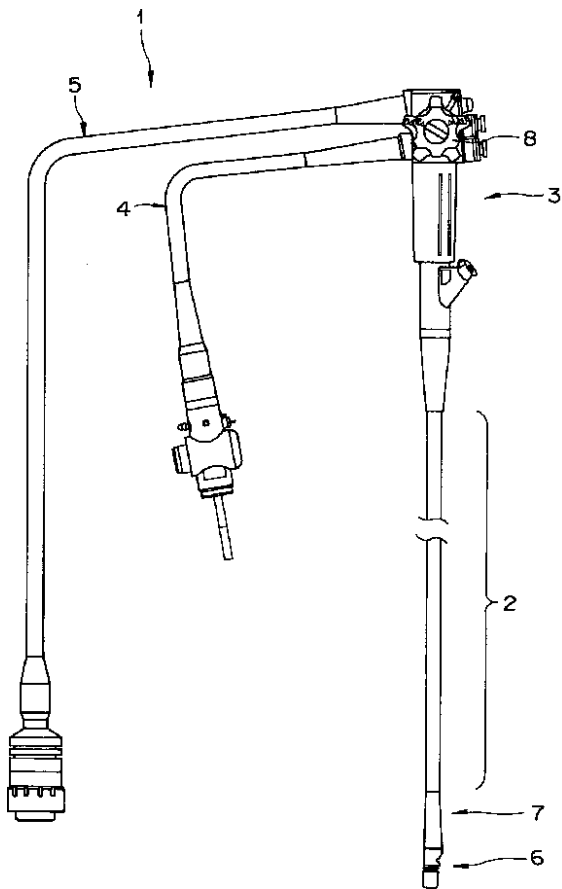
【符号の説明】

1	...超音波内視鏡
2	...挿入部
6	...先端部
11	...先端部本体
12	...対物光学系
16	...収納部
21	...超音波本体
22	...キャップ
24	...超音波振動子
25	...振動子軸
28	...回転型信号伝達部
29	...エンコーダ (回転位置検出手段)
30	...モータ
31, 32	...回転軸
33	...ねじ歯車
34	...ねじ部

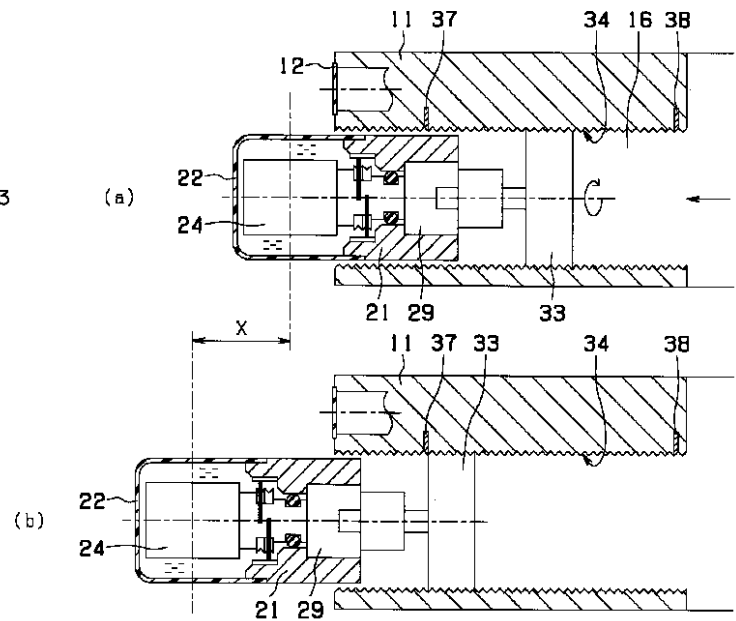
【図 2】



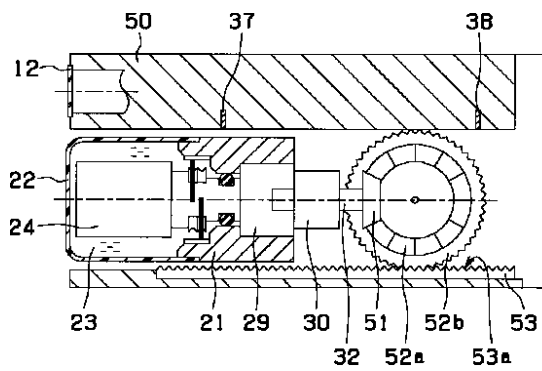
【図1】



【図3】



【図4】



专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2001321376A	公开(公告)日	2001-11-20
申请号	JP2000143537	申请日	2000-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	安達勝貴		
发明人	安達 勝貴		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/BB03 4C301/BB13 4C301/BB30 4C301/BB34 4C301/FF05 4C301/GC30 4C301/GD06 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GC30		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在插入体腔中时或在通过光学图像进行诊断时，获得插入部的正面的内窥镜图像。实现能够获得截面图像的超声波内窥镜。解决方案：物镜光学系统12固定在设置在超声内窥镜插入部分尖端6处的尖端主体11的前表面上，从而使物镜光学系统12的中心轴线与插入部分纵向的中心轴线基本平行。已经完成了。远端主体11的超声波主体21具有自由旋转的内置超声波振荡器24，并且在固定于超声波振荡器24的振荡器轴25的端部处设置有编码器29。已连接。在编码器29的轴上连接有电动机30的旋转轴31，在该旋转轴31的相反侧的旋转轴32上固定有作为进退机构的在其外周面上具有螺纹部33a的螺杆齿轮33。。

