

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003－180696

(P2003－180696A)

(43)公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テーマコード^{*} (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 18数)

(21)出願番号 特願2001－383423(P2001－383423)

(22)出願日 平成13年12月17日(2001.12.17)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 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

(72)発明者 鯖田 知弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

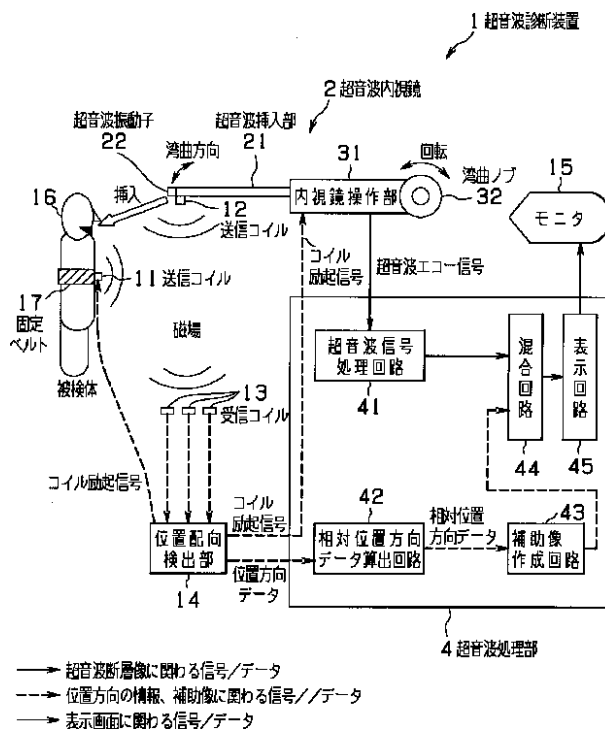
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】体腔内に挿入した超音波内視鏡を含む体腔内超音波プローブを用いて、簡単に関心領域を描出できるようにする。

【解決手段】超音波診断装置1は、先端に超音波振動子22を備えた超音波内視鏡2が出力する超音波エコー信号を基に超音波信号処理回路41が体腔内超音波断層像を構築する。位置方向検出部14及び相対位置方向データ算出回路42は、前記超音波内視鏡2の走査面の、被検体16に固定された座標系における位置データおよび方向データを検出する。補助像作成回路43は、前記位置データおよび前記方向データを基に、前記被検体16に対する前記走査面の位置および方向を図示した補助像を作成する。混合回路44、表示回路45及びモニタ15は、前記補助像と、前記走査面内で得られた前記体腔内超音波断層像とを同一画面に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 先端に超音波振動子を備えた体腔内超音波プローブが出力する超音波エコー信号を基に体腔内超音波断層像を構築する画像処理手段を設けた超音波診断装置において、

前記体腔内超音波プローブの走査面の、被検体に固定された座標系における位置データおよび方向データを検出する検出手段と、

前記位置データおよび前記方向データを基に、前記被検体に対する前記走査面の位置および方向を図示した補助像を作成する補助像作成手段と、

前記補助像と、前記走査面内で得られた前記体腔内超音波断層像とを同一画面に表示する表示手段と、を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記補助像作成手段が、前記走査面を示す指標を、前記被検体を示すひと形状の像上に合成することで前記補助像を作成し、前記指標が、前記体腔内超音波断層像を前記表示手段に表示させたときの形状をさらに前記被検体上に固定された座標系で表現されるように座標変換した形状をした面状の指標であること、

を特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記指標上に、前記体腔内超音波断層像の特定の方向を示すマーカを重畳したこと、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】 前記体腔内超音波プローブが先端の湾曲を操作する湾曲操作手段を設け、前記指標上に、前記体腔内超音波プローブ先端の前記湾曲操作手段による湾曲方向を示すマーカを重畳したこと、

を特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項5】 前記体腔内超音波プローブが体腔内挿入軸の周囲に複数の超音波振動子を円環状に配列させた超音波振動子アレイを備え、超音波ビームの形成に関与する前記超音波振動子を順次切り換えることで、前記体腔内挿入軸に垂直な平面を電子的に走査すること、

を特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、体腔内超音波プローブが出力する超音波エコー信号を基に体腔内超音波断層像を構築する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、医療分野において、生体内の組織や血流動態等の観察に超音波診断装置が用いられている。

【0003】このような超音波診断装置の例として、例えば特開平9-192128号公報、特開平11-47133号公報及び特開2001-17433号公報に

は、体外に置かれた超音波プローブから超音波を被検体に送受信する際、超音波プローブやその走査平面（従って超音波断層像の位置や方向）が観察部位に対してどのような位置関係になっているか、走査平面の位置と方向とを磁場を用いた位置検出装置で検出し、モニタ上に表示する超音波診断装置が開示されている。

【0004】こういった装置では、通常、モニタ上では、予め装置が用意した被検体を表現するボディマークと呼ばれるひと形状の画像上にプローブマークと呼ばれる探触子を表す図を重畳して表現している。このような構成と作用により、術者に対して、検査の際や、検査後の写真を用いて診断する際に被検体のどの部位をどのように観察しているかを容易に理解させていた。

【0005】一方、従来より、挿入部先端に超音波振動子を設けた超音波内視鏡を用いて体腔内を診断する超音波診断装置が公知になっている。

【0006】このような超音波診断装置では、超音波を体腔内へ挿入した超音波内視鏡から送受信する。例えば、特開平11-113913号公報及び特開2000-23982号公報では、超音波内視鏡先端に送信もしくは受信コイルを設け、位置算出手段により先端の位置を算出することで、スキャン密度を報知したり、超音波内視鏡先端の曲がり具合に基づき警告したりする等でスキャン密度のむらのない正確な3次元データを得る超音波診断装置が開示されている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、体外から超音波を送受信するいわゆる体外式の超音波診断装置とは異なり、体腔内から超音波を送受信する超音波診断装置では、体腔内へ挿入した体腔内超音波プローブ（超音波内視鏡を含む）のどの方向に超音波振動子が向いているか外見からでは術者にはわからなかった。

【0008】こうした体腔内超音波診断装置では、通常、術者は、まず、光学観察窓からの光学像を観察しながら超音波内視鏡先端を関心領域近傍まで挿入する。次に、モニタに表示されている超音波内視鏡画像上に映し出された臓器の位置関係によって走査平面の方向を術者の頭の中の解剖学的位置関係から判断し、超音波内視鏡の先端を動かすことで腫瘍等の関心領域をモニタ上に映し出していた。しかし、この方法では超音波内視鏡画像と解剖学との関係についてのかかなりの知識と、超音波内視鏡操作の熟練および超音波内視鏡画像の読影経験が無いと関心領域をうまく描出することが難しいという問題があった。特に、軟性鏡と呼ばれる可撓性のある内視鏡挿入部を有する超音波内視鏡を用いたときには、超音波内視鏡の手元側の状況から、超音波内視鏡先端や走査平面の位置や方向の状況を推測することが難しく、上記の問題を一層難しくしていた。

【0009】特に、膵臓、胆嚢など深部臓器にできた腫瘍等患部を、胃に挿入した超音波内視鏡により観察する

ことがあるが、これらの臓器は胃と違って光学観察窓から直接見えないことから、関心領域の描出には大変高度な解剖学の知識と超音波内視鏡の熟練が必要であり、超音波内視鏡検査法の深部臓器診断への普及を妨げる最大の要因となっている。

【0010】このように、検査の際や、検査後の写真を用いて診断する際に被検体のどの部位をどのように観察しているかをわかりやすく表示させる必要性は、体腔内超音波診断装置の方が体外式超音波診断装置よりもはるかに大きい。従来技術として述べた特開平9-192128号公報、特開平11-47133号公報、特開2001-17433号公報では体腔内超音波診断装置への応用については何らの開示されていなかった。さらに、特開平11-113913号公報、特開2000-23982号公報では3次元データ構築のためのデータむら防止への応用は述べられているが、位置算出装置を検査の際や、検査後の写真を用いて診断する際に被検体のどの部位をどのように観察しているかをわかりやすく表示させることへの応用についてはやはり何らの開示もされていなかった。

【0011】本発明は、これらの事情に鑑みてなされたものであり、体腔内に挿入した超音波内視鏡を含む体腔内超音波プローブを用いて、容易に関心領域を描出することができる超音波内視鏡装置を提供することを第1の目的とする。

【0012】また、従来技術として述べた特開平9-192128号公報、特開平11-47133号公報、特開2001-17433号公報では、予め装置が用意したボディマークにプローブマークと呼ばれる探触子を表す図を重畳しているだけの構成であるため、例えば記録した画像が食道、胃、大腸等、体外式超音波診断装置の分野と違い一般に湾曲の激しい体腔内管腔全体のうちの部位で撮像された画像なのかわかりにくく、検査後にレビューをする際に術者がいないとどここの画像かわからないという問題があった。

【0013】本発明は、これらの事情にも鑑みてなされたものであり、体腔内に挿入した超音波内視鏡を含む体腔内超音波プローブを用いて記録された画像が被験者のどの辺で撮られた画像が容易に理解できる超音波診断装置を提供することを第2の目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため請求項1に記載の超音波診断装置は、先端に超音波振動子を備えた体腔内超音波プローブが出力する超音波エコー信号を基に体腔内超音波断層像を構築する画像処理手段を設けた超音波診断装置において、前記体腔内超音波プローブの走査面の、被検体に固定された座標系における位置データおよび方向データを検出する検出手段と、前記位置データおよび前記方向データを基に、前記被検体に対する前記走査面の位置および方向を図示した補助

像を作成する補助像作成手段と、前記補助像と、前記走査面内で得られた前記体腔内超音波断層像とを同一画面に表示する表示手段と、を具備したことを特徴とする。

【0015】請求項2に記載の超音波診断装置は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記補助像作成手段が、前記走査面を示す指標を、前記被検体を示すひと形状の像上に合成することで前記補助像を作成し、前記指標が、前記体腔内超音波断層像を前記表示手段に表示させたときの形状をさらに前記被検体上に固定された座標系で表現されるように座標変換した形状をした面状の指標であること、を特徴とする。

【0016】請求項3に記載の超音波診断装置は、請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記指標上に、前記体腔内超音波断層像の特定の方向を示すマーカを重畳したこと、を特徴とする。

【0017】請求項4に記載の超音波診断装置は、請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記体腔内超音波プローブが先端の湾曲を操作する湾曲操作手段を設け、前記指標上に、前記体腔内超音波プローブ先端の前記湾曲操作手段による湾曲方向を示すマーカを重畳したこと、を特徴とする。

【0018】請求項5に記載の超音波診断装置は、請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記体腔内超音波プローブが体腔内挿入軸の周囲に複数の超音波振動子を円環状に配列させた超音波振動子アレイを備え、超音波ビームの形成に関与する前記超音波振動子を順次切り換えることで、前記体腔内挿入軸に垂直な平面を電子的に走査すること、を特徴とする。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

(第1の実施の形態) 図1乃至図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は超音波診断装置の全体構成を示す説明図、図2はラジアル走査型超音波内視鏡の構成を示す説明図、図3は相対位置方向データ算出回路の算出方法を説明する作用説明図、図4は補助像作成回路の補助像作成方法を説明する説明図、図5はモニタでの表示を示す平面図である。

【0020】(構成) まず、図1を用いて超音波診断装置の全体構成を説明する。図1に示すように、本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、複数の送信コイル11、12と、受信コイル13と、位置方向検出部14と、超音波処理部4と、モニタ15と、を具備して構成されている。

【0021】複数の送信コイル11、12は、磁場を送信する。受信コイル13は、送信コイル11、12からの磁場を受信する。

【0022】位置方向検出部14は、受信コイル13からの磁場検出信号により複数の送信コイル11、12の

位置と方向の情報を各送信コイル毎の位置方向データとして出力する。

【0023】超音波処理部4は、超音波内視鏡2からの超音波エコー信号と位置方向検出部14からの各位置方向データとを基に各種の信号処理もしくは画像処理を実施する。

【0024】モニタ15は、超音波処理部4で処理した結果を表示する。さらに詳細に説明すると、送信コイル11、12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をしており、1個の送信コイルで様々な方向に異方性のある磁場を形成することができる。

【0025】これら送信コイルのうち一つの送信コイル11は、例えば患者等被検体16の臍の直上等、予め決められた箇所に予め決められた向きで固定ベルト17で固定して取り付けられるようになっている。

【0026】また、もう一つの送信コイル12は超音波内視鏡2の内視鏡挿入部21の先端に固定されている。さらに、内視鏡挿入部21の先端には超音波振動子22が設けられている。

【0027】なお、送信コイル12については、便宜上、超音波内視鏡2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12時方向であるものとする。また、受信コイル13は空間に固定されているものとする。

【0028】超音波内視鏡2は、大別すると内視鏡挿入部21と内視鏡操作部31とに大別される。

【0029】内視鏡挿入部21は胃、食道、大腸のように湾曲の多い体腔内管腔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。

【0030】内視鏡操作部31には、湾曲操作を行うための湾曲ノブ32が設けられている。超音波内視鏡2は、術者が湾曲ノブ32を回転させることにより、内視鏡挿入部21内に備えられた図示しないワイヤの進退が生じ、内視鏡挿入部21の先端の向きを図1の「湾曲方向」と書かれた矢印の向きに湾曲させることが可能である。

【0031】なお、図2に示すように、内視鏡挿入部21先端には、送信コイル12、先端キャップ23、超音波振動子22、フレキシブルシャフト24、管腔内を照明する照光窓25、観察する光学観察窓26が設けられている。

【0032】また内視鏡操作部31内には、モータ33、ロータリーエンコーダ34が設けられている。前記超音波振動子22はフレキシブルシャフト24を通じてモータ回転軸35に接続されており、この超音波振動子22が超音波ビームを送受波しながら回転することで超音波内視鏡挿入軸に垂直な断面（以下、単に走査平面）

を走査する、いわゆるラジアル走査を行うことができる。

【0033】さらに、モータ回転軸35は回転ベルト36と2個のローラ37、38とを介してロータリーエンコーダ回転軸39に接続されている。モータ回転軸35が1回転する度にロータリーエンコーダ回転軸39も1回転するよう2個のローラ37、38の半径は同じに作られている。そしてロータリーエンコーダ34はこの回転軸39の回転角度を検出し、超音波振動子22の回転角度信号として超音波処理部4へ出力する。

【0034】図1に示すように、超音波処理部4の内部には、超音波信号処理回路41と、相対位置方向データ算出回路42と、補助像作成回路43と、混合回路44と、表示回路45と、を設けている。

【0035】超音波信号処理回路41は、超音波エコー信号から超音波断層像を作成する。相対位置方向データ算出回路42は、送信コイル11に対する送信コイル12の相対的な位置と方向とを、相対位置方向データとして各々の位置方向データを基に算出し補助像作成回路43へ出力する。

【0036】補助像作成回路43は、相対位置方向データを基に立体ボディマークの立体的な像の上に超音波内視鏡2の走査平面を表現する面状の指標を合成した補助像を作成する。

【0037】混合回路44は、超音波断層像と補助像とを同一画面上に表示するために混合する。

【0038】表示回路45は、混合回路44からの混合出力をアナログビデオ信号に変換してモニタ15に供給する。

【0039】このように、超音波信号処理回路41は、先端に超音波振動子22を備えた超音波内視鏡2が出力する超音波エコー信号を基に体腔内超音波断層像を構築する画像処理手段となっている。

【0040】送信コイル11、12、受信コイル13、位置方向検出部14及び相対位置方向データ算出回路42は、前記超音波内視鏡2の走査面の、被検体に固定された座標系における位置データおよび方向データを検出する検出手段となっている。

【0041】補助像作成回路43は、前記位置データおよび前記方向データを基に、前記被検体に対する前記走査面の位置および方向を図示した補助像を作成する補助像作成手段となっている。

【0042】混合回路44、表示回路45及びモニタ15は、前記補助像と、前記走査面内で得られた前記体腔内超音波断層像とを同一画面上に表示する表示手段になっている。

【0043】（作用）まず、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。被検体16の体腔内に挿入された超音波振動子22は、図示しない超音波信号処理回路41内の送信回路からパルス状の送信駆動電圧

を電気音響変換により超音波に変換する。そして、超音波振動子22は、超音波を送受波しながらラジアル走査して走査平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処理部4内の超音波信号処理回路41へ出力する。

【0044】また、ロータリーエンコーダ34は超音波振動子22の回転角度を、逐次、回転角度信号として超音波処理部4内の超音波信号処理回路41へ出力する。

【0045】超音波信号処理回路41は、得られた超音波エコー信号に、包絡線検波、対数増幅、A/D変換等、各種公知の処理を施し、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15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、混合回路44へ出力する。

【0046】次に、位置方向の情報および補助像に関わる信号およびデータについて説明する。

【0047】位置方向検出部14は、送信コイル11と、送信コイル12とへ交流信号であるコイル励起信号を出力する。このコイル励起信号の周波数は各送信コイルと導線が巻かれている方向別に周波数が異なるものとする。このようにして、被検体16と内視鏡挿入部21先端の間には各送信コイル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。

【0048】受信コイル13は、送信コイル11、12により励起された磁場を受信し、電気信号を位置方向検出部14へ出力する。

【0049】位置方向検出部14は、電気信号を周波数分解することで、磁場を基に送信コイル11と送信コイル12との違いおよびその導線の巻かれている方向の違いも分解し、受信コイル13に固定された座標系で表現される以下のデータを算出する。そして、これらのデータを位置方向データとして超音波処理部4の相対位置方向データ算出回路42へ出力する。

【0050】

送信コイル11の座標： (d_x', d_y', d_z')

送信コイル12の座標： (d_x'', d_y'', d_z'')

送信コイル11の巻いている方向： $(va_x', v$

$a_y', va_z', vb_x', vb_y', vb_z')$

送信コイル12の巻いている方向： $(va_x'', v$

$a_y'', va_z'', vb_x'', vb_y'', vb_z'')$

但し、送信コイル11、12は2方向に巻かれているので、方向のデータはそれぞれ3つずつ、計6個の成分で表現される。

【0051】相対位置方向データ算出回路42は、送信コイル11に固定された座標系で表現される以下の相対的なデータを算出し、相対位置方向データとして超音波処理部4の補助像作成回路43へ出力する。

【0052】送信コイル12の送信コイル11に対する相対的な座標： (D_x, D_y, D_z)

送信コイル12の送信コイル11に対する相対的な方

向： $(Va_x, Va_y, Va_z, Vb_x, Vb_y, Vb_z)$

以下、この相対位置方向データ算出回路42の作用である (D_x, D_y, D_z) 、 $(Va_x, Va_y, Va_z, Vb_x, Vb_y, Vb_z)$ の算出方法を詳細に説明する。

【0053】相対位置方向データ算出回路42にとって既知の量(入力値)は、 (d_x', d_y', d_z') 、 (d_x'', d_y'', d_z'') 、 $(va_x', va_y', va_z', vb_x', vb_y', vb_z')$ 、 $(va_x'', va_y'', va_z'', vb_x'', vb_y'', vb_z'')$ であり、ここから出力値 (D_x, D_y, D_z) 、 $(Va_x, Va_y, Va_z, Vb_x, Vb_y, Vb_z)$ が算出されれば良い。

【0054】図3に示すように、受信コイル13は空間に、送信コイル11は被検体16に、送信コイル12は内視鏡先端に固定されている。ここでは説明の便宜上、受信コイル13に固定された直交座標系0-xyzと、送信コイル11に固定された直交座標系0'-x'y'z'と、送信コイル12に固定された直交座標系0''-x''y''z''を考える。それぞれの直交座標系の原点、直交座標軸の取り方、単位ベクトルは以下に示す表1の通りである。

【0055】

【表1】

直交座標系の名前	原点、直交座標軸の取り方	O-xyz系における各原点の位置ベクトル	O-xyz系におけるx、y、z軸の各単位ベクトル
O-xyz	原点O： 受信コイル13の中の1点 直交座標軸： 任意の方向	O (零ベクトル)	i, j, k
O'-x' y' z'	原点O'： 送信コイル11の中の1点 (被検体に設けられている) 直交座標軸： x'、y' は送信コイル11の 巻かれている方向	r'	i', j', k'
O''-x'' y'' z''	原点O''： 送信コイル12の中の1点 (超音波振動子近傍に設けられているので超音波断面像の 中心に一致する) 直交座標軸： 図2の通り。 x''、y'' は送信コイル12の 巻かれている方向	r''	i'', j'', k''

なお、送信コイル12の巻き方が超音波内視鏡2の挿入軸に直交する2方向に巻かれているため、x''軸とy''軸は図2に示すように走査平面を構成する軸に一致する。
*【0056】まず、(Vax, Vay, Vaz, Vbx, Vby, Vbz)の算出方法を説明する。
*【0057】表1より以下の式が成り立つ。
*【0058】

$$i' = vax' i + vay' j + vaz' k \quad \dots (1)$$

$$j' = vb_x' i + vb_y' j + vb_z' k \quad \dots (2)$$

$$k' = i' \times j' \quad (\times \text{はベクトルの外積})$$

$$= (vay' vb_z' - vaz' vb_y') i + (vaz' vb_x' - vax' vb_z') j + (vax' vb_y' - vay' vb_x') k \quad \dots (3)$$

$$i'' = vax'' i + vay'' j + vaz'' k \quad \dots (4)$$

$$j'' = vb_x'' i + vb_y'' j + vb_z'' k \quad \dots (5)$$

$$k'' = i'' \times j'' \quad (\times \text{はベクトルの外積})$$

$$= (vay'' vb_z'' - vaz'' vb_y'') i + (vaz'' vb_x'' - vax'' vb_z'') j + (vax'' vb_y'' - vay'' vb_x'') k \quad \dots (6)$$

$$i'' = Vax i' + Vay j' + Vaz k' \quad \dots (7)$$

$$j'' = Vbx i' + Vby j' + Vbz k' \quad \dots (8)$$

ところで、式(1)～(3)の扱いを簡単にするため、
行列Tを式(9)のように定義すると式(1)～(3) 20 式(10)より、式(11)が成り立つ。式(11)より、i、j、kのそれぞれは、既知の量のみを係数に用いてi'、j'、k'として表現されたことになる。
【0059】
【数1】
【0060】

$$T = \begin{pmatrix} vax' & vb_x' & vay' vb_z' - vaz' vb_y' \\ vb_y' & vb_y' & vaz' vb_x' - vax' vb_z' \\ vax' & vb_z' & vax' vb_y' - vay' vb_x' \end{pmatrix} \quad \dots (9)$$

$$(i' \ j' \ k') = (i \ j \ k) T \quad \dots (10)$$

$$[0060]$$

$$(i \ j \ k) = (i' \ j' \ k')^t T \quad \dots (11) \quad 12$$

ここで、 tT は T の転置行列である。

*となるために(10)から(11)が導かれる。

【0061】 $\{i \ j \ k\}$ 、 $\{i' \ j' \ k'\}$ 、 $\{i'' \ j'' \ k''\}$ はそれぞれ直交座標系の正規直交基底になるため、 T は直交行列である。即ち、 $T^{-1} = ^tT$ *

【0062】一方、式(4)、(5)、(7)、(8)から式(12)が成り立つ。

【数2】

$$\begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{ax} & V_{bx} \\ V_{ay} & V_{by} \\ V_{az} & V_{bz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i & j & k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{ax}^* & V_{bx}^* \\ V_{ay}^* & V_{by}^* \\ V_{az}^* & V_{bz}^* \end{bmatrix} \quad \dots (12)$$

式(12)に式(11)を代入して式(13)が成り立つ。 *

つ。

$$\begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{ax} & V_{bx} \\ V_{ay} & V_{by} \\ V_{az} & V_{bz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} ^tT \begin{bmatrix} V_{ax}^* & V_{bx}^* \\ V_{ay}^* & V_{by}^* \\ V_{az}^* & V_{bz}^* \end{bmatrix} \quad \dots (13)$$

ここで、 $\{i, j, k\}$ は正規直交基底であるので、その係数は式(13)の左辺と右辺で等しい。従って、式(14)が成り立ち、右辺の積を計算することで既知の量から $(V_{ax}, V_{ay}, V_{az}, V_{bx}, V_{by}, V_{bz})$ が求められることになる。

* b_z) が求められたことになる。

【0063】

【数4】

$$\begin{bmatrix} V_{ax} & V_{bx} \\ V_{ay} & V_{by} \\ V_{az} & V_{bz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_{ax}^* & V_{bx}^* \\ V_{ay}^* & V_{by}^* \\ V_{az}^* & V_{bz}^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{ax} & V_{bx} \\ V_{ay} & V_{by} \\ V_{az} & V_{bz} \end{bmatrix} \quad \dots (14)$$

次に、 (D_x, D_y, D_z) の算出方法を説明する。まず、下式が成り立つ。

【0064】

$$r' = d_x' i + d_y' j + d_z' k \quad \dots (15)$$

$$r'' = d_x'' i + d_y'' j + d_z'' k \quad \dots (16)$$

$O'-xyz'$ 座標系における送信コイル12の位置ベクトルを R と定義すると、下式が成り立つ。

【0065】

$$R = D_x i' + D_y j' + D_z k' \quad \dots (17)$$

また、図3より式(18)が成り立つ。

$$R = r'' - r'$$

$$\begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} ^tT \begin{bmatrix} d_x'' - d_x' \\ d_y'' - d_y' \\ d_z'' - d_z' \end{bmatrix} \quad \dots (18)$$

式(15)～(17)を式(18)に代入すると式(19)が成り立つ。

【数5】

$$\begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i & j & k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_x'' - d_x' \\ d_y'' - d_y' \\ d_z'' - d_z' \end{bmatrix} \quad \dots (19)$$

40 式(19)に式(11)を代入して式(20)が成り立つ。

【数6】

$$\begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i' & j' & k' \end{bmatrix} ^tT \begin{bmatrix} d_x'' - d_x' \\ d_y'' - d_y' \\ d_z'' - d_z' \end{bmatrix} \quad \dots (20)$$

ここで、 $\{i, j, k\}$ は正規直交基底であるので、その係数は式(20)の左辺と右辺で等しい。従って、式

(21)が成り立ち、行列の積を計算することで既知の量から (D_x, D_y, D_z) が求められたことになる。

【0066】

$$\begin{pmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{pmatrix}$$

* * 【数7】

$$= \begin{pmatrix} va_x' & va_y' & va_z' \\ vb_x' & vb_y' & vb_z' \\ va_y'vb_z' - va_z'vb_y' & va_z'vb_x' - va_x'vb_z' & va_x'vb_y' - va_y'vb_x' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} dx'' - dx' \\ dy'' - dy' \\ dz'' - dz' \end{pmatrix} \quad (21)$$

この後、補助像作成回路43は、式(14)、式(21)で求められた相対位置方向データ(D_x , D_y , D_z)、(Va_x , Va_y , Va_z , Vb_x , Vb_y , Vb_z)を基にして走査平面を表現する指標を作成する。次に、その指標を図4に示すような被検体16を示す立体ボディマーク及びその像の縦断面、横断面の上に合成する。そして、合成された立体ボディマーク及びその像の縦断面、横断面の3つの像を補助像として補助像の画像データを混合回路44へ出力する。

【0067】以下 この補助像作成回路43の作用である指標の合成方法を詳細に説明する。

【0068】まず、第1の表現方法として、被検体16を表現する立体ボディマークの上に指標として平行四辺形を合成する方法を説明する。

【0069】図4に示すように、立体ボディマーク上には被検体16に固定された前述の直交座標系 $O'-x'y'z'$ が設定されている。ここで、送信コイル11は被検体16の予め決められた箇所に予め決められた向きで固定されているが、これを説明の便宜上、図4のよう*

*に置かれたものとし、 O' はボディマーク上、臍の位置に設定されているものとする。

【0070】また、図2に示すように走査平面は内視鏡挿入軸先端に固定された直交座標系 $O''-x''y''z''$ の $x''y''$ 平面に平行である。

【0071】すなわち、走査平面は前述の単位ベクトル i'' , j'' を各辺の方向とする平行四辺形として表現できる。さらに、送信コイル12がラジアル走査を行う超音波振動子22の近傍に置かれているので、 O'' は超音波断層像のほぼ中心と考えることができる。

【0072】そこで、この走査平面を表現する指標を、各辺の方向を i'' , j'' 、中心を O'' (直交座標系 $O''-x''y''z''$ における O'' の位置ベクトルは R)とする図3に示すような平行四辺形として合成することにする。

【0073】ここで、補助像作成回路43に入力される相対位置方向データを用い、前述の通り以下の式が成り立つ。

【0074】

$$i'' = Va_x i' + Va_y j' + Va_z k' \quad \dots (7)$$

$$j'' = Vb_x i' + Vb_y j' + Vb_z k' \quad \dots (8)$$

$$R = D_x i' + D_y j' + D_z k' \quad \dots (17)$$

補助像作成回路43はこの i'' , j'' から平行四辺形を作成する。この平行四辺形上には超音波断層像の12時方向(即ち j'')を表現するマーカ、および内視鏡挿入部21先端(即ち原点 O'')を表現するマーカとを設けているものとする。そして、補助像作成回路43は、立体ボディマークに設定された直交座標系 $O'-x'y'z'$ 上の位置ベクトル R が示す位置に中心 O'' が来るように平行四辺形を移動する。そして、立体ボディマークと平行四辺形に陰面消去等の公知の3次元処理を施す。

【0075】次に、第2の表現方法として、被検体16を表現する縦断面、横断面の上に指標として直線を合成する方法を説明する。

$$j'' \text{ (} j'' \text{ 方向の縦断面への投影)} = Vb_x i' + Vb_z k' \quad \dots (22)$$

横断面への合成には、 R (O'' の縦断面への投影) $= D_x i' + D_z k'$ 【0079】 $\dots (23)$

$$j'' \text{ (} j'' \text{ 方向の横断面への投影)} = Vb_x i' + Vb_y j' \quad \dots (24)$$

$$R \text{ (} O'' \text{ の横断面への投影)} = D_x i' + D_y j' \quad \dots (25)$$

この後、混合回路44は超音波信号処理回路41が出力する超音波断層像の画像データと、補助像作成回路43が出力する補助像の画像データとを、図5に示すようにモニタ上に両者が並ぶように混合して表示回路45に出力する。なお、この際、図5に示すように超音波断層像は12時方向にも補助像と同じマーカを付され、長方形（正方形を含む）の形状に加工される。

【0080】表示回路45はこの混合された画像データをアナログのビデオ信号に変換して、モニタ15へ出力する。

【0081】モニタ15は、図5に示す結果を表示する。このように図1に示す超音波処理部4は、内視鏡挿入部21先端や被検体16の動きにより変化しつつ逐次入力する位置方向データに以上説明した一連の作用を施し、走査平面を表現する補助像上の平行四辺形や直線をリアルタイムに変形、移動させる。また超音波処理部4は、位置方向データと同時に入力する超音波エコー信号からリアルタイムに超音波断層像を作成する。そして、補助像と超音波断層像とを並べて出力するため、モニタ15上には補助像上の走査平面に対応した超音波断層像が対応づけられて表示されることになる。

【0082】（効果）以上説明した第1の実施の形態によれば、例えば術者が手動で内視鏡挿入部21の先端を動かしたり湾曲ノブ32を介して湾曲させて前記先端の向きを変えたりすると、走査平面を表す平行四辺形や直線等の指標が自動的に追従して変形、補助像上を移動するようになり、同時に表示されている超音波断層像が患者のどの部分から撮像されているかわかりやすい。そのため、例えば関心領域として膵臓が見たければ補助像上の指標を見ながら、膵臓の向きに内視鏡挿入部21を動かしたり湾曲ノブ32を介して湾曲させて先端の向きを変えたりすれば、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。

【0083】また、図5で示されるように、モニタ15上に超音波断層像が i'' （3時方向）、 j'' （12時方向）の方向を辺の方向とする長方形で表示され、この長方形を被検体16上に固定された直交座標系 $O'-x'y'z'$ での表現されるよう式（7）、式（8）で座標変換した平行四辺形の指標を用いて補助像上にて走査平面を表現するよう構成したため、術者には走査平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、この平行四辺形が適切な方向に向くように内視鏡挿入部21をねじったり湾曲ノブ32を介して内視鏡挿入部21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。

【0084】また、超音波断層像の12時方向を示すマーカを設けた構成としたため、このマーカが関心領域の方向に向くように内視鏡挿入部21をねじったり湾曲ノブ32を介して内視鏡挿入部21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。

【0085】また、超音波内視鏡2の内視鏡挿入部21先端を示すマーカを設けた構成としたため、このマーカがだいたい関心領域の位置に到達するように内視鏡2を挿入していけば良いため、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。

【0086】次に図1乃至図5に示した第1の実施の形態の変形例について説明する。

10 【0087】第1の実施の形態では、平行四辺形上に指標を12時方向（即ち j'' 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 i'' 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12時方向の両方を同時に表示しても良い。

【0088】また、第1の実施の形態では、12時方向（即ち j'' の方向）のマーカとしたが、これは湾曲ノブ32で湾曲する超音波断層像の方向としても良い。例えば、送信コイル12が巻かれている向きを湾曲の方向と一致するよう送信コイル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32を介して湾曲させて内視鏡挿入部21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。そのため、例えば関心領域として膵臓が見たければ補助像上の指標を見ながら、膵臓の向きに湾曲ノブ32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。

【0089】また、第1の実施の形態では、立体ボディマークと合成する指標として平行四辺形を用い、 i'' 、 j'' がわかりやすいように構成したが、これは例えば円盤状の指標でもよく、方形の指標でも良い。

【0090】また、第1の実施の形態では、送信コイルは直交する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をしているとしたが、これはそれぞれの軸に別体のコイルを設けたものでも良い。この場合、原点 O' は適当な場所に設定され、位置方向検出部14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。

【0091】また、第1の実施の形態では、ラジアル走査型の超音波内視鏡2を用いたが、これはリニア走査型やコンベックス型の超音波内視鏡2でも良く、光学観察窓26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2のラジアル走査の走査平面を考えたが、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。

【0092】また、第1の実施の形態では、送信コイル11は患者等の被検体16の膺の直上等の予め決められた箇所に予め決められた向きで固定ベルト17で固定して取り付けられ、送信コイル12は超音波内視鏡2の内

視鏡挿入部21先端に固定され、受信コイル13は空間に固定されているものとしたが、これは、送受信が逆でも良い。例えば受信コイルを2個、送信コイルを個の構成にして、第1の受信コイルは患者等の被検体16の臍の直上等の予め決められた箇所に予め決められた向きで固定ベルトで固定して取り付けられ、第2の受信コイルは超音波内視鏡2の内視鏡挿入部21先端に固定され、送信コイルは空間に固定されているものとしても良い。また、これら送受の関係は他のいかなる関係でも良い。

【0093】(第2の実施の形態)図6及び図7は本発明の第2の実施の形態に係り、図6はラジアル走査型超音波内視鏡の構成を示す説明図、図7は超音波信号処理回路の詳細を示すブロック図である。図6及び図7に図示していない超音波診断装置の構成要素は図1、図3乃至図5に示した第1の実施の形態と共通になっている。

【0094】(構成)第2の実施の形態と第1の実施の形態とは、主に超音波のラジアル走査の方法、及び、ラジアル走査型超音波内視鏡5(第1の実施の形態のラジアル走査型超音波内視鏡2に対応)、超音波信号処理回路61(第1の実施の形態の超音波信号処理回路41に20対応)の構成と作用が異なる。以下、異なる箇所のみ説明する。

【0095】図6に示すように、本実施の形態の超音波内視鏡5の先端には多数の短冊状の超音波振動子52を内視鏡挿入部51先端の周囲に環状に配列させた超音波振動子アレイ53が設けられている。超音波振動子アレイ53の各超音波振動子52からは信号線54が内視鏡挿入部51を通り、内視鏡操作部55を介して超音波処理部4へ接続され、各超音波振動子52を駆動するためのパルス状の送信駆動電圧と、超音波振動子52からの30超音波エコー信号とがこの信号線を介して送受される。

【0096】図7に示すように、本実施の形態の超音波信号処理回路61の内部には、送信回路62と、送信遅延回路63と、送信切換回路64と、受信切換回路65と、増幅回路66と、受信遅延回路67と、加算回路68と、包絡線検波回路69と、A/D変換回路70と、デジタルスキャンコンバータ(以下、単にDSC)71と、送受信コントローラ72とを設けている。

【0097】送信回路62は、パルス状の送信駆動電圧を発生する。送信遅延回路63は、送信駆動電圧の各信号線毎に異なった遅延をかける。送信切換回路64は、超音波の送信ビームの形成に関与する図6の超音波振動子52を複数個毎に順次選択して送信駆動電圧を出力する。

【0098】受信切換回路65は、送信ビームの形成に関与した複数の超音波振動子52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66に出力する。増幅回路66は、受信切換回路65からの各超音波エコー信号を増幅する。受信遅延回路67は、増幅された各超音波エコー信号を送信遅延回路63での送信駆動電圧に対50

する遅延と同様に遅延をかける。

【0099】加算回路68は、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。包絡線検波回路69は、受信ビーム信号を対数増幅するとともに受信ビーム信号の包絡線を検波する。A/D変換回路70は、受信ビーム信号の包絡線をA/D変換して受信ビーム信号をデジタルの受信ビームデータに変換する。

【0100】DSC71は、極座標系の受信ビームデータをモニタ15に出力できるような直交座標系に変換する。送受信コントローラ72は、これら超音波信号処理回路61内の各回路を制御する。

【0101】その他の構成は、第1の実施の形態と同じである。

(作用)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62で発生した送信駆動電圧は送信遅延回路63で適当な遅延をかけられ、送信切換回路64により選択された複数の超音波振動子52に入力する。このとき、送信切換回路64は送受信コントローラ72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52を選択する。また、送信遅延回路63は配列の中央の超音波振動子52の送信駆動電圧には大きな遅延を、超音波振動子52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52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。

【0102】即ち、送受信コントローラ72が切換制御信号を介して、順次、超音波ビームが図6のラジアル走査と書かれた矢印の向きに巡回するよう送信切換回路64に超音波振動子52を選択させることで、超音波内視鏡5挿入軸に垂直な断面を走査する、いわゆるラジアル走査を行うことができる。

【0103】超音波振動子アレイ53は、超音波を送受波しながらラジアル走査して走査平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処理部4内の超音波信号処理回路61内の受信切換回路65へ出力する。

【0104】受信切換回路65では、送受信コントローラ72からの切換制御信号により送信切換回路64で選択されたのと同じ複数の超音波振動子52を選択し、選択された超音波振動子52からの各超音波エコー信号を増幅回路66に出力する。

【0105】各超音波エコー信号は、増幅回路66で増幅され、受信遅延回路67で適当な遅延をかけられ、加算回路68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。受信ビーム信号は、包絡線検波回路69で対数増幅されるとともに自身の包絡線を検波され、A/D変換回路70でデジタルの受信ビームデータに変換された後、DSC71に出力される。

【0106】送受信コントローラ72は、送信切換回路64、受信切換回路65にどの超音波振動子52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53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DSC71に出力する。

【0107】DSC71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15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、混合回路44へ出力する。

【0108】その他の作用は、第1の実施の形態と同じである。

(効果) 以上説明した第2の実施の形態では、先端に超音波振動子アレイ53を配し電子的にラジアル走査する超音波内視鏡を用い、送受信コントローラ72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24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22から離れた内視鏡走査部内のロータリーエンコーダ34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24両端でのねじれによる回転角度ずれや、内視鏡挿入部21の先端に取り付けられた送信コイル11とフレキシブルシャフト24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。

【0109】さらに、第2の実施の形態では、第1の実施の形態の構成よりも、挿入部内部のフレキシブルシャフト24や超音波振動子22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、位置検出部14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時方向の角度を一層正確に得やすい。

【0110】このことにより、第2の実施の形態では、得られる超音波断層像の12時方向の向きと、送信コイル12から得られるj”の向きとの一致が一層高まることになり、12時方向を示すマーカ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。

【0111】その他の効果は、第1の実施の形態と同じである。図6及び図7に示した第2の実施の形態についても、図1乃至図5に示した第1の実施の形態の変形例と同様の変形例が得られる。

【0112】(第3の実施の形態) 図8は本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す説明図である。図8に図示していない超音波診断装置の構成要素は図4至図5に示した第1の実施の形態と共通になっている。

【0113】(構成) 第3の実施の形態と第1の実施の形態とは、主に、超音波断層像に関わる信号およびデータの

流れが異なる。

【0114】異なる箇所のみ説明する。図8に示すように、第3の実施の形態の超音波診断装置101にはマウス、トラックボール、ジョイスティック等のポインティングデバイス81と、キーボード82とを設けている。また、超音波処理部8は、記録手段としてのハードディスクドライブ(以下、単にHDD)83と、ポインティングデバイス81やキーボード82等の入出力デバイスや後述するスイッチを制御する制御回路84を設けている。

【0115】さらに、超音波処理部8は、超音波信号処理回路41が出力する超音波断層像の画像データの出力先を切り換えるスイッチSW1と、相対位置方向データ算出回路42が出力する相対位置方向データの出力先を切り換えるスイッチSW2と、超音波断層像の画像データをHDD83へ記録をする際にON/OFFを切り換えるスイッチSW3と、相対位置方向データをHDD83へ記録する際にON/OFFを切り換えるスイッチSW4と、を設けている。

【0116】その他の構成は、第1の実施の形態と同じである。

(作用) 第3の実施の形態では動作モードが2つのモードに大別される。第1のモードを検査モード、第2のモードをレビューモードとして説明することにする。各モードとスイッチSW1～SW4の関係は以下の通りである。2つのモード間の切換は、キーボード82上にある図示しないモード切換キーを術者が押すことで行われる。

【0117】検査モード

SW1：端子Aに接続する。

【0118】SW2：端子Aに接続する。

【0119】SW3：検査モード中で、さらにキーボード82から制御回路84経由でスイッチを閉じる旨のスイッチ制御信号の入力が有ったときにスイッチを閉じる。

【0120】SW4：検査モード中で、さらにキーボード82から制御回路84経由でスイッチを閉じる旨のスイッチ制御信号の入力が有ったときにスイッチを閉じる。

【0121】レビューモード

SW1：端子Bに接続する。

【0122】SW2：端子Bに接続する。

【0123】SW3：スイッチを開いたまま。

【0124】SW4：スイッチを開いたまま。

【0125】検査モードでは、術者は第1の実施の形態と同じように、補助像を見ながら関心領域を探索し、関心領域の超音波断層像を観察する。この際、術者がキーボード82を介して記録するように指示をすると、SW3とSW4とが短い間閉じてこの瞬間の超音波断層像の画像データと、この超音波断層像を撮ったときの走査平

面の位置および方向の情報を含んだ相対位置方向データとが対応づけられてHDD83に記録される。

【0126】レビューモードでは、HDD83に記録された超音波断層像の画像データと相対位置方向データとが読み出され、相対位置方向データを基に補助像作成回路43で補助像の画像データが作成された後、混合回路44、表示回路45を経て第1の実施の形態と同様にモニタ15画面に表示される。

【0127】その他の作用は、第1の実施の形態と同じである。以上説明した第3の実施の形態では、HDD83とスイッチSW1～SW4とを設け、検査モードとレビューモードの各モードでスイッチSW1～SW4を切り換え、検査モードで超音波断層像の画像データと相対位置方向データとをHDD83に記録し、レビューモードでHDD83から超音波断層像の画像データと超音波断層像に対応づけられた相対位置方向データを読み出して、これを基に作成される補助像と超音波断層像とを同時にモニタ15上に表示するよう構成している。そのため、術者は被検体16の検査が終了した後に超音波断層像をレビューする際、その超音波断層像が被検体16のどこの部位から得られたデータかわかりやすいという効果を得ることができる。また、HDD83への記録としたことにより、単にモニタ15出力を印刷するような場合よりも、各種画像処理装置や、ネットワーク上で観察する際の応用を広げることができる。

【0128】その他の効果は、第1の実施の形態と同じである。次に、図8に示した第3の実施の形態の変形例について説明する。

【0129】図8に示した第3の実施の形態では、図1乃至図5に示した第1の実施の形態と同様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内視鏡2を用いたが、第2の実施の形態のように先端に超音波振動子アレイ53を配し電子的にラジアル走査する超音波内視鏡5を用いた構成としても良い。

【0130】その他の変形例は、第1の実施の形態の変形例と同じである。

(第4の実施の形態) 図9及び図10は本発明の第4の実施の形態に係り、図9は超音波診断装置の全体構成を示す説明図、図10は制御回路と補助像作成回路の作用の説明図である。図9及び図10に図示していない超音波診断装置の構成要素は図2乃至図5に示した第1の実施の形態と共通になっている。

【0131】(構成) 図9に示す第4の実施の形態と図8に示す第3の実施の形態とは、主に直交座標系 $O'-x'y'z'$ の設定方法が異なる。以下、異なる箇所のみ説明する。

【0132】直交座標系 $O'-x'y'z'$ は表1の通り、送信コイル11に固定されている。第1の実施の形態では、送信コイル11が被検体16の臍等、予め決められた箇所に予め決められた向きで固定され、補助像作

成回路43は O' を予め決められたものとしてボディマーク上の臍の位置にとった。

【0133】しかし、通常、送信コイル11は観察対象が肺なら肺の近傍、胃なら胃の近傍、腸なら腸の近傍等、送信コイル12との距離が近い箇所に固定された方が相対位置方向データの精度が上がる可能性がある。或いは被検体16の状態に応じていつも決められた箇所に固定することができない可能性もある。

【0134】そこで、図9に示す第4の実施の形態では、原点 O' の位置、直交座標軸 x' 、 y' 、 z' の方向、すなわち送信コイル11の位置とその方向をポインティングデバイス81を介して術者が検査前に入力できるようにした。

【0135】図9に示すように、第4の実施の形態の超音波診断装置201における超音波処理部9の制御回路94は座標軸位置方向入力信号を補助像作成回路93に出力する。その他の構成は、第3の実施の形態と同じである。

【0136】(作用) 術者がキーボード82から送信コイル11の位置と方向の入力モードを指定すると、補助像作成回路93は図10に示す立体ボディマーク、被検体16の横断面、縦断面と、カーソルとを作成し、混合回路44、表示回路45を経てモニタ15画面に表示させる。またモニタ15上のそれぞれの像上には図10に示すような原点 O' と直交座標軸 x' 、 y' 、 z' とを示すマーカが表示されるものとする。

【0137】次に術者は、立体ボディマーク上でポインティングデバイス81を介して、原点 O' の位置を送信コイル11が被検体16に実際に固定されている位置と一致するまで例えばポインティングデバイス81上の釦を押しながら移動させる、いわゆるドラッグを行う。この操作に対応して、補助像作成回路93は横断面、縦断面上に表示されているマーカや直交座標軸も同時に移動するものとする。

【0138】次に術者は、 x' 、 y' 、 z' の各直交座標軸の方向を送信コイル11が被検体16に実際に固定されている方向と一致するまでドラッグして向きを変える。この操作に対応して、補助像作成回路93は横断面、縦断面上に表示されている直交座標軸も同時に向きを変えるものとする。

【0139】制御回路94はこの一連の操作の際にポインティングデバイス81が指示する位置や釦の情報を、座標軸位置方向入力信号として補助像作成回路93に出力する。補助像作成回路93はこの座標軸位置方向入力信号を基にして上記一連の作用を実行する。

【0140】この後、検査が始まると、補助像作成回路93は、上記で設定された直交座標系 $O'-x'y'z'$ と、相対位置方向データとを基にして図5に示すような補助像を作成する。

【0141】その他の作用は、第3の実施の形態と同じ

である。

（効果）以上説明した第４の実施の形態では、原点 O' の位置、直交座標軸 x' 、 y' 、 z' の方向、すなわち送信コイル１１の位置とその方向をポインティングデバイス８１を介して術者が検査前に入力できるよう構成したため、送信コイル１１は必ずしも被検体１６に予め決められた位置や予め決められた方向で固定される必要がなく、検査前に術者が決定すれば良い。そのため、観察対象が肺なら肺の近傍、胃なら胃の近傍、腸なら腸の近傍等、送信コイル１２との距離が近い箇所に固定された方が相対位置方向データの精度が上がる可能性がある。また、被検体１６の状態に応じて固定する箇所を変更するという効果を得ることができる。

【０１４２】その他の効果は、第３の実施の形態と同じである。

【０１４３】〔付記〕以上詳述したような本発明の実施の形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【０１４４】（付記項１） 先端に超音波振動子を備えた体腔内超音波プローブが出力する超音波エコー信号を基に体腔内超音波断層像を構築する画像処理手段を設けた超音波診断装置において、前記体腔内超音波プローブの走査面の、被検体に固定された座標系における位置データおよび方向データを検出する検出手段と、前記位置データおよび前記方向データを基に、前記被検体に対する前記走査面の位置および方向を図示した補助像を作成する補助像作成手段と、前記補助像と、前記走査面内で得られた前記体腔内超音波断層像とを同一画面に表示する表示手段と、を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【０１４５】（付記項２） 前記補助像作成手段が、前記走査面を示す指標を、前記被検体を示すひと形状の像上に合成することで前記補助像を作成し、前記指標が、前記体腔内超音波断層像を前記表示手段に表示させたときの形状をさらに前記被検体上に固定された座標系で表現されるように座標変換した形状をした面状の指標であること、を特徴とする付記項１に記載の超音波診断装置。

【０１４６】（付記項３） 前記指標上に、前記体腔内超音波断層像の特定の方向を示すマークを重畳したこと、を特徴とする付記項２に記載の超音波診断装置。

【０１４７】（付記項４） 前記体腔内超音波プローブが先端の湾曲を操作する湾曲操作手段を設け、前記指標上に、前記体腔内超音波プローブ先端の前記湾曲操作手段による湾曲方向を示すマークを重畳したこと、を特徴とする付記項２に記載の超音波診断装置。

【０１４８】（付記項５） 前記体腔内超音波プローブが体腔内挿入軸の周囲に複数の超音波振動子を円環状に配列させた超音波振動子アレイを備え、超音波ビームの形成に関与する前記超音波振動子を順次切り換えることで、前記体腔内挿入軸に垂直な平面を電子的に走査する

こと、を特徴とする付記項２に記載の超音波診断装置。

【０１４９】（付記項６） 前記体腔内超音波プローブが体腔内挿入軸に垂直な平面を走査するラジアル走査型超音波プローブであり、前記体腔内超音波断層像を前記表示手段に表示させたときの前記形状が長方形であり、前記指標が、前記長方形をさらに前記被検体上に固定された座標系で表現されるように座標変換した平行四辺形の指標であること、を特徴とする付記項２に記載の超音波診断装置。

【０１５０】（付記項７） 前記指標上に、前記体腔内超音波断層像の縦方向および／または横方向を示すマークを重畳したこと、を特徴とする付記項６に記載の超音波診断装置。

【０１５１】（付記項８） 前記指標上に、前記体腔内超音波プローブの先端の位置を示すマークを重畳したこと、を特徴とする付記項２に記載の超音波診断装置。

【０１５２】（付記項９） 前記被検体上に固定された座標系の位置および／または方向を、前記補助像上で入力する入力手段を設けたこと、を特徴とする付記項１に記載の超音波診断装置。

【０１５３】（付記項１０） 前記体腔内超音波断層像と前記位置データもしくは前記方向データとを関連付けて記録する記録手段を設け、前記補助像作成手段が前記記録手段から前記体腔内超音波断層像とそれに関連付けられた前記位置データもしくは前記方向データを読み出し、読み出した前記位置データもしくは前記方向データを用いて前記補助像を作成し、前記表示手段が前記体腔内超音波断層像と前記補助像とを同一画面に表示したこと、を特徴とする付記項１乃至９のいずれか１つに記載の超音波診断装置。

【０１５４】

【発明の効果】請求項１乃至５に記載の超音波診断装置では、例えば術者が手動で内視鏡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、走査面を表す平行四辺形や直線等の指標が自動的に追従して変形、補助像上を移動するようになり、同時に表示されている超音波断層像が患者のどの部分から撮像されているかわかりやすい。そのため、例えば関心領域として脾臓が見たければ補助像上の指標を見ながら、脾臓の向きに内視鏡挿入部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れば、体腔内に挿入した超音波内視鏡を含む体腔内超音波プローブを用いて、容易に関心領域を描出することができる。また、請求項１乃至５に記載の超音波診断装置では、前記被検体に対する前記走査面の位置および方向を図示した補助像と、前記走査面内で得られた前記体腔内超音波断層像とを同一画面に表示するので、体腔内に挿入した超音波内視鏡を含む体腔内超音波プローブを用いて記録された画像が被験者のどの辺で撮られた画像が容易に理解できる。

【０１５５】以上述べた様に請求項１乃至５に記載の構

成によれば、体腔内に挿入した超音波内視鏡を含む体腔内超音波プローブを用いて、簡単に関心領域を描出することができるとともに、体腔内に挿入した超音波内視鏡を含む体腔内超音波プローブを用いて、記録された画像が被験者のどの辺で撮られた画像が容易に理解できるので、術者は、検査の際や、検査に被検体のどの部位をどのように観察しているか容易に確認できる。

【0156】請求項2に記載の超音波診断装置では、前記指標により術者には走査面が現在どの方向に向いているか一層解りやすくなる。そのため、この指標が適切な方向に向くように内視鏡挿入部をねじったり湾曲ノブを介して内視鏡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。

【0157】請求項3に記載の超音波診断装置では、マーカが関心領域の方向に向くように内視鏡挿入部をねじったり湾曲ノブを介して内視鏡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。

【0158】請求項4に記載の超音波診断装置では、体腔内超音波プローブ先端の前記湾曲操作手段による湾曲方向を示すマーカにより、術者が湾曲操作手段を介して湾曲させて内視鏡挿入部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。そのため、例えば関心領域として脾臓が見たければ補助像上の指標を見ながら、脾臓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。

【0159】請求項5に記載の超音波診断装置では、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内視鏡を用い、超音波振動子から離れた内視鏡走査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、内視鏡挿入部先端に取り付けられた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。

【0160】また、請求項5に記載の超音波診断装置では、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内視鏡を用い、超音波振動子から離れた内視鏡走査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、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時方向の角度を一層正確に得やすい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す説明図。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係るラジアル走査型超音波内視鏡の構成を示す説明図。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係る相対位置方向データ算出回路の算出方法を説明する作用説明図。

【図4】本発明の第1の実施の形態に係る補助像作成回路の補助像作成方法を説明する説明図。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係るモニタでの表示を示す平面図。

【図6】本発明の第2の実施の形態に係るラジアル走査型超音波内視鏡の構成を示す説明図。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係る超音波信号処理回路の詳細を示すブロック図。

【図8】本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す説明図。

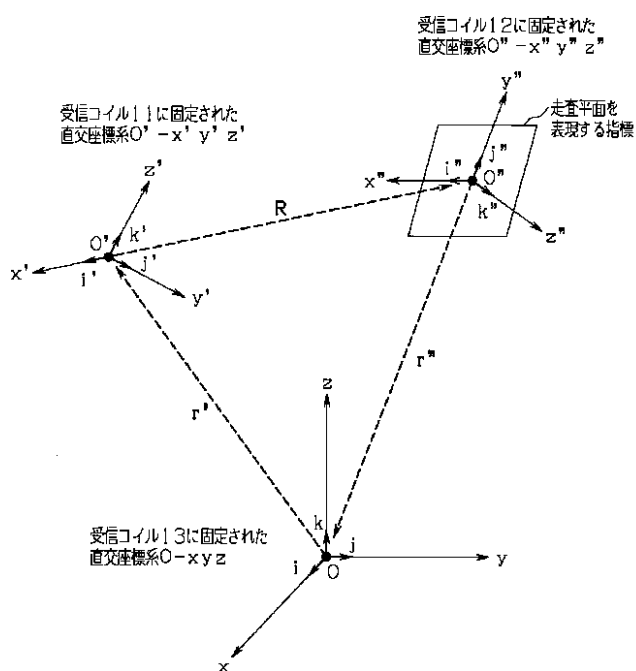
【図9】本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す説明図。

【図10】本発明の第3の実施の形態に係る制御回路と補助作成回路の作用の説明図。

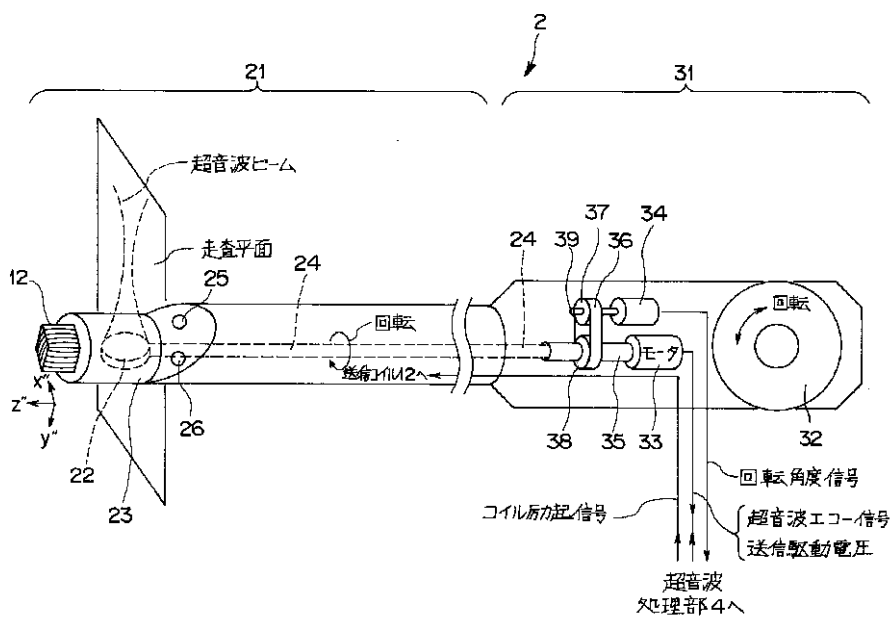
【符号の説明】

1	…超音波診断装置
2	…超音波内視鏡
4	…超音波処理部
11, 12	…送信コイル
13	…受信コイル
14	…位置方向検出部
15	…モニタ
16	…患者等被検体
17	…固定ベルト
21	…内視鏡挿入部
31	…内視鏡操作部
32	…湾曲ノブ
41	…超音波信号処理回路
43	…補助像作成回路
42	…相対位置方向データ算出回路
43	…補助像作成回路
44	…混合回路
45	…表示回路

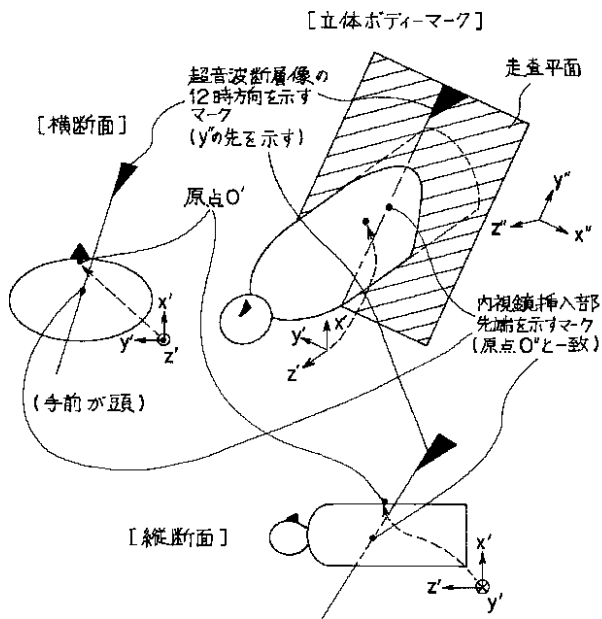
【図 3】



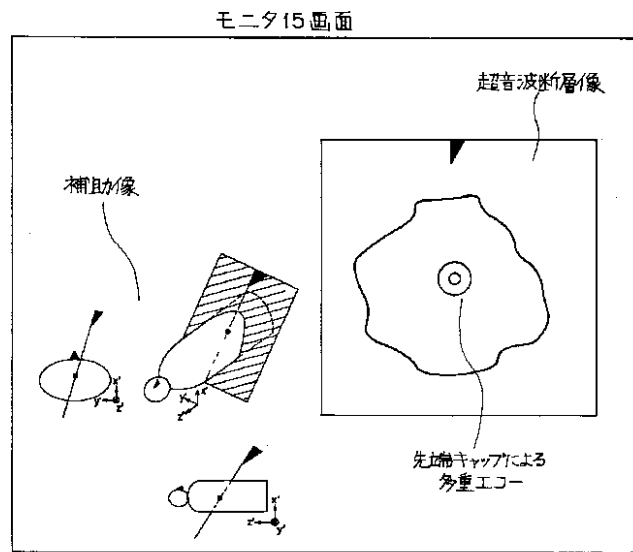
【図 2】



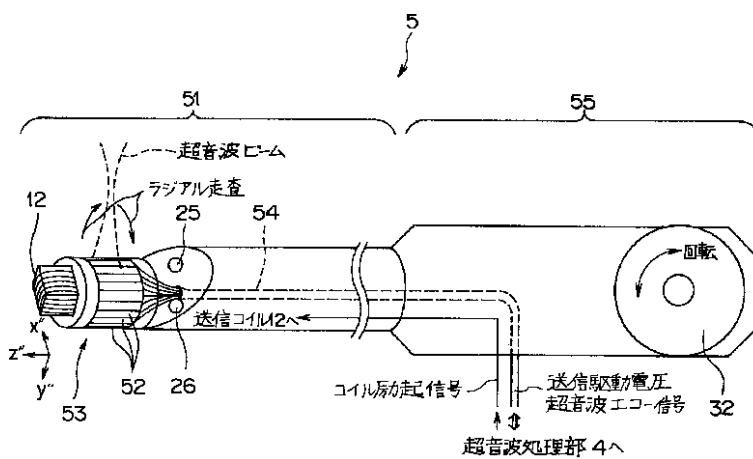
【図4】



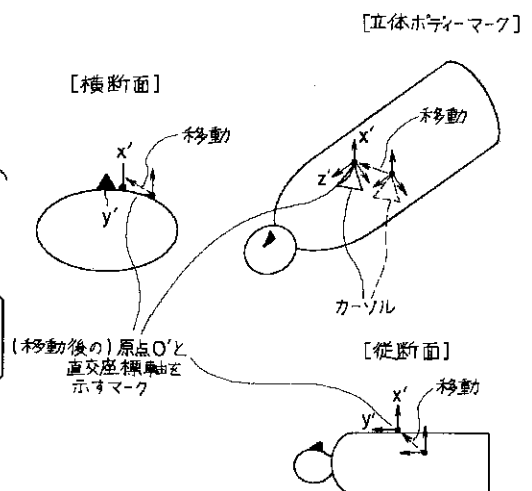
【図5】



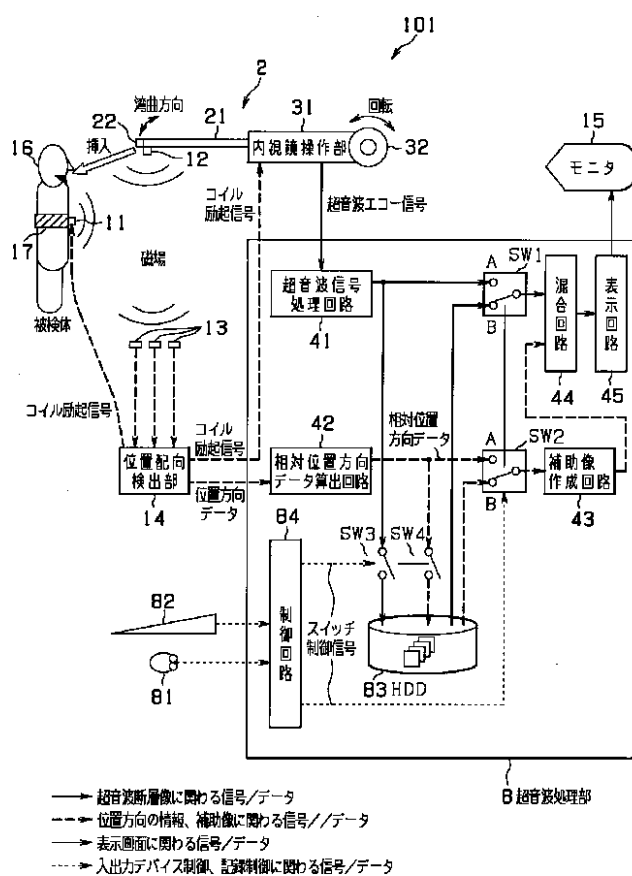
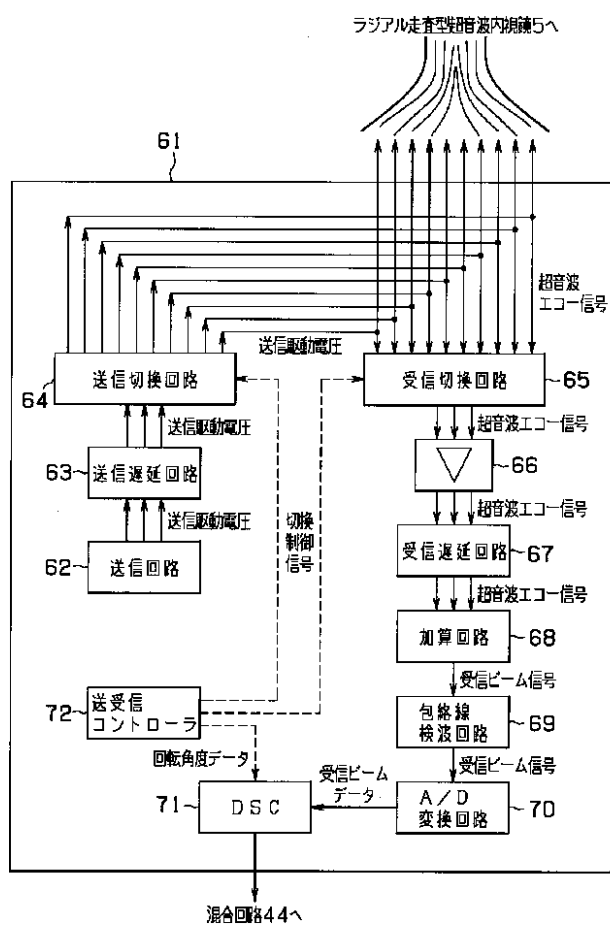
【図6】



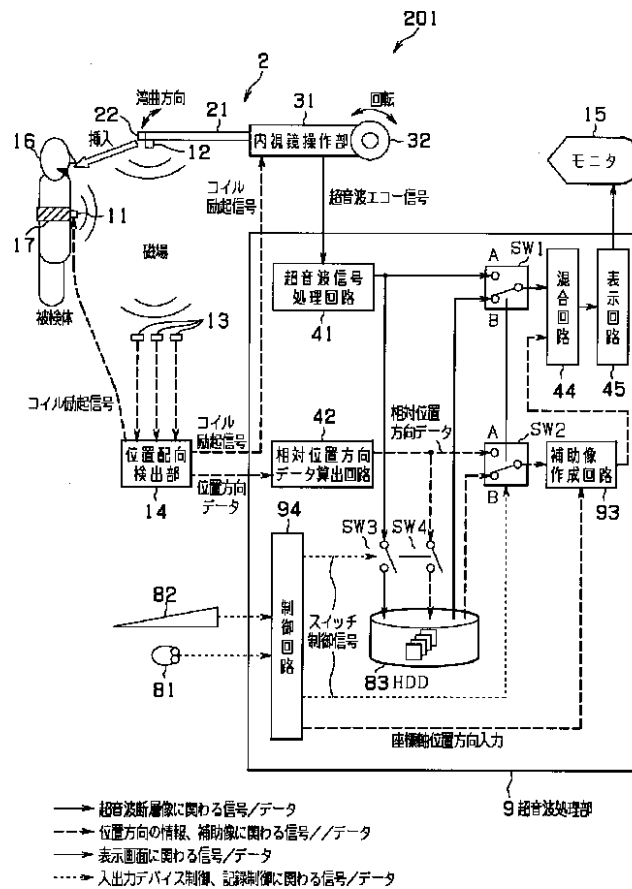
【図10】



【図 8】



【図9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 BB01 BB03 BB13 BB24 BB30
 EE11 EE13 FF04 GA01 GA15
 GD10 GD16 JA02 JC16 KK28
 KK30
 4C601 BB03 BB05 BB06 BB08 BB09
 BB12 BB14 BB16 BB21 BB24
 EE09 EE11 FE01 GA01 GA11
 GA14 GA17 GA21 GA29 GA30
 GD01 GD02 JC15 JC20 JC37
 KK31 KK32

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003180696A	公开(公告)日	2003-07-02
申请号	JP2001383423	申请日	2001-12-17
[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		
[标]发明人	川島知直 鯖田知弘		
发明人	川島 知直 鯖田 知弘		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/BB01 4C301/BB03 4C301/BB13 4C301/BB24 4C301/BB30 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/FF04 4C301/GA01 4C301/GA15 4C301/GD10 4C301/GD16 4C301/JA02 4C301/JC16 4C301/KK28 4C301/KK30 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB08 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK31 4C601/KK32		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用插入体腔内的超声波探头，配备超声波内窥镜，轻松投影感兴趣的区域。解决方案：在超声波诊断设备1中，超声波信号处理电路41基于从配备有超声波振荡器22的超声波内窥镜2输出的超声波回波信号产生体腔的超声波断层图像。位置和方向检测元件14和相对位置和方向数据计算电路42在固定在样本16上的坐标系上检测超声波内窥镜2的扫描表面上的位置和方向数据。辅助图像显影电路43基于位置显影辅助图像方向数据，表示扫描表面相对于试样16的位置和方向。混合电路44，显示电路45和监视器15呈现从以下获得的体腔的辅助图像和超声波断层图像。扫描表面在同一屏幕上。Z

