

(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2005-254024

(P2005-254024A)

(43) 公開日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00

F I

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

テーマコード (参考)

4 C 0 6 1

4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2005-170121 (P2005-170121)
 (22) 出願日 平成17年6月9日(2005.6.9)
 (62) 分割の表示 特願平10-171716の分割
 原出願日 平成10年6月18日(1998.6.18)

(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 川島 知直
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 小柳 秀樹
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 大野 正弘
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内

最終頁に続く

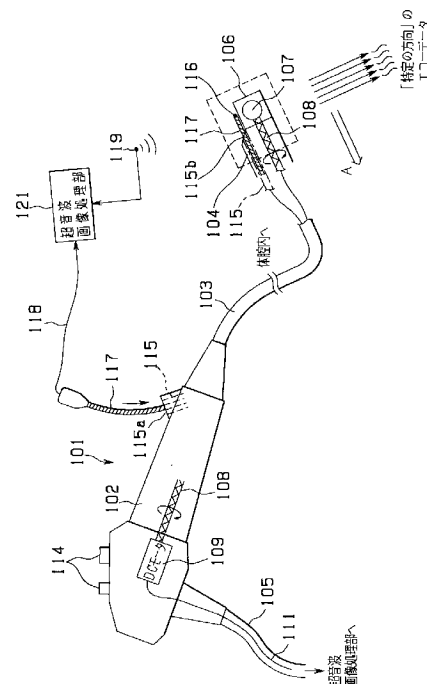
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 立体形状をリアルタイムで把握することが可能な超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 挿入部103の先端部側に超音波振動子107を有してDCモータ109により駆動される。内視鏡101の操作部102側部から延設した超音波ケーブル105内に配設した信号線111を介してDCモータ109の回転角度を示す回転信号が超音波画像処理部121に入力する。超音波振動子107から得られるエコー信号は、DCモータ109、信号線111を介して超音波画像処理部121に入力される。内視鏡101の処置具チャンネル115には、磁気センサ116を先端部に備えた位置検出力ケーブル117が挿通される。磁気センサにより検出された位置信号は、位置検出力ケーブル117内の位置信号ケーブル118にて超音波画像処理部121に入力される。内視鏡の外部位置には磁気ソース119が設けられて超音波画像処理部121に接続されている。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子を設け、挿入軸方向に対して垂直な方向に超音波を送受させることにより第 1 の超音波断層像を得る超音波内視鏡と、

前記超音波振動子の近傍に配置されて位置を検出するための位置検出手段と、

受信して得られたエコーデータが前記垂直な方向の放射面のうち特定の角度からのエコーデータである場合、前記位置検出手段からの位置検出信号に基づき、前記特定の角度のエコーデータからの第 2 の超音波断層像を構成する断層像構成手段と、

を備え、

前記第 1 の超音波断層像と第 2 の超音波断層像とを同時に表示装置に表示するようにしたことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

超音波振動子を設け、挿入軸方向に対して垂直な方向に超音波を送受させることにより第 1 の超音波断層像を得る超音波内視鏡と、空間に磁場を張る磁気ソースと、この磁気ソースの磁場を検出する磁気センサと、前記磁気センサ又は前記磁気ソースの少なくとも何れか一方が位置検出手段として前記超音波振動子の近傍に配置された超音波診断装置において、

受信して得られたエコーデータが前記垂直な方向の放射面のうち特定の角度からのエコーデータである場合、前記磁気センサからの位置信号に基づき、特定の方向のエコーデータから第 2 の超音波断層像を構成する断層像構成手段と、 20

を備え、

前記第 1 の超音波断層像と第 2 の超音波断層像とを同時に表示装置に表示するようようにしたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波内視鏡が挿入部を有し、この挿入部に挿通して使用されるカテーテルの先端部に前記位置検出手段を設けた位置検出カテーテルを備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示装置による表示は、リアルタイムに行うことを特徴とする請求項 1 から 3 の何れか一つに記載の超音波診断装置。 30

【請求項 5】

前記第 1 の超音波断層像はラジアル画像であり、前記第 2 の超音波断層像はリニア画像であることを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか一つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、第1の超音波断層像と第2の超音波断層像とを得て、表示装置に同時に表示可能とした超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内の3次元画像を構築することができる装置としては、例えば特開平6-261900号公報が提案されている。この公報には、超音波内視鏡に位置検出手段を設け、この位置検出手段からの位置信号と超音波内視鏡からの連続する複数の超音波断層像とを同期させて取得し、3次元データを得る超音波診断装置が開示されている。また、別の装置として、先端部に位置検出手段を備えた位置検出力テールを超音波内視鏡の挿通部に挿通させ、前記特開平6-261900号公報に記載の超音波診断装置と同様な作用を得る構成も知られている。

20

【特許文献1】特開平6-261900号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、これらの超音波診断装置では、3次元データを取得した後に、3次元画像を構成していたので、立体形状をリアルタイムに把握することができなかった。

【0004】

30

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、立体形状をリアルタイムで把握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している。

【課題を解決するための手段】

【0005】

前記目的を達成するため本発明の一態様の超音波診断装置は、超音波振動子を設け、挿入軸方向に対して垂直な方向に超音波を送受させることにより第1の超音波断層像を得る超音波内視鏡と、

前記超音波振動子の近傍に配置されて位置を検出するための位置検出手段と、

受信して得られたエコーデータが前記垂直な方向の放射面のうち特定の角度からのエコーデータである場合、前記位置検出手段からの位置検出信号に基づき、前記特定の角度のエコーデータからの第2の超音波断層像を構成する断層像構成手段と、

40

を備え、

前記第1の超音波断層像と第2の超音波断層像とを同時に表示装置に表示するようにしている。

【発明の効果】

【0006】

本発明による超音波診断装置は、立体形状をリアルタイムで把握することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

50

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例１】

【０００８】

図１及び図２は本発明の実施例１に係り、図１は内視鏡と位置検出力テールとを示す説明図、図２は位置検出力テールを内視鏡の挿通部に固定する固定手段の構成を説明する図である。

図１に示すように本実施例の内視鏡装置１は、例えば体腔内に挿入される細長な挿入部２１を有する内視鏡２と、先端部分に周囲の空間部に磁場を作り位置検出手段を構成する磁気ソース３１を備えた位置検出力テール３と、前記磁気ソース３１が発生する磁場を検出して、磁場に応じた電圧を位置信号として出力する前記内視鏡２及び被検体の外部に固定配置された位置検出手段を構成する磁気センサ４と、この磁気センサ４が検出して出力した位置信号が伝送され、この検出した位置信号を基に前記磁気ソース３１の位置を算出する位置信号処理部５とで主に構成されている。

10

【０００９】

前記内視鏡２は、体腔内に挿入される細長な挿入部２１と、この挿入部２１の基端に連設され、弾性を有する樹脂部材等で構成された処置具挿通部２２を有する操作部２３と、この操作部２３の側部から延出するユニバーサルコード２４とで構成され、前記挿入部２１は先端側より順に硬質な先端部２５、湾曲駒を接続して例えば上下・左右に湾曲自在な湾曲部２６、可撓性を有する軟性管２７を連設している。前記挿入部２１内には前記処置具挿通部２２の端面に形成されている処置具挿通口２２ａに一端部が連通し、他端部が挿入部２１の先端面２１ａに形成されている処置具チャンネル開口２８に連通する挿通部を構成する処置具チャンネル２９が設けられている。

20

【００１０】

一方、前記位置検出力テール３は、前記処置具チャンネル２９に挿通される弾性を有する例えば細長なコイルで形成されたシャフト３２と、このシャフト３２の先端部に配置された磁場を発生する前記磁気ソース３１と、前記シャフト３２の基端部に配置された固定端部材３３とで構成され、前記磁気ソース３１から延びる位置信号ケーブル３４は前記シャフト３２内を挿通して固定端部材３３から延出して前記位置信号処理部５に接続されている。

30

【００１１】

図２に示すように、前記操作部２３の処置具挿通部２２には、前記固定端部材３３が挿通されるとともに、前記処置具チャンネル２９に連通する固定端部材配置穴（以下端部配置穴と略記する）２２ｂが形成されており、この端部配置穴２２ｂの中途部には固定手段を構成する断面形状が略半円形状の周溝２２ｃが形成されている。

【００１２】

一方、前記位置検出力テール３の固定端部材３３は、前記位置信号ケーブル３４が挿通する貫通孔を有する略パイプ形状で、前記端部配置穴２２ｂに挿入される挿入部３５と、基端面が前記処置具挿通口２２ａの開口より大きくなるように傾斜面を設けた把持部３６と、前記挿入部３５の中途部に設けられ前記周溝２２ｃに係入する断面形状が略半円形状の固定手段を構成する周凸部３７とで構成されている。

40

【００１３】

なお、シャフト３２の先端部に配置されている磁気ソース３１が先端面２１ａから突出するように、予め処置具チャンネル２９の長さに対してシャフト３２の長さを設定している。このため、前記シャフト３２を前記処置具チャンネル２９に挿入し、前記固定端部材３３の周凸部３７が前記端部配置穴２２ｂの周溝２２ｃに係入して、位置検出力テール３と内視鏡２とが一体的に配置された状態のとき、前記シャフト３２の先端部に配置されている磁気ソース３１が挿入部２１の先端面２１ａから所定量突出した状態になって、内視鏡２に設けられている図示しない観察光学系の視野内に配置されて観察されるようになっている。

【００１４】

50

上述のように構成した内視鏡装置 1 の作用を説明する。

まず、位置検出力テール 3 のシャフト 3 2 を内視鏡 2 の操作部 2 3 に設けられている処置具挿通口 2 2 a を介して処置具チャンネル 2 9 内に挿通し、図 1 の矢印 a 方向に挿入していく。すると、図 1 の点線に示すように前記固定端部材 3 3 を処置具挿通口 2 2 a の近傍に接近していく。そして、この状態からさらに前記固定端部材 3 3 を前記処置具挿通口 2 2 a に近接させていくことにより、前記固定端部材 3 3 が端部配置穴 2 2 b に挿入されて、シャフト 3 2 が挿入部 2 1 の先端面 2 1 a より露出する。ここで、前記固定端部材 3 3 を端部配置穴 2 2 b に挿入することによって、図 2 に示すように固定端部材 3 3 の周凸部 3 7 が周溝 2 2 c に係入して、図 1 に示すように前記位置検出力テール 3 のシャフト 3 2 の先端部に設けられている磁気ソース 3 1 が内視鏡 2 の図示しない観察光学系の視野範囲の所定位置に突出した状態で保持固定される。このことによって、術者が位置検出力テール 3 を保持することなく、前記位置検出力テール 3 が内視鏡 2 の処置具チャンネル 2 9 に安定した状態で固定配置される。

10

【0015】

次に、この状態の位置検出力テール 3 の磁気ソース 3 1 より前記信号処理部 5 を介して位置信号を出力させる。すると、この磁気ソース 3 1 より出力された位置信号は、所定位置に配置されている磁気センサ 4 によって検出され、この磁気センサ 4 で検出された位置信号が信号処理部 5 に伝送される。この信号処理部 5 内では伝送された位置信号を基に前記磁気ソース 3 1 の位置情報を生成する。

【0016】

20

次いで、術者はこの信号処理部 5 で生成された位置情報を基に、内視鏡 2 の挿入部 2 1 を進退させて前記先端部 2 5 を目的部位に配置する。このとき、前記位置検出力テール 3 の固定端部材 3 3 は、内視鏡 2 の処置具挿通部 2 2 に保持固定されているので、前記シャフト 3 2 の先端部に設けられている磁気ソース 3 1 は内視鏡 2 の挿入部 2 1 の移動に追従してスムーズに移動する。また、磁気ソース 3 1 から出力されている位置信号は、常時磁気センサ 4 によって検出されているので、この磁気センサ 4 によって検出された位置信号が次々と信号処理部 5 に伝送されて移動時の磁気ソース 3 1 の位置情報がリアルタイムに新しいものに更新される。

【0017】

そして、内視鏡 2 の先端部 2 5 を所定位置に配置させたなら、前記処置具チャンネル 2 9 内に配置させた前記位置検出力テール 3 を抜去するために、固定端部材 3 3 の周凸部 3 7 を端部配置穴 2 2 b の周溝 2 2 c から取り外した後、処置具チャンネル 2 9 内のシャフト 3 2 を抜去する。このことにより、この処置具チャンネル 2 9 内に例えば細胞診ブラシを挿入して目的部位の細胞を採取するなどの検査或いは別の処置具を用いた処置を行う。

30

【0018】

このように、位置検出力テールの基端部を構成する固定端部材に周凸部を設ける一方、内視鏡の処置具チャンネルに連通する端部配置穴に前記周凸部が係入する周溝を形成し、前記位置検出力テールの固定端部材の周凸部を端部配置穴の周溝に係入させて、位置検出力テールの先端部に配置されている磁気ソースを挿入部の先端面から所定量突出させた状態で固定することによって、術者などが位置検出力テールを保持することなく、磁気ソースの位置の測定を精度良く行うことができる。このことによって、術者の作業性が大幅に向上する。

40

【0019】

また、位置検出力テールの固定端部材に設けた周凸部を端部配置穴の周溝に係入させて固定したことにより、内視鏡の挿入部を進退移動させたとき、この位置検出力テールのシャフトの先端部に設けられている磁気ソースが前記挿入部の移動に追従してスムーズに移動することにより、位置の検出のみならず内視鏡の先端部が移動した管腔の形状を精度良く検出することができる。

【0020】

50

さらに、弾性を有する樹脂部材等で処置具挿通部を構成して、固定端部材に設けた周凸部が処置具挿通部の端部配置穴の周溝に対して着脱自在にしたことより、位置検出力テールを内視鏡に固定配置した状態と、内視鏡から抜去した状態とに適宜設定することができる。このことによって、内視鏡の先端部の位置を確実に確認した上で処置具チャンネルから位置検出力テールを抜去させた後、処置具を処置具チャンネル内に挿通させて検査・処置を行ったり、処置具チャンネルから位置検出力テールを抜去した状態で内視鏡の洗浄を行えるので、作業性が大幅に向上する。

【0021】

又、前記位置検出力テールを前記処置具チャンネルに挿入して、固定端部材の周凸部が固定端部材配置穴の周溝に係入したとき、シャフトの先端部に配置されている磁気ソースが先端面から突出するように処置具チャンネルの長さとし、シャフトの長さを設定したことによって、位置検出力テールと内視鏡とが一体的になった状態で内視鏡に設けられている観察光学系によって磁気ソースの位置を確認することができる。このことにより、術者は磁気ソースが所定位置に配置されていることを認識して検査・処置を行える。なお、磁気ソースが観察光学系の視野内に配置されていない状態で使用することも可能である。

【0022】

なお、位置検出力テール3を内視鏡2の処置具チャンネル29に一体的に固定する固定手段を端部配置穴22bの中途部に形成した周溝22cと、固定端部材33の挿入部35の中途部に設けた周凸部37とで構成する代わりに、図3に示すように略凸字形状の固定端部材41の外周面に対して回動自在に遊嵌するパイプ形状の回動子42を配置し、この回動子42によって前記固定端部材41の一端面41aを端部配置穴43の底面43aに当接させて、位置検出力テール3を内視鏡2の処置具挿通部22に一体的に固定するようにしてもよい。このため、前記端部配置穴43の内周面には雌ネジ43bが形成される一方、前記回動子42の先端側端部外周面には前記雌ネジ43bに螺合する雄ネジ42bが形成してある。また、前記固定端部材41の先端部には前記回動子42の先端面42aが当接する太径の当接部41bが設けられている。

【0023】

このことによって、位置検出力テール3のシャフト32を処置具チャンネル29に挿通し、固定端部材41を端部配置穴43内に配置した状態にして回動子42を前記固定端部材41に係入させ、この固定端部材41の雄ネジ42bを端部配置穴43の雌ネジ43bに螺合させていくことにより、固定端部材41が徐々に端部配置穴43の底面43a側に移動して、最終的に固定端部材41の一端面41aが端部配置穴43の底面43aに押圧された状態で当接する。このとき、位置検出力テール3に配置されている磁気ソース31が先端面21aから所定量突出した状態で、内視鏡2の処置具チャンネル29内に一体的に固定保持されて、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。

【0024】

なお、上述した実施例は、内視鏡の位置検出の用途に本構成を適用したが、位置検出力テールに磁気ソースを複数設けることによって、挿入形状の検出に適用するようにしてもよい。また、磁気ソースと磁気センサとの配置位置を逆にして、位置信号処理部によって磁気センサの位置を算出する構成であってもよい。さらに、位置検出力テールを超音波内視鏡の挿通部に挿通し、磁気ソースからの位置信号と超音波内視鏡からの連続する複数の超音波断層像とを同期させて取得し、3次元データを得る超音波診断装置に適用してもよい。

【実施例2】

【0025】

ところで、3次元画像を構築することができる装置として例えば、特開平6-261900号公報には、超音波内視鏡に位置検出手段を設け、この位置検出手段からの位置信号と超音波内視鏡からの連続する複数の超音波断層像とを同期させて取得し、3次元データを得る超音波診断装置が開示されている。また、先端部に位置検出手段を備えた位置検出力テールを超音波内視鏡の挿通部に挿通させ、前記特開平6-261900号公報の超

10

20

30

40

50

音波診断装置と同様な作用を得る装置も知られている。これらの超音波診断装置では３次元データを取得した後に、３次元画像を構成していたので、立体形状をリアルタイムに把握することができなかった。このため、立体形状をリアルタイムで把握することの可能な超音波診断装置が望まれていた。

【００２６】

実施例２を図４ないし図７を参照して説明する。

図４ないし図７は超音波診断装置の実施例に係り、図４は超音波診断装置の超音波内視鏡と位置検出力テールの構成を示し、超音波内視鏡の先端部のみを拡大した図、図５は超音波診断装置の超音波観測部と超音波画像処理部の構成を示すブロック図、図６は超音波画像処理部内の画像構築部によってラジアル画像と、リニア画像とを構築する方法を説明する図、図７はモニタの画面上に表示された超音画像の一例を示す図である。

10

【００２７】

超音波診断装置の構成を図４及び図５を参照して説明する。

図に示すように超音波内視鏡１０１は、手元側の操作部１０２から体腔内へ挿入するための細長の挿入部１０３を延設してなり、この操作部１０２の側部からは超音波ケーブル１０５を延設している。

【００２８】

前記操作部１０２は、手元側の側面に配設された複数の操作ボタン１１４や先端側の側面から一部突出して配設された鉗子口１１５ａを有するとともに、内部にＤＣモータ１０９と、このＤＣモータ１０９の回転軸に一端部が接続されたフレキシブルシャフト１０８とを有している。

20

【００２９】

前記超音波ケーブル１０５内には、前記ＤＣモータ１０９に接続される信号線１１１が配設されており、この信号線１１１を介してＤＣモータ１０９の回転角度を示す回転信号が超音波画像処理部１２１に入力するようになっている。

【００３０】

また、前記挿入部１０３内には前記鉗子口１１５ａに連通する挿通部としての処置具チャンネル１１５が設けられていて、その他端は前記挿入部１０３の先端硬質部１０４に形成されている突出口１１５ｂに連通している。この挿入部１０３の先端硬質部１０４の先端側に配置されたキャップ１０６内には超音波振動子１０７が備えられている。

30

【００３１】

前記超音波振動子１０７は、前記フレキシブルシャフト１０８の他端部に取り付けられており、前記ＤＣモータ１０９により駆動されるようになっている。この超音波振動子１０７から得られるエコー信号は、フレキシブルシャフト１０８、ＤＣモータ１０９、超音波ケーブル１０５内の信号線１１１を介して、超音波画像処理部１２１に入力するようになっている。

【００３２】

前記超音波内視鏡１０１の処置具チャンネル１１５には、磁気センサ１１６を先端部に備えた位置検出力テール１１７が、その入口である鉗子口１１５ａから挿通され、出口である突出口１１５ｂから突出されるようになっている。

40

【００３３】

前記磁気センサ１１６により検出された位置信号は、この位置検出力テール１１７内を挿通する位置信号ケーブル１１８を介して超音波画像処理部１２１に入力するようになっている。

【００３４】

なお、磁気センサ１１６の近傍となる破線で囲んだ先端部、つまり前記先端硬質部１０４、キャップ１０６、処置具チャンネル１１５の突出口１１５ｂ付近、フレキシブルシャフト１０８の先端部分などは、前記磁気センサ１１６の周辺の磁場を擾乱することのないように、例えばチタン等の非磁性体により構成されている。

【００３５】

50

また、前記超音波内視鏡 101 の外部であって、被検体の外部となる位置には磁気ソース 119 が設けられていて、前記超音波画像処理部 121 に接続されている。この磁気ソース 119 と前記磁気センサ 116 とは、前記超音波画像処理部 121 内に設けられた位置信号処理部 124 に接続されていて、この位置信号処理部 124 によって位置データが算出されて断層像構成手段である画像構築部 125 に入力される。一方、エコー信号は、前記超音波画像処理部 121 内に設けられたエコー信号処理部 123 に入力されるようになっている。そして、このエコー信号処理部 123 からの出力が画像構築部 125 に入力される。また、前記 DC モータ 109 の回転角度を示す回転信号も画像構築部 125 に入力される。

【0036】

10

上述のように構成した超音波診断装置の作用を説明する。

超音波観測を行う際、超音波内視鏡 101 を被検体の体腔内に挿入して、DC モータ 109 を回転させて、フレキシブルシャフト 108 の先端に取り付けた超音波振動子 107 を回転駆動する。

【0037】

これにより超音波振動子 107 は、超音波内視鏡 101 の挿入軸方向に対して垂直な方向（つまりラジアル方向）に超音波を放射状に送波するとともに、被検体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であるエコー信号を受信する。

【0038】

このラジアルスキャン中の超音波の 1 回の送受で得られた 1 音線分のエコー信号と、そのときの DC モータ 109 の回転信号とは超音波画像処理部 121 に入力され、この 1 音線分のエコー信号はエコー信号処理部 123 に入力されて包絡線検波、非線形増幅、STC、D/A 変換など公知の処理を施してデジタルのエコーデータに変換される。そして、このエコーデータは、画像構築部 125 に入力される。また、前記エコーデータに対応して得られた回転信号も画像構築部 125 に入力される。

20

【0039】

前記磁気ソース 119 は、周囲の空間部に磁場を形成し、前記磁気センサ 116 はこの磁場を感知して磁場に依じた電圧を位置信号として位置信号処理部 124 に出力する。前記磁気センサ 116 で得られた位置信号が入力された位置信号処理部 124 では、磁気センサ 116 の磁気ソース 119 に対する位置及び傾斜角を、前記磁気ソース 119 を原点とする位置データ（ $X, Y, Z; \psi, \phi, \theta$ ）としてリアルタイムに算出して画像構築部 125 に出力する。

30

【0040】

前記画像構築部 125 は、ラジアルスキャンで得られたエコーデータからその走査面における第 1 の超音波断層像であるラジアル画像を構築し、このラジアル画像の画像信号を表示手段である画像処理モニタ 126 に出力して画面上に超音波画像を表示させる。

【0041】

また、この画像構築部 125 では、入力された回転信号とエコーデータとを基に、回転信号からエコーデータのある特定の方向、例えば内視鏡の挿入軸方向に直交する放射面内のうちある特定した角度、から得られたエコーデータであると判断したとき、そのエコーデータを 1 回転走査毎に順次並べて、第 2 の超音波画像であるリニア画像を構築し、このリニア画像の画像信号を画像処理モニタ 126 にリアルタイムに出力して画面上に超音波画像を表示させる。

40

【0042】

つまり、使用者が前記図 4 の矢印 A に示される方向に手引きで移動させてスキャンしたとき、この「特定の方向」からのエコーデータをリニア画像として画像処理モニタ 126 に表示させるようにしている。

【0043】

ここで、図 6 を参照して画像構築部 125 の作用である第 1 の超音波画像と、第 2 の超音波画像とを構築する方法を説明する。

50

図6(a)の超音波振動子107の回転の様子を示す図のように、超音波振動子107は、DCモータ109、フレキシブルシャフト108による回転駆動によって、図中点Pに示す超音波振動子107の回転中心を中心にして、例えば1回転あたり例えば0から511番まで512本の超音波ビームを順次送受する。

【0044】

同図(b)の超音波ビームとその超音波ビームから得られたエコーデータとの関係を示す図のように、各桁目の1つ1つには前記エコー信号処理部123でサンプリングされたエコーデータの1つ1つである、位置信号処理部124からの回転信号によって割り出された前記同図(a)のP0~P511に対応した超音波ビーム番号に対応したエコーデータが保存されていく。

10

【0045】

そして、前記超音波ビーム番号に対応したエコーデータから第1の超音波画像であるラジアル画像を構築する際には、前記画像構築部125では、公知の方法で座標変換処理や補間処理を施して、同図(c)のラジアル画像を構築する図に示すようなラジアル画像を構築する。

【0046】

一方、前記超音波ビーム番号に対応したエコーデータから第2の超音波画像であるリニア画像を構築する際には、前記画像構築部125では、前記超音波振動子107が複数回転して得られたエコーデータの内、特定の番号のエコーデータを位置信号処理部124の位置データを用いて、回転毎(P, P', P'', P''', ...)に順次並べ、公知の方法で補間処理を施して、同図(d)のリニア画像を構築する図に示すようなリニア画像を構築する。

20

【0047】

なお、本図(d)においては特定の超音波ビームのエコーデータとしてP0とP256を設定し、各回転毎のエコーデータを順次並べてリニア画像を構築している。このとき、手引きによってスキャンされているのでスキャンスピードが異なる。そのため、エコーデータの間隔にばらつきが生じて表示される。

【0048】

前記画像構築部125から画像処理モニタ126に出力された画像信号は、図7に示すように画面151上に、ラジアル画像152とリニア画像153とが並べられて表示される。符号157に示す実線は、前記「特定の方向」を示す指示線であり、符号158は既に得られたエコーデータで構築されたリニア画像であり、符号159はこれから得られエコーデータによって構築されるリニア画像が表示される部分であり、この時点では画像処理モニタ126の画面上には表示されていない。符号160の実線はラジアル画像152を示す指示線である。

30

【0049】

このように、超音波内視鏡の挿通部に位置検出カテーテルを配置して、位置検出カテーテルからの位置信号とラジアルスキャンで得られたエコーデータとを基に、ラジアル画像とリニア画像とを構築し、画像処理モニタの画面上にラジアル画像とリニア画像とを表示させることにより、リアルタイムで観察部位の立体形状を把握することができる。

【0050】

40

なお、位置検出カテーテル側に磁気センサを設けた構成を示したが、磁気ソースと磁気センサとの位置を逆の位置関係で配置して、位置信号処理部が磁気ソースの位置を算出するようにしてもよい。また、位置検出カテーテルに磁気センサを設けたが、超音波内視鏡自体に磁気センサを設ける構成であってもよい。さらに、位置検出手段として磁気ソースと磁気センサとを設け磁気によって位置検出を行うシステムを構築したが、加速度センサを位置検出カテーテル先端などの超音波振動子近傍に配置して位置検出を行うシステムであってもよい。

【実施例3】

【0051】

上述したように、位置検出カテーテルを超音波内視鏡の挿通部に配置した状態で、位置

50

情報を得るとともに、３次元超音波画像を構築する超音波診断装置では装置では使い勝手の向上が望まれていた。

実施例３を図８及び図９を参照して説明する。

【００５２】

図８及び図９は他の超音波診断装置の実施例に係り、図８は超音波診断装置の全体構成を説明する図、図９は超音波内視鏡の先端部の構成を示す拡大斜視図である。

【００５３】

図８に示すように本実施形態の超音波診断装置は、体腔内超音波プローブとしての超音波内視鏡２０１と、被検部位の光学像観察用の照明光を供給する光源装置２０２と、被検部位の光学観察画像を生成するビデオ装置２０３と、被検部位の２次元の超音波断層画像を生成する超音波観測装置２０４と、光学観察画像及び超音波断層画像を表示する観察用モニタ２０５と、超音波内視鏡２０１の挿入部の位置検出を行う位置検出装置２０６と、３次元の超音波画像を生成する超音波３次元画像処理装置２０７と、３次元超音波画像を表示する画像処理モニタ２０８と、これら装置間を結ぶケーブルとで主に構成されている。

10

【００５４】

超音波内視鏡２０１は、体腔内に挿入する細長の挿入部２０９の基端部に操作部２１０が連設されてなり、操作部２１０の側部より前記光源装置２０２に接続される光源ケーブル２１１と、前記超音波観測装置２０４に接続される超音波ケーブル２１２とを延出している。

20

【００５５】

前記挿入部２０９内には一端部が先端開口部２１５ａに連通し、他端部が基端開口部２１５ｂに連通するチャンネル２１５が設けられており、このチャンネル２１５には処置具類が挿通されるようになっている。

【００５６】

前記挿入部２０９の先端には先端キャップ２１３が設けられ、この先端キャップ２１３の内部には超音波を送受波する超音波振動子（不図示）が回転可能に配設されている。また、先端キャップ２１３の基端部には観察光照射窓２１６とＣＣＤカメラ２１７とが設けられている。さらに、先端キャップ２１３の基端側には、先端キャップ２１３を太矢印で示された方向へ移動する湾曲自在な湾曲部２１８が設けられている。

30

【００５７】

前記挿入部２０９の内部には、一端に超音波振動子が接続されたフレキシブルシャフト２１９が配設され、この超音波振動子を回転させるようになっている。このフレキシブルシャフト２１９の他端部は操作部２１０内まで延設され、このフレキシブルシャフト２１９を回転駆動するＤＣモータ２２０に接続されている。また、操作部２１０には、湾曲部２１８の湾曲方向を操作するための湾曲ノブ２２１が設けられている。

【００５８】

前記光源ケーブル２１１は、光源装置２０２からの観察光ａを観察光照射窓２１６へ送るためのライトガイドファイバ（不図示）とＣＣＤカメラ２１７からのＣＣＤ信号ｂをビデオ装置２０３で受信するための信号線（不図示）とを内設しており、端部には光源装置２０２に接続するための光源コネクタ２２３が設けられている。光源装置２０２には、観察光ａを発生するランプ２２４が設けられている。

40

【００５９】

また、光源コネクタ２２３には、端部に設けられた小コネクタ２２５によりビデオケーブル２２６が接続され、このビデオケーブル２２６を介してビデオ装置２０３に接続されている。ビデオ装置２０３は、ＣＣＤ信号ｂを信号処理して被検部位の光学観察画像のビデオ信号を生成し、観察用モニタ２０５に出力するようになっている。

【００６０】

前記超音波観測装置２０４に基端部に設けた超音波コネクタ２２７を介して接続される超音波ケーブル２１２には、超音波観測装置２０４から超音波振動子へパルス状の電圧を

50

送信し、超音波振動子からのエコー信号 c を超音波観測装置 204 で受信するための信号線（不図示）と、図 9 に示す穿刺針 240 に設けられた磁気センサ 241 から延出して磁場検出信号 d を位置検出装置 206 に伝送する信号線 242 に操作部 210 に設けたコネクタ 243 を介して接続される信号線とが挿通している。なお、穿刺針は、超音波内視鏡の外側に別体に設けられたシリンジ等の吸引装置や薬液注入装置と接続しており、各種の生検や処置を行うことができるように構成されている。

【0061】

超音波観測装置 204 は、エコー信号 c を信号処理して被検部位の 2 次元の超音波断層画像に関する断層像信号を生成し、観察用モニタ 205 に出力するとともに、デジタルのエコーデータを超音波 3 次元画像処理装置 207 に出力するようになっている。

10

【0062】

また、超音波コネクタ 227 には、端部に設けられた小コネクタ 228 により位置検出ケーブル 229 が接続され、この位置検出ケーブル 229 を介して位置検出装置 206 に接続されている。位置検出装置 206 は、磁場を発生する磁気ソース 230 を備えており、この磁気ソース 230 に対する磁場検出信号 d を基にデジタルの位置方向データを生成し、超音波 3 次元画像処理装置 207 に出力するようになっている。

【0063】

前記超音波 3 次元画像処理装置 207 は、超音波観測装置 204 からエコーデータを位置検出装置 206 から位置方向データとともに記録するハードディスクや光磁気ディスクなどの大容量の記録手段からなる記録部 231 と、この記録部 231 に記録されたエコーデータを座標変換する座標変換回路 232 と、座標変換されたデータを記録する 3 次元メモリ 233 と、3 次元メモリ 233 に記憶されたデータに対して 3 次元の超音波画像（以下、3 次元超音波画像と称する）を構築する処理など各種の画像処理を施す画像処理回路 234 と、この画像処理回路 234 の出力をアナログ信号に変換する表示回路 235 とを備えており、表示回路 235 で変換された 3 次元超音波画像のアナログ信号を画像処理モニタ 208 に出力するようになっている。

20

【0064】

次に、上述のように構成した本実施例の超音波診断装置の作用を説明する。

まず、穿刺針 240 を基端開口部 215 b からチャンネル 215 に挿通し、針先が先端開口部 215 a から突出することがないように配置し、穿刺針 240 の基端部に設けられているコネクタを超音波内視鏡 201 に設けられているコネクタ 243 に接続し、この状態の超音波内視鏡 201 が、医師などの使用者により、被検者の生体内の、例えば胃、食道、大腸などの管腔状臓器に挿入される。

30

【0065】

光源装置 202 からの観察光 a は、光源コネクタ 223、光源ケーブル 211 内のライトガイドファイバを経て、観察光照射窓 216 より出射され、被検部位を照明する。このとき、CCD カメラ 217 により撮像された被検部位表面に関する光学像の CCD 信号 b は、CCD カメラ 217 から光源ケーブル 211 内の信号線、光源コネクタ 223 に接続する小コネクタ 225、ビデオケーブル 226 を経て、ビデオ装置 203 に入力される。そして、ビデオ装置 203 は、CCD 信号 b を基に被検部位表面に関するビデオ信号を作成し、観察用モニタ 205 に出力する。

40

【0066】

DC モータ 220 を回転させることにより、フレキシブルシャフト 219 が回転駆動され、この駆動力はシャフト先端へ伝わって超音波振動子が回転する。この回転中、超音波振動子には超音波観測装置 204 から繰り返し送信されたパルス状の電圧が印加される。そのため、超音波振動子は、生体内へ超音波を送受波しながら回転する、いわゆるラジアルスキャンを行う。

【0067】

ラジアルスキャンにより得られた被検部位に関する超音波振動子からのエコー信号 c は、超音波ケーブル 212 内の信号線、超音波コネクタ 227 を経て、超音波観測装置 20

50

4 に入力される。そして、超音波観測装置 204 は、エコー信号 c に対して包絡線検波、対数増幅、A/D 変換などの処理を施して、被検部位に関する断層像信号を作成し、観察用モニタ 205 に出力する。

【0068】

また、超音波観測装置 204 は、エコー信号 c を基に被検部位に関するデジタルのエコーデータを作成し、超音波 3 次元画像処理装置 207 に出力する。このときのエコーデータは、超音波振動子からの距離とラジアルスキャン回転角に対応した値、すなわち極座標に対応した値をアドレスとし、各アドレスにおけるエコー信号 c の強度をデータとして記述されるものとする。

【0069】

観察用モニタ 205 は、ビデオ装置 203 からのビデオ信号により被検部位の光学観察画像を表示し、超音波観測装置 204 からの断層像信号により被検部位の 2 次元の超音波断層画像を表示する。光学観察画像と超音波断層画像の表示は、図示しないキーボードやタッチパネルなどの入力手段からの指示入力により、あるときは各画像が切り換えられ、あるときは両画像が同時に表示される。

【0070】

一方、前記穿刺針 240 に設けられた磁気センサ 241 は、磁気ソース 230 が発生する磁場を検出する。磁気 241 からの磁場検出信号 d は、信号線、超音波コネクタ 227 に接続する小コネクタ 228、位置検出ケーブル 229 を経て、位置検出装置 206 に入力される。そして、位置検出装置 206 は、磁場検出信号 d を基に磁気 241 の磁気ソ

10

20

【0071】

超音波 3 次元画像処理装置 207 では、超音波観測装置 204 からのエコーデータが、位置検出装置 206 からの位置方向データをヘッダーとして、記録部 231 に記録される。具体的には、超音波振動子の 1 回転分のエコーデータ、すなわち超音波断層像 1 枚を構成するのに必要な量のエコーデータ（以下、エコーデータブロックと称する）は、そのエコーデータブロックを取得するために超音波振動子が 1 回転したときの位置データをエコーデータブロックのヘッダーとして、記録部 231 に記録されるものとする。そして、これを繰り返すことで、連続する複数のエコーデータブロックが順次記録されることになる。

30

【0072】

そして、前記挿入部 209 の先端部が所望の位置に配置されたことを確認したなら、前記穿刺針 240 の針先を先端開口部 215a から突出させて目的部位に穿刺する。

【0073】

ここで、本実施形態の超音波診断装置による 3 次元スキャンの方法について以下に説明する。

【0074】

本実施例では、3 次元スキャンは、図 8 に示すように使用者が超音波内視鏡 201 の挿入部 209 を手で把持して、矢印の方向に（被検者から抜く方向に）動かしたり、湾曲ノブ 221 を操作して湾曲部 218 を湾曲させて、先端キャップ 213 の方向を変えることで行われる。このようにすると、超音波 3 次元画像処理装置 207 内の記録部 231 には互いに平行でなく、3 次元スキャン密度に疎密が存在するような複数の超音波断層像についてのエコーデータブロックが記録される。

40

【0075】

次に、座標変換回路 232 は、記録部 231 に記録されているエコーデータブロックを読み出し、極座標で表現されるアドレスを直交座標で表現されるよう座標変換する。さらに、座標変換回路 232 は、座標変換された複数のエコーデータブロックのうち、エコーデータブロック同士が重複する部分を平均したり、エコーデータブロック間に補間処理を施し、アドレスが 3 次元の直交座標で表現される 3 次元画像データを作成する。そしてこ

50

の３次元画像データが３次元メモリ２３３に記憶される。

【００７６】

次いで、画像処理回路２３４は、３次元メモリ２３３より３次元画像データを読み出し、３次元超音波画像を構築するのに必要な処理を施す。この画像構築処理の概要は後述する。

【００７７】

そして、表示回路２３５は、画像処理回路２３４で構築された３次元超音波画像の画像データをアナログ信号に変換して画像処理モニタ２０８に出力する。これにより、画像処理モニタ２０８には被検部位の３次元超音波画像が表示される。

【００７８】

このように、処置具の１つである穿刺針の先端部に磁気センサを配置し、この磁気センサを配置した穿刺針をチャンネルに挿通して、位置情報を得て３次元超音波画像を構築することができるとともに、穿刺針をチャンネルから抜去することなく、穿刺針を目的部位に穿刺して処置を行うことができる。このことによって、術者の作業性が大幅に向上するとともに、位置検出用のカテーテルが不要になる。

【実施例４】

【００７９】

ところで、磁気センサ、加速度センサのような位置検出システムを、超音波内視鏡をはじめとする超音波プローブに設けた場合、超音波３次元画像処理を行う際に超音波断層像どうしが重なりを持つので、画像データの重複する部分の処理が問題になっていた。

実施例４を図１０ないし図１４を参照して説明する。

【００８０】

図１０ないし図１４は別の超音波診断装置の実施例に係り、図１０は超音波画像診断装置の超音波内視鏡と位置検出カテーテルの構成を示す図、図１１は超音波画像診断装置の超音波観測部と超音波画像処理部の構成を示すブロック図、図１２は連続する複数の超音波断層像の画像データの一例を示す図、図１３は重複する画像データの処理を説明する図、図１４は３次元データを基に構築された３次元画像の一例を示す図である。

【００８１】

図１０及び図１１に示すように、この超音波内視鏡３０１は、手元側の操作部３０２から体腔内へ挿入するための細長の挿入部３０３を延設し、前記操作部３０２の側部からは超音波ケーブル３０５を延設している。

【００８２】

前記操作部３０２は、手元側の側面に配設された複数の操作ボタン３１４や先端側の側面から一部突出して配設された鉗子口３１５ａを有するとともに、内部にＤＣモータ３０９と、このＤＣモータ３０９の回転軸に一端が接続されたフレキシブルシャフト３０８とを有している。

【００８３】

前記超音波ケーブル３０５内には、前記ＤＣモータ３０９に接続される信号線３１１が配設されている。

【００８４】

また、前記挿入部３０３内には前記鉗子口３１５ａに連通する挿通部としての処置具チャンネル３１５が設けられていて、その他端は前記挿入部３０３の先端硬質部３０４に設けられた突出部３１５ｂに連通している。この挿入部３０３の先端硬質部３０４の先端に配置された先端のキャップ３０６内には超音波振動子３０７が備えられている。

【００８５】

この超音波振動子３０７は、前記フレキシブルシャフト３０８の他端に取り付けられており、ＤＣモータ３０９により駆動されるようになっている。この超音波振動子３０７から得られるエコー信号は、フレキシブルシャフト３０８、ＤＣモータ３０９、超音波ケーブル３０５内の信号線３１１、超音波コネクタ３１２内の図示しない信号線を介して、超音波観測部３１３に入力するようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 6 】

このような超音波内視鏡 3 0 1 の処置具チャンネル 3 1 5 には、磁気センサ 3 1 6 を先端部に備えた位置検出力テール 3 1 7 が、その入口である鉗子口 3 1 5 a から挿通され、出口である突出口 3 1 5 b から突出されるようになっている。

【 0 0 8 7 】

前記磁気センサ 3 1 6 により検出された位置信号は、前記位置検出力テール 3 1 7 の位置信号ケーブル 3 1 8 を介して、超音波画像処理部 3 2 1 に入力するようになっている。

【 0 0 8 8 】

なお、磁気センサ 3 1 6 の近傍となる破線で囲んだ先端部、つまり前記先端硬質部 3 0 4、キャップ 3 0 6、処置具チャンネル 3 1 5 の突出口 3 1 5 b 付近、フレキシブルシャフト 3 0 8 の先端部分などは、磁気センサ 3 1 6 の周辺の磁場を擾乱することのないように、例えばチタン等の非磁性体により構成されている。

【 0 0 8 9 】

また、超音波内視鏡 3 0 1 の外部であって、被検体の外部となる位置には磁気ソース 3 1 9 が設けられていて、前記超音波画像処理部 3 2 1 内に接続されている。

【 0 0 9 0 】

前記超音波観測部 3 1 3 からの超音波断層像の画像データは、観測モニタ 3 2 2 にリアルタイムに表示されるとともに、前記超音波画像処理部 3 2 1 に設けられた記録部 3 3 1 に入力して記録されるようになっている。

【 0 0 9 1 】

また、前記磁気センサ 3 1 6 と磁気ソース 3 1 9 は、超音波画像処理部 3 2 1 に設けられた位置信号処理部 1 2 4 に接続されていて、この位置信号処理部 1 2 4 により算出された位置データは、前記記録部 3 3 1 に入力されて前記画像データとともに記録されるようになっている。

【 0 0 9 2 】

前記記録部 3 3 1 の出力は、3次元処理部 3 2 5 に入力して所定の処理が施された後に、画像処理モニタ 3 2 6 により表示されるようになっている。

【 0 0 9 3 】

次に、このような実施形態の超音波診断装置の作用について説明する。

【 0 0 9 4 】

超音波観測を行う際には、超音波内視鏡 3 0 1 を被検体の体腔内に挿入して、D C モータ 3 0 9 を回転させることにより、フレキシブルシャフト 3 0 8 の先端に取り付けた超音波振動子 3 0 7 を回転駆動する。

【 0 0 9 5 】

これにより超音波振動子 3 0 7 は、超音波内視鏡 3 0 1 の挿入軸方向に対して垂直な方向（つまりラジアル方向）に超音波を放射状に送波するとともに、被検体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であるエコー信号を受信する。このラジアルスキャンにより得られたエコー信号は、超音波観測部 3 1 3 に入力され、超音波断層像を構成する画像データに合成されて、リアルタイムで前記観測モニタ 3 2 2 に表示される。

【 0 0 9 6 】

このとき、この画像データは、記録部 3 2 3 にも入力されて記録が行われる。つまり、超音波振動子 3 0 7 が 1 回転分のラジアルスキャンを行うと、記録部 3 2 3 には、超音波観測部 3 1 3 から出力された超音波断層像 1 枚分の画像データが記録されることになる。

【 0 0 9 7 】

磁気ソース 3 1 9 は、周囲の空間部に磁場を形成し、前記磁気センサ 3 1 6 はこの磁場を感知して、磁場に応じた電圧を位置信号として位置信号処理部 3 2 4 に出力する。前記磁気センサ 3 1 6 で得られた位置信号が入力されたこの位置信号処理部 3 2 4 では、磁気センサ 3 1 6 の磁気ソース 3 1 9 に対する位置及び傾斜角を、前記磁気ソース 3 1 9 を原

10

20

30

40

50

点とする位置データ ($X, Y, Z; \psi, \phi, \theta$) としてリアルタイムに算出する。

【0098】

この位置データは、記録部323に入力されて、前記超音波観測部313から超音波断層像1枚分の画像データが入力されたときに、同期して記録される。

【0099】

このような作用を繰り返すことによって、超音波振動子307のラジアルスキャンにより得られる連続する複数の超音波断層像の画像データが、それぞれに対応した磁気センサ316の位置データとともに記録部323に記録される。

【0100】

つまり、使用者が、超音波振動子307をラジアルスキャンさせながら、超音波内視鏡301の先端を少しずつ移動させると、例えば図12に示すような連続する複数の超音波断層像の画像データが、対応する位置データとともに記録部323に記録される訳である。

【0101】

このとき、上述した構成により、超音波内視鏡301の先端硬質部304が移動すると、磁気センサ316は前記先端硬質部304と同じ方向に同じ距離だけ移動するため、磁気センサ316により得られた位置データは、そのまま複数の超音波断層像の互いの位置及び傾斜角に係るデータとして扱ってよい。

【0102】

次に、前記3次元処理部325は、記録部323から複数の超音波断層像の画像データを得て、これらの画像データの重複する部分には平均処理を施し、また、超音波断層像同士の間には補間処理を施すことにより、ある1点を原点として (X, Y, Z) を座標とする3次元データを構成する。さらに、重複する画像データの処理は、図13に示すように後から取得された画像データで順次更新 (上書き) させて3次元データを構築するようにしてもよい。

【0103】

次いで、前記3次元処理部325は、断面設定など公知の方法により、前記3次元データに基づいて図14に示すような3次元画像を構築して、画像処理モニタ326に出力し、この画像処理モニタ326の画面上に3次元画像が表示される。この3次元画像には、図示したように、前記座標系 (X, Y, Z) が明示されており、原点が各座標軸の交点として奥に設定されていて、関心領域の空間的位置を容易に把握することができる。

【0104】

このように、本実施例においては、処置具チャンネル315が挿通部として、磁気センサ316が位置検出手段として機能し、3次元処理部325を含む超音波画像処理部321が3次元処理手段として機能するようになっている。

【0105】

このような構成によれば、超音波内視鏡が超音波振動子を走査させることにより超音波断層像を取得し、処置具チャンネルに挿通された位置検出力テールが磁気センサにより位置信号を出力し、超音波画像処理部が磁気センサからの位置信号と超音波内視鏡からの連続する複数の超音波断層像とを同期させて取得し3次元データを構成するようにしたために、画質の良好な超音波断層像を取得して3次元データを構成することができる。

【0106】

また、特別な駆動装置や特別な超音波プローブを用いなくても、汎用の超音波内視鏡を用いて3次元データを構成することができる。

【0107】

さらに、超音波内視鏡を3次元データを構成すること以外の目的に使用する際には、処置具チャンネルから位置検出力テールを抜去することができるために、操作性良く検査を行うことができる。

【0108】

そして、3次元画像を観察した後に、処置具チャンネルから位置検出力テールを抜去

10

20

30

40

50

して、例えば鉗子等を挿入して生検など各種の処置を行うことができる。そのため、ルーチン検査の中で３次元データを構成することができる。

【０１０９】

又、位置検出器からの信号線を設けるスペースが処置具チャンネルと兼用されるため、位置検出器を超音波内視鏡に直接取りつける構成であっても超音波内視鏡の外形寸法を細径にすることができる。

【０１１０】

さらに、先端硬質部をチタン等の非磁性体により構成したために、磁気センサ周辺の磁場を擾乱することがなく、正確に位置を検出することができる。

【０１１１】

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。

【０１１２】

[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。

【０１１３】

(１) 先端部に位置検出のための位置検出手段を有する位置検出力ターテルと、挿通部を有する内視鏡とを備え、

前記位置検出力ターテルは、前記内視鏡の挿通部に挿入され、前記位置検出手段からの位置信号を基に内視鏡の位置若しくは挿入形状に関する情報を得る内視鏡装置において、

前記位置検出力ターテルを前記内視鏡の挿通部に着脱自在に固定する固定手段を設けた内視鏡装置。

【０１１４】

(２) 前記固定手段は、位置検出力ターテルの周凸部を設けた固定端部材と、この固定端部材が配置される内視鏡の固定端部材配置穴に形成した周溝とで構成される付記 １ 記載の内視鏡装置。

このことにより、位置検出力ターテルの固定端部材に設けた周凸部を、内視鏡の挿通部の固定端部材配置穴の周溝に係入させることによって、位置検出力ターテルと内視鏡とが所定の位置関係で一体的に固定される。

【０１１５】

(３) 前記固定手段は、位置検出力ターテルの固定端部材と、この固定端部材の外周面に対して遊嵌し、外周面に雄ネジを形成した回動子と、この回動子の雄ネジが螺合する雌ネジを形成した前記固定端部材が配置される固定短部材配置穴とで構成される付記 １ 記載の内視鏡装置。

【０１１６】

このことにより、位置検出力ターテルの固定端部材を、内視鏡の固定端部材配置穴に配置した後、回動子を固定端部材に遊嵌させ、この回動子を固定端部材配置穴に螺合していくことにより、固定端部材の一端面が固定端部材配置穴の底面に密着した状態になって位置検出力ターテルと内視鏡とが所定の位置関係で一体的に固定される。

【０１１７】

(１ １) 超音波振動子を設け、前記超音波振動子を回動走査させることにより第 １ の超音波断層像を得る超音波内視鏡と、前記超音波振動子近傍に配され、位置を検出するための位置検出手段とを備えた超音波診断装置において、

前記位置検出手段からの位置信号に基づき、特定の方向のエコーデータから第 ２ の超音波断層像を構成する断層像構成手段と、前記第 １ の超音波断層像と第 ２ の超音波断層像とを同時に表示する表示手段とを具備する超音波診断装置。

【０１１８】

(１ ２) 超音波振動子を設け、前記超音波振動子を回動走査させることにより第 １ の超音波断層像を得る超音波内視鏡と、空間に磁場を張る磁気ソースと、この磁気ソースの磁場

10

20

30

40

50

を検出する磁気センサとを備え

前記磁気センサ又は前記磁気ソースのどちらか一方が前記超音波振動子近傍に配された超音波診断装置において、

前記磁気センサからの位置信号に基づき、特定の方向のエコーデータから第2の超音波断層像を構成する断層像構成手段と、前記第1の超音波断層像と第2の超音波断層像とを同時に表示する表示手段とを具備する超音波診断装置。

【0119】

(13) 前記超音波内視鏡が挿通部を有し、この挿通部に挿通して使用されるカテーテルの先端部に前記位置検出手段を設けた位置検出カテーテルを備えた付記11又は付記12記載の超音波診断装置。

10

【0120】

(21) 挿入部に生検又は治療用処置具を挿入するための挿通部を設け、前記挿入部の先端に設けた超音波振動子から超音波を送受波してエコーデータを得る超音波プローブと、先端部に位置検出手段を設け、前記挿通部に挿入して被検部位の生検又は治療を行う生検又は治療用処置具と、前記超音波プローブにより得られたエコーデータと前記処置具の位置検出手段の出力を基に得られた位置情報とから被検部位の3次元データを取得する3次元構成手段とを有する超音波診断装置。

【0121】

(22) 生検又は治療用処置具を挿通部に挿入した状態で超音波プローブを体腔内に挿入し、超音波プローブから超音波を送受波しエコーデータを得ている状態で超音波発信面とは異なる方向に超音波プローブを移動させ、超音波プローブから得られたエコーデータと治療用処置具の位置検出手段の出力を基に得られた位置情報とから3次元データ構成手段で被検部位の3次元データを構成し、被検部位の3次元超音波画像を表示手段に表示する超音波診断方法。

20

【図面の簡単な説明】

【0122】

【図1】図1及び図2は本発明の実施例1に係り、図1は内視鏡と位置検出カテーテルとを示す説明図

【図2】位置検出カテーテルを内視鏡の挿通部に固定する固定手段の構成を説明する図

【図3】位置検出カテーテルを内視鏡の挿通部に固定する他の固定手段の構成を説明する図

30

【図4】図4ないし図7は超音波診断装置の実施例2に係り、図4は超音波診断装置の超音波内視鏡と位置検出カテーテルの構成を示し、超音波内視鏡の先端部のみを拡大した図

【図5】超音波診断装置の超音波観測部と超音波画像処理部の構成を示すブロック図

【図6】超音波画像処理部内の画像構築部によってラジアル画像と、リニア画像とを構築する方法を説明する図

【図7】モニタの画面上に表示された超音画像の一例を示す図

【図8】図8及び図9は超音波診断装置の実施例3に係り、図8は超音波診断装置の全体構成を説明する図

【図9】超音波内視鏡の先端部の構成を示す拡大斜視図

40

【図10】図10ないし図14は超音波診断装置の実施例4に係り、図10は超音波画像診断装置の超音波内視鏡と位置検出カテーテルの構成を示す図

【図11】超音波画像診断装置の超音波観測部と超音波画像処理部の構成を示すブロック図

【図12】連続する複数の超音波断層像の画像データの一例を示す図

【図13】重複する画像データの処理を説明する図

【図14】3次元データを基に構築された3次元画像の一例を示す図

【符号の説明】

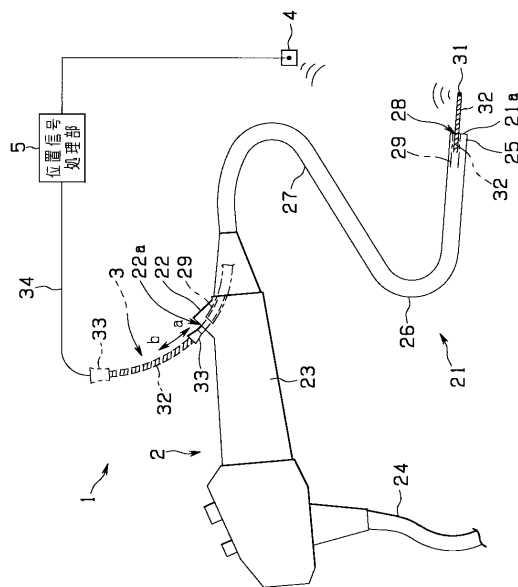
【0123】

101 ... 超音波内視鏡

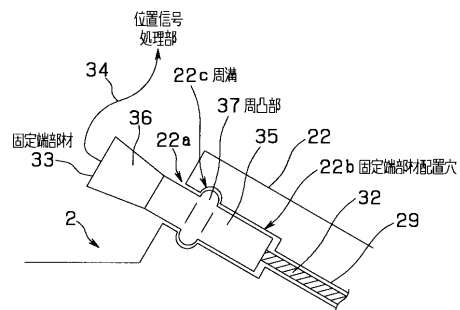
50

- 1 0 3 ... 挿入部
- 1 0 7 ... 超音波振動子
- 1 1 6 ... 磁気センサ
- 1 1 7 ... 位置検出カテーテル
- 1 1 9 ... 磁気ソース
- 1 2 1 ... 超音波画像処理部
- 1 2 5 ... 画像構築部

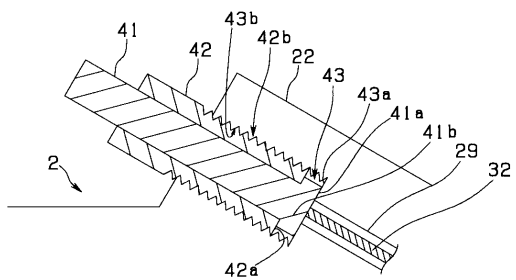
【 図 1 】



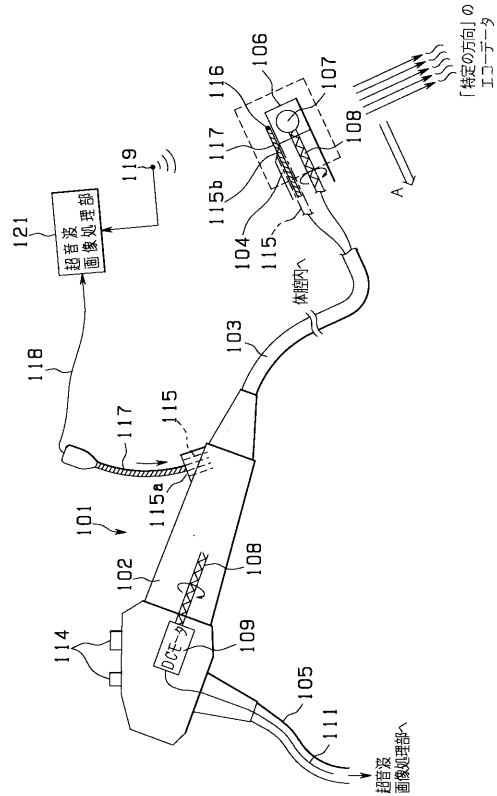
【 図 2 】



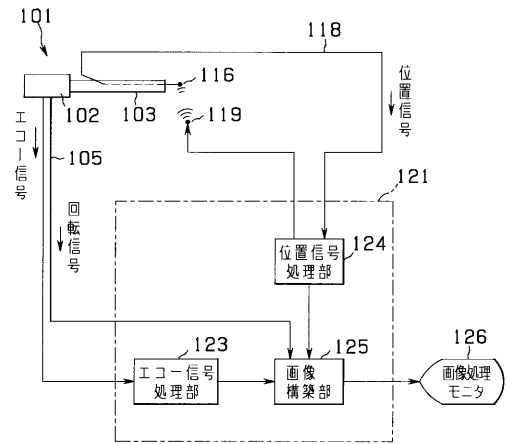
【 図 3 】



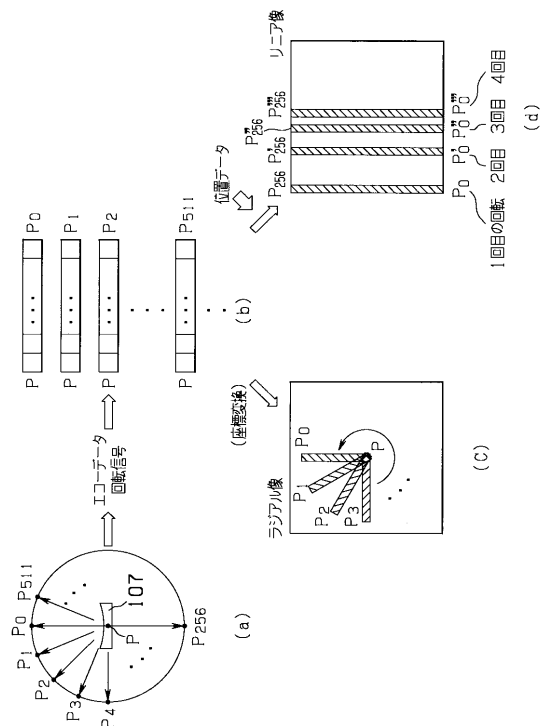
【 図 4 】



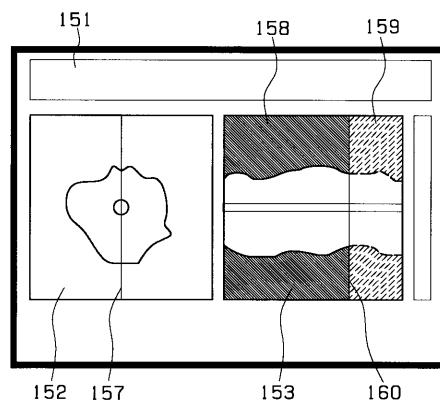
【 図 5 】



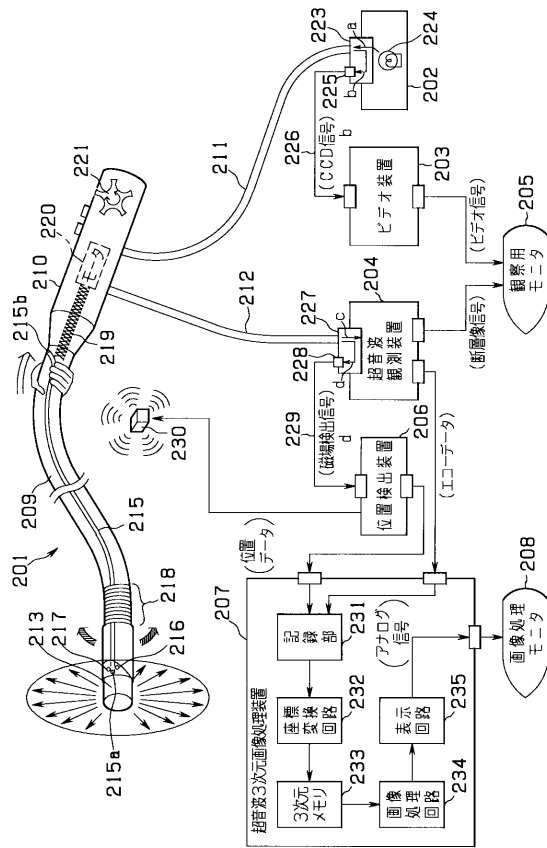
【 図 6 】



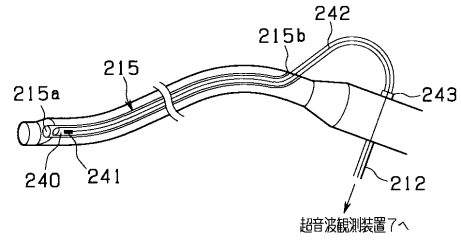
【圖 7】



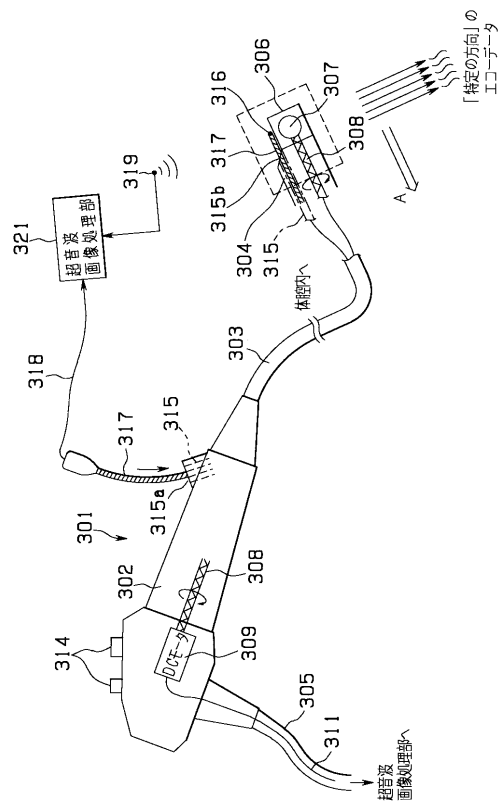
【図 8】



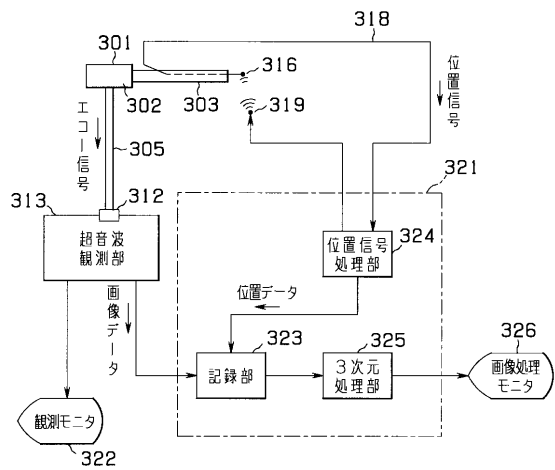
【図 9】



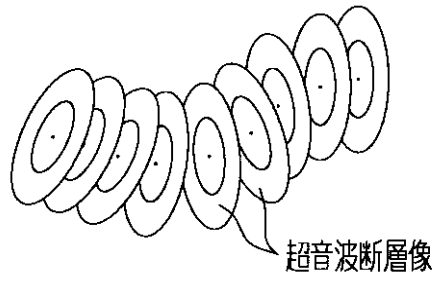
【図 10】



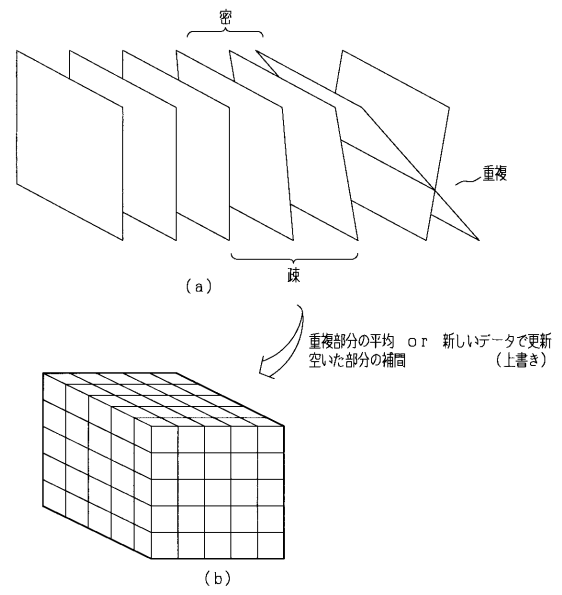
【図 11】



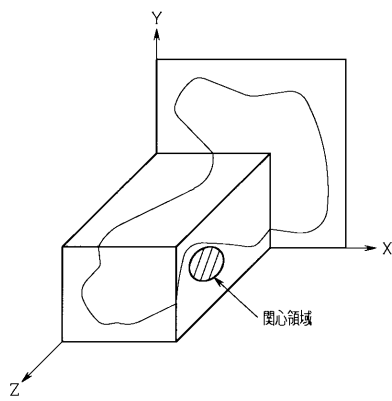
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 児玉 啓成
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4 3番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 長谷川 潤
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4 3番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 大館 一郎
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4 3番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 川端 健
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4 3番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 内村 澄洋
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4 3番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 石村 寿朗
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4 3番2号 オリンパス株式会社内
- Fターム(参考) 4C061 BB08 GG11 JJ17
4C601 BB03 BB14 BB24 EE07 FE01 KK21 LL40

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005254024A	公开(公告)日	2005-09-22
申请号	JP2005170121	申请日	2005-06-09
[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	川島知直 小柳秀樹 大野正弘 児玉啓成 長谷川潤 大館一郎 川端健 内村澄洋 石村寿朗		
发明人	川島 知直 小柳 秀樹 大野 正弘 児玉 啓成 長谷川 潤 大館 一郎 川端 健 内村 澄洋 石村 寿朗		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.552		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/GG11 4C061/JJ17 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE07 4C601/FE01 4C601/KK21 4C601/LL40 4C161/BB08 4C161/GG11 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4198130B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，实时掌握三维形状。ZSOLUTION：插入部分103的尖端部分设置有由DC电动机109驱动的超声波振动器107.表示DC电动机109的旋转角度的旋转信号通过信号线111输入到超声波图像处理部分121。设置在从内窥镜101的操作部分102侧延伸的超声波电缆105中。从超声波振动器107获得的回波信号通过信号线111输入到超声波图像处理部分121.具有位置检测导管117尖端处的磁传感器116穿过内窥镜101的治疗工具通道115.由磁传感器检测的位置信号通过位置检测导管117中的位置信号电缆118输入到超声图像处理部分121。磁源119设置在内窥镜的外部位置并连接到超声图像处理部分121

