

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4762010号
(P4762010)

(45) 発行日 平成23年8月31日(2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月17日(2011.6.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-69465 (P2006-69465)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年3月14日 (2006.3.14)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-244501 (P2007-244501A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年9月27日 (2007.9.27)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年3月6日 (2009.3.6)		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	100078765
			弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757
			弁理士 猿渡 章雄
		(74) 代理人	100122253
			弁理士 古川 潤一

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方法、その画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定のパルス繰り返し周波数の超音波を送受信し、受信信号から超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、

複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波の送受信で前記画像データ生成手段により生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているか否かを判定する虚像発生判定手段と、

残留多重エコーによる虚像が発生している深度を算出する残留多重エコー虚像発生深度算出手段と、

前記残留多重エコー虚像発生深度算出手段により算出された前記残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出手段と、

超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を変更するパルス繰り返し周波数変更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】

前記パルス繰り返し周波数変更手段は、

前記残留多重エコー虚像発生判定手段により残留多重エコーによる虚像が発生していると判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を前記残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、

10

20

前記残留多重エコー虚像発生判定手段により残留多重エコーによる虚像が発生していないと判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、前記残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数よりも高い周波数に変更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】

前記虚像発生判定手段により残留多重エコーによる虚像が発生していると判定された場合、残留多重エコーによる虚像が発生している領域を算出する残留多重エコー虚像発生領域算出手段をさらに備え、

前記パルス繰り返し周波数変更手段は、

残留多重エコーによる虚像が発生している領域に関する走査線では、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を前記残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、

10

残留多重エコーによる虚像が発生している領域に関しない走査線では、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、前記残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数よりも高い周波数に変更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 4】

前記虚像発生判定手段は、

複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波の送受信で前記画像データ生成手段により生成された複数の画像データの差分の画像に基づいて、差分画像において予め設定された所定の基準値よりも大きい輝度差の部分があるか否かを判定する輝度判定手段を備え、

20

前記残留多重エコー虚像発生判定手段は、前記輝度判定手段により差分画像において予め設定された所定の基準値よりも大きい輝度差の部分があると判定された場合、残留多重エコーによる虚像が発生していると判定し、前記輝度判定手段により差分画像において予め設定された所定の基準値よりも大きい輝度差の部分は無いと判定された場合、残留多重エコーによる虚像が発生していないと判定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 5】

発生している残留多重エコーによる虚像が全表示画面において占める領域面積の割合である残留多重エコー虚像発生領域面積割合を算出する残留多重エコー虚像発生領域面積割合算出手段と、

30

残留多重エコー虚像発生領域面積割合に基づいて、残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きいか否かを判定する残留多重エコー虚像発生領域面積割合判定手段とをさらに備え、

前記パルス繰り返し周波数変更手段は、

前記残留多重エコー虚像発生領域面積割合判定手段により残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きいと判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を前記残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、

前記残留多重エコー虚像発生領域面積割合判定手段により残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より小さいと判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、前記残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数よりも高い周波数に変更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。

40

【請求項 6】

前記画像データ生成手段は、前記パルス繰り返し周波数変更手段により超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数が変更された後、変更されたパルス繰り返し周波数の超音波を送受信し、受信信号から超音波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】

前記残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に関するデータを表示する表示制御手段と、

50

超音波を送受信するときの所定のパルス繰り返し周波数のデータを入力する入力手段とをさらに備え、

前記パルス繰り返し周波数変更手段は、前記入力手段により入力された前記所定のパルス繰り返し周波数のデータに基づいて、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、前記所定のパルス繰り返し周波数に変更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 8】

複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波を走査することで生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているか否かを判定する残留多重エコー虚像発生判定ステップと、

残留多重エコーによる虚像が発生している深度を算出する残留多重エコー虚像発生深度算出ステップと、

前記残留多重エコー虚像発生深度算出ステップの処理により算出された前記残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出ステップと、

超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を変更するパルス繰り返し周波数変更ステップとを含むことを特徴とする超音波診断装置の画像処理方法。

【請求項 9】

複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波を走査することで生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているか否かを判定する残留多重エコー虚像発生判定ステップと、

残留多重エコーによる虚像が発生している深度を算出する残留多重エコー虚像発生深度算出ステップと、

前記残留多重エコー虚像発生深度算出ステップの処理により算出された前記残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出ステップと、

超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を変更するパルス繰り返し周波数変更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方法、その画像処理プログラムに係り、特に、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制しつつ、虚像の発生している領域か否かに応じて好適なフレームレートに変更す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方法、その画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置のBモード断層画像表示モードでは、比較的波長の短い電気信号を超音波振動子に印加し、超音波を対象となる患者（以下、「被検体」という。）に送信し、被検体からの超音波の反射波を連続的に受信することにより、対象となる被検体の表面（超音波プローブとの接触面）から所定の深さ（以下、「深度」という。）までの構造情報（断層画像など）を取得することができる。

【0003】

ここで、一般に、超音波診断装置のBモード断層画像表示モードにおける断層像を取得するための走査においては、空間的位置を移動しながら（走査しながら）所定の時間間隔で繰り返し超音波の送受信を行う。この超音波の送信パルスが繰り返し送信される時間間隔を「パルス繰り返し周期（S）」といい、超音波の送信パルスが単位時間あたりに送信

10

20

30

40

50

される回数を「パルス繰り返し周波数（ $1/S$ ）」という。また、1枚の断層像を取得するために繰り返す超音波送受信の走査回数を「走査線数」といい、単位時間あたりに取得される断層像の枚数である「フレームレート（ $1/S$ ）」は、[数1]に従い求めることができる。なお、パルス繰り返し周期とパルス繰り返し周波数は、逆数の関係である。

[数1]

フレームレート（ $1/S$ ）＝パルス繰り返し周波数（ $1/S$ ）/走査線数

【0004】

このフレームレートは超音波診断装置のBモード断層画像の応答性能を表す指標として用いられており、フレームレートが高いほど、応答性能の良いBモード断層画像を取得することができる。従って、超音波診断装置のBモード断層画像表示モードにおいては、特に、フレームレートをできるだけ向上させることが要求される。

10

【0005】

ここで、上記の[数1]を考慮すると、フレームレートを向上させる方法として2つの方法が考えられる。第1の方法としては、1枚の断層像を取得するために繰り返す超音波送受信の走査回数である走査線数を減らす方法が考えられ、第2の方法としては、パルス繰り返し周波数を高める方法が考えられる。

【0006】

第1の方法においては、走査線数を減らすことでフレームレートを高めることはできるが、その結果、Bモード断層画像を構成する際に用いられる情報が減少してしまうため、Bモード断層画像の分解能が極端に低下してしまう。すなわち、許容できる程度のBモード断層画像の分解能を維持するようにすると、減らすことができる走査線の数にはおのずと限界ができてしまう。

20

【0007】

現在においては走査線数をさらに減らすことは困難であるほど、Bモード断層画像の分解能の許容範囲の限界まで走査線数を減らしているため、走査線数をさらに減らすことによりフレームレートを向上させることは現実的ではない。

【0008】

そこで、第2の方法であるパルス繰り返し周波数を高める方法によりフレームレートを向上させることができるか否かを検討する。パルス繰り返し周波数は超音波の送信パルスが単位時間あたりに送信される回数であり、そのうち所定の条件において設定することができる最も高いパルス繰り返し周波数（以下、「最高パルス繰り返し周波数」という。）は、超音波診断装置の操作者（例えば、医師や技師など。以下、「オペレータ」という。）が求めるBモード断層画像の表示深度により、[数2]に従い求めることができる。

30

[数2]

最高パルス繰り返し周波数＝ $1/\{(\text{超音波が表示深度まで往復する時間}) + (\text{超音波診断装置が送受信の制御する制御時間})\} = 1/\{(2 \times \text{表示深度} / \text{超音波の伝播音速度}) + \text{制御時間} \}$

【0009】

つまり、理論上、パルス繰り返し周波数は、最高パルス繰り返し周波数まで高めることができる。ところが、超音波は対象である被検体の体内を往復して超音波探触子に受信されるまでの間に被検体の体内の組成・構造により減衰するが、パルス繰り返し周波数を最高パルス繰り返し周波数まで高めるようにすると、超音波の送信パルスが繰り返し送信される時間間隔であるパルス繰り返し周期が当然短くなるため、超音波の送受信を行った後、次の超音波を送受信するまでの間に超音波が被検体の体内の組成・構造により十分減衰することができなくなってしまう。

40

【0010】

超音波が被検体の体内の組成・構造により十分減衰しない間に次の超音波が送信されると、すでに送信された超音波の表示深度よりも深い領域からの反射信号と、新たな超音波の表示深度よりも浅い近距離からの反射信号とが混在した信号を受信することとなる。このような場合、超音波の反射信号に基づいて、被検体の生体軟部組織の深さや位置を正し

50

く表示することができなくなってしまう。

【 0 0 1 1 】

具体的には、例えば、図 1 に示されるように、本来、断層画像aと断層画像bは設定表示深度外の領域Aに存在するため断層画像として表示されないが、領域Bにあたかも存在するかのようオペレータの診断に利用した断層画像eの近傍に断層画像cと断層画像dとして表示されてしまう。このような現象を超音波の残留多重エコーによる虚像の発生現象と呼び、オペレータの超音波診断の妨げとなる。特に、超音波の減衰は超音波の送受信周波数が低周波になるほど小さくなるため、低周波の超音波を用いるときには、残留多重エコーによる虚像の発生が起きやすくなる。

【 0 0 1 2 】

10

そこで、このような残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するため、超音波のパルス繰り返し周期を、オペレータが求めるBモード断層画像の表示深度に応じたパルス繰り返し周期よりも長い周期に予め設定し、超音波のパルス繰り返し周波数を最高パルス繰り返し周波数よりも予め低く設定する方法が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【 0 0 1 3 】

特許文献 1 に提案されている方法によれば、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制させつつ、超音波の固有の送受信周波数と視野深度とに対応させてパルス繰り返し周波数の上限値を変更することができる。

【特許文献 1】特開平 5 - 2 4 5 1 4 1 号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 4 】

被検体の体内の軟部組織には、残留多重エコーによる虚像が発生しやすい領域と、残留多重エコーによる虚像が発生しにくい領域がある。例えば、被検体の体内の深い所に超音波を強く反射する強反射体（例えば、骨など）があるような場合、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するように予め超音波のパルス繰り返し周波数を最高パルス繰り返し周波数よりも低く設定したとしても、反射信号の信号強度が強いため超音波が被検体の体内において十分減衰できず、残留多重エコーによる虚像が発生しやすくなる。また、オペレータが被検体の心臓などを超音波診断装置を用いて診断する場合も、被検体の体内の水や血液などにおいては超音波の減衰は比較的少ないため、超音波が被検体の体内において十分減衰できず、残留多重エコーによる虚像が発生しやすくなる。

30

【 0 0 1 5 】

従って、特許文献 1 に提案されている方法によれば、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するために予め低いパルス繰り返し周波数を設定し、超音波の固有の送受信周波数と視野深度とに対応させてパルス繰り返し周波数の上限値を変更することはできるが、残留多重エコーによる虚像が発生しやすい領域においては、フレームレートを多少下げて予め超音波のパルス繰り返し周波数を低く設定したにもかかわらず、結局、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制することができないという課題があった。

【 0 0 1 6 】

勿論、特許文献 1 に提案されている方法によっても、理論上、パルス繰り返し周波数を極端に低下させることで、残留多重エコーによる虚像の発生を完全に抑制することはできるが、その結果、フレームレートが極端に低下してしまい実用的ではない。また、この場合、残留多重エコーによる虚像が発生しにくい領域においても、同時にフレームレートを極端に低下させてしまうため、残留多重エコーによる虚像が発生しにくい領域においてフレームレートを過度に低下させてしまうという課題があった。

40

【 0 0 1 7 】

また、残留多重エコーによる虚像が発生するか否かは、被検体を診断する部位などだけでなく、被検体の体動や超音波プローブの接触させる位置などの診断環境にも依存するため、オペレータが診断しようとする部位が残留多重エコーの発生しやすい領域であるか否かを判断することはそれほど容易ではない。従って、超音波を走査する前にオペレータが

50

予め予想していたよりも残留多重エコーが発生しやすい領域であった場合には、超音波のパルス繰り返し周波数を予め低く設定したとしても、残留多重エコーによる虚像が断層画像として表示されてしまい、オペレータの診断の妨げになってしまうという課題があった。

【0018】

このように、残留多重エコーによる虚像の発生の抑制とフレームレートの向上を同時に行うことは困難であった。

【0019】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたものであり、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制しつつ、虚像が発生している領域が否かに応じて好適なフレームレートに変更することができる超音波診断装置およびその画像処理方法、その画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0020】

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、所定のパルス繰り返し周波数の超音波を送受信し、受信信号から超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波の送受信で画像データ生成手段により生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているか否かを判定する虚像発生判定手段と、残留多重エコーによる虚像が発生している深度を算出する残留多重エコー虚像発生深度算出手段と、残留多重エコー虚像発生深度算出手段により算出された残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出手段と、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を変更するパルス繰り返し周波数変更手段とを備えることを特徴とする。

【0021】

パルス繰り返し周波数変更手段は、残留多重エコー虚像発生判定手段により残留多重エコーによる虚像が発生していると判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、残留多重エコー虚像発生判定手段により残留多重エコーによる虚像が発生していないと判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数よりも高い周波数に変更するようにすることができる。

【0022】

この超音波診断装置は、虚像発生判定手段により残留多重エコーによる虚像が発生していると判定された場合、残留多重エコーによる虚像が発生している領域を算出する残留多重エコー虚像発生領域算出手段をさらに備え、パルス繰り返し周波数変更手段は、残留多重エコーによる虚像が発生している領域に関する走査線では、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、残留多重エコーによる虚像が発生している領域に関しない走査線では、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数よりも高い周波数に変更するようにすることができる。

【0023】

虚像発生判定手段は、複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波の送受信で画像データ生成手段により生成された複数の画像データの差分の画像に基づいて、差分画像において予め設定された所定の基準値よりも大きい輝度差の部分があるか否かを判定する輝度判定手段を備え、残留多重エコー虚像発生判定手段は、輝度判定手段により差分画像において予め設定された所定の基準値よりも大きい輝度差の部分があると判定された場合、残留多重エコーによる虚像が発生していると判定し、輝度判定手段により差分画像において予め設定された所定の基準値よりも大きい輝度差の部分は無いと判定された場合、残留多重エコーによる虚像が発生していないと判定するようにすることができる。

【 0 0 2 4 】

この超音波診断装置は、発生している残留多重エコーによる虚像が全表示画面において占める領域面積の割合である残留多重エコー虚像発生領域面積割合を算出する残留多重エコー虚像発生領域面積割合算出手段と、残留多重エコー虚像発生領域面積割合に基づいて、残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きいかなかを判定する残留多重エコー虚像発生領域面積割合判定手段とをさらに備え、パルス繰り返し周波数変更手段は、残留多重エコー虚像発生領域面積割合判定手段により残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きいと判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、残留多重エコー虚像発生領域面積割合判定手段により残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きくないと判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数よりも高い周波数に変更するようにすることができる。

10

【 0 0 2 5 】

画像データ生成手段は、パルス繰り返し周波数変更手段により超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数が変更された後、変更されたパルス繰り返し周波数の超音波を送受信し、受信信号から超音波画像データを生成するようにすることができる。

【 0 0 2 6 】

この超音波診断装置は、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に関するデータを表示する表示制御手段と、超音波を送受信するときの所定のパルス繰り返し周波数のデータを入力する入力手段とをさらに備え、パルス繰り返し周波数変更手段は、入力手段により入力された所定のパルス繰り返し周波数のデータに基づいて、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、所定のパルス繰り返し周波数に変更するようにすることができる。

20

【 0 0 2 7 】

本発明の超音波診断装置の画像処理方法は、上述した課題を解決するために、複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波を走査することで生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているかなかを判定する残留多重エコー虚像発生判定ステップと、残留多重エコーによる虚像が発生している深度を算出する残留多重エコー虚像発生深度算出ステップと、残留多重エコー虚像発生深度算出ステップの処理により算出された残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出ステップと、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を変更するパルス繰り返し周波数変更ステップとを含むことを特徴とする。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、複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波を走査することで生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているかなかを判定する残留多重エコー虚像発生判定ステップと、残留多重エコーによる虚像が発生している深度を算出する残留多重エコー虚像発生深度算出ステップと、残留多重エコー虚像発生深度算出ステップの処理により算出された残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出ステップと、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を変更するパルス繰り返し周波数変更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

【 0 0 2 8 】

本発明の超音波診断装置においては、所定のパルス繰り返し周波数の超音波を送受信し、受信信号から超音波画像データが生成され、複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波の送受信で生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているかなかが判定され、残留多重エコーによる虚像が発生している深度が算出され、

50

算出された残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数が算出され、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数が変更される。

【 0 0 2 9 】

本発明の超音波診断装置の画像処理方法および画像処理プログラムにおいては、複数の異なるパルス繰り返し周波数の超音波を走査することで生成された複数の画像データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生しているか否かが判定され、残留多重エコーによる虚像が発生している深度が算出され、算出された残留多重エコーによる虚像が発生している深度に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数が算出され、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数が変更される。

10

【発明の効果】

【 0 0 3 0 】

本発明によれば、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制しつつ、残留多重エコーによる虚像が発生している領域か否かに応じて好適なフレームレートに変更することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 1 】

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。

20

【 0 0 3 2 】

図 2 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。

【 0 0 3 3 】

超音波診断装置 1 は、本体 1 1、その本体 1 1 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 1 2、入力部 1 3、および表示部 1 4 により構成されている。

【 0 0 3 4 】

図 2 に示されるように、超音波診断装置 1 の本体 1 1 は、制御部 2 1、送信部 2 2、受信部 2 3、画像データ生成部 2 4、データ記憶部 2 5、演算部 2 6、残留多重エコー虚像発生抑制部 2 7、および DSC (Digital Scan Converter) 2 8 により構成されている。

【 0 0 3 5 】

30

制御部 2 1 は、CPU (Central Processing Unit) または MPU (Micro Processing Unit) などからなり、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。

【 0 0 3 6 】

送信部 2 2 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 2 1 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が発生し、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収束距離や偏向角度を設定するための遅延回路であり、制御部 2 1 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 1 2 に出力する。

40

【 0 0 3 7 】

受信部 2 3 は、プリアンプ、受信遅延回路、および加算器 (いずれも図示せず) からなり、プリアンプは、超音波プローブ 1 2 から被検体に供給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受信遅延回路に供給する。

50

【 0 0 3 8 】

受信遅延回路は、制御部 2 1 から供給される制御信号に基づいて、プリアンプから供給された増幅後の受信信号に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 2 4 に供給する。

【 0 0 3 9 】

画像データ生成部 2 4 は、Bモード処理部 3 1 とドプラモード処理部 3 2 により構成されている。Bモード処理部 3 1 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) からなり、制御部 2 1 から供給された制御信号に基づいて、以下の処理を行う。

10

【 0 0 4 0 】

すなわち、Bモード処理部 3 1 の対数増幅器は、受信部 2 3 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、Bモード画像データを生成し、生成されたBモード画像データをデータ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 4 1 】

20

データ記憶部 2 5 は、Bモード処理部 3 1 とドプラモード処理部 3 2 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。また、データ記憶部 2 5 は、制御部 2 1 からの指示に従い、必要に応じて、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DSC 2 8 に供給する。さらに、データ記憶部 2 5 は、演算部 2 6 において演算された演算結果を記憶し、必要に応じて、記憶されている演算結果を表示部 1 4 に供給する。

【 0 0 4 2 】

また、データ記憶部 2 5 は、残留多重エコー虚像発生抑制部 2 7 のパルス繰り返し周波数変更部 3 6 から供給された変更結果を記憶する。

【 0 0 4 3 】

30

演算部 2 6 は、データ記憶部 2 5 に記憶されている複数の画像データの中から所望の画像データを読み出し、読み出された画像データに基づいて特徴点を抽出し、その抽出結果をデータ記憶部 2 5 に供給する。また、演算部 2 6 は、データ記憶部 2 5 に記憶されている複数の画像データの中から所望の画像データを読み出し、読み出された画像データに基づいて特徴点の追跡演算を行い、追跡演算結果に基づいて被検体の診断部位における各種パラメータを算出し、その算出結果をデータ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 4 4 】

残留多重エコー虚像発生抑制部 2 7 は、残留多重エコー虚像発生判定部 3 3、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部 3 4、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部 3 5、およびパルス繰り返し周波数変更部 3 6 からなり、残留多重エコー虚像発生判定部 3 3 は、データ記憶部 2 5 に記憶されているBモード画像データなどに基づいて残留多重エコー虚像が発生しているか否かを判定し、その判定結果を残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部 3 4 とパルス繰り返し周波数変更部 3 6 に供給する。

40

【 0 0 4 5 】

残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部 3 4 は、残留多重エコー虚像発生判定部 3 3 から供給された判定結果に基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生している深度や領域を算出し、算出結果を残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部 3 5 とパルス繰り返し周波数変更部 3 6 に供給する。

【 0 0 4 6 】

残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部 3 5 は、残留多重エコー虚像

50

発生深度・領域算出部 34 から供給された算出結果に基づいて、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制するパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出し、算出結果をパルス繰り返し周波数変更部 36 に供給する。

【0047】

パルス繰り返し周波数変更部 36 は、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部 34 と残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部 35 から供給された算出結果に基づいて、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、算出された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数あるいは最高パルス繰り返し周波数に変更し、その変更結果をデータ記憶部 25 と制御部 21 に供給する。

【0048】

DSC 28 は、データ記憶部 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、超音波スキヤ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、表示部 14 に供給する。

【0049】

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（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。超音波プローブ 12 は、送信時には本体 11 の送信部 22 から入力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。

【0050】

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、オペレータが残留多重エコー虚像発生抑制処理（図4と図5を参照して後述する）を開始させる指示をするための残留多重エコー虚像発生抑制処理ボタンの他、オペレータの種々の指示を入力するための表示パネル、キーボード、トラックボール、マウス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、画像演算に用いる画像の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。

【0051】

表示部 14 は、ケーブルを介して本体 11 のDSC 28 と接続され、図示せぬLCD(Liquid Crystal Display)や図示せぬCRT(Cathode Ray Tube)が設けられており、超音波スキヤ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 28 からのBモード画像データとドプラモード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などを図示せぬLCDや図示せぬCRTに表示する。

【0052】

次に、図3のフローチャートを参照して、図2の超音波診断装置1における残留多重エコー虚像発生抑制前パルス繰り返し周波数設定処理について説明する。

【0053】

ステップS1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表示部 14 に表示される画像の表示倍率が入力されたか否かを判定し、オペレータが入力部 13 を操作することにより表示部 14 に表示される画像の表示倍率が入力されたと判定されるまで待機する。

【0054】

ステップS1においてオペレータが入力部 13 を操作することにより表示部 14 に表示される画像の表示倍率が入力されたと判定された場合、制御部 21 はステップS2で、入力部 13 から供給されたオペレータの指示に対応した画像表示倍率指示信号に基づいて、オペレータが要求する超音波の送受信を行う画像表示倍率に応じた表示深度を算出する。

【0055】

10

20

30

40

50

ステップS 3において、制御部 2 1 は、ステップS 2 の処理において算出された表示深度の算出結果に基づいて、残留多重エコー虚像発生抑制処理前に超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数である残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数を、予め設定されている割合に応じて算出する。すなわち、残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数は、残留多重エコーによる虚像の発生を多少抑制するため、オペレータが求めるBモード断層画像の表示深度（以下、「設定表示深度」という。）に応じた最高パルス繰り返し周波数（〔数 2 〕より求まるパルス繰り返し周波数）よりも所定の値低くなるように予め固定値として設定されており、その設定された固定値が算出する。

【 0 0 5 6 】

10

ステップS 4において、制御部 2 1 は、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、算出された残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数に設定する。これにより、残留多重エコー虚像発生抑制処理（図 4 と図 5 を参照して後述する）を行う前においては、設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数よりも所定の値低い残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数で超音波の送受信が行われる。なお、上述したように、残留多重エコーによる虚像が発生しやすい領域と、残留多重エコーによる虚像が発生しにくい領域があるため、最高パルス繰り返し周波数よりも所定の値低く設定されたとしても、超音波を走査する領域によっては残留多重エコーによる虚像が発生してしまうことがある。

【 0 0 5 7 】

20

制御部 2 1 は、設定された残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数のデータである残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数データをデータ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 5 8 】

ステップS 5において、データ記憶部 2 5 は、制御部 2 1 から供給された残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数データを取得し、取得された残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数データを記憶する。

【 0 0 5 9 】

ステップS 6において、制御部 2 1 は、ステップS 4 の処理において設定された残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数に基づいて、残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数設定制御信号を生成し、送信部 2 2 に供給する。

30

【 0 0 6 0 】

その後、送受信部 2 2 のレートパルス発生器（図示せず）においては、制御部 2 1 から供給された残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数設定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、設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数よりも所定の値低い残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数に決定するレートパルスが発生される。この設定処理以降、オペレータにより超音波プローブ 1 2 の先端（超音波送受信面）が被検体の体表面上の所定の位置に固定され、設定された残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数の超音波の送受信により、所定の時相における画像データの生成が開始される。

40

【 0 0 6 1 】

図 4 と図 5 のフローチャートを参照して、図 2 の超音波診断装置 1 における残留多重エコー虚像発生抑制処理について説明する。この処理は、残留多重エコー虚像発生抑制前パルス繰り返し周波数設定処理により設定されたパルス繰り返し周波数の超音波の送受信により生成された画像データに、残留多重エコーによる虚像がすでに発生している場合、あるいは、オペレータが残留多重エコーによる虚像が発生しそうであると予想した場合に、オペレータが残留多重エコー虚像発生抑制ボタンを操作することにより開始される。

【 0 0 6 2 】

ステップS 1 1において、制御部 2 1 は、オペレータが入力部 1 3 の図示せぬ残留多重エコー虚像発生抑制ボタンを操作することにより残留多重エコー虚像発生抑制処理を開始

50

するとの指示がなされたか否かを判定し、残留多重エコー虚像発生抑制処理を開始すると
の指示がなされたらと判定されるまで待機する。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 1 において残留多重エコー虚像発生抑制処理を開始するとの指示がなされ
たと判定された場合、制御部 2 1 はステップ S 1 2 で、第 1 超音波送信制御信号と第 1 超
音波受信制御信号を生成し、それぞれ、送信部 2 2 と受信部 2 3 に供給する。ここで、第
1 超音波送信制御信号には、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより入力された画
像の表示倍率に基づいて算出される設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数で超
音波が送信されるための制御信号が含まれており、第 1 超音波受信制御信号には、オペ
レータが入力部 1 3 を操作することにより入力された画像の表示倍率に基づいて算出される
設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数で超音波が受信されるための制御信号が
含まれている。

10

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 3 において、送信部 2 2 は、制御部 2 1 から供給された第 1 超音波送信制
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 2 2 のレートパ
ルス器は、制御部 2 1 から供給された第 1 超音波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設定表示深度に応じた最高パルス繰
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 2 1 から供給される第 1 超音波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、パルスに
供給する。さらに、パルスは、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 1 2 に出力する。超音波プローブ 1 2 は、送信部 2 2 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内の臓器間の境界面
あるいは組織にて反射される。

20

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 4 において、超音波プローブ 1 2 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 1 1 に出力する。ステップ S 1 5 において、受信部 2 3 は、制御部
2 1 から供給された第 1 超音波受信制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 2 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 2 4 に供給する。
すなわち、受信部 2 3 のプリアンプは、超音波プローブ 1 2 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受信遅延回路に供給する。

30

【 0 0 6 6 】

受信部 2 3 の受信遅延回路は、制御部 2 1 から供給された第 1 超音波受信制御信号に基
づいて、プリアンプから供給された増幅後の受信信号に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 2 4 に供給する。

40

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 6 において、画像データ生成部 2 4 の B モード処理部 3 1 とドプラモード
処理部 3 2 は、受信部 2 3 から供給された受信信号に種々の処理を施し、 $\theta 1$ 方向の第 1
B モード画像データと第 1 ドプラモード画像データを生成し、生成された $\theta 1$ 方向の第 1 B
モード画像データと第 1 ドプラモード画像データをデータ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 7 において、データ記憶部 2 5 は、画像データ生成部 2 4 の B モード処理
部 3 1 とドプラモード処理部 3 2 から供給された $\theta 1$ 方向の第 1 B モード画像データと第
1 ドプラモード画像データを取得し、取得された $\theta 1$ 方向の第 1 B モード画像データと第

50

1 ドプラモード画像データを記憶する。

【0069】

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部23の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 $\theta_1 + (N - 1)\Delta\theta$ 方向の第1Bモード画像データと第1ドプラモード画像データの各々を生成させる。

【0070】

また、データ記憶部25は、生成された $\theta_1 + \Delta\theta$ 乃至 $\theta_1 + (N - 1)\Delta\theta$ 方向の第1Bモード画像データと第1ドプラモード画像データを、すでに記憶されている θ_1 方向の第1Bモード画像データと第1ドプラモード画像データとともに、所定の時相の2次元の第1Bモード画像データと第1ドプラモード画像データとして記憶する。

【0071】

例えば、図6[A]に示されるように、データ記憶部25には、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画像の表示倍率に基づいて算出される設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数で超音波が送信されたときの、所定の時相の2次元の第1Bモード画像データが記憶される。

【0072】

図6[A]に示された例の場合、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画像の表示倍率に基づいて算出される設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数で超音波が送信されているため、すでに送信された超音波の設定表示深度よりも深い領域からの反射信号と、新たな超音波の設定表示深度よりも浅い近距離からの反射信号とが混在した信号を受信することとなり、残留多重エコーによる虚像が発生しやすくなる。特に、被検体の体内の深いところに超音波を強く反射する強反射体があるような場合や、オペレータが被検体の心臓などを診断する場合においては、超音波が被検体の体内において十分減衰できず、残留多重エコーによる虚像が発生しやすい。図6[A]に示された例の場合、断層画像iの上部近傍に、残留多重エコーによる虚像である断層画像gと断層画像hが表示されてしまっている。

【0073】

ステップS18において、制御部21は、第2超音波送信制御信号と第2超音波受信制御信号を生成し、それぞれ、送信部22と受信部23に供給する。ここで、第2超音波送信制御信号には、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画像の表示倍率に基づいて算出される設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数の1/2倍のパルス繰り返し周波数（最高パルス繰り返し周波数よりも十分に低いパルス繰り返し周波数）で超音波が送信されるための制御信号が含まれており、第2超音波受信制御信号には、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画像の表示倍率に基づいて算出される設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数の1/2倍のパルス繰り返し周波数（最高パルス繰り返し周波数よりも十分に低いパルス繰り返し周波数）で超音波が受信されるための制御信号が含まれている。付言すれば、最高パルス繰り返し周波数の1/2倍のパルス繰り返し周波数で超音波を送受信した場合には、最高パルス繰り返し周波数で超音波を送受信した場合に生成される画像と比較すると、2倍の深度までの画像が生成される。

【0074】

なお、第2超音波送信制御信号と第2超音波受信制御信号に、最高パルス繰り返し周波数の1/2倍以下のパルス繰り返し周波数（例えば、最高パルス繰り返し周波数の1/3倍のパルス繰り返し周波数など）で超音波が送受信されるための制御信号が含まれるようにしてもよい。

【0075】

ステップS19において、送信部22は、制御部21から供給された第2超音波送信制

10

20

30

40

50

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 から供給された第 1 超音波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設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数の $1/2$ 倍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。

【0076】

また、送信遅延回路は、制御部 21 から供給される第 2 超音波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。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内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射される。

【0077】

ステップ S 20 において、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。ステップ S 21 において、受信部 23 は、制御部 21 から供給された第 2 超音波受信制御信号に基づいて、超音波プローブ 12 から入力された超音波の反射波に基づく受信信号を増幅し、所定の遅延時間を付加して、画像データ生成部 24 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受信遅延回路に供給する。

【0078】

受信部 23 の受信遅延回路は、制御部 21 から供給された第 2 超音波受信制御信号に基づいて、プリアンプから供給された増幅後の受信信号に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 に供給する。

【0079】

ステップ S 22 において、画像データ生成部 24 の B モード処理部 31 とドブラモード処理部 32 は、受信部 23 から供給された受信信号に種々の処理を施し、 $\theta 1$ 方向の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データを生成し、生成された $\theta 1$ 方向の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データをデータ記憶部 25 に供給する。

【0080】

ステップ S 23 において、データ記憶部 25 は、画像データ生成部 24 の B モード処理部 31 とドブラモード処理部 32 から供給された $\theta 1$ 方向の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データを取得し、取得された $\theta 1$ 方向の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データを記憶する。

【0081】

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部 23 の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 $\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta$ 方向の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データの各々を生成させる。また、データ記憶部 25 は、生成された $\theta 1 + \Delta \theta$ 乃至 $\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta$ 方向の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データを、すでに記憶されている $\theta 1$ 方向の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データとともに、所定の時相の 2 次元の第 2 B モード画像データと第 2 ドブラモード画像データとして記憶する。

【 0 0 8 2 】

例えば、図 6 [B] に示されるように、データ記憶部 2 5 には、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより入力された画像の表示倍率に基づいて算出される設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数の $1/2$ 倍のパルス繰り返し周波数で超音波が送信されたときの、所定の時相の 2 次元の第 2 B モード画像データが記憶されている。

【 0 0 8 3 】

図 6 [B] に示された例の場合、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより入力された画像の表示倍率に基づいて算出される設定表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数の $1/2$ 倍のパルス繰り返し周波数で超音波が送信されているため、被検体の体内で超音波が十分減衰し、残留多重エコーによる虚像は発生しにくい。図 6 [B] に示された例の場合、図 6 [A] に示された例の場合では残留多重エコーによる虚像として断層画像 i の上部近傍に表示されてしまった断層画像 g と断層画像 h に対応する断層画像 k と断層画像 l が、設定表示深度よりも深い本来の正しい深度・領域に表示されており、残留多重エコーによる虚像は発生していない。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 2 4 において、残留多重エコー虚像発生抑制部 2 7 の残留多重エコー虚像発生判定部 3 3 は、データ記憶部 2 5 に記憶されている第 1 B モード画像データ（図 6 [A]）と第 2 B モード画像データ（図 6 [B]）を読み出す。ステップ S 2 5 において、残留多重エコー虚像発生判定部 3 3 は、読み出された第 1 B モード画像データと第 2 B モード画像データに基づいて、両画像間の差分をとる。すなわち、図 6 [B] の第 2 B モード画像データに基づいて、オペレータにより予め設定された設定表示深度まで画像を切り出し、図 6 [A] の第 1 B モード画像データと比較し、2 枚の画像の輝度情報の差分をとる。

【 0 0 8 5 】

ここで、2 枚の画像の輝度情報から差として抽出される部分は、2 つ考えられる。1 つには、2 枚の画像は全く同じ時相で超音波が走査されて生成された画像ではなく、多少の時間差があるため、例えば、その時間差の間に被検体が体動するなどにより超音波の走査領域がわずかに移動する場合があります、そのような場合、2 つの画像の輝度情報に差が生じることがある。2 つには、2 枚の画像間においては、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数が大きく異なるため、一方の画像にのみ残留多重エコーによる虚像が発生している場合には、2 つの画像の輝度情報に差が生じることがある。

【 0 0 8 6 】

残留多重エコーによる虚像における輝度は、一般に、周囲の画像の輝度よりも相対的に高く、特に、被検体の体内の深いところに超音波を強く反射する強反射体があるような場合においては、被検体の体内で減衰しているにもかかわらず超音波の反射信号として受信されているため、周囲の画像の輝度よりも高い傾向にある。従って、画像の輝度情報の差として抽出される 2 つの部分のうち、残留多重エコーによる虚像が発生している場合（後者）においては、2 枚の画像の輝度情報から抽出される差は大きくなる。一方、被検体が体動するなどにより超音波の走査領域がわずかに移動したような場合（前者）には、走査領域の移動もわずかであるため、2 枚の画像の輝度情報から抽出される差は小さい。

【 0 0 8 7 】

例えば、図 6 [A] と図 6 [B] の第 1 B モード画像データと第 2 B モード画像データに基づいて両画像間の差分をとると、図 7 に示されるような差分画像が得られる。図 7 の例の場合、差分画像の断層画像 m と断層画像 n が、図 6 [A] の画像と図 6 [B] の画像の輝度情報の差分をとったときにおける図 6 [A] の断層画像 g と断層画像 h に対応する画像である。

【 0 0 8 8 】

従って、2 枚の画像の差分をとった場合、一方の画像に残留多重エコーによる虚像が発生しているときに輝度情報の差分として抽出される輝度差の閾値（基準値）を予め設定するようにすれば、残留多重エコーによる虚像が発生しているか否かを判定することができる。

【 0 0 8 9 】

なお、2枚の画像の差分をとった場合、残留多重エコーによる虚像となることなく正しい深度と位置に表示された部分（図6[A]の断層画像iと図6[B]の断層画像j）は、輝度情報としてほとんど差異がないため、相殺されてしまい、2枚の画像の輝度情報から差としては抽出されない。

【0090】

ステップS26において、残留多重エコー虚像発生判定部33は、差分画像（図7）に、予め設定された所定の基準値より大きい輝度差の部分があるか否かを判定する。

【0091】

ステップS26において差分画像に予め設定された所定の基準値より大きい輝度差の部分があると判定された場合、残留多重エコー虚像発生判定部33はステップS27で、現在オペレータが診断している所定の部位において残留多重エコーによる虚像が発生していると判定し、その判定結果に基づいて、現在オペレータが診断している所定の部位において残留多重エコーによる虚像が発生している旨の指示を残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34に供給する。また、残留多重エコー虚像発生判定部33は、第1Bモード画像データと第2Bモード画像データの差分画像を、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34に供給する。

【0092】

ステップS28において、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34は、残留多重エコー虚像発生判定部33から供給された第1Bモード画像データと第2Bモード画像データの差分画像を取得し、残留多重エコー虚像発生判定部33から供給された残留多重エコーによる虚像が発生している旨の指示に従い、取得された第1Bモード画像データと第2Bモード画像データの差分画像に基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生している最大深度を算出する。具体的には、図7に示されるように、差分画像に存在する、残留多重エコーによる虚像に対応する断層画像nの被検体の体表面からの最大深度Dを算出する。

【0093】

ここで、図6[A]と図6[B]に示されるように、被検体の体表面から残留多重エコーによる虚像として最も深い所に表示されている断層画像hまでの距離 D_A と、設定表示深度から正しい深度と位置に表示されている断層画像lまでの距離 D_B は、一般的に、ほとんど同じ値を示す。

【0094】

また、図7の差分画像は図6[A]と図6[B]の画像の差分であるため、被検体の体表面から残留多重エコーによる虚像として最も深い所に表示されている断層画像hまでの距離 D_A と、差分画像に存在する残留多重エコーによる虚像に対応する断層画像nの被検体の体表面からの最大深度Dとは同じ値を示す。従って、差分画像に存在する、残留多重エコーによる虚像に対応する断層画像nの被検体の体表面からの最大深度Dを算出することで、図6[B]の断層画像lを正しい深度と位置に表示させて残留多重エコーによる虚像の発生を抑制する残留多重エコー虚像発生抑制表示深度を（設定表示深度+断層画像nの被検体の体表面からの最大深度D）と算出することができるとともに、算出された残留多重エコー虚像発生抑制表示深度に応じたパルス繰り返し周波数を算出することができる。

【0095】

残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34は、算出された残留多重エコーによる虚像が発生している最大深度のデータである残留多重エコー虚像発生最大深度データを残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部35に供給する。

【0096】

ステップS29において、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部35は、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34から供給された残留多重エコー虚像発生最大深度データに基づいて、オペレータが要求する部位において残留多重エコーによる虚像の発生を抑制する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を、[数3]に従い算出する。

[数3]

10

20

30

40

50

残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数 = 最高パルス繰り返し周波数 - { 伝播音速度 / (残留多重エコーによる虚像が発生している最大深度 + α) }

【 0 0 9 7 】

なお、一般に、被検体の体内の深いところに超音波を強く反射する強反射体があるような場合、発生する残留多重エコーによる虚像の深度や位置などは、ほとんど変わらないが、被検体の体動や超音波プローブの接触させる位置などの診断環境の変化により多少のずれは生じてくる。仮に、図 6 [B] の断層画像 I を正しい深度と位置に表示させるぎりぎりのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像抑制パルス繰り返し周波数として算出するようにしてしまうと、被検体の体動や超音波プローブの接触させる位置などの診断環境の変化により、残留多重エコーによる虚像が画面に表示されたり、表示されなかったりする。このようなことは、オペレータが診断するときの妨げとなる。

10

【 0 0 9 8 】

そこで、[数 3] においては、オペレータが要求する部位において残留多重エコーによる虚像の発生の抑制を確実にするために、残留多重エコーによる虚像が発生している最大深度 D に余白係数 α を加えるようにする。これにより、図 8 に示されるように、残留多重エコーによる虚像として表示されてしまう断層画像の表示深度や位置が多少ずれた場合であっても、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制することができる。従って、被検体の体動や超音波プローブの接触させる位置などの診断環境の変化によって生じる、突発的な残留多重エコーによる虚像が画面に表示されないようにすることができる。

【 0 0 9 9 】

20

残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部 3 5 は、算出された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数のデータである残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数データをパルス繰り返し周波数変更部 3 6 に供給する。

【 0 1 0 0 】

ステップ S 3 0 において、パルス繰り返し周波数変更部 3 6 は、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部 3 5 から供給された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数データを取得し、取得された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数データに基づいて、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更する。

【 0 1 0 1 】

30

ステップ S 2 6 において差分画像に予め設定された所定の基準値より大きい輝度差の部分はないと判定された場合、残留多重エコー虚像発生判定部 3 3 はステップ S 3 1 で、現在オペレータが診断している所定の部位において残留多重エコーによる虚像が発生していないと判定し、その判定結果に基づいて、現在オペレータが診断している所定の部位において残留多重エコーによる虚像が発生していない旨の指示をパルス繰り返し周波数変更部 3 6 に供給する。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 3 2 において、パルス繰り返し周波数変更部 3 6 は、残留多重エコー虚像発生判定部 3 3 から供給された残留多重エコーによる虚像が発生していない旨の指示に従い、データ記憶部 2 5 に記憶されている、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより入力された表示深度に応じた最高パルス繰り返し周波数データを読み出し、読み出された最高パルス繰り返し周波数データに基づいて、超音波が送受信されるときのパルス繰り返し周波数を最高パルス繰り返し周波数に変更する。これにより、残留多重エコーによる虚像が発生しない場合には、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を設定表示深度における最高パルス繰り返し周波数に変更することができる。従って、不必要なフレームレートの低下を抑制し、残留多重エコーによる虚像が発生している領域か否かに応じて、好適なフレームレートに変更することができる。

40

【 0 1 0 3 】

なお、残留多重エコーによる虚像が発生しない場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を設定表示深度における最高パルス繰り返し周波数に変更するようにした

50

が、勿論、最高パルス繰り返し周波数よりも低い周波数であって、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数よりも高い周波数に変更するようにしてもよい。

【0104】

ステップS33において、パルス繰り返し周波数変更部36は、設定されたパルス繰り返し周波数のデータであるパルス繰り返し周波数データをデータ記憶部25と制御部21に供給する。データ記憶部25は、パルス繰り返し周波数変更部36から供給されたパルス繰り返し周波数データを取得し、取得されたパルス繰り返し周波数データを記憶する。

【0105】

ステップS34において、制御部21は、パルス繰り返し周波数変更部36から供給されたパルス繰り返し周波数データに基づいて、パルス繰り返し周波数変更制御信号を生成し、送信部22に供給する。

10

【0106】

その後、送受信部22のレートパルス発生器（図示せず）においては、制御部21から供給されたパルス繰り返し周波数変更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、オペレータが要求する部位において残留多重エコーによる虚像の発生を抑制する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数（残留多重エコーによる虚像が発生していない場合、最高パルス繰り返し周波数）に決定するレートパルスが発生される。

【0107】

この変更処理以降、オペレータは超音波プローブ12の先端（超音波送受信面）を被検体の体表面上の所定の位置に固定し、変更された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数（残留多重エコーによる虚像が発生していない場合、最高パルス繰り返し周波数）で、超音波を送受信することができる。従って、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制しつつ、残留多重エコーによる虚像が発生している領域か否かに応じて好適なフレームレートに変更することができる。

20

【0108】

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、生成された画像データに残留多重エコーによる虚像がすでに発生している場合、あるいは、オペレータが残留多重エコーによる虚像が発生しそうであると予想した場合に、オペレータが残留多重エコー虚像発生抑制ボタンを操作することにより開始されるようにしている。これにより、オペレータは、診断に合うように残留多重エコー虚像発生抑制処理を開始させることができるだけでなく、例えば超音波プローブ12を頻繁に動かして広範囲を走査する場合（すなわち、走査対象が明らかに異なる肝臓から腎臓や膀胱に至る範囲を走査する場合）に、被検体の体動などにより突発的に発生した残留多重エコーによる虚像によって断続的に、かつ、不適切にフレームレートが変化してしまうことを抑制することができる。勿論、残留多重エコー虚像発生抑制処理を常時行うようにしてもよい。

30

【0109】

ところで、図4と図5のフローチャートを参照して説明した残留多重エコー虚像発生抑制処理では、残留多重エコーによる虚像を確実に抑制することができるが、フレームレートが極端に低下する可能性がある。そこで、差分画像（図7）において残留多重エコーによる虚像があると判定された領域に関する走査線のみ、超音波を送受信するときの残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、その他の領域に関する走査線では超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を最高パルス繰り返し周波数変更するようにしてもよい。この場合における残留多重エコー虚像発生抑制処理は、図9と図10のフローチャートに示されている。

40

【0110】

図9と図10のフローチャートを参照して、図2の超音波診断装置における他の残留多重エコー虚像発生抑制処理について説明する。なお、図9と図10のステップS41乃至S59、およびステップS62乃至S65の処理は、図4と図5のステップS11乃至S29、およびステップS31乃至S34の処理と同様であり、その説明は繰り返しになる

50

ので省略する。

【0111】

ステップS60において、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34は、取得された第1Bモード画像データと第2Bモード画像データの差分画像に基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生している領域である残留多重エコー虚像発生領域を算出する。図7の例の場合、残留多重エコーによる虚像に対応する断層画像nと断層画像mは、残留多重エコー虚像発生領域Mに存在している。

【0112】

残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34は、算出された残留多重エコー虚像発生領域のデータである残留多重エコー虚像発生領域データをパルス繰り返し周波数変更部36に供給する。

10

【0113】

ステップS61において、パルス繰り返し周波数変更部36は、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部34から供給された残留多重エコー虚像発生領域データと、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部35から供給された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数データを取得し、取得された残留多重エコー虚像発生領域データと残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数データに基づいて、残留多重エコーによる虚像が発生している領域に関する走査線では、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更し、残留多重エコーによる虚像が発生している領域に関しない走査線では、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、最高パルス繰り返し周波数に変更する。

20

【0114】

具体的には、図11に示されるように、残留多重エコー虚像発生領域Mに関する走査線においては、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数が、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更され、残留多重エコー虚像発生領域M以外の領域に関する走査線においては、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数が最高パルス繰り返し周波数に変更される。

【0115】

これにより、残留多重エコーによる虚像が発生していると判定された場合において、全領域に関する走査線について残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更するよりも、フレームレートの低下を抑えることができる。これにより、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制しつつ、残留多重エコー虚像が発生している領域か否かに応じて、好適なフレームレートにさらに変更することができる。

30

【0116】

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、残留多重エコーによる虚像が発生していると判定された場合、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更するようにしたが、表示される全表示画面内において残留多重エコーによる虚像が占める面積を算出し、算出された残留多重エコーによる虚像が占める面積が所定の割合よりも大きいときにのみ、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数を算出し、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、算出された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更するようにしてもよい。この場合における残留多重エコー虚像発生抑制処理は、図12と図13に示されている。

40

【0117】

図12と図13のフローチャートを参照して、図2の超音波診断装置1における他の残留多重エコー虚像発生抑制処理について説明する。なお、図12図13のステップS71乃至S88、ステップS91乃至S96の処理は、図4と図5のステップS11乃至S26、およびステップS27乃至S34の処理と同様であり、その説明は繰り返しのになるので省略する。

【0118】

50

ステップS 8 9において差分画像に予め設定された所定の基準値より大きい輝度差の部分があると判定された場合、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部3 5は、発生している残留多重エコーによる虚像が全表示画像（差分画像）において占める領域面積の割合である残留多重エコー虚像発生領域面積割合を算出する。図7の例の場合、差分画像全体において、断層画像nと断層画像mが占める領域面積の割合である残留多重エコー虚像発生領域面積割合が算出される。

【0 1 1 9】

ステップS 8 9において、残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部3 5は、算出された残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きいかなかを判定する。

10

【0 1 2 0】

ステップS 8 9において算出された残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きいと判定された場合、処理はステップS 9 1に進み、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数が算出される。

【0 1 2 1】

ステップS 8 9において算出された残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きくないと判定された場合（すなわち、発生している残留多重エコーによる虚像が全表示画像において占める領域面積の割合が所定の基準値よりも小さいと判定された場合）、パルス繰り返し周波数変更部3 6はステップS 9 7で、残留多重エコー深度・領域算出部3 4から供給された残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きくないと旨の指示に従い、データ記憶部2 5に記憶されている最高パルス繰り返し周波数データを読み出し、読み出された最高パルス繰り返し周波数データに基づいて、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、最高パルス繰り返し周波数に変更する。

20

【0 1 2 2】

これにより、残留多重エコーによる虚像が発生していても、発生した残留多重エコーによる虚像がわずかであるため、表示される全表示画面内において残留多重エコーによる虚像が占める面積が小さく、オペレータの診断にそれほど支障がない場合（残留多重エコー虚像発生抑制処理が不要な場合）に、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコーによる虚像の発生を抑制する残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更しないようにしたので、フレームレートが不必要に低下することを抑制することができる。

30

【0 1 2 3】

なお、算出された残留多重エコー虚像発生領域面積割合が予め設定された所定の基準値より大きくないと判定された場合、残留多重エコー虚像発生抑制処理をキャンセルするようにしてもよい。

【0 1 2 4】

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、残留多重エコーによる虚像が発生しているかなかを、差分画像に基づいて輝度差が予め設定された所定の基準値より大きいかなにより判定するようにしたが、例えば、差分画像の平均輝度情報を算出し、算出された差分画像の平均輝度情報に基づいて、発生している虚像とそれ以外の画像とを区別することができる所定の基準値を変更するようにしてもよい。また、差分画像における輝度の分散情報に基づいて、発生している虚像とそれ以外の画像とを区別することができる所定の基準値を変更するとともに、差分画像における輝度の分散情報に基づいて大きく外れている部分があるかなにより、残留多重エコーによる虚像が発生しているかなかを判定するようにしてもよい。勿論、その他の方法により、差分画像などに基づいて残留多重エコーによる虚像が発生しているかなかを判定するようにしてもよい。

40

【0 1 2 5】

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、2次元断層像について用いているようにしているが、例えば、3次元断層像について用いるようにしてもよ

50

い。

【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、Bモード断層画像表示モードについて適用するようにしたが、例えば、カラードプラモードやパルスドプラモードとの同時モードなどにおいても適用することができる。

【0127】

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、算出された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に基づいて、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を、残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に変更するようにしたが、例えば、算出された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に関するデータを表示部14に表示させ、表示された残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数に基づいて、オペレータが入力部13を操作することにより好みに所定のパルス繰り返し周波数を入力し、超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数を入力された所定のパルス繰り返し周波数に変更するようにしてもよい。これにより、虚像が発生している領域が否かに応じてよりユーザにとってより好適なフレームレートに変更することができる。

10

【0128】

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。

20

【図面の簡単な説明】

【0129】

【図1】残留多重エコーによる虚像の発生の概念を説明する概念図。

【図2】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3】図2の超音波診断装置における残留多重エコー虚像発生抑制処理前パルス繰り返し周波数設定処理を説明するフローチャート。

【図4】図2の超音波診断装置における残留多重エコー虚像発生抑制処理を説明するフローチャート。

【図5】図2の超音波診断装置における残留多重エコー虚像発生抑制処理を説明するフローチャート。

30

【図6】異なるパルス繰り返し周波数の超音波の送受信により生成された2つのBモード断層画像を示す図。

【図7】図6の2つのBモード断層画像の差分画像を示す図。

【図8】図5のステップS29における残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数の算出方法を説明する図。

【図9】図2の超音波診断装置における他の残留多重エコー虚像発生抑制処理を説明するフローチャート。

【図10】図2の超音波診断装置における他の残留多重エコー虚像発生抑制処理を説明するフローチャート。

【図11】図10のステップS61におけるパルス繰り返し周波数の変更方法を説明する図。

40

【図12】図2の超音波診断装置における他の残留多重エコー虚像発生抑制処理を説明するフローチャート。

【図13】図2の超音波診断装置における他の残留多重エコー虚像発生抑制処理を説明するフローチャート。

【符号の説明】

【0130】

1 超音波診断装置

11 本体

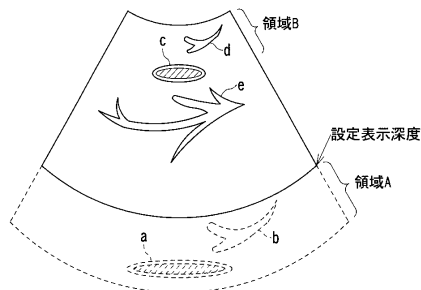
12 超音波プローブ

50

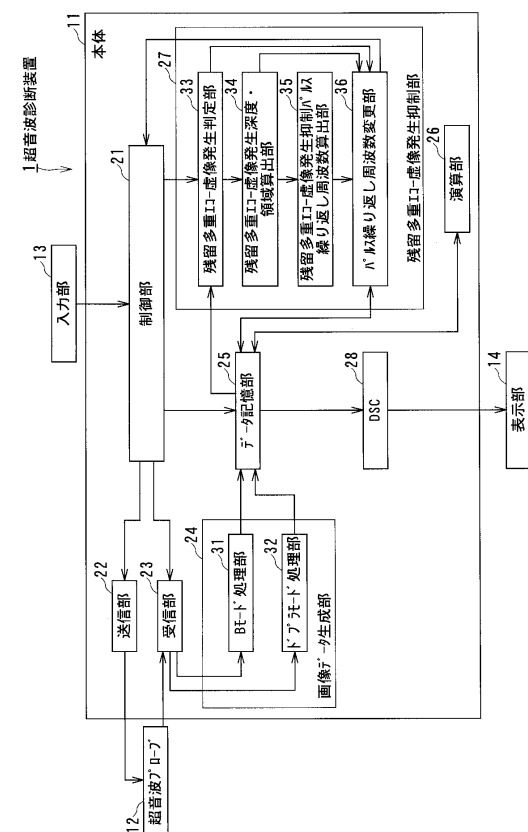
- 1 3 入力部
- 1 4 表示部
- 2 1 制御部
- 2 2 送信部
- 2 3 受信部
- 2 4 画像データ生成部
- 2 5 データ記憶部
- 2 6 演算部
- 2 7 残留多重エコー虚像発生抑制部
- 2 8 DSC
- 3 1 Bモード処理部
- 3 2 ドプラモード処理部
- 3 3 残留多重エコー虚像発生判定部
- 3 4 残留多重エコー虚像発生深度・領域算出部
- 3 5 残留多重エコー虚像発生抑制パルス繰り返し周波数算出部
- 3 6 パルス繰り返し周波数変更部

10

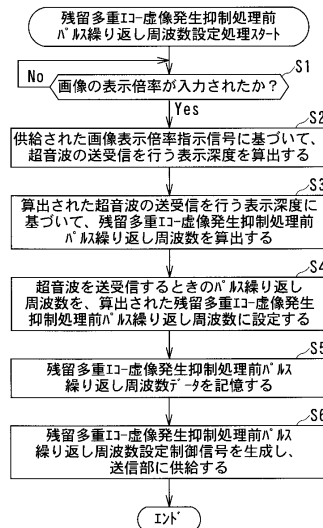
【図 1】



【図 2】



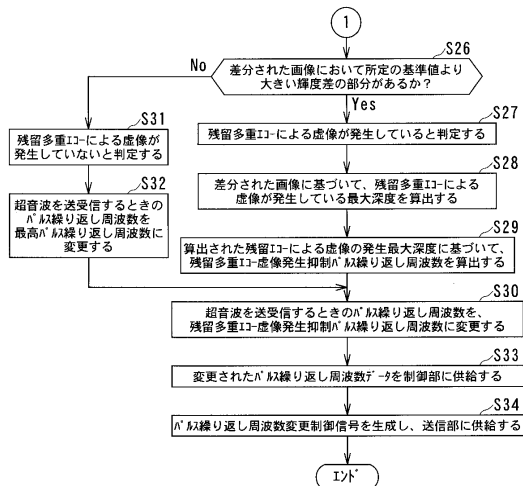
【図 3】



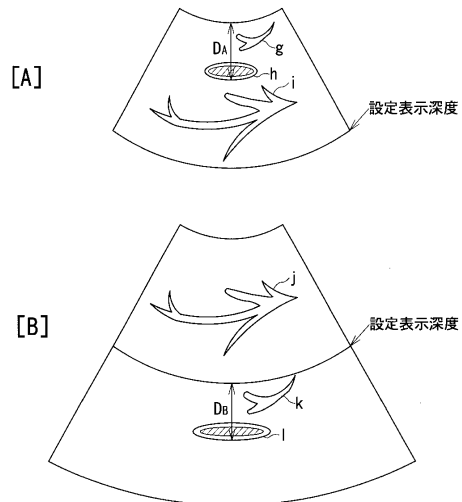
【図 4】



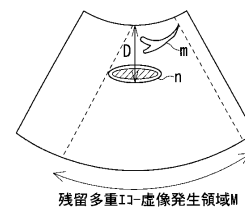
【図 5】



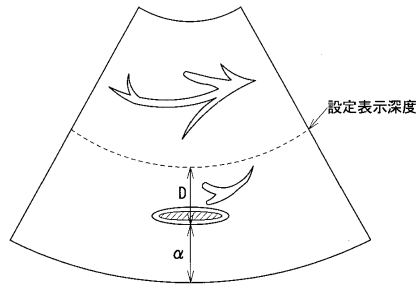
【図 6】



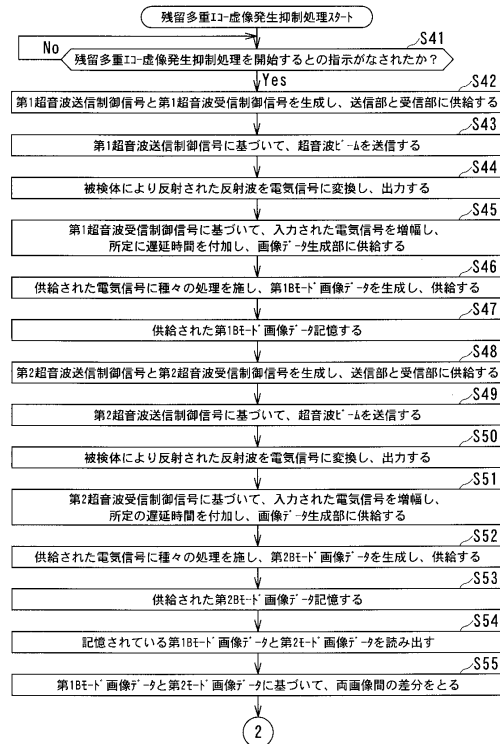
【図 7】



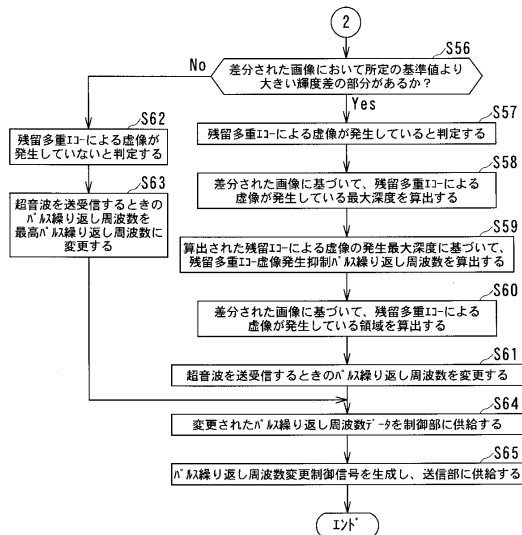
【図 8】



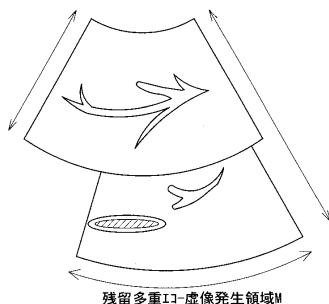
【図 9】



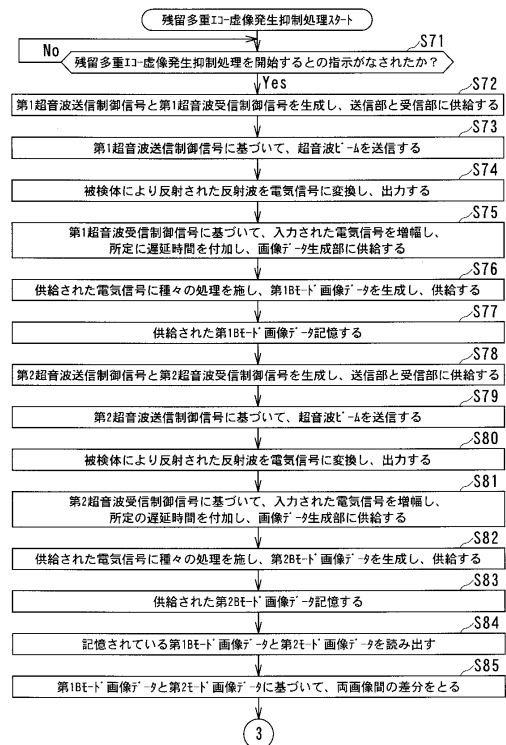
【図 10】



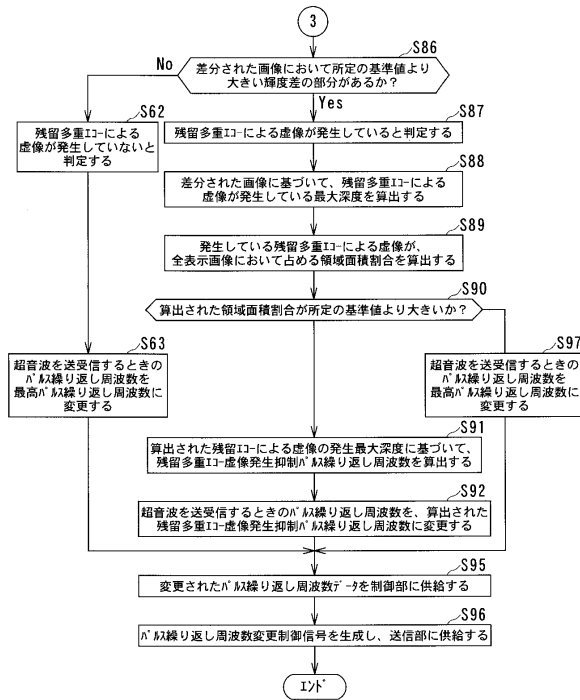
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 潟口 宗基

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開平 9 - 1 8 2 7 4 9 (J P , A)

特開平 5 - 2 4 5 1 4 1 (J P , A)

特開平 3 - 2 1 8 7 3 9 (J P , A)

特開昭 5 8 - 5 4 9 4 1 (J P , A)

特開昭 6 0 - 1 3 9 2 3 8 (J P , A)

特開昭 5 7 - 1 1 1 4 4 3 (J P , A)

特開昭 6 0 - 1 3 9 2 3 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置及其图像处理方法，其图像处理程序		
公开(公告)号	JP4762010B2	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	JP2006069465	申请日	2006-03-14
[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	瀧口宗基		
发明人	瀧口 宗基		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JC08 4C601/JC19 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2007244501A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据是否在区域中生成虚拟图像同时通过残余多重回波抑制虚拟图像的出现来将帧速率改变为合适的帧速率。解决方案：在超声诊断设备1中，残余多重回波虚像出现判断部分33基于通过超声波的发送和接收产生的两个或更多个图像的差分图像来判断是否发生由于残留多重回波引起的虚像。在两个或更多个不同脉冲重复频率的波，残余多重回波虚像出现深度/面积计算部分34计算由于残余多重回波发生的虚像的深度和区域，重复残余多重回波虚像出现抑制脉冲频率计算部分35计算残余多重回波虚像出现抑制脉冲重复频率，并且重复频率改变部分36将脉冲重复频率改变为残余多重回波虚像出现抑制脉冲重复频率。

【图 2】

