

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4551051号
(P4551051)

(45) 発行日 平成22年9月22日 (2010.9.22)

(24) 登録日 平成22年7月16日 (2010.7.16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 4 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2002-115397 (P2002-115397)
 (22) 出願日 平成14年4月17日 (2002.4.17)
 (65) 公開番号 特開2003-305044 (P2003-305044A)
 (43) 公開日 平成15年10月28日 (2003.10.28)
 審査請求日 平成17年2月4日 (2005.2.4)
 審判番号 不服2008-18298 (P2008-18298/J1)
 審判請求日 平成20年7月17日 (2008.7.17)

(73) 特許権者 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
 リンパス光学工業株式会社内

合議体

審判長 郡山 順

審判官 石川 太郎

審判官 秋月 美紀子

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】

体腔内に挿入される超音波プローブの先端部に、該超音波プローブの軸に垂直な断層面の面内で走査する超音波振動子を備え、この超音波プローブから出力する超音波エコー信号を基に超音波断層像を構築する超音波診断装置において、

前記超音波プローブの挿入形状を検出する挿入形状検出手段と、

前記超音波プローブの先端における断層面の位置及び方向を検出する断層面位置方向検出手段と、

前記挿入形状検出手段が検出したデータと前記断層面位置方向検出手段が検出した前記断層面の位置及び方向データとを基に、前記超音波プローブの挿入形状と、前記超音波断層像の断層面の位置及び方向とを合成した補助像を作成する補助像作成手段と、

を設け、

前記補助像作成手段は、平行四辺形の断層面マーカを作成すると共に、前記断層面上の特定の方向を示す方向マーカを当該断層面マーカ上に合成し、前記超音波断層像の断層面の位置と方向を表す前記補助像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

体腔内に挿入される超音波プローブの先端部に、該超音波プローブの軸に垂直な断層面の面内で走査する超音波振動子を備え、この超音波プローブから出力する超音波エコー信号を基に超音波断層像を構築する超音波診断装置において、

前記超音波プローブの挿入形状を検出する挿入形状検出手段と、

10

20

前記挿入形状検出手段が検出した超音波プローブの挿入形状から補助像を作成する補助像作成手段と、

前記超音波プローブの先端における断層面の位置及び方向をそれぞれ3個の変数として検出する断層面位置方向検出手段と、

を設け、

前記補助像作成手段は、前記断層面の位置及び方向を示す断層面マーカを作成すると共に当該断層面マーカに前記断層面の特定の方向を示す方向マーカを、前記超音波断層像の断層面の位置と方向に係るそれぞれ3個の変数を基に合成したものにさらに、前記挿入形状検出手段が検出した前記超音波プローブの挿入形状を合成し、当該挿入形状と前記断層面マーカとが、前記超音波プローブの動作に追従して自動的に変位するよう表示されるよう構成した前記補助像を作成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項3】

前記挿入形状検出手段及び前記断層面位置方向検出手段は、前記超音波プローブとは別体の検出用カテーテルに設けられ、この検出用カテーテルが前記超音波プローブに挿通するよう構成されていることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記超音波プローブは、先端に超音波振動子アレイを搭載した電子走査型超音波プローブであることを特徴とする請求項1 - 3の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

20

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波による診断を行う超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波内視鏡を含め、細長の超音波プローブを体腔内に挿入して診断する超音波診断装置が周知である。

これらの装置では、特に超音波内視鏡のように体腔内超音波プローブに光学観察窓が設けられている場合、通常、術者は光学像をガイドとして観察しながら体腔内超音波プローブ先端を腫瘍等の関心領域近傍まで挿入する。

【0003】

30

次にモニタに表示されている超音波断層像上に映し出された臓器の位置関係によって断層面の位置/方向を解剖学的位置関係から判断し、体腔内超音波プローブの先端を動かすことで関心領域をモニタ上に表示させている。

【0004】

しかし、この方法では超音波断層像と解剖学との関係についてのかなりの知識と、体腔内超音波プローブ操作経験および超音波断層像の読影経験が無いと、観察しようとしている超音波断層像が体腔内のどの辺の画像なのか分からないという問題があった。

【0005】

さらに、光学像の撮像手段が設けられないほど細径の体腔内超音波プローブを用いた場合には、光学像をガイドとして使うことができず、この問題はますます大きくなっていた。さらに、体腔内超音波プローブを脾臓や胆道など直接光学像で観察できない深部臓器に用いる場合には、光学像をガイドとして使うことができないため、この問題は一層深刻となり、この分野での体腔内超音波検査の普及を大きく阻害していた。

40

【0006】

このため、たとえば特開平11-123187号公報では、生体内に挿入する超音波内視鏡の超音波断層像の位置・方向を磁場を用いて検出し、胃などのボディーマーク上にこの位置・方向を超音波断層面マークとして表示する装置が開示されている。このように構成・作用することで、観察しようとしている超音波断層像が体腔内のどの辺の画像なのかわかりやすいという効果を得ることができる。

【0007】

50

【発明が解決しようとする課題】

しかし、胃など臓器のボディーマーク上で、超音波断層像の位置・方向を正確な位置に表示させることは極めて難しい。何故なら、特開平 1 1 - 1 2 3 1 8 7 号公報に開示されている装置では、超音波断層像の位置・方向を超音波プローブ先端に設けた磁場発生手段もしくは磁場検出手段を用いて検出している。

【0008】

その一方、臓器の位置については、たとえば磁場発生手段もしくは磁場検出手段を超音波プローブとは別に対象臓器の近傍の体表に設置して臓器の位置を推測するしか良い方法がない。この方法では臓器の位置や向きの検出は極めて不正確である。結局、この装置では表示されている画像が体腔内のどの辺の画像なのかわかりにくいという当初の問題が完全

10

【0009】**(発明の目的)**

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、超音波プローブの挿入形状と超音波断層像における断層面の位置及び方向とが合成されて表示され、超音波プローブの挿入形状がどうなっていて、超音波断層像が体腔内のどの辺の画像なのか、さらにその上で超音波プローブに対してどの方向で超音波断層像を観察しているのか分かりやすく認識できるようにした超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0010】**【課題を解決するための手段】**

20

前記目的を達成するため本発明の一態様によ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の先端部に、該超音波プローブの軸に垂直な断層面の面内で走査する超音波振動子を備え、この超音波プローブから出力する超音波エコー信号を基に超音波断層像を構築する超音波診断装置において、

前記超音波プローブの挿入形状を検出する挿入形状検出手段と、

前記超音波プローブの先端における断層面の位置及び方向を検出する断層面位置方向検出手段と、

前記挿入形状検出手段が検出したデータと前記断層面位置方向検出手段が検出した前記断層面の位置及び方向データとを基に、前記超音波プローブの挿入形状と、前記超音波断層像の断層面の位置及び方向とを合成した補助像を作成する補助像作成手段と、

30

を設け、

前記補助像作成手段は、平行四辺形の断層面マーカを作成すると共に、前記断層面上の特定の方向を示す方向マーカを当該断層面マーカ上に合成し、前記超音波断層像の断層面の位置と方向を表す前記補助像を構成することを特徴とする。

また、本発明の他の態様によ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の先端部に、該超音波プローブの軸に垂直な断層面の面内で走査する超音波振動子を備え、この超音波プローブから出力する超音波エコー信号を基に超音波断層像を構築する超音波診断装置において、

前記超音波プローブの挿入形状を検出する挿入形状検出手段と、

前記挿入形状検出手段が検出した超音波プローブの挿入形状から補助像を作成する補助像作成手段と、

40

前記超音波プローブの先端における断層面の位置及び方向をそれぞれ3個の変数として検出する断層面位置方向検出手段と、

を設け、

前記補助像作成手段は、前記断層面の位置及び方向を示す断層面マーカを作成すると共に当該断層面マーカに前記断層面の特定の方向を示す方向マーカを、前記超音波断層像の断層面の位置と方向に係るそれぞれ3個の変数を基に合成したものにさらに、前記挿入形状検出手段が検出した前記超音波プローブの挿入形状を合成し、当該挿入形状と前記断層面マーカとが、前記超音波プローブの動作に追従して自動的に変位するよう表示されるよう構成した前記補助像を作成することを特徴とする。

50

【 0 0 1 1 】

【 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。

（ 第 1 の実施の形態 ）

図 1 ないし図 4 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の超音波診断装置の全体構成を示し、図 2 は超音波内視鏡の構成を示し、図 3 は補助像作成回路の作用説明図を示し、図 4 はモニタでの表示画面を示す。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 は、体腔内超音波プローブとしてのラジアル走査型超音波内視鏡（以下、単に超音波内視鏡）2 と、この超音波内視鏡 2 で得られた超音波エコー信号に所定の信号処理を施し、ラジアル走査面（以下、単に断層面）の超音波断層像を構築する超音波観測部 3 と、磁場を用いて超音波内視鏡 2 の挿入形状及び断層面の位置と方向とを検出する位置方向検出部 4 と、挿入形状と断層面の位置と方向から超音波断層像が体腔内のどの辺の画像なのか分かるような補助像を作成し、超音波断層像と補助像とを同時若しくは切り替えて表示するためのビデオ信号を生成する超音波画像処理部 5 と、超音波断層像と補助像とを表示するモニタ 6 と、超音波内視鏡 2 による光学的な観察を行う照明光を発生する光源装置 7 とを備えている。

【 0 0 1 3 】

超音波内視鏡 2 は、被検体 8 に挿入される内視鏡挿入部 9 と、この内視鏡挿入部 9 の後端に設けられ、把持操作される内視鏡操作部 10 とに大別される。

超音波内視鏡 2 の内視鏡挿入部 9 は被検体 8 内における胃、食道、大腸のように湾曲の多い体腔内管路の中に挿入されることから、可撓性のある材質で構成されている。

【 0 0 1 4 】

具体的には、内視鏡挿入部 9 は、図 2 に示すように先端に設けられて硬質の先端部 11 と、この先端部 11 の後端に設けられ、湾曲自在の湾曲部 12 と、この湾曲部 12 の後端から内視鏡操作部 10 の前端までの長尺で可撓性を有する可撓部 13 とから構成される。この湾曲部 12 は内視鏡操作部 10 に設けた湾曲ノブ 14 を回動する操作を行うことにより、内視鏡挿入部 9 内に挿通された図示しないワイヤが進退移動し、図 1 の符号 A に示す湾曲方向等に湾曲して、先端部 11 の方向をユーザは遠隔制御できるようにしている。

【 0 0 1 5 】

先端部 11 には、円柱を斜めに切り欠いたようにして形成した斜面部に照明窓 15 と光学観察窓 16 とが形成され、光学的に観察する手段を形成している。

【 0 0 1 6 】

照明窓 15 の内側には内視鏡挿入部 9 等を挿通された図示しないライトガイドが挿通され、外部の光源装置 7 からの照明光を伝送して、この照明窓 15 から照明光を出射し、体腔内を照明する。

【 0 0 1 7 】

そして、光学観察窓 16 に取り付けた対物光学系により体腔内の照明された患部等の関心部位等の光学像を結像し、その光学像をイメージガイドにより伝送し、内視鏡操作部 10 の後端に設けた図示しない接眼部を介して光学的に観察できるようにしている。なお、対物光学系の結像位置に CCD などの撮像素子を配置したものでは、その撮像素子で撮像された信号は外部のビデオプロセッサに接続され、映像信号に変換されて図示しないモニタに表示される。

【 0 0 1 8 】

また、この先端部 11 におけるその前方側には円筒形状の先端キャップ 17 が設けてあり、その内部には例えば円板形状の超音波振動子 18 が収納されている。この超音波振動子 18 は先端キャップ 17 の基端側の図示しない軸受け部で回転自在に支持され、その軸受け部分はその後方側の内視鏡挿入部 9 内に挿通されたフレキシブルシャフト 19 と連結され、このフレキシブルシャフト 19 は内視鏡操作部 10 内部でローラ 21 を介して回転駆動用のモータ 22 の回転軸 22 a に連結されている。

【 0 0 1 9 】

そして、このモータ 2 2 が回転されることにより、図 2 の符号 B で示すようにフレキシブルシャフト 1 9 も回転され、その先端側に取り付けた超音波振動子 1 8 を回転し、図 2 に示す内視鏡挿入部 9 の軸に垂直な断層面 2 3 の面内で超音波ビーム 2 4 を放射状に出射する、つまりメカラジアル走査を行うことができるようにしている。

【 0 0 2 0 】

上記ローラ 2 1 は回転ベルト 2 5 により他方のローラ 2 6 と接続され、この他方のローラ 2 6 の回転軸に取り付けたロータリエンコーダ 2 7 により、モータ 2 2 による回転量を検出できるようにしている。

【 0 0 2 1 】

具体的には、モータ 2 2 が 1 回転すると、ローラ 2 1 及びこのローラ 2 1 と同じ半径で作られた他方のローラ 2 6 も 1 回転し、その回転を検出するロータリエンコーダ 2 7 により、モータ 2 2 による回転角を検出し、その回転角の検出により、超音波振動子 1 8 の回転角を検出できるようにしている。

このロータリエンコーダ 2 7 による検出信号は超音波振動子 1 8 の回転角信号として信号線 2 8 a により超音波観測部 3 に送られる。

【 0 0 2 2 】

また、超音波振動子 1 8 はフレキシブルシャフト 1 9 内を挿通された信号線と接続され、この信号線はモータ 2 2 付近から外部に延出された信号線 2 8 b となり、超音波観測部 3 と接続される。そして、この信号線 2 8 b により超音波振動子 1 8 に送信駆動信号を印加したり、超音波振動子 1 8 で受信して電気信号に変換した超音波エコー信号を超音波観測部 3 に送る。

【 0 0 2 3 】

また、モータ 2 2 も信号線 2 8 c により超音波観測部 3 と接続され、回転駆動 B、回転停止の制御を行うことができる。

また、本実施の形態では、内視鏡挿入部 9 の挿入形状を検出できるように、内視鏡挿入部 9 の軸方向に一定の間隔をおいて挿入形状検出用送信コイル（以下、単に送信コイル）3 1 が複数設けられている。

【 0 0 2 4 】

各送信コイル 3 1 は 1 軸の回りに導線が巻かれたソレノイドコイルであり、そのコイルが巻かれている向きは例えば内視鏡挿入部 9 の軸に平行となるように設けている。そして、内視鏡挿入部 9 が被検体 8 に挿入されている時には、その内視鏡挿入部 9 と一体となって動くように内視鏡挿入部 9 内に固定されている。

【 0 0 2 5 】

また、本実施の形態では、先端キャップ 1 7 の先端位置に断層面 2 3 の位置及び方向を検出するための断層面位置方向検出用送信コイル（以下、位置方向検出用送信コイル）3 2 が取り付けられている。

【 0 0 2 6 】

この位置方向検出用送信コイル 3 2 は、直交する 2 軸の回りに導線が巻かれた 2 つのソレノイドコイルが一体となった構造であり、便宜上、内視鏡挿入部 9 の挿入軸（図 2 の z ' 方向）に垂直な 2 方向（図 2 の x ' と y ' の方向）と、コイルが巻かれている向きとが一致するように固定されており、このうち、x ' が超音波断層像の 3 時方向、y ' が超音波断層像の 1 2 時方向であるものとする。

【 0 0 2 7 】

上記送信コイル 3 1 及び位置方向検出用送信コイル 3 2 は、内視鏡挿入部 9 内に挿通された信号線と接続され、これらの信号線は内視鏡操作部 1 0 内部で束ねられてケーブル 3 3 となり、位置検出部 4 と接続される。

【 0 0 2 8 】

図 1 に示すように位置方向検出部 4 には、送信コイル 3 1 及び位置方向検出用送信コイル 3 2 にコイル励起信号を送信するコイル駆動回路 3 5 と、送信コイル 3 1 及び位置方向検

10

20

30

40

50

出用送信コイル 3 2 が空間的に張る磁場を検出するために、例えば導線が巻かれている向きが互いに異なる複数個の受信用コイル（以下、受信コイル群）3 7 と、受信コイル群 3 7 からの磁場検出信号から複数個の送信コイル 3 1 の位置データ（ x 、 y 、 z ）と、位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置データ（ x 、 y 、 z ）及び方向データ（ ψ 、 θ 、 ϕ ）とを算出する位置方向算出回路 3 6 とを設けている。なお、受信コイル群 3 7 は空間的に固定されている。

また、図 1 に示すように超音波画像処理部 5 は、送信コイル 3 1 の位置データと、位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置データ及び方向データとから、補助像を作成する補助像作成回路 3 8 と、超音波観測部 3 からの超音波断層像とを同一画面上に表示するために混合する混合回路 3 9 と、この混合回路 3 9 からの混合出力をビデオ信号に変換して、そのビ

10

【 0 0 2 9 】

なお、図 1 では超音波断層像に関わるデータ、位置方向の情報、補助像に関わる信号 / データ、表示画面に関わる信号 / データの送受を線の太さ等を変えて示している。また、受信コイル群 3 7 に固定された座標系 $O - x y z$ は図 2 で示している。

【 0 0 3 0 】

本実施の形態では、以下に説明するように内視鏡挿入部 9 の挿入形状を検出すると共に、先端部 1 1 に設けた超音波振動子 1 8 による走査により得られる断層面の 2 3 の位置と方向とを検出して、図 4 に示すように超音波断層像 4 1 と共に補助像 4 2 として表示する構成にしていることが特徴となっている。

20

【 0 0 3 1 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

まず、超音波断層像に関わる信号及びデータについて説明する。

被検体 8 の体腔内に挿入された超音波振動子 1 8 は、超音波観測部 3 内の図示しない送信回路から送信されるパルス状の送信駆動信号を電気音響変換して超音波に変換する。

【 0 0 3 2 】

そして、超音波振動子 1 8 は超音波を送受波しながらラジアル走査して断層面 2 3 の超音波エコーを電気信号に変換し、超音波エコー信号として超音波観測部 3 に出力する。また、ロータリエンコーダ 2 7 は超音波振動子 1 8 の回転角度を逐次、回転角度信号として超音波観測部 3 に出力する。

30

【 0 0 3 3 】

超音波観測部 3 は、得られた超音波エコー信号に対して、包絡線検波、対数増幅、 A / D 変換等、公知の各種処理を施し、さらに回転角度信号を基に極座標系のデジタルエコーデータをモニタ 6 に出力できるような直交座標系に変換するデジタルスキャンコンバート処理を施し、超音波断層像の画像データを作成し、超音波画像処理部 5 内の混合回路 3 9 に出力する。そして、混合回路 3 9 からさらに表示回路 4 0 を経てモニタ 6 に出力され、モニタ 6 には図 4 に示すように超音波断層像 4 1 が表示される。

【 0 0 3 4 】

なお、後述するように（補助像 4 2 で表示する UP 方向マーカ 4 4 を）図 4 の超音波断層像 4 1 にもその UP 方向マーカ 4 4 を表示し、超音波断層像を表示する際の UP 方向の基準方位をユーザに分かり易く表示するようにしている。

40

【 0 0 3 5 】

次に、位置方向の情報及び補助像 4 2 に関わる信号及びデータについて説明する。位置方向検出部 4 内のコイル駆動回路 3 5 は、送信コイル 3 1 と位置方向検出用送信コイル 3 2 とに交流信号であるコイル励起信号を出力する。

【 0 0 3 6 】

このコイル励起信号の周波数は、各送信コイル 3 1 毎に異なるものとされている。また、位置方向検出用送信コイル 3 2 では、導線が巻かれている方向別に異なる周波数に設定されている。このようにして、被検体 8 に挿入される内視鏡挿入部 8 の周囲には、各送信コイル 3 1 等によりそれぞれ異なる周波数で励起された交番磁場が張られる。

50

【 0 0 3 7 】

一方、位置方向検出部 4 に設けた受信コイル群 3 7 は、送信コイル 3 1 等により励起された磁場を受信し、電気信号である磁場検出信号を位置方向検出部 4 の位置方向算出回路 3 6 に出力する。

【 0 0 3 8 】

位置方向算出回路 3 6 は磁場検出信号を周波数分解することで、送信コイル 3 1 各々間での周波数の違い、及び位置方向検出用送信コイル 3 2 における導線の巻かれている方向の違いも分解し、受信コイル群 3 7 に固定された $O - x y z$ で表現される以下のデータを算出する。そして、それらのデータを位置方向データとして、超音波画像処理部 5 の補助像作成回路 3 8 に出力する。

【 0 0 3 9 】

位置方向データ；

位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置データ：(X, Y, Z)

位置方向検出用送信コイル 3 2 の方向データ：(ψ, θ, ϕ)

[ψ, θ, ϕ は位置方向検出用送信コイル 3 2 に固定された座標系 $O - x' y' z'$ の傾きを示すオイラー角で、以下の意味がある。受信コイル群 3 7 に固定された座標系 $O - x y z$ を、 x 軸の周りに角度 ψ だけ回転させ、次に y 軸の周りにさらに角度 θ だけ回転させ、最後に z 軸の周りに角度 ϕ だけ回転させた時に、図 2 の位置方向検出用送信コイル 3 2 に固定された座標系 $O' - x' y' z'$ に一致するよう、位置方向算出回路 3 6 は ψ, θ, ϕ を算出するものとする。]

送信コイル 3 1 の位置データ：(x_i, y_i, z_i)

[i はコイルの番号、内視鏡挿入部 9 の先端に一番近いコイルが 1 番。]

この後、補助像作成回路 3 8 は、位置方向データ (X, Y, Z)、(ψ, θ, ϕ)、(x_i, y_i, z_i) を基にして内視鏡挿入部 9 の挿入形状と、断層面 2 3 の位置と方向とを合成した補助像を作成し、補助像の画像データを混合回路 3 9 に出力する。

【 0 0 4 0 】

混合回路 3 9 は、超音波断層像の画像データを右側に、補助像の画像データを左側に並べて表示回路 4 0 に出力する。表示回路 4 0 は並べられた画像データを、ビデオ信号に変換し、モニタ 6 に出力する。モニタ 6 には図 4 のように超音波断層像 4 1 と補助像 4 2 とを並べて表示する。

【 0 0 4 1 】

次に、図 3 を参照して補助像作成回路 3 8 の作用を詳細に説明する。

まず、挿入形状の算出：

▲ 1 ▼ 補助像作成回路 3 8 に設けられた図示しないメモリを用いて、受信コイル群 3 7 に固定された座標系 $O - x y z$ をアドレスに持つセルからなるメモリ空間を設定する。このメモリ空間上のデータの初期値は全てのセルで 0 とする。

▲ 2 ▼ 送信コイル 3 1 の位置データ (x_i, y_i, z_i) と、位置方向検出用コイル 3 2 の位置データ (X, Y, Z) をアドレスに持つセルのデータを 1 とする。

【 0 0 4 2 】

▲ 3 ▼ 上記のセルを i の若い順番に線分で結び、この線分上のアドレスを持つセルのデータを 1 とする。このとき結び方は直線状の線分でもよく、またスプライン曲線でも良い。

【 0 0 4 3 】

▲ 4 ▼ 1 番コイル [内視鏡挿入部 9 先端に一番近い送信コイル 3 1] の位置データ (x_i, y_i, z_i) をアドレスに持つセルと、位置方向検出用コイル 3 2 の位置データ (X, Y, Z) をアドレスに持つセルとを、▲ 3 ▼ と同様に線分で結び、この線分上のアドレスを持つセルのデータを 1 とする。

【 0 0 4 4 】

断層面位置方向の算出：

▲ 5 ▼ 図 2 の x' が超音波断層像の 3 時方向、 y' が超音波断層像の 1 2 時方向 (表示の際に UP 方向として表示する基準方位として) である。この x' の方向単位ベクトルを V

10

20

30

40

50

3、 y' の方向単位ベクトルを V_{12} として、受信コイル群 37 に固定された座標系 $O - x y z$ での V_3 と V_{12} の成分をそれぞれ以下の式で求める。

【 0 0 4 5 】

$$\begin{pmatrix} V_3 \text{の } x \text{ 成分} \\ V_3 \text{の } y \text{ 成分} \\ V_3 \text{の } z \text{ 成分} \end{pmatrix} = T_x(\psi) T_y(\theta) T_z(\phi) \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

10

$$\begin{pmatrix} V_{12} \text{の } x \text{ 成分} \\ V_{12} \text{の } y \text{ 成分} \\ V_{12} \text{の } z \text{ 成分} \end{pmatrix} = T_x(\psi) T_y(\theta) T_z(\phi) \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}$$

ここで、 $T_x(\psi)$ は x 軸の周りの回転行列、 $T_y(\theta)$ は y 軸の周りの回転行列、 $T_z(\phi)$ は z 軸の周りの回転行列で、以下のように定義される。

【 0 0 4 6 】

20

$$T_x(\psi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{pmatrix}$$

$$T_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix}$$

30

$$T_z(\phi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

40

▲ 6 ▼ 受信コイル群 37 に固定された座標系 $O - x y z$ での V_3 と V_{12} の成分から、超音波断層像の 3 時方向、1 2 時方向が座標系 $O - x y z$ の中で求められる。ここから、位置方向検出用コイル 32 の位置データ (X, Y, Z) をアドレスを持つセルを中心とし、 V_3 と V_{12} とを 2 辺の方向とする断層面 23 (の位置及び方向) を決定する図 3 のような平行四辺形の指標 (以下、断層面マーカ) 43 が生成される。

【 0 0 4 7 】

この断層面マーカ 43 の内部にあたるアドレスを持つセルのデータを 0.5 とする。この断層面マーカ 43 は超音波断層像の断層面の位置と方向を表すことに他ならない。

【 0 0 4 8 】

▲ 7 ▼ さらにこの平行四辺形の 1 2 時方向に図 3 のような三角形の指標 (以下、UP 方向

50

マーカ 44 を設け、この UP 方向マーカ 44 の内部にあたるアドレスを持つセルのデータを 2 とする。

【0049】

補助像の完成：

▲ 8 ▼ このように、挿入形状と断層面位置方向とを示す補助像がモデリングされる。このメモリ空間で 0 の部分は非表示（透過表示）、1 は表示、0.5 は透過させて表示、2 は 2 倍濃く表示させるようにして、このモデルを立体的に表現した補助像を作成する。この補助像 42 が図 4 の左側に示されている。

【0050】

本実施の形態は以下の効果を有する。

10

本実施の形態の構成作用によれば、上述した作用を、逐次繰り返すことにより、超音波振動子 18 のラジアル走査のたびに超音波断層像 41 が順次更新されつつ表示され、そのときの挿入形状と、断層面 23 の位置と方向とが合成されて補助像 42 の中で表示される。

【0051】

術者は、例えば脾臓を観察する場合には、胃体部や十二指腸に挿入してそこから胃壁や腸壁越しに脾臓を観察するのが通例であるが、本実施の形態で術者が手動で内視鏡挿入部 9 の先端を動かしたり、湾曲ノブ 14 を介して湾曲させて先端の向きを変えたりすると、挿入形状と断層面マーカ 43 とが自動的に追従して変形、移動するようになり、超音波内視鏡 2 の形状がどうなっていて、さらにその上で超音波内視鏡 2 の形状に対してどういう方向で超音波断層像 41 を観察しているのか、分かり易く認識することができる。

20

【0052】

即ち、補助像 42 により、観察しようとしている超音波断層像 41 が体腔内のどの辺の画像なのか分かりやすいという当初の目的を達成することができる。

【0053】

また、補助像 42 上に超音波断層像 41 が V3（3 時方向）、V12（12 時方向）の方向を辺の方向とする平行四辺形（断層面マーカ 43）で表示されるよう構成したため、術者には超音波断層像 41 の断層面 23 が現在どの方向に向いているか一層わかりやすい。

【0054】

そのため、この平行四辺形が適切な方向に向くように内視鏡挿入部 9 をねじったり湾曲ノブ 14 を介して内視鏡挿入部 9 を湾曲させて先端の向きを変えることで、関心領域を描出することが一層簡単になるという効果を得られる。

30

【0055】

また、超音波断層像の 12 時方向を示すマーカ（UP 方向マーカ 44）を設けた構成としたため、術者には超音波断層像 41 の断層面 23 が現在どの方向に向いているかさらに一層わかりやすい。

【0056】

そのため、UP 方向マーカ 44 が関心領域の方向に向くように内視鏡挿入部 9 をねじったり湾曲ノブ 14 を介して内視鏡挿入部 9 を湾曲させて先端の向きを変えることで、関心領域を描出することが一層簡単になるという効果を得ることができる。

【0057】

40

（変形例）

上述した本実施の形態では補助像 42 と超音波断層像 41 とを同時に同一画面に表示して比較し易いように構成したが、これは切り替えて表示するような構成にしたり、選択により同時に表示したり、切り替えて表示したりできるようにしても良い。また別体に設けたモニタに別々に表示するよう構成しても良い。

【0058】

例えば、補助像 42 と超音波断層像 41 とを同時に同一画面に表示して、超音波断層像 41 の観察位置及び方向が明確に分かるようになった状態の場合には、超音波断層像 41 のみを大きく表示させるように設定しても良い。

【0059】

50

また、本実施の形態では位置方向検出部 4、超音波観測部 3、超音波画像処理部 5、モニタ 6 とを別体にして設けたが、このうちのいくつか、もしくは全てを一体にして構成しても良い。

【 0 0 6 0 】

また、本実施の形態では送信コイル 3 1 の間隔を一定としたが、湾曲の激しい場所、特に湾曲ノブ 1 4 に連動して湾曲する湾曲部 9 の中や周辺では間隔を密にするなど、一定でなくとも良い。

【 0 0 6 1 】

また、本実施の形態では超音波内視鏡 2 をメカニカルラジアル走査を行うラジアル走査型超音波内視鏡としたが、これはセクタ走査やリニア走査など他の走査でも良い。

10

【 0 0 6 2 】

さらに内視鏡挿入軸に垂直でなく平行なりニア走査など、超音波の走査方法に限定されない。光学観察窓 1 6 を搭載しないような超音波プローブでも良い。また、走査面としてラジアル走査型超音波内視鏡のラジアル走査の断層面 2 3 を考えたが、様々な走査の形態に応じ、種々の形状の平面や曲面でも良い。

【 0 0 6 3 】

本実施の形態では、UP 方向マーカを 1 2 時方向（即ち V12 の方向）のマーカとしたが、これはこの方向によらない。特定の方向ならば、例えば 3 時方向（即ち V3 の方向）でも良い。また、複数の方向を同時にマーカとして表示しても良い。例えば、3 時方向と 1 2 時方向の両方を同時に表示しても良い。

20

【 0 0 6 4 】

また、湾曲ノブ 1 4 で湾曲する超音波断層像の方向としても良い。例えば、位置方向検出用送信コイル 3 2 が巻かれている向きを湾曲の方向と一致するように位置方向検出用送信コイル 3 2 を固定するよう構成しても良い。このように構成することで、術者が湾曲ノブ 1 4 を介して湾曲させて内視鏡挿入部 9 の先端の向きを変えるときに、どちらの方向に湾曲させれば関心領域が見えるのかわかりやすい。

【 0 0 6 5 】

そのため、例えば関心領域として膀胱が見たければ補助像上の指標を見ながら、膀胱の向きに湾曲ノブを介して湾曲させて先端の向きを変えれば、関心領域を描出することが簡単になるという効果を得ることができる。

30

【 0 0 6 6 】

本実施の形態では、断層面マーカとして平行四辺形を用い、V3、V12 がわかりやすいように構成したが、これは例えば円盤形の指標でもよく、方形の指標でも良い。

【 0 0 6 7 】

本実施の形態では、位置方向検出用送信コイル 3 2 は直交する 2 軸の周りに導線が巻かれた 2 つのソレノイドコイルが一体になった構造としたが、これはそれぞれの軸に別体のコイルでも良い。この際、位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置データ（X、Y、Z）は超音波内視鏡 2 の先端の適当な場所のデータになるよう、位置方向算出回路 3 6 が適当な補正回路を搭載して補正するようにしても良い。また、受信コイル群 3 7 は向きの異なるソレノイドコイルを別々に設ける構成としたが、これは逆に一体のコイルでも良い。

40

【 0 0 6 8 】

（第 2 の実施の形態）

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 5 及び図 6 を参照して説明する。図 5 は第 2 の実施の形態の全体構成を示し、図 6 は超音波内視鏡の構成を示す。

図 5 に示すように本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置 1 B は図 1 に示す第 1 の実施の形態において、磁場の送信（発生）と受信の関係を逆にしたものである。以下、異なる箇所のみを説明する。

【 0 0 6 9 】

図 5 に示す超音波診断装置 1 B では第 1 の実施の形態における送信側と受信側とが逆となっている。

50

具体的には、本実施の形態における超音波内視鏡 2 B では図 6 に示すように第 1 の実施の形態における内視鏡挿入部 9 内部に配置された複数の送信コイル 3 1 の代わりに複数の挿入形状検出用受信コイル（以下、単に受信コイル）5 1 が配置され、また先端部には（断層面）位置方向検出用送信コイル 3 2 の代わりに断層面位置方向検出用受信コイル（以下、位置方向検出用受信コイル）5 2 が取り付けられている。

【0070】

そして、受信コイル 5 1 及び位置方向検出用受信コイル 5 2 に接続されたケーブル 3 3 により磁場を検出した磁場検出信号を図 5 に示す位置方向検出部 4 B における位置方向算出回路 3 6 に出力する。

【0071】

また、本実施の形態では、図 5 に示すように位置方向検出部 4 B は受信コイル群 3 7 の代わりに送信コイル群 5 3 が設けてあり、送信コイル群 5 3 にはコイル駆動回路 3 5 によりコイル駆動信号が印加される。そして、上記のように受信コイル 5 1 及び位置方向検出用受信コイル 5 2 にてその磁場を検出するようにしている。

【0072】

なお、本実施の形態では、図 6 の照明窓 1 5 の内側には白色 LED が配置され、この白色 LED を発光させて照明窓 1 5 から白色の照明光を出射するようにしている。このため、本実施の形態では外部の光源装置 7 を不要にしている。その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

【0073】

次に本実施の形態の作用を説明する。

位置方向検出部 4 B 内のコイル駆動回路 3 5 は、送信コイル群 5 3 へ交流信号であるコイル励起信号を出力する。このようにして、被検体 8 と内視鏡挿入部 9 の先端の間には交番磁場が張られる。

【0074】

位置方向検出用受信コイル 5 2 と受信コイル 5 1 は、送信コイル群 5 3 により励起された磁場を受信し、電気信号である磁場検出信号を位置方向算出回路 3 6 へ出力する。

【0075】

位置方向算出回路 3 6 は、位置方向検出用受信コイル 5 2 と受信コイル 5 1 の送信コイル群 5 3 に固定された座標系 O - x y z で表現される位置方向データを算出する。データは第 1 の実施形態と同じである。その他の作用は、第 1 の実施の形態と同じである。

【0076】

本実施の形態は以下の効果を有する。

本実施の形態の構成作用によれば、磁場を送信するコイルを被検体 8 の外へ出す構成であるため、第 1 の実施の形態と比べて、磁場の出力を大きくすることができ、受信の S / N 比を上げて、位置方向データの精度を上げることができるという効果がある。その他の効果は、第 1 の実施の形態と同じである。

【0077】

（変形例）

第 1 の実施の形態において説明した変形例を本実施の形態に対しても同様に適用することができる。

【0078】

（第 3 の実施の形態）

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 7 及び図 8 を参照して説明する。図 7 は第 3 の実施の形態における超音波内視鏡の構成を示し、図 8 は検出用カテーテルの構成を示す。

本発明の第 3 の実施の形態の超音波診断装置は、図 1 に示す第 1 の実施の形態において、超音波内視鏡 2 とは構成が異なり、図 7 に示す超音波内視鏡 2 C を採用している。

【0079】

基本的には、この超音波内視鏡 2 C は超音波内視鏡本体 6 1 に対して、その鉗子チャンネル 6 2 に図 8 に示す検出用カテーテル 6 3 を挿通して取り付けることにより、図 2 に示す

10

20

30

40

50

超音波内視鏡 2 と殆ど同じ機能を備えたものを実現できるようにしたものである。以下、異なる箇所のみを説明する。

【 0 0 8 0 】

図 7 に示すように超音波内視鏡本体 6 1 における内視鏡操作部 1 0 の前端付近には、鉗子挿入口 6 4 が設けてあり、この鉗子挿入口 6 4 の奥は内視鏡挿入部 9 の長手方向に沿って中空チューブによりトンネル状に形成され、鉗子等を挿通可能とする鉗子チャンネル 6 2 と連通している。

この鉗子チャンネル 6 2 は先端部 1 1 における照明窓 1 5 等が形成された斜面部に設けた突出口 6 5 で開口している。

【 0 0 8 1 】

本実施の形態におけるこの超音波内視鏡本体 6 1 は汎用の超音波内視鏡と同様の構成であり、従ってこの超音波内視鏡本体 6 1 には、図 2 の超音波内視鏡 2 における送信コイル 3 1 及び位置方向検出用受信コイル 3 2 は設けられていない。その代わりに、この超音波内視鏡本体 6 1 の鉗子チャンネル 6 2 に、図 8 に示す検出用カテーテル 6 3 を挿通して取り付けることにより、図 2 に示す超音波内視鏡 2 と殆ど同じ機能を備えたものにできるようにしている。

【 0 0 8 2 】

図 8 に示す超音波内視鏡本体 6 1 の鉗子チャンネル 6 2 に着脱自在となる検出用カテーテル 6 3 は、シリコンチューブ等の可撓性を有する材質で形成された中空のチューブ 6 6 で形成され、そのチューブ 6 6 の先端には硬質の先端ハウジング 6 7 を設けている。

【 0 0 8 3 】

先端ハウジング 6 7 の内部に断層面位置方向検出用送信コイル（以下、位置方向検出用送信コイル）6 8 が収納固定されている。

また、チューブ 6 6 の先端から根元にかけて、一定の間隔で挿入形状検出用送信コイル（以下、送信コイル）6 9 が複数配置して固定されている。

【 0 0 8 4 】

位置方向検出用コイル 6 8 , 送信コイル 6 9 はそれぞれ信号線と接続され、信号線はチューブ 6 6 の根元から細径にされたケーブル部 7 0 を挿通され、このケーブル部 7 0 の後端のコネクタ 7 1 に接続されている。このコネクタ 7 1 は位置方向検出部 4 （図 1 参照）と着脱自在に接続され、位置方向検出部 4 内部のコイル駆動回路 3 5 と電気的に接続され、使用時にはコイル駆動回路 3 5 からコイル励起信号が供給されるようになる。

【 0 0 8 5 】

なお、この検出用カテーテル 6 3 は、超音波内視鏡本体 6 1 の鉗子挿入口 6 4 から鉗子チャンネル 6 2 内に挿入され、図 7 に示すように検出用カテーテル 6 3 の先端の先端ハウジング 6 7 のみが突出口 6 5 から突出させた状態に位置決めして、鉗子挿入口 6 4 において図示しない留め具で固定される。その他の構成は、第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 0 8 6 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

超音波内視鏡 2 による検査時には、検出用カテーテル 6 3 は超音波内視鏡本体 6 1 の鉗子挿入口 6 4 から鉗子チャンネル 6 2 へ挿入され、突出口 6 5 で先端ハウジング 6 7 のみを突出させて、鉗子挿入口 6 4 で図示しない留め具により固定される。

【 0 0 8 7 】

（図 1 に示す）位置方向検出部 4 内のコイル駆動回路 3 5 は、位置方向検出用送信コイル 3 2 と各送信コイル 3 1 とへ交流信号であるコイル励起信号を出力する。

【 0 0 8 8 】

このコイル励起信号の周波数は、位置方向検出用送信コイル 3 2 では導線が巻かれている方向別に、送信コイル 3 1 では各コイル別に異なるものとする。このようにして、被検体 8 と内視鏡挿入部 9 の先端の間には各送信コイル 3 1 の各方向別に異なる周波数で励起した交番磁場が張られる。

【 0 0 8 9 】

このように構成作用した場合には、位置方向検出用送信コイル 3 2 の 2 つの各ソレノイドコイルの向きは完全には超音波断層像の 3 時方向 (x' 軸)、1 2 時方向 (y' 軸) とは一致しないが、位置方向算出回路 3 6 は位置方向検出用送信コイル 3 2 の向きを示す磁場検出信号とあらかじめ決っている挿入口 6 4 での留め具での固定方法とから、超音波断層像の 3 時方向 (x' 軸)、1 2 時方向 (y 軸) を推定、補正して、方向データ (ψ , θ , ϕ) を算出するものとする。その他の作用は、第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 0 9 0 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

本実施の形態の構成作用によれば、位置方向検出用送信コイル 3 2 と送信コイル 3 1 を検出用カテーテル 6 3 に設けて超音波内視鏡本体 6 1 と別体に設けるよう構成したため、関心領域の描出の際には検出用カテーテル 6 3 を鉗子チャンネル 6 2 に挿通して補助像を参照することにより関心領域を超音波断層像内に描出して診断を行い、診断後の処置時には検出用カテーテル 6 3 を抜去後に鉗子等の処置具を挿通し、各種の処置を行うことができる。そのため、一本の超音波内視鏡本体 6 1 で診断から処置までをスムーズに実施することができる。

10

【 0 0 9 1 】

本実施の形態の構成作用によれば、位置方向検出用送信コイル 3 2 と送信コイル 3 1 を検出用カテーテル 6 3 に (超音波内視鏡本体 6 1 と別体に) 設けるよう構成したため、超音波内視鏡本体 6 1 としては汎用の超音波内視鏡を用いることができ、位置方向検出用送信コイル 3 2 と送信コイル 3 1 とを固定的に設けた専用の超音波内視鏡を購入しなくとも良い。その他の効果は、第 1 の実施の形態と同じである。

20

【 0 0 9 2 】

(変形例)

本実施の形態では位置方向検出用送信コイル 3 2 と送信コイル 3 1 を検出用カテーテル 6 3 として別体に設ける構成を第 1 の実施の形態に適用したが、磁場の送受信を逆にした第 2 の実施の形態に適用しても良い。つまり、本実施の形態は磁場の送受信の関係に限定されない。その他の変形例は、第 1 の実施の形態の変形例として説明したものと同様に適用できる。

【 0 0 9 3 】

(第 4 の実施の形態)

次に本発明の第 4 の実施の形態を図 9 及び図 1 0 を参照して説明する。図 9 は第 4 の実施の形態における超音波内視鏡の構成を示し、図 1 0 は超音波観測部の構成を示す。

30

【 0 0 9 4 】

本発明の第 4 の実施の形態の超音波診断装置は、図 1 に示す第 1 の実施の形態において、超音波内視鏡 2 とは構成が異なり、図 9 に示す電子走査型の超音波内視鏡 2 D を採用していると共に、超音波観測部 3 とは構成が異なる図 1 0 に示す超音波観測部 3 D を採用している。以下、異なる箇所のみを説明する。

【 0 0 9 5 】

図 9 に示すように、本実施の形態に採用される超音波内視鏡 2 D は、内視鏡挿入部 9 の先端の先端部 1 1 における照明窓 1 5 及び観察窓 1 6 が設けられた斜面部の直前部分に円筒面状 (環状) に超音波振動子アレイ部 7 1 を設けている。

40

【 0 0 9 6 】

この超音波振動子アレイ部 7 1 は多数の短冊状の超音波振動子 7 2 をその部分の円筒面に沿って配置して形成されている。この超音波振動子アレイ部 7 1 を形成する各超音波振動子 7 2 はそれぞれ信号線 7 3 に接続され、各信号線 7 3 は束ねられたケーブル 7 4 にされて内視鏡挿入部 9 内、内視鏡操作部 1 0 内を挿通され、その後端は超音波観測部 3 D に接続される。そして、各超音波振動子 7 2 には超音波観測部 3 D からパルス状の送信駆動電圧 (駆動信号) が印加されると共に、各超音波振動子 7 2 で受信して電気信号に変換された超音波エコー信号が超音波観測部 3 D に伝送される。

【 0 0 9 7 】

50

また、先端部 11 におけるこの超音波振動子アレイ部 71 の前端には位置方向検出用送信コイル 32 が取り付けられている。また、内視鏡挿入部 9 内にはその長手方向に送信コイル 31 が一定の間隔で配置されている。送信コイル 31 及び位置方向検出用送信コイル 32 は第 1 の実施の形態で説明したようにケーブル 33 により位置方向検出部 4 よりコイル励起信号が印加される。

【0098】

本実施の形態では、超音波振動子アレイ部 71 の各超音波振動子 72 を時経列的に駆動することにより、出射される超音波ビーム 23 を電子的にラジアル走査する。このラジアル走査する方向を図 9 では符号 C で示している。

【0099】

図 10 に示すように本実施の形態における超音波観測部 3D は、その内部にパルス状の送信駆動電圧（駆動信号）を発生する送信回路 80 と、この送信駆動電圧の各信号線毎に異なった遅延をかける送信遅延回路 81 と、超音波の送信ビームの形成に關与する超音波振動子 72 を複数個毎に順次選択して送信駆動電圧を出力する送信切換回路 82 と、送信ビームの形成に關与した複数の超音波振動子 72 からの超音波エコー信号を順次選択して後段の増幅回路に出力する受信切換回路 83 と、この受信切換回路 83 からの各超音波エコー信号を増幅する増幅回路 84 と、増幅された各超音波エコー信号を送信遅延回路での送信駆動電圧に対する遅延と同様に遅延をかける受信遅延回路 85 と、遅延のかかった各超音波エコー信号を加算して 1 本の音線に相当する受信ビーム信号を形成する加算回路 86 と、受信ビーム信号を対数増幅すると共に受信ビーム信号の包絡線を検波する包絡線検波回路 87 と、受信ビーム信号の包絡線を A/D 変換して受信ビームデータに変換する A/D 変換回路 88 と、極座標系の受信ビームデータをモニタ 6 に出力できるような直交座標系に変換するデジタルスキャンコンバータ（以下、単に DSC）89 と、これら超音波観測部 3D 内部の各回路を制御する送受信コントローラ 90 とを有する。

【0100】

なお、DSC 89 は送受信コントローラ 90 から回転角度データにより、極座標系の受信ビームデータを直交座標系の受信データに変換して超音波画像処理部 5 の混合回路 39 に出力する。その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

【0101】

次に本実施の形態の作用を説明する。

超音波断層像に関わる信号およびデータについて説明する。

送信回路 80 で発生した送信駆動電圧は送信遅延回路 81 で適当な遅延をかけられ、送信切換回路 82 により選択された複数の超音波振動子 72 に入力する。このとき、送信切換回路 82 は送受信コントローラ 90 からの切換制御信号により連続して配列された複数の超音波振動子 72 を選択する。

【0102】

また、送信遅延回路 81 は配列の中央の超音波振動子 72 の送信駆動電圧には大きな遅延を、超音波振動子 72 が配列の中央から離れるにつれ送信駆動電圧に小さな遅延をかける。これらの超音波振動子 72 はそれぞれ送信駆動電圧を電気音響変換により超音波に変換するが、この遅延により各超音波は 1 本の送信ビームを形成する。

【0103】

送受信コントローラ 90 が切換制御信号を介して、順次、超音波ビームが図 9 のラジアル走査 C と書かれた矢印の向きに旋回するように送信切換回路 82 に超音波振動子 72 を選択させることで、超音波内視鏡 2D の挿入軸に垂直な断面を走査する、いわゆる電子式のラジアル走査を行うことができる。

【0104】

超音波振動子アレイ 71 は超音波を送受波しつつラジアル走査して断層面の超音波エコーを電気信号に変換し、超音波エコー信号として超音波観測部 3D 内の受信切換回路 83 へ出力する。

【0105】

この受信切換回路 8 3 では送受信コントローラ 9 0 からの切換制御信号により送信切換回路 8 2 で選択されたのと同じ複数の超音波振動子 7 2 を選択し、選択された超音波振動子 7 2 からの各超音波エコー信号を増幅回路 8 4 に出力する。

各超音波エコー信号は増幅回路 8 4 で増幅され、受信遅延回路 8 5 で適当な遅延をかけられ、加算回路 8 6 で加算されることにより、超音波の 1 本の受信ビーム信号を形成する。

【 0 1 0 6 】

受信ビーム信号は包絡線検波回路 8 7 で対数増幅されるとともに自身の包絡線が検波され、A / D 変換回路 8 8 でデジタルの受信ビームデータに変換された後、D S C 8 9 に出力される。

【 0 1 0 7 】

送受信コントローラ 9 0 は送信切換回路 8 2、受信切換回路 8 3 にどの超音波振動子 7 2 を切り換えさせるかの情報を基に切換制御信号を両回路に出力する一方、超音波振動子アレイ 7 1 によるラジアル走査の回転角度を回転角度データとして D S C 8 9 に出力する。

【 0 1 0 8 】

D S C 8 9 は回転角度データを基に極座標系の受信ビームデータをモニタに出力できるような直交座標系に変換して、超音波断層像の画像データを作成し、超音波画像処理部 5 内の混合回路 3 9 へ出力する。その他の作用は、第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 0 9 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

以上説明した第 4 の実施の形態では、先端に超音波振動子アレイ 7 1 を配し電子的にラジアル走査する超音波内視鏡 2 D を用い、送受信コントローラ 9 0 からの回転角度データを基にして超音波断層像を作成する構成にしたため、第 1 の実施の形態のようにフレキシブルシャフト 1 9 を介して機械的にラジアル走査する超音波内視鏡 2 を用い、超音波振動子 1 8 から離れた内視鏡操作部 1 0 内のロータリエンコーダ 2 7 で検出した回転角度信号を用いて超音波断層像を作成する構成よりも、フレキシブルシャフト 1 9 両端でのねじれによる回転角度ずれや、内視鏡挿入部 9 の先端に取り付けられた位置方向検出用送信コイル 3 2 とフレキシブルシャフト 1 9 間の角度ずれに起因した角度検出誤差等の影響がなく超音波断層像の 1 2 時方向の角度を一層正確に得やすい。

【 0 1 1 0 】

さらに、第 1 の実施の形態のようにフレキシブルシャフト 1 9 を介して機械的にラジアル走査する超音波内視鏡 2 を用い、超音波振動子 1 8 から離れた内視鏡操作部 1 0 内のロータリエンコーダ 1 9 で検出した回転角度信号を用いて超音波断層像を作成する構成よりも、挿入部 9 内部のフレキシブルシャフト 1 9 や超音波振動子 1 8 の回転による金属部分の配置の変化に起因するような磁場の擾乱の影響を受けることが無い。そのため、位置方向検出部 4 から得られる位置や配向のデータの精度が狂うことがなく、超音波断層像の 1 2 時方向の角度を一層正確に得やすい。

【 0 1 1 1 】

このことは、得られる超音波断層像の 1 2 時方向の向きと、位置方向検出用送信コイル 3 2 から得られる V12 の向きとの一致が一層高まることになり、平行四辺形で示される断層面マーカや U P 方向マーカのねじれ方向（内視鏡挿入軸の周りに回転する方向）の角度を一層正確に表示することができるという効果を得ることができる。その他の効果は、第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 1 2 】

（変形例）

本実施の形態では電子走査を行う超音波内視鏡 2 D を用いる構成を第 1 の実施の形態に適用したが、磁場の送受信を逆にした第 2 の実施の形態に適用しても良い。また、位置方向検出用送信コイル 3 2 と送信コイル 3 1 を検出用カテーテル 6 3 に別体に設けた第 3 の実施の形態に適用しても良い。

【 0 1 1 3 】

本実施の形態では超音波内視鏡 2 D を電子ラジアル走査を行うラジアル走査型超音波内視

10

20

30

40

50

鏡としたが、これはセクタ走査やリニア走査など他の走査でも良い。さらに内視鏡挿入軸に垂直でなく平行なりニア走査やコンベックス走査など、超音波の走査方法に限定されない。さらに、環状の超音波振動子アレイ 71 は 360° 全周に設けられている必ずしも必要はなく、270° でも 180° でも、いかなる角度でも良い。

【0114】

また、光学観察窓 16 を搭載しないような超音波プローブでも良い。走査面としてラジアル走査型超音波内視鏡のラジアル走査の断層面を考えたと、様々な走査の形態に応じ、種々の形状の平面や曲面でも良い。その他、第 1 の実施の形態の変形例で説明したのと同様な変形例を適用することができる。

【0115】

10

[付記]

1. 体腔内に挿入され先端に超音波振動子を備えた超音波プローブから出力する超音波エコー信号を基に超音波断層像を構築する超音波診断装置において、前記超音波プローブの挿入形状を検出する挿入形状検出手段と、該挿入形状から補助像を作成する補助像作成手段と、該超音波断層像と該補助像とを比較可能に表示する表示手段と、を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【0116】

(付記 1 の効果)

体腔内に挿入され先端に超音波振動子を備えた超音波プローブから出力する超音波エコー信号を基に超音波断層像を構築する超音波診断装置において、超音波プローブの挿入形状を検出する挿入形状検出手段と、挿入形状から補助像を作成する補助像作成手段と、超音波断層像と補助像とを比較可能に表示する表示手段と、を設けた構成としたため、術者は、例えば脾臓を観察する場合には、胃体部や十二指腸に挿入してそこから胃壁や腸壁越しに脾臓を観察するのが通例であるが、本実施形態で術者が手動で超音波プローブ挿入部先端を動かしたり湾曲ノブを介して湾曲させて先端の向きを変えたりすると、挿入形状が自動的に追従して変形、移動するようになり、超音波プローブの形状がどうなっていて、さらにその上で超音波プローブの形状に対してどういう方向で超音波断層像を観察しているのか、わかりやすく認識することができる。

20

【0117】

30

即ち、観察しようとしている超音波断層像が体腔内のどの辺の画像なのかわかりやすいという当初の目的を達成することができる。

【0118】

2. 前記請求項 1 記載の超音波診断装置であって、断層面の位置と方向とを検出する断層面位置方向検出手段と、を設け、前記補助像作成手段が該断層面の該位置と該方向とを示す断層面マーカを作成し、該断層面マーカと該挿入形状とを合成して該補助像を作成したことを特徴とする超音波診断装置。

【0119】

40

(付記 2 の効果)

断層面の位置と方向とを検出する断層面位置方向検出手段とを設け、補助像作成手段が断層面の位置と方向とを示す断層面マーカを作成し、断層面マーカと挿入形状とを合成して補助像を作成した構成としたため、術者には超音波断層像の断層面が現在どの方向に向いているか一層わかりやすい。そのため、この断層面マーカが適切な方向に向くように超音波プローブ挿入部をねじったり湾曲ノブを介して超音波プローブ挿入部を湾曲させて先端の向きを変えることで、関心領域を描出することが一層簡単になるという効果を得ることができる。

【0120】

3. 請求項 2 記載の超音波診断装置であって、

50

前記補助像作成手段が該断層面の特定の方向を示す方向マーカを作成し、該方向マーカと該断層面マーカと該挿入形状とを合成して該補助像を作成したことを特徴とする超音波診断装置。

【0121】

(付記3の効果)

補助像作成手段が断層面の特定の方向を示す方向マーカを作成し、方向マーカと断層面マーカと挿入形状とを合成して補助像を作成した構成としたため、

また、術者には超音波断層像の断層面が現在どの方向に向いているかさらに一層わかりやすい。そのため、方向マーカが関心領域の方向に向くように超音波プローブ挿入部をねじったり湾曲ノブを介して超音波プローブ挿入部を湾曲させて先端の向きを変えることで、関心領域を描出することが一層簡単になるという効果を得ることができる。

10

【0122】

4. 前記請求項2の超音波診断装置であって、

前記挿入形状検出手段および前記断層面位置方向検出手段が前記超音波プローブとは別体の検出用カテーテルに設けられ、

前記検出用カテーテルが前記超音波プローブに挿通するよう構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【0123】

(付記4の効果)

挿入形状検出手段および断層面位置方向検出手段が超音波プローブとは別体の検出用カテーテルに設けられ、検出用カテーテルが超音波プローブに挿通するよう構成したため、

関心領域の描出の際には検出用カテーテルを超音波プローブに挿通して補助像を参照することにより関心領域を超音波断層像内に描出して診断を行い、診断後の処置時には検出用カテーテルを抜去後に鉗子等の処置具を挿通し、各種の処置を行うことができる。そのため、一本の超音波プローブで診断から処置までをスムーズに実施することができる。

20

【0124】

また、超音波プローブ自体も汎用の超音波プローブを用いることができ、断層面位置方向検出用送信コイルと挿入形状検出用送信コイルとを固定的に設けた専用の超音波プローブを購入しなくとも良い。

【0125】

5. 前記請求項1ないし4の超音波診断装置であって、

前記超音波プローブが先端に超音波振動子アレイを搭載した電子走査型超音波プローブであることを特徴とする超音波診断装置。

30

【0126】

(付記5の効果)

超音波プローブが先端に超音波振動子アレイを搭載した電子走査型超音波プローブであるよう構成したため、第1の実施の形態のようにフレキシブルシャフトを介して機械的にラジアル走査する超音波プローブを用い、超音波振動子から離れた超音波プローブ操作部内のロータリーエンコーダで検出した回転角度信号を用いて超音波断層像を作成する構成よりも、フレキシブルシャフト両端でのねじれによる回転角度ずれや、超音波プローブ挿入部先端に取り付けられた断層面位置方向検出用送信コイルとフレキシブルシャフト間の角度ずれに起因した角度検出誤差等の影響がなく、超音波断層像の12時方向の角度を一層正確に得やすい。

40

【0127】

さらに、第1の実施の形態のようにフレキシブルシャフトを介して機械的にラジアル走査する超音波プローブを用い、超音波振動子から離れた超音波プローブ操作部内のロータリーエンコーダで検出した回転角度信号を用いて超音波断層像を作成する構成よりも、超音波プローブ挿入部内部のフレキシブルシャフトや超音波振動子の回転による金属部分の配置の変化に起因するような磁場の擾乱の影響を受けることが無い。そのため、位置検出器から得られる位置や配向のデータの精度が狂うことがなく、超音波断層像の12時方向の

50

角度を一層正確に得やすい。

【 0 1 2 8 】

このことは、得られる超音波断層像の 1 2 時方向の向きと、断層面位置方向検出用送信コイルから得られる V12 の向きとの一致性が一層高まることになり、断層面マーカや方向マーカのねじれ方向（超音波プローブ挿入軸の周りに回転する方向）の角度を一層正確に表示することができるという効果を得ることができる。

【 0 1 2 9 】

6 . 付記 1 の超音波診断装置であって、前記挿入形状検出手段が磁場を用いて該挿入形状を検出した。

2 . 付記 2 の超音波診断装置であって、前記断層面位置方向検出手段が磁場を用いて該断層面の該位置と該方向とを検出した。

【 0 1 3 0 】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、超音波プローブの挿入形状と超音波断層像における断層面の位置及び方向とが合成されて表示され、超音波プローブの挿入形状がどうなっていて、超音波断層像が体腔内のどの辺の画像なのか、さらにその上で超音波プローブに対してどの方向で超音波断層像を観察しているのか分かりやすく認識できる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の全体構成図。

【図 2】超音波内視鏡の構成を示す図。

【図 3】補助像作成回路の作用説明図。

【図 4】モニタ上での超音波断層像と補助像との表示画面例を示す図。

【図 5】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の全体構成図。

【図 6】超音波内視鏡の構成を示す図。

【図 7】本発明の第 3 の実施の形態における超音波内視鏡の構成を示す図。

【図 8】検出用カテーテルの構成を示す図。

【図 9】本発明の第 4 の実施の形態における超音波内視鏡の構成を示す図。

【図 1 0】超音波観測部の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

1 ... 超音波診断装置

2 ... 超音波内視鏡

3 ... 超音波観測部

4 ... 位置方向検出部

5 ... 超音波画像処理部

6 ... モニタ

8 ... 被検体

9 ... 内視鏡挿入部

1 0 ... 内視鏡操作部

1 1 ... 先端部

1 2 ... 湾曲部

1 4 ... 湾曲ノブ

1 5 ... 照明窓

1 6 ... 光学観察窓

1 7 ... 先端キャップ

1 8 ... 超音波振動子

1 9 ... フレキシブルシャフト

2 2 ... モータ

2 3 ... 断層面

2 4 ... 超音波ビーム

2 7 ... ロータリエンコーダ

10

20

30

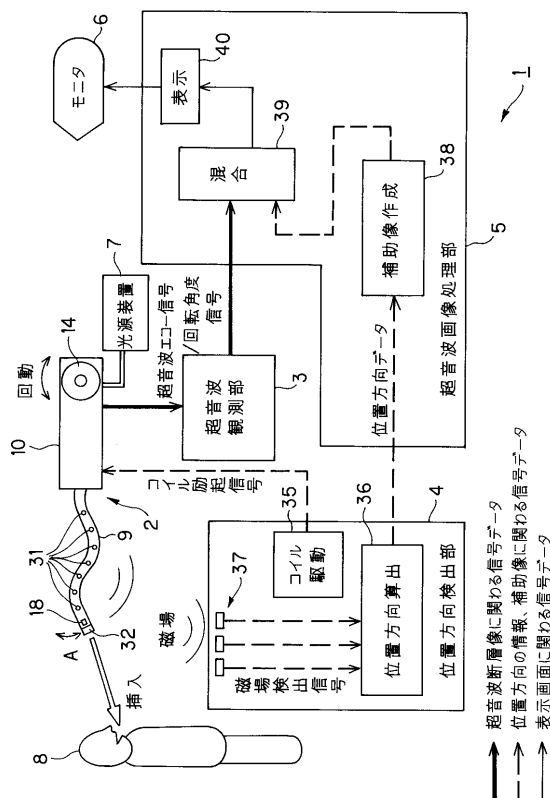
40

50

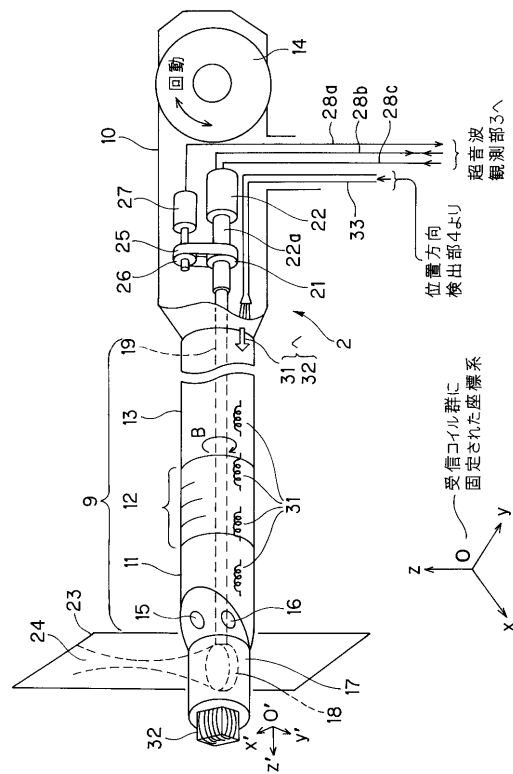
- 3 1 ... (挿入形状検出用)送信コイル
- 3 2 ... (断層面)位置方向検出用送信コイル
- 3 5 ... コイル駆動回路
- 3 6 ... 位置方向算出回路
- 3 7 ... 受信コイル群
- 3 8 ... 補助像作成回路
- 3 9 ... 混合回路
- 4 1 ... 超音波断層像
- 4 2 ... 補助像
- 4 3 ... 断層面マーカ
- 4 4 ... U P方向マーカ

10

【図 1】

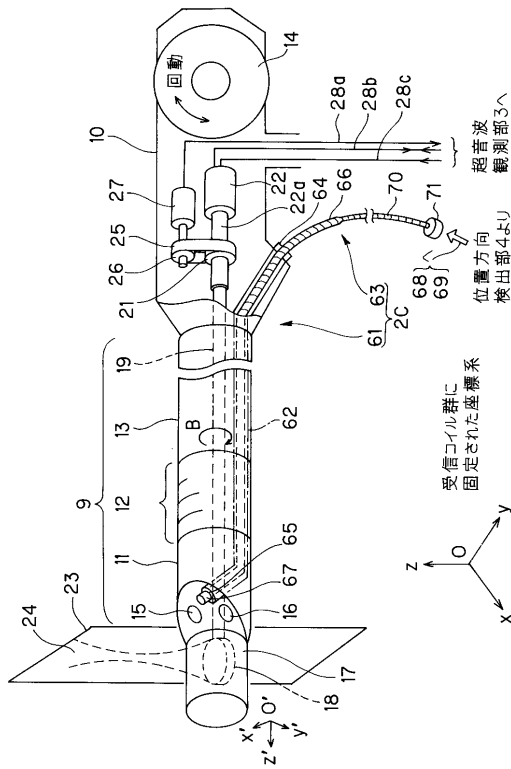


【図 2】

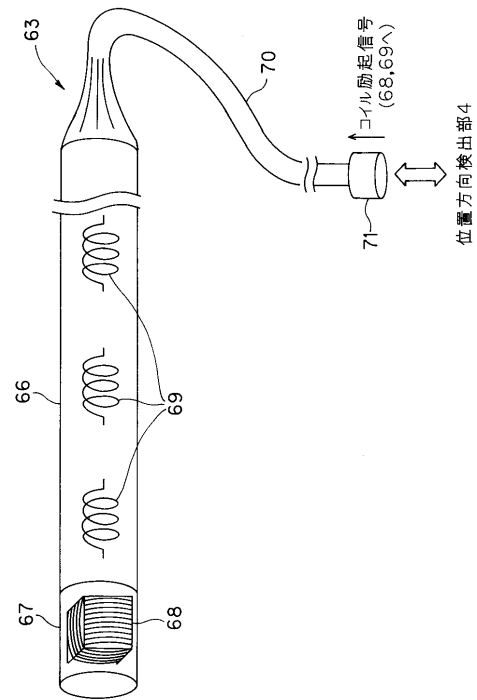


(注) 明細書中では x' 方向の単位ベクトル V_3 , y' 方向の単位ベクトル V_{12} 等を単に V_3 , V_{12} 等と略記

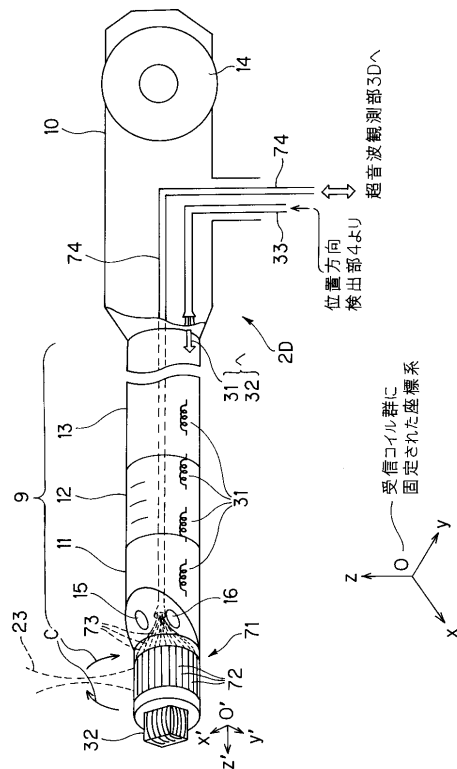
【図7】



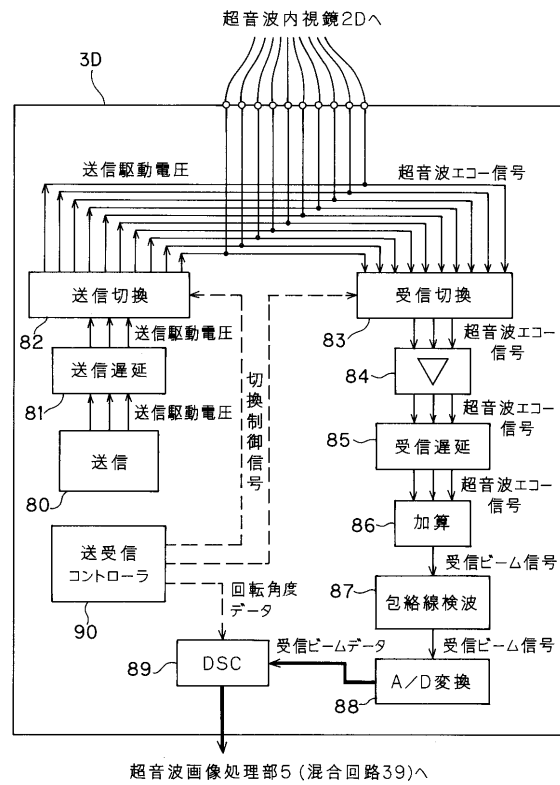
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

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

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/12 , A61B 1/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4551051B2	公开(公告)日	2010-09-22
申请号	JP2002115397	申请日	2002-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B5/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/062 A61B8/14 A61B8/4461 A61B8/4488		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/GG22 4C061/HH51 4C061/WW10 4C061/WW16 4C161/BB08 4C161/GG22 4C161/HH51 4C161/WW10 4C161/WW16 4C301/BB03 4C301/EE13 4C301/FF05 4C301/GD16 4C301/KK13 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/KK23 4C601/KK25		
代理人(译)	伊藤 进		
助理审查员(译)	石川太郎		
其他公开文献	JP2003305044A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提供插入体腔的超声波检查仪，能够清晰地显示体腔内图像的哪个部分，要观察的超声波断层图像位于。ŽSOLUTION：在超声波内窥镜2的内窥镜插入部9的长度方向上设置有传输线圈31，以及在通过传感器构建断层图像的情况下用于检测断层面的位置和方向的传输线圈32。在远端设置有图18所示的结构。线圈激励信号被施加到线圈31,32以产生磁场。通过接收线圈组37检测磁场，并且通过位置方向计算电路36计算线圈31的位置数据和线圈32的位置和方向数据，并将其发送到辅助图像创建电路38。创建插入形状的图像和显示断层面的位置和方向的辅助图像。辅助图像与断层图像一起显示，以清楚地显示待观察的断层图像位于体腔中的图像的哪个部分。Ž

$$\mathbf{T}_x(\psi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{T}_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{T}_z(\phi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$