

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-43495

(P2008-43495A)

(43) 公開日 平成20年2月28日(2008.2.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-221165 (P2006-221165)
(22) 出願日 平成18年8月14日(2006.8.14)(71) 出願人 300019238
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
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
(74) 代理人 100094053
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

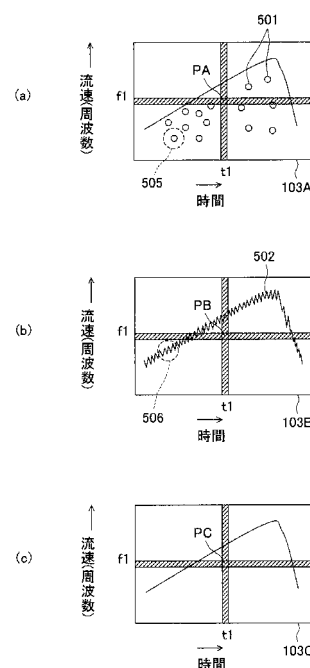
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】 Dモード画像の画質を向上できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、プローブ11からの信号に基づいてドプラ情報を保持する時系列データD0を生成する時系列データ生成部19と、複数時の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、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103の画像データを生成する画像処理部14とを備え、スペクトルデータ生成部20は、所定の時間範囲T2においてデータ点数N1の時系列データDA及びデータ点数N1より少ないデータ点数N2の時系列データDBそれぞれにフーリエ変換を行い2種類のドプラスペクトルデータを生成し、画像処理部14は、2種類のドプ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。

【選択図】 図4



【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、

10

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、

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

超音波診断装置。

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

30

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、

40

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】

50

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 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

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

10

20

30

40

50

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 9～15 のいずれか 1 項に記載の画像表示装置。

10

【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ッ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。）を含む時間範囲毎にフーリエ変換を行いドブ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）のドブラスペクトルを得る。そして、複数のドブ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。

20

【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ブ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。

30

【0004】

各時点（厳密には各時間範囲）におけるドブ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。

40

【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

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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、前記複数種類の前記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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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、超音波の送信波が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

50

うように、間欠的に送受波を行う。

【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。

【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部19と、時系列データ生成部19の生成した時系列デー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プ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、ドプラ偏移周波数で振動するドプラ信号の強度の情報を一定の時間間隔毎（例えば、パルスドプ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。

【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、ドプ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。

【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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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（例えば血液の流速。以下、両者を総称して「ドプラ偏移周波数等」ということがある。）とし、輝度でドプ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、ドプ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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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に基づくドプ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、複数のドプラスペクトルデータを生成する。

10

【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プ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行い、複数時のドプ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のデータ点数N1とは異なるデータ点数N2（図3では4個を例示）の時系列データDB1～DB3（以下、単に「時系列データDB」といい、DB1～DB3を区別しないことがある。）に順次フーリエ変換を行い、複数のドプラスペクトルデータを生成する。

20

【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T2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、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N1の場合とN2の場合との2回）行い、複数種類（実施形態では2種類）のドプ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（T1）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Tacと時系列データDBの時間中心Tbcとは互いに一致している。

30

【0048】

なお、例えば、N1=60～90であり、N2=30～36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種類のドプ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種類のドプラスペクトルデータに基づいて、データ点数N1の場合のDモード画像103A（図4（a））と、データ点数N2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。

40

【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】

50

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。

10

【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。

20

【0055】

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。

【0056】

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。

30

【0057】

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 N_1 の時系列データ DA が新たに生成されか否か判定し（ステップ S1）、データ点数 N_1 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 N_1 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 N_1 の時系列データ DA をフーリエ変換し、ドブラスペクトルデータを生成する（ステップ S3）。

【0058】

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。

40

【0059】

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 N_2 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 N_2 の時系列データ DB をフーリエ変換し、ドブ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

50

使用される窓関数は、ステップ S 2 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。

【0060】

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 S 6）。例えば、時系列データ D A 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 S 1 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 103 A と D モード画像 103 B 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 S 7）。なお、画像全体において合成を行う場合にはステップ S 7 は省略される。

10

【0061】

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ブ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ブ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。

【0062】

ステップ S 8 では、超音波診断装置は、データ点数 N 1 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 N 2 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、合成ドプ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 つのドプ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、合成ドプラスペクトルデータを得る。

20

【0063】

ステップ S 10 では、超音波診断装置は、合成ドプラスペクトルデータに基づいて合成 D モード画像 103 C の画像データを生成し（ステップ S 9）、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 S 10）。

【0064】

以上の実施形態によれば、データ点数 N 1 の時系列データ D A と、データ点数 N 2 の時系列データ D B とにフーリエ変換を行い 2 種類のドプラスペクトルデータを生成し、その 2 種類のドプラスペクトルデータに基づく 2 種類の D モード画像 103 A、103 B が合成された合成 D モード画像 103 C 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。

30

【0065】

例えば、合成 D モード画像 103 C が、D モード画像 103 A、103 B 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。

40

【0066】

例えば、合成 D モード画像 103 C が、D モード画像 103 A、103 B 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 103 C が、D モード画像 103 A、103 B 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 D B は、時系列データ D A のうち一部の時間範囲の時系列データ全てであ

50

り、時系列データ D A の時系列データ D A のサンプリング周期と時系列データ D B 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 種類のドプ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プラスペクトルデータの形は、データ点数の多いドプ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 種類のドプ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 D A、D B に窓関数が掛けられ、時系列データ D B は、時系列データ D A の時間中心と時系列データ D B 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 D A に掛け合わされる窓関数と、時系列データ D B 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 つのドプ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 1 4 は本発明の画像生成手段の一例であり、データ処理部 1 3、画像処理部 1 4 及び表示部 1 5 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。

【0072】

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。

【0073】

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ブ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。

【0074】

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ブ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、重み係数を乗じて加算してもよい。合成が所定の領域においてのみ行われる場合、所定の領域は、実施形態のように超音波診断装置によって検出されるものに限定されず、ユーザによって設定されるものであってもよい。

【0075】

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。

【0076】

例えば、図 6（a）に示すように、所定の時間範囲 T 2 1（データ点数の多い時系列データ D A 1 1～D A 1 4）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 DB 1 1 ～ DB 1 4 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 T 2 1 (データ点数の多い時系列データ DA 2 1 ～ DA 2 3) 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。

【0077】

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 DA 1 ～ DA 3 の時間中心 T a c と、データ点数の少ない時系列データ DB 3 1 ～ DB 3 3 の時間中心 T b c ' とが一致していなくてもよい。

【0078】

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 DA 1 ～ DA 3 のサンプリング周期 T 1 と、データ点数の少ない時系列データ DB 4 1 ～ DB 4 3 のサンプリング周期 T 3 (ハッチングして示すもののみが時系列データ DB 4 1 ～ DB 4 3 を構成する) とは一致していなくてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0079】

【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。

【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】

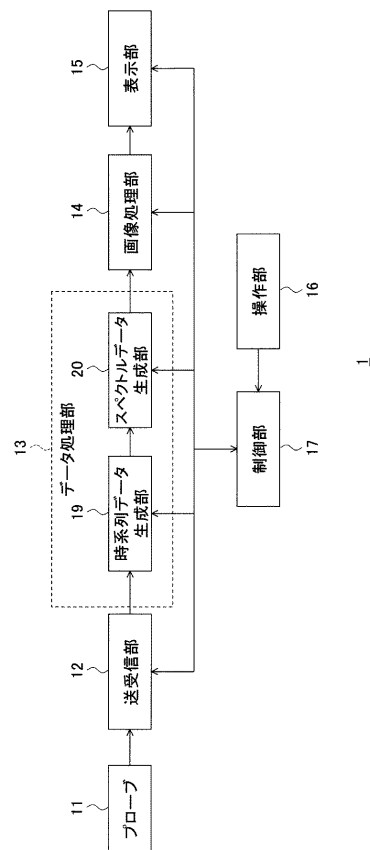
【0080】

1 … 超音波診断装置、 1 1 … プローブ、 1 9 … 時系列データ生成部、 2 0 … スペクトルデータ生成部、 1 4 … 画像処理部、 1 5 … 表示部、 DA, DB … 時系列データ、 1 0 3 C … 合成 D モード画像。

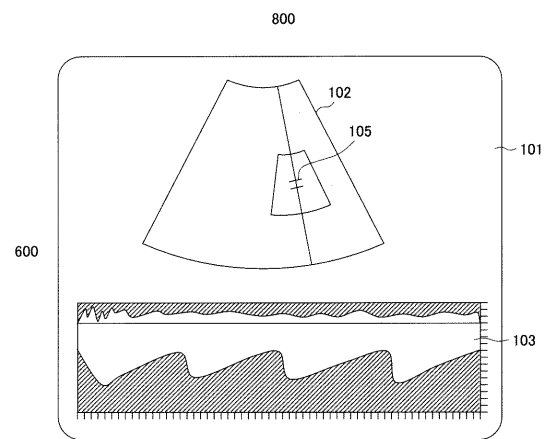
10

20

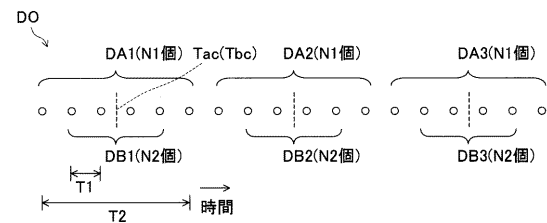
【図 1】



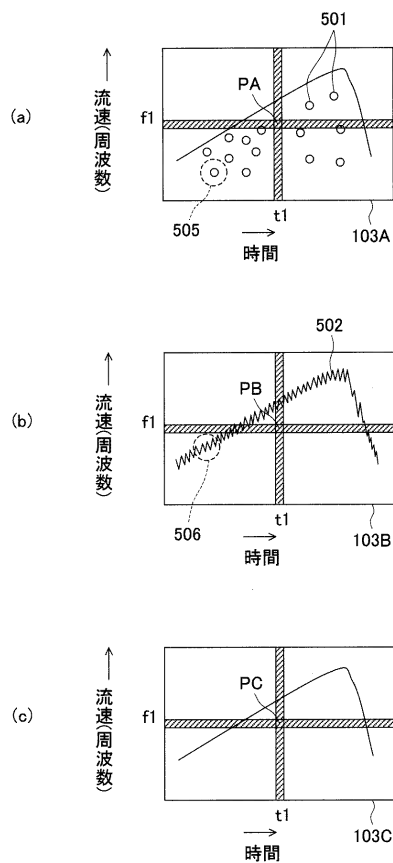
【図 2】



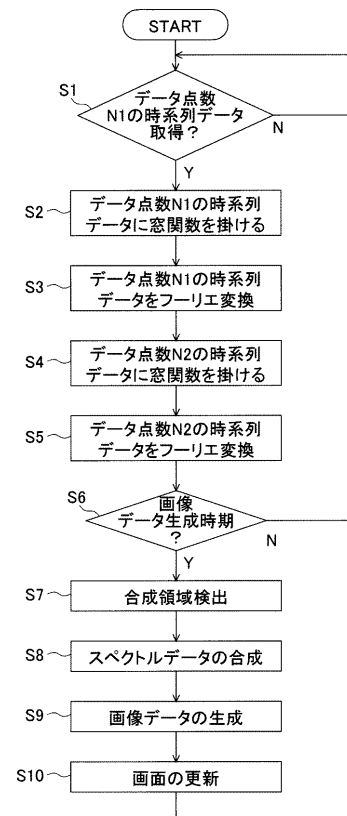
【図 3】



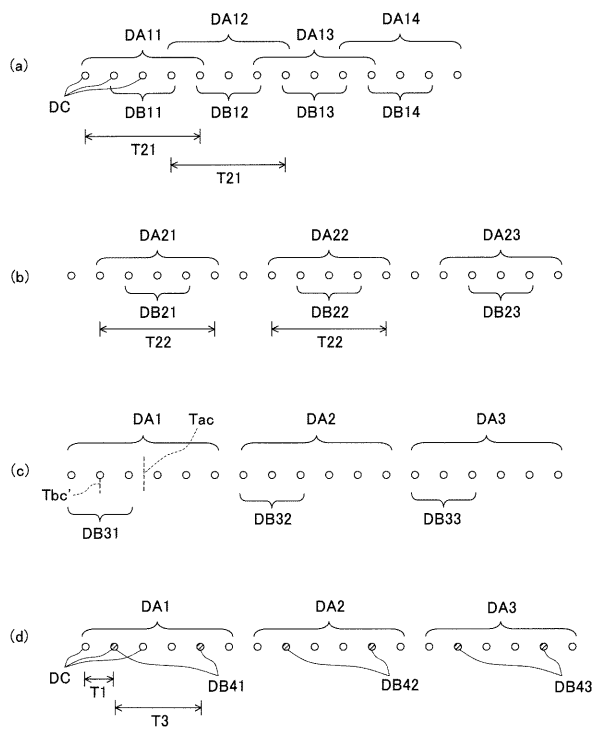
【図 4】



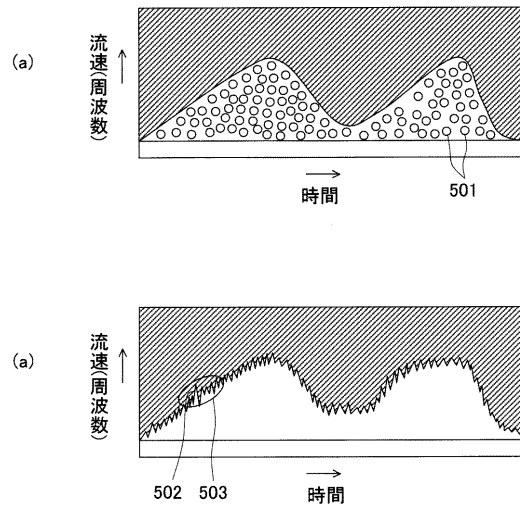
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB01 DD03 DE03 EE04 EE22 JB16 JB23 JB45 JB49 JC04
JC21 JC37 KK17 KK24

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像显示装置		
公开(公告)号	JP2008043495A	公开(公告)日	2008-02-28
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		
[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	JP4832211B2		
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。

