

(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2005-40203
(P2005-40203A)

(43) 公開日 平成17年2月17日(2005.2.17)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/12

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 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-200810(P2003-200810)
(22) 出願日 平成15年7月23日(2003.7.23)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 宮本 眞一
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
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB14 BB15 BB23
BB24 EE11 EE16 FE02 FE10
FF03 GA01 GA12 GA30

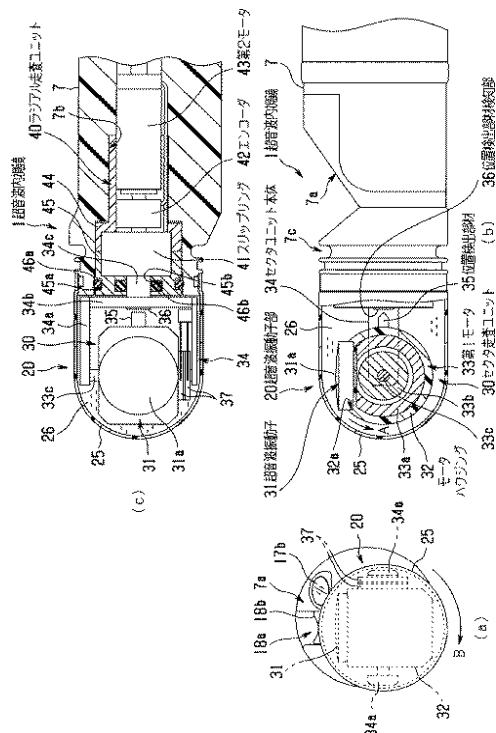
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】セクタ走査及びラジアル走査を高精度に行え、小型で構成の簡単な超音波内視鏡を備える超音波内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】超音波内視鏡装置は、超音波内視鏡1と超音波観測装置10とを備えて構成される。超音波内視鏡1の先端部7には超音波振動子31及び位置検出用部材35を外周面の所定位置に配設したモータハウジング32と、超音波振動子31から出射される超音波を挿入方向に対して平行な面に沿って走査するよう回転させる第1モータ33と、位置検出用部材35の検知を行う位置検出用部材検知部36を設けたセクタユニット本体34とを有するセクタ走査ユニット30と、このセクタ走査ユニット30のセクタユニット本体34が連結され、超音波振動子31から出射される超音波を挿入方向に対して直交する面に沿って走査するよう回転させる第2モータ43を有するラジアル走査ユニット40とを具備している。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波内視鏡と、この超音波内視鏡が接続される超音波観測装置とを少なくとも備える超音波内視鏡装置において、

前記超音波内視鏡の先端部に、

超音波振動子及び位置検出用部材を外周面の所定位置に配設した環状部材と、前記超音波振動子から出射される超音波を挿入方向に対して平行な面に沿って走査するよう前記環状部材を回転させる第 1 駆動モータと、この第 1 駆動モータが固設され、前記位置検出用部材の検知を行う位置検出用部材検知部を設けた保持部材とを有するセクタ走査ユニットと

10

、このセクタ走査ユニットの保持部材が連結され、前記セクタ走査ユニットに設けられた超音波振動子から出射される超音波を挿入方向に対して直交する面に沿って走査するよう回転させる第 2 駆動モータを有するラジアル走査ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波内視鏡装置。

【請求項 2】

前記位置検出用部材検知部によって前記位置検出用部材を検知しているとき、前記超音波振動子の超音波走査面が挿入方向に対して直交する方向を向くことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 駆動モータは、通電状態を切り替え制御することによって回転状態又はロック状態に切り替わるモータであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記第 2 駆動モータは、前記超音波振動子が配設された前記セクタ走査ユニットの保持部材を回転状態或いは揺動状態或いは所定の回転角度に傾けた状態でロック状態に切り替え制御可能なモータであることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 1 駆動モータは、アウトター・ロータ型のブラスレスモータであることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載の超音波内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波内視鏡の先端部に配設された超音波振動子を、セクタ方向又はラジアル方向に回転させて、セクタ走査及びラジアル走査による超音波断層画像を得る超音波内視鏡装置に関する。

【0002】**【従来技術】**

従来より、超音波振動子から生体組織内に超音波パルスを送り返し送信し、生体組織から反射される超音波パルスのエコーを同一あるいは別体に設けた超音波振動子で受信して、二次元的な可視像である超音波断層画像として表示することにより、病気の診断等に用いることができるようにした超音波診断装置が種々提案されている。

40

【0003】

この超音波診断装置で使用される超音波内視鏡や超音波プローブにおいては、挿入部の先端部に超音波振動子を配設し、この超音波振動子を例えば機械的にセクタ方向、或いは、ラジアル方向に回転させながら超音波パルスを送信して、セクタ走査あるいはラジアル走査を行えるものが実用化されている。

【0004】

ラジアル走査によって得られる超音波断層画像は、管腔内 360 度の画像を得られるので、体内のような管腔内の病変部を診断する際に適している。これに対して、セクタ走査で

50

得られる超音波断層画像では、病変部と穿刺針との位置関係をとらえられるので、超音波断層画像ガイド下で穿刺や生検を行う際に適している。

【0005】

例えば、特許2876510号公報には回転駆動伝達系に起因するロータの回転位置誤差をなくし、また、オイルシール等の液封止機構を必要とせずに液封止が可能な信頼性の高いセクタ装置を行う機械走査式超音波探触子が示されているが、この機械走査式超音波探触子ではセクタ走査による超音波断層画像しか得ることができない。

【0006】

また、特開2001-46367号公報には小型のスリップリングを実現し、超音波プローブの先端部を細径化することにより患者に与える苦痛を和らげ、ラジアル走査とセクタ走査とによる超音波断層画像を得られる超音波プローブが示されている。 10

【0007】

【特許文献1】特許2876510号公報(頁2、3 図1及び図2)

【0008】

【特許文献2】特開2001-46367号公報(頁2~5、図1~図6)

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前記特開2001-46367号公報の超音波プローブでは、第1の駆動装置によって回転ハウジングを回転させる際、第1のモータの駆動力がタイミングベルト、第1のスリップリング、可撓性シャフト、接合部材を経て伝達させる構成である。このため、穿刺針を刺入した際、この穿刺針が刺入線に対して真っ直ぐに刺入されなかった場合、針先端部が超音波断層画像から消失したとき、超音波振動子を挿入方向に平行な面に対して揺動させて針先端部の追尾を行おうとした場合、可撓性シャフトの追従性が悪く、意図した揺動面の超音波断層画像を得ることが難しく、針先端部の位置確認に多大の労力をようしていた。また、先端部内の構成が複雑で、組立性や修理性に問題があった。 20

【0010】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、セクタ走査及びラジアル走査を高精度に行え、小型で構成の簡単な超音波内視鏡を備える超音波内視鏡装置を提供することを目的にしている。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波内視鏡装置は、超音波内視鏡と、この超音波内視鏡が接続される超音波観測装置とを少なくとも備える超音波内視鏡装置であって、

前記超音波内視鏡の先端部に、超音波振動子及び位置検出用部材を外周面の所定位置に配設した環状部材と、前記超音波振動子から出射される超音波を挿入方向に対して平行な面に沿って走査するよう前記環状部材を回転させる第1駆動モータと、この第1駆動モータが固設され、前記位置検出用部材の検知を行う位置検出用部材検知部を設けた保持部材とを有するセクタ走査ユニットと、このセクタ走査ユニットの保持部材が連結され、前記セクタ走査ユニットに設けられた超音波振動子から出射される超音波を挿入方向に対して直交する面に沿って走査するよう回転させる第2駆動モータを有するラジアル走査ユニットとを具備している。 40

【0012】

そして、前記位置検出用部材検知部によって前記位置検出用部材を検知しているとき、前記超音波振動子の超音波走査面が挿入方向に対して直交する方向を向く。

【0013】

また、前記第1駆動モータは、通電状態を切り替え制御することによって回転状態又はロック状態に切り替わるモータである。

【0014】

さらに、前記第2駆動モータは、前記超音波振動子が配設された前記セクタ走査ユニットの保持部材を回転状態或いは揺動状態或いは所定の回転角度に傾けた状態でロック状態に 50

切り替え制御可能なモータである。

【0015】

又、前記第1駆動モータは、アウター・ロータ型のブラスレスモータである。

【0016】

これらの構成によれば、まず、ラジアル走査ユニットの第2モータをロック状態にして、セクタ走査ユニットの第1駆動モータを駆動状態にすることによって超音波振動子によってセクタ走査を行える。

【0017】

次に、位置検出用部材検知部によって位置検出用部材を検知した状態にして、アウター・ロータ型のブラスレスモータをロック状態にし、ラジアル走査ユニットの第2駆動モータを駆動状態にすることによって保持部材が回転状態になって、この保持部材に固定されているセクタ走査ユニットの超音波振動子によってラジアル走査を行える。

10

【0018】

さらに、ラジアル走査ユニットの第2駆動モータを回転させて保持部材を傾けた状態にして、その状態をロック状態にしてセクタ走査ユニットの第1駆動モータを駆動状態にすることにより、挿入方向に平行な面に対して傾いた面のセクタ走査を行える。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1ないし図10は本発明の一実施形態に係り、図1は超音波内視鏡装置を説明する図、図2は超音波内視鏡の先端部の構成を説明する図、図3は超音波内視鏡のセクタ走査を説明する図、図4はセクタ走査によって超音波断層画像を構築するときの画像書き出し位置と、その超音波断層画像の一例を説明する図、図5はセクタ走査によって超音波断層画像を構築するとき、画像書き出し位置を超音波観測領域内に設けたときの超音波断層画像を説明する図、図6は超音波内視鏡のラジアル走査を説明する図、図7はセクタ走査によって構築された超音波断層画像の一例を説明する図、図8は穿刺針を関心領域部に穿刺している状態を説明する図、図9はセクタ走査による超音波断層画像中に表示される関心領域部及び針画像とを説明する図、図10は穿刺針を関心領域部に穿刺している状態を説明する別の図である。

20

【0020】

なお、図2(a)は超音波内視鏡の挿入部を正面から見たときの図、図2(b)は超音波内視鏡の挿入部の先端部分を側方から見たときの一部断面図を含む側面図、図2(c)は超音波内視鏡の挿入部の先端部分を上方から見たときの一部断面図を含む平面図、図3(a)はセクタ走査状態を説明する平面図、図3(b)はセクタ走査状態を説明する側面図、図5(a)は観察に適する関心領域部が表示された超音波断層画像を示す図、図5(b)は観察に不適な欠け部を有する分割された関心領域部画像が表示された超音波断層画像を示す図、図5(c)は観察に不適な重複部を有する関心領域部画像が表示された超音波断層画像を示す図、図6(a)はラジアル走査状態を説明する平面図、図6(b)はラジアル走査状態を説明する側面図、図8(a)は関心領域部に穿刺針を選炭した状態を説明する図、図8(b)は穿刺針が刺入線に対して真っ直ぐに刺入されたときの状態を示す平面図、図8(c)は穿刺針が刺入線に対して真っ直ぐに刺入されたときの状態を示す正面図、図9(a)は関心領域部に穿刺針の先端が配置されている状態を示す超音波断層画像を説明する図、図9(b)は関心領域部と穿刺針の先端が消失した針画像が表示された超音波断層画像を説明する図、図9(c)は関心領域部に穿刺針の先端が配置されている状態を示す超音波断層画像を説明する図、図10(a)は穿刺針が刺入線に対して真っ直ぐに刺入されなかったときの状態を説明する図、図10(b)は振動子中心線を変化させて穿刺針の先端に位置している状態を説明する図である。

30

40

【0021】

図1に示すように本実施形態の超音波診断装置は超音波内視鏡1と、超音波観測装置10と、内視鏡画像や超音波断層画像が表示される表示装置11とを備えた超音波内視鏡装置

50

である。

前記超音波内視鏡 1 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 2 と、この挿入部 2 の基端に位置する操作部 3 と、この操作部 3 の例えば側部から延出するユニバーサルコード 4 とで主に構成されている。

【0022】

前記ユニバーサルコード 4 の基端部には図示しない光源装置に接続される内視鏡コネクタ 4 a が設けられている。この内視鏡コネクタ 4 a の側部からは図示しない内視鏡観察装置に電気コネクタ 5 a を介して着脱自在に接続される電気ケーブル 5 及び超音波観測装置 10 に超音波コネクタ 6 a を介して着脱自在に接続される超音波ケーブル 6 が延出している。

10

【0023】

前記挿入部 2 は、先端側から順に硬質な樹脂部材で形成した先端部 7 と、この先端部 7 に連設する湾曲自在な湾曲部 8 と、この湾曲部 8 に連設して前記操作部 3 の先端部に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部 9 とで構成されている。

【0024】

前記先端部 7 の先端側には超音波を送受する超音波振動子（図 2 の符号 3 1 参照）や第 1 駆動モータ（図 2（b）の符号 3 3 参照）及び第 2 駆動モータ（図 2（b）の符号 4 3 参照）等を備えた超音波振動子部 2 0 が設けられている。

【0025】

一方、前記超音波観測装置 10 には、前記超音波内視鏡 1 の超音波振動子 3 1 を駆動する振動子駆動信号を生成する駆動回路 1 2 a やこの超音波振動子 3 1 から伝送される電気信号（エコー信号）を基に超音波断層画像用の映像信号を生成する超音波断層画像処理部である画像処理回路 1 2 b、前記駆動回路 1 2 a 及び画像処理回路 1 2 b を制御する制御回路 1 2 c 等を有する信号処理部 1 2 や、駆動モータ等に電力を供給する電源部 1 3 等が設けられている。

20

【0026】

なお、前記操作部 3 には前記湾曲部 8 を所望の方向に湾曲制御するアングルノブ 1 4、送気及び送水操作を行うための送気・送水ボタン 1 5 a、吸引操作を行うための吸引ボタン 1 5 b、処置具の入り口となる処置具挿入口 1 6 等が設けられている。

【0027】

図 1 ないし図 2（b）に示すように前記先端部 7 には先端傾斜面 7 a が形成されている。この先端傾斜面 7 a には内視鏡光学系の照明光学系を構成する図示しないライトガイドの先端面に臨まれる照明窓 1 7 a 及び観察光学系を構成する図示しない撮像素子の撮像面前方に配置された観察窓 1 7 b が設けられている。符号 1 8 a は穿刺針等の処置具の出口になる超音波振動子 3 1 の中心線上に略一致する処置具チャンネルの先端開口であり、符号 1 8 b は処置具の突出方向を変化させる処置具起上台である。符号 1 9 に示す起上ノブを操作することによって回動動作するようになっている。

30

【0028】

図 2（a）ないし図 2（c）に示すように前記超音波振動子部 2 0 にはセクタ走査ユニット 3 0 及びラジアル走査ユニット 4 0 が配設されている。

40

前記先端部 7 の前方側には前記超音波振動子部 2 0 を構成する先端キャップ 2 5 が固設されている。この先端キャップ 2 5 は、超音波透過性に優れた高密度ポリエチレン、ポリメチルペンテン等の超音波を透過する樹脂製弾性体で円筒形状に形成されている。この先端キャップ 2 5 の先端部は例えば半球状に形成されており、キャップ内部には流動パラフィン等の超音波伝達媒体 2 6 が充満されるようになっている。

【0029】

ここで、まず、セクタ走査ユニット 3 0 の構成について説明する。

前記セクタ走査ユニット 3 0 は、略円盤状の超音波振動子 3 1 と、管状部材であるモータハウジング 3 2 と、前記超音波振動子 3 1 をセクタ方向に回転させるための第 1 駆動モータであるアウターロータ型ブラシレスモータ（以下、第 1 モータと略記する）3 3 と、こ

50

の第1モータ33を保持する保持部材であるセクタユニット本体34とで主に構成されている。

【0030】

前記超音波振動子31は前記モータハウジング32の外周面に形成された切り欠き部32aに固設される。このモータハウジング32の外周面には回転基準位置検出手段を構成する位置検出用部材35も設けられている。

【0031】

前記第1モータ33は例えば三相ブラシレスモータであり、前記モータハウジング32の内周面に一体に固設されるアウターロータ回転子(以下、回転子と略記する)33aと、この回転子33aの内周面に配置されて中央部に細長な軸部33cを固設したコイル固定子33bとで構成されている。

10

【0032】

この第1モータ33は、例えば、各相の誘起電圧に同期させて120度おきに通電相を適宜切り替えていくことによって所定の回転状態になり、通電状態を所定状態で保持することによって、回転をしないロック状態になる。即ち、第1モータ33への通電状態を適宜選択的に切り替えることによって、この第1モータ33を回転状態又はロック状態に切り替えられるようになっている。

【0033】

前記セクタユニット本体34は、一对の腕部34aと、平板部34bと、この平板部34bの基端面側中央部から突出するユニット軸部34cとで構成されている。

20

【0034】

前記腕部34aの先端部には前記軸部33cの端部がそれぞれ固設されている。また、前記平板部34bの先端面側中央部には前記位置検出用部材35の位置検知を行う回転基準位置検出手段を構成する位置検出用部材検知部(以下、検知部と略記する)36が設けられている。なお、前記軸部33cには前記超音波振動子31と超音波観測装置10との間の信号授受を行うスリップリング37が設けられている。

【0035】

前記超音波振動子31からは図示しない信号線が延出しており、この信号線は信号処理部12まで延出している。そして、前記駆動回路12aから出力される振動子駆動信号は信号線、スリップリング37等を介して前記超音波振動子31に伝送され、生体組織で反射して前記超音波振動子31で受信したエコー信号は前記スリップリング37、信号線を介して前記画像処理回路12bに伝送されるようになっている。

30

【0036】

また、前記検知部36から延出する図示しない信号線は前記信号処理部12まで延出しており、この検知部36で前記位置検出用部材35を検知したとき出力される検知信号は前記制御回路12cに出力される。

【0037】

前記超音波振動子31と前記位置検出用部材35との位置関係は、前記検知部36に前記位置検出用部材35が対向して位置検知を行った状態のとき、例えば図2(b)及び図2(c)で示すように前記超音波振動子31の超音波走査面31aが内視鏡挿入方向に対して直交する上方向を向くように設定してある。

40

【0038】

前記セクタ走査ユニット30は、図に示す状態で前記セクタユニット本体34に配設されている第1モータ33を駆動状態にすることにより、前記回転子33aが軸部33cに一体に固定されたコイル固定子33bの周りを回転して回転状態になる。すると、この回転子33aに一体なモータハウジング32が例えば矢印A方向に回転される。このことによって、このモータハウジング32に固設されている超音波振動子31が挿入方向の面に沿ったセクタ走査のための回転をして、図3(a)及び図3(b)に示すように超音波走査面31aから矢印に示すように先端キャップ25を経て超音波パルスを出射していく。

【0039】

50

前記超音波走査面31aから出射された超音波パルスは生体組織で反射され、前記超音波振動子31でエコー信号として受信されて前記画像処理回路12bに伝送され、超音波断層画像用の映像信号に生成される。

【0040】

本実施形態においては、前記超音波振動子31でセクタ走査を行って超音波断層画像用の映像信号を得るために、前記超音波振動子31を予め設定した所定の回転速度で回転させるとともに、超音波断層画像を構築する際、図4の二点鎖線で示す画像書き出し開始位置51を、超音波観測領域部52a及び非超音波観測領域部52bで構成される超音波断層画像52の非超音波観測領域部52b内、又はその近傍に設定している。

【0041】

これは、本実施形態のセクタ走査ユニット30の構成ではセクタ走査の回転を行っている間、位置検出用部材35及び検知部36による回転基準位置の検出だけを行って、超音波振動子31の回転位置の検出及びモータの回転速度の検出を行わない構成にしているためであり、例えば、図5(a)ないし図5(c)の一点鎖線で示す画像書き出し開始位置55を超音波観測領域部52a内に設定してときに発生する以下に示す不具合を解消するためである。

【0042】

例えば、図5(a)ないし図5(c)の一点鎖線に示す画像書き出し開始位置55から超音波断層画像52の書き出しを行うように設定し、前記第1モータ33を予め設定した所定回転速度で回転させ、前記検知部36で位置検出用部材35の検出を行った直後に画像の書き出しを行っているとき、例えば前記図3(a)及び図3(b)の破線に示す位置に関心領域が存在していたとする。

【0043】

このとき、前記超音波振動子31の回転速度が予め設定した所定回転速度に維持されて回転していた場合、図5(a)に示すように表示装置11の画面11a上の超音波観測領域部52aには観察に適する関心領域部画像56が表示される。

【0044】

これに対して、前記超音波振動子31の回転速度が予め設定した所定回転速度より遅い速度で回転してしまった場合には、図5(b)に示すように超音波観測領域部52aには、画像書き出し開始位置55近傍に欠け部57を有する、分割された関心領域部画像56aが表示されて、十分な観察を行えなくなる。

【0045】

また、前記超音波振動子31の回転速度が予め設定した所定回転速度より早い速度で回転してしまった場合には、図5(c)に示すように超音波観測領域部52aには、画像書き出し開始位置55近傍に重複部58を有する関心領域部画像56bが表示されて、この場合も十分な観察を行えなくなる。

【0046】

これらに対して、本実施形態では、回転しているモータハウジング32に設けられている位置検出用部材35を検知部36によって検出したときに超音波断層画像の書き出しを行うのではなく、前記位置検出用部材35を前記検知部36によって検出した後、しばらくの間、前記モータハウジング32を回転させてこのモータハウジング32に配設されている超音波振動子31が非超音波観測領域部52b内に到達したとき超音波断層画像52の書き出しを行うようにしている。

【0047】

具体的には、前記第1モータ33を予め設定した所定の回転速度で回転させ、前記検知部36で検出した信号を基に制御回路12cで前記超音波振動子31が非超音波観測領域部52b内に到達したと判定したとき、超音波断層画像の書き出しを行っている。なお、本図中では画像書き出し開始位置51を非超音波観測領域部52bの略中央位置としている。

【0048】

10

20

30

40

50

したがって、万一、前記超音波振動子 3 1 の回転速度が予め設定した所定回転速度より遅い速度で回転してしまった場合には、書き出し開始位置 5 1 近傍に現れる欠け部が前記非超音波観測領域部 5 2 b 内になるので、表示装置 1 1 の画面 1 1 a 上には前記図 4 に示すように超音波断層画像 5 2 の超音波観測領域部 5 2 a 内に十分な観察を行える関心領域部画像 5 6 が表示される。また、前記超音波振動子 3 1 の回転速度が予め設定した所定回転速度より早い速度で回転してしまった場合には、書き出し開始位置 5 1 近傍に現れる重複部が前記非超音波観測領域部 5 2 b 内になるので、表示装置 1 1 の画面 1 1 a 上には前記図 4 に示すように超音波断層画像 5 2 の超音波観測領域部 5 2 a 内に十分な観察を行える関心領域部画像 5 6 が表示される。

このことによって、前記図 5 (a) ないし図 5 (c) に示したように超音波振動子の回転速度が変化すること (回転むら) によって発生する超音波断層画像の不具合が解消される。

10

【 0 0 4 9 】

このように、セクタ走査ユニットを構成する際、回転するモータハウジングに固設された超音波振動子の位置を特定するための回転基準位置検出手段だけを設け、この回転基準位置検出手段から伝送される検知信号を基に、予め設定した回転速度で超音波振動子を回転させ、その回転速度を考慮して制御回路を介して画像書き出し開始位置を非超音波観察領域内又はその近傍に補正設定して超音波断層画像の構築を行うことによって、観察に適する超音波断層画像を得られる超音波内視鏡装置を構成することができる。

【 0 0 5 0 】

このことによって、超音波内視鏡の部品点数及び組立工数の低減を図れるとともに、このセクタ走査ユニットが配設される超音波内視鏡の先端部のさらなる小型化を図れる。

20

【 0 0 5 1 】

次に、ラジアル走査ユニット 4 0 の構成を説明する。

前記図 2 (a) ないし図 2 (c) に示すようにラジアル走査ユニット 4 0 は、前記セクタ走査ユニット 3 0 と、前記超音波振動子 3 1 と超音波観測装置 1 0 との間の信号授受を行うスリップリング 4 1 と、前記超音波振動子 3 1 の回転角度を検出するエンコーダ 4 2 と、第 2 駆動モータである例えばパルスモータである第 2 モータ 4 3 とで主に構成されている。

【 0 0 5 2 】

前記第 2 モータ 4 3 は、超音波振動子 3 1 が配設されているセクタユニット本体 3 4 をラジアル方向に回転させる、或いは揺動させる、或いは所定の回転角度に傾けた状態でロックすることができる等の切替え操作が可能である。

30

【 0 0 5 3 】

前記スリップリング 4 1、エンコーダ 4 2 及び第 2 モータ 4 3 は、前記先端部 7 に形成されたラジアルユニット用空間部 7 b 内に配置される。なお、前記第 2 モータ 4 3 に設けられているモータ軸 4 3 a の回転は図示しない伝達機構を介して前記セクタユニット本体 3 4 に設けられているユニット軸部 3 4 c に機械的に伝達される構成になっている。

【 0 0 5 4 】

前記ラジアルユニット用空間部 7 b 内にはユニット本体 4 4 及びユニット固定部材 4 5 とが配設される。前記ユニット本体 4 4 には前記スリップリング 4 1、エンコーダ 4 2 及び第 2 モータ 4 3 が一体的に配置される。これらスリップリング 4 1、エンコーダ 4 2 及び第 2 モータ 4 3 が一体に配置されたユニット本体 4 4 は、前記ユニット固定部材 4 5 によって前記ラジアルユニット用空間部 7 b 内に固設される。

40

【 0 0 5 5 】

本実施形態のラジアル走査ユニット 4 0 では、前記第 2 モータ 4 3 を停止状態にしたとき、図に示すように前記セクタ走査ユニット 3 0 に設けられているセクタユニット本体 3 4 の腕部 3 4 a が水平状態で停止する構成になっている。

【 0 0 5 6 】

そして、図に示す状態で前記ラジアルユニット用空間部 7 b に配設されている第 2 モータ

50

4 3 を駆動状態にすることにより、この第 2 モータ 4 3 のモータ軸 4 3 a が回転状態になり、このモータ軸 4 3 a の回転が前記ユニット軸部 3 4 c に伝達される。すると、前記セクタ走査ユニット 3 0 を構成するセクタユニット本体 3 4 が例えば矢印 B 方向に回転する。

【 0 0 5 7 】

このことによって、前記セクタユニット本体 3 4 に設けられている第 1 モータ 3 3 の回転子 3 3 a に一体化モータハウジング 3 2 に固設されている超音波振動子 3 1 が挿入方向に直交した面に沿ったラジアル走査のための回転をして、図 6 (a) 及び図 6 (b) に示すように超音波走査面 3 1 a から矢印に示すように先端キャップ 2 5 を経て超音波パルスを出射していく。

10

【 0 0 5 8 】

前記超音波走査面 3 1 a から出射された超音波パルスは、生体組織で反射されて前記超音波振動子 3 1 でエコー信号として受信され、前記画像処理回路 1 2 b に伝送される。また、前記エンコーダ 4 2 で検出される回転角度信号は前記制御回路 1 2 c に伝送される。そして、前記回転角度信号及びエコー信号を基にラジアル走査による超音波断層画像用の映像信号を生成する。このことによって、表示装置の画面上には例えば図 7 に示すような超音波断層画像 6 0 が表示される。

【 0 0 5 9 】

なお、前記図 2 (c) に示すように前記ユニット固定部材 4 5 にはこのユニット固定部材 4 5 の外周面と前記ラジアルユニット用空間部 7 b の内周面との間の水密を保持する第 1

20

【 0 0 6 0 】

ここで、上述のように構成した超音波内視鏡装置の作用を説明する。

この超音波内視鏡装置では超音波内視鏡 1 を使用するために超音波観測装置 1 0 の図示しない主電源をオン状態にすると、前記検知部 3 6 によって前記位置検出用部材 3 5 を検知し、かつ前記セクタユニット本体 3 4 の腕部 3 4 a が前記図 2 (b) に示すように水平な、初期状態になる。

30

【 0 0 6 1 】

まず、超音波内視鏡 1 の有する観察光学系でとらえた内視鏡画像を観察しながら、この超音波内視鏡 1 の先端部 7 を目的観察部位近傍に到達させる。その後、ラジアル走査を指示する。

【 0 0 6 2 】

すると、前記第 1 モータ 3 3 への通電状態を制御して、この第 1 モータ 3 3 をロック状態にする一方、前記第 2 モータ 4 3 を駆動状態にするとともに、前記駆動回路 1 2 a から前記超音波振動子 3 1 に向けて振動子駆動信号が出力される。すると、前記セクタユニット本体 3 4 が回転状態になって、上述したようにラジアル走査による超音波断層画像を得られる。

40

【 0 0 6 3 】

術者は、内視鏡画像及び超音波断層画像を観察しながら先端部を移動させていく。ここで、前記図 7 に示すようにラジアル走査による超音波断層画像 6 0 中に破線で示すような関心領域部 6 1 が表示されたとき、術者は、穿刺針による組織の採取を行うため、超音波内視鏡 1 の先端部 7 を所定量後退させ、その後、超音波観察状態をラジアル走査からセクタ走査に切り替える操作を行う。

【 0 0 6 4 】

すると、駆動されていた前記第 2 モータ 4 3 が所定の位置でロック状態にされる一方、ロック状態であった前記第 1 モータ 3 3 が駆動状態になって上述したようにセクタ走査による超音波断層画像が表示装置上に表示される。この超音波断層画像を観察しながら超音波

50

内視鏡の先端部に設けられている先端開口18aと関心領域部との位置関係を所定の状態に設定し、その後、図8(a)に示すようにこの先端開口18aから穿刺針62を突出させ、その穿刺針62の先端62aを体壁63内の関心領域部64内に向けて刺入する。

【0065】

このとき、図8(b)及び図8(c)に示すように穿刺針62が刺入線に沿って真っ直ぐに関心領域部64に向かって刺入された場合には、図9(a)に示すように表示装置11の画面11a上に表示されているセクタ走査による超音波断層画像60A中に関心領域部61とともに刺入された針画像65が穿刺針62の先端62aまでが描出される。このことによって、穿刺針62を目的部位に穿刺できたことの確認を行え、組織の採取に移行できる。

10

【0066】

しかし、図10(a)に示すように穿刺針が刺入線に対して真っ直ぐに刺入されなかった場合には、図9(b)に示すように表示装置11の画面11a上に表示されるセクタ走査による超音波断層画像60A中に関心領域部61と、この関心領域部61に先端が到達していない先端の消失した針画像65aが描出される。

【0067】

このため、この表示装置11の画面11a上に表示されている超音波断層画像60Aでは穿刺針62の先端が目的とする関心領域部64内に位置しているか否かの確認を行えない。このようなとき、本実施形態の超音波内視鏡1では、この観察状態から以下の操作を行って、穿刺針62の先端62aが関心領域部64内に位置しているか否かの確認を行える。

20

【0068】

まず、このセクタ走査を行っている状態で、前記第2モータ43を揺動状態にする指示を行う。すると、図10(b)に示すように前記セクタ走査ユニット30がセクタ走査を行っている状態で矢印c1、c2に示すように揺動動作する。このとき、術者は、この揺動状態で穿刺針62の先端62aの確認を行う。前記穿刺針62の先端62a付近の画像を確認したなら揺動を停止させて、パルス動作に切り替える。すると、前記セクタ走査ユニット30が僅かずつ回転角度を変化させる動作を行って、振動子中心線上に前記穿刺針62の先端62aが一致する。

【0069】

すると、図9(c)に示すように表示装置11の画面11a上に表示される超音波断層画像60A中に関心領域部61と穿刺針62の先端62aを描出した針画像65bが表示されて、穿刺針62の先端62aが関心領域部64内に位置していることが確認でき、その後、組織の採取に移行する。ここで、穿刺針62の先端62aが関心領域部64内に位置していないことが確認された場合には、組織採取を行うため、再穿刺を行う。

30

【0070】

なお、本実施形態の超音波内視鏡装置においては、前記超音波観測装置10にセクタ走査による超音波断層画像を選択するセクタ観察スイッチ(不図示)やラジアル走査による超音波断層画像を選択するラジアル観察スイッチ(不図示)が設けられている。また、これら観察スイッチに加えて、揺動操作を選択するスイッチや所定パルスで回転角度を変化させるスイッチ等も設けられている。さらに、3次元の走査を行うための3次元観察スイッチをこの超音波観測装置に設ける構成にしてもよい。

40

【0071】

このように、超音波内視鏡の先端部に、セクタ走査を行うためのロック状態と回転状態とを切替え可能な第1モータ及びラジアル走査を行うためのロック状態と回転状態とを切替え可能な第2モータを設けたことによって、これら第1モータ及び第2モータを適宜制御しながら、先端部に配設した超音波振動子を回転走査することによって、セクタ走査による超音波断層画像及びラジアル走査による超音波断層画像を得ることができる。

【0072】

また、前記第2モータを揺動制御及びパルス制御可能に構成することによって、超音波振

50

動子の振動子中心線を揺動させてセクタ走査による超音波断層画像を得ることができる。このことによって、穿刺針の先端位置の確認等を、先端部を動かすことなく、容易に行える。

【0073】

なお、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。

【0074】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、セクタ走査及びラジアル走査を高精度に行え、小型で構成の簡単な超音波内視鏡を備える超音波内視鏡装置を提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】超音波内視鏡装置を説明する図

【図2】超音波内視鏡の先端部の構成を説明する図

【図3】超音波内視鏡のセクタ走査を説明する図

【図4】セクタ走査によって超音波断層画像を構築するときの画像書き出し位置と、その超音波断層画像の一例を説明する図

【図5】セクタ走査によって超音波断層画像を構築するとき、画像書き出し位置を超音波観測領域内に設けたときの超音波断層画像を説明する図

【図6】超音波内視鏡のラジアル走査を説明する図

【図7】セクタ走査によって構築された超音波断層画像の一例を説明する図

20

【図8】穿刺針を関心領域部に穿刺している状態を説明する図

【図9】セクタ走査による超音波断層画像中に表示される関心領域部及び針画像とを説明する図

【図10】穿刺針を関心領域部に穿刺している状態を説明する別の図

【符号の説明】

1 ... 超音波内視鏡

7 ... 先端部

20 ... 超音波振動子部

30 ... セクタ走査ユニット

31 ... 超音波振動子

30

32 ... モータハウジング

33 ... 第1モータ

34 ... セクタユニット本体

35 ... 位置検出用部材

36 ... 位置検出用部材検知部

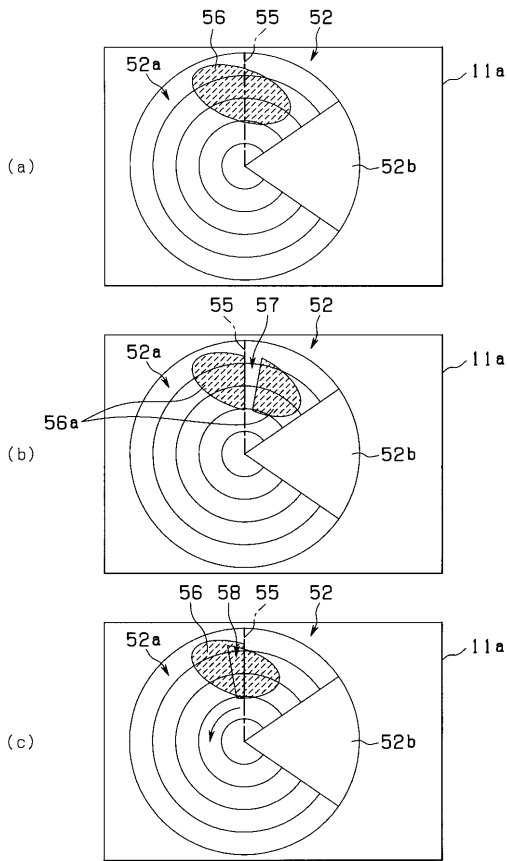
40 ... リニア走査ユニット

41 ... スリップリング

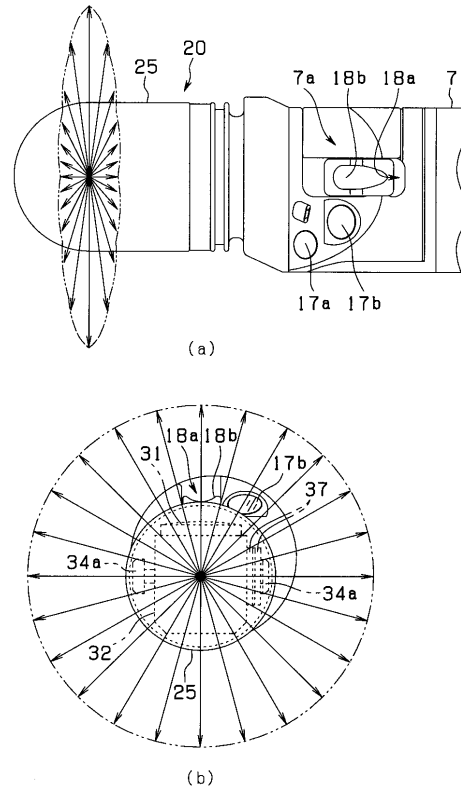
42 ... エンコーダ

43 ... 第2モータ

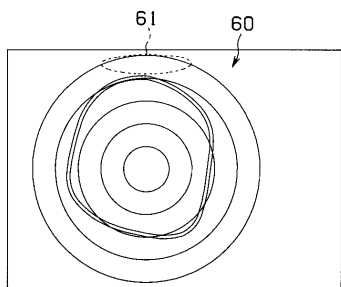
【 図 5 】



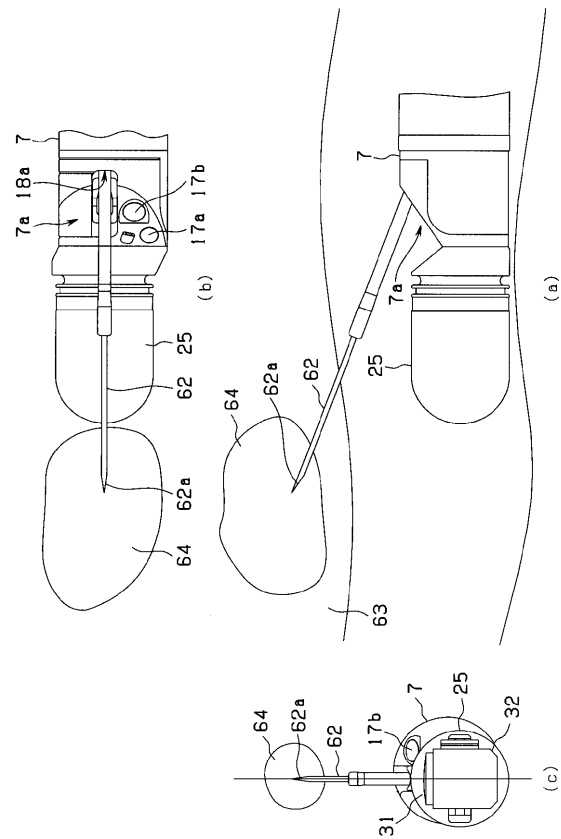
【 図 6 】



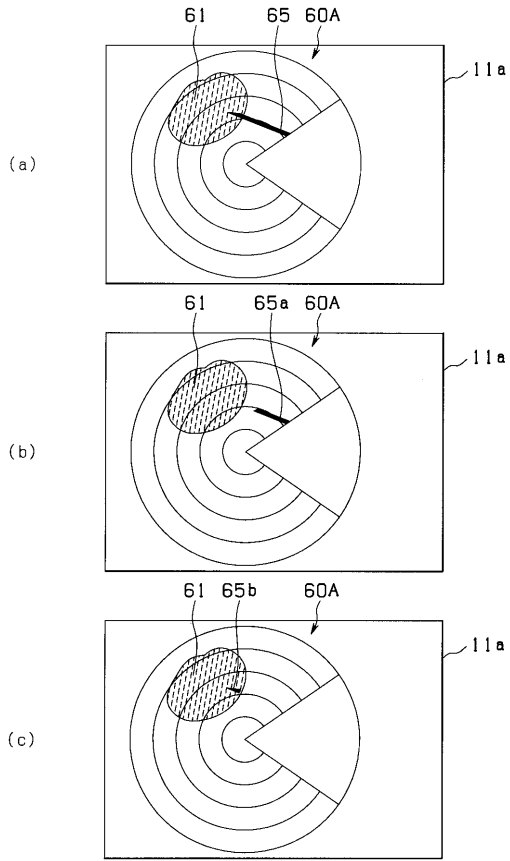
【 図 7 】



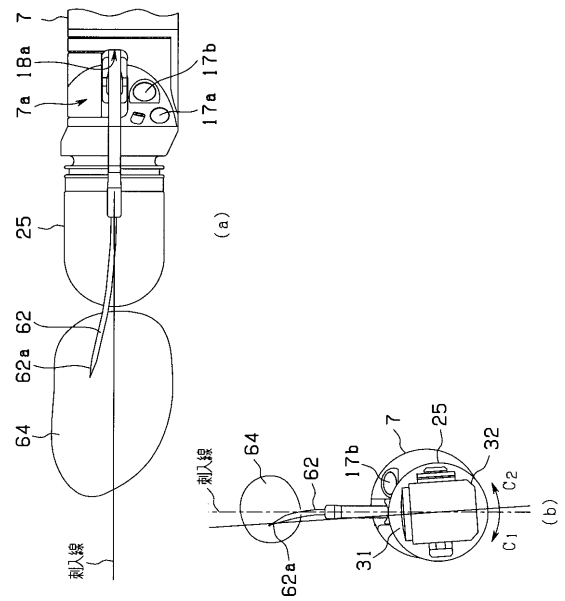
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



专利名称(译)	超声波内视镜装置		
公开(公告)号	JP2005040203A	公开(公告)日	2005-02-17
申请号	JP2003200810	申请日	2003-07-23
[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		
[标]发明人	宫本真一		
发明人	宫本 真一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB15 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FE02 4C601/FE10 4C601/FF03 4C601/GA01 4C601/GA12 4C601/GA30		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波内窥镜装置，该超声波内窥镜装置具备能够进行高精度的扇形扫描和径向扫描的，尺寸小的，结构简单的超声波内窥镜。超声波内窥镜装置包括超声波内窥镜（1）和超声波观察装置（10）。在超声波内窥镜1的顶端部7上设有在其外周面上的规定位置配置有超声波传感器31和位置检测部件35的电动机壳体32，并设置有从超声波传感器31发出的超声波。扇形扫描具有：第一电动机33，其旋转以沿着与插入方向平行的平面进行扫描；扇形单元主体34，其具有检测位置检测构件35的位置检测构件检测单元36。第二电动机连接单元30和扇形扫描单元30的扇形单元主体34，并旋转从超声换能器31发射的超声波，以便沿着与插入方向正交的平面扫描。具有43的径向扫描单元40。

[选择图]图2

