

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4960013号

(P4960013)

(45) 発行日 平成24年6月27日 (2012. 6. 27)

(24) 登録日 平成24年3月30日 (2012. 3. 30)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006. 01)
G 0 6 T 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00
 G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 13 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2006-145131 (P2006-145131)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年5月25日 (2006. 5. 25)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-312980 (P2007-312980A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年12月6日 (2007. 12. 6)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年5月21日 (2009. 5. 21)		東芝メディカルシステムズ株式会社
前置審査			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	佐々木 琢也
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社 本社内
		審査官	宮澤 浩
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

3次元領域に対して複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体からの反射波を前記複数の超音波振動子で変換して得られた受信信号に基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて前記複数の超音波振動子の配列面の面積と略同一の面積であり、前記複数の超音波振動子の配列面にほぼ平行関係にある断面のCモード画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記複数の超音波振動子の中の各超音波振動子の位置に一致する、前記断面上の複数の領域の中の領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かを判定する領域判定手段と、

前記領域判定手段による領域判定結果に基づいて、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に関する情報である領域情報を検知する領域情報検知手段と、

前記領域情報を表示装置に表示させる表示制御手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像データ生成手段は、前記Cモード画像データとして、前記複数の超音波振動子の配列面の面積と略同一の面積となる深さの断面のCモード画像データを生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】

前記領域情報に含まれる、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域の数に対応する超音波振動子の数と、予め設定された少なくとも1つ以上の所定の振動子数基準値とを比較して判定する比較判定手段をさらに備え、

前記表示制御手段は、前記比較判定手段による比較判定結果に応じた指示情報をさらに表示させることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記比較判定手段による比較判定結果に応じた指示情報には、前記比較判定手段による比較判定結果に応じた所定の数値情報、または、前記比較判定手段による比較判定結果に応じた所定の色調が含まれることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

予め設定された複数の所定の振動子数基準値には、少なくとも、第1の振動子数基準値と第2の振動子数基準値が含まれており、

前記比較判定手段は、

前記超音波振動子の数が前記第1の振動子数基準値よりも小さいか否かを判定し、前記超音波振動子の数が前記第1の振動子数基準値より大きいと判定された場合、前記超音波振動子の数が前記第2の振動子数基準値よりも小さいか否かを判定することを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記領域判定手段による領域判定結果に基づいて、予め設定された所定の基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に対応する前記超音波振動子の位置を示す位置情報を生成する位置情報生成手段をさらに備え、

前記表示制御手段は、前記位置情報生成手段により生成された前記位置情報をさらに表示させることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記領域判定手段による領域判定結果、または前記領域情報に応じて超音波の送受信条件を変更する変更手段をさらに備えることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記領域判定手段による領域判定結果、または前記領域情報に応じて超音波の送受信条件を変更するとの指示データを取得したか否かを判定するデータ取得判定手段をさらに備え、

前記データ取得判定手段により前記指示データを取得したと判定された場合、前記変更手段は、前記領域判定手段による領域判定結果、前記領域情報に応じて超音波の送受信条件を変更することを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記領域判定手段による領域判定結果、前記領域情報、または前記比較判定手段による比較判定結果に応じて超音波の送受信条件を変更する変更手段をさらに備えることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記領域判定手段による領域判定結果、前記領域情報、または前記比較判定手段による比較判定結果に応じて超音波の送受信条件を変更するとの指示データを取得したか否かを判定するデータ取得判定手段をさらに備え、

前記データ取得判定手段により前記指示データを取得したと判定された場合、前記変更手段は、前記領域判定手段による領域判定結果、前記領域情報、または前記比較判定手段による比較判定結果に応じて超音波の送受信条件を変更することを特徴とする請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記表示制御手段は、前記Cモード画像データに基づくCモード画像をさらに表示させることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

10

20

30

40

50

前記Cモード画像データを第1の画像データとすると、前記受信信号に基づいて、前記第1の画像データと異なる断面の第2の画像データを生成する第2の画像データ生成手段と、

前記第1の画像データに基づく画像と前記第2の画像データに基づく画像との位置関係を示すマーカを生成するマーカ生成手段をさらに備え、

前記表示制御手段は、さらに、前記マーカを表示させることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項13】

3次元領域に対して複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体からの反射波を前記複数の超音波振動子で変換して得られた受信信号に基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて前記複数の超音波振動子の配列面の面積と略同一の面積であり、前記複数の超音波振動子の配列面にほぼ平行関係にある断面のCモード画像データを生成する画像データ生成ステップと、

10

前記複数の超音波振動子の中の各超音波振動子の位置に一致する、前記断面上の複数の領域の中の領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かを判定する領域判定ステップと、

前記領域判定ステップの処理による領域判定結果に基づいて、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に関する情報である領域情報を検知する領域情報検知ステップと、

前記領域情報を表示装置に表示させる表示ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする超音波診断装置の画像処理プログラム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置およびその画像処理プログラムに係り、特に、データ収集を簡便に行うことができるようにした超音波診断装置およびその画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波パルスを患者（以下、「被検体」という。）に照射して断層画像と血流情報をリアルタイムで表示することが可能な超音波診断装置が提案されている。

30

【0003】

これまでの超音波診断装置においては、一般に、1次元にアレイ配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブを用いて2次元の断層画像データを収集して表示する方法が提案されていたが、最近では、2次元にマトリクス配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブを用いて3次元の領域にわたり複数の2次元の断層画像データを収集し、収集した複数の2次元の断層画像データに基づいて3次元の画像データを再構成して表示する方法が提案されている。

【0004】

ところで、3次元の領域にわたり複数の2次元の断層画像データを収集して3次元の画像を表示する方法を用いる場合、高画質な3次元の画像を表示するためには、3次元の領域にわたり広く、かつ、均一にデータを収集しなければならない。

40

【0005】

しかし、図1に示されるように、例えば医師や技師など（以下、「オペレータ」という。）が心臓Sを観察する場合、対象部位である心臓Sの周囲には肋骨Lなどの音響的な障害物が存在する。肋骨Lなどの音響的な障害物が存在しているにもかかわらず超音波を走査してしまうと、生成される画像にノイズやゴーストなどが発生してしまう。

【0006】

そこで、肋骨などの音響的な障害物の存在下において超音波を走査した場合であっても、3次元の領域で広く、かつ、均一にデータを収集することができるように、超音波プロ

50

ープから送出する超音波パルスの偏向角に合わせて超音波プローブの超音波送受波のときの口径の大きさを制御する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【0007】

特許文献1に提案されている方法によれば、送出する超音波の振り角の変化に応じて超音波プローブの超音波送受波チャンネル数を変化させ、超音波ビームを振らないときの偏向ビームの口径と超音波ビームを振ったときの口径とをほぼ等しくするように超音波プローブの超音波送受波チャンネルを変化させることができる。これにより、スキャンによる画質を均一にすることができるとともに、ノイズやゴーストが増大しない画像データを生成することができる。

【0008】

また、超音波プローブを構成する多数の振動素子のうち、連続した任意の個数の振動素子を順次移動させて適宜駆動する方法が提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【0009】

特許文献2に提案されている方法によれば、超音波ビームが肋骨や肺などを避けるように発生されるようにしたので、肋骨や肺などの影響を最小化することができる。

【特許文献1】特開平5-154146号公報

【特許文献2】特開平6-189号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

ところで、例えばオペレータが心臓を観察する場合、超音波プローブと対象部位との間に音響的な障害物の1つである肋骨が存在すると、肋骨表面近傍では音響インピーダンスが大きく異なるため、肋骨表面近傍において超音波がほとんど反射されてしまう。これにより、肋骨内部よりも深い部位に超音波が伝播しなくなってしまう、その結果、肋骨内部よりも深い部位からの反射波を受波することができなくなってしまう。換言すれば、肋骨内部よりも深い部位の画像を生成して表示することができなくなってしまう。

【0011】

図2は、超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物がある状態で超音波を走査した場合に生成・表示される3次元の画像の表示例を表している。

【0012】

図2に示されるように、肋骨と肋骨の間（以下、「肋間」という。）で輝度が高くなって白く表示される一方、肋骨の後方で輝度が低くなって黒く表示されてしまう。これは、肋骨よりも深い部位の画像を生成することができず、画像として表示することができなかったことを示している。そのため、オペレータは、被検体の対象部位を正確に診断することができなくなってしまう。

【0013】

そこで、オペレータは、超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物が極力少ない状態で超音波を走査させることができるように、図2に示されるような表示画面を見ながら、超音波プローブを被検体の体表面において繰り返し手動で煽って操作する必要がある。

【0014】

ところが、特許文献1と特許文献2に提案されている方法では、オペレータが超音波プローブを煽った結果、最終的に肋骨などの音響的な障害物がある状態で超音波を走査させなければならない状況下において、音響的な障害物の影響を抑制した画像を生成することはできるが、そもそも、データ収集中に超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物があるか否かを示す情報を表示することはできず、オペレータは、データ収集中に超音波プローブと対象部位との間に音響的な障害物があるか否かを確認することは困難であるという課題があった。

【0015】

そのため、オペレータは、依然として、表示画面を見ながら、超音波プローブを被検体

10

20

30

40

50

の体表面において繰り返し手動で操作しなければならず、データ収集に多くの時間がかかってしまうだけでなく、このような操作はオペレータにとって煩わしいという課題があった。

【0016】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたものであり、超音波プローブを用いてデータ収集を簡便に行うことができる超音波診断装置およびその画像処理プログラム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】

【0017】

本発明の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、3次元領域に対して複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体からの反射波を複数の超音波振動子で変換して得られた受信信号に基づいてボリュームデータを生成し、ボリュームデータに基づいて複数の超音波振動子の配列面の面積と略同一の面積であり、複数の超音波振動子の配列面にほぼ平行関係にある断面のCモード画像データを生成する画像データ生成手段と、複数の超音波振動子の中の各超音波振動子の位置に一致する、断面上の複数の領域の中の領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かを判定する領域判定手段と、領域判定手段による領域判定結果に基づいて、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に関する情報である領域情報を検知する領域情報検知手段と、領域情報を表示装置に表示させる表示制御手段と、を備えることを特徴とする。

【0018】

本発明の超音波診断装置の画像処理プログラムは、上述した課題を解決するために、3次元領域に対して複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体からの反射波を複数の超音波振動子で変換して得られた受信信号に基づいてボリュームデータを生成し、ボリュームデータに基づいて複数の超音波振動子の配列面の面積と略同一の面積であり、複数の超音波振動子の配列面にほぼ平行関係にある断面のCモード画像データを生成する画像データ生成ステップと、複数の超音波振動子の中の各超音波振動子の位置に一致する、断面上の複数の領域の中の領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かを判定する領域判定ステップと、領域判定ステップの処理による領域判定結果に基づいて、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に関する情報である領域情報を検知する領域情報検知ステップと、領域情報を表示装置に表示させる表示ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

【0019】

本発明の超音波診断装置においては、3次元領域に対して複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体からの反射波を複数の超音波振動子で変換して得られた受信信号に基づいてボリュームデータが生成され、ボリュームデータに基づいて複数の超音波振動子の配列面の面積と略同一の面積であり、複数の超音波振動子の配列面にほぼ平行関係にある断面のCモード画像データが生成され、複数の超音波振動子の中の各超音波振動子の位置に一致する、断面上の複数の領域の中の領域ごとに予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かが判定され、領域判定結果に基づいて予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に関する情報である領域情報が検知され、領域情報が表示される。

【0020】

本発明の超音波診断装置の画像処理プログラムにおいては、3次元領域に対して複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体からの反射波を複数の超音波振動子で変換して得られた受信信号に基づいてボリュームデータが生成され、ボリュームデータに基づいて複数の超音波振動子の配列面の面積と略同一の面積であり、複数の超音波振動子の配列面にほぼ平行関係にある断面のCモード画像データが生成され、複数の超音波振動子の中の各超音波振動子の位置に一致する、断面上の複数の領域の中の領域ごとに予め

設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かが判定され、領域判定結果に基づいて予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に関する情報である領域情報が検知され、領域情報が表示される。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、超音波プローブを用いてデータ収集を簡便に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0023】

図3は、本発明を適用した超音波診断装置1の内部の構成を表している。

【0024】

超音波診断装置1は、本体11、その本体11に電気ケーブルを介して接続されている超音波プローブ12、入力部13、および表示部14により構成される。

【0025】

図3に示されるように、超音波診断装置1の本体11は、制御部21、送信部22、受信部23、画像データ生成部24、記憶部25、画像再構成部26、マーカー生成部27、領域判定部28、算出部29、信号強度マップ生成部30、比較判定部31、送受信条件変更部32、入力データ取得判定部33、およびDSC (Digital Scan Converter) 34により構成される。

【0026】

なお、制御部21、送信部22、受信部23、画像データ生成部24、記憶部25、画像再構成部26、マーカー生成部27、領域判定部28、算出部29、信号強度マップ30、比較判定部31、送受信条件変更部32、入力データ取得判定部33、およびDSC 34は、超音波診断装置1の本体11内においてバスにより相互に接続されている。

【0027】

制御部21は、CPU (Central Processing Unit) またはMPU (Micro Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、およびRAM (Random Access Memory) などからなり、CPUは、ROMに記憶されているプログラムまたは記憶部25からRAMにロードされた各種のアプリケーションプログラムに従って各種の処理を実行するとともに、種々の制御信号を生成し、各部に供給することにより超音波診断装置1の駆動を総括的に制御する。

【0028】

送信部22は、レートパルス発生器、送信遅延回路、およびパルサ（いずれも図示せず）からなり、レートパルス発生器は、制御部21から供給された制御信号に基づいて、被検体の内部に入射する超音波パルスのパルス繰り返し周波数を決定するレートパルスを発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、送信時における超音波ビームの焦点位置や偏向角度を設定するための遅延回路であり、制御部21から供給される制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルサに供給する。さらに、パルサは、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成する駆動回路であり、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ12に出力する。

【0029】

なお、送信部22は、制御部21の指示に従い、レートパルスに付加する遅延時間や送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更することができる。特に、送信駆動電圧を瞬時に変更できるように、送信部22には、例えばリニアアンプ型の発信回路、あるいは、複数の電源ユニットを電氣的に切り替え可能な回路などが設けられる。

【0030】

受信部 23 は、プリアンプ、A/D 変換器、受信遅延回路、および加算器（いずれも図示せず）などからなり、プリアンプは、超音波プローブ 12 から被検体に入射された超音波パルスの反射波に基づく受信信号を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を A/D 変換器に供給する。A/D 変換器は、プリアンプから供給された受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、受信遅延回路に供給する。

【0031】

受信遅延回路は、制御部 21 から供給される制御信号に基づいて、A/D 変換器から供給された A/D 変換後の受信信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間（各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間）を与え、加算器に供給する。加算器は、受信遅延回路から供給された各超音波振動子からの受信信号を加算し、加算された受信信号を画像データ生成部 24 と記憶部 25 に供給する。なお、加算器の加算により受信信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

10

【0032】

画像データ生成部 24 は、B モード処理部 35 とドプラモード処理部 36 により構成される。B モード処理部 35 は、対数増幅器、包絡線検波回路、および TGC (Time Gain Control) 回路（いずれも図示せず）などからなり、制御部 21 から供給された制御信号に基づいて、以下の処理を行う。

【0033】

すなわち、B モード処理部 35 の対数増幅器は、受信部 23 から供給された受信信号を対数増幅し、対数増幅された受信信号を包絡線検波回路に供給する。包絡線検波回路は、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出するための回路であり、対数増幅器から供給された受信信号について包絡線を検波し、検波された受信信号を TGC 回路に供給する。TGC 回路は、包絡線検波回路から供給された受信信号の強度を最終的な画像の輝度が均一になるように調整し、調整後の B モード画像データを記憶部 25 に供給する。B モード画像データは DSC 34 を介して表示部 14 に供給され、その後、受信信号の強度を輝度により表した B モード画像として表示される。

20

【0034】

ドプラモード処理部 36 は、基準信号発生器、 $\pi/2$ 位相器、ミキサ、LPF (Low Pass Filter)、ドプラ信号記憶回路、FFT (Fast Fourier Transform) 分析器、および演算器（いずれも図示せず）などからなり、受信部 23 から供給された受信信号について主に直交位相検波と FFT 分析が行われ、生成されたドプラモード画像データを記憶部 25 に供給する。ドプラモード画像データは DSC 34 を介して表示部 14 に供給され、その後、平均速度画像、分散画像、パワー画像などを組み合わせたドプラモード画像として表示される。

30

【0035】

記憶部 25 は、画像データ生成部 24 の B モード処理部 35 とドプラモード処理部 36 から供給された B モード画像データとドプラモード画像データを取得し、取得された B モード画像データとドプラモード画像データを記憶するとともに、適宜、超音波診断装置 1 の各部に供給する。

40

【0036】

また、記憶部 25 は、受信部 23 から供給された出力信号（RF 信号）などの RAW データ、画像再構成部 26 から供給されたボリュームデータあるいは再構成された種々の画像データ、図示せぬネットワークを介して取得された画像データなどを適宜記憶し、必要に応じて各部に供給する。記憶部 25 は、各種のデータを適宜記憶し、必要に応じて各部に供給する。

【0037】

画像再構成部 26 は、制御部 21 の制御に従い、記憶部 25 に記憶されている B モード画像データとドプラモード画像データを読み出し、読み出された B モード画像データとドプラモード画像データを共通の座標軸をもつボリュームデータに変換するとともに、変換

50

された後のボリュームデータを記憶部 25 に供給する。画像再構成部 26 は、ボリュームデータに基づいて再構成することにより所定の位置の 2 次元の断層画像データを生成し、生成された所定の位置の 2 次元の断層画像データを記憶部 25 に供給する。

【0038】

また、画像再構成部 26 は、ボリュームデータに基づいて再構成することにより 3 次元の画像データを生成し、生成された 3 次元の画像データを記憶部 25 に供給する。

【0039】

マーカ生成部 27 は、制御部 21 の制御に従い、記憶部 26 に記憶されている所定の位置の 2 次元の断層画像データに基づく断層画像と 3 次元の画像データに基づく 3 次元画像などを読み出し、読み出された所定の位置の 2 次元の断層画像データに基づく断層画像と 3 次元の画像データに基づく 3 次元画像などに基づいて、これらの相互の空間的な位置関係を示すマーカを生成し、生成されたマーカを D S C 34 に供給する。

10

【0040】

領域判定部 28 は、制御部 21 の制御に従い、記憶部 25 に記憶されている所定の位置の 2 次元の断層画像データと予め設定された所定の信号強度基準値を読み出し、読み出された所定の位置の 2 次元の断層画像データと予め設定された所定の信号強度基準値に基づいて、超音波プローブ 12 に設けられた超音波振動子の位置に対応する領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かを逐次判定するとともに、領域判定結果を記憶部 25 に供給する。領域判定部 28 は、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域である場合、領域判定指示信号を生成し、生成された領域判定指示信号を算出部 29 に供給する。領域判定指示信号には、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域である旨の判定結果に関するデータが含まれている。

20

【0041】

算出部 29 は、制御部 21 の制御に従い、領域判定部 28 から逐次供給された領域判定指示信号に基づいて、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域の数に対応する超音波振動子の数を逐次加算することにより算出するとともに、算出結果を記憶部 25 と比較判定部 31 に供給する。

【0042】

信号強度マップ生成部 30 は、制御部 21 の制御に従い、記憶部 25 に記憶されている領域判定結果に基づいて、予め設定された所定の基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に対応する超音波振動子の位置を示す位置情報である信号強度マップを生成し、生成された信号強度マップを D S C 34 に供給する。

30

【0043】

比較判定部 31 は、制御部 21 の制御に従い、算出部 29 から供給された算出結果を取得するとともに、記憶部 25 に記憶されている予め設定された複数の所定の振動子数基準値を読み出し、取得された算出結果と読み出された予め設定された複数の所定の振動子数基準値とを比較して判定し、比較判定結果を記憶部 25 に供給する。比較判定部 31 は、比較判定結果に基づいて比較判定指示信号を生成し、生成された比較判定指示信号を制御部 21 に供給する。比較判定指示信号には、比較判定結果に関するデータが含まれている。

40

【0044】

送受信条件変更部 32 は、制御部 21 の制御に従い、記憶部 25 に記憶されている比較判定結果を読み出し、読み出された比較判定結果に応じて、超音波プローブ 12 から超音波を送受信するときの駆動電圧条件などの送受信条件を変更するとともに、送受信条件変更指示信号を生成し、生成された送受信条件変更指示信号を制御部 21 に供給する。

【0045】

入力データ取得判定部 33 は、オペレータが入力部 13 を操作することにより入力された種々のデータを取得し、取得された種々のデータを各部に適宜供給するとともに、取得された種々のデータに基づいて、超音波送受信条件を変更するとの変更指示データが取得

50

されたか否かを判定する。入力データ取得判定部 33 は、超音波送受信条件を変更するとの変更指示データが取得された場合、超音波送受信条件を変更するとの変更指示データが取得されたことを示す変更指示データ取得指示信号を生成し、生成された変更指示データ取得指示信号を制御部 21 に供給する。

【0046】

DSC34 は、記憶部 25 から供給された B モード画像データとドプラモード画像データ、所定の位置の 2 次元の断層画像データ、および 3 次元の画像データなどを取得し、取得された B モード画像データとドプラモード画像データ、所定の位置の 2 次元の断層画像データ、および 3 次元の画像データなどを、超音波スキャンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部 14 に供給する。

10

【0047】

また、超音波プローブ 12 は、本体 11 に電気ケーブルを介して接続されており、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行う超音波トランスジューサであり、1 次元にアレイ配列あるいは 2 次元にマトリクス配列された微小な超音波振動子をその先端部分に有している。この超音波振動子は圧電振動子としての電気音響変換素子である。超音波振動子の前方には、超音波を効率よく伝播させるための整合層が設けられ、超音波振動子の後方には、後方への超音波の伝播を防止するバックリング材が設けられる。

【0048】

超音波プローブ 12 は、送信時には本体 11 の送信部 22 から入射された電気パルスを超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体 11 に出力する。なお、被検体内に送信された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射される。また、送信された超音波が、移動している血流や心臓壁などの表面で反射されると、ドプラ効果により周波数偏移を受ける。

20

【0049】

入力部 13 は、電気ケーブルを介して本体 11 と接続され、操作パネル上にオペレータの種々の指示を入力するための表示パネル（図示せず）、トラックボール、種々の操作スイッチ、種々のボタン、マウス、およびキーボードなどの入力デバイスを有しており、患者情報、計測パラメータ、物理パラメータ、テンプレートサイズ、および、画像再構成部 28 において行われる演算処理の演算条件や、時相や格子間隔などをオペレータが入力するために用いられる。

30

【0050】

表示部 14 は、ケーブルを介して本体 11 の DSC34 と接続され、図示せぬ LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) が設けられており、超音波スキャンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換された DSC からの B モード画像データとドプラモード画像データや 3 次元画像データなどを取得し、取得された B モード画像データに基づく画像とドプラモード画像データに基づく画像や 3 次元画像データに基づく画像などを図示せぬ LCD や CRT に表示する。

【0051】

40

ところで、超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物がある状態で超音波を走査すると、肋骨内部よりも深い部位の画像を生成して表示することができなくなり、その結果、肋骨の後方では輝度が低くなって黒く表示されてしまう。これにより、肋間での輝度値（信号強度）は、肋骨の後方での輝度値（信号強度）よりも相対的に小さくなると考えられる。

【0052】

そこで、例えば、ボリュームデータから任意の位置の 2 次元の断層画像を表示する MPR (multi-planar reconstruction) 表示法などを用いて、超音波プローブ 12 に設けられた複数の超音波振動子により形成される超音波振動子面に対してほぼ平行な所定の深さの断面画像データを生成し、生成された所定の深さの断面画像データに基づいて断面上の

50

信号強度が所定の基準値よりも大きいかな否かを判定する。これにより、超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物がどのくらいあるかな否かを判定することが可能であり、また、超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物の量に関する情報（以下、「音響開口関連情報」という。）を表示することが可能である。従って、オペレータは、操作している超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物がどのくらいあるかな否かを知らることができる。以下、この判定方法を用いた音響開口関連情報表示処理の詳細について説明する。

【0053】

図4のフローチャートを参照して、図3の超音波診断装置1における音響開口関連情報表示処理について説明する。

10

【0054】

ステップS1において、制御部21は、オペレータが入力部13に設けられた図示せぬ音響開口関連情報表示処理開始ボタンを操作することにより、音響開口関連情報表示処理を開始するとその指示がなされたかな否かを判定し、音響開口関連情報表示処理を開始するとその指示がなされたかと判定するまで待機する。

【0055】

ステップS2において、画像データ生成部24は、複数の2次元の断層画像データを生成する。具体的には、以下のようにして複数の2次元の断層画像データが生成される。

【0056】

送信部22は、制御部21から供給された送信制御信号に基づいて、超音波ビームを被検体に送信する。すなわち、送信部22のレートパルス器は、制御部21から供給された送信制御信号に基づいて、被検体の内部に入射する超音波パルスのパルス繰り返し周波数が所定のパルス繰り返し周波数になるように決定するレートパルスを発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、制御部21から供給される送信制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度（ θ_1 ）となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルサに供給する。さらに、パルサは、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ12に出力する。超音波プローブ12は、送信部22から入力された高圧パルス（電気パルス）を超音波パルスに変換し、変換された超音波パルスを被検体に送信する。被検体内に送信された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体P内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射される。

20

30

【0057】

超音波プローブ12は、被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体11に出力する。受信部23は、制御部21から供給された受信制御信号に基づいて、超音波プローブ12から入力された受信信号を増幅し、所定の遅延時間を付加して、画像データ生成部24のBモード処理部35とドプラモード処理部36に供給する。すなわち、受信部23のプリアンプは、超音波プローブ12から被検体に入力された超音波の反射波に基づく受信信号を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号をA/D変換器に供給する。A/D変換器は、プリアンプから供給された受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、受信遅延回路に供給する。

40

【0058】

受信遅延回路は、制御部21から供給される受信制御信号に基づいて、A/D変換器から供給されたA/D変換後の受信信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間（各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間）を与え、加算器に供給する。加算器は、受信遅延回路から供給された各超音波振動子からの受信信号を加算し、加算された受信信号をBモード処理部35とドプラモード処理部36に供給する。

【0059】

Bモード処理部35とドプラモード処理部36は、受信部23から供給された受信信号

50

に種々の処理を施し、 $\theta 1$ 方向のBモード画像データとドプラモード画像データをそれぞれ生成し、記憶部25に供給する。記憶部25は、Bモード処理部35とドプラモード処理部36から供給された $\theta 1$ 方向のBモード画像データとドプラモード画像データを取得し、取得された $\theta 1$ 方向のBモード画像データとドプラモード画像データを記憶する。

【0060】

次に、超音波の送受信方向を $\Delta \theta$ ずつ順次更新させながら $[\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta]$ まで変更してN方向の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する。このとき、制御部21は、その制御信号によって送信部22の送信遅延回路と受信遅延回路の遅延時間を、所定の超音波送受信方向に対応させて順次切り替えさせながら、 $[\theta 1 + \Delta \theta]$ 乃至 $[\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta]$ 方向のBモード画像データとドプラモード画像データの各々を生成させる。

10

【0061】

また、記憶部25は、生成された $[\theta 1 + \Delta \theta]$ 乃至 $[\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta]$ 方向のBモード画像データとドプラモード画像データを、すでに記憶されている $\theta 1$ 方向のBモード画像データとドプラモード画像データとともに、所定の時相の2次元のBモード画像データとドプラモード画像データとして記憶する。

【0062】

このようにして、所定の時相の1枚の2次元のBモード画像データとドプラモード画像データを生成し、記憶することができる。

【0063】

20

次に、空間的に異なる条件で同様の操作を行うことにより、複数の2次元の断層画像データ（2次元のBモード画像データとドプラモード画像データ）により構成される3次元の領域にわたる断層画像データを収集する。

【0064】

具体的には、1次元にアレイ配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ12を用いてオペレータの手動走査を行う場合、例えば、あおり走査や平行移動走査などを手動にて一定の速度で行うことにより、複数の2次元の断層画像データにより構成される3次元の領域にわたる断層画像データを収集する。勿論、1次元にアレイ配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ12を用いて機械的に走査を行うようにしてもよい。

30

【0065】

また、2次元にマトリクス配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ12を用いて直接3次元的に走査することにより3次元の領域にわたる断層画像データを収集するようにしてもよい。本発明においては、3次元の領域にわたる断層画像データを収集することができさえすればよく、いずれの走査方式により3次元にわたる断層画像データを収集する場合にも本発明を適用することができる。

【0066】

本発明の実施形態においては、図5に示されるように、2次元にマトリクス配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ12を用いて直接3次元的に走査することにより3次元の領域にわたる断層画像データを収集する。

40

【0067】

このように収集（生成）された複数の2次元の断層画像データ（2次元のBモード画像データとドプラモード画像データ）は、記憶部26に順次記憶される。

【0068】

ステップS3において、画像再構成部26は、制御部21の制御に従い、記憶部25に記憶されている複数の2次元のBモード画像データとドプラモード画像データを読み出し、読み出された複数の2次元のBモード画像データとドプラモード画像データを共通の座標軸をもつボリュームデータに変換するとともに、変換後のボリュームデータを記憶部25に供給する。

【0069】

50

ステップS 4において、画像再構成部2 6は、制御部2 1の制御に従い、変換後のボリュームデータに基づいて所定の位置の2次元の断層画像データを生成し、記憶部2 5とD S C 3 4に供給する。具体的には、図5に示されるように、画像再構成部2 6は、超音波プローブ1 2に設けられた複数の超音波振動子により形成される超音波振動子面Mに対してほぼ平行で、かつ、超音波振動子面Mの面積とほぼ同じ面積となる所定の深さの断面Kにおける断層画像データ（いわゆるCモード断層画像データを意味しており、以下、単に「Cモード断層画像データ」という。）を生成する。

【0070】

また、画像再構成部2 6は、制御部2 1の制御に従い、変換後のボリュームデータに基づいて3次元の画像データを生成し、記憶部2 5とD S C 3 4に供給する。記憶部2 5は、画像再構成部2 6から供給されたCモード断層画像データと3次元の画像データを取得し、取得されたCモード断層画像データと3次元の画像データを記憶する。

10

【0071】

D S C 3 4は、記憶部2 5に記憶されている所定の位置のBモード画像データ（例えば、図6の断面LにおけるBモード画像データなど。以下、単に「Bモード画像データ」という。）を読み出すとともに、画像再構成部2 6から供給されたCモード断層画像データと3次元の画像データを取得する。D S C 3 4は、読み出されたBモード画像データおよび取得されたCモード断層画像データと3次元の画像データを超音波スキンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部1 4に供給する。

20

【0072】

ステップS 5において、マーカ生成部2 7は、記憶部2 5に記憶されているBモード画像データ、Cモード断層画像データ、および3次元の画像データを読み出し、読み出されたBモード画像データ、Cモード断層画像データ、および3次元の画像データに基づいて、これらの相互の空間的な位置関係を示すマーカを生成し、生成されたマーカをD S C 3 4に供給する。

【0073】

D S C 3 4は、マーカ生成部2 7から供給されたマーカを取得し、取得されたマーカに所定の画像処理や演算処理を施し、表示部1 4に供給する。

【0074】

30

ステップS 6において、表示部1 4は、超音波スキンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換されたD S C 3 4からのBモード画像データ、Cモード断層画像データ、および3次元の画像データなどを取得するとともに、D S C 3 4から供給された所定の画像処理や演算処理後のマーカを取得し、取得されたBモード画像データに基づく断層画像、Cモード断層画像データに基づくCモード断層画像、3次元の画像データに基づく3次元画像、およびマーカを図示せぬLCDやCRTに表示する。

【0075】

図7は、表示部1 4に表示されるBモード画像データに基づく断層画像、Cモード断層画像データに基づくCモード断層画像、3次元の画像データに基づく3次元画像、およびマーカの表示例を表している。

40

【0076】

図7に示されるように、表示部1 4の表示画面上には画像4 1乃至4 3が表示されており、それぞれ、Bモード画像データに基づく断層画像、Cモード断層画像データに基づくCモード断層画像、および3次元の画像データに基づく3次元画像を示している。

【0077】

これにより、オペレータは、所定の位置の断面の断層画像であるCモード断層画像に基づいて、超音波プローブと対象部位との間に音響的な障害物があるか否かを確認することができる。

【0078】

また、図7の例の場合、3次元画像を示す画像4 3の所定の位置（深さ）にマーカ4 4

50

が重畳して表示されている。これにより、オペレータは、Cモード断層画像を示す画像42が、3次元画像を示す画像43のどの位置で切り出した画像であるかを容易に知ることができる。なお、マーカ44は、図7のような形状などに限定されず、相互の空間的な位置関係を示すことができさえすればよく、例えば矢印のようなアイコンでもよい。

【0079】

ステップS7において、算出部29は、制御部21の制御に従い、初期値を設定する。すなわち、予め設定された所定の基準値よりも大きい信号強度がある部分をもつ領域の数に対応する超音波振動子の数（すなわち、音響的に有効な超音波振動子の数。以下、単に「有効超音波振動子数」という。）Nの初期値0に設定する。

【0080】

ステップS8において、領域判定部28は、制御部21の制御に従い、記憶部25に記憶されているCモード断層画像データと予め設定された所定の信号強度基準値を読み出す。領域判定部28は、読み出されたCモード断層画像データと予め設定された所定の信号強度基準値に基づいて、超音波プローブ12に設けられた超音波振動子の位置に対応する領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かを逐次判定する。

【0081】

すなわち、例えば超音波プローブに設けられた超音波振動子が 10×10 でマトリクス配列される場合、超音波振動子面Mの面積とほぼ同じ面積となる所定の深さの断面Kにおける断層画像データであるCモード断層画像データは、図8に示されるように、各超音波振動子の位置に対応する100個の領域に区分することができる。そして、超音波プローブ12に設けられた100個の超音波振動子の位置に対応して区分された100個の領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かが順次判定される。具体的には、例えば、座標(X1, Y1)の領域から始まり、座標(X1, Y2)の領域、座標(X1, Y3)の領域…と順次判定される。

【0082】

ステップS8において予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であると判定された場合、領域判定部28は、現在の超音波振動子の位置に対応する領域（例えば、座標(X1, Y2)の領域）が予め設定された所定の基準値よりも大きい信号強度をもつ領域である旨の領域判定結果を記憶部25に供給するとともに、領域判定指示信号を生成し、算出部29に供給する。領域判定指示信号には、現在の超音波振動子の位置に対応する領域が予め設定された所定の基準値よりも大きい信号強度をもつ領域である旨の領域判定結果に関するデータが含まれている。

【0083】

記憶部25は、領域判定部28から供給された領域判定結果（すなわち、現在の超音波振動子の位置に対応する領域が予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域である旨の領域判定結果）を逐次取得し、取得された領域判定結果を逐次記憶する。

【0084】

ステップS9において、算出部29は、制御部21の制御に従い、領域判定部28から供給された領域判定指示信号に基づいて、現在の超音波振動子の位置に対応する領域が予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であると認識し、有効超音波振動子Nを1だけインクリメントする。

【0085】

ステップS8において予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域ではないと判定された場合、領域判定部28は、現在の超音波振動子の位置に対応する領域（例えば、座標(X1, Y1)の領域）が予め設定された所定の基準値よりも大きい信号強度をもつ領域である旨の領域判定結果を記憶部25に供給する。

【0086】

記憶部25は、領域判定部28から供給された領域判定結果（すなわち、現在の超音波

10

20

30

40

50

振動子の位置に対応する領域が予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域ではない旨の領域判定結果)を逐次取得し、取得された領域判定結果を逐次記憶する。

【0087】

その後、処理はステップS10に進み、ステップS9の処理はスキップされる。これにより、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域ではないと判定された場合、有効超音波振動子数Nはインクリメントされない。

【0088】

ステップS10において、領域判定部28は、超音波プローブ12に設けられたすべての超音波振動子の位置に対応する領域について判定処理を行ったか否かを判定する。

10

【0089】

ステップS10において超音波プローブ12に設けられたすべての超音波振動子の位置に対応する領域について判定処理を行っていないと判定された場合、処理はステップS8に戻り、ステップS8以降の処理が同様に繰り返される。これにより、超音波プローブ12に設けられたすべての超音波振動子の位置に対応する領域について、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きいかな否かを判定することができる。

【0090】

図8の例の場合、座標(X1, Y1)乃至座標(X10, Y10)の100個の領域について、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きいかな否かが判定される。

【0091】

20

なお、本発明の実施形態においては、Cモード断層画像データに基づいて、超音波プローブ12に設けられた超音波振動子の位置に対応する領域ごとに、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるかな否かを逐次判定した後、領域判定結果に基づいて有効超音波振動子数Nを算出するようにしたが、Cモード断層画像データに基づいて予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域の面積を算出することにより、有効超音波振動子数Nあるいは総数における有効超音波振動子数Nの割合などを算出するようにしてもよい。すなわち、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に関する情報(これを「領域情報」と定義する)であれば、本発明を適用することができる。また、領域情報のうち例えば有効超音波振動子数Nの場合、「有効超音波振動子数Nを算出する」と表現したが、有効超音波振動子数Nなどを含めた広義の領域情報の場合、「領域情報を検知する」と表現する。

30

【0092】

ステップS10において超音波プローブ12に設けられたすべての超音波振動子の位置に対応する領域について判定処理を行ったと判定された場合、算出部29はステップS11で、ステップS8乃至S10の処理で加算(インクリメント)された有効超音波振動子数Nの最終的な加算結果を算出結果として記憶部25と比較判定部31に供給する。記憶部25は、算出部29から供給された算出結果を取得し、取得された算出結果を記憶する。

【0093】

ステップS12において、信号強度マップ生成部30は、制御部21の制御に従い、記憶部25に記憶されている領域判定結果を読み出し、読み出された領域判定結果に基づいて、予め設定された所定の基準値よりも大きい信号強度をもつ領域に対応する超音波振動子の位置を示す位置情報である信号強度マップを生成する。

40

【0094】

図9は、信号強度マップ生成部30において生成される信号強度マップの構成例を表している。

【0095】

図9の例の場合、座標(X1, Y1)、座標(X1, Y9)、座標(X1, Y10)、座標(X2, Y1)…の領域において予め設定された所定の信号強度基準値よりも小さいと判定されたことを示す斜線が付されており、それ以外の領域において斜線は付されていない。

50

【0096】

信号強度マップ生成部30は、生成された信号強度マップをDSC34を介して表示部14に供給する。表示部14は、DSC34を介して信号強度マップ生成部30から供給された信号強度マップを取得し、取得された信号強度マップを図示せぬLCDや図示せぬCRTに表示する。これにより、オペレータは、超音波プローブ12に設けられた超音波振動子の位置に対応するどの領域において予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きいかな否かを視覚的に確認することができる。従って、オペレータは、超音波プローブ12に設けられた超音波振動子の位置に対応するどの領域において音響的な障害物があるかな否かを視覚的に確認することができる。

【0097】

10

ステップS13において、比較判定部31は、制御部21の制御に従い、算出部29から供給された算出結果を取得するとともに、記憶部25に記憶されている予め設定された複数の所定の振動子数基準値（第1の振動子数基準値と第2の振動子数基準値）を読み出し、取得された算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも小さいかな否かを判定する。

【0098】

なお、例えば超音波プローブに設けられた超音波振動子が（10×10）でマトリクス配列される場合（すなわち、超音波プローブ12に100個の超音波振動子が設けられている場合）、第1の振動子数基準値と第2の振動子数基準値として、例えば、60と85が予め設定され、記憶部25に記憶されている。勿論、このような場合に限られず、オペレータの好みに応じて、複数の所定の振動子数基準値として1つまたは3つ以上設定するようにしてもよいし、振動子数基準値を適宜変更するようにしてもよい。

20

【0099】

ステップS13において算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも小さいと判定された場合、比較判定部31は、算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも小さい旨の比較判定結果を記憶部25に供給するとともに、算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも小さい旨の比較判定結果を示す比較判定指示信号を生成し、生成された比較判定指示信号を制御部21に供給する。比較判定指示信号には、算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも小さい旨の比較判定結果に関するデータが含まれている。

30

【0100】

記憶部25は、比較判定部31から供給された比較判定結果を取得し、取得された比較判定結果を記憶する。

【0101】

制御部21は、比較判定部31から供給された比較判定指示信号に基づいて、算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも小さいと認識し、図7に示される表示画面上のインジケータ45の赤45-1を点灯表示させる赤点灯表示制御信号を生成する。制御部21は、生成された赤点灯表示制御信号をDSC34を介して表示部14に供給する。

【0102】

40

ステップS14において、表示部14は、DSC34を介して制御部21から供給された赤点灯表示制御信号に基づいて、図7に示される表示画面上的インジケータ45の赤45-1を点灯表示する。これにより、オペレータは、現在、超音波プローブ12と対象部位との間に音響的な障害物が多く存在し、超音波を走査しても音響的な障害物によりノイズやゴーストなどが発生しまう可能性が高いことを客観的に知ることができる。従って、オペレータは、超音波プローブ12の被検体への接触の仕方を容易に修正することができる。

【0103】

ステップS13において算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも大きいと判定された場合、比較判定部31はステップS15で、算出結果が予め設定された第2

50

の振動子数基準値よりも小さいか否かを判定する。

【0104】

ステップS15において算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも小さいと判定された場合、比較判定部31は、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも小さい旨の比較判定結果を記憶部25に供給するとともに、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも小さい旨の比較判定結果を示す比較判定指示信号を生成し、生成された比較判定指示信号を制御部21に供給する。比較判定指示信号には、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも小さい旨の比較判定結果に関するデータが含まれている。

【0105】

記憶部25は、比較判定部31から供給された比較判定結果を取得し、取得された比較判定結果を記憶する。

【0106】

制御部21は、比較判定部31から供給された比較判定指示信号に基づいて、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも小さいと認識し、図7に示される表示画面上のインジケータ45の黄45-2を点灯表示させる黄点灯表示制御信号を生成する。制御部21は、生成された黄点灯表示制御信号をDSC34を介して表示部14に供給する。

【0107】

ステップS16において、表示部14は、DSC34を介して制御部21から供給された黄点灯表示制御信号に基づいて、図7に示される表示画面上のインジケータ45の黄45-2を点灯表示する。これにより、オペレータは、現在、超音波プローブ12と対象部位との間に音響的な障害物が多少存在し、超音波を走査すると、音響的な障害物により何らかのノイズやゴーストなどが発生しまう可能性があることを客観的に知ることができる。従って、オペレータは、超音波プローブ12の被検体への接触の仕方を容易に修正することができる。

【0108】

ステップS15において算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも大きいと判定された場合、比較判定部31は、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも大きい旨の比較判定結果を記憶部25に供給するとともに、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも大きい旨の比較判定結果を示す比較判定指示信号を生成し、生成された比較判定指示信号を制御部21に供給する。比較判定指示信号には、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも大きい旨の比較判定結果に関するデータが含まれている。

【0109】

記憶部25は、比較判定部31から供給された比較判定結果を取得し、取得された比較判定結果を記憶する。

【0110】

制御部21は、比較判定部31から供給された比較判定指示信号に基づいて、算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも大きいと認識し、図7に示される表示画面上のインジケータ45の青45-3を点灯表示させる青点灯表示制御信号を生成する。制御部21は、生成された青点灯表示制御信号をDSC34を介して表示部14に供給する。

【0111】

ステップS17において、表示部14は、DSC34を介して制御部21から供給された青点灯表示制御信号に基づいて、図7に示される表示画面上のインジケータ45の青45-3を点灯表示する。これにより、オペレータは、現在、超音波プローブ12と対象部位との間に音響的な障害物がほとんど存在せず、超音波を走査してもノイズやゴーストなどが発生しないことを客観的に知ることができる。従って、オペレータは、超音波プローブ12の被検体への接触の仕方を容易に修正することができる。

10

20

30

40

50

【0112】

なお、本発明の実施形態においては、比較判定結果に応じて色調を変えたインジケータを表示するようにしたが、比較判定結果に応じた他のインジケータであればよく、例えば、予めレベル1、レベル2などの文字からなるインジケータを表示しておき、比較判定結果に応じてレベル1、レベル2などの文字をハイライト表示してもよい。

【0113】

ステップS18において、入力データ取得判定部33は、オペレータが入力部13に設けられた図示せぬ超音波送受信条件変更ボタンを操作することにより、超音波の送受信条件を変更するとの変更指示データを取得したか否かを判定する。

【0114】

ステップS18において超音波の送受信条件を変更するとの指示データを取得したと判定された場合、入力データ取得判定部33は、超音波の送受信条件を変更するとの変更指示データを取得したことを示す変更指示データ取得指示信号を生成し、送受信条件変更部32に供給する。

【0115】

ステップS19において、送受信条件変更部32は、入力データ取得判定部33から供給された変更指示データ取得指示信号に基づいて、記憶部25に記憶されている比較判定結果を読み出し、読み出された比較判定結果に応じて、超音波プローブ12から超音波を送受信するときの駆動電圧条件などの送受信条件を変更する。すなわち、比較判定処理により算出結果が予め設定された第1の振動子数基準値よりも小さいと判定された場合と、比較判定処理により算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも小さいと判定された場合、音響的に有効な超音波振動子の数が少なくなることにより生じる超音波の強さの低下や伝播量の減少を駆動電圧で補うため、超音波プローブ12から超音波を送受信するときの駆動電圧を予め設定された駆動電圧よりも所定の値大きくなるように変更する。一方、比較判定処理により算出結果が予め設定された第2の振動子数基準値よりも大きいと判定された場合、超音波プローブ12から超音波を送受信するときの駆動電圧をそのまま用いる。

【0116】

送受信条件変更部32は、変更された超音波の送受信条件に基づいて送受信条件変更指示信号を生成し、生成された送受信条件変更指示信号を制御部21に供給する。なお、送受信条件変更指示信号には、変更された超音波の送受信条件に関するデータが含まれている。

【0117】

その後、制御部21は、送受信条件変更部32から供給された送受信条件変更指示信号に基づいて、送受信時に送受信条件を制御する送信制御信号と受信制御信号を生成し、生成された送信制御信号と受信制御信号を送信部22と受信部23にそれぞれ供給する。これにより、変更された送受信条件下において超音波を送受信することが可能となる。従って、例えば超音波プローブと対象部位との間に音響的な障害物がある状態で超音波を走査しなければならない場合であっても、その状況に合わせた超音波の送受信が可能となる。

【0118】

なお、本発明の実施形態においては、変更する送受信条件として、超音波プローブ12から超音波を送受信するときの駆動電圧条件を明示的に記載したが、これに限定されず、他の送受信条件を変更するようにしてもよい。

【0119】

また、本発明の実施形態においては、オペレータにより入力部13に設けられた図示せぬ送受信条件変更ボタンが操作された後、送受信条件を変更するようにしているが、常時、比較判定結果に応じて送受信条件を変更するようにしてもよい。

【0120】

さらに、本発明の実施形態においては、比較判定結果に応じて超音波を送受信するときの送受信条件を変更するようにしているが、領域判定結果あるいは算出結果に応じて超音

10

20

30

40

50

波を送受信するときの送受信条件をより精細に変更するようにしてもよい。

【0121】

ステップS18において超音波の送受信条件を変更するとの変更指示データを取得していないと判定された場合、ステップS19の処理はスキップされ、その後、処理はステップS20に進む。これにより、オペレータにより入力部13に設けられた図示せぬ超音波送受信条件変更ボタンが操作されない場合、超音波の送受信条件を変更せず、現在に用いている送受信条件で超音波を走査することができる。

【0122】

ステップS20において、制御部21は、オペレータが入力部13を操作することにより、音響開口関連情報表示処理を終了するととの指示がなされたか否かを判定する。ステップS20において音響開口関連情報表示処理を終了するととの指示がなされたと判定された場合、音響開口関連情報表示処理は終了する。

10

【0123】

ステップS20において音響開口関連情報表示処理を終了するととの指示がなされていないと判定された場合、処理はステップS2に戻り、その後、ステップS2以降の処理が繰り返される。これにより、オペレータは、音響開口関連情報表示処理を終了するととの指示をするまで、音響開口関連情報を表示させることができる。

【0124】

本発明の実施形態に示された超音波診断装置1においては、超音波振動子面に対してほぼ平行な所定の深さの断面画像データに基づいて断面上の信号強度が所定の信号強度基準値よりも大きいかな否かを判定するようにしているので、超音波プローブ12と対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物がどのくらいあるかな否かを判定し、信号強度マップやインジケータなどの音響開口関連情報を表示することができる。これにより、オペレータは、現在、超音波プローブ12と対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物がどのくらいあるかな否かを客観的に知ることができるとともに、超音波プローブ12の被検体への接触の仕方を容易に修正することができる。従って、データ収集の際の要する時間を短縮することができ、超音波プローブ12を用いてデータ収集を簡便に行うことができる。

20

【0125】

なお、本発明の実施形態に示された超音波診断装置1においては、Cモード断層画像やマーカーなどを生成して表示する場合、図7に示されるような画像41乃至43（Bモード画像データに基づく断層画像、Cモード断層画像データに基づくCモード断層画像、および3次元の画像データに基づく3次元画像）、マーカー44、およびインジケータ45を生成して表示するようにしたが、このような場合に限られず、図10に示されるように、3次元の画像データを生成せず、画像41と画像42（Bモード画像データに基づく断層画像とCモード断層画像データに基づくCモード断層画像）、およびマーカー51を生成して表示してもよい。

30

【0126】

また、本発明の実施形態に示された超音波診断装置1においては、Cモード断層画像データを生成するとき、超音波プローブ12に設けられた複数の超音波振動子により形成される超音波振動子面Mに対してほぼ平行で、かつ、超音波振動子面Mの面積とほぼ同じ面積となる所定の深さの断面Kにおける断層画像データを生成するようにしたが、このような場合に限られず、オペレータの好みや診断部位に応じて所定の深さや超音波振動子面Mに対する傾きなどを変更するようにしてもよい。

40

【0127】

例えば、超音波振動子面Mに対してほぼ平行で、かつ、超音波振動子面Mの面積の2.25倍の面積となる所定の深さの断面Kにおける断層画像データを生成するようにしてもよい（すなわち、深さを例えば2cmから3cmに変更するようにしてもよい）。なお、この場合、超音波振動子の位置の対応する領域の大きさは、超音波振動子面Mの面積とほぼ同じ面積となる所定の深さの断面Kを用いた場合に比べて2.25倍となる。

【0128】

50

さらに、本発明の実施形態に示された超音波診断装置 1 においては、オペレータが入力部 13 に設けられた図示せぬ送受信条件変更ボタンを操作することにより、比較判定結果に応じて超音波を送受信するときの送受信条件を変更するようにしているが、超音波を送受信するときの送受信条件を変更すると同時に、あるいは、それに代えて、信号強度が所定の信号強度基準値より小さいと判定された領域に対応する超音波振動子の駆動を一時的に停止するようにしてもよい。

【0129】

なお、本発明の実施形態においては、超音波プローブとの間に音響的な障害物がある対象部位として心臓を明示的に記載したが、このような場合に限られず、超音波プローブとの間に音響的な障害物がある対象部位であれば本発明を適用することができる。

10

【0130】

また、本発明の実施形態に示された超音波診断装置 1 においては、算出結果に基づいて比較判定処理をした後、その比較判定結果に応じてインジケータで表示するようにしたが、算出結果をそのまま表示するようにしてもよい。例えば、超音波プローブ 12 に設けられた超音波振動子の総数 100 個のうち有効超音波振動子数は 64 個であると表示してもよいし、その割合を表示するようにしてもよい。

【0131】

さらに、本発明の実施形態においては、生成された C モード断層画像データに基づいて、予め設定された所定の信号強度基準値よりも大きい信号強度をもつ領域であるか否かを逐次判定するようにしたが、このような場合に限られず、その他の 2 次元画像データや 3 次元画像データを用いて信号強度を判定するようにしてもよい。

20

【0132】

なお、本発明の第 1 および第 2 の実施形態において説明した一連の処理は、ソフトウェアにより実行させることもできるが、ハードウェアにより実行させることもできる。

【0133】

なお、本発明の実施形態では、フローチャートのステップは、記載された順序に沿って時系列的に行われる処理の例を示したが、必ずしも時系列的に処理されなくとも、並列的あるいは個別に実行される処理をも含むものである。

【図面の簡単な説明】

【0134】

30

【図 1】心臓の周囲における音響的な障害物の空間的な位置を説明する説明図。

【図 2】超音波プローブと対象部位との間に肋骨などの音響的な障害物がある状態で超音波を走査した場合に生成・表示される 3 次元の画像の表示例を示す図。

【図 3】本発明を適用した超音波診断装置の内部の構成を示すブロック図。

【図 4】図 3 の超音波診断装置における音響開口関連情報表示処理を説明するフローチャート。

【図 5】直接 3 次元的に走査することにより 3 次元の領域にわたる断層画像データを収集する収集方法について説明する説明図。

【図 6】直接 3 次元的に走査することにより 3 次元の領域にわたる断層画像データを収集する収集方法について説明する説明図。

40

【図 7】図 3 の表示部に表示される C モード断層画像、マーカ、およびインジケータなどの表示例を示す図。

【図 8】C モード断層画像上において各超音波振動子の位置に対応する領域に区分する区分方法について説明する説明図。

【図 9】図 3 の信号強度マップ生成部において生成される信号強度マップの構成例を示す図。

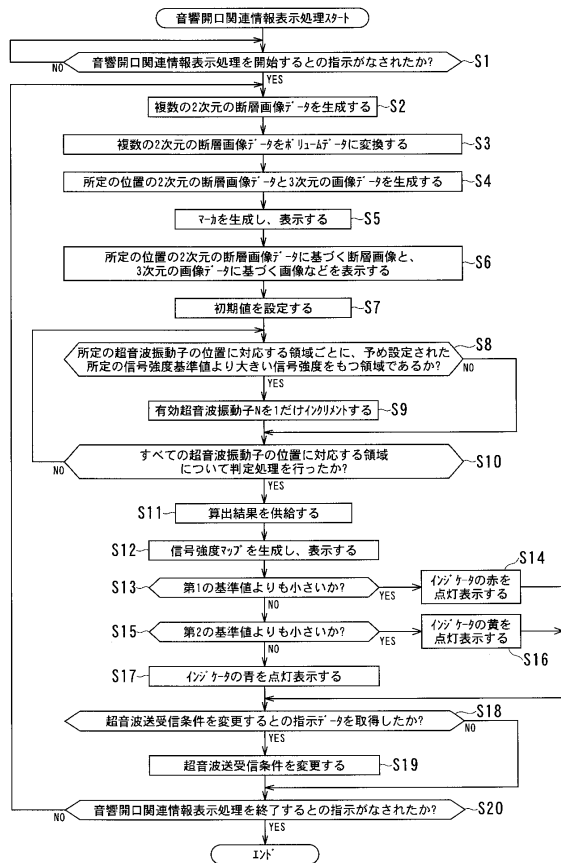
【図 10】図 3 の表示部に表示される C モード断層画像、マーカ、およびインジケータなどの他の表示例を示す図。

【符号の説明】

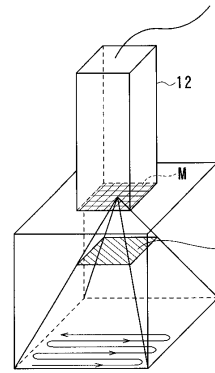
【0135】

50

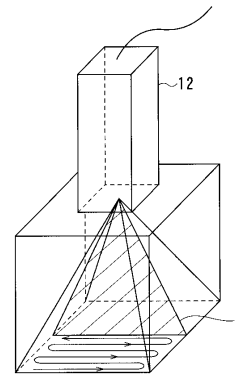
【図 4】



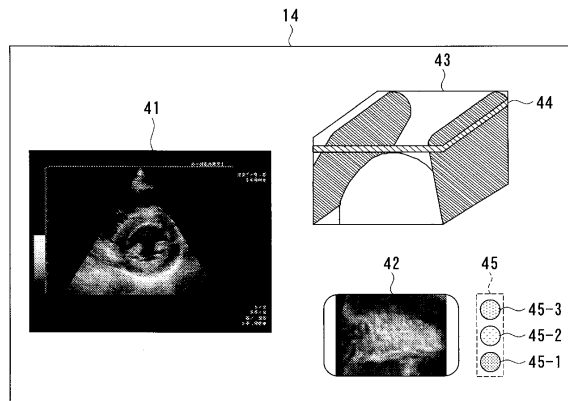
【図 5】



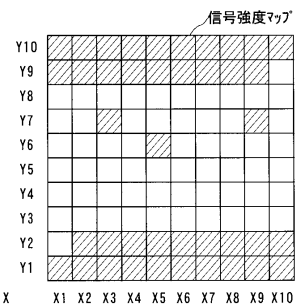
【図 6】



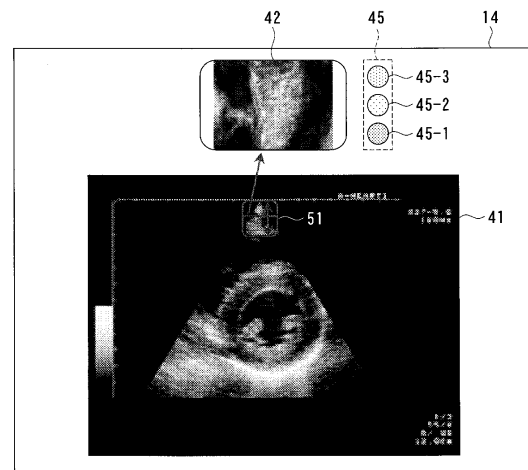
【図 7】



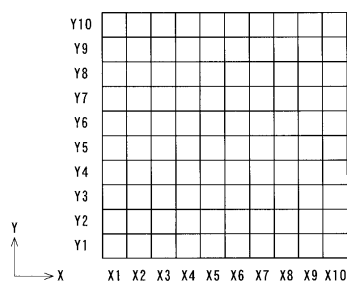
【図 9】



【図 10】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-236637 (JP, A)
特開平07-327994 (JP, A)
特開2002-233527 (JP, A)
特表2004-527325 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
G06T 1/00

专利名称(译)	超声诊断设备及其图像处理程序		
公开(公告)号	JP4960013B2	公开(公告)日	2012-06-27
申请号	JP2006145131	申请日	2006-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐々木琢也		
发明人	佐々木 琢也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/JC11 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/KK32 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CE02 5B057/DA16 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA16 5L096/CA18 5L096/DA01 5L096/DA03 5L096/FA32 5L096/FA33 5L096/FA39 5L096/FA54 5L096/GA28 5L096/GA51 5L096/LA04		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2007312980A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用超声波探头可以轻松收集数据。ŽSOLUTION：在超声波诊断系统中，图像数据生成部分生成多个2D断层图像数据，并且图像重建部分在步骤S1至S20中从体数据生成C模式断层图像数据和3D图像数据。显示部分显示来自C模式断层图像数据，标记等的C模式断层图像。区域确定部分确定区域的信号强度是否大于预先从C模式断层图像数据和预先设置的预定信号强度参考值串联设置的预定信号强度参考值，计算部分计算a来自区域确定结果的有效超声换能器N和比较和确定部分确定比较计算结果和预先设置的多个换能器编号参考值。显示部分根据比较确定结果在显示屏上点亮并显示指示符。Ž

