

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信する送受信手段と、

主走査方向に向かって並ぶ前記主走査方向に略直交する複数の断面のそれぞれに含まれる走査線を、前記主走査方向に沿って1つの個別領域にまとめて、前記個別領域に含ませた複数の走査線に対して、超音波の送受信の回数がそれぞれ所定数になるまで、前記送受信手段に、それぞれの走査線に対して順番に1回ずつ超音波を送受信させ、前記複数の走査線に対する送受信の回数がそれぞれ前記所定数になると、前記主走査方向に略直交する副走査方向の別の個別領域を対象として、超音波の送受信の回数がそれぞれ前記所定数になるまで、前記送受信手段に、それぞれの走査線に対して順番に1回ずつ超音波を送受信させ、複数の個別領域ごとに超音波の送受信を前記送受信手段に行わせるスキャン制御手段と、

前記送受信手段による超音波の送受信によって取得された受信信号に基づいて、前記複数の断面のうち少なくとも1つの断面のカラードプラ画像データを生成する画像生成手段と、

前記カラードプラ画像データに基づくカラードプラ画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記スキャン制御手段は、前記主走査方向に並ぶ前記複数の断面の総数を、前記1つの個別領域に含まれる走査線の数の整数倍にして、前記送受信手段に超音波を送受信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 3】

前記スキャン制御手段は、前記被検体の ECG 信号に基づく所定のタイミングで、前記別の個別領域を対象として、前記送受信手段に超音波を送受信させることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に超音波を送信し、受信した信号に基づいて被検体内の運動体の運動情報を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内の血流の情報を取得するために、ドプラスキャンが可能な超音波診断装置が知られている。ドプラスキャンは、超音波ドプラ法の原理に基づいて被検体内の血流の情報を得る技術である。超音波診断装置は、CFM (Color Flow Mapping) 法 (又は、「カラードプラ法」と称する) を実行することで、血流情報を表す2次元画像又は3次元画像を取得してカラー表示することが可能となっている。

【0003】

CFM法を実施する場合、同じ方向に超音波を複数回送信し、複数の送受信で1走査線上の各点の情報を取得する。そして、所望の撮影領域 (例えば断層面) における血流情報を取得するためには、その撮影領域 (断層面) を構成する全ての走査線について、超音波の送受信を繰り返す。

【0004】

ところで、低速の血流速度を検出するためには、パルス繰り返し周波数 (PRF) を小さくして超音波を送受信する必要がある。すなわち、サンプリング周期 (サンプリング間隔) を長くする必要があり、しかしながら、サンプリング周期を長くすると、1フレームの血流情報を生成するために要する時間が長くなってしまふ。例えば、サンプリング周期を単純に4倍にすると、全ての撮影領域を走査するためには4倍の時間が必要となり、その結果、フレームレートは4分の1になってしまう。

10

20

30

40

50

【0005】

ここで、従来技術に係る超音波の送受信方法について、図3を参照して説明する。図3は、従来技術に係る超音波の送受信方法を説明するための図である。1例として、カラードプラ画像が16本の走査線で構成されている場合について説明する。図3においては、走査線A、B、C、・・・、Pが、16本の走査線のそれぞれに該当する。また、各走査線における列の番号は、送信の順番を示している。図3に示す例では、走査線Aの列の初めの順番「1」が、1回目の送受信で得られるドプラ情報を表している。そして、1つの走査線Aにおいて超音波の送受信を6回行い、各回の送受信で取得された受信データに基づいて1つの走査線A上の各点のデータを生成する。この送受信の順番は、図3に示す番号「1」～「6」に対応している。そして、走査線Bについても走査線Aと同様に超音波の送受信を行い、走査線B上の各点のデータを生成する。この送受信の順番は、図3に示す番号「7」～「12」に対応している。そして、1本目（走査線A）から16本目（走査線P）まで超音波の送受信を繰り返す。

10

【0006】

この方法では、低速の血流速度を計測するために各送信の間隔を広げると、それに比例して画像の生成に要する時間が長くなる。すなわち、サンプリング周期を4倍にすると、1回目の送信を示す順番「1」と2回目の送信を示す順番「2」との間の時間間隔が4倍になる。通常、サンプリング周期がTの場合、サンプリング周期は4Tになり、フレームレートは4分の1になってしまう。

20

【0007】

そこで、フレームレートを落とさずに、実質的なパルス繰り返し周波数を小さくして、サンプリング周期を長くする方法が提案されている（例えば特許文献1）。この方法は、撮影領域である断層面を複数の領域に分け、1つの領域に含まれる複数の走査線について、領域内で順番に1回ずつ超音波の送受信を行い、各走査線に対して複数回超音波を送信する。以下、特許文献1に記載のスキャン方法を、「交互スキャン」と称する場合がある。

【0008】

ここで、特許文献1に記載の交互スキャンについて、図4を参照して説明する。図4は、従来技術に係る超音波の送受信方法を説明するための図である。例えば、図4に示す断面100を走査する場合について説明する。1つの断面内における走査線の数を16本とし、各走査線に対する超音波の送受信の回数を6回とする。そして、1つの断面を4つの個別領域に分け、各個別領域に含まれる走査線の数を4本とする。これにより、各個別領域に対する超音波の送受信の回数は、 $\{ \text{走査線数} (4 \text{本}) \} \times \{ 1 \text{走査線に対する送受信の回数} (6 \text{回}) \} = 24 \text{回}$ となる。交互スキャンでは、1つの個別領域に含まれる4本の走査線に対して、超音波の送受信を順番に1回ずつ行い、各走査線に対して6回超音波を送受信する。そして、1つの個別領域に対して超音波を24回送受信した後、隣の個別領域に対して超音波を24回送受信する。このように、交互スキャンでは、個別領域ごとに超音波を24回送受信する。

30

【0009】

例えば、断面100を、4つの個別領域110、120、130、140に分ける。1つの断面100内における走査線の数は16本であるため、個別領域110には4本の走査線A、B、C、Dが含まれている。同様に、個別領域120には4本の走査線E～Hが含まれ、個別領域130には4本の走査線I～Lが含まれ、個別領域140には4本の走査線M～Pが含まれている。

40

【0010】

このように、交互スキャンでは、走査線Aから走査線Dまでを1つの領域にまとめる。そして、1つの個別領域110に含まれる走査線Aから走査線Dについて、超音波の送受信を順番に1回ずつ行う。そして、走査線Aから走査線Dの各走査線に対する送信の合計回数が6回になるまで、走査線Aから走査線Dに順番に1回ずつ超音波を送受信する。例えば、走査線Aに超音波を1回送信し（順番「1」に対応）、次に、走査線Bに超音波を

50

1回送信し(順番「2」に対応)、次に、走査線Cに超音波を1回送信し(順番「3」に対応)、次に、走査線Dに対して超音波を1回送信する(順番「4」に対応)。そして、走査線Dに対して超音波を送信した後、再び、走査線Aに対する2回目の送信を行う(順番「5」に対応)。そして、個別領域110に含まれる各走査線に対してそれぞれ6回ずつ超音波を送受信した後、隣の個別領域120に含まれる走査線E~Hに対して、順番に1回ずつ超音波を送受信する。そして、個別領域110、120、130、140の順番で、各個別領域に対して超音波を送受信することで、全体の断面100における画像データを取得する。

【0011】

この交互スキャンによると、毎回の送信間隔は、図3に示す従来技術と同じであるが、各走査線上のサンプリング周期は4倍になる。例えば、走査線Aに対する1回目の送信は順番「1」であり、2回目の送信は順番「5」となっているため、走査線上のサンプリング周期は4Tとなっている。つまり、フレームレートを落とさずに、サンプリング周期を長くして、低速の血流速度の計測に対応することが可能となる。

10

【0012】

そして、特許文献1に記載の超音波診断装置を3次元領域に適用することで、ボリュームレートを低下させずに、低速の血流速度を表す3次元カラードブラ画像を取得することが可能となる。

【0013】

【特許文献1】特公平7-71557号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、特許文献1に記載の交互スキャンによると、各個別領域の境界で、データが取得された時間の間隔(時間差)が大きくなってしまい、その時間差に起因する段差が画像に発生してしまう問題があった。特に、各個別領域の境界において時間差が大きくなると、画像上、その段差が目立ってしまう問題があった。また、3次元カラードブラ画像を取得する場合、複数の断面を超音波で走査する。しかしながら、各個別領域の境界で発生する段差が複数の断面にまたがって発生することで、3次元カラードブラ画像内でその段差が目立ち、その結果、診断が困難になってしまう問題があった。

30

【0015】

ここで、各個別領域間における時間差について、図4及び図5を参照して説明する。図5は、従来技術に係る超音波の送受信方法において、各走査線上のデータが取得された時間を説明するための図である。図5において、横軸は断面内の位置を示し、縦軸は送受信が行われた時間を示している。

【0016】

例えば、図4に示す3次元の撮影領域Sを超音波で走査する場合について説明する。図4に示す例では、4つの断面100、200、300、400を超音波で走査することで、3次元の撮影領域Sの画像データを取得する。上述したように、断面100を4つの個別領域110、120、130、140に分け、断面100を超音波で走査する。そして、断面100に対する送受信が終了すると、次に、断面200に対して、断面100に対する送受信と同じ送受信を行う。すなわち、断面200を4つの個別領域に分けて、個別領域ごとに超音波を送受信する。そして、断面100、200、300、400の順番で超音波を送受信することで、全体の撮影領域Sの画像データを取得する。

40

【0017】

しかしながら、従来技術に係る交互スキャンによると、各個別領域の境界で、データが取得された時間の間隔(時間差)が大きくなってしまい、24回の送受信ごとに大きな時間差が発生してしまう。同じ個別領域内の走査線同士であれば、データが取得された時間の間隔(時間差)は一定であるが、個別領域の境界においては、その時間差が大きくなってしまふ。この個別領域の境界での時間差が、画像上には目立つ段差となって表示されて

50

しまう。

【0018】

例えば図5に示すように、個別領域110内の走査線A～Dにおいては、隣り合う走査線同士では、データが取得された時間の間隔（時間差）が一定になる。また、個別領域120内の走査線E～Hにおいても、隣り合う走査線同士では、データが取得された時間の間隔（時間差）が一定になる。

【0019】

しかしながら、各個別領域の境界では、データが取得された時間の間隔（時間差）が大きくなってしまう。例えば、個別領域110に含まれる走査線Dと個別領域120に含まれる走査線Eとの間には、大きな時間差が発生してしまう。同様に、個別領域120と個別領域130との境界においても、データが取得された時間の間隔（時間差）が大きくなってしまう。このように時間差が大きくなる箇所（個別領域の境目）は、画像上、目立つ段差となって表示されてしまう。

10

【0020】

各走査線の間で、データが取得された時間の間隔（時間差）が一定であれば、画像上において、段差は目立ちにくい。しかしながら、時間差が大きい箇所が部分的にある場合、画像上においてその箇所で段差が目立ってしまい、診断の妨げになる問題があった。

【0021】

この発明は上記の問題を解決するものであり、データが取得された時間の間隔（時間差）に起因する段差が目立ちにくい画像を生成することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0022】

請求項1に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信する送受信手段と、主走査方向に向かって並ぶ前記主走査方向に略直交する複数の断面のそれぞれに含まれる走査線を、前記主走査方向に沿って1つの個別領域にまとめて、前記個別領域に含まれた複数の走査線に対して、超音波の送受信の回数がそれぞれ所定数になるまで、前記送受信手段に、それぞれの走査線に対して順番に1回ずつ超音波を送受信させ、前記複数の走査線に対する送受信の回数がそれぞれ前記所定数になると、前記主走査方向に略直交する副走査方向の別の個別領域を対象として、超音波の送受信の回数がそれぞれ前記所定数になるまで、前記送受信手段に、それぞれの走査線に対して順番に1回ずつ超音波を送受信させ、複数の個別領域ごとに超音波の送受信を前記送受信手段に行わせるスキャン制御手段と、前記送受信手段による超音波の送受信によって取得された受信信号に基づいて、前記複数の断面のうち少なくとも1つの断面のカラードプラ画像データを生成する画像生成手段と、前記カラードプラ画像データに基づくカラードプラ画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0023】

この発明によると、主走査方向に並ぶ複数の断面のそれぞれに含まれる走査線を、主走査方向に沿って1つの個別領域にまとめて、個別領域ごとに超音波の送受信を行い、更に、その送受信によって取得された受信信号に基づいて、断面のカラードプラ画像データを生成することで、各走査線で取得されたデータの時間差を一定にすることが可能となる。そのことにより、データが取得された時間の間隔（時間差）に起因する段差が目立ちにくいカラードプラ画像を生成することが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

（構成）

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について、図1及び図2を参照して説明する。図1は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。図2は、この発明の実施形態に係る超音波の送受信方法を説明するための図である。

50

【 0 0 2 5 】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像記憶部 5、画像生成部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース (U I) 8、及び制御部 9 を備えている。

【 0 0 2 6 】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ 2 は、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。また、所定方向 (走査方向) に 1 列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する方向 (揺動方向) に揺動させる 1 次元アレイプローブを用いても良い。

10

【 0 0 2 7 】

送受信部 3 は送信部と受信部とを備え、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 2 8 】

送信部は、スキャン制御部 9 1 の制御の下、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォーム (送信ビームフォーム) した超音波を送信させる。送信部の具体的な構成を説明する。送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路 (チャンネル) の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

20

【 0 0 2 9 】

受信部は、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことで、アナログの受信信号を整相された (受信ビームフォームされた) デジタルの受信データに変換する。つまり、受信部は、対象とする反射体から各超音波振動子までの距離に応じてそれぞれ時間的に異なって受信されたエコー信号を、その位相 (時間) を揃えて加算し、焦点の合った 1 本の受信データ (1 走査線上の画像用信号) を生成する。

【 0 0 3 0 】

受信部の具体的な構成を説明する。受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延・加算回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

30

【 0 0 3 1 】

ここで、超音波プローブ 2、送受信部 3、及びスキャン制御部 9 1 による超音波の送受信方法について、図 2 を参照して説明する。制御部 9 の設定情報記憶部 9 3 には、3 次元の撮影領域 S を示す座標情報と、その撮影領域 S に含まれる各走査線の座標情報と、各走査線に対して超音波を送受信する順番を示す情報 (順番情報) と、各走査線に対する超音波の送受信の回数とが、送受信条件として記憶されている。スキャン制御部 9 1 は、設定情報記憶部 9 3 に記憶されている送受信条件に従って、送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。

40

【 0 0 3 2 】

例えば、図 2 に示す 3 次元の撮影領域 S を超音波で走査する場合について説明する。図 2 に示す例では、4 つの断面 1 0 0、2 0 0、3 0 0、4 0 0 を超音波で走査することで、3 次元の撮影領域 S の画像データを取得する。送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、主走査方向 X に沿って超音波を走査し、更に、主走査方向 X に直交する副走査方向 Y に沿って超音波を走査することで、全体の撮影領域 S を走査する。この実施形態におい

50

ては、副走査方向 Y に沿った断面を画像生成面として、副走査方向 Y に沿った断面におけるカラードブラ画像データを生成する。換言すると、主走査方向 X に直交する断面におけるカラードブラ画像データを生成する。

【 0 0 3 3 】

1 例として、画像生成面の 1 つの断面内における走査線の本数を 16 本とし、各走査線に対する超音波の送受信の回数を 6 回とする。そして、4 つの走査線を 1 つの個別領域にまとめる。この実施形態においては、画像生成面に直交する主走査方向 X に沿った 4 つの走査線を 1 つの個別領域にまとめる。つまり、主走査方向 X に沿って異なる断面にそれぞれ含まれる走査線を 1 つの個別領域にまとめる。例えば、主走査方向 X に沿った走査線 A、B、C、D を 1 つの個別領域 S 1 にまとめる。走査線 A は断面 100 に属し、走査線 B は断面 200 に属し、走査線 C は断面 300 に属し、走査線 D は断面 400 に属している。このように、主走査方向 X に沿って異なる断面 100、200、300、400 にそれぞれ含まれる 4 本の走査線 A、B、C、D を 1 つの個別領域 S 1 にまとめる。これにより、各個別領域に対する超音波の送受信の回数は、 $\{ \text{走査線数} (4 \text{ 本}) \} \times \{ 1 \text{ 走査線に対する送受信の回数} (6 \text{ 回}) \} = 24 \text{ 回}$ となる。なお、1 つの個別領域に含まれる走査線の本数を、交互スキンの段数 (交互段数) と称する場合がある。この実施形態では、1 例として、交互スキンの段数は、4 となっている。この交互スキンの段数は、送受信条件として、制御部 9 の設定情報記憶部 93 に記憶されている。

10

【 0 0 3 4 】

そして、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、1 つの個別領域に含まれる 4 本の走査線に対して、超音波の送受信を順番に 1 回ずつ行い、各走査線に対して 6 回超音波を送受信する。このとき、送受信部 3 は、所定のパルス繰り返し周波数 (PRF) に従って、各走査線に対して超音波を送受信する。そして、1 つの個別領域に対して超音波を 24 回送受信した後、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、副走査方向 Y に向かって隣の個別領域に対して超音波を 24 回送受信する。このように、送受信部 3 は、個別領域ごとに超音波を 24 回送受信する。

20

【 0 0 3 5 】

例えば、1 つの個別領域 S 1 に含まれる走査線 A から走査線 D について、超音波の送受信を順番に 1 回ずつ行う。そして、走査線 A から走査線 D の各走査線に対して 6 回ずつ超音波を送受信するまで、走査線 A から走査線 D に順番に 1 回ずつ超音波を送受信する。具体的には、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、走査線 A に超音波を 1 回送信し (順番「1」に対応)、次に、主走査方向 X に向かって隣の走査線 B に超音波を 1 回送信し (順番「2」に対応)、次に、主走査方向 X に向かって隣の走査線 C に超音波を 1 回送信し (順番「3」に対応)、次に、主走査方向 X に向かって隣の走査線 D に超音波を 1 回送信する (順番「4」に対応)。このように、送受信部 3 は、主走査方向 X に沿って異なる断面 100、200、300、400 にそれぞれ含まれる 4 本の走査線 A、B、C、D に対して、順番に 1 回ずつ超音波を送受信する。そして、走査線 D に対して超音波を送受信した後、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、再び、走査線 A に対する 2 回目の送受信を行う (順番「5」に対応)。

30

【 0 0 3 6 】

個別領域 S 1 に含まれる走査線 A から走査線 D に対してそれぞれ 6 回ずつ超音波を送受信した後、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、副走査方向 Y に向かって隣の個別領域 S 2 に含まれる走査線 E ~ H に対して、各走査線に対して 6 回ずつ超音波を送受信するまで、順番に 1 回ずつ超音波を送受信する。

40

【 0 0 3 7 】

個別領域 S 2 に含まれる走査線 E ~ H に対してそれぞれ 6 回ずつ超音波を送受信した後、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、副走査方向 Y に向かって隣の個別領域 S 3 に含まれる走査線 I ~ L に対して、順番に 1 回ずつ超音波を送受信する。そして、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、次々と、個別領域に含まれる 4 本の走査線に対して、順番に 1 回ずつ超音波を送受信する。

50

【 0 0 3 8 】

そして、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、副走査方向 Y に沿った個別領域 S 1、S 2、S 3、S 4、・・・をそれぞれ超音波で走査することで、全体の撮影領域 S を走査する。後述するが、画像生成部 6 は、副走査方向 Y に沿った断面（画像生成面）におけるカラードブラ画像データを生成する。

【 0 0 3 9 】

信号処理部 4 は、B モード処理部 4 1 と C F M 処理部 4 2 とを備えている。送受信部 3 から出力されたデータは、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

【 0 0 4 0 】

B モード処理部 4 1 は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部 4 1 は、送受信部 3 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【 0 0 4 1 】

C F M 処理部 4 2 は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。具体的には、C F M 処理部 4 2 は、位相検波回路、M T I フィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器を備えている。この C F M 処理部 4 2 は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理（M T I フィルタ処理）を行い、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【 0 0 4 2 】

また、信号処理部 4 に、ドブラ処理部を設けても良い。ドブラ処理部は、送受信部 3 から出力される受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、更に、F F T 処理を施して、血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

【 0 0 4 3 】

信号処理部 4 によって処理が施された超音波ラスタデータは、画像記憶部 5 に出力されて画像記憶部 5 に記憶される。

【 0 0 4 4 】

画像生成部 6 は画像生成制御部 9 2 の制御の下、画像記憶部 5 に記憶されている超音波ラスタデータに基づいて画像データを生成する。例えば、画像生成部 6 は、D S C（D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r：デジタルスキャンコンバータ）を備え、走査線信号列で表される信号処理後の超音波ラスタデータを、直交座標で表される画像データに変換する（スキャンコンバージョン処理）。例えば、画像生成部 6 は、B モード処理部 4 1 にて信号処理が施された B モード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体の組織形状を表す B モード画像データを生成する。また、画像生成部 6 は、C F M 処理部 4 2 にて信号処理が施されたカラー超音波ラスタデータに対してスキャンコンバージョン処理を施すことで、カラードブラ画像データ（カラーフローマッピングデータ）を生成する。

【 0 0 4 5 】

例えば、撮影領域 S を超音波で走査することでボリュームデータを取得した場合、画像生成部 6 は、そのボリュームデータに基づいて、任意断面における 2 次元の B モード画像データ（以下、「2 次元 B モード画像データ」と称する）や、任意断面における 2 次元のカラードブラ画像データ（以下、「2 次元カラードブラ画像データ」と称する）を生成する。また、画像生成部 6 は、ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、3 次元の B モード画像データ（以下、「3 次元 B モード画像データ」と称する）や、3 次元のカラードブラ画像データ（以下、「3 次元カラードブラ画像データ」と称する）を生成しても良い。

【 0 0 4 6 】

表示制御部 7 は、画像生成部 6 によって生成された画像データに基づく画像を表示部 8

10

20

30

40

50

1 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は、2 次元 B モード画像データに基づく 2 次元 B モード画像や、2 次元カラー Doppler 画像データに基づく 2 次元カラー Doppler 画像を表示部 8 1 に表示させる。さらに、表示制御部 7 は、2 次元 B モード画像と 2 次元カラー Doppler 画像とを重ねて表示部 8 1 に表示させても良い。また、画像生成部 6 にて、3 次元 B モード画像データや 3 次元カラー Doppler 画像データが生成されると、表示制御部 7 は、3 次元 B モード画像や 3 次元カラー Doppler 画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0047】

ここで、画像生成部 6 と画像生成制御部 9 2 とによる画像生成の方法について、図 2 を参照して説明する。制御部 9 の設定情報記憶部 9 3 には、2 次元カラー Doppler 画像データを生成する断面の座標情報が画像生成条件として記憶されている。この実施形態では、主走査方向 X に直交する断面の座標情報が、画像生成条件として設定情報記憶部 9 3 に記憶されている。具体的には、主走査方向 X に直交する断面 100、200、300、400 の座標情報が、設定情報記憶部 9 3 に記憶されている。

10

【0048】

画像生成制御部 9 2 は、設定情報記憶部 9 3 に記憶されている断面の座標情報を画像生成部 6 に出力する。画像生成部 6 は、画像生成制御部 9 2 から断面の座標情報を受けると、主走査方向とは直交する断面における 2 次元カラー Doppler 画像データを生成する。図 2 に示す例では、画像生成部 6 は、主走査方向 X に直交する副走査方向 Y に沿った断面における 2 次元カラー Doppler 画像データを生成する。例えば、画像生成部 6 は、主走査方向 X に直交する断面 100 における 2 次元カラー Doppler 画像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、断面 100 における 2 次元カラー Doppler 画像を表示部 8 1 に表示させる。

20

【0049】

なお、操作者は操作部 8 2 を用いることで、主走査方向 X に直交する断面 100、200、300、400 のうち、所望の断面を指定することができる。画像生成部 6 は、操作者によって指定された断面の座標情報を、画像生成制御部 9 2 を介して受け付け、指定された断面における 2 次元カラー Doppler 画像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、指定された断面の 2 次元カラー Doppler 画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0050】

また、画像生成部 6 は、1 つの断面の 2 次元カラー Doppler 画像データを生成しても良いし、複数の断面のそれぞれについて 2 次元カラー Doppler 画像データを生成しても良い。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いて複数の断面を指定すると、画像生成部 6 は指定された複数の断面のそれぞれについて 2 次元カラー Doppler 画像データを生成する。表示制御部 7 は、それぞれの 2 次元カラー Doppler 画像を表示部 8 1 に表示させる。

30

【0051】

例えば、断面 100 は、異なる個別領域にそれぞれ含まれる走査線で構成されている。従って、断面 100 における 2 次元カラー Doppler 画像データは、異なる個別領域にそれぞれ含まれる走査線で取得されたデータに基づいて生成されている。断面 100 には、個別領域 S 1 に属する走査線 A、個別領域 S 2 に属する走査線 E、個別領域 S 3 に属する走査線 I、個別領域 S 4 に属する走査線 M、・・・が含まれている。走査線 A で取得されたデータと、走査線 E で取得されたデータとは、同一断面 100 において隣り合う位置のデータである。また、走査線 E で取得されたデータと、走査線 I で取得されたデータとは、同一断面 100 において隣り合う位置のデータである。さらに、走査線 I で取得されたデータと、走査線 M で取得されたデータとは、同一断面 100 において隣り合う位置のデータである。

40

【0052】

そして、断面 100 内の走査線 A、E、I、M、・・・においては、隣り合う走査線同士では、データが取得された時間の間隔（時相差）が一定になっている。例えば、走査線 A と走査線 E との間の時間差と、走査線 E と走査線 I との間の時間差と、走査線 I と走査線 M との間の時間差とが、一定になっている。

【0053】

50

以上のように、画像生成面となる断面内において、各走査線で取得されたデータの時間差が一定になっているため、従来技術とは異なり、画像生成面において部分的に時間差が大きくなる箇所がない。その結果、2次元カラードブラ画像上において、データが取得された時間差に起因する段差が目立ちにくくなるため、診断の妨げを防止することが可能となる。

【0054】

また、断面200内の走査線B、F、J、N、・・・についても、隣り合う走査線同士では、データが取得された時間の間隔（時相差）が一定になっている。そのため、断面200における2次元カラードブラ画像上においても、時間差に起因する段差が目立ちにくくなる。断面300、400における2次元カラードブラ画像においても、時間差に起因

10

【0055】

さらに、各断面間において、データが取得された時間の間隔（時間差）が一定になっている。また、各断面間において、データが取得された時間差が、従来技術に係る時間差と比べて小さくなっている。例えば、断面100に含まれる走査線Aと断面200に含まれる走査線Bとの間の時間差と、断面200に含まれる走査線Bと断面300に含まれる走査線Cとの間の時間差は一定となっており、更に、その時間差は従来技術と比べて小さくなっている。このように、この実施形態によると、断面間（画像生成面間）においても、データが取得された時間の間隔（時間差）を一定に保ち、更に、その時間差を小さくすることが可能となる。これにより、3次元カラードブラ画像においても、時間差に起因する

20

【0056】

また、この実施形態によると、各走査線上のサンプリング周期は4倍となっている。すなわち、走査線Aに対する1回目の送信は順番「1」であり、2回目の送信は順番「5」となっているため、走査線上のサンプリング周期は4Tとなっている。つまり、フレームレート（ボリュームレート）を落とさずに、サンプリング周期を長くして、低速の血流速度の計測に対応することが可能となる。

【0057】

ユーザインターフェース8は表示部81と操作部82とを備えている。表示部81はCRTや液晶ディスプレイなどのモニターで構成されており、画面上にカラードブラ画像やBモード画像などを表示する。操作部82は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又はTCS（Touch Command Screen）などで構成されている。

30

【0058】

制御部9は、スキャン制御部91、画像生成制御部92、及び設定情報記憶部93を備えている。また、制御部9は、超音波診断装置1の各部に接続され、超音波診断装置1の各部の動作を制御する。

【0059】

設定情報記憶部93には、送受信部3による超音波の送受信の条件（送受信条件）が記憶されている。また、設定情報記憶部93には、画像生成部6による画像生成の条件（画像生成条件）が記憶されている。スキャン制御部91は、上述したように、設定情報記憶部93に記憶されている送受信条件に従って、送受信部3に超音波を送受信させる。また、画像生成制御部92は、上述したように、設定情報記憶部93に記憶されている画像生成条件を画像生成部6に出力し、画像生成部6による画像データの生成を制御する。

40

【0060】

なお、制御部9は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えている。記憶装置には、制御部9の機能を実行するための制御プログラムが記憶されている。制御プログラムには、スキャン制御部91の機能を実行するためのスキャン制御プログラムと、画像生成制御部92の機能を実行するための画像生成制御プログラムとが含まれている。CPUが、スキャン制御プログラムを実行することで、設定情報記憶部93に記憶されている送

50

受信条件に従って、送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。また、CPU が、画像生成制御プログラムを実行することで、設定情報記憶部 9 3 に記憶されている画像生成条件を画像生成部 6 に出力し、画像生成部 6 に画像データを生成させる。

【0061】

また、画像生成部 6 は、CPU と、ROM、RAM などの記憶装置を備えている。記憶装置には、画像生成部 6 の機能を実行するための画像生成プログラムが記憶されている。CPU が、画像生成プログラムを実行することで画像データを生成する。例えば、CPU が、画像生成プログラムを実行することで、主走査方向 X に直交する断面における 2 次元カラードプラ画像データを生成する。

【0062】

以上のように、主走査方向 X に沿った複数の走査線を 1 つの個別領域にまとめて、個別領域ごとに超音波の送受信を行い、更に、その送受信によって取得された受信信号に基づいて、主走査方向 X に直交する断面（画像生成面）における 2 次元カラードプラ画像データを生成することで、画像生成面において、各走査線で取得されたデータの時間差を一定にすることが可能となる。このように、従来技術とは異なり、画像生成面において部分的に時間差が大きくなる箇所がないため、2 次元カラードプラ画像データにおいて、時間差に起因する大きな段差の発生を防止することが可能となる。大きな段差が発生しないため、時間差に起因する段差が 2 次元カラードプラ画像上で目立ちにくくなり、診断の妨げを防止することが可能となる。

【0063】

なお、上述した実施形態では、断面（画像生成面）の数と、1 つの個別領域に含まれる走査線の数（交互段数）とが等しい場合について説明した。その 1 例として、断面数が 4 で、交互段数が 4 の場合について説明した。次に、断面数が交互段数よりも多い場合について説明する。この場合、断面の総数を交互段数の整数倍に設定して、超音波を送受信することが好ましい。すなわち、主走査方向に沿って並ぶ走査線の総数（断面の総数）を、1 つの個別領域に含まれる走査線の数（交互段数）の整数倍にすることが好ましい。例えば、上述した実施形態と同様に、交互段数を 4 にする場合、断面数は、4、8、12、16、・・・であることが好ましい。断面数と交互段数は、送受信条件として設定情報記憶部 9 3 に記憶されている。スキャン制御部 9 1 は、送受信条件に従って、断面数を交互段数の整数倍に設定して、送受信部 3 に超音波を送受信させる。

【0064】

例えば、交互段数を 4 とし、断面数を 8 にした場合、1 番目の断面に含まれる走査線から 4 番目の断面に含まれる走査線を 1 つの個別領域に含ませ、5 番目の断面に含まれる走査線から 8 番目の断面に含まれる走査線を別の個別領域に含ませる。このように、個別領域に含まれる走査線の数（交互段数）を 4 にし、断面を 2 つの個別領域に分けて、各個別領域に 4 本ずつ走査線を含ませる。そして、送受信部 3 は、スキャン制御部 9 1 の制御の下、個別領域ごとに超音波を送受信する。

【0065】

以上のように、断面数を交互段数の整数倍にすることで、超音波の送受信の制御が容易になり、撮影領域 S を効率良くスキャンすることが可能となる。

【0066】

なお、4 番目の断面で取得されたデータと、5 番目の断面で取得されたデータとで、取得された時間に差が生じてしまう。この場合、フィルタリング処理を施すことで、その時間差に基づく画像上の段差を目立ちにくくすれば良い。

【0067】

[変形例]

次に、上述した実施形態に係る超音波診断装置 1 の変形例について説明する。この変形例においては、スキャン制御部 9 1 は、ECG 信号を外部から取り込んで、ECG 信号に従った所定のタイミングで、スキャン対象の個別領域を変えて送受信部 3 に超音波を送受信させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

この変形例では、心電計によって被検体の E C G 信号（心電波形）を取得し、その E C G 信号をスキャン制御部 9 1 に出力する。スキャン制御部 9 1 は、心電計から出力された E C G 信号を受け付けて、スキャン対象となる個別領域を切り替えるタイミングを計る。例えば、スキャン制御部 9 1 は E C G 信号から R 波を検出し、その R 波を検出するたびに、スキャン対象となる個別領域を切り替えて、別の個別領域を送受信部 3 に走査させる。つまり、スキャン制御部 9 1 は次の R 波を検出するまで、同じ個別領域を送受信部 3 に走査させる。換言すると、スキャン制御部 9 1 は、1 心拍ごとに個別領域を変えて送受信部 3 に走査させる。このように、スキャン制御部 9 1 は、R 波の検出をトリガーとして、スキャン対象の個別領域を変えて送受信部 3 に走査させる。なお、スキャン制御部 9 1 は、R 波の検出をトリガーとしているが、R 波以外の波形をトリガーとして個別領域を変えても良い。

10

【 0 0 6 9 】

例えば図 2 に示す撮影領域 S を走査する場合について説明する。上述した実施形態と同様に、送受信部 3 は、スキャン制御部 9 1 の制御の下、個別領域 S 1 を対象として走査線 A、B、C、D に 1 回ずつ順番に超音波を送受信して、各走査線に 6 回ずつ超音波を送受信する。そして、スキャン制御部 9 1 が E C G 信号から R 波を検出すると、スキャン対象を個別領域 S 1 から個別領域 S 2 に切り替えて、個別領域 S 2 を送受信部 3 に走査させる。このように、スキャン制御部 9 1 は、E C G 信号から R 波を検出するたびに、スキャン対象を個別領域 S 1 から個別領域 S 2 に切り替え、さらに、個別領域 S 2 から個別領域 S 3 に切り替えて、それぞれの個別領域を送受信部 3 に走査させる。

20

【 0 0 7 0 】

以上のように、R 波が検出されるたびに、スキャン対象の個別領域を変えて走査することで、1 心拍で 1 つの個別領域を超音波で走査することになる。各個別領域の境界におけるデータが取得された時間は個別領域ごとに異なるが、1 心拍で 1 つの個別領域が走査されているため、1 心拍中の時相はほぼ同じになる。

【 0 0 7 1 】

例えば、図 2 に示す走査線 A は個別領域 S 1 に含まれ、走査線 E は個別領域 S 2 に含まれている。走査線 A で取得されたデータと、走査線 E で取得されたデータは、それぞれ取得された時間が異なるが、1 心拍中の時相はほぼ同じになる。このように、取得された時間が異なっても、各個別領域の境界におけるデータが取得された時相の差は小さくなる。その結果、断面 1 0 0 などの画像生成面における 2 次元カラードプラ画像上で、各個別領域間での大きな段差の発生を防止することが可能となる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 2 】

【 図 1 】 この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 この発明の実施形態に係る超音波の送受信方法を説明するための図である。

【 図 3 】 従来技術に係る超音波の送受信方法を説明するための図である。

【 図 4 】 従来技術に係る超音波の送受信方法を説明するための図である。

【 図 5 】 従来技術に係る超音波の送受信方法において、各走査線上のデータが取得された時間を説明するための図である。

40

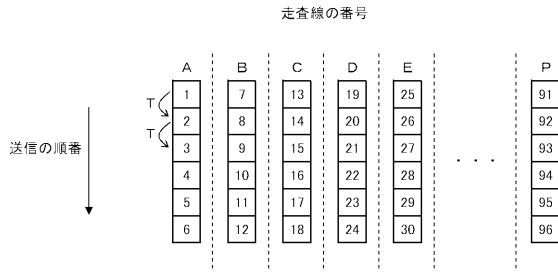
【 符号の説明 】

【 0 0 7 3 】

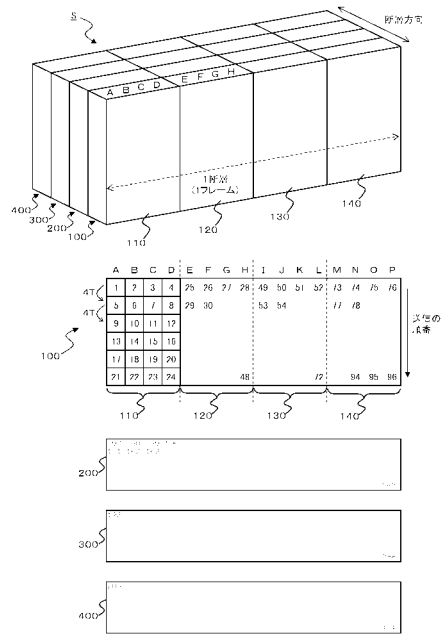
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像記憶部
- 6 画像生成部
- 7 表示制御部

50

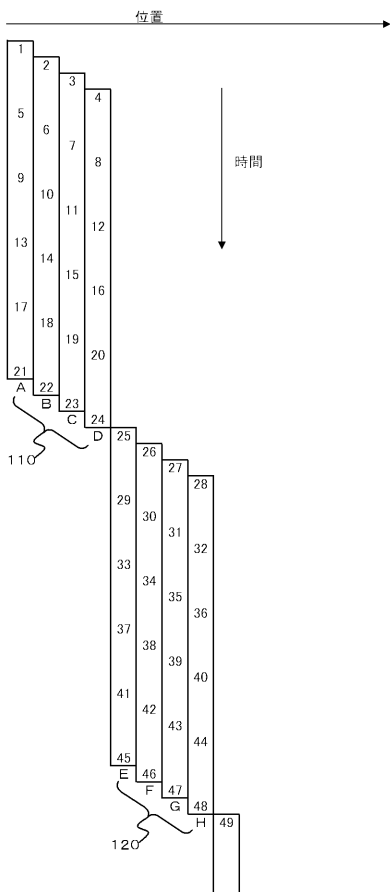
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 内堀 孝信

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB15 BB16 DD03 DE04 EE04 FF08 GB04
GB06 HH15 HH16 HH17 JB22 JB30 JB31 JB49 JB55 JC26
JC33 JC37 KK12 KK19 KK21 KK43 KK44 KK45 KK47 LL04
LL05 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009112491A	公开(公告)日	2009-05-28
申请号	JP2007288209	申请日	2007-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	内堀孝信		
发明人	内堀 孝信		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/JB22 4C601/JB30 4C601/JB31 4C601/JB49 4C601/JB55 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/KK45 4C601/KK47 4C601/LL04 4C601/LL05 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够产生图像的超声诊断系统，其中由于时间差引起的水平差异不太可能是不同的。ŽSOLUTION：扫描控制部分91在一个单独区域中收集沿主扫描方向排列的多条扫描线。对于包括在各个区域中的扫描线，发送和接收部分3按顺序向每条扫描线发送和接收一次超声波，直到发送和接收的次数分别变为预定数量。当对扫描线的发送和接收的次数分别变为预定数量时，允许发送和接收部分3执行与在大致垂直于主要的副扫描方向上的另一个别区域中的扫描相同的扫描。扫描方向。图像生成部分6基于通过扫描获得的接收信号，生成与副扫描方向平行的表面的彩色多普勒图像数据。显示控制部分7使显示部分81显示彩色多普勒图像。Ž

