

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4198130号
(P4198130)

(45) 発行日 平成20年12月17日(2008.12.17)

(24) 登録日 平成20年10月10日(2008.10.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 1 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2005-170121 (P2005-170121)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成17年6月9日(2005.6.9)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願平10-171716の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
原出願日	平成10年6月18日(1998.6.18)	(74) 代理人	100076233
(65) 公開番号	特開2005-254024 (P2005-254024A)		弁理士 伊藤 進
(43) 公開日	平成17年9月22日(2005.9.22)	(72) 発明者	川島 知直
審査請求日	平成17年6月9日(2005.6.9)		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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部に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、前記挿通部に挿入する処置具と、

前記超音波プローブにより得られたエコーデータと、前記挿通部に挿入された前記処置具における前記位置検出手段の出力とにより得られた位置情報に基づいて被検部位の3次元データを取得する3次元構成手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【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診断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

しては、先端部に位置検出手段を備えた位置検出力ターテルを超音波内視鏡の挿通部に挿通させ、前記特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 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。

【特許文献 1】特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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】

【 0 0 0 5 】

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、挿入部に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、前記挿通部に挿入する処置具と、前記超音波プローブにより得られたエコーデータと、前記挿通部に挿入された前記処置具における前記位置検出手段の出力とにより得られた位置情報に基づいて被検部位の3次元データを取得する3次元構成手段と、を具備したことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 6 】

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】

【 0 0 0 7 】

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】

【 0 0 0 8 】

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ターテルとを示す説明図、図 2 は位置検出力タ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 2 1 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 3 1 を備えた位置検出力ターテル 3 と、前記磁気ソース 3 1 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 3 1 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。

【 0 0 0 9 】

前記内視鏡 2 は、体腔内に挿入される細長な挿入部 2 1 と、この挿入部 2 1 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 2 2 を有する操作部 2 3 と、この操作部 2 3 の側部から延出するユニバーサルコード 2 4 とで構成され、前記挿入部 2 1 は先端側より順に硬質な先端部 2 5、湾曲駒を接続して例えば上下・左右に湾曲自在な湾曲部 2 6、可撓性を有する軟性管 2 7 を連設している。前記挿入部 2 1 内には前記処置具挿通部 2 2 の端面に形成されている処置具挿通口 2 2 a に一端部が連通し、他端部が挿入部 2 1 の先端面 2 1 a に形成されている処置具チャンネル開口 2 8 に連通する挿通部を構成する処置具チャンネル 2 9 が設けられている。

【 0 0 1 0 】

一方、前記位置検出力ターテル 3 は、前記処置具チャンネル 2 9 に挿通される弾性を有

10

20

30

40

50

する例えば細長なコイルで形成されたシャフト 3 2 と、このシャフト 3 2 の先端部に配置された磁場を発生する前記磁気ソース 3 1 と、前記シャフト 3 2 の基端部に配置された固定端部材 3 3 とで構成され、前記磁気ソース 3 1 から延びる位置信号ケーブル 3 4 は前記シャフト 3 2 内を挿通して固定端部材 3 3 から延出して前記位置信号処理部 5 に接続されている。

【 0 0 1 1 】

図 2 に示すように、前記操作部 2 3 の処置具挿通部 2 2 には、前記固定端部材 3 3 が挿通されるとともに、前記処置具チャンネル 2 9 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）2 2 b が形成されており、この端部配置穴 2 2 b 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 2 2 c が形成されている。

10

【 0 0 1 2 】

一方、前記位置検出力テール 3 の固定端部材 3 3 は、前記位置信号ケーブル 3 4 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 2 2 b に挿入される挿入部 3 5 と、基端面が前記処置具挿通口 2 2 a の開口より大きくなるように傾斜面を設けた把持部 3 6 と、前記挿入部 3 5 の中途部に設けられ前記周溝 2 2 c 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 3 7 とで構成されている。

【 0 0 1 3 】

なお、シャフト 3 2 の先端部に配置されている磁気ソース 3 1 が先端面 2 1 a から突出するように、予め処置具チャンネル 2 9 の長さに対してシャフト 3 2 の長さを設定している。このため、前記シャフト 3 2 を前記処置具チャンネル 2 9 に挿入し、前記固定端部材 3 3 の周凸部 3 7 が前記端部配置穴 2 2 b の周溝 2 2 c 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 3 2 の先端部に配置されている磁気ソース 3 1 が挿入部 2 1 の先端面 2 1 a 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。

20

【 0 0 1 4 】

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。

30

【 0 0 1 5 】

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。

40

【 0 0 1 6 】

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

50

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。

【 0 0 1 7 】

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ターテル 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える。

10

【 0 0 1 8 】

このように、位置検出力ターテ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、前記位置検出力ターテ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、位置検出力ターテ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ターテ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。

【 0 0 1 9 】

20

また、位置検出力ターテ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、この位置検出力ターテ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。

【 0 0 2 0 】

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、位置検出力ターテ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用カテーテルを抜去させた後、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用カテーテ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。

30

【 0 0 2 1 】

又、前記位置検出力ターテ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やシャフトの長さを設定したことによって、位置検出力ターテ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。

40

【 0 0 2 2 】

なお、位置検出力ターテル 3 を内視鏡 2 の処置具チャンネル 2 9 に一体的に固定する固定手段を端部配置穴 2 2 b の中途部に形成した周溝 2 2 c と、固定端部材 3 3 の挿入部 3 5 の中途部に設けた周凸部 3 7 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 4 1 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 4 2 を配置し、この回動子 4 2 によって前記固定端部材 4 1 の一端面 4 1 a を端部配置穴 4 3 の底面 4 3 a に当接させて、位置検出力ターテル 3 を内視鏡 2 の処置具挿通部 2 2 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 4 3 の内周面には雌ネジ 4 3 b が形成される一方、前記回動子 4 2 の先端側端部外周面には前記雌ネジ 4 3 b に螺合する雄ネジ 4 2

50

b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、位置検出力テテル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、位置検出力テテル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

10

【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、位置検出力テテ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、位置検出力テテ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】

20

【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テ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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【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。

10

【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レル 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。

【0033】

前記磁気センサ 116 により検出された位置信号は、この位置検出力テレル 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。

20

【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】

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。

30

【0036】

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。

40

【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

50

て得られた回転信号も画像構築部 1 2 5 に入力される。

【 0 0 3 9 】

前記磁気ソース 1 1 9 は、周囲の空間部に磁場を形成し、前記磁気センサ 1 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 1 2 4 に出力する。前記磁気センサ 1 1 6 で得られた位置信号が入力された位置信号処理部 1 2 4 では、磁気センサ 1 1 6 の磁気ソース 1 1 9 に対する位置及び傾斜角を、前記磁気ソース 1 1 9 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 1 2 5 に出力する。

【 0 0 4 0 】

前記画像構築部 1 2 5 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 1 2 6 に出力して画面上に超音波画像を表示させる。

10

【 0 0 4 1 】

また、この画像構築部 1 2 5 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 1 2 6 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。

【 0 0 4 2 】

20

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 1 2 6 に表示させるようにしている。

【 0 0 4 3 】

ここで、図 6 を参照して画像構築部 1 2 5 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。

図 6 (a) の超音波振動子 1 0 7 の回転の様子を示す図のように、超音波振動子 1 0 7 は、DC モータ 1 0 9、フレキシブルシャフト 1 0 8 による回転駆動によって、図中点 P に示す超音波振動子 1 0 7 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 5 1 1 番まで 5 1 2 本の超音波ビームを順次送受する。

30

【 0 0 4 4 】

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、各柵目の 1 つ 1 つには前記エコー信号処理部 1 2 3 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 1 2 4 からの回転信号によって割り出された前記同図 (a) の P 0 ~ P 511 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。

【 0 0 4 5 】

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 1 2 5 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。

40

【 0 0 4 6 】

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 1 2 5 では、前記超音波振動子 1 0 7 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 1 2 4 の位置データを用いて、回転毎 ($P, P', P'', P''', \dots$) 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。

【 0 0 4 7 】

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 P 0 と P 256 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

50

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。

【 0 0 4 8 】

前記画像構築部 1 2 5 から画像処理モニタ 1 2 6 に出力された画像信号は、図 7 に示すように画面 1 5 1 上に、ラジアル画像 1 5 2 とリニア画像 1 5 3 とが並べられて表示される。符号 1 5 7 に示す実線は、前記「特定の方向」を示す指示線であり、符号 1 5 8 は既に得られたエコーデータで構築されたりニア画像であり、符号 1 5 9 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 1 2 6 の画面上には表示されていない。符号 1 6 0 の実線はラジアル画像 1 5 2 を示す指示線である。

10

【 0 0 4 9 】

このように、超音波内視鏡の挿通部に位置検出力ターテルを配置して、位置検出力タ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。

【 0 0 5 0 】

なお、位置検出力タ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、位置検出力タ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力タ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。

20

【 実施例 3 】

【 0 0 5 1 】

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

【 0 0 5 2 】

30

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。

【 0 0 5 3 】

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 2 0 1 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 2 0 2 と、被検部位の光学観察画像を生成するビデオ装置 2 0 3 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 2 0 4 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 2 0 5 と、超音波内視鏡 2 0 1 の挿入部の位置検出を行う位置検出装置 2 0 6 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 2 0 7 と、3次元超音波画像を表示する画像処理モニタ 2 0 8 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。

40

【 0 0 5 4 】

超音波内視鏡 2 0 1 は、体腔内に挿入する細長の挿入部 2 0 9 の基端部に操作部 2 1 0 が連設されてなり、操作部 2 1 0 の側部より前記光源装置 2 0 2 に接続される光源ケーブル 2 1 1 と、前記超音波観測装置 2 0 4 に接続される超音波ケーブル 2 1 2 とを延出している。

【 0 0 5 5 】

前記挿入部 2 0 9 内には一端部が先端開口部 2 1 5 a に連通し、他端部が基端開口部 2 1 5 b に連通するチャンネル 2 1 5 が設けられており、このチャンネル 2 1 5 には処置具類が挿通されるようになっている。

50

【 0 0 5 6 】

前記挿入部 2 0 9 の先端には先端キャップ 2 1 3 が設けられ、この先端キャップ 2 1 3 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 2 1 3 の基端部には観察光照射窓 2 1 6 と CCD カメラ 2 1 7 とが設けられている。さらに、先端キャップ 2 1 3 の基端側には、先端キャップ 2 1 3 を太矢印で示された方向へ移動する湾曲自在な湾曲部 2 1 8 が設けられている。

【 0 0 5 7 】

前記挿入部 2 0 9 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 2 1 9 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 2 1 9 の他端部は操作部 2 1 0 内まで延設され、このフレキシブルシャフト 2 1 9 を回転駆動する DC モータ 2 2 0 に接続されている。また、操作部 2 1 0 には、湾曲部 2 1 8 の湾曲方向を操作するための湾曲ノブ 2 2 1 が設けられている。

10

【 0 0 5 8 】

前記光源ケーブル 2 1 1 は、光源装置 2 0 2 からの観察光 a を観察光照射窓 2 1 6 へ送るためのライトガイドファイバ（不図示）と CCD カメラ 2 1 7 からの CCD 信号 b をビデオ装置 2 0 3 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 2 0 2 に接続するための光源コネクタ 2 2 3 が設けられている。光源装置 2 0 2 には、観察光 a を発生するランプ 2 2 4 が設けられている。

【 0 0 5 9 】

また、光源コネクタ 2 2 3 には、端部に設けられた小コネクタ 2 2 5 によりビデオケーブル 2 2 6 が接続され、このビデオケーブル 2 2 6 を介してビデオ装置 2 0 3 に接続されている。ビデオ装置 2 0 3 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 2 0 5 に出力するようになっている。

20

【 0 0 6 0 】

前記超音波観測装置 2 0 4 に基端部に設けた超音波コネクタ 2 2 7 を介して接続される超音波ケーブル 2 1 2 には、超音波観測装置 2 0 4 から超音波振動子へパルス状の電圧を送信し、超音波振動子からのエコー信号 c を超音波観測装置 2 0 4 で受信するための信号線（不図示）と、図 9 に示す穿刺針 2 4 0 に設けられた磁気センサ 2 4 1 から延出して磁場検出信号 d を位置検出装置 2 0 6 に伝送する信号線 2 4 2 に操作部 2 1 0 に設けたコネクタ 2 4 3 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。

30

【 0 0 6 1 】

超音波観測装置 2 0 4 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 2 0 5 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 2 0 7 に出力するようになっている。

【 0 0 6 2 】

また、超音波コネクタ 2 2 7 には、端部に設けられた小コネクタ 2 2 8 により位置検出ケーブル 2 2 9 が接続され、この位置検出ケーブル 2 2 9 を介して位置検出装置 2 0 6 に接続されている。位置検出装置 2 0 6 は、磁場を発生する磁気ソース 2 3 0 を備えており、この磁気ソース 2 3 0 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 2 0 7 に出力するようになっている。

40

【 0 0 6 3 】

前記超音波 3 次元画像処理装置 2 0 7 は、超音波観測装置 2 0 4 からのエコーデータを位置検出装置 2 0 6 からの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 2 3 1 と、この記録部 2 3 1 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 2 3 2 と、座標変換されたデータを記録する 3 次元メモリ 2 3 3 と、3 次元メモリ 2 3 3 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 2 3 4 と、この画像処理回路 2 3 4 の出力をアナログ信号に変換する表示回路 2 3 5

50

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。

【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 215b からチャンネル 215 に挿通し、針先が先端開口部 215a 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。

【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。

【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 204 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 の磁気ソース 230 に対する位置 (x, y, z) と配向 [オイラー角 (ψ , θ , ϕ)] とに関する情報を含んだデジタルの位置データを超音波 3 次元画像処理装置 207 に出力する。

【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、

10

20

30

40

50

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。

【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 215 a から突出させて目的部位に穿刺する。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 1 2 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 1 3 は重複する画像データの処理を説明する図、図 1 4 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。

【 0 0 8 1 】

図 1 0 及び図 1 1 に示すように、この超音波内視鏡 3 0 1 は、手元側の操作部 3 0 2 から体腔内へ挿入するための細長の挿入部 3 0 3 を延設し、前記操作部 3 0 2 の側部からは超音波ケーブル 3 0 5 を延設している。

【 0 0 8 2 】

前記操作部 3 0 2 は、手元側の側面に配設された複数の操作ボタン 3 1 4 や先端側の側面から一部突出して配設された鉗子口 3 1 5 a を有するとともに、内部に D C モータ 3 0 9 と、この D C モータ 3 0 9 の回転軸に一端が接続されたフレキシブルシャフト 3 0 8 とを有している。

10

【 0 0 8 3 】

前記超音波ケーブル 3 0 5 内には、前記 D C モータ 3 0 9 に接続される信号線 3 1 1 が配設されている。

【 0 0 8 4 】

また、前記挿入部 3 0 3 内には前記鉗子口 3 1 5 a に連通する挿通部としての処置具チャンネル 3 1 5 が設けられていて、その他端は前記挿入部 3 0 3 の先端硬質部 3 0 4 に設けられた突出口 3 1 5 b に連通している。この挿入部 3 0 3 の先端硬質部 3 0 4 の先端に配置された先端のキャップ 3 0 6 内には超音波振動子 3 0 7 が備えられている。

20

【 0 0 8 5 】

この超音波振動子 3 0 7 は、前記フレキシブルシャフト 3 0 8 の他端に取り付けられており、D C モータ 3 0 9 により駆動されるようになっている。この超音波振動子 3 0 7 から得られるエコー信号は、フレキシブルシャフト 3 0 8 、D C モータ 3 0 9 、超音波ケーブル 3 0 5 内の信号線 3 1 1 、超音波コネクタ 3 1 2 内の図示しない信号線を介して、超音波観測部 3 1 3 に入力するようになっている。

【 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。

30

【 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 】

40

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

50

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。

10

【 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。

20

【 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。

【 0 0 9 8 】

この位置データは、記録部 3 2 3 に入力されて、前記超音波観測部 3 1 3 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。

30

【 0 0 9 9 】

このような作用を繰り返すことによって、超音波振動子 3 0 7 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 3 1 6 の位置データとともに記録部 3 2 3 に記録される。

【 0 1 0 0 】

つまり、使用者が、超音波振動子 3 0 7 をラジアルスキャンさせながら、超音波内視鏡 3 0 1 の先端を少しずつ移動させると、例えば図 1 2 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 3 2 3 に記録される訳である。

【 0 1 0 1 】

このとき、上述した構成により、超音波内視鏡 3 0 1 の先端硬質部 3 0 4 が移動すると、磁気センサ 3 1 6 は前記先端硬質部 3 0 4 と同じ方向に同じ距離だけ移動するため、磁気センサ 3 1 6 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。

40

【 0 1 0 2 】

次に、前記 3 次元処理部 3 2 5 は、記録部 3 2 3 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 1 3 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

50

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。

10

【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ターテ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。

20

【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ターテ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ターテルを抜去して、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。

30

【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]

40

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】

50

(2) 前記固定手段は、位置検出カテ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、位置検出カテ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、位置検出カテ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、位置検出カテ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。

10

【0116】

このことにより、位置検出カテ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カテ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】

(11) 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、

20

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】

(12) 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。

30

【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。

【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。

40

【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。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 1 2 2 】

【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力テールとを示す説明図

【図 2】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

【図 3】位置検出力テー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

【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】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

10

【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

【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力テールの構成を示す図

【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

20

【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】

【 0 1 2 3 】

1 0 1 ... 超音波内視鏡

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 ... 位置検出力テール

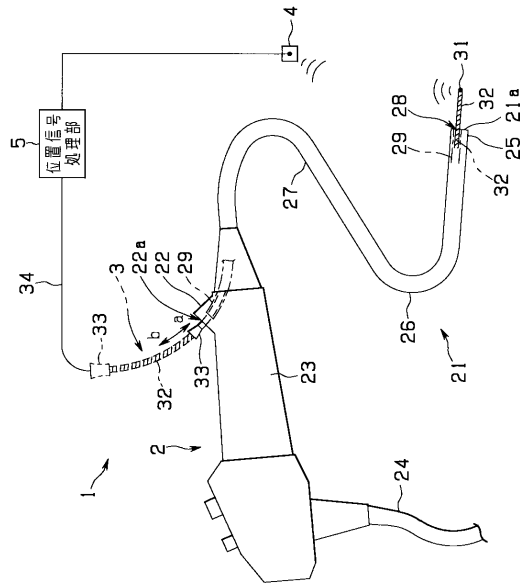
30

1 1 9 ... 磁気ソース

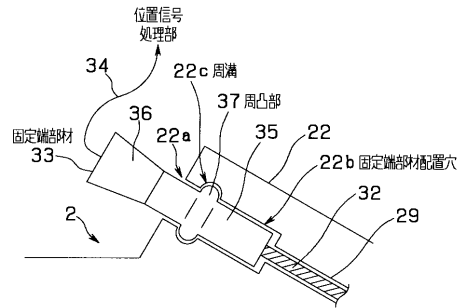
1 2 1 ... 超音波画像処理部

1 2 5 ... 画像構築部

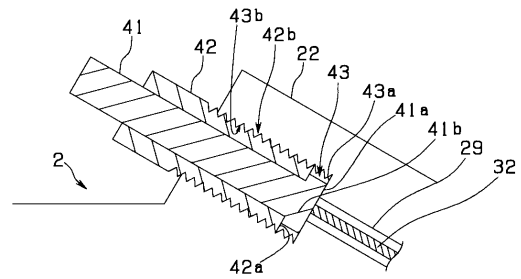
【図 1】



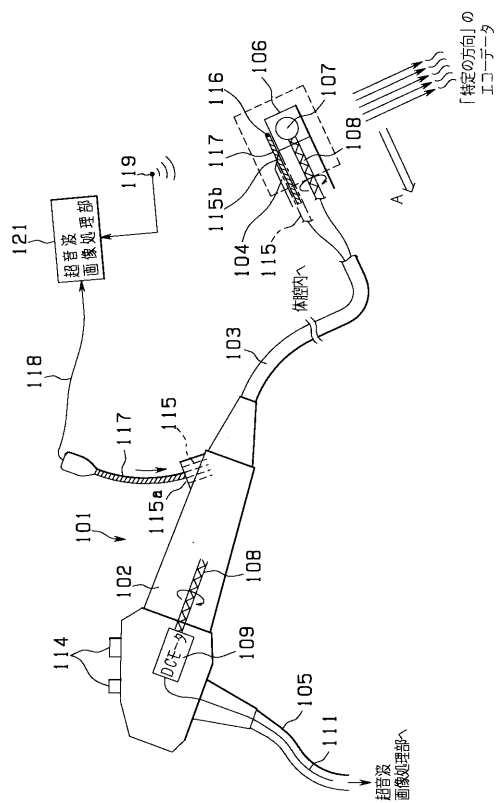
【図 2】



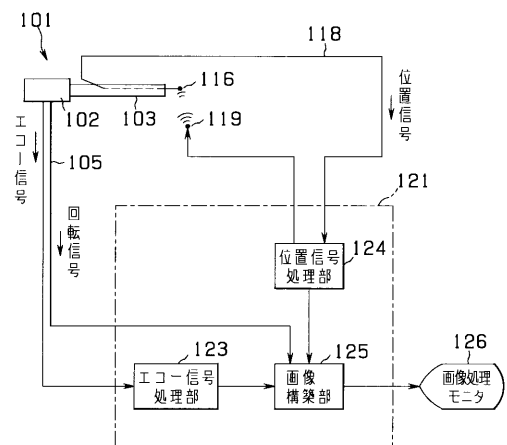
【図 3】



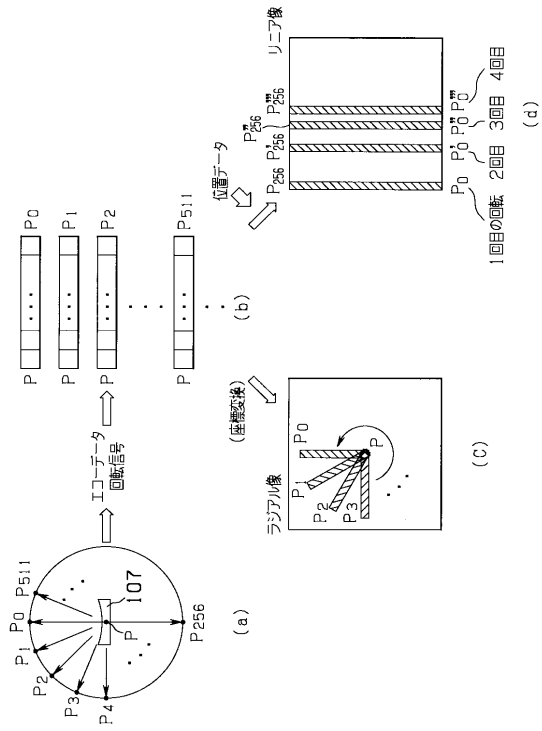
【図 4】



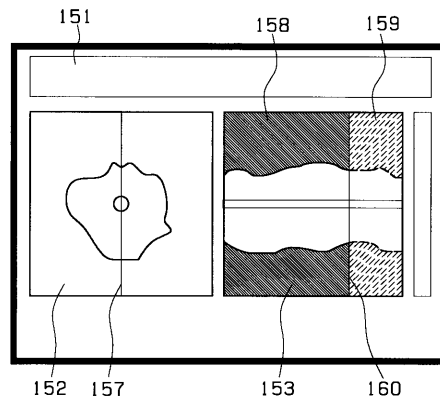
【図 5】



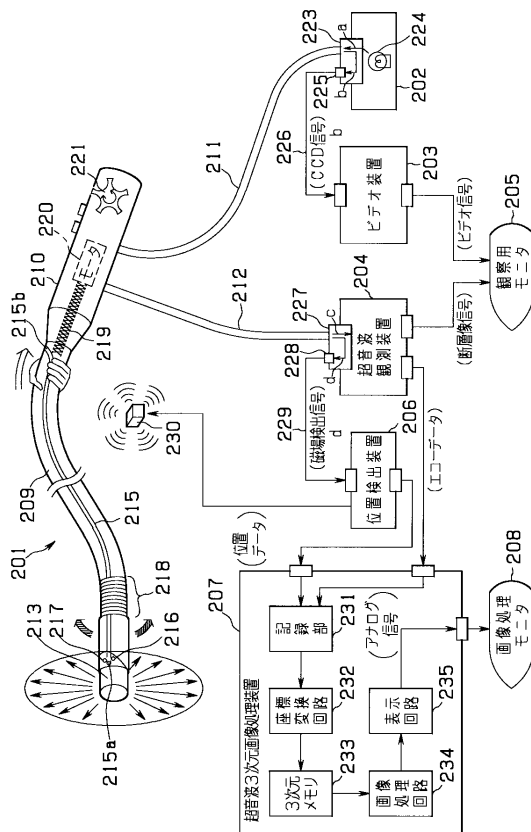
【図 6】



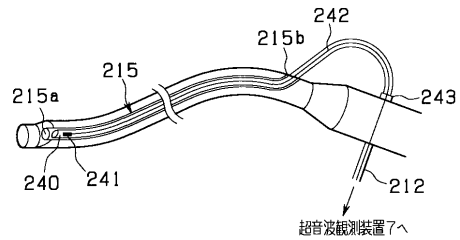
【図 7】



【図 8】



【図 9】



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

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平 1 0 - 0 8 0 4 2 0 (J P , A)
特開平 0 2 - 2 6 5 5 3 6 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 6 1 9 0 0 (J P , A)
特開平 0 8 - 0 0 0 5 4 2 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 1 9 4 3 2 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 7 7 1 1 3 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 2 8 3 1 2 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 5 1 8 9 3 (J P , A)
特開平 0 9 - 2 3 8 9 4 6 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 3 8 0 8 8 (J P , A)

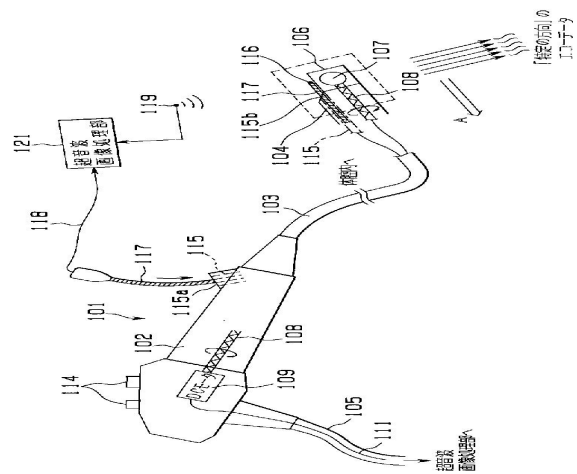
(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 1 2
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4198130B2	公开(公告)日	2008-12-17
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		
当前申请(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 大舘一郎 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 大舘 一郎 川端 健 内村 澄洋 石村 寿朗		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
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 4C161/BB08 4C161/GG11 4C161/JJ17 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE07 4C601/FE01 4C601/KK21 4C601/LL40		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2005254024A		
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



【 ㊦ 4 】