

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-314398

(P2006-314398A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-137670 (P2005-137670)
(22) 出願日 平成17年5月10日 (2005.5.10)

(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 生熊 聡一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 川島 知直
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 小室 雅彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB14 BB24 EE09 EE11 FE02
GA19 GA25 KK25 KK32 KK34

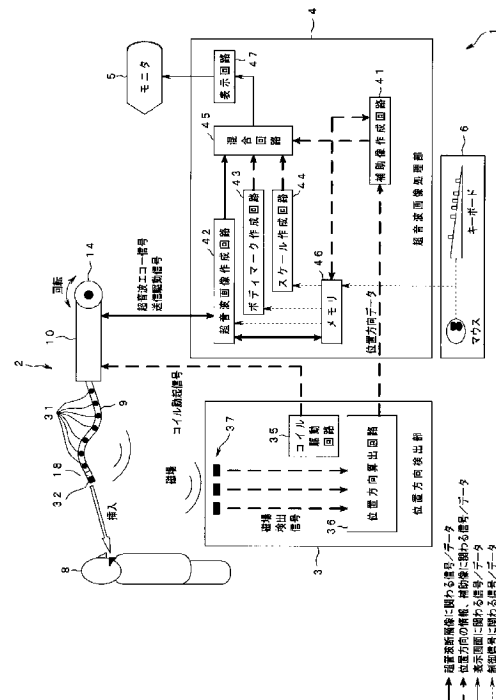
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 体腔内における超音波断層像の位置、大きさ、方向をわかりやすく表示することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体 8 の体腔内に挿入され先端に超音波振動子 1 8 を備えた超音波内視鏡 2 から出力する超音波エコー信号を基に超音波断層像 5 3 を構築する超音波診断装置 1 において、超音波断層像 5 3 の位置及び方向を検出する位置方向検出部 3 と、超音波断層像 5 3 の位置及び方向を示す補助像 5 4 を作成する補助像作成回路 4 1 と、補助像 5 4 と超音波断層像 5 3 とを表示するモニタ 5 と、超音波断層像 5 3 の表示設定を変更する操作装置 6 とを備え、補助像作成回路 4 1 が超音波断層像 5 3 の表示設定の変更に基づき補助像 5 4 を逐次更新する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の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、
前記超音波断層像の位置及び方向を検出する断層面位置方向検出手段と、
前記超音波断層像の前記位置及び前記方向を示す補助像を作成する補助像作成手段と、
前記補助像と前記超音波断層像とを表示する表示手段と、
前記超音波断層像の表示設定を変更する表示設定変更手段とを備え、
前記補助像作成手段が前記超音波断層像の前記表示設定の変更に基づき前記補助像を逐次更新することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記補助像作成手段が、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を更に備え、前記超音波断層像の前記位置及び前記方向を示す断層面マーカと前記挿入形状とを合成して前記補助像を作成す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】

前記超音波断層像の前記表示設定の変更に基づき、前記補助像の寸法を示す寸法指標を逐次作成する寸法指標作成手段を更に備え、
前記表示手段が、前記補助像及び前記超音波断層像と共に前記寸法指標を表示することを特徴とする、請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記超音波断層像と前記超音波断層像の前記位置及び前記方向と前記表示設定とを関連付けて保存する保存手段と、保存した前記超音波断層像の前記位置及び前記方向と前記挿入形状と前記表示設定とから前記補助像を作成し、保存した前記超音波断層像と作成した前記補助像とを前記表示手段に表示する読み込み手段とを更に備えたことを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記被検体の向きを示す被検体方向指標を作成する被検体方向指標作成手段を更に備え、
前記表示手段が、前記補助像及び前記超音波断層像と共に前記被検体方向指標を表示することを特徴とする、請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記被検体の向きを検出する被検体方向検出手段を更に備え、前記被検体方向指標作成手段が、前記被検体方向検出手段において検出された前記被検体の向きから前記被検体方向指標を作成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波プローブが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関する。

40

【背景技術】**【0002】**

生体内に超音波を送信し、生体組織からの反射波を受信して生体の状態を画像として観察する超音波診断装置は、生体内の様子をリアルタイムで観察できるため普及している。超音波診断装置では、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などの関心領域近傍まで挿入する。

【0003】

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

50

かすことで、関心領域をモニタ上に表示させる。

【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の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りの画像なのかわ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った。さらに、体腔内超音波プローブを膀胱や胆道など直接光学像が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る、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。

10

【0006】

これを解決するために、生体内に挿入する超音波プローブの超音波走査面の位置や方向を磁場を用いて検出し、ボディマーク上に超音波走査面の位置と方向とを合成して補助像を生成し、超音波断層像と共に表示する超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。また、生体内に挿入する超音波プローブの挿入形状を検出し、挿入形状の先端部に超音波断層像の位置と方向を示した断層面マーカとを合成して補助像を生成し、超音波断層像と共に表示する超音波診断装置も提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【特許文献1】特開2003-180696号公報（図1）

20

【特許文献2】特開2003-305044号公報（図1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献1に記載された超音波診断装置は、体軸の方向に対する超音波走査面のみを補助像として表示する。このため、超音波走査面の角度を変えずに、超音波断層像に回転、表示レンジの変更、表示位置のスクロール、左右反転などの操作を加えた場合、補助像にはこれらの操作による超音波断層像の変更点が反映されず、超音波断層像の位置、大きさ、方向がわかりにくいという問題があった。また、特許文献2に記載された超音波診断装置は、超音波プローブの先端部に対して断層面マーカを固定し、補助像として表示する。このため、超音波断層像に回転、表示レンジの変更、表示位置のスクロール、左右反転などの操作を加えた場合、特許文献1に記載された超音波診断装置と同様に、超音波断層像の位置、大きさ、方向がわかりにくくなるという問題があった。

30

【0008】

そこで、本発明においては、体腔内における超音波断層像の位置、大きさ、方向をわかりやすく表示することができる超音波診断装置を提供することを第1の目的とする。

【0009】

また、特許文献1及び特許文献2に記載された超音波診断装置は、ボディマーク上に超音波走査面のみを合成したものや、超音波プローブの挿入形状と先端部の断層面マーカとを補助像として表示しており、補助像の大きさに関する情報は表示されない。このため、補助像の大きさがわかりにくいという問題があった。

40

【0010】

そこで、本発明においては、補助像の大きさをわかりやすく表示することが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。

【0011】

更に、超音波診断においては、観察した超音波断層像と解剖学的な資料とを対比して、詳細に検討し診断を下す必要が生ずる場合がある。この場合、検査中に検討対象となる超音波断層像を保存しておき、検査終了後に保存した超音波断層像を基に、検討及び診断を下すこととなる。しかしながら、特許文献1及び特許文献2に記載された超音波診断装置は、超音波内視鏡での検査中においては、超音波断層像と共に表示される補助像から、超

50

音波断層像の位置や方向を確認することができるが、検査中に取得し保存した超音波断層像を後に観察する場合、保存した超音波断層像からは体腔内での位置や方向を確認することができないという問題があった。

【0012】

そこで、本発明においては、保存した超音波断層像においても、体腔内での位置や方向が確認することが可能な超音波診断装置を提供することを第3の目的とする。

【0013】

また、特許文献1に記載された超音波診断装置は、ボディマーク上に超音波走査面のみを合成したものを補助像としているため、被検体に対して超音波プローブがどのように挿入されているのかがわからないという問題があった。一方、特許文献2に記載された超音波診断装置は、補助像と被検体との位置関係が表示されないため、被検体に対する断層面マーカの向き及び被検体に対する超音波プローブの挿入形状の向きがわかりにくいという問題があった。

10

【0014】

そこで、本発明においては、被検体に対する超音波断層像と超音波プローブとの位置、方向をわかりやすく表示することができる超音波診断装置を提供することを第4の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の超音波診断装置は、被検体の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、超音波断層像の位置及び方向を検出する断層面位置方向検出手段と、超音波断層像の位置及び方向を示す補助像を作成する補助像作成手段と、補助像と超音波断層像とを表示する表示手段と、超音波断層像の表示設定を変更する表示設定変更手段とを備え、補助像作成手段が超音波断層像の表示設定の変更に基つき補助像を逐次更新する。

20

【発明の効果】

【0016】

体腔内における超音波断層像の位置、大きさ、方向をわかりやすく表示することができる超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0018】

(第1の実施の形態)

まず、図1に基づき、本発明の第1の実施の形態に係わる超音波診断装置1の全体構成について説明する。図1は、本発明の第1の実施の形態に係わる超音波診断装置1と全体構成を概略的に示した図である。

【0019】

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、挿入軸方向に対して垂直な面内を挿入軸を中心に放射状に走査する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、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断面層位置方向検出手段としての位置方向検出部3と、超音波断層像と、被検体8に対する超音波断層像の位置と方向や、超音波断層像の大きさがわかるような補助像、ボディマーク、スケールとを生成し、これらを同時に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4と、超音波画像処理部4から出力されたビデオ信号を表示する表示手段としてのモニタ5と、モニタ5に表示する画像の条件を入力する、マウスとキーボードとからなる表示設定変更手段としての操作装置6とを備えている。

40

【0020】

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

50

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。

【0021】

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 の基端部に設けられ、湾曲自在の湾曲部 12 と、この湾曲部 12 の基端部から内視鏡操作部 10 の先端部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。図 2 は、超音波内視鏡 2 の構成を説明する概略構成図である。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、自由な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。

10

【0022】

内視鏡挿入部 9 の先端部 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。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、図示しない外部の光源装置からの照明光を伝送して、この照明窓から照明光を出射し、体腔内を照明する。

【0023】

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部位の光学像を結像し、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。

20

【0024】

また、先端部 11 には、超音波を送受してラジアル走査を行う超音波振動子 18 が設けられている。例えば、超音波振動子 18 は、内視鏡挿入部 9 の軸に垂直な断層面 23 の面内で超音波ビーム 24 を放射状に出射する。超音波振動子 18 は、内視鏡挿入部 9 を挿通された図示しない信号線と接続され、この信号線は外部に延出された信号線となり、超音波画像処理部 4 の超音波画像作成回路 42 と接続される。そして、この信号線により超音波振動子 18 に送信駆動信号を印加したり、超音波振動子 18 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画像作成回路 42 に送ったりする。

30

【0025】

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 の軸方向に所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）31 が複数設けられている。各送信コイル 31 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。

【0026】

また、先端部 11 の内部には、断層面 23 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）32 が取り付けられている。この位置方向検出用送信コイル 32 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る。ここでは、直交するコイルの 2 軸が、それぞれ、超音波断層像におけるデフォルトの 12 時方向とデフォルトの 3 時方向とに一致するように構成している。

40

【0027】

上記送信コイル 31 及び位置方向検出用送信コイル 32 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 10 内部で束ねられてケーブル 33 となり、位置方向検出部 3 と接続される。

50

【 0 0 2 8 】

図 1 に示すように位置方向検出部 3 には、送信コイル 3 1 及び位置方向検出用コイル 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 及び位置方向検出用コイル 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 が検出した磁場に基づき送信コイル 3 1 及び位置方向検出用コイル 3 2 の位置と方向とを算出する位置方向算出回路 3 6 とが設けられている。なお、受信コイル群 3 7 は空間的に固定されている。

【 0 0 2 9 】

また、図 1 に示すように超音波画像処理部 4 には、補助像作成手段としての補助像作成回路 4 1 と、超音波画像作成回路 4 2 と、被検体方向指標作成手段としてのボディマーク作成回路 4 3 と、寸法指標作成手段としてのスケール作成回路 4 4 と、混合回路 4 5 と、メモリ 4 6 と、表示回路 4 7 とが設けられている。 10

【 0 0 3 0 】

補助像作成回路 4 1 は、位置方向算出回路 3 6 で算出された送信コイル 3 1 及び位置方向検出用コイル 3 2 の位置と方向とから、補助像を作成する回路である。超音波画像作成回路 4 2 は、超音波画像作成回路 4 2 内の図示しない送信回路から、パルス状の送信駆動信号を超音波振動子 1 8 に送信する。また、超音波振動子 1 8 から超音波エコー信号を受信し、ユーザによって操作装置 6 から設定された各種条件に基づき、超音波断層像の画像データを作成し、混合回路 4 5 に出力する。ボディマーク作成回路 4 3 と、スケール作成回路 4 4 とは、ユーザによって操作装置 6 から設定された各種条件に基づき、ボディマークの画像データとスケールの画像データとをそれぞれ作成し、混合回路 4 5 に出力する。 20

【 0 0 3 1 】

混合回路 4 5 は、補助像作成回路 4 1 と、超音波画像作成回路 4 2 と、ボディマーク作成回路 4 3 と、スケール作成回路 4 4 とからそれぞれ出力される画像データを、同一画面に表示するために混合し、表示回路 4 7 へ出力する回路である。表示回路 4 7 は、混合回路 4 5 からの混合出力をビデオ信号に変換し、モニタ 5 に出力する回路である。メモリ 4 6 は、ユーザによって操作装置 6 から設定された各種条件が書き込まれ、必要に応じてこれらの各種条件を超音波画像作成回路 4 2 , ボディマーク作成回路 4 3 , スケール作成回路 4 4 へ出力したり、補助像作成回路 4 1 , 超音波画像作成回路 4 2 で作成された画像データなどを保存したりする。 30

【 0 0 3 2 】

モニタ 5 には、表示回路 4 7 から出力されたビデオ信号を基に、例えば図 3 に示すように、超音波断層像 5 3 , 補助像 5 4 , 被検体方向指標としてのボディマーク 5 8 , 寸法指標としてのスケール 5 9 が表示される。図 3 は、モニタ 5 の表示画面を説明する図である。

【 0 0 3 3 】

次に、上述のように構成された超音波診断装置 1 の作用について説明する。まず、操作装置 6 から条件を設定することができる、超音波断層像 5 3 や補助像 5 4 などの表示に関する項目について、図 3 ~ 図 7 を用いて説明する。図 4 は、モニタ 5 に表示する超音波断層像の回転角度を説明する図、図 5 は、モニタ 5 に表示する超音波断層像の表示範囲のスクロールを説明する図、図 6 は、モニタ 5 に表示する超音波断層像の左右反転を説明する図、図 7 は、被検体方向を説明する図である。 40

【 0 0 3 4 】

操作装置 6 から設定可能な表示に関する項目は、以下の項目 A ~ 項目 G の 7 項目である。

【 0 0 3 5 】

[項目 A] 超音波断層像表示スペース 5 1 に表示させる超音波断層像 5 3 の 1 辺、被検体内での実際の長さ（以下、表示レンジと示す）。図 3 における A - A ' の線分に対応する、実際の長さを設定する。 50

【 0 0 3 6 】

[項目 B] ラジアル走査中心位置 6 0 を中心として、デフォルトの方向から超音波断層像 5 3 を回転させる角度 (以下、回転角度と示す) 。図 4 の矢印 B で示す方向に、超音波断層像 5 3 を回転させる角度を設定する。

【 0 0 3 7 】

[項目 C] 超音波断層像表示スペース 5 1 に表示させる超音波断層像 5 3 の表示範囲を平行移動させる方向と距離 (以下、スクロール値と示す) 。例えば、図 5 の矢印 C の先が指す位置が超音波断層像表示スペース 5 1 の中心にくるように表示範囲をスクロールさせる場合、矢印 C の方向と長さ (距離) とを設定する。

【 0 0 3 8 】

[項目 D] 超音波断層像表示スペース 5 1 に表示させる超音波断層像 5 3 を左右反転させるか否か (以下、左右反転の有無と示す) 。例えば、図 6 における D - D ' 線を軸として、超音波断層像 5 3 を左右反転させて表示させるか否かを設定する。

【 0 0 3 9 】

[項目 E] 三次元空間に存在する補助像 5 4 を、二次元空間であるモニタ 5 に投影して表示させるときの視点方向 (以下、補助像の視点方向と示す) 。

【 0 0 4 0 】

[項目 F] 補助像 5 4 の表示倍率。

【 0 0 4 1 】

[項目 G] 受信コイル群 3 7 に固定された座標における、被検体 8 の足側から頭側の方向及び被検体 8 の背側から腹側の方向 (以下、被検体方向と示す) 。図 7 に示すように、受信コイル群 3 7 により設定される $x - y - z$ の三次元固定座標において、被検体 8 の足側から頭側への方向ベクトル V_1 と、被検体 8 の背側から腹側への方向ベクトル V_2 とを、互いに直交するように設定する。

【 0 0 4 2 】

これらの項目の設定条件は、ユーザによって操作装置 6 から入力される度に、メモリ 4 6 に書き込まれる。メモリ 4 6 に書き込まれた設定条件は、次のように超音波画像処理部 4 の他の回路へ入力される。すなわち、回転角度、表示レンジ、スクロール値、左右反転の有無、補助像の視点方向、及び補助像の表示倍率の 6 項目は、メモリ 4 6 から補助像作成回路 4 1 に同時に入力される。また、回転角度、表示レンジ、スクロール値、及び左右反転の有無の 4 項目は、メモリ 4 6 から超音波画像作成回路 4 2 に同時に入力される。更に、補助像の視点方向、及び被検体方向の 2 項目は、メモリ 4 6 からボディマーク作成回路 4 3 に同時に入力される。また、補助像の表示倍率の 1 項目はメモリ 4 6 からスケール作成回路 4 4 に入力される。

【 0 0 4 3 】

次に、超音波断層像 5 3 に関わる信号及びデータについて説明する。超音波画像作成回路 4 2 は、超音波画像作成回路 4 2 内の図示しない送信回路からパルス状の送信駆動信号を超音波振動子 1 8 に送信する。

【 0 0 4 4 】

そして、被検体 8 の体腔内に挿入された超音波振動子 1 8 は、送信駆動信号を電気音響変換して超音波に変換し、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画像作成 4 2 回路に出力する。

【 0 0 4 5 】

超音波画像作成回路 4 2 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、ユーザによって操作装置 6 から設定され、メモリ 4 6 を介して入力された、回転角度、表示レンジ、スクロール値、及び左右反転の有無の諸条件を基に、超音波断層像 5 3 の画像データを作成し、混合回路 4 5 に出力する。超音波断層像 5 3 の画像データは、混合回路 4 5 から表示回路 4 7 を経てモニタ 5 に出力され、モニタ 5 には図 3 に示すような超音波断層像 5 3 がラジアル走査の度に更新されつ

10

20

30

40

50

つ表示される。

【 0 0 4 6 】

次に、モニタ 5 の補助像表示スペース 5 2 に表示させる、位置方向の情報と補助像 5 4 と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 3 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 4 7 】

このコイル励起信号の周波数は、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 9 の周囲には、各送信コイル 3 1 及び位置方向検出用送信コイル 3 2 により、異なる周波数で励起された交番磁場が張られる。

10

【 0 0 4 8 】

一方、位置方向検出部 3 に設けられた受信コイル群 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 3 の位置方向算出回路 3 6 に出力する。

【 0 0 4 9 】

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、それらのデータを受信コイル群 3 7 に固定された座標上の位置方向データとして表現し、超音波画像処理部 4 の補助像作成回路 4 1 に出力する。位置方向算出回路 3 6 では上記の作用が周期的に繰り返されており、位置方向データは常に更新されつつ補助像作成回路 4 1 に出力される。

20

【 0 0 5 0 】

補助像作成回路 4 1 では、以下の (1) ~ (9) の手順に従って各種処理が行われ、補助像 5 4 が作成される。なお、手順 (1) ~ 手順 (6) は、図 2 に示すような、受信コイル群 3 7 に固定された座標空間上で処理が行われる。

【 0 0 5 1 】

(1) 挿入形状の算出 :

位置方向算出回路 3 6 から入力された送信コイル 3 1 の位置データ及び、位置方向検出用コイル 3 2 の位置データを、超音波内視鏡 2 の先端から順に線分あるいはスプライン曲線で結び、挿入形状 5 5 を生成する。

30

【 0 0 5 2 】

(2) モニタ 5 に表示される超音波断層像 5 3 の 1 2 時方向の算出 :

位置方向算出回路 3 6 から入力された位置方向検出用コイル 3 2 の 2 つのコイルの方向データ及び、メモリ 4 6 より入力された回転角度に基づき、補助像 5 4 に表示する 1 2 時方向を算出する。

【 0 0 5 3 】

(3) モニタ 5 に表示される超音波断層像 5 3 の 3 時方向の算出 :

位置方向算出回路 3 6 から入力された位置方向検出用コイル 3 2 の 2 つのコイルの方向データと、メモリ 4 6 より入力された回転角度と、メモリ 4 6 より入力された左右反転の有無とに基づき、補助像 5 4 に表示する 3 時方向を算出する。

40

【 0 0 5 4 】

(4) モニタ 5 に表示される超音波断層像 5 3 の中心位置の算出 :

位置方向算出回路 3 6 から入力された位置方向検出用コイル 3 2 の位置データと、メモリ 4 6 より入力されたスクロール値と、手順 (2) で算出された超音波断層像 5 3 の 1 2 時方向と、手順 (3) で算出された超音波断層像 5 3 の 3 時方向とに基づき、補助像 5 4 に表示する断層面マーカ 5 6 の中心位置を算出する。

【 0 0 5 5 】

(5) モニタ 5 に表示される超音波断層像 5 3 の範囲を示す断層面マーカ 5 6 の作成 :

50

手順(4)で算出されたモニタ5に表示される超音波断層像の中心位置と、手順(2)で算出された超音波断層像53の12時方向と、メモリ46より入力された表示レンジとに基づき、正方形の超音波断層像53の向きにあわせた、正方形の断層面マーカ56を作成する。

【0056】

(6)12時方向マーカ56a及び3時方向マーカ56bの作成：

手順(4)で算出された、補助像54に表示する断層面マーカ56の中心位置から、手順(2)で算出された超音波断層像53の12時方向と、手順(3)で算出された超音波断層像53の3時方向とに、異なる色で三角錐の矢印マーカを作成し、それぞれ12時方向マーカ56a及び3時方向マーカ56bとする。

10

【0057】

(7)補助像の平面への投影：

手順(1)で作成された挿入形状55と、手順(5)で作成された断層面マーカ56と、12時方向マーカ56aと、3時方向マーカ56bとを、メモリ46より入力された補助像の視点方向から平面に投影し、補助像54を作成する。

【0058】

(8)補助像54の表示倍率の変更：

手順(7)で作成された補助像54から、メモリ46より入力された補助像の倍率に対応する部分を、補助像の表示範囲として切り取る。

【0059】

(9)画像データの出力：

手順(8)で切り取られた補助像54の画像データを、混合回路45へ出力する。

20

【0060】

なお、これらの一連の手順は繰り返し実行され、補助像54は順次更新されて混合回路45へ出力される。

【0061】

補助像54のほかに、モニタ5の補助像表示スペース52に表示させる情報として、ボディマーク58とスケール59とがある。これらの作成方法について、次に説明する。

【0062】

ボディマーク58は、ボディマーク作成回路43で作成される。ボディマーク作成回路43は、図8に示すように、立体ボディマークのデータを持っている。図8は、立体ボディマークを説明する概略図である。図8に示すように、背側と腹側の違いを明確にするため、立体ボディマークの背側には陰影が施されている。まず、メモリ46より入力された被検体方向に基づき、三次元空間における立体ボディマークの方向を決定する。続いて、メモリ46より入力された補助像の視点方向から立体ボディマークを平面に投影し、ボディマーク58の二次元画像データを作成する。最後に、作成したボディマーク58の二次元画像データを混合回路45へ出力する。なお、これらの一連の手順は繰り返し実行されており、被検体方向や補助像の視点方向が変更される都度、ボディマーク58の二次元画像データは更新されて混合回路45へ出力される。

30

【0063】

スケール59は、スケール作成回路44で作成される。スケール作成回路44では、メモリ46より入力された補助像の表示倍率に基づき、スケール59の表示倍率を決定し、スケール59の画像データを混合回路45へ出力する。スケール作成回路44においても、スケール59の画像データ生成処理は繰り返し実行されており、補助像の表示倍率が変更される都度、スケール59の画像データは更新されて混合回路45へ出力される。

40

【0064】

混合回路45では、各回路から受信した画像データを、モニタ5に図3に示すようなレイアウトで配置されるように混合する。すなわち、超音波画像作成回路42から受信した超音波断層像53の画像データが右側に、補助像作成回路41から受信した補助像54の画像データが左側に配置されるように、これらの画像データを並べる。更に、ボディマー

50

ク作成回路 4 3 から受信したボディマーク 5 8 の画像データが補助像 5 4 の右下に、スケール作成回路 4 4 から受信したスケール 5 9 の画像データが補助像 5 4 の下に配置されるように、超音波断層像 5 3 及び補助像 5 4 の画像データと重畳して表示回路 4 7 へ出力する。混合回路 4 5 も、上述した作用を繰り返し実行している。

【 0 0 6 5 】

表示回路 4 7 は、混合回路 4 5 より受信した画像データを逐次ビデオ信号に変換し、モニタ 5 に出力する。モニタ 5 は、表示回路 4 7 より入力されたビデオ信号を基に、図 3 に示すようなレイアウトで、超音波断層像 5 3 と補助像 5 4 とボディマーク 5 8 とスケール 5 9 とを表示する。

【 0 0 6 6 】

本実施の形態の超音波診断装置 1 は、上述のように、被検体 8 の体腔内に挿入された内視鏡挿入部 9 から出力される信号を逐次処理し、超音波断層像 5 3 や補助像 5 4 などの画像を生成してリアルタイムでモニタ 5 に表示するだけでなく、これらの画像を保存したり、保存した画像をモニタ 5 に表示したりすることもできる。以下に、画像の保存と読み込みの作用について説明する。

【 0 0 6 7 】

まず、画像の保存について説明する。ユーザなどによって、操作装置 6 であるキーボードまたはマウスから保存の指示がなされると、補助像作成回路 4 1 は、その時点での送信コイル 3 1 の位置方向データと、位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置方向データとをメモリ 4 6 に出力する。これと同時に、超音波画像作成回路 4 2 は、その時点での超音波断層像 5 3 をメモリ 4 6 に出力する。メモリ 4 6 では、送信コイル 3 1 の位置方向データと位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置方向データと超音波断層像 5 3 とが、その時点でメモリ 4 6 に格納されている、表示レンジ、回転角度、スクロール値、左右反転の有無、及び被検体方向の各項目の設定値と関連付けて保存される。

【 0 0 6 8 】

次に、画像の読み込みについて説明する。ユーザなどによって、操作装置 6 であるキーボードまたはマウスから読み込みの指示がなされると、メモリ 4 6 に保存されている送信コイル 3 1 の位置方向データと、位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置方向データと、超音波断層像 5 3 と、これらと関連付けて保存されている、表示レンジ、回転角度、スクロール値、左右反転の有無、及び被検体方向の各項目の設定値とが、超音波画像処理部 4 の各回路へ出力される。また、被検体の視点方向と、補助像の倍率との設定値は、その時点での設定値が、超音波画像処理部 4 の各回路へ出力される。

【 0 0 6 9 】

超音波画像作成回路 4 2 では、メモリ 4 6 から受信した超音波断層像 5 3 に対し、同じくメモリ 4 6 から受信した、回転角度、表示レンジ、スクロール値、及び左右反転の有無の諸条件を基に、モニタ 5 に表示させる超音波断層像 5 3 の画像データを作成し、混合回路 4 5 に出力する。

【 0 0 7 0 】

補助像作成回路 4 1 では、メモリ 4 6 から受信した送信コイル 3 1 及び位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置方向データと、同じくメモリ 4 6 から受信した、回転角度、左右反転の有無、スクロール値、被検体の視点方向、及び補助像の倍率の各項目の設定値とを用い、上述した補助像 5 4 生成の手順 (1) ~ 手順 (9) と同様の手順で補助像 5 4 の画像データを作成し、混合回路 4 5 へ出力する。ボディマーク作成回路 4 3 では、メモリ 4 6 から受信した、被検体方向と被検体の視点方向との設定値を用い、ボディマーク 5 8 の二次元画像データを作成して混合回路 4 5 へ出力する。スケール作成回路 4 4 では、メモリ 4 6 から受信した補助像の表示倍率を用い、スケール 5 9 の表示倍率を決定し、スケール 5 9 の画像データを混合回路 4 5 へ出力する。

【 0 0 7 1 】

混合回路 4 5 では、補助像作成回路 4 1 で作成された補助像 5 4 の画像データ、ボディマーク作成回路 4 3 で作成されたボディマーク 5 8 の画像データ、スケール作成回路 4 4

10

20

30

40

50

で作成されたスケール 5 9 の画像データ、及び、メモリ 4 6 から読み出されて超音波画像作成回路 4 2 で作成された超音波断層像 5 3 が合成されて画像データが作成され、表示回路 4 7 へ出力される。表示回路 4 7 では、受信した画像データがビデオ信号に変換され、モニタ 5 に出力される。モニタ 5 には図 3 に示すようなレイアウトで、超音波断層像 5 3 と補助像 5 4 とボディマーク 5 8 とスケール 5 9 とが表示される。

【0072】

なお、メモリ 4 6 から読み出した画像を表示する際に、ユーザは、操作装置 6 であるキーボードまたはマウスを用い、被検体の視点方向と補助像の倍率とを変更することができる。被検体の視点方向と補助像の倍率とが操作装置 6 から入力されてメモリ 4 6 に書き込まれると、メモリ 4 6 は直ちにこれらの設定値を超音波画像処理部 4 の各回路へ出力する。超音波画像処理部 4 の各回路では、受信した被検体の視点方向と補助像の倍率とに基づき、画像が再作成されて混合回路 4 5 へ出力され、表示回路 4 7 を介してモニタ 5 に変更後の画像が表示される。

10

【0073】

このように、本実施の形態の超音波診断装置 1 では、超音波断層像 5 3 と共に、補助像 5 4 とボディマーク 5 8 とスケール 5 9 とがモニタ 5 に表示されているため、超音波内視鏡 2 を被検体 8 の体腔内で移動させる際、どの方向にどれだけ移動させたかを定量的に認識することができる。そのため、病変の挿入軸方向の長さを定量的に計測することができる。また、超音波画像処理部 4 の各回路は画像作成処理を常時繰り返し実行しており、超音波断層像 5 3 の回転角度、表示レンジ、スクロール値、及び左右反転の有無の設定値が変更された場合にも、変更後の設定値に基づき画像が逐次作成されるため、補助像 5 4 中の断層面マーカ 5 6、12 時方向マーカ 5 6 a、3 時方向マーカ 5 6 b が、超音波断層像 5 3 と常に一致する。従って、被検体 8 の体腔内における超音波断層像 5 3 の位置、大きさ、方向をわかりやすく表示することができる。

20

【0074】

また、本実施の形態の超音波診断装置 1 では、補助像 5 4 と共にスケール 5 9 をモニタ 5 に表示することで、補助像 5 4 の実際の大きさをわかりやすく表示することができる。このため、ユーザは、モニタ 5 に表示されている挿入形状 5 5 が、内視鏡挿入部 9 の全体を示しているのか、拡大された先端部のみを示しているのかを容易に認識することができる。

30

【0075】

更に、本実施の形態の超音波診断装置 1 では、観察中の超音波断層像 5 3 と、送信コイル 3 1 及び位置方向検出用送信コイル 3 2 の位置方向データとを、その時点でメモリ 4 6 に格納されている、表示レンジ、回転角度、スクロール値、左右反転の有無、及び被検体方向の各項目の設定値と関連付けて保存したり、保存した画像を読み出してモニタ 5 に表示したりする機能が設けられている。このため、保存した超音波断層像 5 3 においても、被検体 8 の体腔内における超音波断層像 5 3 の位置や方向を、モニタ 5 で容易に確認することができる。また、保存した超音波断層像 5 3 をモニタ 5 に表示する際、補助像 5 4 を表示する視点や表示倍率の設定値を変更しながら、超音波断層像 5 3 を様々な角度から確認することができるため、観察性が向上する。

40

【0076】

更に、本実施の形態の超音波診断装置 1 では、補助像 5 4 と共にボディマーク 5 8 をモニタ 5 に表示することで、被検体 8 に対する超音波断層像 5 3 と超音波内視鏡 2 との位置、方向をわかりやすく表示することができる。

【0077】

また、補助像 5 4 を表示する視点や表示倍率をユーザが自由に変更でき、補助像 5 4 を表示する視点に合わせてボディマーク 5 6 も変更され、また、補助像 5 4 の表示倍率に合わせてスケール 5 9 も変更される。このため、本来三次元空間にある挿入形状 5 5 と断層面マーカ 5 6 を、二次元画像として表示した場合に視認性を向上させることができる。また、補助像 5 4 中の 12 時方向マーカ 5 6 a と 3 時方向マーカ 5 6 b とを三角錐で立体的

50

に表示しているため、視認性がより向上する。

【0078】

なお、上述した本実施の形態では補助像表示スペース52に補助像54とボディマーク58とスケール59とを各1個ずつしか表示していないが、各2個ずつ並べて表示してもよい。このような構成にすることで、異なる視点から見た補助像54を同一画面上に表示することができ、観察性がより向上する。

【0079】

また、本実施の形態では補助像54の断層面マーカ56において、12時方向マーカ56aと3時方向マーカ56bとを用い、それぞれのマーカによって超音波断層像53の12時方向と3時方向を示したが、超音波断層像53の表裏と角度が一意に決まるマーカであれば、これに限定されるものではない。例えば、12時方向と超音波断層像53の視線方向を指し示す2つのマーカを用いてもよく、四角形の超音波断層像53であれば、1時方向など一方方向を指し示すマーカのみを用いてもよい。また、断層像マーカの表裏の色を変えることで、超音波断層像の表裏を示してもよい。

10

【0080】

更に、本実施の形態では補助像54として、挿入形状55と、断層面マーカ56と、超音波断層像53の12時方向を示す12時方向マーカ56aと、超音波断層像53の3時方向を示す3時方向マーカ56bとを表示しているが、体腔内の光学像の視線方向や光学像の12時方向を表示してもよい。このような構成にすることで、超音波断層像53を回転させ、光学像と超音波画像との方向の関係が変わったときにも、光学像の方向が容易に判断できる。また、このような構成にすることで、超音波断層像53を回転させ、光学像と超音波画像の方向の関係が変わった状態で超音波内視鏡2の湾曲部12を湾曲させる場合に、どの方向に湾曲させるべきか、容易に判断できる。

20

【0081】

また、本実施の形態では、保存した超音波断層像53をモニタ5に表示させる場合、モニタ5には、読み出した超音波断層像53と、超音波断層像53と同時に保存された送信コイル31及び位置方向検出用送信コイル32の位置方向データ、表示レンジ、回転角度、スクロール値、左右反転の有無、及び被検体方向の各項目の設定値を用いて作成された補助像54とが表示されるが、これに加えてリアルタイムで観察中の超音波断層像53'と補助像54'とを同一画面に表示してもよい。

30

【0082】

例えば、図9に示すように、超音波断層像表示スペース51を2つ設け、読み込んだ超音波断層像53とリアルタイムで観察中の超音波断層像53'とをそれぞれのスペース51に並べて表示し、補助像表示スペース52にはリアルタイムで観察中の超音波断層像53'に対応する補助像54'と、読み込んだ超音波断層像53に対応する補助像54とを重畳して表示してもよい。図9は、本実施の形態の変形例におけるモニタ5の表示画面を説明する図である。この場合、読み込んだ超音波断層像53に対応する補助像54を半透明で表示させるなど、リアルタイムで観察中の超音波断層像53'に対応する補助像54'と識別可能かつ比較容易な表示方法を用いることが好ましい。

【0083】

このような構成にすることで、再度同じ超音波断層像53を確認したい場合に、容易に同じ挿入形状55にすることができ、効率的に同じ超音波断層像53を描出することができ、検査時間の短縮につながる。また、挿入形状55の変化による超音波断層像53の変化もわかりやすく、検査の効率も向上する。例えば、事前に保存しておいた腓頭部を観察する時の典型的な挿入形状55と比較しながら検査を行うことで、超音波断層像53で容易に腓頭部を描出できる。

40

【0084】

また、図10に示すように、超音波断層像53上に点や線などの図形を描画して関心領域53cを設定したときに、補助像54の断層面マーカ56上の対応する位置に、超音波断層像53上で設定した関心領域53cと同様の点や線を、関心領域マーカ56cとして

50

表示してもよい。図 10 は、本実施の形態の別の變形例におけるモニタ 5 の表示画面を説明する図である。更に、超音波断層像 53 を保存したり読み込んだりする場合に、補助像 54 の関心領域 53c の位置も保存したり読み込んだりすることができるようにしてもよい。このような構成にすることで、超音波断層像 53 上で関心領域 53c を設定して保存し、異なる角度からその関心領域 53c の超音波断層像 53 を描出したいときに、補助像 54 の断層面マーカ 56 上に設定された関心領域マーカ 56c を読み込むことで、目標がわかりやすく、容易に関心領域 53c の超音波断層像 53 を描出できる。

【0085】

また、本実施の形態では補助像 54 の挿入形状 55 として、位置方向算出回路 36 から入力された送信コイル 31 の位置データ及び、位置方向検出用コイル 32 の位置データを、超音波内視鏡 2 の先端から順に線分あるいはスプライン曲線で結んだものが表示されているが、例えば、図 11 に示すように、挿入形状 55 に所定の間隔で目盛りをつけて表示してもよい。図 11 は、本実施の形態の更に別の變形例におけるモニタ 5 の表示画面を説明する図である。挿入形状 55 に目盛りが付与されていることで、超音波内視鏡 2 を被検体 8 の体腔内で移動させる際、どの方向にどれだけ移動させたかを定量的に認識することが、より容易になる。

10

【0086】

また、本実施の形態では超音波内視鏡 2 を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よい。

【0087】

20

更に、本実施の形態では位置方向検出用送信コイル 32 と送信コイル 31 とを超音波内視鏡 2 に内蔵させる構成にしたが、中空のチューブによりトンネル構造を形成した鉗子チャンネルを超音波内視鏡 2 本体の長手方向に沿って設置し、この鉗子チャンネルに着脱自在な検出用カテーテル内に、位置方向検出用送信コイル 32 と送信コイル 31 とを内蔵した構成としてもよい。

【0088】

また、本実施の形態では位置方向検出用送信コイル 32 と送信コイル 31 とから発生した磁場を、受信コイル群 37 で受信する構成としたが、磁場の送信（発生）と受信（検出）の関係を逆にした構成としてもよい。

【0089】

30

（第 2 の実施の形態）

次に、本発明の第 2 の実施の形態を図 12 を用いて説明する。図 12 は、本発明の第 2 の実施の形態に係わる超音波診断装置 1A の全体構成を概略的に示した図である。上述した第 1 の実施の形態では、操作装置 6 を用いてユーザが被検体方向を設定したが、本実施の形態では、被検体 8 の所定の位置に固定された体方向検出用送信コイル 32A から発生する磁場を検出することで、被検体方向を検出する。

【0090】

超音波診断装置 1A の全体構成は、体方向検出用送信コイル 32A が追加された点を除き、第 1 の実施の形態と同一であるため、ここでは、体方向検出用送信コイル 32A の構成についてのみ説明し、同じ構成要素については同じ符号を付して説明は省略する。

40

【0091】

図 12 に示すように、体方向検出用送信コイル 32A は、異なる軸を持つ 2 つのソレノイドコイルで構成されており、例えば臍の直上など被検体 8 の予め決められた位置に、固定ベルト 32B で予め決められた向きに固定して装着される。体方向検出用送信コイル 32A は、内視鏡挿入部 9 内に挿通された信号線と接続され、位置方向検出部 3 のコイル駆動回路 35 と接続される。

【0092】

次に、上述のように構成された超音波診断装置 1 の作用について説明する。超音波診断装置 1A の作用は、位置方向の情報及び補助像に関わる信号及びデータに関する作用において、被検体方向を検出する作用が加わった点を除き、第 1 の実施の形態と同一であるため

50

、ここでは、被検体方向を検出する作用についてのみ説明し、同じ作用については説明を省略する。

【0093】

位置方向検出部3内のコイル駆動回路35は、送信コイル31と位置方向検出用送信コイル32と共に、体方向検出用送信コイル32Aにも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、各送信コイル毎に異なる周波数が設定されている。また、位置方向検出用送信コイル32と体方向検出用送信コイル32Aとは、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9の周囲には、各コイル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。

10

【0094】

一方、位置方向検出部3に設けた受信コイル群37は、各送信コイル31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3の位置方向算出回路36に出力する。

【0095】

位置方向算出回路36は磁場検出信号を周波数分解することで、送信コイル31各々間での周波数の違いを分解する。また位置方向検出用送信コイル32及び体方向検出用送信コイル32Aにおける導線の巻かれている方向の違いも分解する。そして、送信コイル31と位置方向検出用送信コイル32とのデータを位置方向データとして、超音波画像処理部4の補助像作成回路41に出力し、体方向検出用送信コイル32Aのデータを被検体方向データとして、超音波画像処理部4のボディマーク作成回路43へ出力する。ボディマーク作成回路43では、位置方向検出部3より入力された被検体方向データより、三次元空間での立体ボディマークの方向を決定する。その後、メモリ46より入力された補助像の視点方向から立体ボディマークを平面に投影し、ボディマーク58の画像データを作成し、混合回路47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。

20

【0096】

このように、本実施の形態の超音波診断装置1Aでは、被検体8の所定の位置に固定された体方向検出用送信コイル32Aから発生する磁場を検出することで、被検体方向を検出するため、被検体8の体の向きを操作装置6から入力する必要がなくなり、操作性が向上する。

30

【0097】

また、体方向検出用送信コイル32Aから、被検体8の体の向きを常時検出することができるため、観察中に被検体8の体の向きが変化した場合にも、変化に追従してボディマーク58の位置が自動的に変更されるため、より正確な位置を表示することができる。その他の効果は第1の実施の形態と同じである。

【0098】

なお、補助像表示スペース52に補助像54とボディマーク58とスケール59とを各2個ずつ並べて表示するなど、第1の実施の形態において説明した変形例を、本実施の形態においても適用することができる。

【0099】

以上の実施の形態から、次の付記項に記載の点に特徴がある。

40

【0100】

(付記項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、前記超音波断層像の位置と方向とを検出する断層面位置方向検出手段と、前記超音波断層像の前記位置と前記方向とを示す補助像を作成する補助像作成手段と、前記補助像と前記超音波断層像とを表示する表示手段とを備え、前記補助像作成手段が前記超音波断層像の表示設定の変更に応じて前記補助像を更新し、前記表示手段が前記超音波断層像と更新された前記補助像とを表示することを特徴とする、超音波診断装置。

【0101】

50

(付記項 2) 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を更に備え、前記補助像作成手段が、前記超音波断層像の前記位置と前記方向とを示す断層面マーカと、前記挿入形状とを合成して前記補助像を作成することを特徴とする、付記項 1 に記載の超音波診断装置。

【0102】

(付記項 1 及び付記項 2 の効果) 補助像中に表示される断層面マーカの形状、位置、方向が、表示されている超音波断層像の形状、位置、方向と常に一致するように表示されるため、超音波走査面の変更無しで、超音波断層像の表示を変更した場合にも、断層面マーカの位置が変更され、超音波断層像の体腔内での位置が正確に認識できる。

【0103】

(付記項 3) 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、前記超音波断層像の位置と方向とを検出する断層面位置方向検出手段と、前記超音波断層像の前記位置と前記方向とを示す補助像を作成する補助像作成手段と、前記補助像の実際の寸法を示す指標と前記補助像と前記超音波断層像とを表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【0104】

(付記項 3 の効果) 超音波プローブを体腔内で移動させる際、どの方向にどれだけ移動させたかを定量的に認識することができる。これにより、関心領域の大きさを定量的に観測することができる。

【0105】

(付記項 4) 前記補助像を拡大縮小する補助像倍率変更手段を更に備え、前記補助像を拡大縮小する倍率に応じて前記寸法を示す指標の倍率も同時に切替わることを特徴とする、付記項 3 に記載の超音波診断装置。

【0106】

(付記項 4 の効果) 付記項 3 の効果に加え、補助像と共に寸法を示す指標の倍率も変化するため、様々な大きさの対象物を正確に計測することが可能である。

【0107】

(付記項 5) 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を更に備え、前記補助像作成手段が、前記超音波断層像の前記位置と前記方向とを示す断層面マーカと前記挿入形状とを合成して、前記補助像を作成することを特徴とする、付記項 3 に記載の超音波診断装置。

【0108】

(付記項 6) 前記補助像中の前記挿入形状に、前記寸法を示す指標を表示したことを特徴とする、付記項 5 に記載の超音波診断装置。

【0109】

(付記項 5 及び付記項 6 の効果) 付記項 3 の効果に加え、補助像と共に、スケールが表示されるため、どれだけのスケールの補助像なのか、たとえば超音波プローブの先端のみの拡大像なのか、手元側まで含めた全体像なのかわかりやすい。

【0110】

(付記項 7) 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、前記超音波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、前記超音波断層像の前記位置と前記方向とを示す断層面マーカと前記挿入形状とを合成して補助像を作成する補助像作成手段と、前記挿入形状と前記超音波断層面の前記位置と前記方位とを前記超音波断層像と関連付けて保存する保存手段と、保存した前記挿入形状と前記超音波断層面の前記位置と前記方位とから再度前記補助像を作成する読込手段とを備えたことを特徴とする、超音波診断装置。

【0111】

(付記項 7 の効果) 保存・読込機能を設けてあるため、超音波プローブでの検査終了後

10

20

30

40

50

にも、取得した超音波断層像の体腔内での位置や方向を確認することができ、解剖学的な資料と対比しての確認など詳細な検討ができる。また、経過観察などで、再度同じ超音波断層像を確認したい場合にも、以前の補助像を見ながら、同様の挿入形状にすることにより、容易に同じ超音波断層像を描出することができ、検査の効率が上がる。

【0112】

(付記項8) 前記読込手段により作成された前記補助像を、前記補助像作成手段により作成された前記補助像に合成して表示することを特徴とする、付記項7に記載の超音波診断装置。

【0113】

(付記項8の効果) 付記項7の効果に加え、読込した補助像を現状の補助像と合成して表示する構成としているため、関心領域を角度や位置を変えて診断したい時などに、挿入形状や断層面位置の変化による超音波断層像の変化もわかりやすく、関心領域周辺部の組織の位置関係が理解しやすい。また、再度同じ超音波断層像を確認したい場合に、容易に同じ挿入形状にすることができ、効率的に同じ超音波断層像を描出することができ、検査時間の短縮につながる。

【0114】

(付記項9) 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、前記超音波断層像の位置と方向とを検出する断層面位置方向検出手段と、前記超音波断層像の前記位置と前記方向とを示す断層面マーカと前記挿入形状とを合成して補助像を作成する補助像作成手段と、被検体の向きを示す指標と前記補助像と前記超音波断層像とを表示する表示手段とを備えたことを特徴とする、超音波診断装置。

【0115】

(付記項10) 前記被検体の向きを入力する体位入力手段を更に備えたことを特徴とする、付記項9に記載の超音波診断装置。

【0116】

(付記項9及び付記項10の効果) 補助像と共にボディマークが表示されるため、超音波断層像の体腔内での位置が正確に認識できる。

【0117】

(付記項11) 前記被検体の向きを検出する体位検出手段を更に設けたことを特徴とする、付記項9に記載の超音波診断装置。

【0118】

(付記項11の効果) 付記項9及び付記項10の効果に加え、被検体の向きを常に検出しているため、被検体が動いた場合にも、正確にボディマークを表示させることができ、超音波断層像の体腔内での位置がより正確に認識できる。

【図面の簡単な説明】

【0119】

【図1】 本発明の第1の実施の形態に係わる超音波診断装置1の全体構成を概略的に示した図である。

【図2】 超音波内視鏡2の構成を説明する概略図である。

【図3】 モニタ5の表示画面を説明する図である。

【図4】 モニタ5に表示する超音波断層像の回転角度を説明する図である。

【図5】 モニタ5に表示する超音波断層像の表示範囲のスクロールを説明する図である。

【図6】 モニタ5に表示する超音波断層像の左右反転を説明する図である。

【図7】 被検体方向を説明する図である。

【図8】 立体ボディマークを説明する概略図である。

【図9】 本実施の形態の変形例におけるモニタ5の表示画面を説明する図である。

【図10】 本実施の形態の別の変形例におけるモニタ5の表示画面を説明する図である。

【図11】 本実施の形態の更に別の変形例におけるモニタ5の表示画面を説明する図であ

10

20

30

40

50

る。

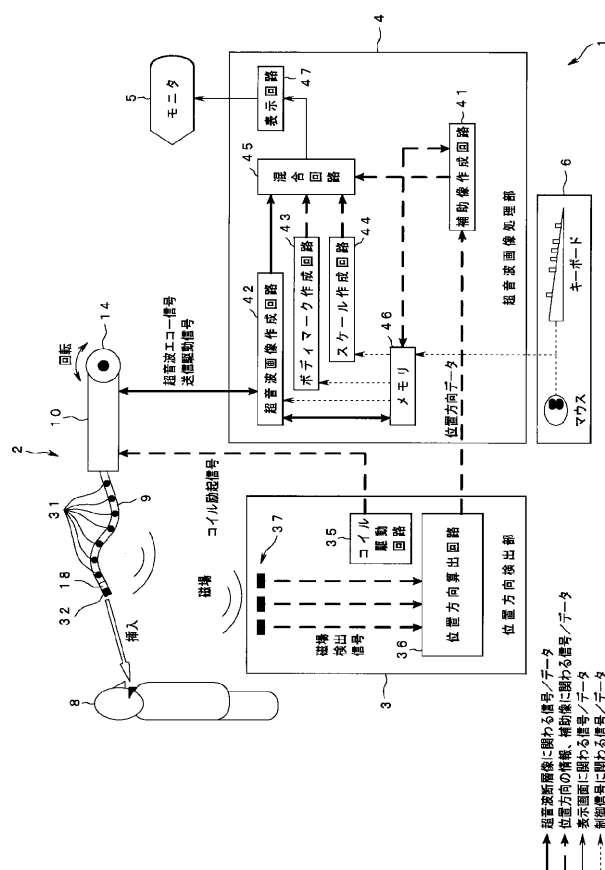
【図 1 2】本発明の第 2 の実施の形態に係わる超音波診断装置 1 A の全体構成を概略的に示した図である。

【符号の説明】

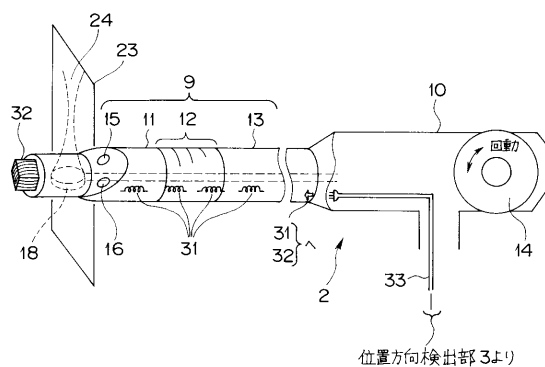
【 0 1 2 0 】

1 ... 超音波診断装置、2 ... 超音波内視鏡、3 ... 位置方向検出部、4 ... 超音波画像処理部、5 ... モニタ、6 ... 操作装置、8 ... 被検体、9 ... 内視鏡挿入部、10 ... 内視鏡操作部、11 ... 超音波振動子、12 ... 送信コイル、13 ... 位置方向検出用送信コイル、14 ... コイル駆動回路、15 ... 位置方向算出回路、16 ... 受信コイル群、17 ... 補助像作成回路、18 ... 超音波画像作成回路、19 ... ボディマーク作成回路、20 ... スケール作成回路、21 ... 混合回路、22 ... メモリ、23 ... 表示回路、

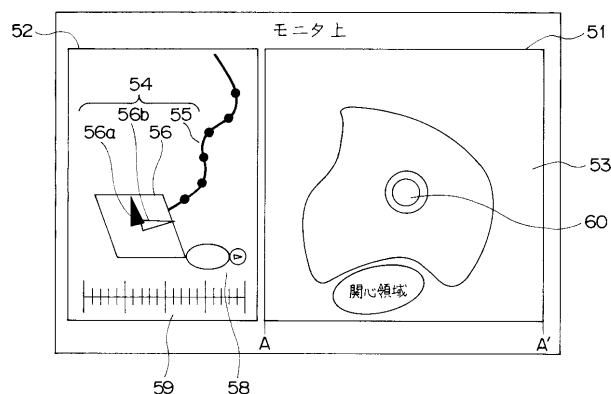
【图 1】



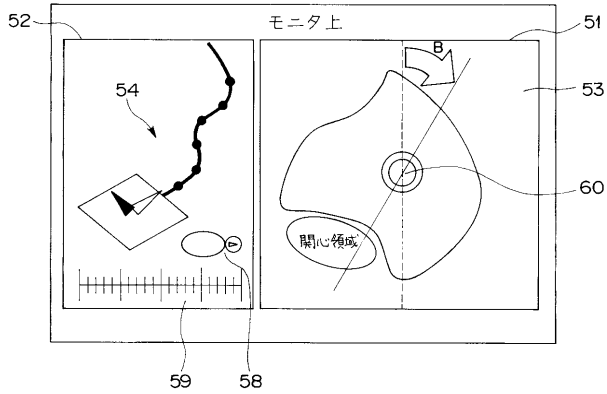
【 圖 2 】



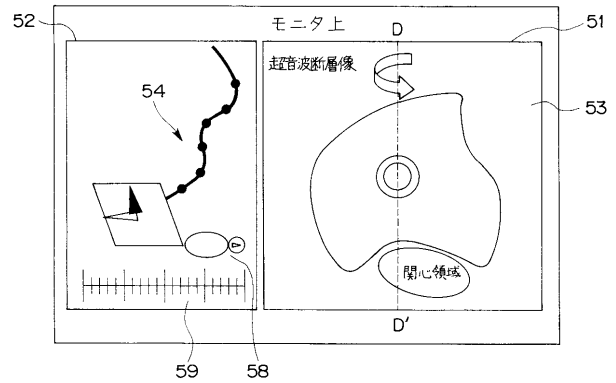
【 図 3 】



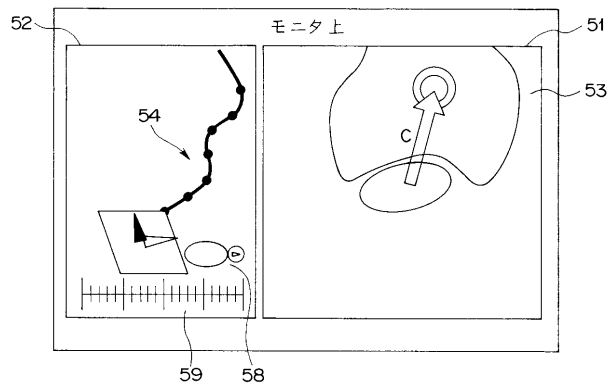
【図 4】



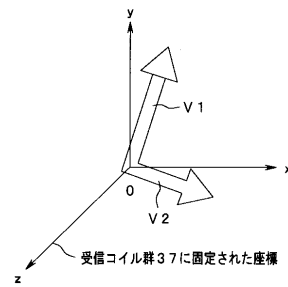
【図 6】



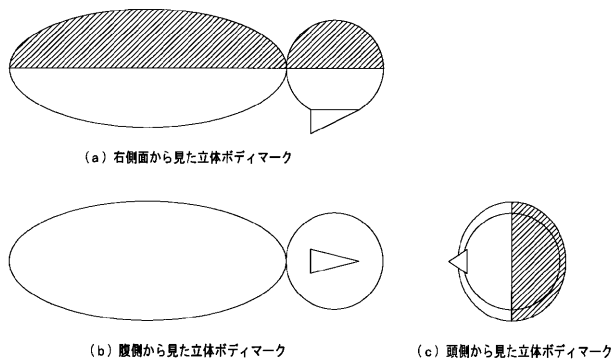
【図 5】



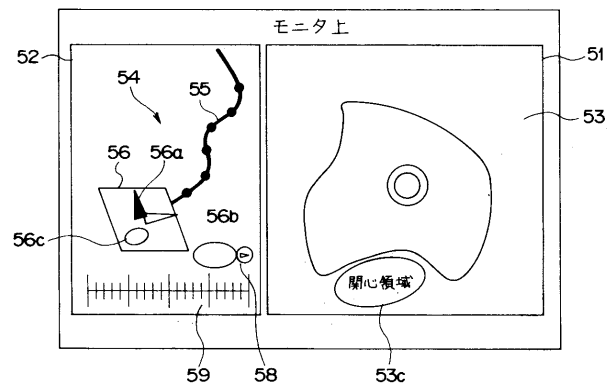
【図 7】



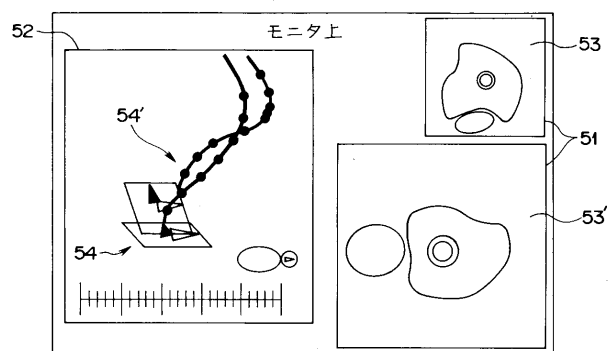
【図 8】



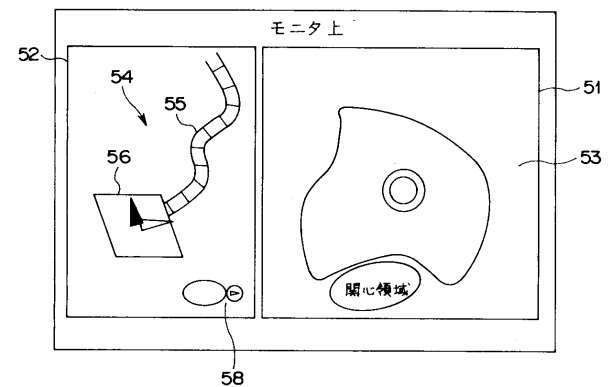
【図 10】



【図 9】



【図 11】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006314398A	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2005137670	申请日	2005-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	生熊聡一 川島知直 小室雅彦		
发明人	生熊 聡一 川島 知直 小室 雅彦		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/KK25 4C601/KK32 4C601/KK34		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4700405B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以易于理解的方式在体腔中显示超声波断层图像的位置，大小，方向的超声波诊断装置。 解决方案：该超声波诊断装置基于从超声波内窥镜2输出的超声波回波信号构建超声波断层图像53，该超声波内窥镜2在其尖端处插入超声波换能器18，插入到对象8的体腔中用于检测装置1中的超声波断层图像53的位置和方向的位置方向检测单元3，用于创建表示超声波断层图像53的位置和方向的辅助图像54的辅助图像形成电路41，辅助图像54并且，超声波断层图像53和用于改变超声波断层图像53的显示设置的操作装置6，以及辅助图像形成电路41基于超声波断层图像53的显示设置的变化生成辅助图像。并且顺序地更新辅助图像54。 点域1

