

(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2003 - 10185

(P2003 - 10185A)

(43)公開日 平成15年1月14日(2003.1.14)

(51)Int.Cl⁷

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 10数)

(21)出願番号 特願2001 - 203886(P2001 - 203886)

(22)出願日 平成13年7月4日(2001.7.4)

(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 仁科 研一

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

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

F タ-ム (参 考) 4C301 BB03 EE13 FF04 FF09 GD01

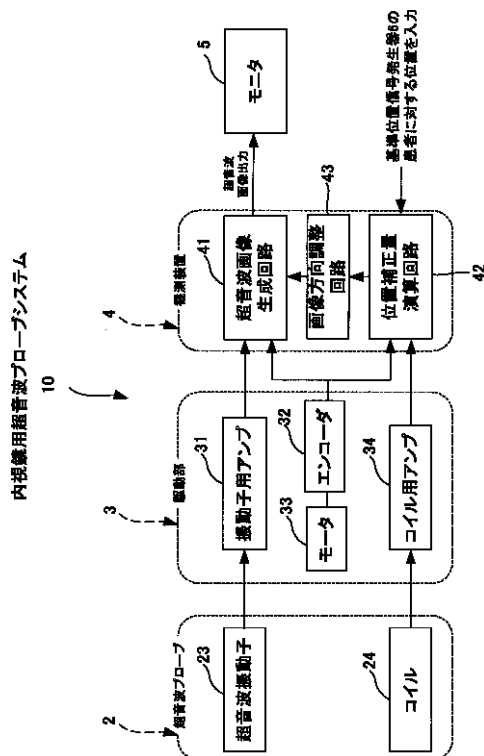
GD09 KK07

(54)【発明の名称】 超音波観察装置

(57)【要約】

【課題】超音波断層像のオリエンテーション付けを容易に行える超音波観察装置を提供すること。

【解決手段】位置補正量演算回路42にはコイル24からの電気信号と、エンコーダ32からのモータ33の回転情報と、基準位置信号発振器6の位置を表す位置情報とが入力され、それらを基に、超音波振動子23及びコイル24が基準位置信号発振器6の方向を向いたときのモータ33の回転位置を算出する一方、その算出情報を画像方向調整回路43を介して超音波画像生成回路41に出力する。出力信号が超音波画像生成回路41に入力されると、超音波振動子23からの電気信号とエンコーダ32からのモータ回転情報とを基に超音波断層像を生成する。画像方向調整回路43からの情報を基に、超音波画像上における基準位置信号発振器6の方向が予め決められた向きである画面上方になるように超音波画像の向きが調整された映像信号がモニタ5に出力される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内に挿入される挿入部と、
この挿入部の先端部に設けられ、体腔内で超音波を送受信する超音波振動子と、
所定の位置に配置され、基準方位を示すためのエネルギーを発生する基準位置発生手段と、
この基準位置発生手段から発せられたエネルギーを検出する、所定位置に配置されるエネルギー検出手段と、
このエネルギー検出手段からの検出結果に基づき、前記基準位置発生手段の位置する方向を算出する基準位置算出手段と、
前記超音波振動子が超音波を送受信して得られた出力信号から超音波断層像を生成する超音波画像生成手段と、
この超音波画像生成手段で生成した超音波画像上に、前記基準位置発生手段の位置する方向を示す指標を表示させる基準位置表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波観察装置。

【請求項 2】 体腔内に挿入される挿入部と、
この挿入部の先端部に設けられ、体腔内で超音波を送受信する超音波振動子と、
所定の位置に配置され、基準方位を示すためのエネルギーを発生する基準位置発生手段と、
この基準位置発生手段から発せられたエネルギーを検出する、所定位置に配置されるエネルギー検出手段と、
このエネルギー検出手段からの検出結果に基づき、前記基準位置発生手段の位置する方向を算出する基準位置算出手段と、
前記超音波振動子が超音波を送受信して得られた出力信号から超音波断層像を生成する超音波画像生成手段と、
この超音波画像生成手段で生成した超音波画像の表示方向を、前記基準位置発生手段の位置する方向が常に画面上の一意の方向になるよう表示向きを調整する画像方向調整手段と、を具備することを特徴とする超音波観察装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、消化管、気管支、尿路等、体腔内の超音波観察を行う超音波観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端側に超音波探触子を設けた超音波内視鏡や、直腸へ挿入して超音波観察を行うための直腸プローブ等、体腔内走査型の超音波プローブが医学的診断に用いられている。

【0003】このような超音波プローブで超音波観察を行う場合、超音波断層像と体腔内の位置関係とを把握するオリエンテーション付けが重要である。通常、術者は、このオリエンテーション付けを、併用して使用される内視鏡の内視鏡画像や、超音波断層像で得られる観察

目的部位とともに描出される目的部位周辺の臓器や血管等の位置から判断するようにしていた。そして、術者はオリエンテーション付けを行った後、超音波画像が慣例にしたがって、体前面側が上側になってモニタ画面上に表示されるように手元操作して超音波プローブの位置を変更させていた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、モニタ画面上に、体前面が上側になるように超音波画像を表示させるために行う超音波プローブの手元操作は、術者にとって煩雑な作業の1つであった。

【0005】また、内視鏡画像、或いは超音波断層像を観察してオリエンテーション付けを行えるようになるには、それぞれの観察画像から確実に情報を読み取れるだけの習熟が必要である。このため、経験の浅い術者では容易に超音波断層像のオリエンテーション付けを行えないという問題があった。

【0006】さらに、内視鏡画像と併用できない末梢気管支や胆管・膵管、上部尿路等の超音波観察においては、初心者でなくとも超音波断層像のオリエンテーション付けが難しく、検査までに時間がかかるという問題があった。

【0007】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波断層像のオリエンテーション付けを容易に行える超音波観察装置を提供することを目的にしている。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項 1 に記載の超音波観察装置は、体腔内に挿入される挿入部と、この挿入部の先端部に設けられ、体腔内で超音波を送受信する超音波振動子と、所定の位置に配置され、基準方位を示すためのエネルギーを発生する基準位置発生手段と、この基準位置発生手段から発せられたエネルギーを検出する、所定位置に配置されるエネルギー検出手段と、このエネルギー検出手段からの検出結果に基づき、前記基準位置発生手段の位置する方向を算出する基準位置算出手段と、前記超音波振動子が超音波を送受信して得られた出力信号から超音波断層像を生成する超音波画像生成手段と、この超音波画像生成手段で生成した超音波画像上に、前記基準位置発生手段の位置する方向を示す指標を表示させる基準位置表示手段とを具備している。

【0009】一方、請求項 2 に記載の超音波観測装置は、体腔内に挿入される挿入部と、この挿入部の先端部に設けられ、体腔内で超音波を送受信する超音波振動子と、所定の位置に配置され、基準方位を示すためのエネルギーを発生する基準位置発生手段と、この基準位置発生手段から発せられたエネルギーを検出する、所定位置に配置されるエネルギー検出手段と、このエネルギー検出手段からの検出結果に基づき、前記基準位置発生手段

の位置する方向を算出する基準位置算出手段と、前記超音波振動子が超音波を送受信して得られた出力信号から超音波断層像を生成する超音波画像生成手段と、この超音波画像生成手段で生成した超音波画像の表示方向を、前記基準位置発生手段の位置する方向が常に画面上の一意的方向になるよう表示向きを調整する画像方向調整手段とを具備している。

【0010】この請求項1に記載の超音波観察装置の構成によれば、超音波画像上で基準位置発生手段の位置の把握を行える。したがって、基準位置発生手段を体前面方向に位置させるように超音波画像を表示させるように常に手元操作することにより、超音波画像の体前面が画面上の上側になって表示される。

【0011】また、請求項2に記載の超音波観察装置の構成によれば、常に、基準位置発生手段の位置する方向が、画面上の例えば上方向になるように超音波画像の向きを調整することによって、画面上側に超音波画像の体前面方向が表示される。

【0012】

【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5は本発明の一実施形態に係り、図1は内視鏡用超音波プローブシステムの構成を説明する図、図2は位置信号検出器の構成を説明する模式図、図3は超音波プローブの先端部を説明する拡大図、図4は内視鏡用超音波プローブシステムの構成を説明するブロック図、図5は磁束密度の変化に応じてコイルから出力される電気信号と、基準位置信号発振器及びコイルの関係を説明する図である。

【0013】図1に示す本実施形態の超音波観察装置は、内視鏡用超音波プローブシステム10である。図に示すように内視鏡用超音波プローブシステム10は、体腔内に挿通される挿入部1aを有する内視鏡1と、この内視鏡1に設けられた図示しない鉗子チャンネルを通して体腔内に挿入可能な挿入部2aの先端部付近に後述する超音波振動子を内蔵した超音波プローブ2と、この超音波プローブ2へ駆動力を供給する駆動部3と、前記超音波振動子から伝送される出力信号である電気信号を、超音波断層像を得る画像信号に生成する超音波画像生成手段を備えた超音波観測装置4と、この超音波観測装置4で生成された画像信号を表示する表示装置であるモニタ5と、前記超音波プローブ2に対して所定位置である体前面側に配置されて基準方位を示すエネルギーである例えば磁場を発生する基準位置発生手段である基準位置信号発振器6とで主に構成されている。

【0014】なお、本図においては前記基準位置信号発振器6を、患者の体前面に置いた状態を示しているが、この基準位置信号発振器6を図示しないアーム装置等でベッド7上の所定位置に配置固定して、体前面から所定距離、離れた状態に設置することが望ましい。

【0015】図2に示すように前記基準位置信号発振器

6は、患者に対向させる面側にマーキング部61が設けられている。この基準位置信号発振器6の内部には永久磁石62が配置されており、この永久磁石62の例えばN極側をマーキング部61側に配置させている。

【0016】なお、前記基準位置信号発振器6の底面及び側面は平面部63として形成されている。また、前記永久磁石62のN極とS極との向きは逆向きであってもよい。さらに、前記永久磁石62の代わりに電磁石を配置する構成であってもよく、そのときには測定時若しくは超音波画像の位置補正時にのみ、通電を行える構成にする。

【0017】図3に示すように前記超音波プローブ2の挿入部2aには挿入部全体を覆う軟性なシース20が設けられている。このシース20の素材は、ポリエチレン、ポリエーテルブロックアミド、ポリウレタン、ポリメチルペンテンなど超音波透過性を有する樹脂素材である。

【0018】前記シース20内には前記駆動部3によって回転駆動されるフレキシブルシャフト21が基端側から先端部まで延在しており、このフレキシブルシャフト21の先端部にはハウジング22が固設されている。このハウジング22には前記超音波振動子23及び前記基準位置信号発振器6から発せられたエネルギーを検出するエネルギー検出手段となるコイル24が前記超音波振動子近傍の所定位置に固設されている。

【0019】また、前記シース20内には超音波媒体25が充填されている。この超音波媒体25は、流動パラフィン、蒸留水、カルボキシルメチルセルロース水溶液など、超音波減衰の比較的小さい液体である。

【0020】さらに、前記フレキシブルシャフト21内には第1同軸ケーブル26a及び第2同軸ケーブル26bが挿通している。前記第1同軸ケーブル26aは、前記超音波振動子23に電気的に接続され、前記第2同軸ケーブル26bは前記コイル24に電気的に接続されている。

【0021】なお、前記超音波振動子23のGND側への配線はハウジング22を経由して行われている。このため、超音波振動子23のGNDとハウジング22とが導線27にて電気的に接続されている。

【0022】図4に示す駆動部3には回転駆動力を発生させるモータ33が配置されており、このモータ33の回転駆動力によって前記フレキシブルシャフト21が回転する。そして、このフレキシブルシャフト21が回転することによって、先端部に配置されているハウジング22が回転し、このハウジング22に固設されている超音波振動子23及びコイル24が回転する。

【0023】このとき、前記超音波振動子23からは観察部位に向けて超音波が送信されるとともに、この超音波振動子23で観察部位近傍で反射した超音波が受信される。そして、この超音波振動子23で受信された超音

波は、出力信号として出力され、例えば駆動部 3 内に配置された振動子用アンプ 3 1 によって増幅された後、前記超音波観測装置 4 の超音波画像生成手段である超音波画像生成回路 4 1 に伝送される。

【0024】また、前記モータ 3 3 に設けられているエンコーダ 3 2 からは、前記フレキシブルシャフト 2 1 を回転させるモータ 3 3 の回転情報が前記超音波観測装置 4 の超音波画像生成回路 4 1 及び後述する段である位置補正量演算回路 4 2 へ出力される。

【0025】一方、患者の体前面の所定位置に配置され 10 た基準位置信号発振器 6 から発生する磁場は、患者の内腔に挿入されている超音波プローブ 2 の先端部まで到達して、回転するコイル 2 4 付近を通過する。このとき、前記磁場が回転しているコイル 2 4 の内側を通過することにより、磁束密度が回転に伴って変化し、このコイル 2 4 から磁束密度の変化に応じた検知信号である図 5 に示す電気信号が出力される。そして、このコイル 2 4 から出力された電気信号は、駆動部 3 内部のコイル用アンプ 3 4 で増幅され、前記位置補正量演算回路 4 2 へ出力される。

【0026】なお、前記超音波観測装置 4 には前記基準位置信号発振器 6 の位置を入力する図示しない入力装置が備えられており、この入力装置によって、基準位置信号発振器 6 の例えばベッドに対する位置情報を入力すると、その位置情報が位置補正量演算回路 4 2 に取り込まれる。

【0027】つまり、前記位置補正量演算回路 4 2 には前記コイル 2 4 から出力される電気信号と、前記エンコーダ 3 2 から出力されるモータ 3 3 の回転情報と、術者によって入力された基準位置信号発振器 6 の位置を表す 30 位置情報とが入力され、それらの情報を基に、前記超音波振動子 2 3 及びコイル 2 4 が基準位置信号発振器 6 の方向を向いたときのモータ 3 3 の回転位置を算出する一方、その算出情報を画像方向調整手段である画像方向調整回路 4 3 を介して超音波画像生成回路 4 1 に出力する。

【0028】このことによって、位置補正量演算回路 4 2 から画像方向調整回路 4 3 を介して出力された出力信号が前記超音波画像生成回路 4 1 に入力されると、前記超音波振動子 2 3 からの電気信号とエンコーダ 3 2 から 40 のモータ回転情報とを基に超音波断層像を生成する。また、前記画像方向調整回路 4 3 からの情報を基に、超音波画像上における基準位置信号発振器 6 の方向が予め決められた向きである、例えば画面上の上方、になるように超音波画像の向きが調整された映像信号がモニタ 5 に出力される。このことによって、モニタ 5 の画面上に表示される超音波画像は、常に、画面上側が体前面側になる。

【0029】このように、所定位置に磁場を発生させる基準位置信号発振器を配置する一方、超音波プローブの 50

先端部に配置された超音波振動子近傍に位置信号検出器であるコイルを配置させ、位置補正量演算回路にコイルから出力される電気信号と、エンコーダからのモータの回転情報と、術者によって入力された基準位置信号発振器の位置情報とを入力させることによって、モニタの画面上に表示される超音波画像の上下方向を、体前面を上側にして表示させることができる。このことによって、簡便な操作で、オリエンテーション付けを容易に行え、検査時間を大幅に短縮することができる。

【0030】なお、本実施形態では、画像方向調整回路で超音波画像の向きを自動的に所望の方向に調整する構成を示したが、この画像方向調整回路の代わりに基準位置表示手段としてスーパーインポーズ回路を設けて、超音波画像上に基準位置信号発振器 6 の配置されている方向を告知する指標を表示させるようにしてもよい。このことによって、モニタの画面上に表示される超音波画像の指標を確認して体前面方向を瞬時に把握することができる。

【0031】また、前記超音波画像の向きの確認を、術者が望む時（例えば、術者が補正動作作動スイッチ（不図示）を押している間等）にだけ行う形態にしてもよい。

【0032】図 6 は超音波内視鏡への応用例を説明する図である。図に示すように超音波観察装置を構成する超音波内視鏡 8 の先端部に設けられる先端キャップ 5 1 内に位置信号検出器であるコイル 5 0 を設ける構成にしてもよい。

【0033】つまり、図示しない対物レンズ、照明レンズ、鉗子チャンネル開口等を設けた先端部本体 5 2 の先端側に取り付けられた先端キャップ 5 1 の内部に超音波媒体 5 3 とともに超音波振動子 5 4 が固設されたホルダ 5 5 を設け、このホルダ 5 5 の前記超音波振動子 5 4 が配置されている面の裏面である反超音波放射面側にコイル 5 0 を固定している。

【0034】なお、前記ホルダ 5 5 にはシャフト 5 6 が一体的に設けられており、このシャフト 5 6 の基端部に図示しない例えばモータによって回転するフレキシブルシャフト 2 1 の先端部が連結固定されている。また、前記超音波振動子 5 4 及びコイル 5 0 にはシャフト 5 6 内部を挿通する図示しない第 1 同軸ケーブル及び第 2 同軸ケーブルが電氣的に接続されている。また、先端部本体 5 2 とシャフト 5 6 との間には超音波媒体 5 3 の漏出を防止するリング 5 7 が配置されている。

【0035】このように、超音波内視鏡を構成する先端キャップ内に配置されるホルダの所定位置に位置信号検出器であるコイルを設けることによって、超音波画像における体前面方向を瞬時に把握して、オリエンテーション付けが容易となり、検査時間を短縮することができる。

【0036】なお、超音波内視鏡の場合には内視鏡画像

と超音波画像の上下方向とが一致しているので、上述した実施形態の超音波プローブに比べてオリエンテーション付けは容易であるが、例えば、胃内に水を溜めて超音波走査を行う場合などでは分泌液で水が濁ってしまうため、内視鏡の視野を十分に確保するためには水の供給及び排出を行うなど煩雑な操作が必要であった。このため、超音波画像だけでオリエンテーション付けを行えることにより検査時間の短縮になる。

【0037】図7はミラー反射型セクタスキャンプローブへの応用例を説明する図である。図に示すように超音波観察装置を構成するミラー反射型セクタスキャンプローブ9の先端キャップ71内に位置信号検出器であるコイル70を設ける構成にしてもよい。

【0038】つまり、ミラー反射型セクタスキャンプローブ9の先端部を構成する先端部本体72の先端側に前記先端キャップ71を取り付け、その内部に超音波媒体73とともに超音波振動子74及びミラー75を配置している。

【0039】前記超音波振動子74は、先端部本体72に固定されたホルダ76に固定保持されており、この超音波振動子74には第1同軸ケーブル74aが配線されている。

【0040】一方、前記ミラー75のミラー面75aは、前記超音波振動子74に対して略45度傾いて配置されている。また、このミラー75は、前記超音波振動子74の音響放射軸回りに回転可能に構成されており、このミラー75内部の所定位置に前記コイル70が配置されている。このコイル70にはスリップリング77を介して第2同軸ケーブル75bが配線されている。

【0041】前記ミラー75は、第1傘歯車78aに固設されている。この第1傘歯車78aには第2傘歯車78bが噛合しており、この第2傘歯車78bに連結されたシャフト79の基端部には図示しないフレキシブルシャフトの先端部が連結固定されている。また、先端部本体72とシャフト79との間にオリング57を配置させて超音波媒体73の漏出を防止している。

【0042】なお、前記先端部本体72には図示しない対物レンズ、照明レンズ、鉗子チャンネル開口などが設けられている。

【0043】この構成により、上述した実施形態と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0044】図8ないし図10は本発明の第2実施形態に係り、図8は超音波プローブの先端部の他の構成を説明する拡大図、図9は位置信号発振器を説明する図、図10は位置信号受信素子から出力される電気信号と、位置信号発振素子及び位置信号受信素子の位置関係を説明する図である。

【0045】本実施形態においてはシステム全体の構成は図1に示す通りであり、基準方位を示すエネルギーである磁場を発生する基準位置信号発振器6の代わりに、

基準方位を示すエネルギーとして超音波を発生する基準位置信号発振器（図9参照）6Aを配置する一方、超音波プローブ2Aの超音波振動子23の近傍に前記コイル24の代わりに位置信号受信素子81を配置し、この位置信号受信素子81に第2同軸ケーブル26bを配線している。その他の超音波プローブ2Aの構成は前記第1実施形態と同様であり、同部材には同符合を付して説明を省略する。

【0046】なお、前記位置信号受信素子81は、前記超音波振動子23とほぼ同じ構造であるが、その固有周波数が超音波振動子23と大きく異なるものであり、通常は前記超音波振動子23より低周波側のものである。また、基準位置信号発振器6Aは、図示しないベルト若しくはテープなどで患者体表に密着固定される。

【0047】図9に示すように基準位置信号発振器6Aは、基準位置信号を発信する発信部82を有している。この発信部82は、一般的な超音波変換器と同様に音響整合層83と圧電素子84とで構成されており、この発信部82の固有周波数と前記位置信号受信素子81とが略同じ値となるような音響整合層83及び圧電素子84を用いている。また、基準位置信号発振器6Aは、アンプ基板85を内蔵しており、信号線86a、86bによって圧電素子84及び図示しない電源装置と電気的に接続されている。

【0048】本実施形態においては、第1実施形態と同様にモータ33からの回転駆動力によってフレキシブルシャフト21が回転することによって、ハウジング22に固設されている超音波振動子23及び位置信号受信素子81が回転する。このとき、超音波振動子23から観察部位に向けて超音波が送信されるとともに、この超音波振動子23で観察部位近傍で反射した超音波が受信される。

【0049】このとき、基準位置信号発振器6Aからは、前記超音波振動子23で発信又は受信している超音波と周波数の異なる超音波が発信される。この超音波は、患者の内腔に挿入された超音波プローブ2Aの先端部まで達し、周波数が異なることにより超音波振動子23では受信されず、位置信号受信素子81でのみ受信される。そして、回転する位置信号受信素子81は、基準位置信号発振器6Aが発した超音波を受信して図10に示すような検知信号である出力信号を出力する。

【0050】本実施形態の位置補正量演算回路42では、位置信号受信素子81からの出力信号と、エンコーダ32からのモータ33の回転情報、術者から入力された基準位置信号発振器6Aの位置情報とを基に、超音波プローブ2Aの超音波振動子23及び位置信号受信素子81が基準位置信号発振器6Aの方向を向いたときのモータ33の回転位置を算出する一方、その算出情報を前記画像方向調整回路43を介して超音波画像生成回路41に出力する。

【0051】すると、前記第1実施形態と同様にモニタ5の画面上に表示される超音波画像は、常に、画面上側が体前面側になる。

【0052】このように、基準方位を示すエネルギーを磁場から超音波に代えても、同様の作用及び効果を得ることができる。

【0053】なお、本実施形態においては超音波プローブ2A側に位置信号受信素子81を設け、患者体表に基準位置信号発振器6Aを配置させる構成を示したが、基準位置信号発振器を基準位置信号発信素子として超音波

プローブ2A側に設け、位置信号受信素子を患者体表に配置させる位置信号受信器として構成してもよい。

【0054】このとき、前記基準位置信号発振器6Aを基準位置信号受信素子にする場合には、アンプ基板85から延出する信号線86bを超音波観測装置4に接続する。

【0055】そして、超音波振動子23及び基準位置信号発信素子を回転させて、観察部位に向けてそれぞれ異なる周波数の超音波を発信させ、反射した超音波を超音波振動子23で受信する。このとき、基準位置信号発信素子から発信された超音波については周波数が異なるため超音波振動子23では受信されることはない。一方、位置信号受信器では、位置信号発信素子から発信された超音波を受信して前記図10に示した検出信号を位置補正量演算回路42に出力する。このことによって、上述の実施形態と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0056】また、前記超音波振動子23から発せられる超音波が体表まで達する条件のものである場合には、前記位置信号発信素子を廃止して、この超音波振動子23に超音波画像生成の機能とともに位置信号発生素子としての機能を兼ねさせる構成にしても上述の実施形態と同様の作用及び効果を得られる。

【0057】図11ないし図13は本発明の第3実施形態に係り、図11は電子スキャン式の超音波プローブの先端部の構成を説明する図、図12は素子の配列を説明する図、図13は各素子の出力を示す図である。

【0058】図11に示すように本実施形態の内視鏡用超音波プローブシステム10を構成する超音波プローブ2Bは、挿入部2aの先端部付近に小さな振動子を挿入部周りに360°配列した電子スキャン方式の超音波振動子アレイ91を配置するとともに、この超音波振動子アレイ91の基端側に、前記超音波振動子アレイ91同様に小さな受信素子を配列して形成した位置信号受信アレイ92を配置している。

【0059】超音波振動子アレイ91及び位置信号受信アレイ92には素子数と略同数の同軸ケーブル束からなる第1ケーブル93a及び第2ケーブル93bが配線されている。この第1ケーブル93aの基端側は、前記振動子用アンプ31を介して超音波画像生成回路41に含まれる振動子制御回路(不図示)に接続されている。

【0060】一方、前記第2ケーブル93bの基端側は、前記コイル用アンプ34を介して位置補正量演算回路42に接続されている。そして、本構成におけるブロック図は、前記図4からエンコーダ32及びモータ33を除いた構成である。

【0061】前記振動子制御回路から出力される信号に応じて超音波振動子アレイ91を構成する振動子が逐次超音波を送受信し、受信信号を基に超音波画像生成回路41では超音波画像を構築する。

【0062】前記基準位置信号発振器6Aは、前記超音波振動子アレイ91で発信/受信している超音波とは周波数の異なる超音波を発信し、この超音波は患者の内腔に挿入された超音波プローブ2の先端部まで達する。しかし、超音波振動子アレイ91で発信/受信されている超音波と、周波数が異なるため超音波振動子アレイ91では受信されることはない。

【0063】前記位置信号受信アレイ92を構成する受信素子のうち、前記基準位置信号発振器6A側に向いている素子では、前記基準位置信号発振器6Aから発信された超音波を受信して検出信号を出力する。このとき、各受信素子からは前記基準位置信号発振器6Aとの角度差に応じた異なった大きさの検出信号が出力される。つまり、最も正面に配置されている受信素子から最も大きな検出信号が出力される。

【0064】そして、前記位置補正量演算回路42で各受信素子からの出力信号を基に基準位置信号発振器6Aの位置する方向を算出し、その算出情報を超音波画像生成回路41に送る。

【0065】具体的に、前記位置信号受信アレイ92を構成する各素子が図12に示すように素子aから素子hまで配列されている場合、前記各素子aないし素子hから図13に示すような出力値が得られたとすると、位置補正量演算回路42では図12における素子bと素子cとの間の上位置に基準位置信号発振器6Aがあることを算出する一方、その算出情報を前記画像方向調整回路43を介して超音波画像生成回路41に出力する。

【0066】すると、詳述した実施形態と同様にモニタ5の画面上に表示される超音波画像は、常に、画面上側が体前面側になる。

【0067】このように、機械式で走査される超音波振動子を配置して構成した超音波プローブに代えて、小さな振動子を挿入部周りに360°配列した電子スキャン方式の超音波振動子アレイを配置した超音波プローブにおいても、同様の作用及び効果を得ることができる。

【0068】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。

【0069】[付記] 以上詳述したような本発明の前記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0070】(1) 体腔内に挿入される挿入部と、この挿入部の先端部に設けられ、体腔内で超音波を送受信する超音波振動子と、所定の位置に配置され、基準方位を示すためのエネルギーを発生する基準位置発生手段と、この基準位置発生手段から発生されたエネルギーを検出する、所定位置に配置されるエネルギー検出手段と、このエネルギー検出手段からの検出結果に基づき、前記基準位置発生手段の位置する方向を算出する基準位置算出手段と、前記超音波振動子が超音波を送受信して得られた出力信号から超音波断層像を生成する超音波画像生成手段と、この超音波画像生成手段で生成した超音波画像上に、前記基準位置発生手段の位置する方向を示す指標を表示させる基準位置表示手段と、を具備する超音波観察装置。

【0071】(2) 体腔内に挿入される挿入部と、この挿入部の先端部に設けられ、体腔内で超音波を送受信する超音波振動子と、所定の位置に配置され、基準方位を示すためのエネルギーを発生する基準位置発生手段と、この基準位置発生手段から発生されたエネルギーを検出する、所定位置に配置されるエネルギー検出手段と、このエネルギー検出手段からの検出結果に基づき、前記基準位置発生手段の位置する方向を算出する基準位置算出手段と、前記超音波振動子が超音波を送受信して得られた出力信号から超音波断層像を生成する超音波画像生成手段と、この超音波画像生成手段で生成した超音波画像の表示方向を、前記基準位置発生手段の位置する方向が常に画面上の一意の方向になるよう表示向きを調整する画像方向調整手段と、を具備する超音波観察装置。

【0072】(3) 前記基準位置発生手段を前記超音波振動子近傍に設けるとともに、前記エネルギー検出手段を前記超音波振動子に対して所定の位置に設置した付記1又は付記2に記載の超音波観察装置。

【0073】(4) 前記基準位置発生手段から発生されるエネルギーが磁場であるとき、前記エネルギー検出手段はコイルを有する付記1又は付記2に記載の超音波観察装置。

【0074】(5) 前記基準位置発生手段から発生されるエネルギーが電磁波であるとき、前記エネルギー検出手段はコイルアンテナを有する付記1又は付記2に記載の超音波観察装置。

【0075】(6) 前記基準位置発生手段から発生されるエネルギーが前記超音波振動子と周波数の異なる超音波であるとき、前記エネルギー検出手段は超音波受信素子を有する付記1又は付記2に記載の超音波観察装置。

【0076】(7) 前記超音波振動子は機械的に走査される付記1又は付記2記載の超音波観察装置。

【0077】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、超音波断層像のオリエンテーション付けを容易に行える超音波観察装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図5は本発明の一実施形態に係り、図1は内視鏡用超音波プローブシステムの構成を説明する図

【図2】位置信号検出器の構成を説明する模式図

【図3】超音波プローブの先端部を説明する拡大図

【図4】内視鏡用超音波プローブシステムの構成を説明するブロック図

【図5】磁束密度の変化に応じてコイルから出力される電気信号と、基準位置信号発振器及びコイルの関係を説明する図

【図6】超音波内視鏡への応用例を説明する図

【図7】ミラー反射型セクタスキャンプローブへの応用例を説明する図

【図8】図8ないし図10は本発明の第2実施形態に係り、図8は超音波プローブの先端部の他の構成を説明する拡大図

【図9】位置信号発振器を説明する図

【図10】位置信号受信素子から出力される電気信号と、位置信号発振素子及び位置信号受信素子の位置関係を説明する図

【図11】図11ないし図13は本発明の第3実施形態に係り、図11は電子スキャン式の超音波プローブの先端部の構成を説明する図

【図12】素子の配列を説明する図

【図13】各素子の出力を示す図

【符号の説明】

2...超音波プローブ

3...駆動部

4...観測装置

10...内視鏡用超音波プローブシステム

23...超音波振動子

24...コイル

32...エンコーダ

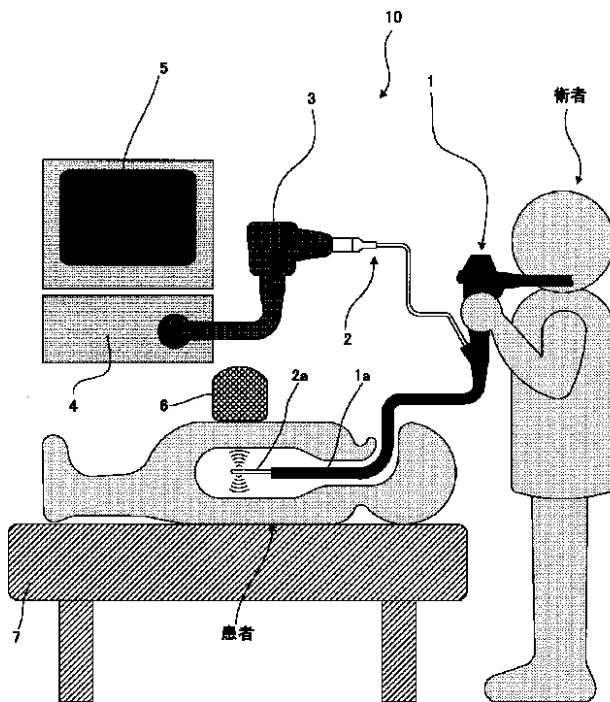
33...モータ

41...超音波画像生成回路

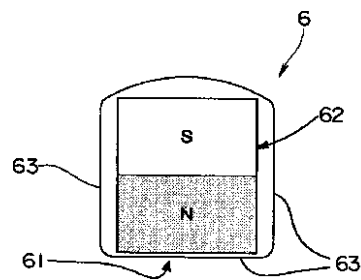
42...位置補正量演算回路

43...画像方向調整回路

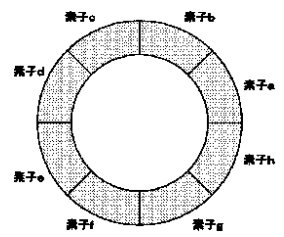
【図1】



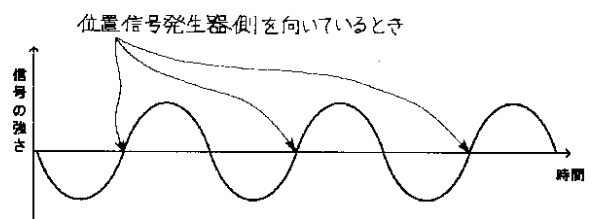
【図2】



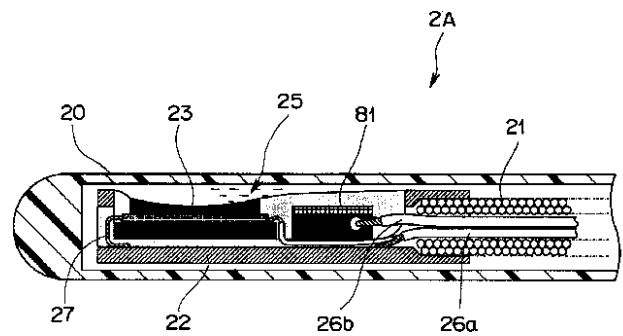
【図12】



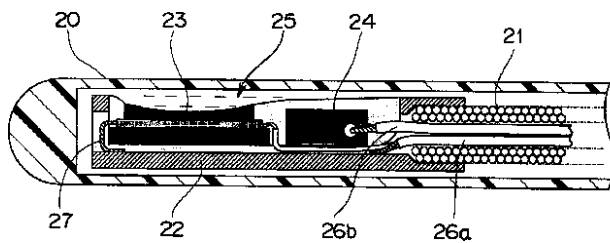
【図5】



【図8】

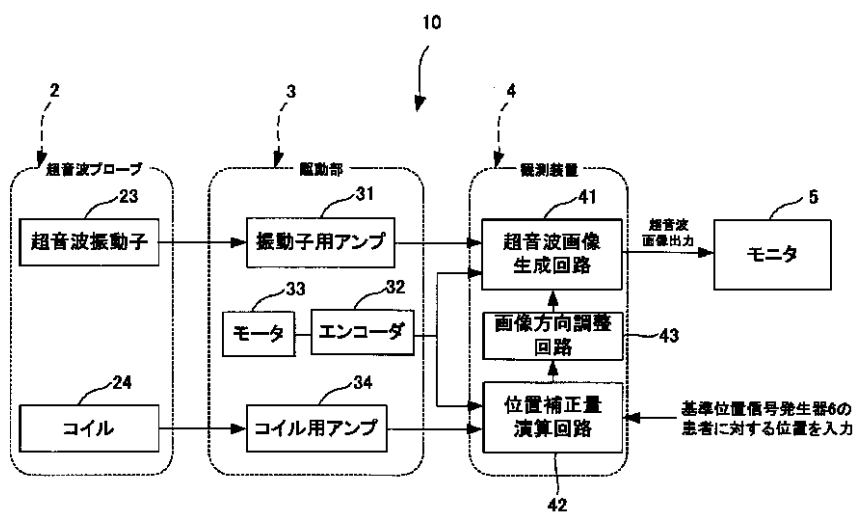


【図3】

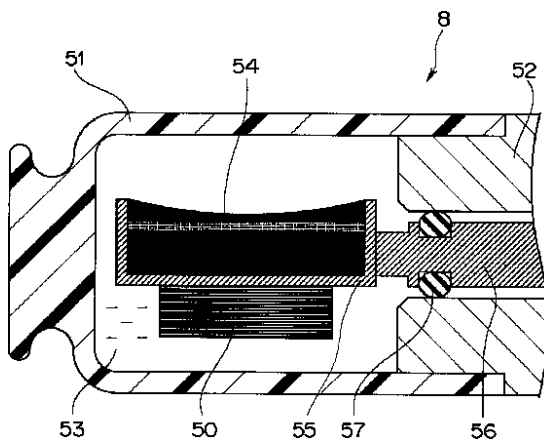


【図4】

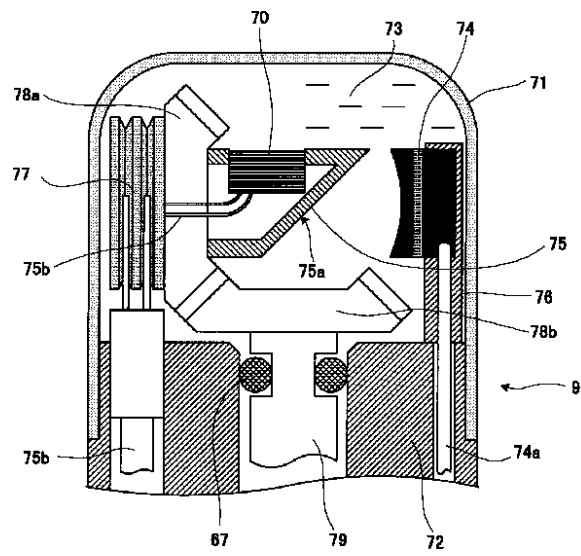
内視鏡用超音波プローブシステム



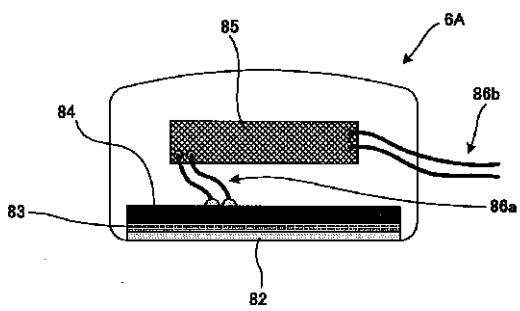
【図 6】



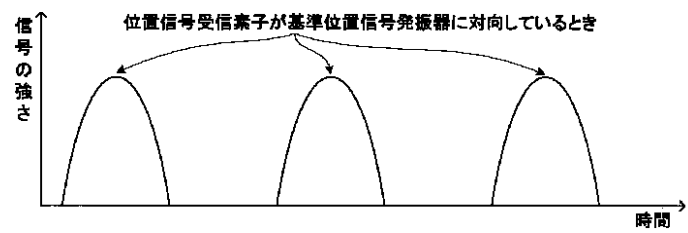
【図 7】



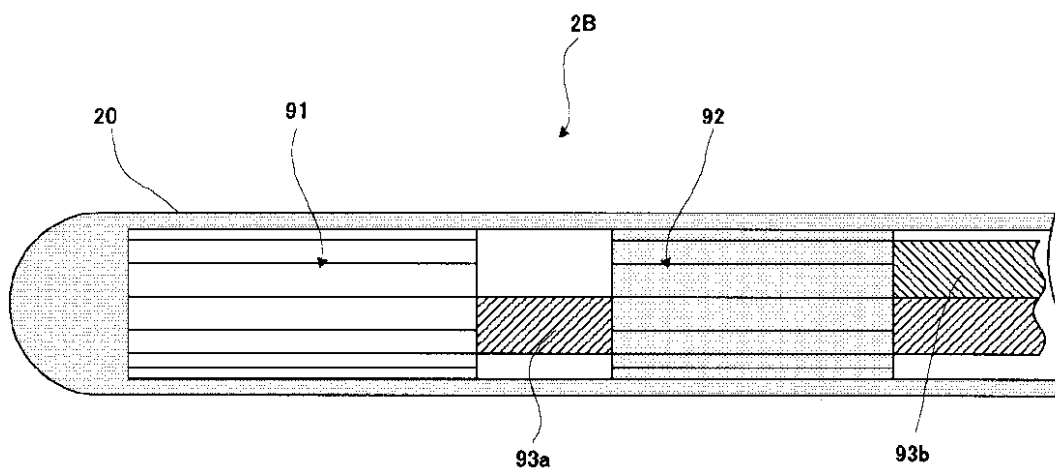
【図 9】



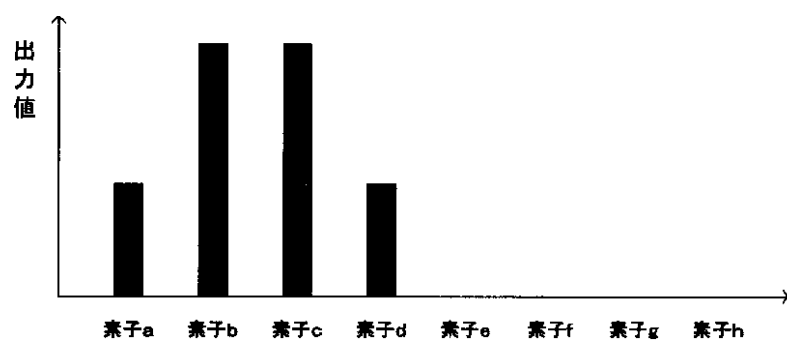
【図 10】



【図 11】



【図 1 3】



要解决的问题：提供一种能够促进超声波断层图像的定向的超声波观察装置。和从线圈24到A位置修正量计算电路42，并从编码器32中的马达33的旋转信息的电信号，表示基准位置信号发生器6的位置的位置信息被输入时，与该组在，而计算电动机33的旋转位置，当超声换能器23和线圈24在基准位置信号发生器6的方向被定向，经由图像方向调整电路43中的超声波图像生成计算信息并将其输出到41。当输出信号被输入到超声波图像生成电路41，它产生从电信号马达旋转信息和从超声换能器23的编码器32的基础上的超声波断层图像。基于从图像方向调整电路43中的信息，视频信号的超声波图像的方向，以使基准位置信号振荡器6的方向是屏幕向上的预定方向上调整所述超声图像上并输出到监视器5。

