

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4832211号
(P4832211)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月30日(2011.9.30)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 16 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2006-221165 (P2006-221165)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成18年8月14日(2006.8.14)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル エルシー
(65) 公開番号	特開2008-43495 (P2008-43495A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ ュー・ブルバード・ダブリュー・710 ・3000
(43) 公開日	平成20年2月28日(2008.2.28)	(74) 代理人	100094053
審査請求日	平成21年5月8日(2009.5.8)		弁理士 佐藤 隆久
		(72) 発明者	谷川 俊一郎
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会 社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像表示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を被検体に照射し、反射された超音波を電気信号に変換して出力するプローブと

、
前記プローブからの信号に基づいてドプラ情報を含む時系列データを生成する時系列データ生成手段と、

前記時系列データのうち所定の時間範囲の時系列データにフーリエ変換を行いドプラスペクトルデータを生成することを、前記所定の時間範囲を一定時間ずつずらして複数回行い、複数時の前記ドプラスペクトルデータを生成するスペクトルデータ生成手段と、

前記複数時のドプラスペクトルデータに基づいてDモード画像の画像データを生成する画像生成手段と、

前記画像データに基づいてDモード画像を表示する表示手段と、

を備え、

前記スペクトルデータ生成手段は、前記所定の時間範囲の時系列データのうち所定のデータ点数の時系列データにフーリエ変換を行いドプラスペクトルデータを生成することを、前記データ点数を異ならせて複数回行い、複数種類の前記ドプラスペクトルデータを生成し、

前記画像生成手段は、前記複数種類のドプラスペクトルデータに基づく複数種類のDモード画像が合成された合成Dモード画像の画像データを生成する

超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記合成 D モード画像は、前記複数種類の D モード画像の互いに対応する画素間において輝度が平均された画像である

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記合成 D モード画像は、前記複数種類の D モード画像の互いに対応する画素間において最大の輝度が選択された画像である

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記合成 D モード画像は、前記複数種類の D モード画像のいずれか一の D モード画像の所定の領域において他の画像が合成された画像データである

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記所定の領域は、前記一の D モード画像において所定の大きさの斑点が生じる領域であり、

前記他の画像は、前記一の D モード画像よりも少ないデータ点数の前記時系列データに基づく D モード画像である

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記所定の領域は、前記一の D モード画像においてドブラ偏移周波数又はドブラ偏移周波数に相関する物理量を示す軸に沿う線が生じる領域であり、

前記他の画像は、前記一の D モード画像よりも多いデータ点数の前記時系列データに基づく D モード画像である

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、一のデータ点数の時系列データのうち一部の時間範囲の時系列データ全てが他のデータ点数の時系列データとなるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記スペクトルデータ生成手段は、前記データ点数が互いに異なる時系列データにそれぞれ、時系列データの時間中心側において値が大きくなる窓関数を掛けてからフーリエ変換を行い、前記複数種類のドブラスペクトルデータを生成し、

前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、各時系列データの時間中心が互いに同一になるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

ドブラ情報を含む時系列データを生成する時系列データ生成手段と、

前記時系列データのうち所定の時間範囲の時系列データにフーリエ変換を行いドブラスペクトルデータを生成することを、前記所定の時間範囲を一定時間ずつずらして複数回行い、複数時の前記ドブラスペクトルデータを生成するスペクトルデータ生成手段と、

前記複数時のドブラスペクトルデータに基づいて D モード画像の画像データを生成する画像生成手段と、

前記画像データに基づいて D モード画像を表示する表示手段と、

を備え、

前記スペクトルデータ生成手段は、前記所定の時間範囲の時系列データのうち所定のデータ点数の時系列データにフーリエ変換を行いドブラスペクトルデータを生成することを、前記データ点数を異ならせて複数回行い、複数種類の前記ドブラスペクトルデータを生成し、

10

20

30

40

50

前記画像生成手段は、前記複数種類のドプラスペクトルデータに基づく複数種類のDモード画像が合成された合成Dモード画像の画像データを生成する画像表示装置。

【請求項10】

前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像の互いに対応する画素間において輝度が平均された画像である

請求項9に記載の画像表示装置。

【請求項11】

前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像の互いに対応する画素間において最大の輝度が選択された画像である

請求項9に記載の画像表示装置。

【請求項12】

前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像のいずれか一のDモード画像の所定の領域において他の画像が合成された画像データである

請求項9～11のいずれか1項に記載の画像表示装置。

【請求項13】

前記所定の領域は、前記一のDモード画像において所定の大きさの斑点が生じる領域であり、

前記他の画像は、前記一のDモード画像よりも少ないデータ点数の前記時系列データに基づくDモード画像である

請求項12に記載の画像表示装置。

【請求項14】

前記所定の領域は、前記一のDモード画像においてドプラ偏移周波数又はドプラ偏移周波数に相関する物理量を示す軸に沿う線が生じる領域であり、

前記他の画像は、前記一のDモード画像よりも多いデータ点数の前記時系列データに基づくDモード画像である

請求項12に記載の画像表示装置。

【請求項15】

前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、一のデータ点数の時系列データのうち一部の時間範囲の時系列データ全てが他のデータ点数の時系列データとなるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている

請求項9～14のいずれか1項に記載の画像表示装置。

【請求項16】

前記スペクトルデータ生成手段は、前記データ点数が互いに異なる時系列データにそれぞれ、時系列データの時間中心側において値が大きくなる窓関数を掛けてからフーリエ変換を行い、前記複数種類のドプラスペクトルデータを生成し、

前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、各時系列データの時間中心が互いに同一になるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている

請求項9～15のいずれか1項に記載の画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

いわゆるDモード画像を表示する超音波診断装置が知られている（例えば特許文献1）。このような超音波診断装置では、プローブからの受信信号に対して位相検波等の処理を施してドプラ情報を含む時系列データを取得し、その時系列データに対して一定のデータ点数（ウィンドウサイズ：Window sizeといわれることがある。）を含む時

10

20

30

40

50

間範囲毎にフーリエ変換を行いドプラスペクトルを得ることを、時間範囲をずらしつつ複数回行い、複数の時点毎（厳密には複数の時間範囲毎）のドプラスペクトルを得る。そして、複数のドプラスペクトルに基づいてDモード画像の画像データを生成する。

【特許文献1】特開平8 - 229035号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

図7は、従来のDモード画像を説明する図である。図7のDモード画像において、横軸は時間であり、縦軸は血流等の速度であり、各画素の輝度は、横軸の時間及び縦軸の速度によって特定されるドプラスペクトルのパワーが大きくなるほど高くなっている。なお、図7では、輝度が低い領域をハッチングして示している。

10

【0004】

各時点（厳密には各時間範囲）におけるドプラスペクトルを算出する際に、時系列データのデータ点数を多くすると、図7(a)に示すように、周囲に比較して輝度が低い（パワーが低い）複数の斑点501が生じる。この場合、ユーザは超音波診断装置の感度が低いと感じてしまう。

【0005】

一方、時系列データのデータ点数を少なくすると、図7(b)に示すように、周囲に比較して輝度が高い又は低い線像、すなわち、縦筋502が生じ、輝度が高い領域と低い領域との境界領域503にはギザギザが現われる。この場合、ユーザは輝度が高い領域の境界を把握しにくい。

20

【0006】

すなわち、時系列データのデータ点数はDモード画像の画質に影響する。そして、一般的なノイズ除去の技術思想に従えば、データ点数を多くすれば画質が向上しそうに考えられるが、実際には、時系列データのデータ点数を少なくした場合だけでなく、データ点数を多くした場合にも画質の低下が生じており、時系列データのデータ点数を調整するだけでは、高画質のDモード画像を表示することが容易ではなかった。

【0007】

なお、同じ装置であっても、実験的に人工的に作成した、十分に強度があり、且つ、一定の周波数を有する連続したSin波等を受信した場合のDモード画像の場合、縦筋や斑点が目立たないことを考慮すると、縦筋や斑点が生じるのは、生体内からの反射音を拾っているために、不連続な周波数成分を含んだ受信信号を高速フーリエ変換していることや、常に十分な信号強度が得られているわけではない事が原因と推測される。

30

【0008】

本発明の目的は、Dモード画像の画質を向上できる超音波診断装置及び画像表示装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、反射された超音波を電気信号に変換して出力するプローブと、前記プローブからの信号に基づいてドブラ情報を含む時系列データを生成する時系列データ生成手段と、前記時系列データのうち所定の時間範囲の時系列データにフーリエ変換を行いドプラスペクトルデータを生成することを、前記所定の時間範囲を一定時間ずつずらして複数回行い、複数時の前記ドプラスペクトルデータを生成するスペクトルデータ生成手段と、前記複数時のドプラスペクトルデータに基づいてDモード画像の画像データを生成する画像生成手段と、前記画像データに基づいてDモード画像を表示する表示手段と、を備え、前記スペクトルデータ生成手段は、前記所定の時間範囲の時系列データのうち所定のデータ点数の時系列データにフーリエ変換を行いドプラスペクトルデータを生成することを、前記データ点数を異ならせて複数回行い、複数種類の前記ドプラスペクトルデータを生成し、前記画像生成手段は、前記複数種類のドプラスペクトルデータに基づく複数種類のDモード画像が合成された合成Dモード画像の画像

40

50

データを生成する。

【0010】

好適には、前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像の互いに対応する画素間において輝度が平均された画像である。

【0011】

好適には、前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像の互いに対応する画素間において最大の輝度が選択された画像である。

【0012】

好適には、前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像のいずれか一のDモード画像の所定の領域において他の画像が合成された画像データである。

10

【0013】

好適には、前記所定の領域は、前記一のDモード画像において所定の大きさの斑点が生じる領域であり、前記他の画像は、前記一のDモード画像よりも少ないデータ点数の前記時系列データに基づくDモード画像である。

【0014】

好適には、前記所定の領域は、前記一のDモード画像においてドブラ偏移周波数又はドブラ偏移周波数に相関する物理量を示す軸に沿う線が生じる領域であり、前記他の画像は、前記一のDモード画像よりも多いデータ点数の前記時系列データに基づくDモード画像である。

【0015】

好適には、前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、一のデータ点数の時系列データのうち一部の時間範囲の時系列データ全てが他のデータ点数の時系列データとなるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている。

20

【0016】

好適には、前記スペクトルデータ生成手段は、前記データ点数が互いに異なる時系列データにそれぞれ、時系列データの時間中心側において値が大きくなる窓関数を掛けてからフーリエ変換を行い、前記複数種類のドブラスペクトルデータを生成し、前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、各時系列データの時間中心が互いに同一になるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている。

30

【0017】

本発明の画像表示装置は、ドブラ情報を含む時系列データを生成する時系列データ生成手段と、前記時系列データのうち所定の時間範囲の時系列データにフーリエ変換を行いドブラスペクトルデータを生成することを、前記所定の時間範囲を一定時間ずつずらして複数回繰り返し、複数時の前記ドブラスペクトルデータを生成するスペクトルデータ生成手段と、前記複数時のドブラスペクトルデータに基づいてDモード画像の画像データを生成する画像生成手段と、前記画像データに基づいてDモード画像を表示する表示手段と、を備え、前記スペクトルデータ生成手段は、前記所定の時間範囲の時系列データのうち所定のデータ点数の時系列データにフーリエ変換を行いドブラスペクトルデータを生成することを、前記データ点数を異ならせて複数回繰り返し、複数種類の前記ドブラスペクトルデータを生成し、前記画像生成手段は、前記複数種類のドブラスペクトルデータに基づく複数種類のDモード画像が合成された合成Dモード画像の画像データを生成する。

40

【0018】

好適には、前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像の互いに対応する画素間において輝度が平均された画像である。

【0019】

好適には、前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像の互いに対応する画素間において最大の輝度が選択された画像である。

【0020】

好適には、前記合成Dモード画像は、前記複数種類のDモード画像のいずれか一のDモ

50

ード画像の所定の領域において他の画像が合成された画像データである。

【0021】

好適には、前記所定の領域は、前記一のDモード画像において所定の大きさの斑点が生じる領域であり、前記他の画像は、前記一のDモード画像よりも少ないデータ点数の前記時系列データに基づくDモード画像である。

【0022】

好適には、前記所定の領域は、前記一のDモード画像においてドブラ偏移周波数又はドブラ偏移周波数に相関する物理量を示す軸に沿う線が生じる領域であり、前記他の画像は、前記一のDモード画像よりも多いデータ点数の前記時系列データに基づくDモード画像である。

10

【0023】

好適には、前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、一のデータ点数の時系列データのうち一部の時間範囲の時系列データ全てが他のデータ点数の時系列データとなるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている。

【0024】

好適には、前記スペクトルデータ生成手段は、前記データ点数が互いに異なる時系列データにそれぞれ、時系列データの時間中心側において値が大きくなる窓関数を掛けてからフーリエ変換を行い、前記複数種類のドブラスペクトルデータを生成し、前記所定の時間範囲において前記データ点数が互いに異なる時系列データは、各時系列データの時間中心が互いに同一になるように、前記所定の時間範囲の時系列データから選択されている。

20

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、Dモード画像の画質を向上できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成の要部を示すブロック図である。超音波診断装置1は、例えば、いわゆるパルスドブラ法でDモード画像を得る超音波診断装置として構成されている。すなわち、超音波診断装置1は、超音波の送信波のある長さのパルス波として送り、その反射波が返ってきた後に、次のパルス波を送るとい

30

【0027】

超音波診断装置1は、被検体に超音波を照射し、反射された超音波を受信するプローブ11と、プローブ11との間で電気信号を送受信する送受信部12と、送受信部12からの信号に基づいて画像データの生成に必要なデータを生成するデータ処理部13と、データ処理部13により生成されたデータに基づいて画像データを生成する画像処理部14と、画像処理部14からの信号に基づいて超音波画像を表示する表示部15と、ユーザの入力操作を受け付ける操作部16と、操作部16からの信号等に基づいて各部12～15の制御を実行する制御部17とを備えている。

40

【0028】

プローブ11は、超音波と電気信号との相互変換を行なうトランスデューサを含んで構成され、入力された電気信号を超音波に変換して被検体に送信するとともに、受信した超音波(エコー信号)を電気信号に変換して出力する。

【0029】

送受信部12は、制御部17からの制御信号に基づいて所定の繰り返し周波数で電気信号をプローブ11に出力する。また、プローブ11からの電気信号をデータ処理部13に出力する。

【0030】

データ処理部13は、送受信部12からの信号に基づいてドブラ情報を含む時系列データを生成する時系列データ生成部19と、時系列データ生成部19の生成した時系列デー

50

タに対してフーリエ変換を行ってドプラスペクトルデータを生成するスペクトルデータ生成部20とを備えている。データ処理部13は、例えばコンピュータにより構成されている。

【0031】

時系列データ生成部19は、特に図示しないが、例えば、入力された信号から所定の深度(図2のサンプルボリューム105参照)の信号を抽出する信号抽出部、入力された信号を直交検波してドブラ信号を出力する位相検波部、入力されたアナログ信号をA/D変換するA/D変換部を備えている。時系列データ生成部19は、送受信部12からの信号に上述の各部による処理を施すことにより、離散的なデジタルデータである時系列データを生成する。時系列データは、ドブラ偏移周波数で振動するドブラ信号の強度の情報を一定の時間間隔毎(例えば、パルスドブラ法では繰り返し周波数に相当する周期毎)に保持している。なお、時系列データ生成部19の上述の各部の処理は、適宜な順番で行ってよい。

10

【0032】

スペクトルデータ生成部20は、時系列データ生成部19により生成された時系列データに対してフーリエ変換を行い、ドブラ偏移周波数毎のパワーの値を保持するドプラスペクトルデータを生成する。フーリエ変換は、例えば高速フーリエ変換(FFT)により行われる。

【0033】

なお、データ処理部13は、時系列データ生成部19やスペクトルデータ生成部20の他にも、データ(信号)からノイズを除去するフィルタ部や、他のモード(Mモード、Bモード、カラーモード)の画像を生成するためのデータを生成する各種のデータ生成部等を備えている。

20

【0034】

画像処理部14は、データ処理部13により生成されたデータに基づいて画像データを生成する。例えば、画像処理部14は、スペクトルデータ生成部20により生成されたドプラスペクトルデータに基づいてDモード画像を生成する。画像処理部14は、Dモード画像の画像データの他にも、他のモードの画像の画像データを生成可能である。画像処理部14は、生成した画像データに基づく映像信号を表示部15に出力する。画像処理部14は、例えばコンピュータにより構成されている。

30

【0035】

表示部15は、例えばCRTディスプレイや液晶ディスプレイにより構成されており、画像処理部14から出力された映像信号に従って画像を表示する。操作部16は、例えばキーボードやポインティングデバイスにより構成されており、入力操作に応じた信号を制御部17に出力する。制御部17は、例えばコンピュータにより構成され、操作部16からの操作信号に基づいて、送受信部12、データ処理部13、画像処理部14、表示部15に制御信号を出力する。

【0036】

図2は、表示部15に表示される画像の一例を示している。画像101は、プローブ11により超音波の送受信が行われている間にリアルタイムに、又は、プローブ11による超音波の送受信が終了した後の任意の時期に、表示部15の画面に表示される。

40

【0037】

画像101は、Bモード画像102と、Dモード画像103とを含んでいる。Bモード画像102は、輝度でエコー信号の強度を表した断層像の画像である。Bモード画像102では、Dモード画像103の表示対象部位を示すサンプルボリューム105が表示されている。サンプルボリューム105の位置及び大きさは、ユーザの操作部16への入力操作等により適宜に設定される。

【0038】

Dモード画像103は、第1軸(例えば横軸)を時間とし、第1軸に直交する第2軸(例えば縦軸)をドブラ偏移周波数又はドブラ偏移周波数に相関する物理量(例えば血液の

50

流速。以下、両者を総称して「ドブラ偏移周波数等」ということがある。)とし、輝度でドブラスペクトルのパワー又はパワーに相関する物理量(以下、両者を総称して「パワー等」ということがある。)を表した画像である。例えば、輝度は、ドブラスペクトルのパワー等が大きくなるほど高くなる。図2では、輝度が低い領域をハッチングして示している。

【0039】

Dモード画像103の大きさ、縦軸や横軸のレンジ、輝度とパワー等との対応付けは、操作部16への入力操作等により適宜に設定可能である。また、Dモード画像103とBモード画像102とを横方向に配列するなど、Dモード画像103の配置も適宜に設定可能である。

10

【0040】

設定の一例を述べる。600(縦)×800(横)ピクセルのCRTディスプレイの場合、Dモード画像103の大きさは、300(縦)×600(横)~600(縦)×300(横)ピクセルに設定されてよい。Dモード画像103は、200(縦)×600(横)ピクセル、300(縦)×600(横)ピクセル、400(縦)×600(横)ピクセルなどの横長表示に設定されてもよいし、600(縦)×300(横)ピクセルなどの縦長表示に設定されてもよい。なお、ディスプレイの大きさ(inch)が異なる場合や液晶ディスプレイの場合も、上記の600(縦)×800(横)ピクセルのCRTディスプレイとの基本のドット数の相違を加味して若しくは加味せずに適宜に設定されてよい。Dモード画像103の横軸のレンジは1.0~16.0(s)に、縦軸のレンジは10~100(cm/s)に設定されてよい。輝度は、音圧を電気信号に変換して得られた電圧(パワー)に対して0~63階調(6bit)が割り当てられてよい。なお、超音波診断装置1では、音圧を電気信号に変換して得られた数ボルトの電圧をプリアンプ増幅、デジタル変換、コンプレッション、フィルタリング等を行い、最終的に、0~63の輝度値を得ている。すなわち、所定範囲の電圧に対して所定範囲の輝度値を割り当てることにより、間接的に所定範囲のパワーに対して所定範囲の輝度値を割り当てている。

20

【0041】

図3は、データ処理部13の動作を説明する図である。なお、図3は、データ処理部13の動作を概念的に説明するためのものであり、図3において例示するデータ点数は作図上の便宜的なものに過ぎない。

30

【0042】

まず、データ処理部13における従来と同様の動作を説明する。図3に示すように、時系列データ生成部19により、複数(図3では15個を例示)の時点データDCからなる時系列データD0が生成される。複数の時点データDCのサンプリング周期(時間間隔)T1は、繰り返し周波数の逆数であり、一定である。繰り返し周波数は、サンプリングの位置によるが、例えば100~10kHzである。

【0043】

スペクトルデータ生成部20は、時系列データD0のうちデータ点数(時点データDCの数)がN1個(図3では6個を例示)の時系列データDA1に対してフーリエ変換を行い、時系列データDA1に基づくドブラスペクトルデータを生成する。同様に、時系列データDA1とは時間的な位置が異なる、データ点数がN1個の時系列データDA2、DA3(以下、単に「時系列データDA」といい、DA1~DA3を区別しないことがある。)に順次フーリエ変換を行い、複数のドブラスペクトルデータを生成する。

40

【0044】

すなわち、スペクトルデータ生成部20は、所定の時間範囲T2の時系列データにフーリエ変換を行いドブラスペクトルデータを生成することを、所定の時間範囲T2を一定時間ずつずらして複数回を行い、複数時のドブラスペクトルデータを生成する。なお、所定の時間範囲T2は、サンプリング周期T1×データ点数である。

【0045】

以上の従来と同様の動作に加え、スペクトルデータ生成部20は、時系列データDAの

50

データ点数 N_1 とは異なるデータ点数 N_2 (図3では4個を例示) の時系列データ $DB_1 \sim DB_3$ (以下、単に「時系列データ DB 」といい、 $DB_1 \sim DB_3$ を区別しないことがある。) に順次フーリエ変換を行い、複数のドブラスペクトルデータを生成する。

【0046】

すなわち、スペクトルデータ生成部20は、所定の時間範囲 T_2 の時系列データのうち所定のデータ点数の時系列データにフーリエ変換を行いドブラスペクトルデータを生成することを、データ点数を異ならせて複数回(実施形態ではデータ点数 N_1 の場合と N_2 の場合との2回)行い、複数種類(実施形態では2種類)のドブラスペクトルデータを生成する。

【0047】

時系列データ DB は、時系列データ DA のうち一部の時間範囲の時点データ DC 全てにより構成されており、時系列データ DA のサンプリング周期と時系列データ DB のサンプリング周期とは互いに同一 (T_1) である。また、時系列データ DB は、時系列データ DA の中央の一部の時間範囲に設定されており、時系列データ DA の時間中心 T_{ac} と時系列データ DB の時間中心 T_{bc} とは互いに一致している。

【0048】

なお、例えば、 $N_1 = 60 \sim 90$ であり、 $N_2 = 30 \sim 36$ である。

【0049】

図4は、画像処理部14の動作を説明する概念図である。上述のように、スペクトルデータ生成部20により2種類のドブラスペクトルデータが生成される。従って、画像処理部14は、2種類のドブラスペクトルデータに基づいて、データ点数 N_1 の場合の D モード画像103A(図4(a))と、データ点数 N_2 の場合の D モード画像103B(図4(b))との2種類の D モード画像の画像データを生成可能である。ここで、上述したように、データ点数が比較的多い D モード画像103Aでは、斑点501が生じる。また、データ点数が比較的少ない D モード画像103Bでは、縦筋502が生じる。

【0050】

そこで、画像処理部14は、 D モード画像103Aと D モード画像103Bとが合成された合成 D モード画像103C(図4(c))の画像データを生成する。これにより、斑点501及び縦筋502が軽減された高画質の D モード画像が得られる。

【0051】

合成は、種々の方法により行ってよい。また、合成方法は、操作部16に対する操作等により種々の合成方法から選択可能であってもよい。例えば、 D モード画像103A及び D モード画像103Bの互いに対応する画素間において輝度が平均された画像を合成 D モード画像103Cとしてよい。互いに対応する画素は、時間(横軸)及びドブラ偏移周波数等(縦軸)が互いに同一の画素である。

【0052】

すなわち、図4においてハッチングして示すように、 D モード画像103Aにおける時点 t_1 及びドブラ偏移周波数等 f_1 の画素 PA と、 D モード画像103Bにおける時点 t_1 及びドブラ偏移周波数等 f_1 の画素 PB とが互いに対応し、これらの画素 PA 及び PB の輝度の平均が、合成 D モード画像103Cにおける時点 t_1 及びドブラ偏移周波数等 f_1 の画素 PC の輝度になるように合成してよい。

【0053】

また、例えば、 D モード画像103Aと、 D モード画像103Bとの互いに対応する画素間において大きいほうの輝度(合成される D モード画像が3種以上の場合には最大の輝度)が選択された画像を合成 D モード画像103Cとしてよい。

【0054】

また、合成は、 D モード画像全体において行ってもよいし、 D モード画像の一部の領域に対してのみ行ってもよい。例えば、 D モード画像103Aにおいて斑点501が生じる領域505においてのみ D モード画像103Bを合成してもよいし、 D モード画像103Bにおいて縦筋502が生じる領域506においてのみ D モード画像103Aを合成して

10

20

30

40

50

もよい。なお、この場合の合成も、上述のように画素毎に輝度の平均、又は、高い輝度の選択を行ってよい。

【 0 0 5 5 】

上述のような各種の合成を行うと、例えば、データ点数の少ないDモード画像103Bにおいて信号強度が弱い部分が縦方向に連続している（縦筋がある）場合、その部分は、データ点数の多いDモード画像103Aとの平均や置換により輝度が高くなり、縦筋が目立たなくなる。斑点についても同様である。そして、両画像が互いの欠点を補うことにより、高画質のDモード画像103Cが得られる。

【 0 0 5 6 】

図5は、超音波診断装置1のDモード画像を生成する手順の一例を説明するフローチャートである。具体的には、Dモード画像103をリアルタイム表示する場合のスペクトルデータ生成部20の動作（ステップS1～S5）及び画像処理部14の動作（ステップS6～S10）の一例を示している。

【 0 0 5 7 】

超音波診断装置1は、時系列データ生成部19によりデータ点数N1の時系列データDAが新たに生成されか否かが判定し（ステップS1）、データ点数N1の時系列データDAが新たに生成されたと判定すると、データ点数N1の時系列データDAに窓関数を掛け（ステップS2）、データ点数N1の時系列データDAをフーリエ変換し、ドプラスペクトルデータを生成する（ステップS3）。

【 0 0 5 8 】

窓関数は、フーリエ変換が有限区間において切り出された時系列データに対して行われることによって生じる誤差を低減するものである。窓関数には、方形窓、ハニング窓、ハミング窓、ガウス窓など、公知の適宜なものが選択されてよい。一般に、方形窓以外の窓関数は、時点データDCの時間軸に沿った順番を変数とする関数となっており、有限区間の中央（時間中心）付近において、関数の値（時系列データに乘じられる重み）が最大となる。

【 0 0 5 9 】

次に、超音波診断装置1は、ステップS2、S3と同様に、データ点数N2の時系列データDBに窓関数を掛け（ステップS4）、データ点数N2の時系列データDBをフーリエ変換し、ドプラスペクトルデータを生成する（ステップS5）。なお、ステップS4で使用される窓関数は、ステップS2で使用される窓関数と同一のものである。ただし、異なる窓関数であってもよい。

【 0 0 6 0 】

その後、超音波診断装置1は、画像データを生成する時期か否かを判定する（ステップS6）。例えば、時系列データDAの取得が所定回数行われたか否か、所定のフレームレートで画面を更新すべき時期が到来したか否かを判定する。画像データ生成時期が到来していないと判定した場合は、ステップS1に戻る。画像データ生成時期が到来したと判定した場合は、Dモード画像103AとDモード画像103Bとを合成すべき領域（例えば領域505、506）を検出する（ステップS7）。なお、画像全体において合成を行う場合にはステップS7は省略される。

【 0 0 6 1 】

領域505、506の検出は、例えば、ドプラスペクトルデータの各ドプラ偏移周波数等のパワー等と、そのドプラスペクトルデータに対して時間的に前後する1～複数のドプラスペクトルデータの対応するドプラ偏移周波数等のパワー等とを比較し、急激な変化があった場合に斑点501や縦筋502が存在すると判定することにより行ったり、生成したドプラスペクトルデータと、予め用意された、所定の大きさの斑点501や縦筋502が生じた場合の基準ドプラスペクトルとパターンマッチングを行うことにより行う。

【 0 0 6 2 】

ステップS8では、超音波診断装置は、データ点数N1の時系列データをフーリエ変換したスペクトラムデータと、データ点数N2の時系列データをフーリエ変換したスペクト

10

20

30

40

50

ラムデータとを合成する。すなわち、互いに同一の時間及びドブラ周波数等の２種類のパワー等を平均し、又は、２種類のパワー等のうち一方を選択し、合成ドブラスペクトルデータを得る。検出された合成領域 505 又は 506 についてのみ合成を行う場合には、２つのドブラスペクトルデータのうちの一方のデータにおいて、合成領域に対応するデータについてのみ他方のデータを合成し、合成ドブラスペクトルデータを得る。

【0063】

ステップ S10 では、超音波診断装置は、合成ドブラスペクトルデータに基づいて合成 D モード画像 103C の画像データを生成し（ステップ S9）、生成した画像データに基づく映像信号を表示部 15 に出力して表示部 15 の画面を更新する（ステップ S10）。

【0064】

以上の実施形態によれば、データ点数 N1 の時系列データ DA と、データ点数 N2 の時系列データ DB とにフーリエ変換を行い２種類のドブラスペクトルデータを生成し、その２種類のドブラスペクトルデータに基づく２種類の D モード画像 103A、103B が合成された合成 D モード画像 103C の画像データを生成することから、データ点数が多いときに生じる斑点 501 やデータ点数が少ないときに生じる縦筋 502 のうち少なくとも一方が軽減され、画質が向上する。

【0065】

例えば、合成 D モード画像 103C が、D モード画像 103A、103B の互いに対応する画素間において輝度が平均された画像である場合には、斑点 501 及び縦筋 502 の双方が低減される。

【0066】

例えば、合成 D モード画像 103C が、D モード画像 103A、103B の互いに対応する画素間において最大の輝度が選択された画像であれば、斑点 501 の埋まりがよくなり、感度がよい印象をユーザに与えることができる。

【0067】

例えば、合成 D モード画像 103C が、D モード画像 103A、103B のいずれか一の D モード画像の所定の領域において他の画像が合成された画像データであれば、画質の低下を招いている部分のみを合成して効果的に画質を向上させることができる。

【0068】

時系列データ DB は、時系列データ DA のうち一部の時間範囲の時系列データ全てであり、時系列データ DA の時系列データ DA のサンプリング周期と時系列データ DB のサンプリング周期とは互いに同一である。従って、生成された２種類のドブラスペクトルのサンプリング周波数及び最大周波数は互いに同一であり、データ点数の少ないドブラスペクトルデータの形は、データ点数の多いドブラスペクトルデータから低周波数側のデータを削除した形になる。このため、２種類のドブラスペクトルにおいてドブラ偏移周波数等が互いに同一のデータ点（パワー等）を特定することが容易になり、合成のアルゴリズムが簡潔になる。

【0069】

フーリエ変換の前には時系列データ DA、DB に窓関数が掛けられ、時系列データ DB は、時系列データ DA の時間中心と時系列データ DB の時間中心とが一致するように選択されている。一方、上述のように、窓関数は一般に中央付近の値が大きい。従って、時系列データ DA に掛け合わされる窓関数と、時系列データ DB に掛け合わされる窓関数とは互いにピークとなる時間が略一致する。その結果、窓関数の影響による２つのドブラスペクトル間の誤差は縮小され、合成によって新たなノイズが生じることが抑制される。

【0070】

なお、以上の実施形態において、画像処理部 14 は本発明の画像生成手段の一例であり、データ処理部 13、画像処理部 14 及び表示部 15 の組合せは本発明の画像表示装置の一例である。

【0071】

本発明は、以上の実施形態に限定されず、種々の態様で実施してよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

超音波診断装置は、Dモード画像に資する時系列データを得ることができるものであればよく、パルスドプラ法により時系列データを得るものに限定されない。例えば、連続ドプラ法により時系列データを得るものであってもよい。

【 0 0 7 3 】

複数種類のドプラスペクトルデータに基づく複数種類のDモード画像が合成された合成Dモード画像の画像データの生成は、結果として合成Dモード画像の画像データが生成されればよく、実施形態に示したように、複数種類のドプラスペクトルデータを合成してから画像データを生成することにより行われるものに限定されない。例えば、複数種類のドプラスペクトルデータそれぞれに基づいてDモード画像の画像データを複数生成し、複数のDモード画像の画像データを合成することにより、合成Dモード画像の画像データを生成してもよい。また、このような場合、画像生成部は、複数種類のDモード画像の互いに同一の座標の画素を、互いに対応する画素として検出してもよい。この場合であっても、各画素の時間及びドプラ偏移周波数等が対応していることに変わりはない。Dモード画像の拡大縮小により画素数とデータ数とが一致していない場合も同様である。

10

【 0 0 7 4 】

合成は、画素毎に複数のDモード画像の輝度（パワー等）を平均、選択するものに限定されない。例えば、一の画像の所定の領域を他の画像の対応領域に置き換えてもよい。複数のDモード画像の互いに対応する時間毎又はドプラ偏移周波数等毎に、輝度を比較して選択するなどしてもよい。3種類以上のDモード画像の互いに対応する画素の輝度を、

20

【 0 0 7 5 】

互いに異なるデータ点数の時系列データは、所定の時間範囲を対象とするフーリエ変換が所定の時間範囲をずらしつつ順次行われるように設定されていればよく、図3に示したものに限定されない。

【 0 0 7 6 】

例えば、図6(a)に示すように、所定の時間範囲T21（データ点数の多い時系列データDA11～DA14）が互いに一部重複していてもよい。さらに、図示はしないが、データ点数の少ない時系列データDB11～DB14が互いに一部重複していてもよい。逆に、図6(b)に示すように、所定の時間範囲T21（データ点数の多い時系列データDA21～DA23）が互いに離間していてもよい。なお、所定の時間範囲と、その所定の時間範囲内においてデータ点数が最も多い時系列データの時間範囲とは一致している必要はない。

30

【 0 0 7 7 】

また、例えば、図6(c)に示すように、データ点数の多い時系列データDA1～DA3の時間中心T_acと、データ点数の少ない時系列データDB31～DB33の時間中心T_bcとが一致していなくてもよい。

【 0 0 7 8 】

また、例えば、図6(d)に示すように、データ点数の多い時系列データDA1～DA3のサンプリング周期T1と、データ点数の少ない時系列データDB41～DB43のサンプリング周期T3（ハッチングして示すもののみが時系列データDB41～DB43を構成する）とは一致していなくてもよい。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 9 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成の要部を示すブロック図。

【 図 2 】 図 2 の超音波診断装置の表示する画像の一例を示す図。

【 図 3 】 図 1 の超音波診断装置のデータ処理部の動作を説明する概念図。

【 図 4 】 図 1 の超音波診断装置の画像処理部の動作を説明する概念図。

50

【図5】図1の超音波診断装置のDモード画像を生成する手順を説明するフローチャート。

【図6】図1の超音波診断装置のデータ処理方法の変形例を示す図。

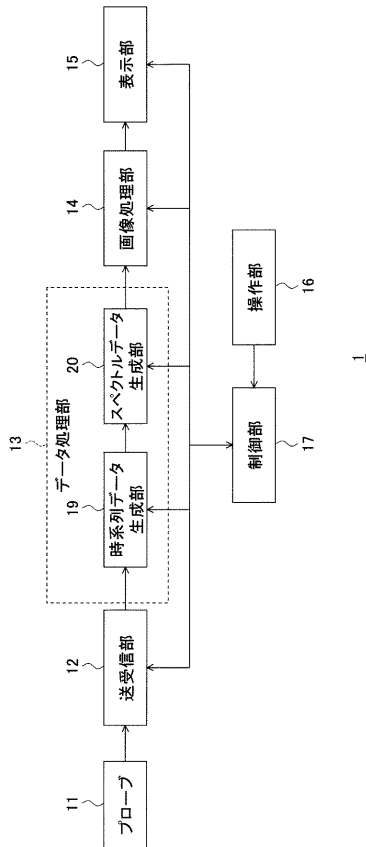
【図7】従来のDモード画像を説明する図。

【符号の説明】

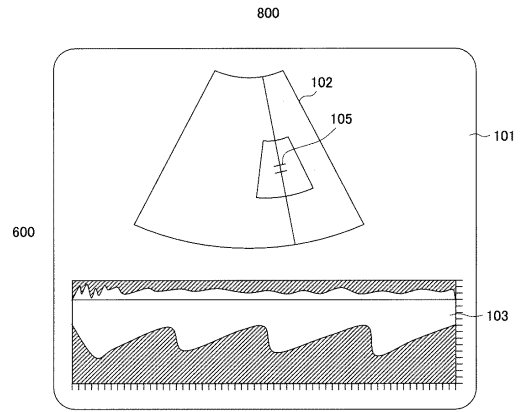
【0080】

1...超音波診断装置、11...プローブ、19...時系列データ生成部、20...スペクトルデータ生成部、14...画像処理部、15...表示部、DA, DB...時系列データ、103C...合成Dモード画像。

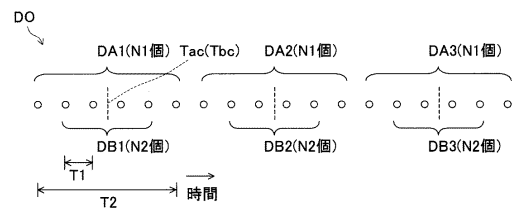
【図1】



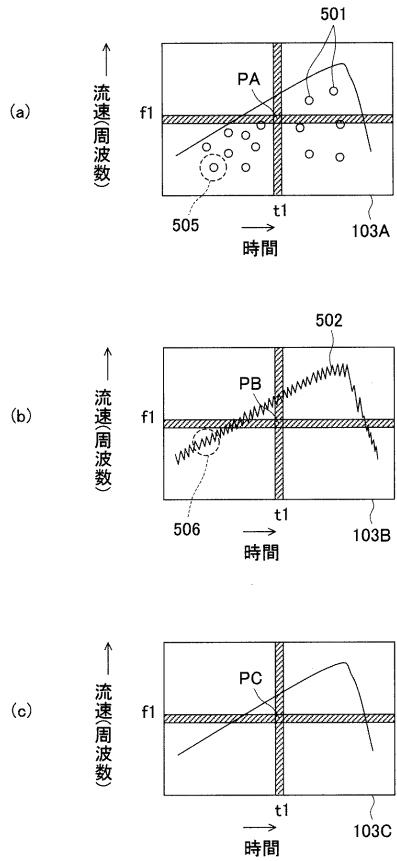
【図2】



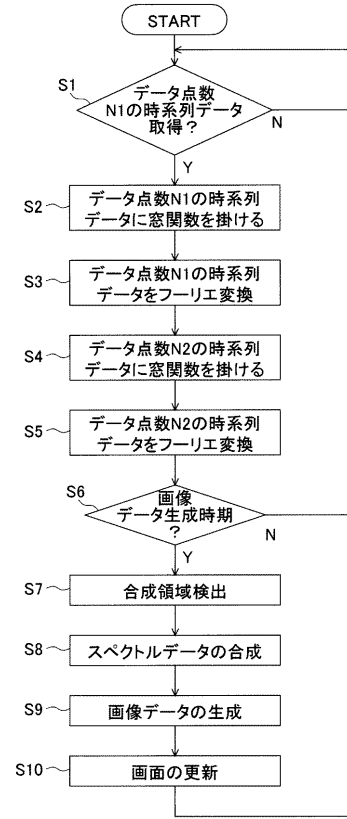
【図3】



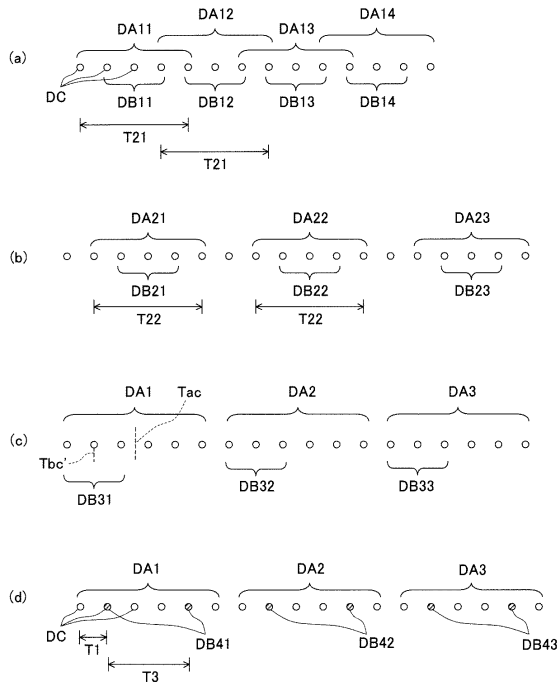
【図4】



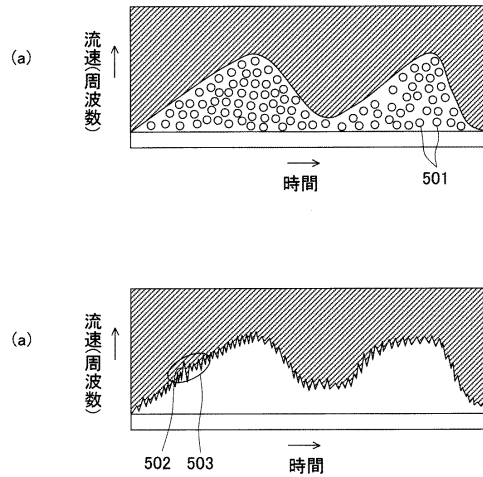
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平06-319735(JP,A)
特開平03-004843(JP,A)
特開平02-195948(JP,A)
特開平07-275241(JP,A)
特開平04-051941(JP,A)
特開2004-351021(JP,A)
特開昭61-249455(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像显示装置		
公开(公告)号	JP4832211B2	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	JP2006221165	申请日	2006-08-14
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/JB16 4C601/JB23 4C601/ JB45 4C601/JB49 4C601/JC04 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK17 4C601/KK24		
代理人(译)	佐藤隆久		
其他公开文献	JP2008043495A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统，可以提高D模式图像的图像质量。解决方案：超声波诊断系统1具有时间序列数据生成部分19，其基于来自探头11的信号生成保持多普勒信息的时间序列数据D0，用于生成多普勒频谱数据的频谱数据生成部分20在多个定时和图像处理部分14，其基于多个定时的多普勒频谱数据产生D模式图像103的图像数据。频谱数据生成部20对规定时间范围T2内的数据点N1的时间序列数据DA和分别小于数据点N1的数据点N2的时间序列数据DB进行傅里叶变换，生成2种多普勒频谱数据。图像处理部分14基于两种多普勒频谱数据产生通过合成两种D模式图像103A和103B产生的合成D模式图像103C的图像数据。

