

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4901273号

(P4901273)

(45) 発行日 平成24年3月21日 (2012.3.21)

(24) 登録日 平成24年1月13日 (2012.1.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 19 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-105629 (P2006-105629)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年4月6日 (2006.4.6)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-275308 (P2007-275308A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年10月25日 (2007.10.25)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年4月6日 (2009.4.6)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			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	吉田 哲也
			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
		(72) 発明者	橋本 新一
			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

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】

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、

前記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である第1の画像データを、複数の位置で複数の生成する第1の画像データ生成手段と、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算を施し、複数の第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、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データを生成する第3の画像データ生成手段と、

前記複数の第2の画像データに基づく複数の第2の画像と、前記第3の画像データに基づく第3の画像とを表示装置に表示させる表示制御手段と、

前記第3の画像上に、前記複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、前記アイコンを用いて、前記複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記第2の画像データ生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて所定の間隔ごとの前

10

20

記複数の演算領域に前記演算を施し、前記複数の第2の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】

前記複数の演算領域は、ほぼ平行関係にあることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第2の画像データ生成手段は、前記複数の演算領域の各演算領域から、所定の下限基準値よりも小さい輝度値をもつ低輝度領域、あるいは、所定の上限基準値よりも大きい輝度値をもつ高輝度領域を除外した部分領域に前記演算を施し、前記第2の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。

10

【請求項5】

前記所定の下限基準値と前記所定の上限基準値との少なくとも一方に関するデータを取得する基準値データ取得手段と、

前記基準値データ取得手段により取得された前記所定の下限基準値と前記所定の上限基準値の少なくとも一方に関するデータに基づいて、前記所定の下限基準値と前記所定の上限基準値の少なくとも一方を設定する基準値設定手段と、をさらに備え、

前記第2の画像データ生成手段は、前記基準値設定手段により設定された前記所定の下限基準値と前記所定の上限基準値の少なくとも一方に基づいて前記部分領域に前記演算を施し、前記第2の画像データを生成することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

20

【請求項6】

前記第2の画像データ生成手段は、前記被検体の心臓領域に関して前記第2の画像データを生成するとき、心内膜を抽出し、前記演算領域から心腔領域を除外した部分領域に前記演算を施し、前記第2の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7】

前記表示制御手段は、さらに、前記第1の画像データに基づく断層画像と、前記第1の画像データに基づく断層画像における所定の直線上の輝度情報を重畳して表示させ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8】

30

前記第2の画像データ生成手段により前記第2の画像データが生成されるときに施される前記演算における演算条件に関するデータを取得する演算条件データ取得手段と、

前記演算条件データ取得手段により取得された前記演算条件に関するデータに基づいて、前記演算条件を設定する演算条件設定手段と、をさらに備え、

前記第2の画像データ生成手段は、前記演算条件設定手段により設定された前記演算条件に従い、前記演算領域に前記演算を施し、前記第2の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9】

前記第2の画像データ生成手段により前記第2の画像データが生成されるときに施される前記演算における演算条件に関するデータには、少なくとも、前記第2の画像データが生成される所定の間隔に関するデータ、および、前記第2の画像データが生成されるときに前記演算が施される前記第1の画像データの断面に対して垂直方向の所定の厚みに関するデータが含まれることを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

40

【請求項10】

前記演算条件データ取得手段は、少なくとも1以上の、前記演算領域の中心を通り前記演算領域に垂直な断面の断層画像上で、前記演算条件に関するデータを取得することを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記表示制御手段は、前記第3の画像データに基づく断層画像を前記表示装置に表示し、前記断層画像上にマーカを表示させると共に、前記マーカを用いて、前記第2の画像の位

50

置を変更する位置変更手段をさらに備え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 1 2】

前記表示制御手段は、さらに、前記断層画像と、前記第 2 の画像とを色調を変えて重畳して表示させ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 1 3】

前記第 3 の画像データ生成手段は、前記第 3 の画像データとして、前記演算領域の中心を通り前記演算領域に垂直な断面の断層画像の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 1 4】

前記超音波診断装置は、造影剤バブル投与条件下で用いられ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 1 5】

前記第 2 の画像データ生成手段は、造影像の撮影時に、前記複数の演算領域に前記最大値保持演算を施し、前記複数の第 2 の画像データを生成することを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記第 1 及び第 3 の画像生成手段は、前記第 1 及び第 3 の画像データを互いに直交する表示方向になるように生成するものであって、

前記第 1 及び第 3 の画像データとそれぞれ直交する表示方向にある第 4 の画像データを生成する第 4 の画像データ生成手段をさらに備え、

前記表示制御手段は、前記第 4 の画像データに基づく第 4 の画像を前記第 2 及び第 3 の画像と並べて表示し、

前記厚み調整手段は、前記第 3 の画像上に加えて第 4 の画像上に、前記複数の演算領域に対応するアイコンを表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、

前記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である第 1 の画像データを、複数の位置で複数生成する第 1 の画像データ生成ステップと、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第 1 の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか 1 つの演算を施し、複数の第 2 の画像データを生成する第 2 の画像データ生成ステップと、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第 2 の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第 3 の画像データを生成する第 3 の画像データ生成ステップと、

前記複数の第 2 の画像データに基づく複数の第 2 の画像と前記第 3 の画像データに基づく第 3 の画像とを表示装置に表示させる表示ステップと、

前記第 3 の画像上に、前記複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、前記アイコンを用いて、前記複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整ステップと、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。

【請求項 1 8】

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、

前記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である第 1 の画像データを、複数の位置で複数生成する第 1 の画像データ生成手段と、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算を施し、複数の第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、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データを生成する第3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断層画像と、前記第2の画像データに基づく第2の画像との重畳画像と、前記第3の画像データに基づく第3の画像とを表示装置に表示させる表示制御手段と、

前記第3の画像上に、前記複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、前記アイコンを用いて、前記複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項19】

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、

前記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である第1の画像データを、複数の位置で複数生成する第1の画像データ生成ステップと、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算を施し、複数の第2の画像データを生成する第2の画像データ生成ステップと、

前記ボリュームデータに基づいて、前記複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データを生成する第3の画像データ生成ステップと、

前記第1の画像データに基づく断層画像と、前記第2の画像データに基づく第2の画像との重畳画像と、前記第3の画像データに基づく第3の画像とを表示装置に表示させる表示ステップと、

前記第3の画像上に、前記複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、前記アイコンを用いて、前記複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整ステップと、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。

【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、超音波診断装置の操作性を向上させる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】

超音波診断装置を用いた診断においては、超音波診断装置に設けられた超音波プローブを患者（以下、「被検体」という。）の体表に当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子をリアルタイムで表示させることができ、かつ、X線などを用いた場合とは異なって被曝がなく安全性が高いため、繰り返し検査を行うことが可能である。また、超音波診断装置はX線診断装置、X線CT装置、および磁気共鳴イメージング装置などの他の医用画像診断装置と比べて装置やそのシステムの規模が小さいため、医師や技師など（以下、「オペレータ」という。）は、超音波診断装置自体を病棟のベットサイドに移動して被検体を簡単に検査することが可能である。

【0003】

さらに、近年、より小型で携帯可能な超音波診断装置も開発されており、産婦人科などの診療や在宅医療などの種々の用途に利用可能となってきた。

【0004】

ところで、現在、医学会においては心臓の臨床診断における心筋虚血の評価方法の向上が課題となっているが、心筋虚血評価方法の1つとして、従来から、超音波診断装置におけるカラードプラ法や造影剤を用いたコントラスト影像法などにより虚血部位を診断する方法が知られている。

【0005】

また、近年、超音波ビームを3次元領域で走査させることにより3次元画像を再構成・表示させることができる超音波診断装置（例えば、3次元のコントラスト画像やパワードプラ画像、また、心筋の厚みの変化を映像化したストレイン像などの種々の3次元画像を表示させることができる超音波診断装置）が提案されており、心筋虚血の評価方法や種々部位の臨床診断への応用が期待されている。

10

【0006】

3次元画像を再構成・表示させることができる超音波診断装置では、超音波ビームを3次元領域で走査させることにより取得された3次元のボリュームデータに基づいて、種々の3次元画像表示方法（例えば、MIP法（maximum intensity projection）やボリュームレンダリング法など）により3次元画像を表示する。

【0007】

ところが、例えばMIP（maximum intensity projection）法やボリュームレンダリング法などの3次元画像表示方法は3次元のボリュームデータを2次元に投影させる手法であるため、例えば、オペレータが表示される3次元画像のうちの特定の断層画像のみを見たい場合、このような3次元画像表示方法で3次元画像を表示するようにすると、オペレータは被検体の所望の部位を見ることが難しくなり、反対に診断しにくくなってしまう。

20

【0008】

そこで、例えば、MPR（multi-planar reconstruction）表示法などのように、取得された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方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【0009】

特許文献1に提案されている方法によれば、任意の位置の2次元の断層画像とともに、任意の位置の2次元の断層画像に対して垂直方向の2次元の断層画像を同時に表示することができる。これにより、オペレータは、表示された断層画像の空間的な位置関係を考慮しつつ、被検体の診断を行うことができる。

30

【0010】

また、任意の位置の2次元の断層画像に対して垂直方向のボリュームデータについて演算処理を施し、演算処理を施した後の断層画像を表示する方法も提案されている。

【特許文献1】米国特許第5, 546, 807号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

特許文献1に提案されている2次元断層画像表示方法では、所定の位置の2次元の断層画像を用いてオペレータが漏れのないように診断しようとする、オペレータは、何度も同様の表示操作を繰り返すことにより異なる位置の複数の2次元の断層画像を表示させて被検体を診断しなければならない。そのため、被検体を診断するための一連の作業（表示操作など）に多くの時間がかかってしまい、オペレータにとって煩わしいという課題があった。

40

【0012】

そこで、様々な位置の2次元の断層画像を一度保存した後、オペレータが、保存した様々な位置の2次元の断層画像を逐次表示させて被検体を診断する方法も考えられる。しかし、保存した画像の数が多くなるほど、オペレータがチェックしなければならない断層画像の数も多くなってしまい、結局、診断をするための一連の作業時間をそれほど低減することはできず、依然として、オペレータにとって煩わしいものであった。

50

【0013】

また、様々な位置の2次元の断層画像を一度保存した後、保存した様々な位置の2次元の断層画像を複数同時に表示させて被検体を診断する方法も考えられる。しかし、この場合、オペレータは複数の断層画像を同時に見ることはできるが、オペレータがチェックしなければならない断層画像の数は依然として膨大であり、また、複数の断層画像が同時に表示されるため、一枚一枚の断層画像が小さくなってしまい、オペレータにとって一枚一枚の断層画像自体が見にくくなってしまう。

【0014】

さらに、ボリュームデータに基づいて所定の位置の2次元の断層画像に対して垂直方向に演算処理を施し、演算処理の結果得られた断層画像を表示させる方法を用いて、表示される1つ1つの断層画像に含まれる情報量を増やすために、広範囲にわたって演算処理を施す方法も考えられるが、広範囲にわたって演算処理を施すようにすると、オペレータが診断に用いたい所望の部位以外の他の部位の余計な情報も含まれてしまい、診断に供する好適な断層画像が得られなくなってしまう。

【0015】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたものであり、任意の位置の2次元の断層画像を表示させる場合において、超音波診断装置の操作性を向上させる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】

【0016】

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、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、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である第1の画像データを、複数の位置で複数生成する第1の画像データ生成手段と、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算を施し、複数の第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、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データを生成する第3の画像データ生成手段と、複数の第2の画像データに基づく複数の第2の画像と、第3の画像データに基づく第3の画像とを表示装置に表示させる表示制御手段と、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、アイコンを用いて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整手段と、を備えることを特徴とする。

【0017】

第2の画像データ生成手段は、ボリュームデータに基づいて所定の間隔ごとの複数の演算領域に演算を施し、複数の第2の画像データを生成するようにすることができる。

【0018】

複数の演算領域は、ほぼ平行関係にあるようにすることができる。

【0021】

第2の画像データ生成手段は、複数の演算領域の各演算領域から、所定の下限基準値よりも小さい輝度値をもつ低輝度領域、あるいは、所定の上限基準値よりも大きい輝度値をもつ高輝度領域を除外した部分領域に演算を施し、第2の画像データを生成するようにすることができる。

【0022】

この超音波診断装置は、所定の下限基準値と所定の上限基準値との少なくとも一方に関するデータを取得する基準値データ取得手段と、基準値データ取得手段により取得された所定の下限基準値と所定の上限基準値の少なくとも一方に関するデータに基づいて、所定の下限基準値と所定の上限基準値の少なくとも一方を設定する基準値設定手段と、をさらに備え、第2の画像データ生成手段は、基準値設定手段により設定された所定の下限基準

値と所定の上限基準値の少なくとも一方に基づいて部分領域に演算を施し、第2の画像データを生成するようにすることができる。

【0023】

第2の画像データ生成手段は、被検体の心臓領域に関して第2の画像データを生成するとき、心内膜を抽出し、演算領域から心腔領域を除外した部分領域に演算を施し、第2の画像データを生成するようにすることができる。

【0024】

表示制御手段は、さらに、第1の画像データに基づく断層画像と、第1の画像データに基づく断層画像における所定の直線上の輝度情報を重畳して表示させるようにすることができる。

10

【0025】

この超音波診断装置は、第2の画像データ生成手段により第2の画像データが生成されるときに施される演算における演算条件に関するデータを取得する演算条件データ取得手段と、演算条件データ取得手段により取得された演算条件に関するデータに基づいて、演算条件を設定する演算条件設定手段と、をさらに備え、第2の画像データ生成手段は、演算条件設定手段により設定された演算条件に従い、演算領域に演算を施し、第2の画像データを生成するようにすることができる。

【0026】

第2の画像データ生成手段により第2の画像データが生成されるときに施される演算における演算条件に関するデータには、少なくとも、第2の画像データが生成される所定の
間隔に関するデータ、および、第2の画像データが生成されるときに演算が施される第1の画像データの断面に対して垂直方向の所定の厚みに
関するデータが含まれるようにすることができる。

20

【0027】

演算条件データ取得手段は、少なくとも1以上の、演算領域の中心を通り演算領域に垂直な断面の断層画像上で、演算条件に関するデータを取得するようにすることができる。
また、表示制御手段は、第3の画像データに基づく断層画像を表示装置に表示し、断層画像上にマーカを表示させると共に、マーカを用いて、第2の画像の位置を変更する位置変更手段をさらに備えるようにすることができる。

【0028】

表示制御手段は、さらに、断層画像と、第2の画像とを色調を変えて重畳して表示させるようにすることができる。

30

【0029】

第3の画像データ生成手段は、第3の画像データとして、演算領域の中心を通り演算領域に垂直な断面の断層画像のデータを生成するようにすることができる。

【0030】

この超音波診断装置は、造影剤バブル投与条件下で用いられるようにすることができる。
その場合、第2の画像データ生成手段は、造影像の撮影時に、複数の演算領域に最大値保持演算を施し、複数の第2の画像データを生成するようにすることができる。
第1及び第3の画像生成手段は、第1及び第3の画像データを互いに直交する表示方向になるように生成するものであって、第1及び第3の画像データとそれぞれ直交する表示方向にある第4の画像データを生成する第4の画像データ生成手段をさらに備え、表示制御手段は、第4の画像データに基づく第4の画像を第2及び第3の画像と並べて表示し、厚み調整手段は、第3の画像上に加えて第4の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンを表示させるようにすることができる。

40

【0031】

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、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、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

50

タである第1の画像データを、複数の位置で複数生成する第1の画像データ生成ステップと、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算を施し、複数の第2の画像データを生成する第2の画像データ生成ステップと、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データを生成する第3の画像データ生成ステップと、複数の第2の画像データに基づく複数の第2の画像と第3の画像データに基づく第3の画像とを表示装置に表示させる表示ステップと、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、アイコンを用いて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

10

【0032】

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、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、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である第1の画像データを、複数の位置で複数生成する第1の画像データ生成手段と、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算を施し、複数の第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、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データを生成する第3の画像データ生成手段と、第1の画像データに基づく断層画像と、第2の画像データに基づく第2の画像との重畳画像と、第3の画像データに基づく第3の画像とを表示装置に表示させる表示制御手段と、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、アイコンを用いて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整手段と、を備えることを特徴とする。

20

【0033】

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、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、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である第1の画像データを、複数の位置で複数生成する第1の画像データ生成ステップと、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算を施し、複数の第2の画像データを生成する第2の画像データ生成ステップと、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データを生成する第3の画像データ生成ステップと、第1の画像データに基づく断層画像と、第2の画像データに基づく第2の画像との重畳画像と、第3の画像データに基づく第3の画像とを表示装置に表示させる表示ステップと、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンを表示させると共に、アイコンを用いて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みを調節する厚み調整ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

30

40

【0034】

本発明の超音波診断装置においては、複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換さ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、所定の位置の2次元の断層画像データである第1の画像データが、複数の位置で複数生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算が施され、複数の第2の画像データが生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データが生成され、複数の

50

第2の画像データに基づく複数の第2の画像と、第3の画像データに基づく第3の画像とが表示装置に表示され、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンが表示されると共に、アイコンが用いられて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みが調節される。

【0035】

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、複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換さ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、所定の位置の2次元の断層画像データである第1の画像データが、複数の位置で複数生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算が施され、複数の第2の画像データが生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データが生成され、複数の第2の画像データに基づく複数の第2の画像と第3の画像データに基づく第3の画像とが表示装置に表示され、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンが表示されると共に、アイコンが用いられて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みが調節される。

【0036】

本発明の超音波診断装置においては、複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換さ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、所定の位置の2次元の断層画像データである第1の画像データが、複数の位置で複数生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算が施され、複数の第2の画像データが生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データが生成され、第1の画像データに基づく断層画像と、第2の画像データに基づく第2の画像との重畳画像と、第3の画像データに基づく第3の画像とが表示装置に表示され、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンが表示されると共に、アイコンが用いられて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みが調節される。

【0037】

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、複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換さ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、所定の位置の2次元の断層画像データである第1の画像データが、複数の位置で複数生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第1の画像データの断面に対して垂直方向に厚みを有する複数の演算領域に最大値保持演算、加算平均、及び最小値保持演算のうち少なくとも何れか1つの演算が施され、複数の第2の画像データが生成され、ボリュームデータに基づいて、複数の第2の画像データの表示方向とは異なる表示方向の第3の画像データが生成され、第1の画像データに基づく断層画像と、第2の画像データに基づく第2の画像との重畳画像と、第3の画像データに基づく第3の画像とが表示装置に表示され、第3の画像上に、複数の演算領域に対応するアイコンが表示されると共に、アイコンが用いられて、複数の演算領域のうち所要の演算領域の厚みが調節される。

【発明の効果】

【0038】

本発明によれば、任意の位置の2次元の断層画像を表示させる場合において、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0039】

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。

【0040】

図1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。

【0041】

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、入力装置13、およびモニタ14により構成される。

【0042】

図1に示されるように、超音波診断装置1の本体11は、制御プロセッサ21、送受信部22、Bモード処理部23、ドプラモード処理部24、画像生成回路25、記憶部26、内部記憶装置27、画像再構成部28、入力データ取得部29、演算条件設定部30、およびインタフェース部31により構成される。なお、制御プロセッサ21、記憶部26、内部記憶装置27、画像再構成部28、入力データ取得部29、演算条件設定部30、およびインタフェース部31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る。

10

【0043】

制御プロセッサ21は、CPU(Central Processing Unit)またはMPU(Micro Processing Unit)などからなる。制御プロセッサ21は、内部記憶装置27に記憶されている超音波の送受信処理や画像生成・表示処理などを実行する制御プログラムを読み出し、読み出された制御プログラムを記憶部26のソフトウェア格納部26b上に展開して各種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。

20

【0044】

送受信部22のうちの送信系回路は、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、制御プロセッサ21から供給された制御信号に基づいて被検体P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、制御プロセッサ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。

30

【0045】

なお、送受信部22は、制御プロセッサ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、送受信部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。

【0046】

送受信部22のうちの受信系回路は、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P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。

40

【0047】

受信遅延回路は、制御プロセッサ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

50

信信号を加算し、加算された受信信号をBモード処理部23とドプラモード処理部24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。

【0048】

Bモード処理部23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、制御プロセッサ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。

【0049】

すなわち、Bモード処理部23の対数増幅器は、送受信部22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、調整後のデータを画像生成回路25に供給する。調整後のデータは画像生成回路25を介してモニタ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。

10

【0050】

ドプラモード処理部24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、演算器、MTI (Moving Target Indication Filter) フィルタ、自己相関器、平均速度演算器、分散演算器、およびパワー演算器 (いずれも図示せず) などからなり、送受信部22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分析やMTI演算処理などが行われ、生成されたデータを画像生成回路25に供給する。このデータは画像生成回路25を介してモニタ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。

20

【0051】

画像生成回路25は、Bモード処理部23とドプラモード処理部24から供給されたデータを取得し、取得されたデータ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することにより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、生成されたBモード画像データとドプラモード画像データをモニタ14と記憶部26の画像メモリ26aに供給する。

30

【0052】

また、画像生成回路25は、制御プロセッサ21の制御に従い、画像メモリ26aから供給された種々の画像データを取得し、取得された種々の画像データをモニタ14に供給する。

【0053】

記憶部26は、画像メモリ26aとソフトウェア格納部26bからなり、画像メモリ26aは、画像生成回路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。これにより、オペレータは、例えば診断後において、診断中に記憶された画像データを読み出し、画像生成回路25を介してモニタ14に静止画像または動画像として表示させることができる。

40

【0054】

また、画像メモリ26aは、送受信部22から供給された出力信号 (RF信号) などの生データ、画像再構成部28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、ネットワーク32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。

【0055】

ソフトウェア格納部26bは、制御プロセッサ21の制御に従って、内部記憶装置27から供給された種々の制御プログラムを格納する。

50

【0056】

内部記憶装置27は、スキャンシーケンス、画像生成・表示処理、差分画像生成処理、輝度値保持演算処理、重畳表示などを実行する制御プログラムや、診断情報（患者ID、医師の所見など）、診断プロトコル、超音波の送受信条件、画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件などに関するデータ群を格納している。また、内部記憶装置27は、必要に応じて、記憶部26の画像メモリ26aから供給された種々の画像データを保管する。内部記憶装置27は、必要に応じて、インタフェース部31を介して外部装置（図示せず）へ種々のデータを転送することが可能である。

【0057】

画像再構成部28は、制御プロセッサ21の制御に従い、記憶部26の画像メモリ26a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、変換された後のボリュームデータを画像メモリ26aに供給する。画像再構成部28は、内部記憶装置27に記憶されている演算条件設定データを読み出し、読み出された演算条件設定データとボリュームデータに基づき、所定の演算処理を用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画像メモリ26aに供給する。

【0058】

また、画像再構成部28は、ボリュームデータに基づいて所定の演算処理を用いて再構成することにより所定の3次元の画像データを生成し、生成された所定の3次元の画像データを画像メモリ26aに供給する。

【0059】

入力データ取得部29は、オペレータが入力装置13を操作することにより入力された演算条件に関するデータなどの種々のデータをインタフェース部31を介して取得し、取得された演算条件に関するデータを演算条件設定部30に供給するとともに、取得されたその他のデータを各部に適宜供給する。なお、インタフェース部31を介して外部記憶装置（図示せず）など演算条件に関するデータなどの種々のデータを取得するようにしてもよい。

【0060】

演算条件設定部30は、制御プロセッサ21の制御に従い、入力データ取得部29から供給された演算条件に関するデータを取得し、取得された演算条件に関するデータに基づいて画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件を設定するとともに、設定された演算条件に関するデータである演算条件設定データを内部記憶装置27に供給する。

【0061】

インタフェース部31は、入力装置13、ネットワーク32、および外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースであり、本体11の各部から供給される種々のデータをネットワーク32介して外部装置（図示せず）に供給したり、外部記憶装置に供給することが可能である。

【0062】

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P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（図示せず）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パッキング材が設けられる。

【0063】

超音波プローブ12は、送信時には本体11の送受信部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P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P内に送信された超音波の一

10

20

30

40

50

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。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。

【0064】

入力装置 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 13a、種々の操作スイッチ 13b、種々のボタン 13c、マウス 13d、キーボード 13e 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。

10

【0065】

モニタ 14 は、ケーブルを介して本体 11 の画像生成回路 25 と接続され、図示せぬ LCD (Liquid Crystal Display) や図示せぬ CRT (Cathode Ray Tube) からなり、超音波スキュ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画像生成回路 25 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表示する。

【0066】

次に、図 2 のフローチャートを参照して、図 1 の超音波診断装置 1 における奥行き情報付き断層画像表示処理について説明する。なお、奥行き情報付き断層画像表示処理が開始される前に、オペレータにより予め造影剤が被検体 P に投与される。

20

【0067】

ステップ S1 において、画像生成回路 25 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。

【0068】

送受信部 22 は、制御プロセッサ 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 P に送信する。すなわち、送受信部 22 のレートパルス器は、制御プロセッサ 21 から供給された送信制御信号に基づいて、被検体 P 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、制御プロセッサ 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 ($\theta 1$) 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、送受信部 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 P に送信する。被検体 P 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。

30

【0069】

超音波プローブ 12 は、被検体 P 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。送受信部 22 は、制御プロセッサ 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、B モード処理部 23 とドプラモード処理部 24 に供給する。すなわち、送受信部 22 の受信系回路のプリアンプは、超音波プローブ 12 から被検体 P に入射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

【0070】

受信遅延回路は、制御プロセッサ 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

50

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23とドプラモード処理部24に供給する。

【0071】

Bモード処理部23とドプラモード処理部24は、送受信部22から供給された受信信号に種々の処理を施し、 $\theta 1$ 方向のデータをそれぞれ生成し、画像生成回路25に供給する。画像生成回路25は、Bモード処理部23とドプラモード処理部24から供給された $\theta 1$ 方向のデータを取得し、取得された $\theta 1$ 方向のデータ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することにより $\theta 1$ 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生成し、生成された $\theta 1$ 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部26の画像メモリ26aに供給する。

10

【0072】

記憶部26の画像メモリ26aは、画像生成回路25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。

【0073】

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P内をリアルタイム走査する。このとき、制御プロセッサ21は、その制御信号によって送受信部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。

20

【0074】

また、画像メモリ26a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。

【0075】

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。なお、本発明の実施形態においては、造影剤を用いているので、ハーモニックモードによる受信信号に基づいて断層画像データ（Bモード画像データとドプラモード画像データ）を生成する。

30

【0076】

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。

【0077】

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。

40

【0078】

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。

50

【0079】

本発明の実施形態においては、図3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。具体的には、心臓の心尖から超音波を直接3次的に走査することにより3次元の領域にわたる心臓の断層画像データを収集する。

【0080】

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の画像メモリ26aに順次記憶される。

10

【0081】

ステップS2において、画像再構成部28は、制御プロセッサ21の制御に従い、記憶部26の画像メモリ26a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、記憶部26の画像メモリ26aに供給する。

【0082】

ステップS3において、画像再構成部28は、制御プロセッサ21の制御に従い、変換された後のボリュームデータに基づいて、直交3断面の断層画像データを生成する。すなわち、画像再構成部28は、変換された後のボリュームデータに基づいて、オペレータにより入力装置13が操作されることにより指示された所定の位置の2次元の断層画像データと、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に対して直交する2つの2次元の断層画像データを生成する。なお、所定の位置の2次元の断層画像と、それに対して直交する2つの断層画面を生成し、生成された3つの2次元の断層画像データに基づいて3断面を同時に表示する方法を「直交3断面表示方法」という。

20

【0083】

例えば、図4に示されるように、オペレータが入力装置13を操作することにより所望の断面として断面Aを指定した場合、断面Aに対して直交する断面Bと断面Cを含めた直交する3断面（断面A、断面B、および断面C）の2次元の断層画像データが生成される。

30

【0084】

なお、ボリュームデータに基づいて直交3断面の断層画像データを生成し、表示する直交3断面表示法においては、オペレータが入力装置13を特に操作しない限り、超音波診断装置1のデフォルトとして、被検体Pの体表面に接触された位置で超音波プローブ12から超音波を送受信することにより生成される通常の2次元の断層画像データと、それに対して直交する2つの2次元の断層画面データが生成される。勿論、オペレータは、入力装置13を操作することにより、3次的に任意の位置の2次元の断層画像データと、それに対して直交する2つの2次元の断層画面データを生成させることが可能である。

【0085】

画像再構成部28は、生成された直交3断面の2次元の断層画像データを画像メモリ26aに供給する。画像メモリ26aは、画像再構成部28から供給された直交3断面の2次元の断層画像データを画像生成回路25を介してモニタ14に供給する。

40

【0086】

ステップS4において、モニタ14は、画像生成回路25から供給された直交3断面の2次元の断層画像データを取得し、取得された直交3断面の2次元の断層画像データに基づく直交3断面の2次元の断層画像を図5に示されるように表示する。

【0087】

図5は、モニタ14に表示される直交3断面の2次元の断層画像の表示例を表している。

【0088】

50

図5に示されるように、モニタ14には断層画像41乃至43が表示されており、断層画像41乃至43は、それぞれ、所定の位置の断層画像（図4の断面Aに対応する断層画像）、断層画像41が生成されるように被検体Pに接触された超音波プローブ12を90度ひねって走査することで通常得られる断層画像（図4の断面Bに対応する断層画像）、断層画像41と断層画像42に対して直交する断層画像（図4の断面Cに対応する断層画像）を示している。なお、断層画像43はいわゆるCモード断層画像と呼ばれる。

【0089】

これにより、オペレータは、表示された3つの断層画像41乃至43の空間的な位置関係を考慮しつつ、被検体Pの診断を行うことができる。

【0090】

ところが、従来の直交3断面表示法においては、いわゆるCモード断層画像として表示される断層画像は断層画像43の1枚だけであることから、例えばオペレータが心筋の虚血部位を観察する場合には、10cm乃至15cm程度の大きさの心臓を十分に観察するために、入力装置13を何度も操作することにより空間的に異なる位置のCモード断層画像を逐次表示させ、被検体Pの心筋において虚血部位があるか否かを観察しなければならない。

【0091】

また、オペレータが直交3断面表示法を用いて心臓の心筋虚血の部位を観察する場合、造影剤を投与したときでも、通常、虚血が発生している心筋の虚血部位の断層画像上における階調は、虚血が発生していない心筋の部位の断層画像上における階調よりも多少暗い程度である。そのため、直交3断面表示法を用いて心臓の心筋虚血の部位を観察する場合、オペレータが被検体Pに心筋虚血部位があるか否かを正確に判定することは困難なことであった。

【0092】

そこで、所定の位置のCモード断層画像に対して垂直方向に所定の厚さで所定の演算処理を施し、この演算処理により奥行き情報が付加されたCモード断層画像を所定の間隔ごとに複数生成・表示するようにする。これにより、奥行き情報が付加されたほぼ平行な複数のCモード断層画像（以下、「奥行き情報付き断層画像」という。）が生成・表示される。その結果、オペレータは、より3次元の情報が増加した複数の奥行き情報付き断層画像を用いて、被検体Pの診断を短時間で効率よく行うことが可能となる。以下、複数の奥行き情報付き断層画像の生成・表示方法について具体的に説明する。

【0093】

まず、オペレータは、入力装置13を操作することにより、画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件に関するデータを入力する。具体的には、図6に示されるように、オペレータは、入力装置13に設けられたスイッチ13b-2乃至13b-4を操作することにより、それぞれ、所定の演算処理が施される垂直方向の所定の厚さ、表示される奥行き情報付き断層画像の枚数、および、奥行き情報付き断層画像が表示される所定の間隔を入力することができる。図6の例の場合、オペレータは、入力装置13を操作することにより、所定の演算処理が施される垂直方向の所定の厚さ、表示される奥行き情報付き断層画像の枚数、および、奥行き情報付き断層画像が表示される所定の間隔として、それぞれ、「5mm」、「3枚」、および「2cm」を入力している。

【0094】

また、オペレータは、入力装置13に設けられたスイッチ13b-1を操作することにより、画像再構成部28において演算処理を開始させることができるとともに、入力装置13に設けられたスイッチ13b-5を操作することにより、演算条件設定部30に演算条件を設定させることができる。

【0095】

なお、一般に、心臓は便宜上例えば16個の部位に区分することが可能であるが、16個に分けられた部位のうち所定の1つの部位を観察する場合に、演算処理が施される垂直方向の所定の厚さを厚く設定しすぎると、演算処理が施された奥行き情報付き断層

10

20

30

40

50

画像に異なる部位の余計な情報が含まれてしまう可能性がある。そこで、演算処理を施す演算領域に観察を所望しない部位が含まれないようにするために、オペレータにより入力される所定の厚さの範囲は5 mm乃至30 mm程度で、より好ましくは5 mm乃至20 mm程度にすべきである。

【0096】

ステップS5において、入力データ取得部29は、オペレータが入力装置13を操作することにより入力された画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件に関するデータ（所定の演算処理が施される垂直方向の所定の厚さに関するデータ、表示される奥行き情報付き断層画像の枚数に関するデータ、および、奥行き情報付き断層画像が表示される所定の間隔に関するデータ）を取得し、取得された画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件に関するデータを演算条件設定部30に供給する。

10

【0097】

次に、オペレータは、入力装置13に設けられたスイッチ13b-5を操作することにより、演算条件設定部30に演算条件を設定させる。

【0098】

ステップS6において、演算条件設定部30は、オペレータにより入力装置13に設けられたスイッチ13b-5が操作されると、制御プロセッサ21の制御に従い、入力データ取得部29から供給された画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件に関するデータを取得し、取得された画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件に関するデータに基づいて、画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件を設定するとともに、設定された演算条件に関するデータである演算条件設定データを内部記憶装置27に供給する。

20

【0099】

図6の例の場合、画像再構成部28において行われる演算処理の演算条件として、所定の演算処理が施される垂直方向の所定の厚さ、表示される奥行き情報付き断層画像の枚数、および、奥行き情報付き断層画像が表示される所定の間隔が、それぞれ、「5 mm」、「3枚」、および「2 cm」に設定される。なお、この場合、奥行き情報付き断層画像は、超音波プローブ12から2 cm、4 cm、および6 cmの位置に生成される。

【0100】

これにより、オペレータは、演算条件設定部30に所望の演算条件を設定させることができる。

30

【0101】

なお、本発明の実施形態においては、表示される奥行き情報付き断層画像の枚数を「3枚」に設定するようにしているが、このような場合に限られず、オペレータの好みの枚数を設定することができる。但し、便宜上16個に分けられる心臓を観察する場合、オペレータが見にくくならずどの部位であるかを識別することができるように、表示される奥行き情報付き断層画像の枚数を2枚乃至6枚程度に設定することが好ましい。

【0102】

また、図6の例の場合、所定の演算処理が施される垂直方向の所定の厚さ、および、奥行き情報付き断層画像が表示される所定の間隔として、それぞれ、「5 mm」および「2 cm」が設定されているが、このような場合に限られず、オペレータの好みで任意の厚さと間隔や位置に設定することができる。

40

【0103】

続いて、オペレータは、入力装置13に設けられたスイッチ13b-1を操作することにより、超音波診断装置1に演算処理を開始させる。制御プロセッサ21は、内部記憶装置27に記憶されている演算処理などの制御プログラムを読み出し、読み出された演算処理などの制御プログラムを記憶部26のソフトウェア格納部26b上に展開して処理を実行する。

【0104】

ステップS7において、画像再構成部28は、制御プロセッサ21の制御に従い、オペ

50

レータにより入力装置 1 3 に設けられたスイッチ 1 3 b-1 が操作されると、内部記憶装置 2 7 に記憶されている演算条件設定データを読み出すとともに、画像メモリ 2 6 a に記憶されているボリュームデータを読み出す。画像再構成部 2 8 は、読み出された演算条件設定データとボリュームデータに基づいて所定の演算処理を施すことにより、奥行き情報付き断層画像のデータである奥行き情報付き断層画像データを複数生成する。

【0105】

具体的には、例えば、所定の演算処理方法として最大値保持演算処理方法、加算平均演算処理方法、最小値保持演算処理方法、または単純加算演算処理方法などを用いて、図 7 に示されるように設定された厚さ（図 6 の例の場合、「5 mm」）で画像の特徴量（例えば、信号強度など）について演算処理を行う。

10

【0106】

最大値保持演算処理方法を用いた場合、設定された厚さにおいて最も大きい画像の特徴量が演算結果として用いられる。加算平均演算処理方法を用いた場合、設定された厚さにおける全ての画像の特徴量を加算平均した値が演算結果として用いられる。最小値保持演算処理方法を用いた場合、設定された厚さにおいて最も小さい画像の特徴量が演算結果として用いられる。

【0107】

例えばオペレータが心臓の心筋虚血部位を観察する場合、図 8 [A]乃至[C]に示されるように、設定された厚さの中で最も浅い部分と最も深い部分では周囲の部位と比べて画像の特徴量が例えば 0.1 しか小さく（周囲の部位の画像の特徴量が例えば 1.0 で心筋虚血部位の画像の特徴量が例えば 0.9）ないが、設定された厚さの中で中間の部分では周囲と比べて画像の特徴量が例えば 0.2 小さい（周囲の部位の画像の特徴量が例えば 1.0 で心筋虚血部位の画像の特徴量が例えば 0.8）ときに、最小値保持演算処理方法を用いて演算処理を施すと、その結果、図 8 [D]に示されるように周囲の部位の画像の特徴量として 1.0 が用いられ、心筋虚血部位の画像の特徴量として 0.8 が用いられる。

20

【0108】

また、例えばオペレータが心臓の心筋虚血部位を観察する場合、図 9 [A]乃至[C]に示されるように、設定された厚さの中で最も浅い部分では周囲の部位と比べて画像の特徴量が例えば 0.1 小さく（周囲の部位の画像の特徴量が例えば 1.0 で心筋虚血部位の画像の特徴量が例えば 0.9）、設定された厚さの中で中間の部分では周囲と比べて画像の特徴量が例えば 0.6 小さく（周囲の部位の画像の特徴量が例えば 1.0 で心筋虚血部位の画像の特徴量が例えば 0.4）、設定された厚さの中で最も深い部分では周囲の部位と比べて画像の特徴量が例えば 0.2 小さい（周囲の部位の画像の特徴量が例えば 1.0 で心筋虚血部位の画像の特徴量が例えば 0.8）ときに、加算平均演算処理を施すと、その結果、図 9 [D]に示されるように周囲の部位の画像の特徴量として 1.0 が用いられ、心筋虚血部位の画像の特徴量として 0.7 が用いられる。

30

【0109】

これにより、心筋虚血部位の画像の特徴量を周囲の部位に比べて相対的に低くすることができ、その結果、演算処理を施さないで心臓の心筋虚血部位を観察する場合に比べて、オペレータにより予め設定された厚さの範囲内で心筋の虚血部位と周囲の部位とのコントラスト比を向上させることができる。

40

【0110】

一方、腫瘍には新生の血管などが多いことから造影剤を用いると、腫瘍の部分は他の周辺の部位に比べて強く染影されるが、例えばオペレータが心臓の腫瘍部分を観察する場合、図 10 [A]乃至[C]に示されるように、設定された厚さの中で最も浅い部分では周囲の部位と比べて画像の特徴量が例えば 1.0 大きく（周囲の部位の画像の特徴量が例えば 0.5 で腫瘍部分の画像の特徴量が例えば 1.5）、設定された厚さの中で中間の部分では周囲と比べて画像の特徴量が例えば 1.0 大きく（周囲の部位の画像の特徴量が例えば 0.5 で腫瘍部分の画像の特徴量が例えば 1.5）、設定された厚さの中で最も深い部分では周囲の部位と比べて画像の特徴量が例えば 2.0 大きい（周囲の部位の画像の特徴量が

50

例えば0.5で腫瘍部分の画像の特徴量が例えば2.5)ときに、最大値保持演算処理を施すと、その結果、図10[D]に示されるように周囲の部位の画像の特徴量として0.5が用いられ、腫瘍部分の画像の特徴量として2.5が用いられる。

【0111】

これにより、腫瘍部分の画像の特徴量を周囲の部位に比べて相対的に高くすることができ、その結果、演算処理を施さないで心臓の腫瘍部分を観察する場合に比べて、オペレータにより予め設定された厚さの範囲内で腫瘍部分と周囲の部位とのコントラスト比を向上させることができる。

【0112】

なお、最大値保持演算処理方法、加算平均演算処理方法、最小値保持演算処理方法、または単純加算演算処理方法以外の他の演算処理方法を用いるようにしてもよい。

10

【0113】

また、画像再構成部28は、複数の奥行き情報付き断層画像データを生成するとき、同時に、直交3断面表示される3断面の断層画像のうちのCモード断層画像以外の残り2つの断層画像の画像データを画像メモリ26aから読み出し、演算条件設定データに基づき、読み出された2つの断層画像データに、奥行き情報付き断層画像データが生成された位置情報を付加する。

【0114】

具体的には、図6の例の場合、奥行き情報付き断層画像データが2cmの間隔で3枚生成されることから、超音波プローブ12から2cm、4cm、および6cmの位置に位置情報が付加される。なお、奥行き情報付き断層画像データが生成された位置情報が付加された断層画像データを「位置情報付き断層画像データ」という。

20

【0115】

画像再構成部28は、生成された複数の奥行き情報付き断層画像データと位置情報付き断層画像データを画像メモリ26aに供給する。画像メモリ26aは、画像再構成部28から供給された複数の奥行き情報付き断層画像データと位置情報付き断層画像データを取得し、取得された複数の奥行き情報付き断層画像データと位置情報付き断層画像データを記憶するとともに、画像生成回路25を介してモニタ14に供給する。

【0116】

ステップS8において、モニタ14は、画像メモリ26aから供給された複数の奥行き情報付き断層画像データと位置情報付き断層画像データを取得し、取得された複数の奥行き情報付き断層画像データと位置情報付き断層画像データに基づく複数の奥行き情報付き断層画像と位置情報付き断層画像を同時に表示する。

30

【0117】

図11は、モニタ14に表示される奥行き情報付き断層画像と位置情報付き断層画像の表示例を表している。

【0118】

図11に示されるように、モニタ14には断層画像51乃至53-3が同時に表示されており、断層画像51乃至53-3は、それぞれ、奥行き情報付き断層画像データが生成された位置情報が図5の断層画像41に付加された位置情報付き断層画像、奥行き情報付き断層画像データが生成された位置情報が図5の断層画像42に付加された位置情報付き断層画像、断層画像51と断層画像52に対して直交する断層画像であって所定の演算処理が施された3枚の奥行き情報付き断層画像のうち最も浅い位置（超音波プローブ12から2cmの位置）の奥行き情報付き断層画像、断層画像51と断層画像52に対して直交する断層画像であって所定の演算処理が施された3枚の奥行き情報付き断層画像のうちの中間の位置（超音波プローブ12から4cmの位置）の奥行き情報付き断層画像、および、断層画像51と断層画像52に対して直交する断層画像であって所定の演算処理が施された3枚の奥行き情報付き断層画像のうち最も深い位置（超音波プローブ12から6cmの位置）の奥行き情報付き断層画像を示している。なお、断層画像53-1乃至53-3は、ほぼ平行関係にある。

40

50

【0119】

また、心尖から超音波を走査した場合、断層画像53-1乃至53-3は、心臓の短軸の基部、乳頭筋レベル、および心尖部における画像となる。

【0120】

本発明の実施形態においては、所定の位置において所定の厚さで演算処理を施すことで奥行き情報が付加された奥行き情報付き断層画像データを複数生成して同時に表示しているので、単に所定の位置の断層画像データを生成して表示する場合に比べて、高コントラストな断層画像を複数同時に表示することができる。これにより、オペレータは、例えば心臓の心筋虚血部位や腫瘍などを観察する場合に現在表示されている断層画像に心筋虚血部位や腫瘍などがあるかを容易に判定することができるだけでなく、現在表示されている複数の断層画像を同時に見ることで心臓のどこに心筋虚血部位や腫瘍があるか否かを容易に推測することが可能となる。

10

【0121】

また、オペレータにより予め設定された厚さの範囲内で心筋の虚血部位と周囲の部位とのコントラスト比を向上させることができるようにしているので、オペレータが指示した所定の位置の断面から多少離れた所に所望の部位が存在するような場合であっても、どこに心筋虚血部位や腫瘍があるか否かを推測することが可能となる。これにより、オペレータは、所望の部位の近傍であるか否かをそれほど注意を払うことなく所定の位置の断面を指示した場合であっても、表示される高コントラストな断層画像に基づいて、心臓のどこに心筋虚血部位や腫瘍があるか否かを推測することが可能となる。

20

【0122】

さらに、所定の位置において所定の厚さで演算処理を施すことで奥行き情報が付加された奥行き情報付き断層画像データを生成して表示するようにしているので、単に所定の位置の断層画像データを生成して表示する場合に比べて、オペレータは、より少ない表示操作で短時間で所望の部位の断層画像を表示させることができる。

【0123】

従って、任意の位置の2次元の断層画像を表示させる場合において、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。

【0124】

なお、図11の表示画面上においてオペレータが入力装置13を操作することにより、断層画像53-1乃至53-3のうちの所望の断層画像を拡大表示させるようにしてもよい。これにより、例えば心臓の心筋虚血部位や腫瘍などを観察する場合に心筋虚血部位や腫瘍などがあるかをさらに容易に判定することができる。

30

【0125】

また、オペレータが入力装置13に設けられたトラックボール13aを操作して断層画像51や断層画像52の画像上の位置情報を所定の位置に移動させるのに連動して、移動した後の所定の位置における断層画像53-1乃至53-3を表示するようにしてもよい。これにより、任意の位置の2次元の断層画像を表示させる場合において、超音波診断装置の操作性をより向上させることができる。

【0126】

ところで、画像再構成部28において行われる演算処理における演算条件に関するデータをオペレータが入力装置13を操作することにより入力する場合、オペレータは、図12に示されるような表示画面を見ながら、画像再構成部28において行われる演算処理における演算条件に関するデータなどを入力するようにしてもよい。

40

【0127】

図12に示されるように、オペレータは、入力装置13を用いて表示画面上の厚さ設定用アイコン54で範囲指定することにより、所定の演算処理が施される垂直方向の所定の厚さ、所定の間隔、および位置などを入力することができる。

【0128】

また、演算処理が施される演算領域に観察を所望しない部位が含まれないようにするた

50

めに、オペレータが好みで演算領域から除外する領域を入力するようにしてもよい。例えば、図12に示されるように断層画像43上にその画像の輝度情報（輝度プロファイル）55を重畳表示させ、オペレータが、入力装置13を用いて表示画面上の領域設定用アイコン56で範囲指定することにより、所定の演算処理を施させる演算領域から除外する所定の領域を入力するようにしてもよい。これにより、所定の演算処理の妨げとなる高輝度領域や低輝度領域などを除外し、より好適な奥行き情報付き断層画像データを生成・表示することができる。従って、よりコントラスト比の高い奥行き情報付き断層画像データを生成・表示することができる。

【0129】

勿論、重畳表示される画像の輝度情報を参照して、オペレータが入力装置13を操作することにより所定の演算処理を施させる演算領域から高輝度領域や低輝度領域を除外する閾値（基準値）となる1つあるいは複数の輝度値を入力するようにしてもよい。これにより、入力された輝度値に基づいて演算領域から高輝度領域や低輝度領域を除外して演算処理が施されるので、オペレータの好みに合わせて所定の演算処理を施すことができる。

【0130】

なお、心臓の心腔内には大量の血液があることから、造影剤を用いると心臓の心腔内の部分が他の部位に比べて強く染影され高輝度となってしまう、その結果、所定の演算処理の妨げとなってしまう。そこで、画像再構成部28に演算処理を開始させるとき、オペレータは、図13に示されるように、入力装置13に設けられたボタン13cの内膜抽出開始ボタンを操作することにより内膜抽出処理を開始させ、心腔内のボクセルを所定の演算処理が施される演算領域から除外するようにしてもよい。これにより、より好適な奥行き情報付き断層画像データを生成・表示することができる。従って、より高コントラストな奥行き情報付き断層画像データを生成・表示することができる。

【0131】

また、奥行き情報付き断層画像を表示するとき、図14に示されるように、生成された所定の位置の奥行き情報付き断層画像と、その位置で所定の演算処理が施されていない2次元の断層画像とを重畳表示するようにしてもよい。

【0132】

図14の例の場合、生成された所定の位置の奥行き情報付き断層画像と、その位置で所定の演算処理が施されていない2次元の断層画像とを色調を変えて重畳表示している。なお、図14の例の場合、右下に重畳表示されている奥行き情報付き断層画像のカラーを示すカラーバー57が表示されている。

【0133】

これにより、例えば心筋虚血部位とその他の部分とのコントラスト比が所定の演算処理が施されることにより2つの画像間で大きく変化した場合、発生している虚血58が鮮明に描出される。従って、オペレータは、心臓の心筋虚血部位などを観察する場合に現在表示されている部位の断層画像に心筋虚血部位などがあるか否かをより容易に判定することが可能となる。その結果、任意の位置の2次元の断層画像を表示させる場合において、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。

【0134】

なお、本発明の実施形態においては、心臓の心尖から超音波を走査して被検体Pの心臓を観察する場合に適用するようにしたが、このような場合に限られず、心臓以外の部位（例えば、乳腺などの部位）を観察する場合にも適用することができる。

【0135】

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、造影剤を被検体Pに投与した場合について説明したが、造影剤を被検体Pに投与しない場合についても適用することができる。

【0136】

さらに、本発明の実施形態においては、オペレータが入力装置13を操作することにより演算処理方法を代えて奥行き情報付き断層画像データを生成し、表示するようにしても

10

20

30

40

50

よい。これにより、オペレータにより指定された所定の位置において好適な演算処理方法を用いて所定の部位に応じた奥行き情報付き断層画像データを生成し、表示することができる。

【0137】

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、いわゆるCモード断層画像に奥行き情報を付加するようにしたが、このような場合に限られず、オペレータは、任意の断層画像を指定して奥行き情報を付加させることができる。

【0138】

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

10

【0139】

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】

【0140】

【図1】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2】図1の超音波診断装置における奥行き情報付き断層画像表示処理について説明するフローチャート。

【図3】2次元にマトリクス配列された超音波振動子を有する超音波プローブを用いて直接3次的に超音波を走査する場合の原理を説明する説明図。

20

【図4】直交3断面表示法の原理について説明する説明図。

【図5】図1のモニタに表示される直交3断面の2次元の断層画像の表示例を示す図。

【図6】図1の入力装置の概略的な概観の構成を示す概観図。

【図7】図2のステップ7における演算処理方法の概念について説明する説明図。

【図8】図2のステップ7における演算処理の具体的な方法について説明する説明図。

【図9】図2のステップ7における他の演算処理の具体的な方法について説明する説明図。

。

【図10】図2のステップ7における他の演算処理の具体的な方法について説明する説明図。

30

【図11】図1のモニタに表示される複数の奥行き情報付き断層画像の表示例を示す図。

【図12】図1のモニタに表示される演算条件の入力表示画面の表示例を示す図。

【図13】図1の超音波診断装置において演算処理を施す演算領域から心腔内の領域を除外する方法について説明する説明図。

【図14】図1のモニタに表示される奥行き情報付き断層画像と通常の2次元の断層画像とを重畳して表示する表示例を示す図。

【符号の説明】

【0141】

1 超音波診断装置

11 本体

40

12 超音波プローブ

13 入力装置

13a トラックボール

13b スイッチ

13c ボタン

13d マウス

13e キーボード

14 モニタ

21 制御プロセッサ

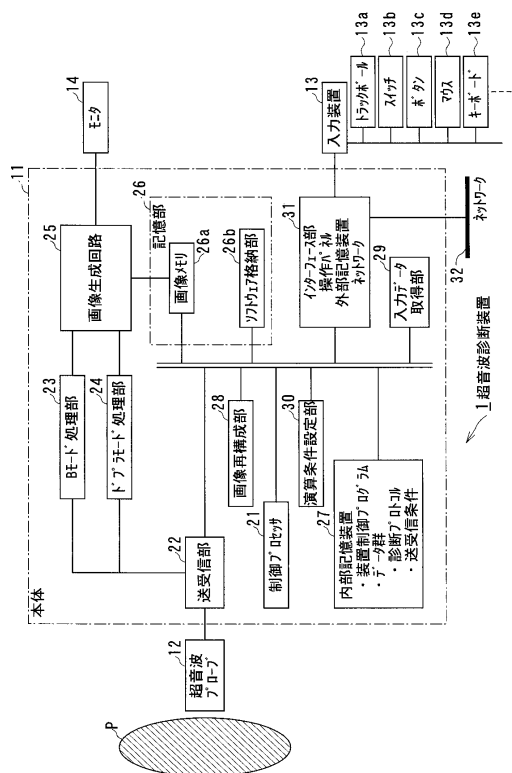
22 送受信部

50

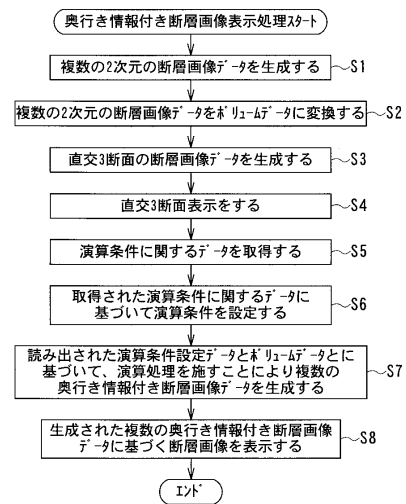
- 23 Bモード処理部
- 24 ドプラモード処理部
- 25 画像生成回路
- 26 記憶部
- 26a 画像メモリ
- 26b ソフトウェア格納部
- 27 内部記憶装置
- 28 画像再構成部
- 29 入力データ取得部
- 30 演算条件設定部
- 31 インタフェース部
- 32 ネットワーク

10

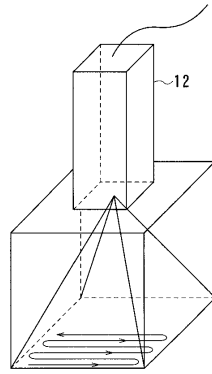
【図1】



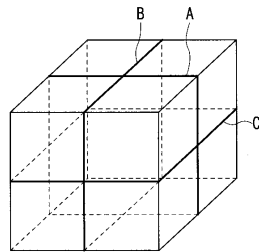
【図2】



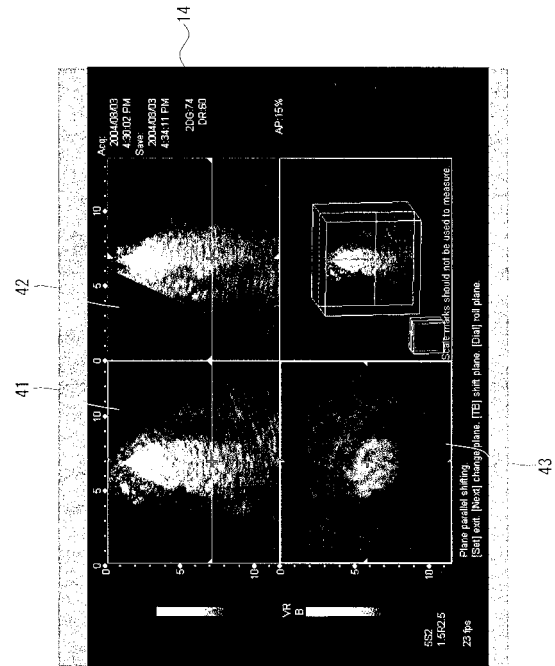
【図 3】



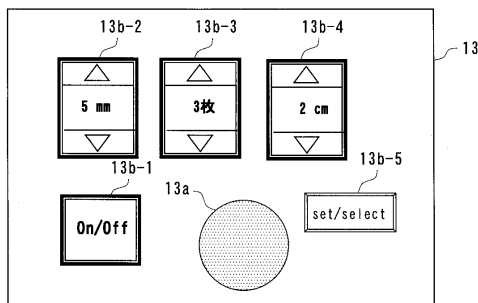
【図 4】



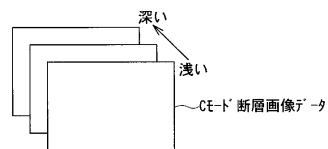
【図 5】



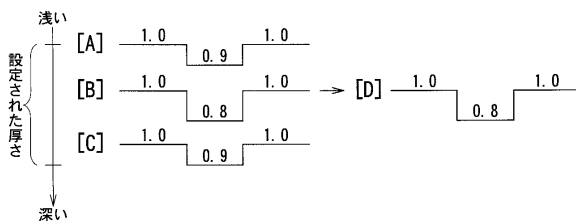
【図 6】



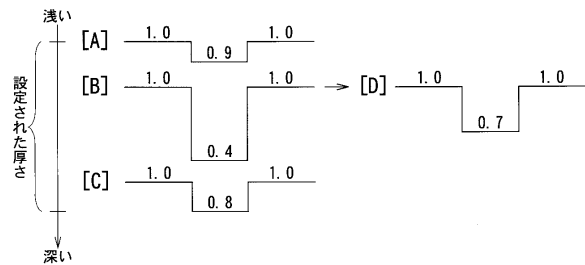
【図 7】



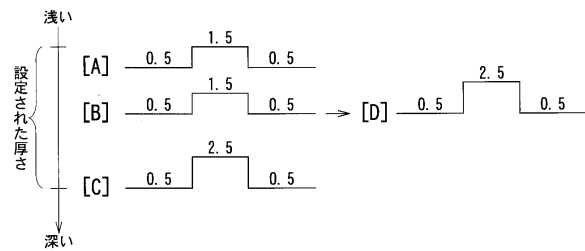
【図 8】



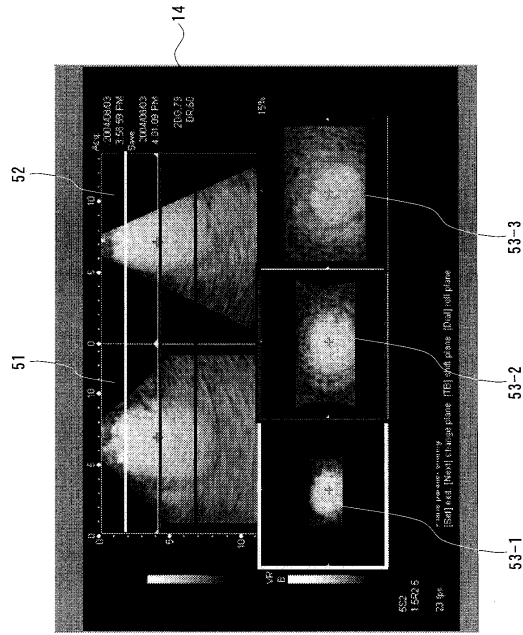
【図 9】



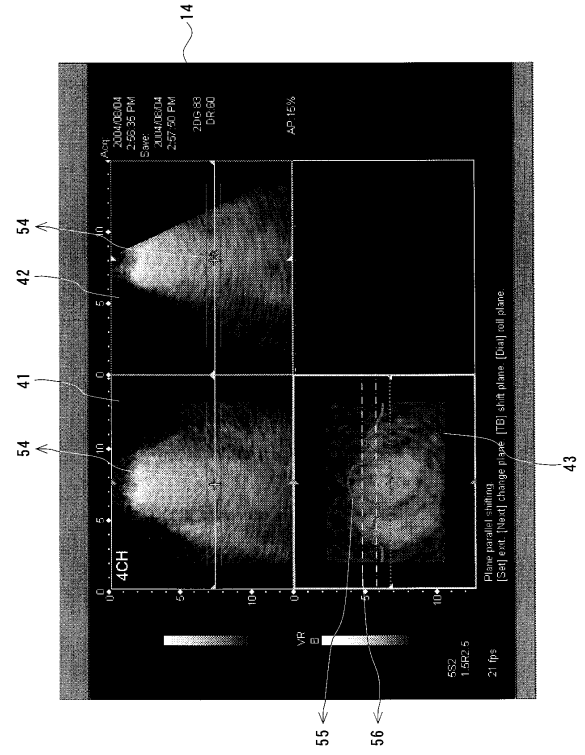
【図 10】



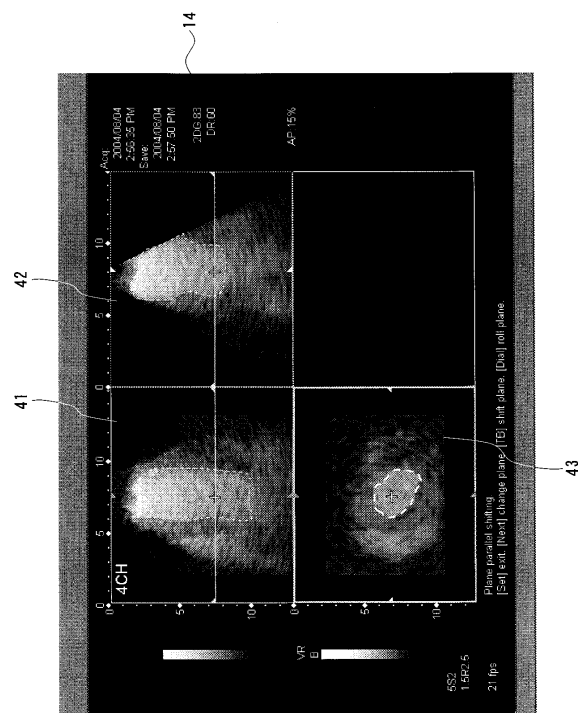
【図 1 1】



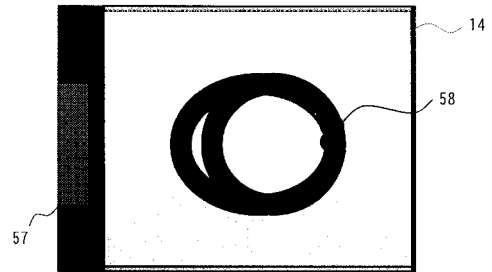
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 忠晴

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 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2004-358264 (JP, A)

特開2001-170056 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备及其图像处理程序		
公开(公告)号	JP4901273B2	公开(公告)日	2012-03-21
申请号	JP2006105629	申请日	2006-04-06
[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	吉田 哲也 橋本 新一 小林 忠晴		
发明人	吉田 哲也 橋本 新一 小林 忠晴		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DE06 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC09 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2007275308A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在显示任意位置的二维断层图像的情况下，改善超声波检查仪的可操作性。解决方案：在超声波检查中，图像生成电路生成多个二维断层图像数据，并在步骤S1至S8跨三维区域收集断层图像数据。图像重建部分将收集的数据转换为体数据并生成正交的三个横截面的断层图像数据。监视器显示正交三个横截面的二维断层图像。算术条件设置部分基于关于算术处理的算术条件的数据来设置算术条件。图像重建部分通过基于算术条件设置数据和体数据执行规定的算术处理来生成伴随深度信息的多个断层图像数据。监视器同时显示伴随有位置信息的深度信息和断层图像的断层图像。Z

【 図 1 】

