

(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2007-37564

(P2007-37564A)

(43) 公開日 平成19年2月15日(2007.2.15)

(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 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-221758 (P2005-221758)

(22) 出願日 平成17年7月29日 (2005.7.29)

(71) 出願人 304050923

オリンパスメディカルシステムズ株式会社
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 小室 雅彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72) 発明者 川島 知直

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72) 発明者 生熊 聡一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

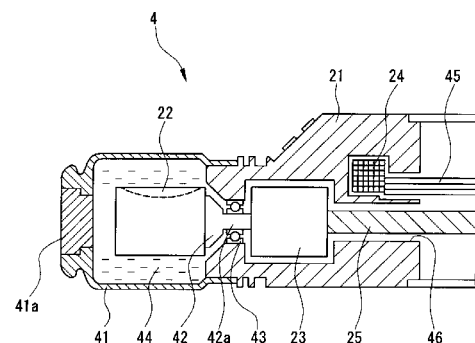
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 正確な3次元超音波画像データを構築することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 挿入部3と該挿入部の先端部4に配設された超音波振動子22とを有し、前記挿入部3を被検体の体内に挿入し前記超音波振動子22を機械的に回転させ被検体の体内を走査することで、超音波断層像を得る超音波診断装置1において、前記超音波断層像の位置と配向を検出するための位置検出手段である送信コイル24と、前記超音波振動子22の回転角度を検出する回転角度検出手段であるエンコーダ23とを前記挿入部3の先端部4に設ける構成とした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部と、該挿入部の先端部に配設された超音波振動子とを有し、前記挿入部を被検体等の内部に挿入し前記超音波振動子を機械的に回転させて被検体等の内部を超音波走査することで、超音波断層像を得る超音波診断装置において、

前記超音波断層像の位置と配向を検出するための位置検出手段と、

前記超音波振動子の回転角度を検出する回転角度検出手段とを前記挿入部の先端部に設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波振動子を回転させる回転駆動手段を前記挿入部の先端部に設けたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記回転駆動手段の周囲に磁性体からなる磁気シールド部材が配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置検出手段は、前記挿入部に配設される一つ又は複数の第 1 のコイルと、前記被検体外部の予め決められた所定の位置に配設される一つ又は複数の第 2 のコイルとを具備し、前記第 1 のコイル及び前記第 2 のコイル間において磁場を送受することにより、前記第 1 のコイル及び前記第 2 のコイル間の相対的な位置を算出するものであって、前記磁場に応じて前記第 1 のコイル若しくは前記第 2 のコイルから出力される電気信号について、該電気信号に混入した磁気ノイズ成分を分離するフィルタ回路を具備することを特徴とする請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、より詳しくは、被検体に超音波を送受信して得られる超音波信号より被検体の超音波断層像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体等の内部の状態を診断するために、被検体等の内部へ超音波を送信し、被検体等の内部の音響インピーダンスの変化部分において反射された反射超音波を受信することで、被検体等の内部の状態を断面図として描画するものである。

30

【0003】

超音波診断装置によって得られる超音波画像は、リアルタイムで被検体等の内部を描画することが可能なため、医療分野においては各種診断に広く用いられている。例えば医療分野では、超音波診断装置は、体腔内に、超音波を送受信するための超音波振動子を備えた超音波プローブを挿入し、被検体の体内の状態を描画することにより、被検体の体内の診断に用いられている。

【0004】

被検体の体腔内に挿入される超音波プローブの一例として、内視鏡の挿入部の先端部に超音波振動子を備えた超音波内視鏡が知られている。この超音波内視鏡の一例として、超音波内視鏡の超音波振動子が設けられた部分における挿入部の軸方向に直交する平面内において放射状に、すなわちラジアル方向に、超音波を送受信することにより、軸方向に直交する平面における超音波断層像を得る、ラジアルスキャン式と呼ばれる超音波内視鏡が知られている。

40

【0005】

また近年では、被検体の体内に生じた腫瘍等の形状の把握や、体積を計測することを目的とした、被検体の体内の臓器等の状態を 3 次元画像により描画し、診断することが可能な超音波診断装置の必要性が高まっている。このような被検体の体内の臓器等の状態を 3 次元画像により描画する超音波診断装置の例として、特開平 10 - 248852 号公報に

50

において開示されている超音波画像診断装置や特開 2 0 0 4 - 2 3 0 1 9 3 号公報において開示されている超音波診断装置が挙げられる。

【 0 0 0 6 】

特開平 1 0 - 2 4 8 8 5 2 号公報に開示の超音波画像診断装置は、挿通部を備えた超音波内視鏡と、先端部に位置検出手段を有し挿通部に挿通される位置検出力テールと、位置検出手段からの位置信号と超音波内視鏡により得られる複数の超音波断層像とを同期させて取得し 3 次元データを構築する処理手段とを具備して構成されている。

【 0 0 0 7 】

また、特開 2 0 0 4 - 2 3 0 1 9 3 号公報において開示されている超音波診断装置は、体腔内に挿入される超音波プローブと、超音波プローブが超音波走査を行う走査平面の位置及び配向を検出する検出手段と、超音波プローブの走査により得られる超音波断層像データに基づいて超音波 3 次元画像を作成する 3 次元画像処理手段とを有して構成されている。 10

【特許文献 1】特開平 1 0 - 2 4 8 8 5 2 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 4 - 2 3 0 1 9 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

特開平 1 0 - 2 4 8 8 5 2 号公報に開示されている超音波画像診断装置においては、超音波振動子を D C モータにより回転駆動することにより、ラジアルスキャンを行う超音波内視鏡が用いられている。この超音波内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の基端に設けられた操作部とを有して構成されている。操作部の内部には、D C モータと、D C モータの回転軸に一端が接続されたフレキシブルシャフトとが配設されている。一方、挿入部の先端硬質部の先端には、超音波振動子が配設されている。超音波振動子には、上記フレキシブルシャフトの他端が接続されている。超音波振動子は、D C モータを回転させることにより、フレキシブルシャフトを介して回転駆動される。 20

【 0 0 0 9 】

上記の構成による超音波画像診断装置においては、フレキシブルシャフトを介して超音波振動子を回転駆動しているため、フレキシブルシャフトがねじれることにより、D C モータの回転角度と、超音波振動子の実際の回転角度との間に、ずれが生じてしまう。さらに、この D C モータの回転角度と超音波振動子の回転角度とのずれ量は、フレキシブルシャフトが屈曲される形状によって影響を受けるため、一定ではない。このため、超音波断層像の実際の角度と、位置検出手段によって検出される超音波断層像の角度とにずれが発生してしまう。よって、超音波内視鏡により得られた複数の超音波断層像と、その超音波断層像に同期して取得された位置及び角度情報とから構築される 3 次元画像に歪みが生じ、被検体等の内部が正確に描画されないという課題があった。 30

【 0 0 1 0 】

また、特開 2 0 0 4 - 2 3 0 1 9 3 号公報に開示されている超音波診断装置においては、体腔内に挿入される超音波プローブとして、挿入軸の所定の位置の周囲、かつ挿入軸に垂直な平面上に複数の超音波振動子を配設し、該超音波振動子により超音波を送受信することでラジアルスキャンを行う、電子ラジアル走査式超音波内視鏡が用いられている。 40

【 0 0 1 1 】

上記の電子ラジアル走査式超音波内視鏡においては、先端に複数の超音波振動子からなる環状の超音波振動子アレイによって超音波の送受信方向を回転させるため、超音波振動子を回転駆動するためのフレキシブルシャフトは不要となる。このため、超音波断層像の角度と、位置検出手段によって検出される超音波断層像の角度とにずれが生じず、超音波診断装置により構築される 3 次元画像に歪みは生じない。

【 0 0 1 2 】

しかしながら、超音波振動子アレイは、およそ 1 0 0 個から 2 0 0 個の超音波振動子で構成されており、これら複数の超音波振動子にはそれぞれ 1 個づつに電氣的な配線を施す 50

必要がある。すなわち、電子ラジアル走査式超音波内視鏡の挿入部には、１００本から２００本の信号線が挿通されている。さらに、位置検出手段のための信号線も、挿入部に挿通されている。このため、電子ラジアル走査式超音波内視鏡の挿入部の外径が大きくなってしまい、診断される患者に対する負担が大きくなってしまいうという課題があった。

【００１３】

本発明は、上記課題を解決するためになされたものであり、被検体等の内部を診断する超音波診断装置において、正確な３次元超音波画像データを構築することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１４】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、挿入部と該挿入部の先端部に配設された超音波振動子とを有し、前記挿入部を被検体の体内に挿入し前記超音波振動子を機械的に回転させ被検体の体内を走査することで、超音波断層像を得る超音波診断装置において、前記超音波断層像の位置と配向を検出するための位置検出手段と、前記超音波振動子の回転角度を検出する回転角度検出手段とを前記挿入部の先端部に設ける構成としたものである。

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、被検体内部を診断する超音波診断装置において、正確な３次元超音波画像データを構築することが可能な超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１６】

（第１の実施の形態）

以下、図面を参照して本発明の第１の実施の形態を説明する。図１は本発明の第１の実施の形態に係る超音波内視鏡の構成図である。図２は本発明の第１の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の内部構成を示す部分断面図である。図３は本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成図である。図４は本発明の実施の形態に係る超音波診断装置により得られる、連続する複数の超音波断層像の一例を示す模式図である。

【００１７】

本発明の第１の実施の形態に係る超音波内視鏡２の全体構成を図１に示す。超音波内視鏡２は、被検体の体腔内に挿入される挿入部３と、挿入部３の基端に設けられ術者が超音波内視鏡２を把持し操作するための操作部５と、後述する超音波振動子２２を回転駆動するための回転駆動手段である図示しないモータを内蔵した副操作部６とを有して構成されている。後述する外部装置である位置検出装置１１に接続するための位置検出用コネクタ７が、操作部５に設けられている。後述する外部装置である光学観察装置１３に接続するためのスコープコネクタ９が、操作部５にケーブルを介して設けられている。また、後述する外部装置である超音波診断装置１２に接続するための超音波コネクタ８が、副操作部６にケーブルを介して設けられている。図１に示す超音波内視鏡２においては、操作部５に位置検出用コネクタ７を設けているが、位置検出用コネクタ７は、超音波コネクタ８に設ける等、超音波内視鏡２の図示した箇所とは異なる箇所に設けられる構成としてもよい。

【００１８】

図２に、本発明の第１の実施の形態に係る超音波内視鏡２の挿入部３の先端部４の構成を説明する部分断面図を示す。先端部４には硬質な材質により形成された硬質部２１が配設されている。中空で略円筒形状を有する振動子収納部材４１が、その中心軸を先端部４の挿入軸と平行となる向きとして、硬質部２１の先端側に、嵌合されている。振動子収納部材４１の先端は、封止部材４１ａにより封止されている。振動子収納部材４１は内側に、略円筒状の空間を有する部材である。

【００１９】

硬質部２１には、硬質部２１の先端側に嵌合された振動子収納部材４１の中心軸と同軸

10

20

30

40

50

上に、すなわち先端部 4 の挿入軸と平行に、貫通孔 4 6 が形成されている。貫通孔 4 6 を介して、振動子収納部材 4 1 の内側の空間と、挿入部 3 の内側の空間とが連通している。貫通孔 4 6 の先端側の内周面に、水密性を有する軸受け 4 3 が嵌合されている。

【0020】

振動子収納部材 4 1 の内側の空間には、後述する超音波振動子 2 2 を支持するための、振動子ホルダ 4 2 が配設されている。振動子ホルダ 4 2 の基端面には基端方向に回転軸部 4 2 a が突出して形成されている。振動子ホルダ 4 2 は、回転軸部 4 2 a の中心軸と貫通孔 4 6 の中心軸を同軸として、軸受け 4 3 によって回転可能に支持されている。つまり、振動子ホルダ 4 2 は、先端部 4 の挿入軸周りに回転可能に支持されている。

【0021】

超音波振動子 2 2 は、振動子収納部材 4 1 の内側の空間において、超音波を送受信する面を、回転軸部 4 2 a の中心軸と直交する方向に向けて、振動子ホルダ 4 2 によって支持されている。つまり、超音波振動子 2 2 が送受波を行う方向は、先端部 4 の挿入軸と直交する方向となる。また、振動子収納部材 4 1 の内側の空間には、超音波伝達媒体 4 4 が充填されている。

【0022】

硬質部 2 1 に形成された貫通孔 4 6 内に、回転角度を検出する機能を有する回転角度検出手段であるエンコーダ 2 3 が配設されている。エンコーダ 2 3 は、回転可能なシャフト部を有し、該シャフト部の回転角度に応じて電気信号を出力するものである。エンコーダ 2 3 は、シャフト部の回転軸を貫通孔 4 6 の中心軸と同軸として、軸受け 4 3 の基端側に配設されている。エンコーダ 2 3 のシャフト部の先端側は、超音波振動子 2 2 を支持する振動子ホルダ 4 2 の基端方向に突出して形成された回転軸部 4 2 a と機械的に接続されている。すなわち、超音波振動子 2 2 とエンコーダ 2 3 のシャフト部は一体的に回転する。エンコーダ 2 3 によって、超音波振動子 2 2 の回転角度が検出される。

【0023】

エンコーダ 2 3 のシャフト部の基端側には、フレキシブルシャフト 2 5 の先端が、機械的に接続されている。一方、フレキシブルシャフト 2 5 の基端は、挿入部 3 の内部に挿通されて、副操作部 6 の内部に設けられた図示しない回転駆動手段であるモータの回転軸に機械的に接続されている。すなわち、操作部 6 の内部に設けられたモータの回転軸は、超音波内視鏡 2 の内部において、フレキシブルシャフト 2 5、エンコーダ 2 3 のシャフト部及び振動子ホルダ 4 2 と機械的に接続されて連設されており、これらは一体的に回転する。よって、振動子ホルダ 4 2 によって支持された超音波振動子 2 2 は、副操作部 6 の内部に設けられたモータを駆動することにより、回転駆動される。

【0024】

また、位置検出手段としての磁場を発生するための送信コイル 2 4 が、硬質部 2 1 の内部に配設されている。送信コイル 2 4 は、挿入部 3 の内部に挿通されたコイル用ケーブル 4 5 を介して、後述するコイル駆動回路 3 4 に接続されている。

【0025】

ここで、超音波振動子 2 2 とエンコーダ 2 3 とは近接して設けられており、エンコーダ 2 3 と送信コイル 2 4 は、それぞれ硬質な部材である硬質部 2 1 に配設されているため、それぞれの相対位置は変化することがない。

【0026】

図 2 に示した本発明の実施の形態に係る超音波内視鏡 2 においては、一つの送信コイル 2 4 が硬質部 2 1 の内部に配設される構成としているが、先端部 4 の内部に送信コイル 2 4 が複数個配設される構成としてもよい。先端部 4 の内部に、複数個の送信コイル 2 4 が配設される場合は、少なくとも一つの送信コイル 2 4 が、硬質部 2 1 の内部に配設される構成とする。

【0027】

また、図 2 には図示しないが、硬質部 2 1 には、体腔内を光学的に観察するための、C C D を有した撮像装置や照明装置等が配設されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

図 3 に、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 1 の構成図を示す。図 3 において、実線及び破線の矢印は、超音波診断装置 1 における各部位間の電氣的接続と、信号及びデータの送受信の方向を示すものである。超音波診断装置 1 は、超音波内視鏡 2 と、光学観察装置 1 3 と、超音波断層像処理装置 1 2 と、画像処理装置 1 4 と、位置検出装置 1 1 とを有して構成されている。超音波内視鏡 2 に設けられている超音波コネクタ 8 とスコープコネクタ 9 は、それぞれ超音波断層像処理装置 1 2 と光学観察装置 1 3 とに接続されている。また、超音波内視鏡 2 は、位置検出用コネクタ 7 に接続されたケーブルを介して位置検出装置 1 1 と電氣的に接続されている。

【 0 0 2 9 】

位置検出装置 1 1 は、超音波内視鏡 2 の硬質部 2 1 に配設された送信コイル 2 4 を励起するためのコイル駆動回路 3 4 と、送信コイル 2 4 により発生された磁場を検出するための複数の受信コイル 3 2 を有する受信アンテナ 3 1 と、受信アンテナ 3 1 より出力される信号から送信コイル 2 4 の位置と配向を算出する位置算出回路 3 3 とを有して構成されている。

【 0 0 3 0 】

画像処理装置 1 4 は、超音波断層像処理装置 1 2 と位置検出装置 1 3 に接続されている。

【 0 0 3 1 】

上記に説明した構成による、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 の作用を以下に説明する。なお、以下の作用の説明においては、超音波内視鏡 2 の先端部 4 には複数個の送信コイル 2 4 が配設されているものとする。

【 0 0 3 2 】

超音波断層像処理装置 1 2 を操作することで、超音波内視鏡 2 の副操作部 6 の内部に設けられたモータが駆動される。モータの回転軸の回転力は、挿入部 3 の内部に挿通されたフレキシブルシャフト 2 5 によって、エンコーダ 2 3 のシャフト部と、超音波振動子 2 2 を支持している振動子ホルダ 4 2 とに伝達される。振動子ホルダ 4 2 に支持された超音波振動子 2 2 は、被検体の体腔内において、回転しながら超音波の送受信をくりかえすことで、超音波内視鏡 2 の先端部 4 の挿入軸に直交する平面内において放射状に走査を行う。一般に、この走査方法はラジアル走査として知られている。

【 0 0 3 3 】

超音波振動子 2 2 は、ラジアル走査により受信した反射超音波を電気信号であるエコー信号に変換し、エコー信号を超音波断層像処理装置 1 2 へ出力する。超音波断層像処理装置 1 2 は、入力されたエコー信号に対し、包絡線検波、対数増幅、A / D 変換及び極座標系から直交座標系への座標変換等の処理を行うことにより、被検体の体内の超音波断層像を生成する。超音波断層像処理装置 1 2 は、超音波振動子 2 2 が 1 回転する 1 回のラジアル走査に対して、1 枚の超音波断層像データを生成する。超音波断層像処理装置 1 2 により生成された超音波断層像データは、画像処理装置 1 4 へ出力される。

【 0 0 3 4 】

また、エンコーダ 2 3 は、エンコーダ 2 3 のシャフト部の回転をセンサ部により検出し、シャフト部の回転に応じてパルス信号を発生し出力する。このエンコーダ 2 3 から出力されるパルス信号をカウントすることにより、エンコーダ 2 3 のシャフト部と機械的に接続された超音波振動子 2 2 の回転の角度を算出することが可能となる。より詳しくは、エンコーダ 2 3 は、例えば 1 回転につき 1 パルスの信号（以下、Z 相信号と称する）や、1 回転につき 2 5 5 パルスの信号（以下、A 相信号と称する）等を発生する。この場合、Z 相信号を回転位置の基準として、A 相信号のパルス数をカウントすることで、超音波振動子 2 2 の回転の角度を算出する。エンコーダ 2 3 によって A 相信号が 1 回転につき 2 5 5 パルス発生される場合、超音波振動子 2 2 は、1 パルスあたり約 1 . 4 度回転していることになる。

【 0 0 3 5 】

10

20

30

40

50

一方、位置検出装置 11 に内蔵されたコイル駆動回路 34 は、超音波内視鏡 2 の先端部 4 に配設された複数個の送信コイル 24 に対し、それぞれ互いに異なる周波数の磁場発生電流を、位置検出用コネクタ 7 及びコイル用ケーブル 45 を介して供給する。それぞれ異なる磁場発生電流を供給された複数個の送信コイル 24 は、それぞれ異なる周波数の磁場を周囲の空間に向けて発生する。ここで、コイル駆動回路 34 が各送信コイル 24 に対してそれぞれ異なる周波数を供給するのは、後述する位置算出回路 33 が、各送信コイル 24 によって発生されたそれぞれ特有の周波数の磁場を用いて、それぞれの送信コイル 24 を識別するためである。

【0036】

送信コイル 24 によって発生された磁場は、受信アンテナ 31 により検出される。受信アンテナ 31 は、検出した磁場を電流に変換し、電気信号として位置算出回路 33 へ出力する。

【0037】

位置算出回路 33 は、受信アンテナ 31 から出力された電気信号を A/D 変換し、周波数を識別して各送信コイル 24 の位置を表す位置ベクトルを算出する。ここで、位置ベクトルを算出する際の原点は、受信アンテナ 31 の特定の位置として仮定される。位置算出回路 33 は、各送信コイル 24 の位置ベクトルを、位置情報データとして画像処理装置 14 へ出力する。

【0038】

画像処理装置 14 は、位置検出装置 11 から出力された位置情報データと、超音波断層像処理装置 12 から出力された超音波断層像データとから画像処理を行う。

【0039】

画像処理装置 14 による画像処理の一例として、3次元の超音波画像の構築について以下に説明する。

【0040】

画像処理装置 14 は、超音波断層像処理装置 12 から出力される超音波断層像データと、位置検出装置 11 から出力される位置情報データを、画像メモリに記憶する。超音波断層像データ群と、それぞれの超音波断層像に同期して取得された各送信コイルの位置情報データとを画像処理装置 14 によって処理することにより、2次元である超音波断層像データ群は、例えば図 4 に示す模式図のように、位置と方向を持って3次元空間上に配置される。つまり、2次元の超音波断層像データを構成する輝度を有した各ピクセルは、3次元空間上に配置される。ここで、各ピクセルの輝度は、超音波振動子 22 によって受信されたエコー信号の強度を表すものである。画像処理装置 14 は、被検体の体内において先端部 4 を移動させながらラジアル走査を続けることにより得られる複数の超音波断層像データと位置情報データとに基づいて、それぞれの超音波断層像データを構成する各ピクセルを3次元空間上に配置していく。画像処理装置 14 は、3次元空間内における各位置でのエコー信号の強度の分布を取得する。さらに、画像処理装置 14 は、隣り合う超音波断層像間のデータを補完することで、被検体の体内の3次元の超音波画像を構築し、図示しないモニタへ出力する。上記のような、3次元の超音波画像を構築する技術の詳細は、特開平 10 - 248852 号公報に開示されている。

【0041】

以上のように、本発明の第1の実施の形態では、超音波内視鏡 2 において、位置検出をするための送信コイル 24 と、超音波振動子 22 と、超音波振動子 22 の回転角度を検出するエンコーダ 23 とを、先端部 4 の硬質部 21 に配設した。これにより、エンコーダ 23 が超音波振動子 22 の回転角度を検出する際に、超音波振動子 22 を回転駆動するフレキシブルシャフト 25 のねじれの影響を受けることがなくなる。つまり、位置検出装置 11 が検出する超音波内視鏡の位置情報データと、エンコーダ 23 によって検出される超音波振動子 22 の回転角度、すなわちここでは超音波断層像の回転方向の向きとにずれが生じることがない。よって、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置 1 によれば、正確な3次元の超音波画像データを構築することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

また、本発明の第 1 の実施の形態によれば、環状の超音波振動子アレイを用いた電子ラジアル走査式の超音波診断装置と比べて、挿入部 3 に多数の信号線を挿通する必要がないため、挿入部 3 の外径を小さくすることができる。挿入部 3 を小径化すれば、挿入部 3 の体腔内への挿入性が向上し、検査に伴う被検体への負担を軽減することが可能となる。

【 0 0 4 3 】

このため、本発明の第 1 の実施の形態によれば、正確な 3 次元の超音波画像データを構築することができ、かつ被検体への負担が少ない超音波診断装置を実現できる。

【 0 0 4 4 】

上述した本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 により構築される 3 次元の超音波画像データの用途は、3 次元の画像を用いて直接的に被検体の体内の臓器等の状態を診断すると言った用途に限られるものではなく、他に下記の様な用途においても利用することができる。例えば、超音波内視鏡による被検体の体内の診断時において、予め構築された被検体の体内の 3 次元の超音波画像上に、位置検出手段によって得られた現在の超音波の走査面の位置と配向の状態を重ね合わせて表示する超音波診断装置が考えられる。この超音波診断装置によれば、術者が、被検体の体内のどの部位をどのような向きで超音波走査しているかを容易に理解することが可能となる。このような、被検体の体内の 3 次元の画像を用いて超音波内視鏡による診断を容易にする技術は、特開 2 0 0 4 - 2 3 0 1 9 3 号公報、及び特開 2 0 0 4 - 1 1 3 6 2 9 号公報に開示されている。

【 0 0 4 5 】

なお、第 1 の実施の形態においては、コイルによる磁場の検出によって挿入部 3 の位置を検出しているが、他の位置検出手段、例えば挿入部 3 の硬質部 2 1 の内部に加速度センサー等を配設することで、挿入部 3 の位置を検出する構成としてもよい。

【 0 0 4 6 】

(第 2 の実施の形態)

図 5 は本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波内視鏡の構成図である。図 6 は本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の内部構成を示す部分断面図である。

【 0 0 4 7 】

上述した本発明の第 1 の実施の形態においては、超音波振動子 2 2 を回転駆動するためのモータを副操作部 6 の内部に配設しているが、モータを超音波内視鏡の先端部に配設する構成とすることも可能である。その構成の例を、本発明の第 2 の実施の形態として、図 5 及び図 6 を参照して説明する。なお、以下の説明において、第 1 の実施の形態と同一の構成要素については同一の番号を付番して説明を省略する。

【 0 0 4 8 】

本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波内視鏡 5 1 の全体構成を図 5 に示す。超音波内視鏡 5 1 は、被検体の体腔内に挿入される挿入部 5 2 と、挿入部 5 2 の基端に設けられ超音波内視鏡 5 1 を把持し操作するための操作部 5 とを有して構成されている。外部装置である位置検出装置 1 1 に接続するための位置検出用コネクタ 7 が、操作部 5 に設けられている。外部装置である光学観察装置 1 3 に接続するためのスコープコネクタ 9 が、操作部 5 にケーブルを介して設けられている。また、外部装置である超音波診断装置 1 2 に接続するための超音波コネクタ 8 が、操作部 5 にケーブルを介して設けられている。図 5 に示す超音波内視鏡 5 1 においては、操作部 5 に位置検出用コネクタ 7 を設けているが、位置検出用コネクタ 7 は、超音波コネクタ 8 に設ける等、超音波内視鏡 5 1 の図示した箇所とは異なる箇所に設けられる構成としてもよい。

【 0 0 4 9 】

図 6 に超音波内視鏡 5 1 の挿入部 5 2 の先端部 5 3 の構成を説明するための断面図を示す。図 6 に示した第 2 の実施の形態に係る超音波内視鏡 5 1 の先端部 5 3 において、第 1 の実施の形態で示した超音波内視鏡 2 の先端部 4 の構成と異なるのは、超音波振動子 2 2 を回転させるための回転駆動手段であるモータ 6 2 が、硬質部 6 1 の内部に配設されていることである。モータ 6 2 は、エンコーダ 2 3 の基端側に配設される。エンコーダ 2 3 の

10

20

30

40

50

シャフト部とモータ６２の回転軸は機械的に接続されている。すなわち、モータ６２の回転軸は、エンコーダ２３のシャフト部及び振動子ホルダ４２と機械的に接続されて連設されており、これらは一体的に回転する。モータ６２を駆動することにより、振動子ホルダ４２によって支持された超音波振動子２２は回転駆動される。

【００５０】

超音波振動子２２とエンコーダ２３とは近接して設けられており、エンコーダ２３とモータ６２と送信コイル２４は、それぞれ硬質な部材である硬質部６１に配設されているため、互いの相対位置は変化することがない。

【００５１】

本発明の第２の実施の形態に係る超音波診断装置１の作用を以下に説明する。

10

【００５２】

超音波断層像処理装置１２を操作することで、超音波内視鏡５１の先端部５３に内蔵されたモータ６２が駆動される。モータ６２の回転軸が回転することによって、エンコーダ２３と、超音波振動子２２を支持した振動子ホルダ４２とが回転駆動される。振動子ホルダ４２に支持された超音波振動子２２は、被検体の体腔内において、回転しながら超音波の送受信をくりかえすことで、ラジアル走査を行う。

【００５３】

また、第２の実施の形態におけるその他の作用は、第１の実施の形態と同様である。

【００５４】

上述した本発明の第２の実施の形態では、超音波内視鏡５１において、位置検出をするための送信コイル２４と、超音波振動子２２と、超音波振動子２２の回転角度を検出するエンコーダ２３と、超音波振動子２２を回転駆動するためのモータ６２とを、先端部５３の硬質部６１に配設した。この構成によれば、第１の実施の形態において、副操作部６に内蔵されたモータの回転力を、超音波振動子２２へ伝達するために設けられていたフレキシブルシャフト２５が不要となる。このため、挿入部５２の内部の構成物を少なくすることができ、挿入部５２の外径を小さくすることができる。挿入部５２の外径を小さくすることによって、挿入部５２の体腔内への挿入性が向上し、検査に伴う被検体への負担を軽減することが可能となる。

20

【００５５】

第２の実施の形態におけるその他の効果は、第１の実施の形態と同様である。

30

【００５６】

（第３の実施の形態）

図７は本発明の第３の実施の形態に係る超音波診断装置の構成図である。図８は本発明の第３の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の内部構成を示す部分断面図である。

【００５７】

上述の第１の実施の形態及び第２の実施の形態においては、超音波内視鏡の挿入部に磁場を発生するための送信コイル２４を配設し、被検体の外部に配設された受信アンテナ３１によって磁場を検出する構成としているが、磁場の送受がこの逆となる構成とすることも可能である。その構成の例を、本発明の第３の実施の形態として、図７及び図８を参照して説明する。なお、以下の説明において、第１の実施の形態及び第２の実施の形態と同一の構成要素については同一の番号を付番して説明を省略する。

40

【００５８】

図８に示すように、第３の実施の形態に係る超音波診断装置１０１の超音波内視鏡５１ aは、第２の実施の形態における超音波内視鏡５１と同様に、挿入部５２ aの先端部５３ aにおいて、モータ６２と、エンコーダ２３とを具備している。モータ６２の周囲には、モータ６２によって発生される磁界を遮蔽するための、例えば鉄等の磁性体材料からなる磁気シールド部材６３が配設されている。磁気シールド部材６３は、一つ又は複数の部材からなり、モータ６２の周囲を覆う様に配設されている。また、超音波内視鏡５１ aの先端部５３ aにおいては、第２の実施の形態とは異なり、硬質部２１の内部に受信コイル３１ aが配設されている。

50

【 0 0 5 9 】

一方、図 7 に示すように、第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 1 においては、位置検出装置 1 1 a は、磁場を発生するための送信コイル 2 4 a と、複数の送信コイル 2 4 a を有する送信アンテナ 2 4 b と、複数の送信コイル 2 4 a を励起するためのコイル駆動回路 3 4 とを有して構成されている。また、位置検出装置 1 1 a は、超音波内視鏡 5 1 a の挿入部 5 2 a に配設された受信コイル 3 1 a と電氣的に接続される、位置算出回路 3 3 a を有している。位置算出回路 3 3 a は、受信コイル 3 1 a からの電気信号に混入しているノイズ成分を除去する機能を有するフィルタ回路であるフィルタ 3 5 を具備している。ここで、ノイズ成分とは、特に不要な磁気により発生し、電気信号に混入するノイズ成分のことであり、単に磁気ノイズと呼ぶことがある。

10

【 0 0 6 0 】

本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 1 の作用を以下に説明する。第 2 の実施の形態と同様に、超音波断層像処理装置 1 2 を操作することで、超音波内視鏡 5 1 a の先端部 5 3 a に内蔵されたモータ 6 2 が駆動される。モータ 6 2 によって超音波振動子 2 2 が回転駆動されることで、超音波内視鏡 5 1 a はラジアル走査を行う。このラジアル走査時において、位置検出装置 1 1 に内蔵されたコイル駆動回路 3 4 は、送信アンテナ 2 4 b 内に配設された複数の送信コイル 2 4 a に対し、それぞれ互いに異なる周波数の磁場発生電流を供給する。それぞれ異なる磁場発生電流を供給された複数個の送信コイル 2 4 a は、それぞれ異なる周波数の磁場を周囲の空間に向けて発生する。

【 0 0 6 1 】

送信コイル 2 4 a によって発生された磁場は、超音波内視鏡 5 1 a の先端部 5 3 a に配設された受信コイル 3 1 a により検出される。受信コイル 3 1 a は、検出した磁場を電流に変換し、電気信号として位置検出装置 1 1 a の位置算出回路 3 3 a へ出力する。

20

【 0 0 6 2 】

位置算出回路 3 3 a は、フィルタ 3 5 によって、受信コイル 3 1 a から出力された電気信号を、信号成分とノイズ成分とに分離し、電気信号の信号成分から各送信コイル 2 4 a と受信コイル 3 1 a との位置関係を算出する。位置検出装置 1 1 a は、各送信コイル 2 4 a と受信コイル 3 1 a との位置関係を、位置情報データとして画像処理装置 1 4 へ出力する。

【 0 0 6 3 】

第 3 の実施の形態におけるその他の作用は、第 1 の実施の形態及び第 2 の実施の形態と同様である。

30

【 0 0 6 4 】

上述した本発明の第 3 の実施の形態では、超音波振動子 2 2 を回転駆動するためのモータ 6 2 の周囲に磁気シールド部材 6 3 を配設した。また、受信コイル 3 1 a からの電気信号に混入しているノイズ成分を除去する機能を有するフィルタ回路であるフィルタ 3 5 を位置算出回路 3 3 a 内に配設した。この構成によれば、一般的に磁気ノイズの発生源とされるモータ 6 2 が発生する磁界を遮蔽し、受信コイル 3 1 a から位置算出回路 3 3 a へ出力される電気信号に磁気ノイズが混入することを防止することができる。また、モータ 6 2 と受信コイル 3 1 a が近接していることにより、受信コイル 3 1 a から位置算出回路 3 3 a へ出力される電気信号に、モータ 6 2 を発生源とする磁気ノイズが混入した場合においても、位置検出回路 3 3 a に具備されたフィルタ 3 5 により、磁気ノイズを除去することができる。よって、第 3 の実施の形態によれば、モータ 6 2 に起因する磁気ノイズに影響を受けることなく、精度の良い位置情報データを得ることができるため、正確な 3 次元の超音波画像データを構築することが可能となる。

40

第 3 の実施の形態におけるその他の効果は、第 1 の実施の形態及び第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 0 6 5 】

なお、第 3 の実施の形態においては、被検体の外部に磁場を発生する送信アンテナ 2 4 b を配設し、超音波内視鏡 5 1 a の挿入部 5 2 a に配設された受信コイル 3 1 a によって

50

磁場を検出する構成としているが、磁場の送受がこの逆となる構成とすることも可能である。モータ62に起因する磁気ノイズが及ぼす影響は、受信コイル31aに対してのみとは限らないため、挿入部52aに送信アンテナ24bに相当する送信コイルを設け、被検体の外部に設けられたコイルによって磁場を受信する構成とすることも有効である。

【0066】

また、第3の実施の形態においては、磁気ノイズ発生源の一例としてのモータ62の周囲に磁気シールド部材63を配設したが、超音波診断装置101内に他の磁気ノイズ発生源が存在する場合、その磁気ノイズ発生源の周囲に他の磁気シールド部材を設けることは言うまでもない。

【0067】

また、第3の実施の形態においては、受信コイル31aから位置算出回路33aへ出力される電気信号への磁気ノイズの影響を低減するために、磁気シールド部材63とフィルタ35とを併せて具備する構成としたが、どちらか一方を具備する構成であっても良い。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】第1の実施の形態に係る超音波内視鏡の構成図である。

【図2】第1の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の内部構成を示す部分断面図である。

【図3】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成図である。

【図4】連続する複数の超音波断層像の一例を示す模式図である。

【図5】第2の実施の形態に係る超音波内視鏡の構成図である。

【図6】第2の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の内部構成を示す部分断面図である。

【図7】第3の実施の形態に係る超音波診断装置の構成図である。

【図8】第3の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の内部構成を示す部分断面図である。

【符号の説明】

【0069】

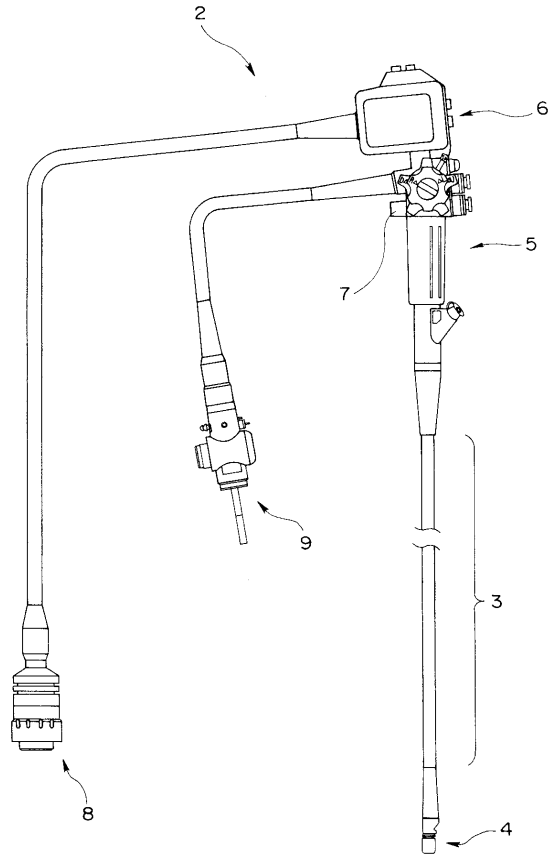
4 先端部、 21 硬質部、 22 超音波振動子、 23 エンコーダ、 24 送信コイル、 25 フレキシブルシャフト、 41 振動子収納部材、 41a 封止部材、 42 振動子ホルダ、 42a 回転軸部、 43 軸受け、 44 超音波伝達媒体、 45 コイル用ケーブル

10

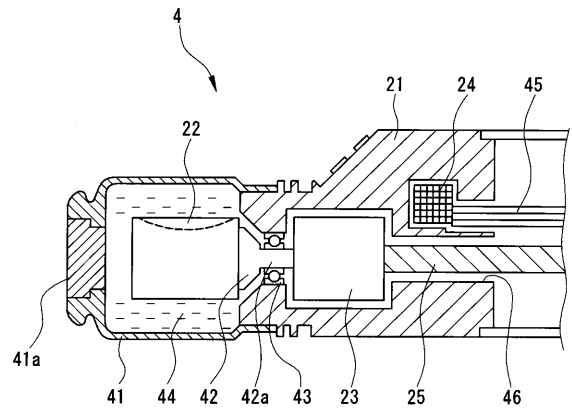
20

30

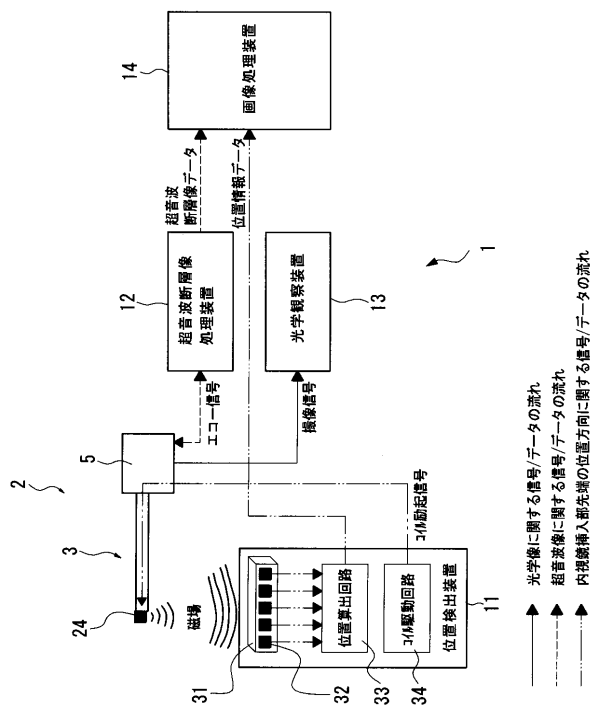
【図 1】



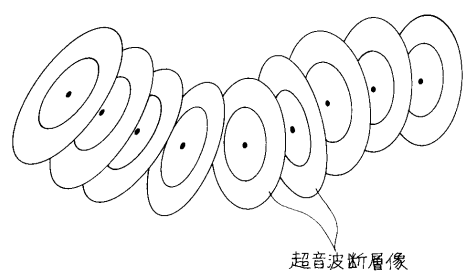
【図 2】



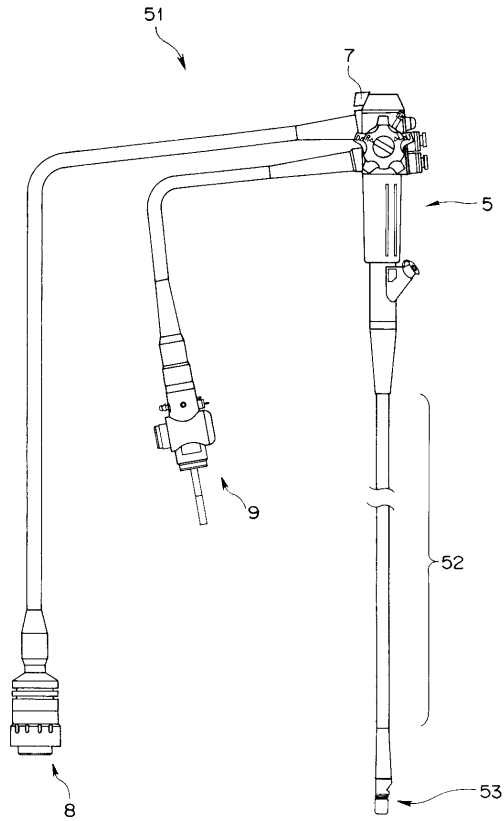
【図 3】



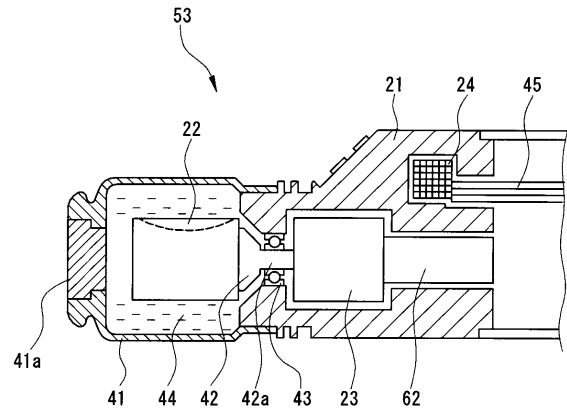
【図 4】



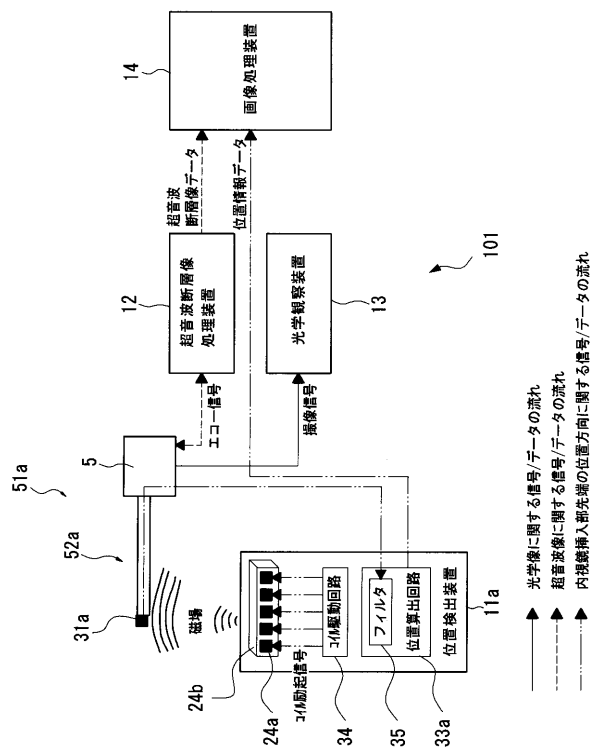
【図 5】



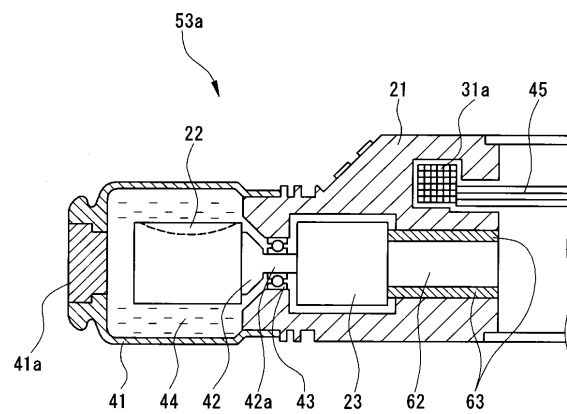
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB14 BB24 EE09 FE01 GA04 GA12 GA19 GA20 GA25 GA30
JB28

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007037564A	公开(公告)日	2007-02-15
申请号	JP2005221758	申请日	2005-07-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	小室雅彦 川島知直 生熊聡一		
发明人	小室 雅彦 川島 知直 生熊 聡一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GA04 4C601/GA12 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GA30 4C601/JB28		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够构建精确的三维超声图像数据的超声诊断设备。 解决方案：超声诊断设备具有插入部分3和设置在插入部分的远端部分4处的超声换能器22，插入部分3插入到对象的身体中并且超声换能器22插入到机器中为了通过扫描对象的身体内部来获得超声波断层图像，用作位置检测装置的传输线圈24用于检测超声波断层图像的位置和方向，并且，用作检测超声波换能器22的旋转角度的旋转角度检测装置的编码器23设置在插入部分3的远端部分4上。 .The

