

(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2008-245788  
(P2008-245788A)

(43) 公開日 平成20年10月16日(2008.10.16)

(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 23 頁)

(21) 出願番号 特願2007-89014(P2007-89014)  
(22) 出願日 平成19年3月29日(2007.3.29)

(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 市川 純一  
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  
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB13 BB14 BB15  
BB22 BB23 BB24 EE11 EE12  
EE14 FE02 JC02 JC32 JC33  
KK01 KK12 KK18 KK22 KK26  
KK29 KK30 KK31 KK35 KK43  
KK44 LL09

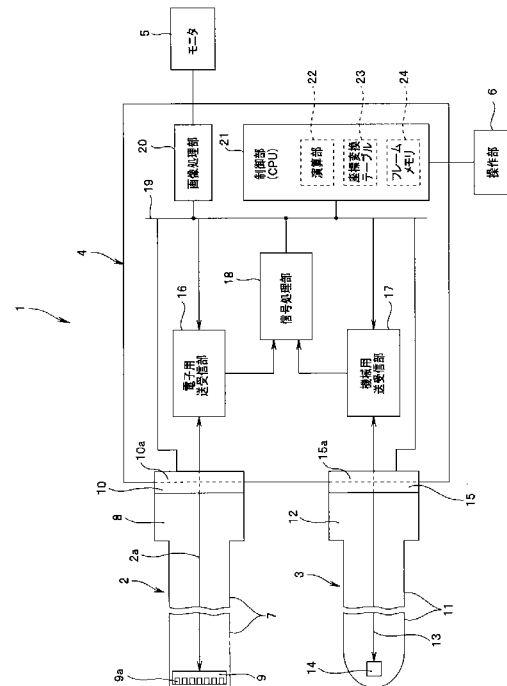
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置及びこの超音波観測装置を用いた超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波プローブの種類又はレンジに対応して座標変換テーブルを生成し直すことのできる超音波観測装置及びその超音波観測装置を用いた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波観測装置4は、着脱自在な電子走査式超音波プローブ2及び着脱自在な機械走査式超音波プローブ3により得られる各音線データから超音波画像をそれぞれ生成するものであって、電子走査式超音波プローブ2及び機械走査式超音波プローブ3により得られる音線データから、表示用の画素位置の画像データを生成するための座標変換テーブル23と、電子走査式超音波プローブ2又は機械走査式超音波プローブ3の種類又はレンジを検出し、この検出した電子走査式超音波プローブ2又は機械走査式超音波プローブ3の種類又はレンジに基づいて、前記座標変換テーブル23を生成し直すように生成処理を行う制御部21とを有している。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

着脱自在な超音波プローブにより得られる音線データから超音波画像を生成する超音波観測装置であって、

前記超音波プローブにより得られる音線データから、表示用の画素位置の画像データを生成するための座標変換テーブルと、

前記着脱自在な超音波プローブの種類又はレンジを検出し、この検出した前記着脱自在な超音波プローブの種類又はレンジに基づいて、前記座標変換テーブルを生成し直すように生成処理を行う制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

10

**【請求項 2】**

前記着脱自在な超音波プローブは、電子走査式超音波プローブと機械走査式超音波プローブとの少なくとも一方が接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

**【請求項 3】**

前記制御部は、前記超音波プローブの交換のタイミングで、前記座標変換テーブルの生成処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

**【請求項 4】**

前記制御部は、前記レンジが変更されるタイミングで、前記座標変換テーブルの生成処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

20

**【請求項 5】**

前記制御部は、Bモードとフローモードとの切り替えを検出し、この検出した前記Bモードと前記フローモードとを切り替えるタイミングで、前記座標変換テーブルの生成処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

**【請求項 6】**

着脱自在な電子走査式超音波プローブと、

着脱自在な機械走査式超音波プローブと、

前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱自在な機械走査式超音波プローブにより得られる音線データから超音波画像をそれぞれ生成するものであって、

前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱自在な機械走査式超音波プローブにより得られる音線データから、表示用の画素位置の画像データを生成するための座標変換テーブルと、前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱自在な機械走査式超音波プローブの種類又はレンジを検出し、この検出した前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱自在な機械走査式超音波プローブの種類又はレンジに基づいて、前記座標変換テーブルを生成する生成処理を行うように制御する制御部と、を有する超音波観測装置と、

30

前記超音波観測装置により生成された超音波画像を表示する表示部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

40

**【0001】**

本発明は、電子走査式超音波プローブと機械走査式超音波プローブとを接続可能な超音波観測装置及びこの超音波観測装置を用いた超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来より、超音波診断装置は、超音波観測装置に接続される超音波プローブの超音波振動子から超音波パルスを生体組織に繰り返し送信し、この生体組織から反射される超音波パルスのエコー信号を受信して、生体内の情報を可視像の超音波断層画像として生成し、モニタ等の表示部に表示させている。

**【0003】**

50

このような超音波診断装置の前記超音波観測装置には、観察部位や診断用途に応じた様々な種類の超音波プローブが接続される。例えば、前記超音波観測装置には、この超音波観測装置に着脱自在な電子走査式超音波プローブと機械走査式超音波プローブとの両方が接続されることもある。

【0004】

前記電子走査式超音波プローブは、内部に有する超音波振動子に対し、電子的に駆動して体腔内を走査する電子走査式の超音波プローブである。また、前記機械走査式超音波プローブは、内部に有する超音波振動子を機械的に回転させて体腔内を走査する機械走査式の超音波プローブである。

【0005】

このように観察部位や診断内容に応じて複数種の超音波プローブが前記超音波観測装置に接続されるため、前記超音波観測装置は、接続された超音波プローブの種類に応じて超音波プローブの動作制御や超音波画像の生成に関わる各種設定パラメータを変更する必要がある。

【0006】

接続された超音波プローブの種類に基づいて前記超音波観測装置側の各種設定パラメータ等を変更する従来技術としては、例えば、特許文献1から特許文献3によって開示された超音波診断装置がある。

【0007】

前記特許文献1には、接続可能な探蝕子の種類が限定されない拡張性に得るために、接続された超音波プローブに基づいて、送信超音波の周波数やフォーカスの方法等に関するプログラム及びパラメータ、画像表示におけるガイドラインの入れ方や周波数表示の方法等に関するプログラム及びパラメータ等の制御を行うようにした超音波診断装置に関する技術が開示されている。

【0008】

また、前記特許文献2には、電子走査式超音波プローブが接続される超音波観測装置に、必要に応じて機械走査式超音波プローブを接続して超音波機械走査を行うために、超音波観測装置に機械走査式超音波プローブの接続が可能な接続アダプタを設けるとともに、接続された超音波プローブの種類に基づいて、走査原点位置及びフレームレートの設定の変更を行うようにした超音波検査装置用接続アダプタに関する技術が開示されている。

【0009】

さらに、前記特許文献3には、工数の増大を招くことなく、新規の超音波プローブを容易に追加することができるようにするために、接続された超音波プローブの種類に基づいて、超音波画像の表示形式や各種設定パラメータの変更を行うようにした超音波観測装置に関する技術が開示されている。

【特許文献1】特開平7-299065号公報

【特許文献2】特開2005-230379号公報

【特許文献3】特開2007-14485号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

前記従来の超音波診断装置に用いられる超音波観測装置は、接続された電子走査式超音波プローブ又は機械走査式超音波プローブの超音波振動子から超音波パルスを生体組織に繰り返し送信し、この生体組織から反射される超音波パルスのエコー信号を受信する。

そして、前記超音波観測装置は、この受信したエコー信号から得られる輝度情報の音線データから、座標変換テーブルを用いてモニタの画面上における表示用の画素位置の画素データを生成するための座標変換処理を行うことで、フレームメモリ上に1枚の超音波画像を生成するようにしていた。

【0011】

ところが、前記超音波観測装置に接続された超音波プローブが前記電子走査式超音波プ

10

20

30

40

50

ローブである場合には、Bモードとフローモード（ドップラーモードともいう）とを行う場合の電子走査式超音波プローブにより得られる1音線データの画素数は異なる画素数である。したがって、電子走査式超音波プローブの種類が変わったり、又はレンジが切り替えられると、超音波プローブの交換以前又はレンジ切り替え以前の前記座標変換テーブルを用いて、同じようにモニタの画面上における表示用の画素位置の画素データを生成するための座標変換処理を行うことができない。

【0012】

そのため、従来の超音波観測装置では、電子走査式超音波プローブの種類又はレンジに対応して複数の座標変換テーブルを設け、接続された電子走査式超音波プローブの種類又はレンジに対応して、座標変換処理を行う座標変換テーブルを切り替えるように制御していた。

10

【0013】

その結果、前記座標変換テーブルを格納するメモリ容量が大きくなるのでコストが高価になってしまい、また、電子走査式超音波プローブに対応した座標変換テーブルを持っていないと、前記超音波観測装置に接続できない。

【0014】

また、前記超音波観測装置に接続された超音波プローブが機械走査式超音波プローブの場合には、従来、前記機械式走査型超音波プローブ側で予め決められた各モード（例えば、512ピクセル及び1024ピクセルの白黒画像を表示する2つのBモード）に対応する画素数となる1音線データがそれぞれ得られるようになっている。そのため、前記座標変換テーブルは、これらのモードの画素数と同じ画素数の表示画素位置の画素データを生成するのに必要な2つの座標変換テーブルが必要となってしまう。

20

【0015】

すなわち、電子走査式超音波プローブ及び機械走査式超音波プローブのいずれである場合でも、超音波プローブの種類又はレンジに対応して座標変換テーブルを生成し直すように処理を行えば、1つの座標変換テーブルのみで超音波プローブの各モード又はレンジに応じた座標変換処理を行い、メモリ容量の削減及び低コスト化を図ることができるが、前記従来の超音波観測装置では、超音波プローブの種類又はレンジに対応して座標変換テーブルを生成し直すことができないといった問題点があった。

【0016】

前記特許文献1から特許文献3による従来技術は、前記したように接続された超音波プローブの種類に基づいて前記超音波観測装置側の各種設定パラメータ等を変更する技術が開示されているが、前記課題を解決するための具体的な構成要素、具体的には超音波プローブの種類又はレンジに対応して座標変換テーブルを生成し直すための具体的な手段及び方法については、何等開示も示唆もされていない。

30

【0017】

そこで、本発明は前記問題点に鑑みてなされたもので、超音波プローブの種類又はレンジに対応して座標変換テーブルを生成し直すことのできる超音波観測装置及びその超音波観測装置を用いた超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0018】

本発明の超音波観測装置は、着脱自在な超音波プローブにより得られる音線データから超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記超音波プローブにより得られる音線データから、表示用の画素位置の画像データを生成するための座標変換テーブルと、前記着脱自在な超音波プローブの種類又はレンジを検出し、この検出した前記着脱自在な超音波プローブの種類又はレンジに基づいて、前記座標変換テーブルを生成する生成処理を行うように制御する制御部と、を有している。

【0019】

また、本発明の超音波診断装置は、着脱自在な電子走査式超音波プローブと、着脱自在な機械走査式超音波プローブと、前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱

50

自在な機械走査式超音波プローブにより得られる音線データから超音波画像をそれぞれ生成するものであって、前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱自在な機械走査式超音波プローブにより得られる音線データから、表示用の画素位置の画像データを生成するための座標変換テーブルと、前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱自在な機械走査式超音波プローブの種類又はレンジを検出し、この検出した前記着脱自在な電子走査式超音波プローブ及び前記着脱自在な機械走査式超音波プローブの種類又はレンジに基づいて、前記座標変換テーブルを生成する生成処理を行うように制御する制御部と、を有する超音波観測装置と、前記超音波観測装置により生成された超音波画像を表示する表示部と、を有している。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、超音波プローブの種類又はレンジに対応して座標変換テーブルを生成し直すことのできる超音波観測装置及びその超音波観測装置を用いた超音波診断装置を提供することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0022】

(第1の実施の形態)

図1から図11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すブロック図、図2は図1の電子走査式超音波プローブにより得られる音線データを示す模式図、図3は図1の機械走査式超音波プローブにより得られる音線データを示す模式図、図4は図2の電子走査式超音波プローブとは異なる電子走査式超音波プローブにより得られる音線データを示す模式図、図5は図2の電子走査式超音波プローブを用いた場合の円状の表示例を示す図、図6は図3の機械走査式超音波プローブを用いた場合の扇状の表示例を示す図、図7は電子走査式超音波プローブにより得られた全周囲の1024画素の音線データから512画素の音線データに基づく超音波画像の表示範囲を示す説明図、図8は図7に示す音線データからモニタの画面上における表示用の画素位置の画素データを生成座標変換処理を説明するための座標変換テーブル及びフレームメモリに対応した図、図9は図8中の任意の音線データに基づく画素と座標変換する表示用の画素位置の画素とを拡大した説明図、図10は図1の制御部による基本的な制御例を示すフローチャート、図11は図1に超音波プローブの挿抜又はレンジの変更が行われた場合の制御部による制御例を示すフローチャートである。

【0023】

図1に示すように、第1の実施の形態の超音波診断装置1は、電子走査式超音波プローブ2と、機械走査式超音波プローブ3と、超音波観測装置4とを有して構成されている。また、前記超音波観測装置4には、モニタ5と操作部6とが接続されている。

【0024】

前記電子走査式超音波プローブ2は、例えば、電子走査式超音波内視鏡として構成されたもので、被検体内等に挿入し易いように細長に形成した挿入部7と、この挿入部7の後端に設けた操作部8とを有し、前記挿入部7の先端部に超音波振動子9が配置されている。前記超音波振動子9は、複数の振動素子9aを配列して形成している。

【0025】

前記操作部8には、前記超音波観測装置4に着脱自在に接続される電子側コネクタ10が設けられている。この電子側コネクタ10は、図示はしないが、前記超音波振動子9からの信号線2aが接続される電気接点部及び、前記電子走査式超音波プローブ2が前記超音波観測装置4に接続されたことを検知するための電子側接続検知部を設けている。

【0026】

前記電子走査式超音波プローブ2は、前記電子側コネクタ10が前記超音波観測装置4に接続されることにより前記信号線2aを介して前記超音波振動子9が前記超音波観測装

10

20

30

40

50

置 4 に電氣的に接続される。

【 0 0 2 7 】

尚、前記電子走査式超音波プローブ 2 は、例えば電子走査式超音波内視鏡として構成した場合には、図示しない光源装置及びビデオプロセッサに接続される。前記電子走査式超音波プローブ 2 は、挿入部 7 の先端部に図示しない照明光学系、対物光学系及び撮像部を設けている。前記電子走査式超音波プローブは、光源装置から供給された照明光により照明光学系から体腔内を照明し、照明された体腔内からの反射光を対物光学系により被写体像として取り込んで撮像部により撮像する。前記電子走査式超音波プローブは、撮像信号をビデオプロセッサに出力する。ビデオプロセッサは、撮像信号を信号処理して標準的な映像信号を生成し、この映像信号を内視鏡画像用モニタに出力してこの内視鏡画像用モニタに内視鏡画像を表示するようになっている。

10

【 0 0 2 8 】

前記機械走査式超音波プローブ 3 は、被検体内等に挿入し易いように細長に形成した挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けた操作部 1 2 とを有している。前記機械走査式超音波プローブ 3 は、前記挿入部 1 1 内を挿通しているフレキシブルシャフト 1 3 の先端側に超音波振動子 1 4 が固設されている。

【 0 0 2 9 】

前記フレキシブルシャフト 1 3 の後端は、前記操作部 1 2 に配設した図示しない回転駆動部に接続されている。この前記回転駆動部は、図示しないモータにより前記フレキシブルシャフト 1 3 を回転させることで前記超音波振動子 1 4 を機械的に回転駆動する。また、この図示しない回転駆動部には、図示しないエンコーダ等の回転位置検出部が設けられている。尚、前記超音波振動子 1 4 の周囲は、超音波を伝達（伝播）する図示しない超音波伝播媒体で満たされている。

20

【 0 0 3 0 】

前記操作部 1 2 は、前記超音波観測装置 4 に着脱自在に接続する機械側コネクタ 1 5 が設けられている。この機械側コネクタ 1 5 は、図示はしないが、前記回転駆動部からの信号線が接続される図示しない機械側電気接点部及び、前記機械走査式超音波プローブ 3 が前記超音波観測装置 4 に接続されたことを検知するための機械側接続検知部を設けている。

【 0 0 3 1 】

前記機械走査式超音波プローブ 3 は、前記機械側コネクタ 1 5 が前記超音波観測装置 4 に接続されることにより、前記フレキシブルシャフト 1 3 内部を挿通する信号線を介して前記超音波振動子 1 4 が前記超音波観測装置 4 に電氣的に接続される。

30

【 0 0 3 2 】

尚、前記電子走査式超音波プローブ 2 は、例えば電子走査式超音波内視鏡として構成した場合、図示しない処置具挿通用チャンネルを有している。そして、前記機械走査式超音波プローブ 3 は、前記電子走査式超音波内視鏡の処置具挿通用チャンネル内に挿通され、この処置具挿通用チャンネル開口から突出することにより、体腔内に挿入されるようになっている。

【 0 0 3 3 】

次に、第 1 の実施の形態の前記超音波観測装置 4 の具体的な構成について、図 1 を参照しながら説明する。

40

第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 に用いられた前記超音波観測装置 4 は、接続される超音波プローブの種類又はレンジに対応して座標変換テーブル 2 3 を生成し直すことができるように構成されている。

【 0 0 3 4 】

具体的には、図 1 に示すように、前記超音波観測装置 4 は、電子側コネクタ受け部 1 0 a と、機械側コネクタ受け部 1 5 a と、電子用送受信部 1 6 と、機械用送受信部 1 7 と、信号処理部 1 8 と、画像処理部 2 0 と、制御部 2 1 とを有し、これらのブロックがバス 1 9 を介してそれぞれ電氣的に接続されるようになっている。

50

## 【 0 0 3 5 】

尚、前記超音波観測装置 4 に接続される前記操作部 6 は、例えば、超音波画像の表示範囲の指示、駆動する超音波プローブの指示、レンジ切り替え指示、及び超音波検査に必要な患者情報等の医療情報を入力可能なトラックボールやキーボード等で構成されている。

## 【 0 0 3 6 】

前記電子コネクタ受け部 1 0 a には、前記電子走査式超音波プローブ 2 の電子側コネクタ 1 0 が着脱自在に接続される。これにより、前記電子走査式超音波プローブ 2 は、前記超音波観測装置 4 に着脱自在に接続される。

## 【 0 0 3 7 】

また、前記機械側コネクタ受け部 1 5 a には、前記機械走査式超音波プローブ 3 の機械側コネクタ 1 5 が着脱自在に接続される。これにより、前記機械走査式超音波プローブ 3 は、前記超音波観測装置 4 に着脱自在に接続される。

## 【 0 0 3 8 】

尚、前記電子側コネクタ受け部 1 0 a は、図示しないが前記電子側コネクタ 1 0 の電気接点部と接触導通する受け側電気接点部と、前記電子側コネクタ 1 0 の電子側接続検知突起部が嵌合する電子側嵌合部とを設けている。一方、前記機械側コネクタ受け部 1 5 a は、図示はしないが前記機械側コネクタ 1 5 の機械側電気接点部と接触導通する受け側電気接点部と、前記機械側コネクタ 1 5 の機械側接続検知突起部が嵌合する機械側嵌合部とを設けている。

## 【 0 0 3 9 】

前記電子側及び機械側嵌合部（図示せず）は、信号線を介して前記バス 1 9 に電氣的に接続されている。そして、このバス 1 9 に電氣的に接続される制御部 2 1 は、これら電子側及び機械側嵌合部に前記電子側及び機械側接続検知突起部が嵌合されたとき導通して前記電子側コネクタ 1 0 又は機械側コネクタ 1 1 5 が接続されたことを検知する。

## 【 0 0 4 0 】

前記超音波観測装置 4 は、これら接続された電子走査式超音波プローブ 2 又は機械走査式超音波プローブ 3 からエコー信号を得、このエコー信号から得られる音線データに基づき超音波断層画像を生成し、前記モニタ 5 に超音波断層画像を表示させる。

## 【 0 0 4 1 】

具体的には、前記電子用送受信部 1 6 は、前記電子側コネクタ受け部 1 0 a に接続された前記電子走査式超音波プローブ 2 に内蔵される超音波振動子 9 から超音波パルスを生体組織に対して送信し、この生体組織から反射される超音波パルスを受信して得たエコー信号を検出する。

## 【 0 0 4 2 】

また、前記機械用送受信部 1 7 は、前記機械側コネクタ受け部 1 5 a に接続された前記機械走査式超音波プローブ 3 に内蔵される超音波振動子 1 4 から超音波パルスを生体組織に対して送信し、この生体組織から反射される超音波パルスを受信して得たエコー信号を検出する。

## 【 0 0 4 3 】

前記信号処理部 1 8 は、前記電子用送受信部 1 6 及び前記機械用送受信部 1 7 からのエコー信号を信号処理する。

例えば、前記信号処理部 1 8 は、前記電子用送受信部 1 6 及び前記機械用送受信部 1 7 からのエコー信号に基づき、超音波振動子 9、1 4 からの距離と輝度レベルの強度に応じた輝度情報の音線データを生成する。

## 【 0 0 4 4 】

制御部 2 1 は、例えば、CPU で構成されたもので、前記信号処理部 1 8 により信号処理された音線データを、演算部 2 2 及び座標変換テーブル 2 3 を用いて、モニタ 5 の画面上における表示用の画素位置の画素データを生成するための座標変換処理を行うことで、フレームメモリ 2 4 上に 1 枚の超音波画像を生成する。その後、制御部 2 1 は、フレームメモリ 2 4 上にフレーム毎に生成した超音波画像に基づく表示用の画素データ（以下、表

10

20

30

40

50

示用データと称す)を前記画像処理部20に出力する。

【0045】

前記画像処理部20は、前記制御部21で処理された表示用データを処理しスキャン変換して前記モニタ5の表示画面に超音波画像を表示させる。

【0046】

ここで、電子走査式超音波プローブ2である場合に生成される音線データの一例が、図2に示されている。

この場合、電子走査式超音波プローブ2は、Bモードの他にフローモード(ドップラーモード)を行うことが出来るのでこれらのモード、又はレンジ切り替え毎に、例えば図2に示すように超音波振動子9の全周方向における、500画素から600画素の範囲内の画素数を有する音線データ25が生成される。尚、音線データ25は、模式的に示すと、複数の画素データ25aを有して構成される。

10

【0047】

また、レンジは同じでもモードの異なる電子走査式超音波プローブ2の場合には、例えば図4に示すように、580画素の画素数を有する音線データ25が生成されることもある。

【0048】

図2に示すような、電子走査式超音波プローブ2により生成された音線データ25である場合のモニタ5の表示例が図5に示されている。

この場合、前記制御部21は、例えば図5に示すように、モニタ5上に、前記図2に示す音線データ25に基づき座標変換された例えば全円状の超音波画像2Aを表示させる。

20

尚、電子走査式超音波プローブ2である場合には、超音波振動子9の全周方向に亘って音線データ25が得られるので、前記制御部21は、これらの音線データ25を用いて必要な処理を行うことにより、例えば半円状又は扇状(コンベックス)等の超音波画像2Aをモニタ5に表示させることも可能である。

【0049】

一方、機械走査式超音波プローブ3である場合に生成される音線データの一例が、図3に示されている。

この場合、機械走査式超音波プローブ3は、2つのBモード(白黒表示)を行うことが出来るのでこれらのモード、又はレンジ切り替え毎に、例えば図3に示すように超音波振動子14の所定方向における、512画素又は1024画素の画素数を有する音線データ26が生成される。尚、音線データ26は、模式的に示すと、前記電子走査式超音波プローブ2と同様に複数の画素データ26aを有して構成される。

30

【0050】

図3に示すような、機械走査式超音波プローブ3により生成された音線データ26である場合のモニタ5の表示例が図6に示されている。

この場合、前記制御部21は、例えば図6に示すように、モニタ5上に、前記図3に示す音線データ26に基づき座標変換された、例えば扇状の超音波画像3Aを表示させ、或いはこの扇状の超音波画像3Aをモニタ5に拡大表示させる。

【0051】

40

次に、第1の実施の形態の超音波観測装置4の主要部を構成する制御部21の構成について、図1及び図7から図9を参照しながら説明する。

図1に示すように、超音波観測装置4の制御部21は、演算部22と、座標変換テーブル23と、フレームメモリ24とを有して構成されている。

【0052】

前記制御部21は、着脱自在な超音波プローブの種類又はレンジを検出し、この検出した前記着脱自在な超音波プローブの種類又はレンジに基づいて、前記座標変換テーブル23を生成し直すように演算部22及びフレームメモリ24を用いて生成処理を行う。

【0053】

前記演算部22は、例えば、前記信号処理部18から供給される音線データの画素数と

50

前記モニタ 5 の画面上における表示用の画素位置とが異なる場合には、音線データに対して前記表示用の画素位置と対応するための補間又は間引くための演算処理を行う。そして、制御部 2 1 は、この演算部 2 2 による演算結果に基づき、座標変換テーブル 2 3 を再生成する。

【 0 0 5 4 】

尚、入力された音線データの画素数が表示用の画素位置と 1 : 1 で対応している場合には、表示用の画素位置の表示データを生成するための座標変換テーブル 2 3 は再生成しなくても良い。

【 0 0 5 5 】

前記フレームメモリ 2 4 は、前記制御部 2 1 の制御によって、前記演算部 2 2 による演算結果に基づき再生成された座標変換テーブル 2 3 に基づいて音線データに対して座標変換処理後の表示データをフレーム毎に格納する。そして、前記制御部 2 1 の制御によって、フレーム毎の表示データは、前記画像処理部 2 0 によって処理されることで、前記モニタ 5 には超音波画像が表示されることになる。

10

【 0 0 5 6 】

尚、前記制御部 2 1 は、前記演算部 2 2 の演算処理による前記座標変換テーブル 2 3 の再生成処理について、前記電子走査式超音波プローブ 2 又は前記機械走査式超音波プローブ 3 の交換時、又は前記操作部 6 の指示によるレンジの変更時、又は電子走査式超音波プローブ 2 の駆動中の場合の操作部 6 の指示による B モードとフローモードとの切替時のタイミングで行うように制御する。

20

【 0 0 5 7 】

ここで、前記制御部 2 1 による前記座標変換テーブル 2 3 の再生成処理について、図 7 から図 9 を参照しながらさらに詳しく説明する。

例えば、前記電子走査式超音波プローブ 2 による得られる音線データ 2 5 の画素数が図 7 に示すように 5 1 2 画素であるとする、この場合、この音線データ 2 5 は、超音波振動子 9 の全周方向に亘って得られるので、前記制御部 2 1 による制御によって、例えば 1 0 2 4 画素の全円状の超音波画像 2 A が表示されることになる。

【 0 0 5 8 】

ここで、前記電子走査式超音波プローブ 2 が挿抜（交換）され、或いは操作部 6 によってレンジの変更が検知されたとする。

30

この場合、新たに接続された電子走査式超音波プローブ 2 又は変更されたレンジにより得られる音線データの画素数が図 4 に示す 5 8 0 画素であり、さらに、図 7 中に表示領域 3 0（レンジの長さ T × レンジの長さ T の領域）を指定したとする。

【 0 0 5 9 】

すると、前記制御部 2 1 は、この電子走査式超音波プローブ 2 の交換以前、又はレンジの切り替え以前の座標変換テーブル 2 3 では座標変換処理を行うことができない。そこで、前記制御部 2 1 は、入力されている音線データや操作部 6 からの操作信号から、接続された前記電子走査式超音波プローブの種類又はレンジを検出し、この検出結果に基づいて演算部 2 2 を用いて、入力された音線データ（例えば図 4 参照）に対してモニタ 5 の画面上における表示用の画素位置と対応するための補間する演算処理を行う。

40

【 0 0 6 0 】

そして、制御部 2 1 は、この演算部 2 2 による演算結果に基づき、座標変換テーブル 2 3 を再生成する。尚、この場合、フレームメモリ 2 4 上の表示用の画素位置は、前記モニタ 5 の画面上における表示用の画素位置に対応している。

【 0 0 6 1 】

図 8 は、前記図 7 に示す表示領域 3 0 に対応した領域の座標変換テーブル 2 3 及びフレームメモリ 2 4 上の表示用の画素位置を模式的に示している。すなわち、再生成処理以前の座標変換テーブル 2 3 は、音線データ 2 5 の画素データ 2 5 a の位置とモニタ 5 の画面上の表示用の画素データ 2 4 a の位置とが対応したものではないので、座標変換処理を行えない。

50

## 【 0 0 6 2 】

そこで、前記制御部 2 1 は、前記演算部 2 2 によって、例えば図 9 に示すように、入力された音線データ 2 5 の各画素データ 2 5 a を用いて、モニタ 5 の表示用の画素位置の画素データ 2 4 a をそれぞれ得るように補間の演算処理を行う。

## 【 0 0 6 3 】

これにより、前記制御部 2 1 の制御によって、この演算結果に基づき、座標変換テーブル 2 3 を再生成すれば、モニタ 5 の表示用の画素位置と同じ表示用の画素データに座標変換処理が行える座標変換テーブル 2 3 を得ることができる。

## 【 0 0 6 4 】

すなわち、前記説明では、電子走査式超音波プローブ 2 の挿抜（交換）、又はレンジ切換時に対応して座標変換テーブル 2 3 を再生成することについて説明したが、画素数の異なる音線データに対応して座標変換テーブル 2 3 の再生成処理を行うことができるので、勿論、超音波プローブ側で得られる画素数が決定されない機械走査式超音波プローブ 3 の挿抜（交換）、又はレンジ切換時についても前記電子走査式超音波プローブ 2 と同様に座標変換テーブル 2 3 の再再生成処理を行うことができる。

## 【 0 0 6 5 】

尚、前記制御部 2 1 は、前記電子走査式超音波プローブ 2 及び前記機械走査式超音波プローブ 3 の両方が接続されている場合には、前記操作部 6 のよる指示に基づき、どちらか一方を駆動させるように制御することが可能である。

## 【 0 0 6 6 】

また、前記制御部 2 1 は、図示しない合成処理部を備え、この合成処理部を用いて、前記電子走査式超音波プローブ 2 及び前記機械走査式超音波プローブ 3 により得られた音線データを必要に応じて合成処理するように制御することも可能である。

## 【 0 0 6 7 】

さらに、前記 B モードと前記フローモードとの送信周波数は、予めそれぞれ所定の発信周波数に設定されたものではあるが、前記制御部 2 1 は、前記 B モードと前記フローモードとの発信周波数をそれぞれ独立的に切り替えるように前記電子用送受信部 1 6 及び機械用送受信部 1 7 を制御することが可能である。

## 【 0 0 6 8 】

さらにまた、前記制御部 2 1 は、電子走査式超音波プローブ 2 が接続された場合には、前記画像処理部 2 0 により、得られた音線データを用いて三次元の超音波画像の表示データを生成したり、前記操作部 6 によって入力された患者情報等の医療情報を超音波画像にオンスクリーン表示するための表示データを生成することも可能であり、勿論、三次元の超音波画像の表示データ等の表示制御を行うことも可能である。このような三次元の超音波画像表示に関する技術については、後述する。

## 【 0 0 6 9 】

次に、第 1 の実施の形態の超音波観測装置 4 の作用について、図 1 0 及び図 1 1 を参照しながら説明する。

いま、術者が図 1 に示す超音波診断装置 1 に用いられる超音波観測装置 4 の電源を投入したとする。すると、前記制御部 2 1 は図示しないメモリに記憶された図 1 0 に示すプログラムを読み出して実行する。

## 【 0 0 7 0 】

すなわち、前記制御部 2 1 は、ステップ S 1 の処理で、前記電子用送受信部 1 6 又は前記機械用送受信部 1 7 を制御して、接続された電子走査式超音波プローブ 2 又は機械走査式超音波プローブ 3 に内蔵される超音波振動子 9 又は超音波振動子 1 4 から超音波パルスを生体組織に対して送信し、この生体組織から反射される超音波パルスを受信して得たエコー信号を検出する。

## 【 0 0 7 1 】

そして、前記制御部 2 1 は、ステップ S 2 の処理で、前記信号処理部 1 8 により、前記電子用送受信部 1 6 又は前記機械用送受信部 1 7 からのエコー信号に基づき、超音波振動

10

20

30

40

50

子 9 又は超音波振動子 1 4 からの距離と輝度レベルの強度に応じた輝度情報の音線データを生成する。

【 0 0 7 2 】

その後、前記制御部 2 1 は、ステップ S 3 の処理で、前記信号処理部 1 8 により信号処理された音線データを、前記演算部 2 2 及び座標変換テーブル 2 3 を用いて、モニタ 5 の画面上における表示用の画素位置の画素データを生成するための座標変換処理を行う。

【 0 0 7 3 】

そして、前記制御部 2 1 は、前記座標変換処理を行うことで、フレームメモリ 2 4 上に 1 枚の超音波画像を生成し、このフレームメモリ 2 4 上にフレーム毎に生成した超音波画像に基づく表示用の画素データ（以下、表示用データと称す）を前記画像処理部 2 0 に出

10

【 0 0 7 4 】

ここで、例えば、術者は、必要に応じて電子走査式超音波プローブ 2 又は機械走査式超音波プローブ 3 の挿抜（交換）、或いはレンジの切り替え、或いは電子走査式超音波プローブ 2 である場合に B モードとフローモードとの切り替えが行われたとする。

【 0 0 7 5 】

このとき、前記制御部 2 1 は、図示しないメモリから読み出された図 1 1 に示すプログラムが常時起動しており、すなわち、ステップ S 1 0 の処理で、電子走査式超音波プローブ 2 又は機械走査式超音波プローブ 3 の挿抜（交換）、或いはレンジの切り替え、或いは

20

【 0 0 7 6 】

この場合、前記電子走査式超音波プローブ 2 又は前記機械走査式超音波プローブ 3 の挿抜（交換）は、前記電子側及び機械側嵌合部に前記電子側及び機械側接続検知突起部が嵌合されたとき導通して前記電子側コネクタ 1 0 又は機械側コネクタ 1 1 5 が接続されたことを制御部 2 1 によって検知可能である。この仕組みを利用すると、片側のコネクタのみに接続された場合、その接続された超音波プローブのコネクタを自動的に有効にすることもできる。また、前記レンジの切り替えは、前記操作部 6 からの操作信号を認識することで可能である。さらに、前記 B モードとフローモードとの切り替えは、入力された音線データの画素数を識別することで可能である。

30

【 0 0 7 7 】

しかしながら、このような場合には、前記制御部 2 1 は、電子走査式超音波プローブ 2 又は機械走査式超音波プローブ 3 の交換以前、又はレンジの切り替え以前、又は B モードとフローモードとの切り替え以前の座標変換テーブル 2 3 では座標変換処理を行うことができない。

【 0 0 7 8 】

そこで、前記制御部 2 1 は、ステップ S 1 1 の処理により、前記演算部 2 2 を用いて、前記したように新たに接続された電子走査式超音波プローブ 2 又は機械走査式超音波プローブ 3、又は変更されたレンジ、又は変更された B モード又はフローモードにより得られる音線データに対して、モニタ 5 の画面上における表示用の画素位置と対応するための補間する演算処理を行う。

40

【 0 0 7 9 】

そして、前記制御部 2 1 は、この演算部 2 2 による演算結果に基づき、座標変換テーブル 2 3 を再生成する。すなわち、モニタ 5 の表示用の画素位置と同じ表示用の画素データに座標変換処理が行える座標変換テーブル 2 3 を得ることができる。

【 0 0 8 0 】

このことにより、前記電子走査式超音波プローブ 2 又は前記機械走査式超音波プローブ 3 の挿抜（交換）、又はレンジの切り替え、又は B モードとフローモードとの切り替えが行われても、最適な超音波画像をモニタ 5 に表示することができる。

50

## 【0081】

したがって、第1の実施の形態によれば、超音波プローブの種類又はレンジの切り替えに対応して座標変換テーブル23を生成し直すことができるので、超音波プローブの種類又はレンジの切り替えが行われた場合においても最適な超音波画像を生成し表示することができる。これにより、メモリ容量の削減及び低コスト化を図ることができ、また、超音波観測装置4に電子走査式超音波プローブ2及び機械走査式超音波プローブ3の両方を接続することができる。

## 【0082】

ところで、本発明の超音波診断装置1に用いられる超音波観測装置4は、前記したように、電子走査式超音波プローブ2が接続された場合には、得られた音線データを用いて、前記画像処理部20により三次元の超音波画像の表示データを生成したり、前記操作部6によって入力された患者情報等の医療情報を超音波画像にオンスクリーン表示するための表示データを生成することで、三次元の超音波画像の表示データ等の表示制御を行うことも可能である。

このような前記超音波観測装置4における三次元の超音波画像表示に関する技術及び、その他に適用された技術について図11から図20を参照しながら説明する。

前記超音波観測装置4の制御部21は、前記したように三次元の超音波画像を表示する三次元超音波画像表示モードを実行する場合に、その三次元の超音波画像の、超音波振動子9の挿入軸方向に対して水平な左右方向のスライス画像（水平リニアスライス画像）を生成して表示させることも可能である。勿論、前記制御部21は、前記三次元の超音波画像の、前記超音波振動子9の挿入軸方向に対して鉛直方向のスライス画像を生成して表示させることも可能である。

## 【0083】

尚、前記水平リニアスライス画像のスライス間隔は、例えば予め設定された五段階のスライス間隔であり、このスライス間隔は、前記操作部6を構成するトラックボール等によって指示される。また、前記機能は、前記機械走査式超音波プローブ3が接続された場合にも可能である。

## 【0084】

また、前記制御部21は、前記三次元の超音波画像表示モードを実行すると、三次元の超音波画像を生成するための処理が通常のスライス画像表示モードよりも遅くなってしまう。そこで、ライブの三次元の超音波画像表示が行われている場合に、術者の操作部6による操作によってそのライブ中の表示をフリーズ状態にするフリーズ指示がなされたときには、前記制御部21は、フリーズ中については高精細な三次元の超音波画像を生成して表示させ、ライブ中については前記高精細よりも程度の低い画質の三次元の超音波画像を生成して表示させる。これにより、前記制御部21による三次元の超音波画像の生成処理に伴う負荷を軽減することが可能となる。

## 【0085】

また、前記超音波観測装置4は、前記電子走査式超音波プローブ2を術者によって手引き走査して動かしながら、前記三次元の超音波画像を生成可能な手引き走査モードを有している。

そして、前記超音波観測装置4の制御部21は、術者の指示によって前記手引き走査モードが実行された場合には、フレームレートが変動しないように、最大負荷のときの一番少ないフレームレートに固定するように制御して、前記三次元の超音波画像を生成させる。これにより、例えばBモードからフローモードに変更した場合に前記手引き走査モードが実行されても、常に安定した三次元の超音波画像を生成し表示することが可能となる。

## 【0086】

尚、前記手引き走査モードを実行した場合には、予め、手引き走査により得られる超音波画像の取得枚数を設定することが可能であり、前記制御部21は、この設定された取得枚数に基づくフレームレートで超音波画像を生成するように制御するようになっている。

## 【0087】

ところで、前記超音波観測装置4は、三次元の超音波画像と二次元の超音波画像との2画面表示を行うことも可能である。このような2画面表示モードを実行した場合の2画面表示例を図12及び図13に示す。

【0088】

図12に示すように、前記超音波観測装置4の前記制御部21は、前記電子走査式超音波プローブ2が接続された場合に、前記画像処理部20を制御することにより、通常の二次元の超音波画像（ラジアル超音波画像）を表示可能な第1画面31と三次元の超音波画像を表示可能な第2画面32とが例えば左右の画面上に配置される2画面表示部30をモニタ5の画面上に表示可能である。

【0089】

この場合、前記制御部21は、二次元の超音波画像が表示される第1画面31の少なくとも1辺には、超音波画像の大きさを認識するための目盛り31aを表示させている。これにより、術者は、画面上で、二次元の超音波画像の大きさを目盛り31aと比較することで、実際の観察部位の大きさを推定することができる。

【0090】

また、三次元の超音波画像を表示する場合には、三次元の超音波画像が表示される第2画面では、電子走査式超音波プローブ2の奥行き方向、すなわち、電子走査式超音波プローブ2の先端側、又は後端側かが解りづらいこともある。そこで、前記制御部21は、前記2画面表示部30の第2画面32の上側に、超音波プローブの先端側と後端側とを識別するためのマーク33を表示させている。

【0091】

この場合、前記マーク33は、例えば で表示された白表示部33aが超音波プローブの先端側を示し、 で表示された黒表示部33bが超音波プローブの後端側を示すものである。また、これらの白黒表示部33a、33bを、図12に示すように重ねるように表示することも可能である。つまりこの場合には、白黒表示部33a、33bの重なり具合を見ることで、超音波プローブの先端側と後端側とのどちらが手前でどちらか奥かを即座に識別することが可能となる。

【0092】

また、前記超音波観測装置4は、画像のデジタル保存機能を有している。あとどれくらいの画像を記録できるか知りたいため、画像格納用のHDDの残容量を知りたいといった要求がある。

そこで、前記制御部21は、前記2画面表示部30の例えば下側に、前記制御部21を含むHDDの残容量を示すバー表示34を表示するようにしている。尚、前記バー表示34は、グラフ表示に代えても良く、その他、前記制御部21を含むHDDの残容量が一目で解るような表示であれば良い。

【0093】

また、前記制御部21は、図13に示すように、2画面表示部30Aを表示する際に、第1画面31の目盛り31a近傍に設けられたカーソル35を移動させることにより、そのカーソル位置に基づく断面の超音波画像を第2画面32Aに連続して表示させることも可能である。

【0094】

この場合、術者の操作部6の操作により、例えば前記カーソル35を長押しした場合には、前記制御部21は、自動的に予め設定された前記カーソル35の方向に基づく所定間隔の断面の超音波画像を順次連続して表示させる。

【0095】

尚、前記カーソル35は、前記第1画面31の垂直方向に設けた場合について説明したが、これに限定されず、第1画面31の水平方向に設け、この水平方向所定間隔の断面の超音波画像を順次表示させても良い。また、前記第2画面32Aの上側には、前記超音波プローブの手前側又は後端側を識別するための白黒表示部33a、33bが表示されている。そのため、術者は、前記第2画面32Aに表示された断面の超音波画像において、超

10

20

30

40

50

音波プローブの手前側又は後端側に識別することができるので、前記第2画面32Aに表示された断面の超音波画像をより分析し易くなる。

【0096】

次に、前記超音波観測装置4に設けられた前記三次元の超音波画像表示モードを実行した場合の他の表示例、及び変形例について、図14から図17を参照しながら説明する。

【0097】

図14は超音波観測装置による三次元の超音波画像表示モードの他の表示例を示す図、図15は図14の三次元超音波画像表示モードの変形例を示す図である。

【0098】

図14に示すように、前記超音波観測装置4の前記制御部21は、前記三次元の超音波画像表示モードが実行された場合に、前記画像処理部20を制御することにより、第1画面37、第2画面38、第3画面39及び第4画面32が設けられてそれぞれ異なる超音波画像が表示可能な4画面表示部36を、モニタ5に表示させることが可能である。

10

【0099】

この場合、前記4画面表示部36は、例えば、画面左上側に配される第1画面37と、画面左下側に配される第2画面38と、画面右下側に配される第3画面39と、画面右上側に配される第4画面40とを有して構成される。

【0100】

前記第1画面37には、後述する第4画面40に表示された超音波画像の、前記超音波振動子9の挿入軸方向に対して鉛直方向のスライス画像が表示される。前記第2画面38には、通常の二次元の超音波画像が表示される。また、前記第3画面39には、後述する第4画面32に表示された超音波画像の、超音波振動子9の挿入軸方向に対して水平な左右方向のスライス画像が表示される。

20

【0101】

ここで、本例では、前記制御部21は、第4画面32に表示する三次元の超音波画像において、任意方向の三次元のスライス画像(切断面画像)を得るための指示手段を構成する指標断面40を表示させるようにしている。

【0102】

前記指標断面40により指定する任意方向は、例えば、三次元の超音波画像上において、超音波振動子9の挿入軸方向に対し水平方向又は鉛直方向又は斜め方向の3段階の方向で指定することが可能である。勿論、このような3段階の方向に限定されることなく、前記指標断面40を自在に移動させることであらゆる方向を指定することも可能である。

30

【0103】

尚、前記指標断面40による任意方向の指定は、例えば前記操作部6を構成するトラックボールやキーボードの矢印キー等によって指示されるようになっている。

【0104】

図14に示す表示例では、前記指標断面40により、三次元の超音波画像の、超音波振動子9の挿入軸方向に対し鉛直方向のスライス位置が指定され、そして、このスライス位置に応じた三次元のスライス画像が前記第3画面39に表示されている表示例である。

【0105】

したがって、前記制御部21による制御によって、このような4画面表示部36を表示し、さらに前記したように任意方向のスライス画像を表示させるための前記指標断面40を設けたことで、三次元の超音波画像をより詳細に分析することが可能となる。

40

【0106】

尚、前記制御部21は、前記第4画面32に表示されている三次元の超音波画像上に、例えば生体組織の情報等のコメント41を表示するように制御することも可能である。

【0107】

また、前記制御部21は、図15の変形例に示すように、モニタ5の画面上において、前記第1画面37、前記第2画面38、前記第3画面39及び前記第4画面32を見やすい配置位置となるようにこれら4つの画面のレイアウトを替えるように前記4画面表示部

50

36を表示させても良い。

【0108】

図16及び図17は三次元の超音波画像表示モードの実行時において三次元の超音波画像上の観察部位の体積を計測可能な計測機能を説明するもので、図16は表示された三次元の超音波画像上の観察部位において3点を指定することで体積を計測するための表示例を示す図、図17は三次元の超音波画像上の観察部位の体積の計測を2回行えるようにした表示例を示す図である。

【0109】

前記超音波観測装置4は、前記三次元の超音波画像表示モードが実行された場合に、得られた二次元の音線データを用いて、表示されている三次元の超音波画像上の観察部位の体積を計測することも可能である。

10

【0110】

この場合、前記制御部21は、例えばモニタ5に三次元の超音波画像42を表示させるとともに、この超音波画像42上の観察部位42の、少なくとも3つの長さ(例えば、観察部位42aの縦距離A、横距離B及び奥行き距離C)を示す距離データを入力するための表示を行う。

【0111】

そして、術者は、前記操作部6を構成するキーボード等を用いて、それぞれに対応する距離データを入力する。

【0112】

前記制御部21は、前記演算部22により、入力された3つの距離データに基づき、前記表示されている三次元の超音波画像42における観察部位42aの体積を演算することでこの観察部位42aの体積を求め、例えば、超音波画像42上に表示させる。これにより、三次元の超音波画像上の観察部位の大きさを推定することができる。

20

【0113】

尚、本例では、三次元の超音波画像上の観察部位の体積の計測を、例えば図17に示すように2回行うことも可能であり、また必要であれば2回以上の体積の計測を行うように構成しても良い。この場合、前記制御部21は、複数回の観察部位の計測を行った場合には、それぞれの観察部位43a、43bの表示色を変えて表示させることも可能である。

【0114】

ところで、本発明の超音波診断装置1に用いられる超音波観測装置4は、通常の二次元の超音波画像を表示する際に、後述する機能を実行させることも可能である。このように設けられた前記機能について、図18から図21を参照しながら説明する。

30

【0115】

図18は通常の二次元の超音波画像の表示画面の表示例を示す図である。

図18に示すように、前記超音波観測装置4の前記制御部21は、通常の二次元の超音波画像表示モードが実行されている際に、例えば術者によるフリーズモード指示が前記操作部6によってなされた場合には、モニタ5の画面上に表示されている超音波画像38上にフリーズモードが実行中であることを示すフリーズ時刻表示部44を表示させる。

【0116】

このフリーズ時刻表示部44は、例えばフリーズがなされたときの時刻情報である。また、このフリーズ時刻表示部44は、フリーズ状態で表示されている超音波画像38に重ならない位置で表示されるようになっている。

40

【0117】

尚、前記フリーズ時刻表示部44が表示されているフリーズモード実行時には、前記制御部21は、随時、現在時刻を時刻表示部46によって更新するように制御している。

【0118】

また、前記制御部21は、図18に示すように、前記時刻表示部46の他に、患者のID番号及び患者名を表示する患者情報表示部45や、超音波画像38の観察部位の距離及

50

び面積の例えば4系統の計測結果を表示する計測表示部57を表示するように制御する。

【0119】

前記計測表示部57は、例えば、制御部21の前記演算部22によって、観察部位の距離及び面積が算出され、それらの例えば4系統の算出結果(計測結果)を表示している。

【0120】

図19は超音波観測装置の2画面表示モードを実行した場合の変形例を示す図である。前記2画面表示モードを実行した場合には、通常の超音波画像と三次元の超音波画像を表示した2画面表示部30を表示したが、本例では、図19に示すように、通常のライブ中の超音波画像と、前記制御部21内の図示しないメモリから読み出されて再生された再生画像とが表示される2画面表示部48を表示するようにしている。

10

【0121】

つまり、図19に示すように、前記超音波観測装置4の前記制御部21は、前記画像処理部20を制御することにより、通常の二次元の超音波画像(ラジアル超音波画像)が表示可能な第1画面48Aと、前記制御部21内の図示しないメモリから読み出されて再生された再生画像(再生超音波画像)が表示可能な第2画面49とを例えば左右の画面上に配置した2画面表示部48を、モニタ5の画面上に表示させている。

【0122】

この場合、前記制御部21は、前記第2画面49に表示されている再生画像上には、ライブ中の超音波画像とは異なるものであることを識別するための識別情報表示部49aを表示させている。この識別情報表示部49aは、例えば患者番号や患者氏名等の患者情報である。尚、前記識別情報表示部49aは、必要でない場合には、随時選択的に表示しないように制御することも可能である。

20

また、前記制御部21は、前記2画面表示部30の上側基端部に、患者番号や患者氏名を表示する患者情報表示部45を表示するようにしている。この患者情報表示部45は、術者の指示により、必要に応じて表示を抑制することが可能になっている(例えば、ボタン押下で患者番号を消去、次の操作で氏名を消去する等)。

【0123】

また、本例では、前記制御部21は、前記2画面表示モードを実行する際に、前記第1画面48Aと前記第2画面49とのそれぞれに表示する超音波画像のモードを選択するための選択メニュー表示50を表示させることが可能である。すなわち、術者によって前記操作部6を指示すると、前記制御部21は、前記2画面表示部48上に前記選択メニュー表示50を表示させる。

30

【0124】

この選択メニュー表示50は、第1画面48Aにおいて、ライブの他に前記機械走査式超音波プローブ3による超音波画像とBモードの超音波画像とのモードが選択可能であり、第2画面49において、再生画像の他に、前記電子走査式超音波プローブ2による超音波画像とフローモードの超音波画像とのモードが選択可能である。

【0125】

これにより、それぞれ異なるモードの超音波画像を前記2画面表示部48によって同時表示することができるので、超音波画像の分析を効果的に行うことができる。

40

【0126】

尚、前記したような2画面表示モードは、通常の二次元の超音波画像を表示する場合に限定されることはなく、前記した三次元の超音波画像を表示する場合にも適用可能である。また、本例の超音波観測装置4は、図示はしないが、前記操作部6を操作することにより、システム全体の各種設定を行うためのメニュー表示を行うことが可能である。

この場合、前記メニューには、前記超音波観測装置で使用される表示言語を設定する設定項目が設けられており、前記超音波観測装置4の前記制御部21を再起動しなくても、前記表示言語を切り替えて設定することができるようになっている。

【0127】

また、前記制御部21は、前記メニューを表示している場合に、この前記メニューの表

50

示画面の例えば下部に操作方法等のコメントをオンスクリーン表示することも可能である。さらに、前記制御部 21 は、モニタ調整用グレースケールをモニタ 5 の画面の一部に表示することも可能である。

【0128】

本装置は、親子画面（PinP：ピクチャーインピクチャー）機能を有しているが、こうしたメニューの表示時に、PinPの子画面が表示されていた場合、メニュー操作のじやまになるので、子画面を自動OFFするように制御している。

【0129】

尚、術者が前記メニュー等の表示画面を見ながら前記操作部 6 によって誤った操作を行った場合には、前記制御部 21 は、この操作状況に応じてエラーメッセージを表示させた後、前記操作方法等のコメントをオンスクリーン表示させるように制御する。このことにより、術者に正しい操作手順を告知させることが可能となる。

10

【0130】

また、前記制御部 21 は、モニタ 5 に表示されている超音波画像の他に、コメントやメニュー等のその他の表示については、自動的に所定時間経過後に消去するように制御することも可能である。

【0131】

また、図 20 は予め記憶されて読み出された超音波画像のサムネイル表示機能を説明するための表示画面の表示例を示す図である。

図 20 に示すように、前記超音波観測装置 4 の前記制御部 21 は、図示しないメモリ内に記憶されて読み出された超音波画像をサムネイル表示することが可能である。

20

具体的には、前記制御部 21 は、図示しないメモリに記憶されているホルダ等のツリー構造が表示される第 1 画面 52 とこの第 1 画面 52 に表示されているホルダ内のファイル番号が表示される第 2 画面 53 とを例えば画面の左右に配置される 2 画面表示 51 と、前記第 2 画面 53 上に表示されたファイル番号の再生超音波画像がサムネイル表示されるサムネイル表示部 54 とを表示させることが可能である。

【0132】

具体的には、前記制御部 21 は、前記サムネイル表示部 54 において、前記第 2 画面 53 上に表示されたファイル番号に基づく再生超音波画像を、例えばサムネイル表示部 54 a ~ 54 e によって連続して表示させる。これにより、再生超音波画像に基づく観察部位の変化を詳細に分析することができる。

30

【0133】

ところで、従来の超音波観測装置では、超音波プローブを交換する場合には、電源スイッチを押下することで完全に電源を落とし、そして、前記超音波プローブに交換後に、再度電源スイッチを押下して電源を投入していた。ところが、このような方法だと、電源が立ち上がるのが遅くなってしまふ。

【0134】

そこで、本発明の超音波診断装置 1 に用いられる超音波観測装置 4 は、図 21 に示すように、前記電子走査式超音波プローブ 2 及び前記機械走査式超音波プローブ 3 が接続される前記電子側コネクタ受け部 10 及び前記機械側コネクタ受け部 15 a に電源を供給するためのアクティブスイッチ 56 を、例えばフロントパネル上に設けている。

40

【0135】

このことにより超音波プローブの交換時に、電源スイッチ 55 を押下して電源を落とさなくても、前記アクティブスイッチ 56 を押下することにより、前記電子側コネクタ受け部 10 及び前記機械側コネクタ受け部 15 a までの電源投入がオフされる。

【0136】

そして、超音波プローブの交換後に、再度アクティブスイッチ 56 を押下することにより、即座に、前記電子側コネクタ受け部 10 及び前記機械側コネクタ受け部 15 a までの電源投入がオンされることで、超音波観測装置 4 を迅速に使用可能状態にすることが可能となる。また、このようなアクティブスイッチ 56 を設けたことにより、安心して超音波

50

プローブの交換を行うことも可能である。

【0137】

尚、前記アクティブスイッチ56は前記制御部21に電氣的に接続されており、この制御部21は、前記アクティブスイッチ56によるスイッチ操作に基づいて、前記電子用及び機械用送受信部16、17への電源供給のオン、オフを制御することになる。

【0138】

また、前記アクティブスイッチ56がオフ状態であり、超音波プローブの交換後、又はフリーズ状態においては、例えば、前記アクティブスイッチ56のオン操作を忘れてしまう虞れがある。

【0139】

そこで、本例では、前記制御部21は、超音波プローブの装着を確認後、又はフリーズボタンがオフである場合には、予め設定された所定時間後に自動的にアクティブスイッチ56をオンするように制御することも可能である。これにより、術者のアクティブスイッチ56のオン操作の押し忘れを防止して、迅速に超音波検査を行うことが可能となる。

【0140】

尚、本例の超音波観測装置4は、前記制御部21内の図示しないメモリ内に、超音波画像を記録することが可能である。

この場合、図示はしないが前記超音波観測装置4のフロントパネル上にLEDを設け、前記制御部21は、前記制御部21内の図示しないメモリに記憶する前記超音波画像データを記憶する場合には、前記LEDを点灯又は点滅させることにより、前記超音波画像データの書き込み中であることを術者に告知するように制御することが可能である。

【0141】

また、本例の前記超音波観測装置4は、超音波プローブが交換された場合には、交換された超音波プローブに基づく超音波画像を最適に表示するための改良が成されている。

【0142】

すなわち、超音波プローブは、種類に応じてオフセンター量が予め決められており、術者は、例えばメニューを表示させて、交換された超音波プローブに基づくオフセンター量を設定する。オフセンター量とは、超音波プローブにおいて、超音波振動子が大きいものだと、回転及び振動することによって回転軸からずれてしまうので、このずれを補正するためのデータである。

【0143】

したがって、前記制御部21は、設定された、超音波振動子プローブのオフセンター量に基づいて、前記信号処理部18により音線データを生成することにより、交換された超音波振動子プローブに基づく最適な超音波画像を生成し表示させることが可能となる。

【0144】

尚、前記超音波振動子プローブの種類毎の前記オフセンター量のデータは、予め前記制御部21内の図示しないメモリに格納しておき、前記制御部21は、接続された超音波振動子プローブの種類を検知し、必要な前記オフセンター量のデータを読み出して用いるように制御しても良い。

【0145】

また、超音波観測装置4は、超音波観測装置4で画像を生成する際、距離に応じて画像の明るさ(輝度)を術者が調整できるようにしている。その調整時、超音波振動子から最も近い位置と画面上で最も遠い位置の輝度のみを指定し中間を補間することで、設定を簡単にしている。

【0146】

本発明は、以上述べた実施の形態及び変形例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0147】

【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を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【図 2】図 1 の電子走査式超音波プローブにより得られる音線データを示す模式図。

【図 3】図 1 の機械走査式超音波プローブにより得られる音線データを示す模式図。

【図 4】図 2 の電子走査式超音波プローブとは異なる電子走査式超音波プローブにより得られる音線データを示す模式図。

【図 5】図 2 の電子走査式超音波プローブを用いた場合の円状の表示例を示す図。

【図 6】図 3 の機械走査式超音波プローブを用いた場合の扇状の表示例を示す図。

【図 7】電子走査式超音波プローブにより得られた全周囲の 1024 画素の音線データから 512 画素の音線データに基づく超音波画像の表示範囲を示す説明図。

【図 8】図 7 に示す音線データからモニタの画面上における表示用の画素位置の画素データを生成する座標変換処理を説明するための座標変換テーブル及びフレームメモリに対応した図。

【図 9】図 8 中の任意の音線データに基づく画素と座標変換する表示用の画素位置の画素とを拡大した説明図。

【図 10】図 1 の制御部による基本的な制御例を示すフローチャート。

【図 11】図 1 の超音波プローブの挿抜又はレンジの変更が行われた場合の制御部による制御例を示すフローチャート。

【図 12】三次元の超音波画像と二次元の超音波画像との 2 画面表示例を示す図。

【図 13】三次元の超音波画像と二次元の超音波画像との他の 2 画面表示例を示す図。

【図 14】三次元の超音波画像表示モードの他の表示例を示す図。

【図 15】図 14 の三次元超音波画像表示モードの変形例を示す図。

【図 16】表示された三次元の超音波画像上の観察部位において 3 点を指定することで体積を計測するための表示例を示す図。

【図 17】三次元の超音波画像上の観察部位の体積の計測を 2 回行えるようにした表示例を示す図。

【図 18】通常の二次元の超音波画像の表示画面の表示例を示す図。

【図 19】超音波観測装置の 2 画面表示モードを実行した場合の変形例を示す図。

【図 20】予め記憶されて読み出された超音波画像のサムネイル表示機能を説明するための表示画面の表示例を示す図。

【図 21】アクティブスイッチを設けた超音波観測装置の外観構成を示す構成斜視図。

【符号の説明】

【0148】

1 ... 超音波診断装置、

2 a ... 信号線、

2 ... 電子走査式超音波プローブ、

3 ... 機械走査式超音波プローブ、

4 ... 超音波観測装置、

5 ... モニタ、

6 ... 操作部、

7 ... 挿入部、

8 ... 操作部、

9 ... 超音波振動子、

9 a ... 振動素子、

10 ... 電子側コネクタ、

10 a ... 電子側コネクタ受け部、

11 ... 挿入部、

12 ... 操作部、

13 ... フレキシブルシャフト、

14 ... 超音波振動子、

15 ... 機械側コネクタ、

15 a ... 機械側コネクタ受け部、

10

20

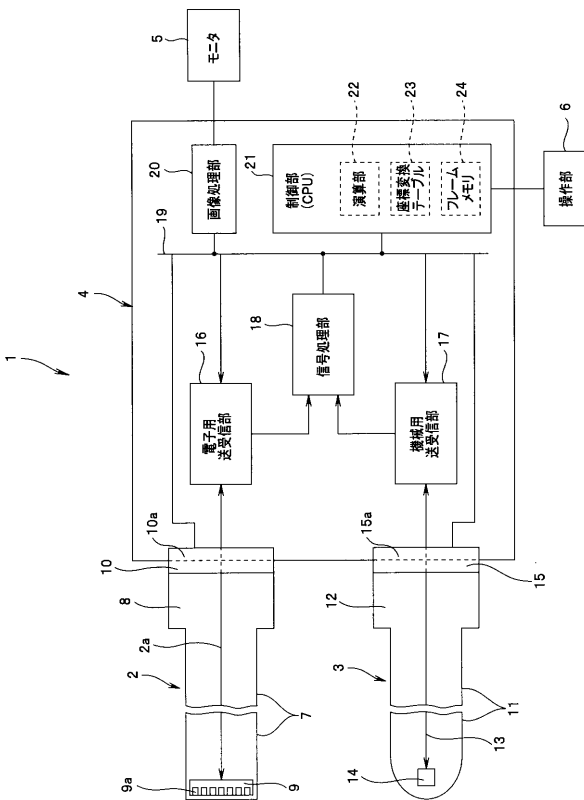
30

40

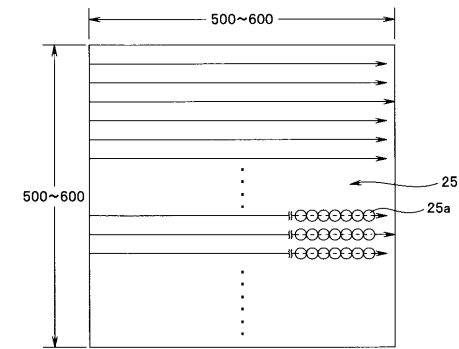
50

- 16 ... 電子用送受信部、
- 17 ... 機械用送受信部、
- 18 ... 信号処理部、
- 19 ... バス、
- 20 ... 画像処理部、
- 21 ... 制御部 (CPU)、
- 22 ... 演算部、
- 23 ... 座標変換テーブル、
- 24 ... フレームメモリ、
- 24 a、25 a、26 a ... 画素データ、
- 25、26 ... 音線データ。

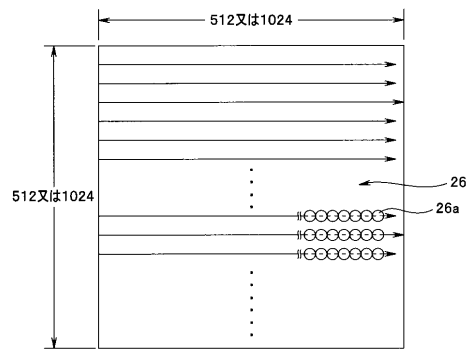
【図1】



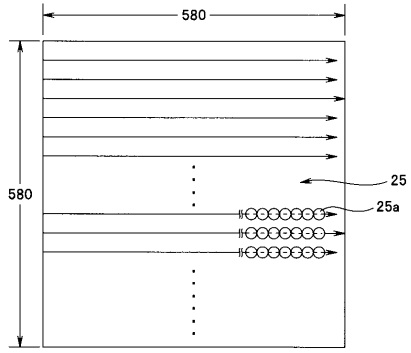
【図2】



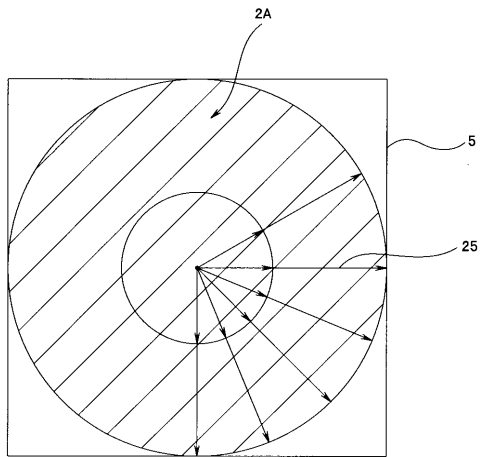
【図3】



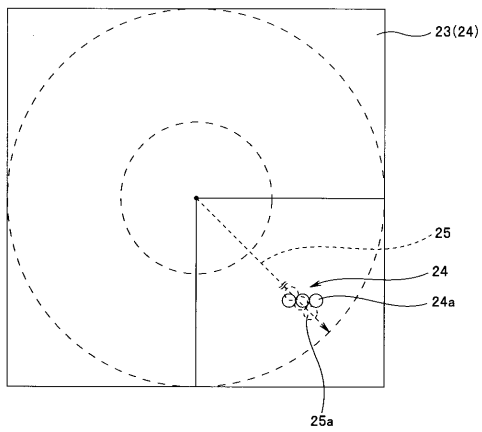
【 図 4 】



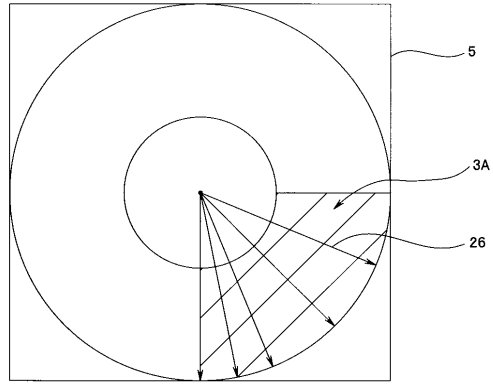
【 図 5 】



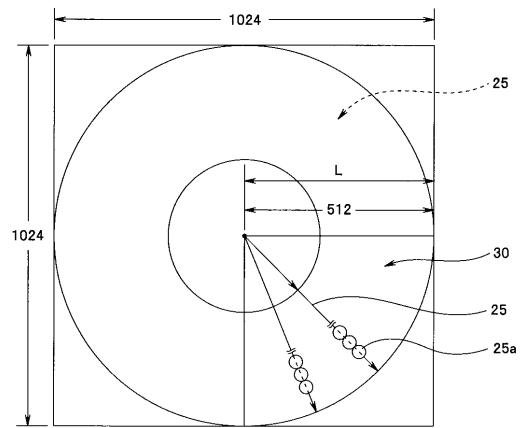
【 図 8 】



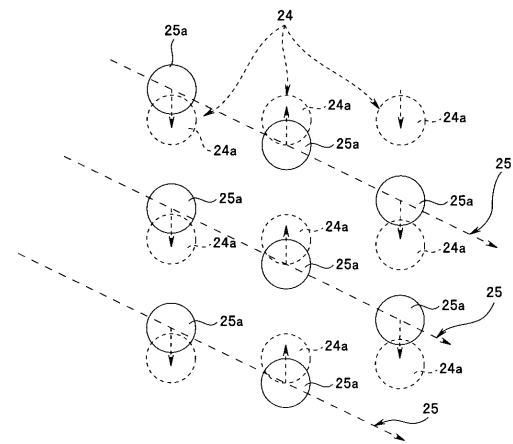
【 図 6 】



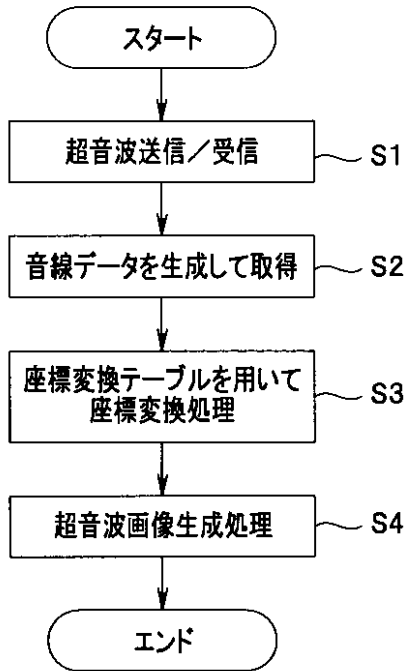
【 図 7 】



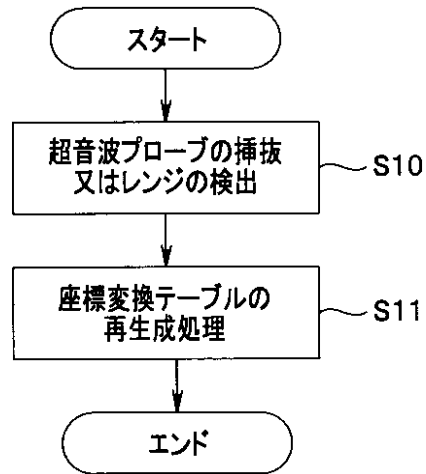
【 図 9 】



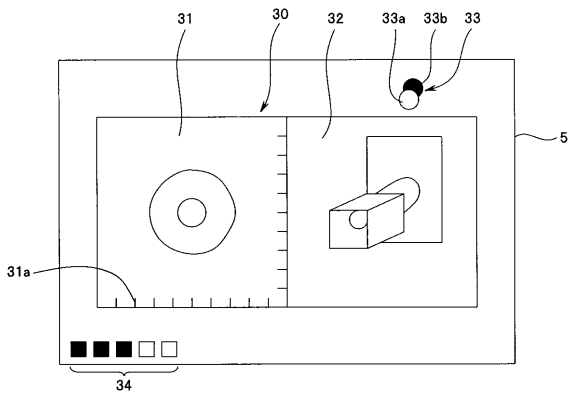
【図10】



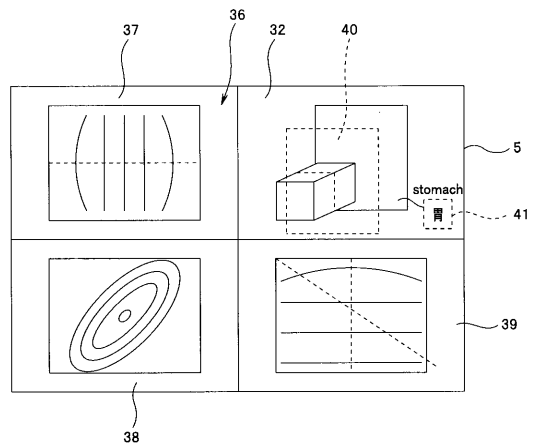
【図11】



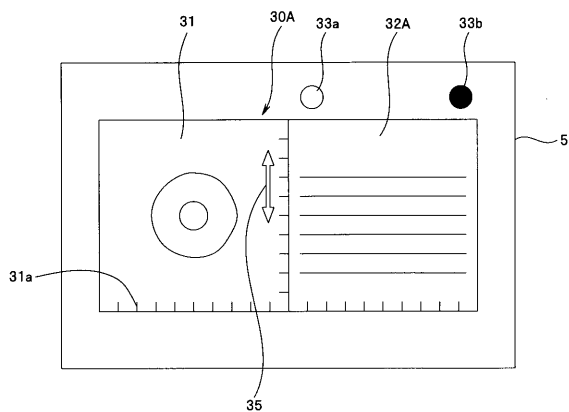
【図12】



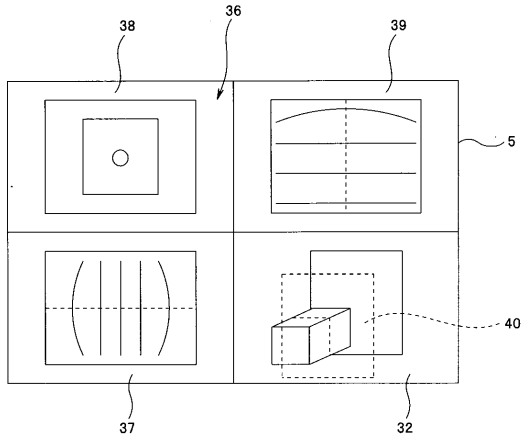
【図14】



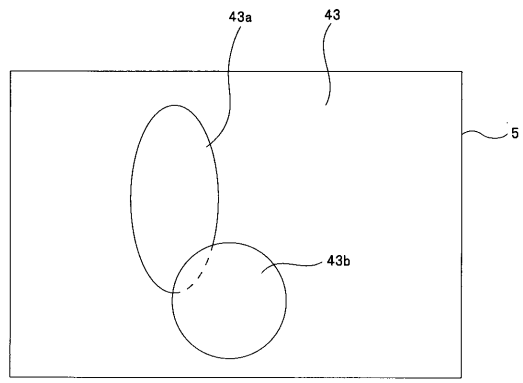
【図13】



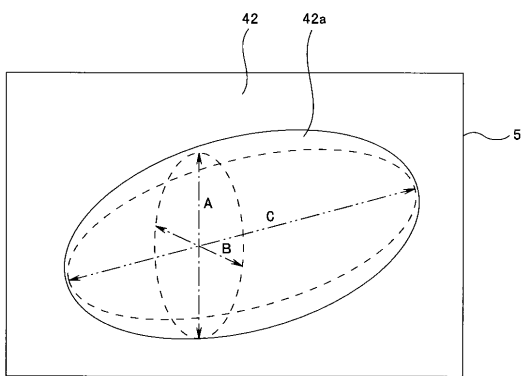
【図15】



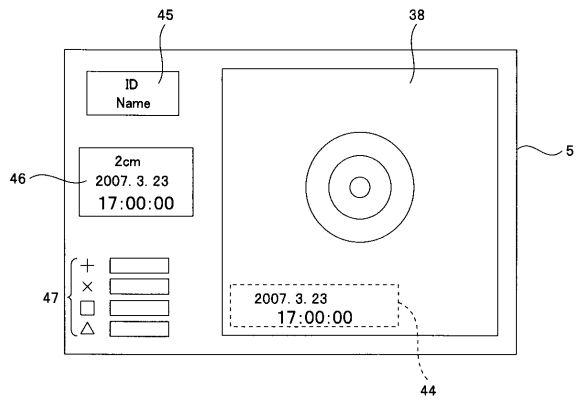
【図17】



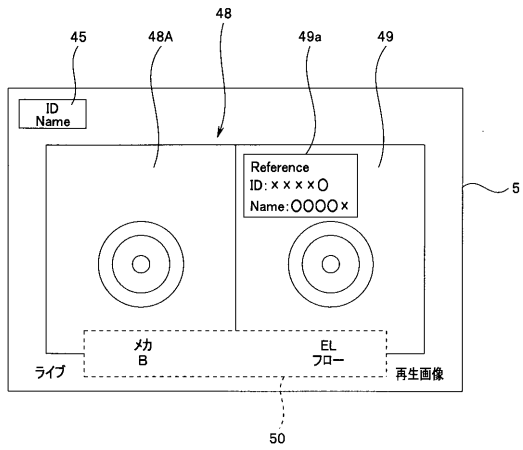
【図16】



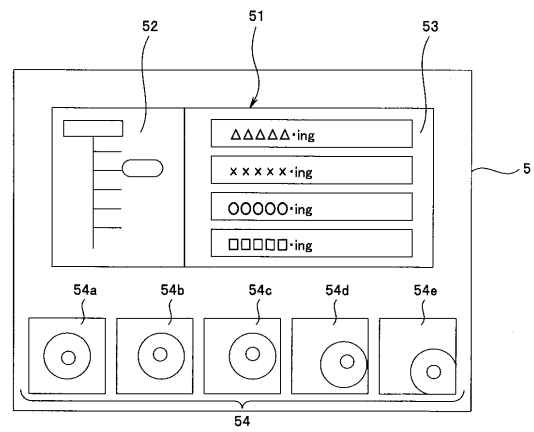
【図18】



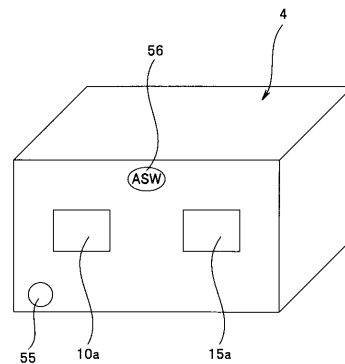
【図19】



【図20】



【図21】



专利名称(译)	超声波观察装置和使用该超声波观察装置的超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008245788A</a>	公开(公告)日	2008-10-16
申请号	JP2007089014	申请日	2007-03-29
[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	市川純一		
发明人	市川 純一		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4438 A61B8/4477 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB15 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/FE02 4C601/JC02 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK01 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK22 4C601/KK26 4C601/KK29 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/KK35 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL09		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够重新生成与超声波探头的类型或范围相对应的坐标转换表的超声波观察装置以及使用该超声波观察装置的超声波诊断装置。超声波观察装置（4）根据由可移动电子扫描超声波探头（2）和可移动机械扫描超声波探头（3）获得的每个声线数据生成超声波图像。坐标转换表23用于从由电子扫描超声波探头2和机械扫描超声波探头3以及电子扫描超声波探头获得的声线数据中生成用于显示的像素位置的图像数据。如图2所示，或者检测机械扫描超声波探头3的种类或范围，根据检测出的电子扫描超声波探头2或机械扫描超声波探头3的种类或范围，生成坐标变换表23。它具有执行生成处理以便再次执行该处理的控制单元21。[选型图]图1

