

(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2016-158698

(P2016-158698A)

(43) 公開日 平成28年9月5日(2016.9.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

F I
A61B 8/12

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-37859(P2015-37859)
(22) 出願日 平成27年2月27日(2015.2.27)

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願(平成26年度経済産業省、ものづくり中小企業・小規模事業者等連携事業創造促進事業、戦略的基盤技術高度化支援事業「低侵襲内視鏡および顕微鏡手術支援、3D超音波診断装置の開発」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願)

(71) 出願人 504300181
国立大学法人浜松医科大学
静岡県浜松市東区半田山一丁目20番1号
(71) 出願人 000243364
本多電子株式会社
愛知県豊橋市大岩町字小山塚20番地
(74) 代理人 100114605
弁理士 渥美 久彦
(72) 発明者 小林 和人
愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社内
(72) 発明者 豊田 昌弘
愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社内

最終頁に続く

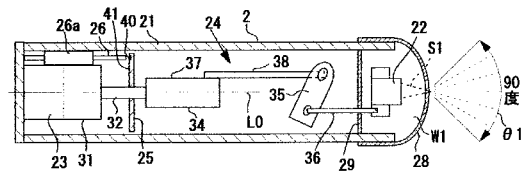
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、及びそれを用いた超音波画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡手術に用いることが可能な細径の超音波プローブを提供すること。

【解決手段】超音波プローブ2は、円筒状のケーシング21と、超音波発振子22と、ギアードモータ23と、駆動力伝達機構24と、回転検出ドグ25と、反射式のファイバセンサ26とを備えている。駆動力伝達機構24は、ギアードモータ23の出力軸32の回転運動を超音波発振子22の揺動運動に変換して伝達する。回転検出ドグ25は、駆動力伝達機構24の回転部分に一体的に設けられ、超音波発振子22の揺動原点位置に対応した所定箇所被検知部40を設定している。反射式のファイバセンサ26は、回転検出ドグ25よりも基端側の位置に配置され、回転検出ドグ25の被検知部40の位置を光学的に検出する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

筒状のケーシングと、

前記ケーシング内の先端部に收容され、超音波を送信及び受信する超音波発振子と、

前記ケーシング内において前記超音波発振子よりも基端側の位置に配置されたギアードモータと、

前記ギアードモータの出力軸と前記超音波発振子とを駆動連結し、前記出力軸の回転運動を前記超音波発振子の揺動運動に変換して伝達する駆動力伝達機構と、

前記駆動力伝達機構の回転部分に一体的に設けられ、前記超音波発振子の揺動原点位置に対応した所定箇所に被検知部を設定した回転反射体と、

前記ケーシング内において前記回転反射体よりも基端側の位置に配置され、前記回転反射体の前記被検知部の位置を光学的に検出する反射式のファイバセンサとを備えた超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記駆動力伝達機構は、前記ギアードモータの 1 回の回転運動を 1 往復の揺動運動に変換することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記ケーシングの先端部の外径が 10 mm 以下であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波プローブと、

前記ファイバセンサの検知信号に基づいて、前記揺動原点位置を判定し、前記超音波発振子を発振させる制御信号を生成する制御回路と、

前記制御回路から出力される制御信号に基づいて、前記超音波発振子を発振させて前記超音波を送信するとともに、前記超音波の反射波信号を取得する超音波信号処理回路と、

前記反射波信号に基づいて、前記超音波発振子の揺動範囲に応じた超音波画像を、前記超音波画像の中心位置と前記揺動原点位置とを一致させるようにして表示させる画像表示部と

を備えたことを特徴とする超音波画像表示装置。

20

【請求項 5】

前記制御回路は、前記ファイバセンサの検知信号に基づいて、前記超音波発振子の揺動運動の周期を求め、前記周期と前記揺動原点位置とに基づいて、前記揺動運動における等角度間隔で前記超音波が送信されるように前記制御信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波画像表示装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を送信及び受信する超音波発振子が筒状のケーシング内の先端部に收容された超音波プローブ、及びそれを用いた超音波画像表示装置に関するものである。

【背景技術】

40

【0002】

近年、腹腔鏡手術などの内視鏡手術のように、小さな穴をあけてそこから細径内視鏡や専用の手術器具を挿入し、患部の様子を観察しながら手術を行うことが増えてきている。この手術を行う場合、傷口が小さいため、手術後の痛みが軽くて回復も早く、美容的にも優れている。

【0003】

内視鏡手術において、穴の奥にある腫瘍の摘出などの施術を行う場合、穴の奥にある内部構造、具体的には腫瘍の広がりや血管の位置を正確に知る必要がある。しかしながら、患部を観察するために、従来は顕微鏡や細径内視鏡などを使用しているため、表面の情報しか得ることができず、腫瘍の広がりや血管の位置を正確に把握することができなかった

50

。このため、MRI検査やCT検査の際に取得された検査画像に基づいて、腫瘍の広がりや血管の位置を予測して施術が行われていた。

【0004】

腫瘍の広がりや血管の位置を把握する装置としては、超音波プローブを用いて断層画像を表示する超音波診断装置が知られているが、手術用の小さな穴に挿入可能な細径の超音波プローブは実用化されていない。腫瘍の広がりや血管の位置を正確に把握するためには、超音波で可視化する範囲を十分に確保しつつ、鮮明な超音波画像を表示させることが必要となる。これを実現するためには、プローブ先端部において、超音波発振子を機械的に揺動させて所定角度の走査範囲で超音波を走査する構成の超音波プローブが必要となる。

【0005】

従来、超音波発振子を機械的に揺動させて超音波を走査する超音波プローブ（音響素子ユニット）が特許文献1等が開示されている。特許文献1では、駆動源としてのモータの回転軸が駆動力伝達機構（回転プーリ、伝達ベルト、揺動プーリ）を介して揺動軸に連結されている。そして、揺動軸に取り付けられた音響素子ユニットがモータの回転により揺動されるように構成されている。さらに、音響素子ユニットの揺動角度及び揺動原点を検出するために角度検出器がモータと一体的に取り付けられている。この角度検出器は、スリット板、光源、受光素子（検知部）等を備えた光学式のロータリーエンコーダー（透過式の位置検出器）である。そして、角度検出器は、A、B、Z相の各信号に基づいて、揺動角度及び揺動原点を検出している。このように揺動角度及び揺動原点を把握することにより、超音波画像の中心位置と超音波発振子の揺動原点とを一致させることが可能となる。これにより、超音波プローブの当接位置に応じた超音波画像を表示させることができるため、腫瘍の広がりや血管の位置を把握することが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2004-135966号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところが、超音波発振子を機械的に揺動させる従来の超音波プローブでは、モータの回転運動を超音波発振子の揺動運動に変換する駆動力伝達機構や位置検出器をケーシング内に収納する必要がある。このため、手術用の小さな穴に挿入可能な細径の超音波プローブを作製することは困難であった。

【0008】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、内視鏡手術に用いることが可能な細径の超音波プローブ、及びそれを用いた超音波画像表示装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、請求項1に記載の発明は、筒状のケーシングと、前記ケーシング内の先端部に収容され、超音波を送信及び受信する超音波発振子と、前記ケーシング内において前記超音波発振子よりも基端側の位置に配置されたギアードモータと、前記ギアードモータの出力軸と前記超音波発振子とを駆動連結し、前記出力軸の回転運動を前記超音波発振子の揺動運動に変換して伝達する駆動力伝達機構と、前記駆動力伝達機構の回転部分に一体的に設けられ、前記超音波発振子の揺動原点位置に対応した所定箇所被検知部を設定した回転反射体と、前記ケーシング内において前記回転反射体よりも基端側の位置に配置され、前記回転反射体の前記被検知部の位置を光学的に検出する反射式のファイバセンサとを備えた超音波プローブをその要旨とする。

【0010】

請求項1に記載の発明によると、超音波発振子を揺動させる駆動源としてギアードモ

10

20

30

40

50

タが用いられ、モータの回転出力が所定のギア比で減速されている。この場合、ギアードモータの出力軸は、その回転位置に応じて回転速度がばらつくことがなく、一定の速度で安定的に回転する。そして、ギアードモータの出力軸の回転によって、駆動力伝達機構を介して超音波発振子をスムーズに揺動させることができる。また、駆動力伝達機構の回転部分には回転反射体が一体的に設けられており、回転反射体には、超音波発振子の揺動原点位置に対応した所定箇所に被検知部が設定されている。そして、反射式のファイバセンサによって、回転反射体の被検知部の位置が光学的に検出される。本発明では、ケーシング内において回転反射体よりも基端側の位置に反射式のファイバセンサが配置されており、透過式の位置検出器のように回転体よりも先端側に検知部を配置する必要がない。この構成により、ケーシングの先端部の外径を小さくすることができる。さらに、ファイバセンサであるため、被検知部のサイズを小さくしてもその検知が可能であり、被検知部の位置検出の精度を高めることができる。従って、ファイバセンサの検知信号によって、超音波発振子の揺動原点位置を正確に判定することが可能となり、超音波画像の中心位置と超音波発振子の揺動原点位置とを一致させることができる。また、超音波発振子の揺動運動は、その揺動範囲の中心位置である揺動原点位置において速度が最も速くなるが、揺動原点位置を検出して超音波画像を生成することにより、画像歪みを最小限に抑えることができる。この結果、超音波プローブの当接位置に応じた超音波画像を正確に表示させることができる。このように、本発明によれば、手術用の小さな穴に挿入可能な細径の超音波プローブを得ることができる。

10

20

30

40

50

【0011】

請求項2に記載の発明は、請求項1において、前記駆動力伝達機構は、前記ギアードモータの1回の回転運動を1往復の揺動運動に変換することをその要旨とする。

【0012】

請求項2に記載の発明によると、駆動力伝達機構を比較的簡単に構成することができるため、超音波プローブの細径化を図ることができる。

【0013】

請求項3に記載の発明は、請求項1または2において、前記ケーシングの先端部の外径が10mm以下であることをその要旨とする。

【0014】

請求項3に記載の発明によると、ケーシングの先端部の外径が10mm以下であり、従来の超音波プローブよりも細く形成されている。従って、本発明の超音波プローブを用いて、比較的小さな穴の奥の内部構造を確認することができ、内視鏡手術を確実に行うことが可能となる。

【0015】

請求項4に記載の発明は、請求項1乃至3のいずれか1項に記載の超音波プローブと、前記ファイバセンサの検知信号に基づいて、前記揺動原点位置を判定し、前記超音波発振子を発振させる制御信号を生成する制御回路と、前記制御回路から出力される制御信号に基づいて、前記超音波発振子を発振させて前記超音波を送信するとともに、前記超音波の反射波信号を取得する超音波信号処理回路と、前記反射波信号に基づいて、前記超音波発振子の揺動範囲に応じた超音波画像を、前記超音波画像の中心位置と前記揺動原点位置とを一致させるようにして表示させる画像表示部とを備えたことを特徴とする超音波画像表示装置をその要旨とする。

【0016】

請求項4に記載の発明によると、超音波画像の中心位置と揺動原点位置とを一致させることができ、超音波プローブの当接位置に応じた超音波画像を画像表示部に正確に表示させることができる。従って、本発明の超音波画像表示装置を用いると、画像表示部に表示された超音波画像を観察することにより、施術が必要な患部の状態を的確に把握することができる。

【0017】

請求項5に記載の発明は、請求項4において、前記制御回路は、前記ファイバセンサの

検知信号に基づいて、前記超音波発振子の揺動運動の周期を求め、前記周期と前記揺動原点位置とに基づいて、前記揺動運動における等角度間隔で前記超音波が送信されるように前記制御信号を生成することをその要旨とする。

【0018】

請求項5に記載の発明によると、超音波発振子の揺動範囲において等角度間隔で超音波の送受信を行うことができるため、超音波画像の歪みを最小限に抑えることができる。

【発明の効果】

【0019】

以上詳述したように、請求項1～3に記載の発明によると、内視鏡手術に用いることが可能な細径の超音波プローブを提供することができる。また、請求項4または5に記載の発明によると、上記超音波プローブを用いた超音波画像表示装置を提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】第1の実施の形態の超音波画像表示装置の概略構成を示す構成図。

【図2】第1の実施の形態の超音波プローブの概略構成を示す断面図。

【図3】超音波発振子が揺動原点位置にある超音波プローブを示す説明図。

【図4】超音波発振子が揺動原点位置から移動した位置にある超音波プローブを示す説明図。

【図5】超音波画像表示装置の電気的な構成を示すブロック図。

20

【図6】超音波画像表示装置の制御を説明するためのタイミングチャート。

【図7】表示ディスプレイに表示された超音波画像を示す説明図。

【図8】第2の実施の形態の超音波プローブの概略構成を示す断面図。

【発明を実施するための形態】

【0021】

[第1の実施の形態]

以下、本発明を超音波画像表示装置に具体化した第1の実施の形態を図面に基づき詳細に説明する。

【0022】

図1に示されるように、超音波画像表示装置1は、超音波プローブ2と、コントロールユニット3と、パーソナルコンピュータ(パソコン)4とから構成されている。超音波プローブ2とコントロールユニット3とは専用の接続ケーブル5を介して接続され、コントロールユニット3とパソコン4とは例えばUSBケーブル6を介して接続されている。なお、接続ケーブル5は、超音波信号用の同軸ケーブル、モータ駆動用の電源ケーブル、ファイバセンサケーブルを含んで構成されている。

30

【0023】

本実施の形態の超音波画像表示装置1は、内視鏡手術(例えば、低侵襲手術である腹腔鏡手術)において、手術用の小さな穴10に超音波プローブ2の先端部を挿入して施術が必要な患部である生体組織11に当接させ、腫瘍12の広がりや血管の位置を正確に把握するために使用される。内視鏡手術を行う医者は、パソコン4に表示される超音波画像を確認しつつ、処置具14, 15を操作して腫瘍12の摘出などの施術を行う。

40

【0024】

図2に示されるように、超音波プローブ2は、円筒状のケーシング21と、超音波発振子22と、ギアードモータ23と、駆動力伝達機構24と、回転検出ドグ25と、反射式のファイバセンサ26とを備えている。ケーシング21は、外径が7mm、長さが10cm程度である。

【0025】

ケーシング21の先端部には、内部に超音波発振子22を収容した状態でキャップ部材28が設けられている。キャップ部材28は、超音波S1を透過しうる透過部材(例えば、アクリル樹脂)を用いて、先端部が略半球形状に形成されている。キャップ部材28の

50

底部は底板 29 によって密閉されており、キャップ部材 28 の内側に超音波伝達媒体 W1 (具体的には純水) が充填されている。

【0026】

超音波発振子 22 は、例えば、圧電セラミックであるチタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) を用いて円柱状に形成された振動子である。本実施の形態の超音波発振子 22 は、直径が 3.2 mm、焦点距離が 3 mm であり、周波数が 30 MHz の超音波 S1 を照射する。この超音波 S1 は、超音波伝達媒体 W1 を介してキャップ部材 28 の外表面近傍で焦点を結ぶようになっている。

【0027】

ギアードモータ 23 は、ケーシング 21 内において超音波発振子 22 よりも基端側の位置に配置されている。ギアードモータ 23 は、直径が 4 mm の DC マイクロモータである。ギアードモータ 23 は、例えば 1/337 の減速比 (ギア比) を有するギアヘッド 31 を備え、モータの回転を減速して出力する。ギアードモータ 23 の出力軸 32 は、ケーシング 21 の中心軸線 L0 と同軸上に配置されている。

【0028】

駆動力伝達機構 24 は、ギアードモータ 23 の出力軸 32 と超音波発振子 22 とを駆動連結し、出力軸 32 の回転運動を超音波発振子 22 の揺動運動に変換して伝達している。具体的には、本実施の形態の駆動力伝達機構 24 は、カム機構 34、連結部材 35、及び揺動軸 36 によって構成されている。カム機構 34 は、斜めに突条 (図示略) が設けられた円筒カム 37 と、円筒カム 37 の突条に嵌合される溝部 (図示略) が形成された直動部材 38 (従節) とからなる。カム機構 34 において、ギアードモータ 23 の出力軸 32 により円筒カム 37 が回転されると、直動部材 38 がケーシング 21 の軸線方向に往復運動する。カム機構 34 の直動部材 38 は、連結部材 35 及び揺動軸 36 を介して超音波発振子 22 に連結されている。この直動部材 38 が連結部材 35 を押したり引いたりすることによって、揺動軸 36 を介して超音波発振子 22 が揺動するように構成されている。

【0029】

本実施の形態では、駆動力伝達機構 24 は、ギアードモータ 23 の 1 回の回転運動を 1 往復の揺動運動に変換するよう構成されており、超音波発振子 22 が正面を向く揺動原点位置を基準に、±45 度の範囲で揺動するよう設定されている。つまり、超音波 S1 の揺動走査角度 1 は、90 度となっている。また、超音波発振子 22 の 1 往復の揺動運動の周期 (揺動周期) は、例えば 0.7 秒程度である。

【0030】

回転検出ドグ 25 は、駆動力伝達機構 24 の回転部分に一体的に設けられた回転反射体であり、超音波発振子 22 の揺動原点位置に対応した所定箇所に被検知部 40 が設定されている。回転検出ドグ 25 は、光の反射率が高い白色の樹脂材料を用いて円板状に形成され、ファイバセンサ 26 と対向する基端面 41 が鏡面加工されている。また、被検知部 40 は、基端面 41 の一部を 0.1 mm 程度掘り下げそこに黒色塗料を充填することで形成された黒点状の目印である。なお、被検知部 40 の直径は例えば 0.5 mm 程度である。

【0031】

ファイバセンサ 26 は、ケーシング 21 内における回転検出ドグ 25 よりも基端側の位置において、その先端部材 26a がケーシング 21 の内壁面に沿った状態で当接配置されている。ファイバセンサ 26 は、照射した光の反射率の違いによって回転検出ドグ 25 の被検知部 40 の位置を光学的に検出する。より詳しくは、図 3 に示されるように、超音波発振子 22 が正面を向いて揺動原点位置にあるときに、回転検出ドグ 25 の黒色の被検知部 40 がファイバセンサ 26 に対向するよう設定されている。このとき、被検知部 40 で光 L1 が吸収されるため、ファイバセンサ 26 で検出される反射光は弱くなる。また、図 4 に示されるように、超音波発振子 22 が揺動して揺動原点位置から傾斜した位置になると、回転検出ドグ 25 の白色の基端面 41 がファイバセンサ 26 に対向する。このとき、基端面 41 で光 L1 が効率よく反射されるため、ファイバセンサ 26 で検出される反射光は強くなる。このファイバセンサ 26 の検知信号はコントロールユニット 3 に取り込まれ

10

20

30

40

50

、超音波発振子 2 2 の揺動原点位置が検知されるようになっている。

【 0 0 3 2 】

次に、超音波画像表示装置 1 の電氣的構成について説明する。図 5 に示されるように、コントロールユニット 3 は、モータ駆動回路 5 1、センサ検出器 5 2、送信回路 5 3、送受波分離回路 5 4、受信回路 5 5、対数増幅器 5 6、A / D 変換回路 5 7、制御回路 5 8、I / F 回路 5 9 を備える。

【 0 0 3 3 】

モータ駆動回路 5 1 は、ギアードモータ 2 3 を駆動制御するドライブ回路であり、電源ケーブル 5 a を介してギアードモータ 2 3 に接続されている。

【 0 0 3 4 】

センサ検出器 5 2 (デジタルファイバンプ) は、光源として例えば LED (図示略) を搭載しており、LED から可視光 L 1 を放つ。センサ検出器 5 2 は、ファイバセンサケーブル 5 b を介してファイバセンサ 2 6 に接続されており、LED の可視光 L 1 がファイバセンサ 2 6 を介して回転検出ドグ 2 5 に照射される。また、センサ検出器 5 2 は、回転検出ドグ 2 5 で反射して戻ってきた反射光を検出し、デジタルのオン・オフの位置検知信号 (図 6 参照) として制御回路 5 8 に出力する。

【 0 0 3 5 】

図 6 に示されるように、本実施の形態では、揺動原点位置 Z 1 に対応した角度位置であって、超音波発振子の 1 往復の揺動運動 (ギアードモータ 2 3 の 1 回の回転運動) で 1 回オンとなるパルス状の位置検出信号が検出される。

【 0 0 3 6 】

制御回路 5 8 は、その検知信号に基づいて、揺動原点位置 Z 1 を判定し、超音波発振子 2 2 を発振させる制御信号 (トリガ信号) を生成する。本実施の形態では、図 7 に示されるように、等角度間隔で設定された 9 0 ラインの超音波 S 1 の走査によって、1 フレームの扇形の超音波画像 6 0 を生成するようになっている。超音波発振子 2 2 が揺動する角度 (超音波 S 1 の揺動走査角度) は 9 0 度であるため、9 0 度の揺動範囲において各走査ラインは 1 度毎に設定されている。

【 0 0 3 7 】

より詳しくは、制御回路 5 8 は、位置検出信号に基づいて、超音波発振子 2 2 の揺動運動の周期 T 1 (図 6 参照) を求め、周期 T 1 と揺動原点位置 Z 1 とに基づいて、揺動運動における等角度間隔 (1 度の角度間隔) で超音波 S 1 が送受信されるように制御信号を生成する。本実施の形態では、超音波発振子 2 2 の揺動位置が揺動原点位置 Z 1 (超音波画像 6 0 の中心位置) に対して時計回り方向で - 4 5 度傾斜 (反時計回り方向で 4 5 度傾斜) したタイミングで 1 番目の走査ラインの超音波を送受信する。また、その位置から超音波発振子 2 2 が時計回り方向に 1 度傾斜したタイミングで 2 番目の走査ラインの超音波を送受信する。同様に、超音波発振子 2 2 が時計回り方向に 1 度毎傾斜したタイミングで順次超音波の送受信を行い、揺動原点位置 Z 1 に対して時計回り方向で 4 5 度傾斜したタイミングで 9 0 番目の走査ラインの超音波の送受信を行う。このようにして、超音波画像 6 0 の 1 フレーム分の超音波の送受信を行っている。

【 0 0 3 8 】

超音波発振子 2 2 の揺動運動において、揺動原点位置 Z 1 (超音波画像 6 0 の中央部となる 4 5 番目の走査ラインの位置) での移動速度が最も速く、揺動範囲の端部 (超音波画像 6 0 の両端部となる 1 番目及び 9 0 番目の走査ラインの位置) での移動速度が最も遅くなる。制御回路 5 8 は、揺動位置に応じた超音波発振子 2 2 の移動速度を考慮し、周期 T 1 と揺動原点位置 Z 1 とに基づいて、揺動運動の等角度になるような演算を行い、制御信号を生成している。なおこの場合、揺動原点位置 Z 1 に近づくほど制御信号の出力タイミングの時間間隔は短く、揺動原点位置 Z 1 から離れるほど (揺動範囲の端部に近づくほど) 制御信号の出力タイミングの時間間隔は長くなる。

【 0 0 3 9 】

送信回路 5 3 は、制御回路 5 8 から出力される制御信号に基づいて、超音波発振子 2 2

10

20

30

40

50

を駆動させるための励起パルスを発生させる。送受波分離回路 5 4 は、同軸ケーブル 5 c を介して超音波発振子 2 2 に接続されており、送信回路 5 3 で発生された励起パルスが送受波分離回路 5 4 を介して超音波発振子 2 2 に供給されることで、超音波発振子 2 2 から超音波 S 1 が送信される。

【 0 0 4 0 】

本実施の形態の超音波発振子 2 2 は、送受波兼用の振動子であり、患部の生体組織 1 1 で反射した超音波 S 1 (反射波) を電気信号に変換する。そして、その反射波の信号は送受波分離回路 5 4 を介して受信回路 5 5 に供給される。受信回路 5 5 は、反射波の信号を増幅して出力する。受信回路 5 5 で増幅された反射波信号は、対数増幅器でさらに対数増幅され、A / D 変換回路 5 7 で A / D 変換された後、制御回路 5 8 に取り込まれる。このように、本実施の形態のコントロールユニット 3 において、超音波 S 1 の信号処理を行う送信回路 5 3、送受波分離回路 5 4、受信回路 5 5、対数増幅器 5 6、及び A / D 変換回路 5 7 により超音波信号処理回路 5 0 が構成されている。

10

【 0 0 4 1 】

制御回路 5 8 は、超音波信号処理回路 5 0 から取得した反射波信号に対して走査ラインの位置データ (揺動位置のデータ) を関連付けて転送データを生成し、そのデータを I / F 回路 5 9 を介してパソコン 4 に転送する。

【 0 0 4 2 】

パソコン 4 は、CPU 6 1、I / F 回路 6 2、メモリ 6 3、記憶装置 6 4、入力装置 6 5、及び表示ディスプレイ 6 6 (画像表示部) を備え、それらはバス 6 7 を介して相互に接続されている。CPU 6 1 は、メモリ 6 3 を利用して制御プログラムを実行する。制御プログラムとしては、超音波画像 6 0 を生成して表示するためのプログラムなどを含む。

20

【 0 0 4 3 】

I / F 回路 6 2 は、コントロールユニット 3 との間で信号の授受を行うためのインターフェース (具体的には、USB インターフェース) であり、コントロールユニット 3 に制御信号を出力したり、コントロールユニット 3 からの転送データを入力したりする。

【 0 0 4 4 】

表示ディスプレイ 6 6 は、例えば、LCD や CRT などのカラーディスプレイであり、超音波画像 6 0 (図 7 参照) や、各種設定の入力画面を表示するために用いられる。入力装置 6 5 は、キーボードやマウス装置などであり、ユーザからの要求や指示、パラメータの入力に用いられる。

30

【 0 0 4 5 】

記憶装置 6 4 は、磁気ディスク装置や光ディスク装置などであり、その記憶装置には制御プログラム及び各種のデータが記憶されている。CPU 6 1 は、入力装置 6 5 による指示に従い、プログラムやデータを記憶装置 6 4 からメモリ 6 3 へ転送し、それを逐次実行する。なお、CPU 6 1 が実行するプログラムとしては、メモリカード、フレキシブルディスク、光ディスクなどの記憶媒体に記憶されたプログラムや、通信媒体を介してダウンロードしたプログラムでもよく、その実行時には記憶装置 6 4 にインストールして利用する。

【 0 0 4 6 】

次に、本実施の形態の超音波画像表示装置 1 の動作について説明する。

40

【 0 0 4 7 】

医者は、手術用の穴 1 0 に超音波プローブ 2 の先端部を挿入して腫瘍 1 2 のある患部に接触させた状態で、パソコン 4 の入力装置 6 5 に設けられている開始ボタンを操作する。このとき、パソコン 4 からコントロールユニット 3 に処理開始を促す信号が出力される。コントロールユニット 3 の制御回路 5 8 は、パソコン 4 からの処理開始の信号に基づいて、センサ検出器 5 2 の光源を点灯させるとともに、モータ駆動回路 5 1 によりギアードモータ 2 3 を駆動させる。そして、制御回路 5 8 は、センサ検出器 5 2 の検知信号を取り込み、ギアードモータ 2 3 が予め設定された回転速度に達したか判定する。

【 0 0 4 8 】

50

その後、制御回路 5 8 は、センサ検出器 5 2 の検知信号に基づいて、超音波発振子 2 2 の揺動原点位置 Z 1 を判定するとともに、超音波発振子 2 2 の揺動運動の周期 T 1 を求める。制御回路 5 8 は、揺動運動の周期 T 1 と揺動原点位置 Z 1 とに基づいて、超音波発振子 2 2 の揺動位置を判定し、揺動原点位置 Z 1 に対して超音波発振子 2 2 が 4 5 度傾斜したタイミングで制御信号を出力する。さらに、制御回路 5 8 は、揺動運動における 1 度の角度間隔で制御信号を順次出力する。送信回路 5 3 は、制御回路 5 8 から出力される各制御信号に基づいて、励起パルスを発生して超音波発振子 2 2 を駆動する。この結果、腫瘍 1 2 を含む生体組織 1 1 に超音波 S 1 が照射され、組織内部での反射波信号が受信回路 5 5、対数増幅器 5 6、及び A / D 変換回路 5 7 で検出される。制御回路 5 8 は、A / D 変換回路 5 7 で変換されたデジタルデータを組織内部の反射波信号のデータとしてパソコン 4 に転送する。なお、このデータには、各走査ラインの位置データが関連付けられている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

パソコン 4 の CPU 6 1 は、コントロールユニット 3 から転送されるデータをメモリ 6 3 に逐次記憶する。そして、CPU 6 1 は、1 番目 ~ 9 0 番目の各走査ラインに対応する 1 フレーム分のデータが取得されたタイミングで各データをメモリ 6 3 から読み出し、超音波画像 6 0 を生成するための処理を行う。ここでは、CPU 6 1 は、組織内部での反射波信号に基づいて、輝度変調処理を行うことで反射波信号の振幅（信号強度）に応じた輝度の画像データを生成する。そして、CPU 6 1 は、各画像データに基づいて、腫瘍 1 2 を含む組織内部の超音波画像 6 0（断層画像）を表示ディスプレイ 6 6 に表示させる。

【 0 0 5 0 】

医者は、超音波画像 6 0 を観察することにより、腫瘍 1 2 の広がりや血管の位置を把握しつつ、処置具 1 4、1 5 を操作して腫瘍 1 2 の摘出などの施術を行う。

【 0 0 5 1 】

従って、本実施の形態によれば以下の効果を得ることができる。

【 0 0 5 2 】

(1) 本実施の形態の超音波プローブ 2 では、超音波発振子 2 2 を揺動させる駆動源としてギアードモータ 2 3 が用いられ、回転出力が所定のギア比で減速されている。この場合、ギアードモータ 2 3 の出力軸 3 2 は、その回転位置に応じて回転速度がばらつくことがなく、一定の速度で安定的に回転する。そして、ギアードモータ 2 3 の出力軸 3 2 の回転によって、駆動力伝達機構 2 4 を介して超音波発振子 2 2 をスムーズに揺動させることができる。また、ギアードモータ 2 3 の出力軸 3 2 によって回転される駆動力伝達機構 2 4 の回転部分には回転検出ドグ 2 5 が一体的に設けられており、回転検出ドグ 2 5 には、超音波発振子 2 2 の揺動原点位置 Z 1 に対応した所定箇所に被検知部 4 0 が設定されている。そして、反射式のファイバセンサ 2 6 によって、回転検出ドグ 2 5 の被検知部 4 0 の位置が光学的に検出される。本実施の形態の超音波プローブ 2 では、ケーシング 2 1 内において回転検出ドグ 2 5 よりも基端側の位置に反射式のファイバセンサ 2 6 が配置されており、透過式の位置検出器のように回転体（スリット板）よりも先端側に検知部を配置する必要がない。この結果、ケーシング 2 1 の外径を小さくすることができる。さらに、ファイバセンサ 2 6 であるため、被検知部 4 0 のサイズを黒点状の目印のように小さくしてもその検知が可能であり、被検知部 4 0 の位置検出の精度を高めることができる。従って、ファイバセンサ 2 6 の検知信号によって、超音波発振子 2 2 の揺動原点位置 Z 1 を正確に判定することが可能となり、超音波画像 6 0 の中心位置と超音波発振子 2 2 の揺動原点位置 Z 1 とを一致させることができる。ちなみに、超音波発振子 2 2 の揺動運動の速度は一定ではなく、揺動原点位置 Z 1 を基準とした超音波発振子 2 2 の傾斜角度の変化に従って増減する。つまり、超音波発振子 2 2 が揺動範囲の中心位置である揺動原点位置 Z 1 から遠ざかるに従って、揺動運動の速度は次第に遅くなり、傾斜角度が最大となる揺動範囲の端部位置において最小値（ゼロ）となる。その後、超音波発振子 2 2 がその揺動範囲の端部位置から再び揺動原点位置 Z 1 に近づくに従って、揺動運動の速度は次第に速くなり、傾斜角度が最小となる揺動原点位置 Z 1 において速度が最も速くなる。ここで、仮に超

音波発振子 2 2 の揺動運動の速度が最も遅い揺動範囲の端部位置を検出し、これに基づいて超音波画像 6 0 を生成した場合には、速度が最も速い揺動原点位置 Z 1 の位置検出精度の誤差が大きくなる可能性があり、結果的に画像歪みの発生につながるおそれがある。これに対し、本実施の形態のように超音波発振子 2 2 の揺動運動の速度が最も速い揺動原点位置 Z 1 を検出し、これに基づいて超音波画像 6 0 を生成した場合には、そもそも位置検出精度の誤差が生じにくくなるため、画像歪みを最小限に抑えることができる。この結果、超音波プローブ 2 の当接位置に応じた超音波画像 6 0 を正確に表示させることができる。このように、本実施の形態によれば、手術用の小さな穴 1 0 に挿入可能な細径の超音波プローブ 2 を得ることができる。

【 0 0 5 3 】

(2) 本実施の形態の超音波プローブ 2 では、駆動力伝達機構 2 4 は、ギアードモータ 2 3 の 1 回の回転運動を 1 往復の揺動運動に変換する機構である。この場合、駆動力伝達機構 2 4 を比較的簡単に構成することができるため、超音波プローブ 2 の細径化を図ることができる。

【 0 0 5 4 】

(3) 本実施の形態の超音波プローブ 2 は、ケーシング 2 1 の外径が 7 mm であり、従来の超音波プローブよりも細く形成されている。従って、超音波プローブ 2 を用いて、比較的小さな穴 1 0 の奥の内部構造を確認することができる。このため、正常な組織を傷つけることなく、腫瘍 1 2 の癌組織のみを的確に切り取ることができ、内視鏡手術を確実に行うことが可能となる。

【 0 0 5 5 】

(4) 本実施の形態の超音波プローブ 2 において、回転検出ドグ 2 5 は、光の反射率が高い白色の樹脂材料によって形成され、ファイバセンサ 2 6 と対向する基端面 4 1 が鏡面加工されている。また、被検知部 4 0 は、基端面 4 1 の一部を 0 . 1 mm 程度掘り下げそこに黒色塗料を充填することで形成されている。このようにすると、回転検出ドグ 2 5 において白色の表面に対する被検知部 4 0 (黒点状の目印) のコントラストを確実に付けることができるため、被検知部 4 0 の位置検出の精度を高めることができる。

【 0 0 5 6 】

(5) 本実施の形態の超音波プローブ 2 において、ファイバセンサ 2 6 の先端部材 2 6 a が、ケーシング 2 1 の内壁面に沿った状態で当接配置されている。このようにすると、細長いファイバセンサ 2 6 をケーシング 2 1 内で確実に固定することができ、揺動原点位置 Z 1 に対応した被検知部 4 0 の位置検出を確実に行うことができる。

【 0 0 5 7 】

(6) 本実施の形態の超音波プローブ 2 において、ギアードモータ 2 3 の出力軸 3 2 は、ケーシング 2 1 の中心軸線 L 0 と同軸上に配置されている。この場合、細径のケーシング 2 1 内にギアードモータ 2 3 を確実に収容することができ、超音波プローブ 2 の小型化が可能となる。

【 0 0 5 8 】

(7) 本実施の形態の超音波画像表示装置 1 では、制御回路 5 8 により、ファイバセンサ 2 6 の検知信号に基づいて、揺動原点位置 Z 1 が判定され、超音波発振子 2 2 を発振させる制御信号が生成される。この制御信号に基づいて、超音波 S 1 が送信されるとともに、超音波 S 1 の反射波信号が取得される。そして、反射波信号に基づいて、超音波発振子 2 2 の揺動範囲に応じた超音波画像 6 0 がパソコン 4 の表示ディスプレイ 6 6 に表示される。このようにすると、超音波プローブ 2 の正面位置となる超音波発振子 2 2 の揺動原点位置 Z 1 と超音波画像 6 0 の中心位置とを一致させることができる。この場合、超音波プローブ 2 の当接位置に応じた画像であって画像中央部の歪みが少ない正確な超音波画像 6 0 を表示ディスプレイ 6 6 に表示させることができる。従って、本実施の形態の超音波画像表示装置 1 を用いると、表示ディスプレイ 6 6 に表示された超音波画像 6 0 を観察することにより、腫瘍 1 2 の広がりや血管の位置を的確に把握することができる。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

(8) 本実施の形態の超音波画像表示装置1では、ファイバセンサ26の検知信号に基づいて、制御回路58により、超音波発振子22の揺動運動の周期T1が求められる。そして、周期T1と揺動原点位置Z1とに基づいて、超音波発振子22の揺動運動における等角度間隔で超音波S1が送信されるように制御信号が生成される。このようにすると、ギアードモータ23の回転が一定の速度であればその回転速度にかかわらず、超音波発振子22の揺動位置を求めることができる。これにより、超音波発振子22の揺動範囲において等角度間隔で超音波S1を送受信することができる。このため、超音波画像60の歪みを最小限に抑えることができる。

【0060】

(9) 本実施の形態の超音波画像表示装置1では、Z相の信号に対応する被検知部40の位置検出信号に基づいて揺動原点位置Z1を判定しているため、従来の位置検出器のように、A、B相の信号を発生させる部位を回転検出ドグ25に設ける必要がない。このため、回転検出ドグ25の小型化を図ることができ、超音波プローブ2を細く形成することができる。

[第2の実施の形態]

【0061】

次に、本発明を具体化した第2の実施の形態を図8に基づき説明する。上記第1の実施の形態の超音波プローブ2は、ケーシング21の軸線方向に対して真っ直ぐな方向を見る直視型のプローブであったが、本実施の形態の超音波プローブ2Aは、軸線方向に対して傾斜した方向を見る斜視型のプローブである。

【0062】

図8に示されるように、超音波プローブ2Aは、ギアードモータ23の出力軸32と超音波発振子22とを駆動連結している駆動力伝達機構24Aが第1の実施の形態の超音波プローブ2と異なっている。超音波プローブ2Aにおいて、ギアードモータ23、回転検出ドグ25、ファイバセンサ26の配置や構造は超音波プローブ2と同じである。

【0063】

超音波プローブ2Aにおける駆動力伝達機構24Aは、カム機構70と揺動軸71とによって構成されている。円筒状のケーシング21A内の先端部には軸受け73が設けられ、その軸受け73に揺動軸71の先端が回転可能に固定されている。超音波発振子22は、ケーシング21A内の先端部側に配置している揺動軸71に固定されている。また、ケーシング21A内において、超音波発振子22を挟んで基端側及び先端側となる位置に水遮断部材75、76がそれぞれ配置されている。これら一対の水遮断部材75、76とケーシング21Aとによって超音波伝達媒体W1を充填するための空間が形成されている。

【0064】

駆動力伝達機構24Aにおいて、カム機構70は、ギアードモータ23の出力軸32の回転運動を揺動軸71の揺動運動に変換して超音波発振子22に伝達する。本実施の形態の超音波プローブ2Aにおいて、超音波発振子22は、ケーシング21Aの中心軸線L0を中心としてその周方向に揺動する。駆動力伝達機構24Aは、ギアードモータ23の1回の回転運動を1往復の揺動運動に変換するよう構成されており、超音波発振子22の揺動原点位置Z1を基準に、±45度の範囲で揺動するよう設定されている。つまり、超音波プローブ2Aにおける超音波S1の揺動走査角度θ1は、超音波プローブ2と同様に90度となっている。また、超音波発振子22が揺動原点位置Z1にあるときに、回転検出ドグ25の黒点状の被検知部40がファイバセンサ26に対向するよう設定されている。

【0065】

本実施の形態の超音波プローブ2Aも、コントロールユニット3(図5参照)に接続することにより、第1の実施の形態と同様に超音波画像表示装置1として使用することができる。この超音波プローブ2Aを用いた場合でも、上記第1の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0066】

なお、本発明の各実施の形態は以下のように変更してもよい。

10

20

30

40

50

【0067】

・上記各実施の形態の超音波画像表示装置1では、超音波S1の揺動走査角度1は90度であり、90ラインの超音波走査によって超音波画像60を生成するものであったが、これら揺動走査角度1や走査ラインの数は適宜変更してもよい。

【0068】

・上記各実施の形態の超音波画像表示装置1では、コントロールユニット3にセンサ検出器52を設けていたが、超音波プローブ2, 2A側にセンサ検出器52を設けてもよい。また、モータ駆動回路51も同様にコントロールユニット3に設ける構造に限定されるものではなく、超音波プローブ2, 2A側にモータ駆動回路51を設けて超音波画像表示装置1を構成してもよい。

10

【0069】

・上記各実施の形態の超音波画像表示装置1は、腹腔鏡手術に用いるものであったが、経鼻内視鏡手術などの神経内視鏡手術や他の内視鏡手術に用いてもよい。

【0070】

次に、特許請求の範囲に記載された技術的思想のほかに、前述した各実施の形態によって把握される技術的思想を以下に列挙する。

【0071】

(1) 請求項1または2において、前記ケーシングの先端部の外径が8mm以下であることを特徴とする超音波プローブ。

【0072】

(2) 請求項1乃至3のいずれか1項において、前記回転反射体は白色系材料からなり、前記被検知部は濃色系材料からなることを特徴とする超音波プローブ。

20

【0073】

(3) 請求項1乃至3のいずれか1項において、前記回転反射体は基端面が鏡面加工されていることを特徴とする超音波プローブ。

【0074】

(4) 請求項1乃至3のいずれか1項において、前記ファイバセンサの先端部材が、前記ケーシングの内壁面に沿った状態で当接配置されていることを特徴とする超音波プローブ。

【0075】

(5) 請求項1乃至3のいずれか1項において、前記ギアードモータの出力軸は、前記ケーシングの中心軸線と同軸上に配置されていることを特徴とする超音波プローブ。

30

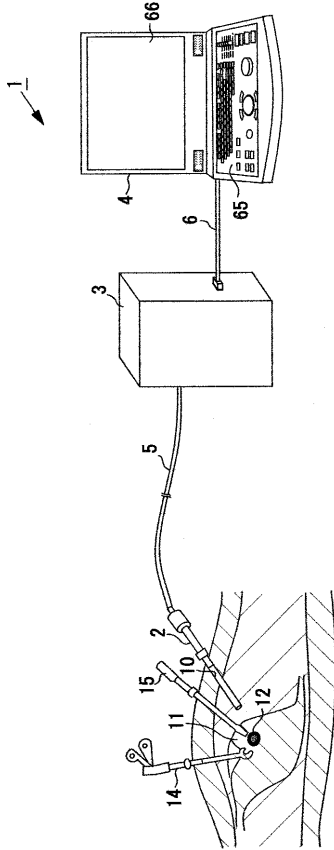
【符号の説明】

【0076】

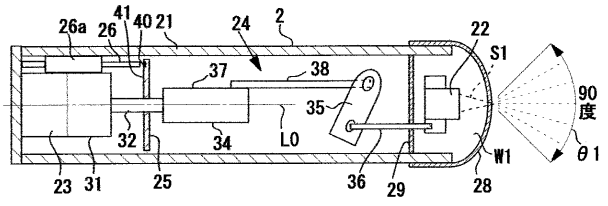
- 1 ... 超音波画像表示装置
- 2, 2A ... 超音波プローブ
- 21, 21A ... ケーシング
- 22 ... 超音波発振子
- 23 ... ギアードモータ
- 24, 24A ... 駆動力伝達機構
- 25 ... 回転反射体としての回転検出ドグ
- 26 ... ファイバセンサ
- 32 ... ギアードモータの出力軸
- 40 ... 被検知部
- 50 ... 超音波信号処理回路
- 58 ... 制御回路
- 65 ... 画像表示部としての表示ディスプレイ
- S1 ... 超音波
- Z1 ... 揺動原点位置

40

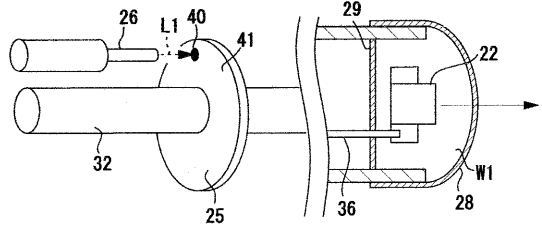
【図1】



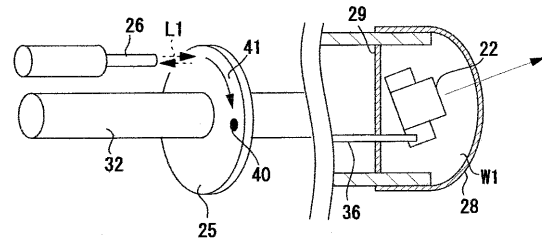
【図2】



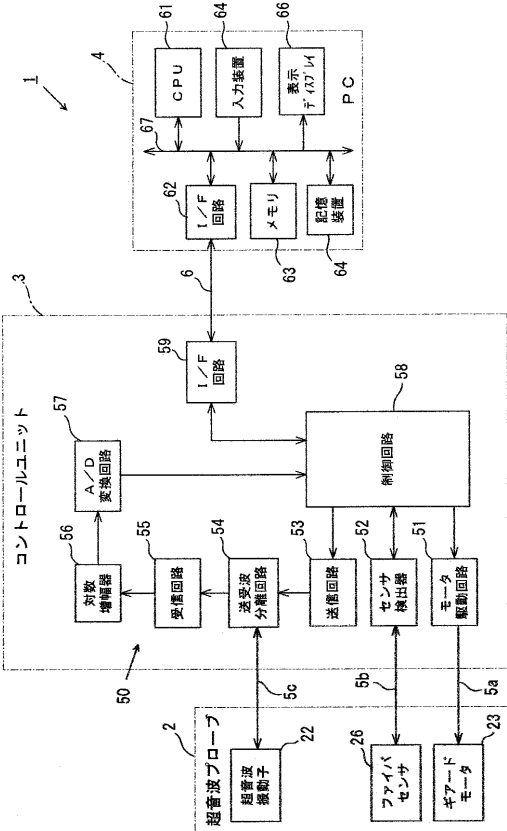
【図3】



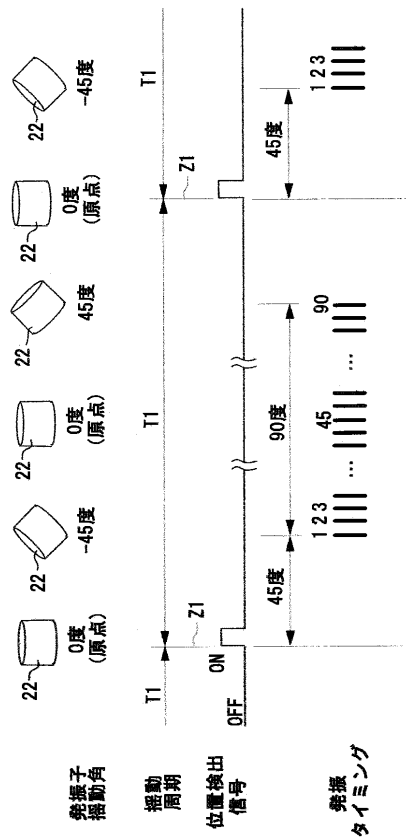
【図4】



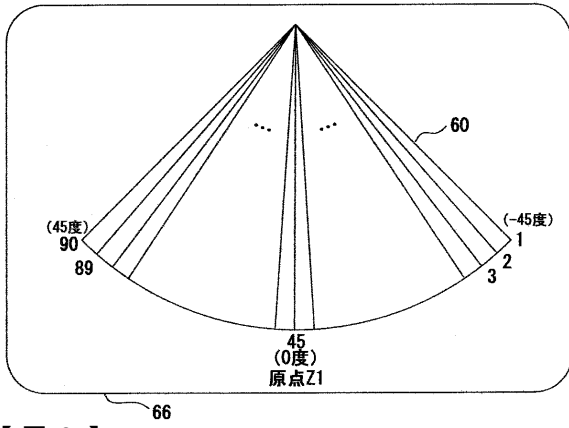
【図5】



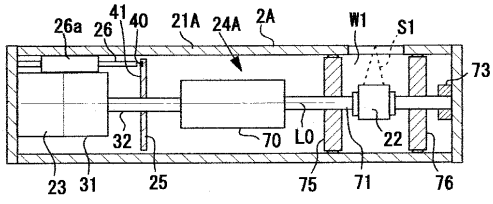
【図6】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 山本 清二

静岡県浜松市東区半田山一丁目20番1号 国立大学法人浜松医科大学内

(72)発明者 金田 竜治

愛知県豊橋市飯村北二丁目30-1 サンイースト早川102 ゼロプランニング有限会社内

(72)発明者 堀田 淳

静岡県浜松市中区高丘北二丁目44番8号607号室 株式会社ゾディアック内

Fターム(参考) 4C601 BB15 BB23 FE01 FF02 GA12 GA14 GA29

专利名称(译)	超声波探头和使用其的超声波图像显示装置		
公开(公告)号	JP2016158698A	公开(公告)日	2016-09-05
申请号	JP2015037859	申请日	2015-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学 本多电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学 本多电子株式会社		
[标]发明人	小林和人 豊田昌弘 山本清二 金田竜治 堀田淳		
发明人	小林 和人 豊田 昌弘 山本 清二 金田 竜治 堀田 淳		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB15 4C601/BB23 4C601/FE01 4C601/FF02 4C601/GA12 4C601/GA14 4C601/GA29		
其他公开文献	JP6609754B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种可用于内窥镜手术的小直径超声探头。超声波探头（2）具有圆筒状的壳体（21），超声波振荡器（22），齿轮电动机（23），驱动力传递机构（24），旋转检测爪（25）以及反射型光纤传感器（26）。我有驱动力传递机构24将齿轮电动机23的输出轴32的旋转运动转换成超声波振荡器22的振荡运动并传递。旋转检测爪25与驱动力传递机构24的旋转部分一体地设置，并且被检测部分40被设置在与超声振荡器22的振荡起点位置相对应的预定位置。反射型光纤传感器26布置在比旋转检测爪25更靠近基端侧的位置处，并且光学地检测旋转检测爪25的被检测部分40的位置。[选择图]图2

