

(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2008-253663

(P2008-253663A)

(43) 公開日 平成20年10月23日(2008.10.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2007-101762 (P2007-101762)
(22) 出願日 平成19年4月9日(2007.4.9)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
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

最終頁に続く

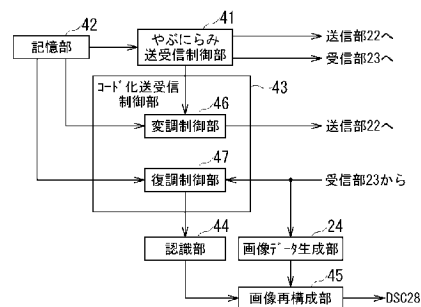
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその制御処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】視野深度や方位分解能を低下させずに、ボリュームレートやフレームレートを向上させることができるようにする。

【解決手段】本発明の超音波診断装置においては、変調制御部46は、送信部22を制御し、超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向に応じて変調し、送信部22は、変調された送信波形で受信パルス繰り返し周波数と異なる送信パルス繰り返し周波数を用いて超音波を送信し、受信部23は、被検体から反射された反射波を各受信方向から受信し、復調制御部47は、受信波形を送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調し、認識部44は、受信波形が復調されることで受信波形に対応する反射波の受信方向を認識し、画像再構成部45は、認識結果に従い、受信波形に基づいてボリュームデータまたは2次元の画像データを生成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向に応じて変調する変調手段と、

前記変調手段により変調された前記送信波形で、受信パルス繰り返し周波数と異なる送信パルス繰り返し周波数を用いて、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する送信手段と、

被検体から反射された反射波を各受信方向から受信する受信手段と、

前記受信手段により受信された反射波に基づく受信波形を、前記変調手段により前記送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調する復調手段と、

前記復調手段により前記受信波形が復調されることで、前記受信波形に対応する反射波の受信方向を認識する認識手段と、

前記認識手段による認識結果に従い、前記受信手段により受信された前記反射波に基づく受信波形に基づいて、ボリュームデータまたは 2 次元の画像データを生成する生成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】

前記生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて、3 次元の画像データまたは任意の断面に関する 2 次元の画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記任意の断面に関する 2 次元の画像データは、C モード画像データであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記生成手段により生成された 2 次元の画像データに基づく 2 次元の画像、3 次元の画像データに基づく 3 次元の画像、または任意の断面に関する 2 次元の画像データに基づく任意の断面に関する画像を表示する表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記変調手段は、前記送信波形を所定の変調方式における所定の変調コードを用いて送信方向に応じて変調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 6】

前記変調手段は、前記送信波形を、送信方向に対応する領域ごとに異なる変調コードを用いて送信方向に応じて変調することを特徴する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記領域は、少なくとも 2 つ以上であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送信パルス繰り返し周波数は、前記受信パルス繰り返し周波数のほぼ数倍大きいことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記複数の超音波振動子により形成される振動子面を、送信時にのみ前記超音波振動子を用いる送信領域と、受信にのみ前記超音波振動子を用いる受信領域に分割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 10】

前記送信領域と前記受信領域との間にクロストーク領域を設けることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記複数の超音波振動子により形成される振動子面を、前記送信領域と前記受信領域に

10

20

30

40

50

スパース的に分割することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記送信領域は、前記振動子面のほぼ中央部に設けられることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記送信パルス繰り返し周波数に対応する送信パルス繰り返し周期を時相制御する時相制御手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記時相制御手段は、レンジ方向に発生するブラインド領域を補完するように前記送信パルス繰り返し周期を時相制御することを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 5】

前記送信手段は、遠距離領域において、前記変調手段により変調された前記送信波形で、前記送信パルス繰り返し周波数を用いて、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記受信手段により前記被検体から反射された反射波を各受信方向から受信する際に、並列同時受信で受信するように制御する並列同時受信制御手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

20

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向に応じて変調する変調ステップと、

前記変調ステップの処理により変調された前記送信波形で、受信パルス繰り返し周波数と異なる送信パルス繰り返し周波数を用いて、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する送信ステップと、

被検体から反射された反射波を各受信方向から受信する受信ステップと、

前記受信ステップの処理により受信された反射波に基づく受信波形を、前記変調ステップの処理により前記送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調する復調ステップと、

前記復調ステップの処理により前記受信波形が復調されることで、前記受信波形に対応する反射波の受信方向を認識する認識ステップと、

30

前記認識ステップの処理による認識結果に従い、前記受信ステップの処理により受信された前記反射波に基づく受信波形に基づいて、ボリウムデータまたは 2 次元の画像データを生成する生成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制御処理プログラム。

【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制御処理プログラムに係り、特に、ボリウムデータを生成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制御処理プログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

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

50

して被検体を簡単に検査することが可能である。

【0003】

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

【0004】

ところで、これまでの超音波診断装置においては、一般に、1次元にアレイ配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブを用いて2次元の断層画像データを収集して表示する方法が提案されていたが、最近では、2次元にマトリクス配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブを用いて3次元の領域にわたり複数の2次元の断層画像データを収集し、収集した複数の2次元の断層画像データに基づいて3次元の画像データを再構成して表示する方法が提案されている。

10

【0005】

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

【0006】

また、例えばMPR（multi-planar reconstruction）表示法などを用いて、取得されたボリュームデータから任意の位置の2次元の断層画像を表示する方法も提案されている。

20

【0007】

しかし、従来においては、超音波ビームを3次元領域で走査させることにより、リアルタイムに3次元領域にわたるボリュームデータを取得する場合、超音波を送受信する際に音速の制約が存在するため、ボリュームデータを生成する際のボリュームレートと、視野深度や方位分解能（すなわち、アジマス方向やエレベーション方向のビーム数に基づく分解能）とはトレードオフの関係となり、良好なボリュームレートを得ようとする、視野深度や方位分解能が低下してしまい、逆に、良好な視野深度や方位分解能を得ようとする、ボリュームレートが低下してしまう。その結果、ボリュームデータを生成する際には、断層画像であるBモード画像データを生成する際ほど、フレームレート（ボリュームレート）と視野深度や方位分解能の間における良好なバランスが得られないという問題があった。

30

【0008】

そこで、ECG心拍トリガを用いて時分割収集する技術、並列同時受信を用いて送信ビームの数倍の受信ビームを得る技術、あるいは、これらの2つを組み合わせた技術が提案されている。

【0009】

なお、近年、携帯電話機などにおいて用いられるスペクトラム拡散技術が知られている（非特許文献1参照）。

【非特許文献1】高速信号処理応用技術学会誌Vol.5 No.3(2002年9月) P.9～P16 山里敬也著

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、ECG心拍トリガを用いて時分割収集する技術では、1つのボリュームデータを生成するのに複数の心拍にわたってしまい、多くの時間を要してしまうだけでなく、ECG心拍トリガを用いて時相を合わせるため、準リアルタイムとなってしまう、生成されるボリュームデータにおける個々のデータに時間遅延が生じてしまうという問題があった。

【0011】

また、並列同時受信を用いて送信ビームの数倍の受信ビームを得る技術では、確かに並

50

列段数を増やすことでポリウムレートを向上させることはできるが、通常よりも広い受信エリアをカバーするために送信エネルギーを増加させる必要があり、これによって音響パワーが上がってしまい、超音波プローブが発熱してしまうだけでなく、送信ビームの音場分布の影響を受けて受信ビームが不均質となり、生成される画質が劣化してしまうという問題があった。

【 0 0 1 2 】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたものであり、視野深度や方位分解能を低下させずに、ポリウムレートやフレームレートを向上させることができる超音波診断装置およびその制御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 】

【 0 0 1 3 】

本発明の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向に応じて変調する変調手段と、変調手段により変調された送信波形で、受信パルス繰り返し周波数と異なる送信パルス繰り返し周波数を用いて、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する送信手段と、被検体から反射された反射波を各受信方向から受信する受信手段と、受信手段により受信された反射波に基づく受信波形を、変調手段により送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調する復調手段と、復調手段により受信波形が復調されることで、受信波形に対応する反射波の受信方向を認識する認識手段と、認識手段による認識結果に従い、受信手段により受信された反射波に基づく受信波形に基づいて、ポリウムデータまたは2次元の画像データを生成する生成手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本発明の超音波診断装置の制御処理プログラムは、上述した課題を解決するために、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向に応じて変調する変調ステップと、変調ステップの処理により変調された送信波形で、受信パルス繰り返し周波数と異なる送信パルス繰り返し周波数を用いて、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する送信ステップと、被検体から反射された反射波を各受信方向から受信する受信ステップと、受信ステップの処理により受信された反射波に基づく受信波形を、変調ステップの処理により送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調する復調ステップと、復調ステップの処理により受信波形が復調されることで、受信波形に対応する反射波の受信方向を認識する認識ステップと、認識ステップの処理による認識結果に従い、受信ステップの処理により受信された反射波に基づく受信波形に基づいて、ポリウムデータまたは2次元の画像データを生成する生成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。

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波診断装置においては、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形が所定の変調方式で送信方向に応じて変調され、送信波形で、受信パルス繰り返し周波数と異なる送信パルス繰り返し周波数を用いて、複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体から反射された反射波が各受信方向から受信され、受信された反射波に基づく受信波形が、送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調され、受信波形が復調されることで、受信波形に対応する反射波の受信方向が認識され、認識結果に従い、受信された反射波に基づく受信波形に基づいて、ポリウムデータまたは2次元の画像データが生成される。

【 0 0 1 6 】

本発明の超音波診断装置の制御処理プログラムにおいては、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形が所定の変調方式で送信方向に応じて変調され、送信波形で、受信パルス繰り返し周波数と異なる送信パルス繰り返し周波数を用いて、複数の超音波振動子を振動させて超音波が送信され、被検体から反射された反射波が各受信方向から受信され、受信された反射波に基づく受信波形が、送信波形が変調される際に用い

10

20

30

40

50

られる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調され、受信波形が復調されることで、受信波形に対応する反射波の受信方向が認識され、認識結果に従い、受信された反射波に基づく受信波形に基づいて、ボリュームデータまたは２次元の画像データが生成される。

【発明の効果】

【００１７】

本発明によれば、視野深度や方位分解能を低下させずに、ボリュームレートやフレームレートを向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１８】

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。

【００１９】

図１は、本発明を適用した超音波診断装置１の内部の構成を表している。

【００２０】

超音波診断装置１は、本体１１、その本体１１に電気ケーブルを介して接続されている超音波プローブ１２、入力部１３、および表示部１４により構成される。

【００２１】

図１に示されるように、超音波診断装置１の本体１１は、制御部２１、送信部２２、受信部２３、画像データ生成部２４、ＨＤＤ（Hard Disc Drive）２５、ＥＣＧ（Electrocardiogram）信号検出部２６、スペクトラムドブラ描画処理部２７、およびＤＳＣ（Digital Scan Converter）２８により構成される。

【００２２】

なお、制御部２１、送信部２２、受信部２３、画像データ生成部２４、ＨＤＤ（Hard Disc Drive）２５、ＥＣＧ信号検出部２６、スペクトラムドブラ描画処理部２７、およびＤＳＣ２８は、超音波診断装置１の本体１１内においてバスにより相互に接続されている。

【００２３】

制御部２１は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）２９、ＲＯＭ（Read Only Memory）３０、ＲＡＭ（Random Access Memory）３１、および画像メモリ３２などからなり、ＣＰＵ２９は、ＲＯＭ３０に記憶されているプログラムまたはＨＤＤ２５からＲＡＭ３１にロードされた各種のアプリケーションプログラムに従って各種の処理を実行するとともに、種々の制御信号を生成し、各部に供給することにより超音波診断装置１の駆動を総括的に制御する。

【００２４】

また、ＲＡＭ３１は、ＣＰＵ２９が各種の処理を実行する上において必要なデータなどを適宜記憶する。画像メモリ３２は、画像データ生成部２４から供給されたＢモード画像データ、スペクトラムドブラモード画像データ、およびカラードブ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、スペクトラムドブラモード画像データ、およびカラードブラモード画像データを記憶する。これにより、オペレータは、例えば診断後において、診断中に記憶された画像データを読み出し、ＤＳＣ２８を介して表示部１４に静止画像または動画像として表示させることができる。

【００２５】

また、画像メモリ３２は、受信部２３から供給された出力信号（ＲＦ信号）などの生データなどの種々の画像データや、ネットワーク（図示せず）を介して取得された画像データなどを適宜記憶し、必要に応じて各部に供給する。

【００２６】

なお、ＣＰＵ２９に代えて、ＭＰＵ（Micro Processing Unit）などを用いるようにしてもよい。

【００２７】

送信部２２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２１から供給された制御信号に基づいて、被

10

20

30

40

50

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を発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、送信時における超音波ビームの焦点位置や偏向角度を設定するための遅延回路であり、制御部 21 から供給される制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルサに供給する。さらに、パルサは、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成する駆動回路であり、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ 12 に出力する。

【0028】

なお、送信部 22 は、制御部 21 の指示に従い、レートパルスに付加する遅延時間や送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更することができる。特に、送信駆動電圧を瞬時に変更できるように、送信部 22 には、例えばリニアアンプ型の発信回路、あるいは、複数の電源ユニットを電氣的に切り替え可能な回路などが設けられる。

【0029】

受信部 23 は、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延回路、および加算器（いずれも図示せず）などからなり、プリアンプは、超音波プローブ 12 から被検体に入射された超音波パルスの反射波に基づく受信信号を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を A/D変換器に供給する。A/D変換器は、プリアンプから供給された受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、受信遅延回路に供給する。

【0030】

受信遅延回路は、制御部 21 から供給された制御信号に基づいて、A/D変換器から供給された A/D変換後の受信信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間（各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間）を与え、加算器に供給する。加算器は、受信遅延回路から供給された各超音波振動子からの受信信号を加算し、加算された受信信号を画像データ生成部 24 に供給する。なお、加算器の加算により受信信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0031】

画像データ生成部 24 は、Bモード処理部 33、スペクトラムドブラモード処理部 34、およびカラードブラモード処理部 35 により構成される。Bモード処理部 33 は、対数増幅器、包絡線検波回路、および TGC (Time Gain Control) 回路（いずれも図示せず）などからなり、制御部 21 から供給された制御信号に基づいて、以下の処理を行う。

【0032】

すなわち、Bモード処理部 33 の対数増幅器は、受信部 23 から供給された受信信号を対数増幅し、対数増幅された受信信号を包絡線検波回路に供給する。包絡線検波回路は、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出するための回路であり、対数増幅器から供給された受信信号について包絡線を検波し、検波された受信信号を TGC 回路に供給する。TGC 回路は、包絡線検波回路から供給された受信信号の強度を最終的な画像の輝度が均一になるように調整し、調整後の Bモード画像データを制御部 21 の画像メモリ 32 または HDD 25 に供給する。制御部 21 の画像メモリ 32 または HDD 25 に記憶された Bモード画像データは、DSC 28 を介して表示部 14 に供給され、その後、受信信号の強度を輝度により表した Bモード画像として表示される。

【0033】

スペクトラムドブラモード処理部 34 は、受信部 23 から供給された受信信号からドブラ偏移信号を検出するドブラ偏移信号検出器（図示せず）、およびドブラ偏移信号検出器において検出されたドブラ偏移信号のスペクトラム分布を分析する分析部（図示せず）からなる。

【0034】

ドブラ偏移信号検出部は、基準信号発生器、 $\pi/2$ 位相器、ミキサ、LPF (Low Pass

10

20

30

40

50

Filter) (いずれも図示せず) などからなり、受信部 2 3 から供給された受信信号について主に直交位相検波などが行われ、検出されたドブラ偏移信号を分析部に供給する。

【0035】

分析部は、FFT (Fast Fourier Transform) 分析器と演算器などからなり、FFT 分析器は、ドブラサンプルマーカーの位置に対応する所定の深さを中心に所定の幅で、ドブラ偏移信号検出部から供給されたドブラ偏移信号に対してFFT 分析を行い、演算器はFFT 分析器からの周波数スペクトラムに対して中心周波数や分散などを演算し、演算により生成されたスペクトラムドブラモード画像データを制御部 2 1 の画像メモリ 3 2 または HDD 2 5 に供給する。制御部 2 1 の画像メモリ 3 2 または HDD 2 5 に記憶されたスペクトラムドブラモード画像データは、スペクトラムドブラ描画処理部 2 7 を介して表示部 1 4 に供給され、その後、受信信号に含まれる周波数スペクトラムの分布を表したスペクトラムドブラモード画像として表示される。

10

【0036】

カラードブラモード処理部 3 5 は、受信部 2 3 から供給された受信信号からドブラ偏移信号を検出するドブラ偏移信号検出器 (図示せず)、およびドブラ偏移信号検出器において検出されたドブラ偏移信号から血流の平均速度、分散、パワーなどの血流情報を抽出する抽出演算部 (図示せず) からなる。なお、カラードブラモード処理部 3 5 の図示せぬドブラ偏移信号検出部については、スペクトラムドブラモード処理部 3 4 の図示せぬドブラ偏移信号検出部の構成と同様であり、その説明は繰り返しになるので省略する。

【0037】

20

抽出演算部は、MTI フィルタ (Moving Target Indication Filter)、自己相関器、平均速度演算器、分散演算器、パワー演算器 (いずれも図示せず) などからなり、MTI フィルタは、ドブラ偏移信号処理部から供給されたドブラ偏移信号に対して固定反射体 (例えば、血管壁や心臓壁など) からの不要な固定反射波の除去を行い、固定反射波が除去されたドブラ偏移信号を自己相関器に供給する。自己相関器は、MTI フィルタから供給された固定反射波除去後のドブラ偏移信号に対して、多点での周波数分析をリアルタイムで行い、平均速度演算器、分散演算器、およびパワー演算器に供給する。

【0038】

平均速度演算器、分散演算器、およびパワー演算器は、それぞれ、血流の平均速度、分散、およびパワーを演算し、演算により生成されたカラードブラモード画像データを制御部 2 1 の画像メモリ 3 2 または HDD 2 5 に供給する。制御部 2 1 の画像メモリ 3 2 または HDD 2 5 に記憶されたカラードブラモード画像データは、DSC 2 8 を介して表示部 1 4 に供給され、その後、血流の平均速度、分散、パワーなどの血流情報を表してカラードブラモード画像として表示される。

30

【0039】

HDD 2 5 は、スキャンシーケンス、画像生成・表示処理、差分画像生成処理、輝度値保持演算処理、重畳表示などを実行する制御プログラムや、診断情報 (患者 ID、医師の所見など)、診断プロトコル、超音波の送受信条件、演算処理の演算条件などに関する種々のデータ群を格納している。また、HDD 2 5 は、必要に応じて、制御部 2 1 の画像メモリ 3 2 から供給された種々の画像データを保管する。HDD 2 5 は、必要に応じて、インタフェース部 (図示せず) を介して外部装置 (図示せず) へ種々のデータを転送することが可能である。

40

【0040】

ECG 信号検出部 2 6 は、制御部 2 1 の制御に従い、被検体の体表に装着させて ECG 信号を検出するセンサと、センサにより検出された ECG 信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する A/D 変換器からなり、変換後の ECG 信号を制御部 2 1 の画像メモリ 3 2 または HDD 2 5 に供給する。この ECG 信号は、B モード画像データとカラードブラモード画像データなどの付帯情報として制御部 2 1 の画像メモリ 3 2 または HDD 2 5 に記憶される。

【0041】

50

スペクトラムドブラ描画処理部 27 は、制御部 21 の画像メモリ 32 から供給されたスペクトラムドブラモード画像データを取得し、取得されたスペクトラムドブラモード画像データを、ドブラ偏移周波数（速度）の時間的变化のスペクトラムとして表示部 14 に表示させることができるように描画処理を施し、表示部 14 に供給する。

【0042】

DSC28 は、制御部 21 の画像メモリ 32 から供給された B モード画像データとカラードブラモード画像データや ECG 信号などを読み出し、読み出された B モード画像データとカラードブラモード画像データや ECG 信号などを、超音波スキ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、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部 14 に供給する。

【0043】

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をその先端部分に有している。この超音波振動子は圧電振動子としての電気音響変換素子である。超音波振動子の前方には、超音波を効率よく伝播させるための整合層が設けられ、超音波振動子の後方には、後方への超音波の伝播を防止するバッキング材が設けられる。

【0044】

超音波プローブ 12 は、送信時には本体 11 の送信部 22 から入射された電気パルスを超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体 11 に出力する。なお、被検体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。また、送信された超音波が、移動している血流や心臓壁などの表面で反射されると、ドブラ効果により周波数偏移を受ける。

【0045】

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の種々の指示を入力するための表示パネル（図示せず）、トラックボール、種々の操作スイッチ、種々のボタン、マウス、およびキーボード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、物理パラメータなどの種々のデータをオペレータが入力するために用いられる。

【0046】

表示部 14 は、ケーブルを介して本体 11 のスペクトラムドブラ描画処理部 27 および DSC28 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、スペクトラムドブラ描画処理部 27 から描画処理後のスペクトラムドブラ画像データを取得するとともに、超音波スキ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 DSC28 からの B モード画像データとカラードブラモード画像データや ECG 信号などを読み出し、取得されたスペクトラムドブラ画像データに基づくスペクトラムドブラ画像、B モード画像データに基づく B モード画像、およびカラードブラモード画像データに基づくカラードブラモード画像などを図示せぬ LCD や CRT に表示するとともに、ECG 信号を付帯情報として図示せぬ LCD や CRT に表示する。

【0047】

図 2 は、図 1 の超音波診断装置 1 が実行することができる機能的な構成を表している。

【0048】

やぶにらみ送受信制御部 41 は、例えば図 1 の HDD 25 などにより構成される記憶部 42 に予め記憶されているスキンスケッチや超音波を送受信する条件などを読み出し、読み出されたスキンスケッチや超音波を送受信する条件などに基づいて、やぶにらみ送受信を行う際に超音波の送受信を制御する送信制御信号と受信制御信号を生成し、生成された送信制御信号と受信制御信号を、それぞれ、送信部 22 と受信部 23 に供給する。

【 0 0 4 9 】

ここで、「やぶにらみ送受信」とは、２次元にマトリクス配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ１２を用いて、例えば図３に示されるように直接３次的に隣接エリアを順次走査することにより３次元の領域にわたるＢモード画像データやスペクトラムドプラモード画像データなどを収集する場合とは異なり、まったく相関関係がない領域を逐次走査することにより３次元の領域にわたるＢモード画像データやスペクトラムドプラモード画像データなどを収集する送受信方法を意味している。

【 0 0 5 0 】

コード化送受信制御部４３は、変調制御部４６および復調制御部４７からなる。変調制御部４６は、記憶部４２に予め記憶されている所定の変調方式に関するデータを読み出すとともに、読み出された所定の変調方式に基づいて、超音波プローブ１２に備えられた複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向（やぶにらみ送受信時における送信方向）に応じて変調するための変調制御信号を生成し、生成された変調制御信号を送信部２２に供給する。

10

【 0 0 5 1 】

復調制御部４７は、受信部２３から入力された受信信号を、変調制御部４６により超音波を送信する際の送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調する。

【 0 0 5 2 】

認識部４４は、復調制御部４７により受信信号が復調されることで、受信信号に対応する反射波の受信方向を認識し、受信信号とともに認識結果（受信信号に対応する反射波の受信方向に関する認識結果）を画像再構成部４５に供給する。

20

【 0 0 5 3 】

画像再構成部４５は、画像データ生成部２４から供給されたＢモード画像データやドプラモード画像データを取得するとともに、認識部４４から供給された認識結果（受信信号に対応する反射波の受信方向に関する認識結果）を取得し、取得された認識取得に従い、取得されたＢモード画像データやドプラモード画像データを共通の座標軸をもつボリュームデータに変換する（すなわち、ボリュームデータを生成する）。画像再構成部２８は、変換（生成）されたボリュームデータに基づき、所定の演算処理を用いて再構成することにより所定の位置の２次元の断層画像データを生成し、生成された所定の位置の２次元の断層画像データをＤＳＣ２８に供給する。

30

【 0 0 5 4 】

また、画像再構成部２８は、ボリュームデータに基づいて所定の演算処理を用いて再構成することにより所定の３次元の画像データを生成し、生成された所定の３次元の画像データをＤＳＣ２８に供給する。

【 0 0 5 5 】

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における画像データ生成処理について説明する。この画像データ生成処理は、オペレータにより入力部１３が操作されることにより、やぶにらみ送受信を用いた画像データ生成処理を開始するとの指示が受け付けられることで、開始される。

40

【 0 0 5 6 】

ステップＳ１において、オペレータにより入力部１３が操作されることにより、やぶにらみ送受信を用いた画像データ生成処理を開始するとの指示が受け付けられると、やぶにらみ送受信制御部４１は、記憶部４２に予め記憶されているスキャンシーケンスや超音波を送受信する条件などを読み出し、読み出されたスキャンシーケンスや超音波を送受信する条件などに基づいて、やぶにらみ送受信を行う際に超音波の送受信を制御するための送信制御信号と受信制御信号を生成し、生成された送信制御信号と受信制御信号を、それぞれ、送信部２２と受信部２３に供給する。

【 0 0 5 7 】

例えば２次元にマトリクス配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ１２

50

を用いて、直接３次元的に隣接エリアを順次走査することにより３次元の領域にわたるＢモード画像データやスペクトラムドブラモード画像データなどを収集する場合、一般に、例えば図５（Ａ）に示されるように、送信パルス繰り返し周波数（例えば４ＫＨｚのＴｘ）と同じ周波数の受信パルス繰り返し周波数（例えば４ＫＨｚのＲｘ）で、超音波の送受信が行われる。なお、図６（Ａ）は、送信パルス繰り返し周波数（例えば４ＫＨｚのＴｘ）と同じ周波数の受信パルス繰り返し周波数（例えば４ＫＨｚのＲｘ）で超音波を送受信する際のＴｉｍｅ－Ｄｉｓｔチャートを示している。

【００５８】

一方、やぶにらみ送受信を行う際には、例えば図５（Ｂ）乃至（Ｈ）に示されるように、送信パルス繰り返し周波数（例えば１６ＫＨｚのＴｘ）とは異なる周波数の受信パルス繰り返し周波数（例えば４ＫＨｚのＲｘ）で、超音波の送受信が行われる。

10

【００５９】

具体的には、例えば３次元にわたる領域を便宜上４つの領域（例えば領域α乃至領域δの４つの領域）に分け、例えば図５（Ｂ）乃至（Ｈ）に示されるように、順次、受信パルス繰り返し周波数（例えば４ＫＨｚのＲｘ）の数倍（例えば２倍、３倍、４倍など）の送信パルス繰り返し周波数（例えば１６ＫＨｚのＴｘ）を用いて、領域α→領域β→領域γ→領域δ→領域α→…のように繰り返して超音波を送信する。

【００６０】

すなわち、図５（Ｂ）の場合、領域αの位置α１に超音波が送信され、図５（Ｃ）の場合、領域βの位置β１に超音波が送信され、図５（Ｄ）の場合、領域γの位置γ１に超音波が送信され、図５（Ｅ）の場合、領域δの位置δ１に超音波が送信され、図５（Ｆ）の場合、領域αの位置α２（位置α１の近傍の位置）に超音波が送信され、図５（Ｇ）の場合、領域βの位置β２（位置β１の近傍の位置）に超音波が送信され、図５（Ｈ）の場合、領域γの位置γ２（位置γ１の近傍の位置）に超音波が送信される。

20

【００６１】

このとき、超音波を受信する際には送信パルス繰り返し周波数よりも小さい受信パルス繰り返し周波数で超音波を受信することから、例えば図５（Ｂ）乃至（Ｈ）に示されるように、異なる領域（例えば領域α乃至領域δ）に超音波が順次送信された後、それぞれの領域の所定の位置（例えば領域αの位置α１など）から所定の受信パルス繰り返し周波数で超音波が順次異なる到達時刻で受信される。すなわち、図５（Ｂ）のときに領域αの位置α１に送信された超音波は、その後、図５（Ｅ）に示されるように領域δのδ１に超音波を送信するときに受信される。また、図５（Ｃ）のときに領域βの位置β１に送信された超音波は、その後、図５（Ｆ）に示されるように領域αのα２に超音波を送信するときに受信される。

30

【００６２】

勿論、やぶにらみ送受信を行う際、例えば３次元にわたる領域を便宜上４つの領域（例えば領域α乃至領域δの４つの領域）に分けるのではなく、３次元にわたる領域を少なくとも２以上の領域に分けるようにしてもよく、例えば３次元にわたる領域を３つや８つの領域に分けるようにしてもよい。

【００６３】

なお、図６（Ｂ）は、送信パルス繰り返し周波数（例えば１６ＫＨｚのＴｘ）とは異なる周波数の受信パルス繰り返し周波数（例えば４ＫＨｚのＲｘ）で超音波を送受信する際のＴｉｍｅ－Ｄｉｓｔチャートを示している。

40

【００６４】

このように、ステップＳ１の処理においては、例えば図５（Ｂ）乃至（Ｈ）に示されるようにやぶにらみ送受信を行う際に超音波の送受信を制御するための送信制御信号と受信制御信号が生成される。

【００６５】

ところが、やぶにらみ送受信を行う際に、超音波プローブ１２に異なる到達時刻で順次到達する超音波（超音波の被検体からの反射波）を受信する場合、どの送信方向に対応す

50

る受信方向からの超音波であるかを識別することは困難である。付言すれば、図5の例の場合、超音波プローブ12に対して異なる到達時間で4つの異なる領域（領域α乃至領域γ）から順次超音波が受信されると、いずれの領域からの超音波（超音波の被検体からの反射波）であるかを識別することは困難となる。

【0066】

そこで、どの送信方向に対応する受信方向（どの領域）からの超音波であるかを識別することができるように、予め、それぞれの送信方向（それぞれの領域（例えばα領域やβ領域など））に送信する超音波を所定の変調方式（例えばAM（amplitude modulation）変調、バイカーコード、Golayコードなど）を用いて変調し（コード化し）ておく。以下、この変調方法について説明する。なお、このような変調方法を用いた超音波の送受信方法を「コード化送受信方法」と定義する。

10

【0067】

ステップS2において、コード化送受信制御部43の変調制御部46は、記憶部42に予め記憶されている所定の変調方式（例えばAM変調など）に関するデータを読み出すとともに、読み出された所定の変調方式における変調コードを用いて、超音波プローブ12に備えられた複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向（やぶにらみ送受信時における送信方向）に応じて変調するための変調制御信号を生成し、生成された変調制御信号を送信部22に供給する。

【0068】

例えば図7（A）および（B）に示されるように2MHzの送信周波数を用いて超音波を送受信する場合に1回の超音波送信時に例えば10波の超音波を送信するとき、いずれの送信方向（いずれの領域）からの超音波（超音波の被検体からの反射波）であるかを受信時に識別することができるように、図7（C）乃至（J）に示されるように、所定の変調方式における変調コードによりコード化することで、例えば10波のうちの所定の位置の超音波を敢えて抜くことにより、予め、それぞれの送信方向（それぞれの領域（例えば領域αや領域βなど））に送信する超音波を変調する。

20

【0069】

例えば図7（D）の場合、例えば図7（C）に示されるような変調コードによりコード化することで、例えば10波のうちの真ん中の第5波と第6波の位置の超音波を敢えて抜くことにより、例えば図5の領域αに対応する送信方向に送信する超音波として、超音波が変調される。また、例えば図7（F）の場合、例えば図7（E）に示されるような変調コードによりコード化することで、例えば10波のうちの頭の第1波と第2波の位置の超音波を敢えて抜くことにより、例えば図5の領域βに対応する送信方向に送信する超音波として、超音波が変調される。さらに、例えば図7（H）の場合、例えば図7（G）に示されるような変調コードによりコード化することで、例えば10波のうちの後ろの第9波と第10波の位置の超音波を敢えて抜くことにより、例えば図5の領域γに対応する送信方向に送信する超音波として、超音波が変調される。そして、例えば図7（I）の場合、例えば図7（J）に示されるような変調コードによりコード化することで、例えば10波のうちの第3波と第6波の位置の超音波を敢えて抜くことにより、例えば図5の領域δに対応する送信方向に送信する超音波として、超音波が変調される。

30

40

【0070】

これにより、予め、それぞれの送信方向（それぞれの領域（例えばα領域やβ領域など））に送信する超音波が変調され、受信時に、いずれの送信方向（いずれの領域）からの超音波（超音波の被検体からの反射波）であるかを識別することが可能となる。

【0071】

ステップS3において、送信部22は、やぶにらみ送受信制御部41から供給されたやぶにらみ送信制御信号および変調制御部46から供給された変調制御信号に基づいて、超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向（やぶにらみ送受信時における送信方向、換言すれば、図5の例の場合、領域α乃至δ）に応じて変調された超音波ビームを被検体に送信する。

50

【 0 0 7 2 】

すなわち、送信部 2 2 のレートパルス発生器は、やぶにらみ送受信制御部 4 1 から供給されたやぶにらみ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送信パルス繰り返し周波数が所定の送信パルス繰り返し周波数（例えば 1 6 K H z など）になるように決定するレートパルスを発生するとともに、変調制御部 4 6 から供給された変調制御信号に基づいて、超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式で送信方向（やぶにらみ送受信時における送信方向、換言すれば、図 5 の例の場合、領域 α 乃至 δ ）に応じて変調するように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、やぶにらみ送受信制御部 4 1 から供給されるやぶにらみ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（ θ ）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 P 内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射される。

10

【 0 0 7 3 】

例えば図 5（B）乃至（H）に示されるように、順次、受信パルス繰り返し周波数（例えば 4 K H z の R_x ）の数倍（例えば 2 倍、3 倍、4 倍など）の送信パルス繰り返し周波数（例えば 1 6 K H z の T_x ）を用いて、領域 $\alpha \rightarrow$ 領域 $\beta \rightarrow$ 領域 $\gamma \rightarrow$ 領域 $\delta \rightarrow$ 領域 $\alpha \rightarrow \dots$ のように繰り返して所定の変調方式で変調された超音波が送信される。このとき、送信部 2 2 の送信遅延回路の遅延時間は、所定の超音波送信方向に対応させて順次切り替えられる。なお、図 5 の例の場合、変調の順に Code 1、2、3、... と表記している。

20

【 0 0 7 4 】

ステップ S 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受信する。すなわち、例えば図 5（B）乃至（H）に示されるように、異なる領域（例えば領域 α 乃至領域 δ ）に超音波が超音波プローブ 1 2 から順次送信された後、それぞれの領域の所定の位置（例えば領域 α の位置 α_1 など）から所定の受信パルス繰り返し周波数（例えば 4 K H z など）で超音波が順次異なる到達時刻で受信される。すなわち、図 5（B）のときに領域 α の位置 α_1 に送信された超音波は、その後、図 5（E）に示されるように領域 δ の δ_1 に超音波を送信するときに受信される。また、図 5（C）のときに領域 β の位置 β_1 に送信された超音波は、その後、図 5（F）に示されるように領域 α の α_2 に超音波を送信するときに受信される。

30

【 0 0 7 5 】

そして、超音波プローブ 1 2 は、受信された超音波（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。受信部 2 3 は、やぶにらみ送受信制御部 4 1 から供給されたやぶにらみ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、コード化送受信制御部 4 3 の復調制御部 4 7 と画像データ生成部 2 4 に供給する。すなわち、受信部 2 3 の受信系回路のプリアンプは、超音波プローブ 1 2 から被検体に入射された超音波の反射波に基づく受信信号（受信波形）を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を A / D 変換器に供給する。A / D 変換器は、プリアンプから供給された受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、受信遅延回路に供給する。

40

【 0 0 7 6 】

受信遅延回路は、やぶにらみ送受信制御部 4 1 から供給されるやぶにらみ受信制御信号に基づいて、A / D 変換器から供給された A / D 変換後の受信信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間（各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間）を与え、加算器に供給する。加算器は、受信遅延回路から供給された各超音波振動子からの受信信号を加算し、加算された受信信号をコード化送受信制御部 4

50

3の復調制御部47と画像データ生成部24に供給する。

【0077】

ステップS5において、復調制御部47は、受信部23から入力された受信信号（受信波形）を、変調制御部46により超音波を送信する際の送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調する。

【0078】

例えば図5の領域αの位置α1から所定の受信パルス繰り返し周波数（例えば4KHzなど）で超音波が超音波プローブ12にて受信されたとき、変調時に、図7（C）に示されるような変調コードによりコード化することで図7（D）に示されるように超音波が変調されていることから、受信信号が復調されることにより、変調時に用いられた所定の変調方式における変調コードとして図7（C）に示されるような変調コードが取り出される。

10

【0079】

例えば図5の領域βの位置β1から所定の受信パルス繰り返し周波数（例えば4KHzなど）で超音波が超音波プローブ12にて受信されたとき、変調時に、図7（E）に示されるような変調コードによりコード化することで図7（F）に示されるように超音波が変調されていることから、受信信号（受信波形）が復調されることにより、変調時に用いられた所定の変調方式における変調コードとして図7（E）に示されるような変調コードが取り出される。

【0080】

20

例えば図5の領域γの位置γ1から所定の受信パルス繰り返し周波数（例えば4KHzなど）で超音波が超音波プローブ12にて受信されたとき、変調時に、図7（G）に示されるような変調コードによりコード化することで図7（H）に示されるように超音波が変調されていることから、受信信号（受信波形）が復調されることにより、変調時に用いられた所定の変調方式における変調コードとして図7（G）に示されるような変調コードが取り出される。

【0081】

例えば図5の領域δの位置δ1から所定の受信パルス繰り返し周波数（例えば4KHzなど）で超音波が超音波プローブ12にて受信されたとき、変調時に、図7（I）に示されるような変調コードによりコード化することで図7（J）に示されるように超音波が変調されていることから、受信信号が復調されることにより、変調時に用いられた所定の変調方式における変調コードとして図7（I）に示されるような変調コードが取り出される。

30

【0082】

ステップS6において、認識部44は、復調制御部47により受信信号（受信波形）が復調されることで、受信信号に対応する反射波の受信方向（すなわち、図5の場合、4つの領域のうちのいずれかの領域）を認識し、受信信号とともに認識結果（受信信号に対応する反射波の受信方向に関する認識結果）を画像再構成部45に供給する。

【0083】

具体的には、復調制御部47により受信信号（受信波形）が復調されることで図7（C）に示されるような変調コードが取り出された場合、受信信号に対応する反射波の受信方向（すなわち、図5の場合、4つの領域のうちのいずれかの領域）が領域αであると認識される。

40

【0084】

また、復調制御部47により受信信号（受信波形）が復調されることで図7（E）に示されるような変調コードが取り出された場合、受信信号に対応する反射波の受信方向（すなわち、図5の場合、4つの領域のうちのいずれかの領域）が領域βであると認識される。

【0085】

さらに、復調制御部47により受信信号（受信波形）が復調されることで図7（G）に

50

示されるような変調コードが取り出された場合、受信信号に対応する反射波の受信方向（すなわち、図 5 の場合、4 つの領域のうちのいずれかの領域）が領域 γ であると認識される。

【0086】

そして、復調制御部 47 により受信信号（受信波形）が復調されることで図 7（I）に示されるような変調コードが取り出された場合、受信信号に対応する反射波の受信方向（すなわち、図 5 の場合、4 つの領域のうちのいずれかの領域）が領域 δ であると認識される。

【0087】

ステップ S7 において、画像データ生成部 24 の B モード処理部 33 やカラードブラモード処理部 35 は、受信部 23 から供給された受信信号（受信波形）に種々の処理を施し、 θ 方向のデータをそれぞれ逐次生成し、生成された θ 方向のデータを画像再構成部 45 に供給する。

【0088】

すなわち、図 5（E）に示されるように領域 α からの受信方向（すなわち、領域 α の位置 $\alpha 1$ ）から受信された超音波の被検体からの反射波に基づく受信信号に種々の処理が施され、領域 α の位置 $\alpha 1$ の受信方向のデータが生成される。同様に、図 5（F）に示されるように領域 β からの受信方向（すなわち、領域 β の位置 $\beta 1$ ）から受信された超音波の被検体からの反射波に基づく受信信号に種々の処理が施され、領域 β の位置 $\beta 1$ の受信方向のデータが生成される。

【0089】

ステップ S8 において、画像再構成部 45 は、画像データ生成部 24 の B モード処理部 33 やカラードブラモード処理部 35 から逐次供給された θ 方向のデータを取得するとともに、認識部 44 から供給された認識結果（受信信号に対応する反射波の受信方向に関する認識結果）を取得し、取得された認識取得に従い、取得された複数の θ 方向のデータを共通の座標軸をもつボリュームデータに変換する（すなわち、ボリュームデータを生成する）。

【0090】

具体的には、画像データ生成部 24 の B モード処理部 33 やカラードブラモード処理部 35 から、所定の θ 方向のデータ（例えば領域 α の位置 $\alpha 1$ の受信方向のデータ）が取得されるとともに、認識部 44 から供給された認識結果（受信信号に対応する反射波の受信方向が例えば領域 α であると認識された認識結果など）が取得され、その認識結果に基づいて、取得された所定の θ 方向のデータが領域 α の位置 $\alpha 1$ の受信方向のデータであると認識される。

【0091】

同様に、画像データ生成部 24 の B モード処理部 33 やカラードブラモード処理部 35 から、所定の θ 方向のデータ（例えば領域 β の位置 $\beta 1$ の受信方向のデータ）が取得されるとともに、認識部 44 から供給された認識結果（受信信号に対応する反射波の受信方向が例えば領域 β であると認識された認識結果など）が取得され、その認識結果に基づいて、取得された所定の θ 方向のデータが領域 β の位置 $\beta 1$ の受信方向のデータであると認識される。

【0092】

そして、この認識結果に従い、取得された複数の θ 方向のデータが共通の座標軸をもつボリュームデータに変換される（すなわち、ボリュームデータが生成される）。

【0093】

ステップ S9 において、画像再構成部 28 は、変換（生成）されたボリュームデータに基づき、所定の演算処理を用いて再構成することにより所定の位置の 2 次元の断層画像データ（2 次元の B モード画像データやカラードブラ画像データ）を生成し、生成された所定の位置の 2 次元の断層画像データ（2 次元の B モード画像データやカラードブラ画像データ）を DSC 28 に供給する。

【0094】

具体的には、例えば、画像再構成部26は、超音波プローブ12に設けられた複数の超音波振動子により形成される超音波振動子面Mに対してほぼ平行で、かつ、超音波振動子面Mの面積とほぼ同じ面積となる所定の深さの断面Kにおける断層画像データ（いわゆるCモード断層画像データを意味しており、以下、単に「Cモード断層画像データ」という。）を生成する。勿論、例えばMPR（multi-planar reconstruction）表示法などを用いて、取得されたボリュームデータから任意の位置の2次元の断層画像データを生成するようにしてもよい。

【0095】

また、画像再構成部28は、ボリュームデータに基づいて所定の演算処理を用いて再構成することにより所定の3次元の画像データ（3次元のBモード画像データやカラードブラ画像データ）を生成し、生成された所定の3次元の画像データ（3次元のBモード画像データやカラードブラ画像データ）をDSC28に供給する。

【0096】

ステップS10において、表示部14は、超音波スキャンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換されたDSC28からの2次元または3次元のBモード画像データやカラードブラモード画像データなどを取得し、取得された2次元または3次元のBモード画像データに基づくBモード画像データやカラードブラモード画像データに基づくカラードブラモード画像などを図示せぬLCDやCRTに表示する。

【0097】

なお、図4のフローチャートを参照して説明した画像データ生成処理においては、3次元的に超音波を走査してボリュームデータを生成し、その後、2次元または3次元の画像データを生成・表示する場合について説明したが、このような場合に限られず、本発明は2次元的に超音波を走査して2次元のBモード画像データ（断層画像データ）を生成・表示する場合にも適用することができる。

【0098】

本発明の実施形態においては、送信繰り返し周波数よりも小さい受信繰り返し周波数で超音波送受信を行うやぶにらみ送受信時に、コード化送受信を組み合わせ、超音波プローブ12に備えられた複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信する際の送信波形を所定の変調方式（例えばAM（amplitude modulation）変調、バイカーコード、Golayコードなど）で送信方向に応じて変調し、所定の変調方式で変調された超音波を送信する（コード化送信する）とともに、被検体からの反射波に基づく受信信号（受信波形）を、変調時に送信波形が変調される際に用いられる所定の変調方式に対応する所定の復調方式で復調し、変調時の所定の変調方式における変調コードを取り出すことで、受信信号（受信波形）に対応する反射波の受信方向を認識することができる。

【0099】

そして、この認識結果に従い、受信された被検体からの反射波に基づく受信波形に基づいて、取得された複数の θ 方向のデータを共通の座標軸をもつボリュームデータに変換する（すなわち、ボリュームデータを生成する）ことができる。さらに、変換（生成）されたボリュームデータに基づき、所定の演算処理を用いて再構成することにより所定の位置の2次元の断層画像データ（2次元のBモード画像データやカラードブラ画像データ）を生成したり、ボリュームデータに基づいて所定の演算処理を用いて再構成することにより所定の3次元の画像データ（3次元のBモード画像データやカラードブラ画像データ）を生成し、これらを表示することができる。これにより、視野深度や方位分解能を低下させずに、ボリュームレートやフレームレートを向上させることができる。具体的には、例えば3次元にわたる領域（超音波を送信する領域）を便宜上4つの領域（例えば領域 α 乃至領域 δ の4つの領域）に分けてやぶにらみ送受信を行った場合、通常を送受信に比べて、視野深度や方位分解能を低下させずに、ボリュームレートやフレームレートをほぼ4倍に向上させることができる。勿論、3次元にわたる領域を便宜上8の領域に分けてやぶにらみ送受信を行った場合には、通常を送受信に比べて、視野深度や方位分解能を低下させず

10

20

30

40

50

に、ポリウムレートやフレームレートをほぼ 8 倍に向上させることができる。

【0100】

なお、受信部 23 には、受信時において並列同時受信することができるよう 1 つの超音波振動子に対して複数系統（例えば、4 系統など）の受信遅延回路をそれぞれ設けるようにして、受信部 23 は、やぶにらみ受信時に複数方向からの受信を同時に行うようにしてもよい。例えば、1 つの超音波振動子に受信遅延回路が例えば 2 系統設けられた場合、送信時に超音波ビームを拡散して送信し、受信時に送信ビーム方向に対して例えば $\pm \Delta \alpha$ 度だけずれた 2 方向から同時に受信することができる。これにより、視野深度や方位分解能を低下させずに、ポリウムレートやフレームレートを並列同時受信数倍にさらに向上させることができる。

10

【0101】

また、超音波プローブ 12 に備えられた複数の超音波振動子を複数の領域に分割し、それぞれ、異なる送受信方向でやぶにらみ送受信を同時に行うようにしてもよい。これにより、視野深度や方位分解能を低下させずに、ポリウムレートやフレームレートを分割素子数倍にさらに向上させることができる。

【0102】

ところで、図 7 のフローチャートを参照して説明した画像データ生成処理においては、やぶにらみ送受信とコード化送受信を組み合わせ、特に 2 次元または 3 次元の B モード画像データやカラードプラモード画像データを生成・表示するようにしたが、やぶにらみ送受信時に同じ超音波振動子を用いた上で送信時に用いられる送信パルス繰り返し周波数を高くすると（例えば 16 KHz などの送信パルス繰り返し周波数など）、超音波の送信期間である数 μ s の期間は被検体からの反射波を受信することはできないため（すなわち、超音波の送受信は同時に行うことができないため）に、例えば PW（Pulse Wave）ドプラ法の 1 種である HPRF（High Pulse Repetition Frequency）法を用いるときと同様に、例えば図 8 に示されるように、レンジ方向にブラインド領域が発生してしまう。

20

【0103】

そうすると、所定の受信方向から被検体からの反射波を受信して受信信号（受信波形）を復調したとしても、発生したブラインド領域における受信信号（受信波形）が欠落してしまうために、変調時に用いられた所定の変調方式における変調コードを取り出すことができなくなってしまう、受信された被検体からの反射波をコード化によって完全に分離することができなくなってしまう。

30

【0104】

そこで、HPRF を用いてやぶにらみ送受信とコード化送受信を組み合わせ、2 次元または 3 次元の B モード画像データやカラードプラモード画像データを生成・表示する場合、例えば図 9（A）や（B）に示されるように、超音波プローブに備えられた複数の超音波振動子により形成された超音波振動子面 M に関し、受信される被検体からの反射波の混入を防止するためのクロストーク領域（分離領域）を挟んで送信領域と受信領域を分割するようにしてもよい。これにより、レンジ方向におけるブラインド領域の発生を防止することができる。なお、送信開口の超音波振動子面 M における面積比率は $1/3$ 乃至 $1/9$ が好ましく、超音波ビームの均質性を向上させるために、送信領域を超音波振動子面 M のほぼ中央に設けるようにすることが好ましい。但し、クロストーク領域における超音波振動子は送信と受信のいずれのときにも用いられない。

40

【0105】

また、図 10 に示されるように、超音波振動子面 M において送信領域と受信領域をスパース的に間引きして分割するようにしてもよい。

【0106】

一方、HPRF を用いてやぶにらみ送受信とコード化送受信を組み合わせ、2 次元または 3 次元の B モード画像データやカラードプラモード画像データを生成・表示する場合、超音波プローブ 12 の超音波振動子面 M を送信領域と受信領域に分割することでレンジ方向におけるブラインド領域の発生を防止するのではなく、送信パルス繰り返し周波数（

50

送信パルス繰り返し周期)を局所的に時相制御することで、レンジ方向において発生したブラインド領域を相互補完し合うようにしてもよい。

【0107】

例えば図11(A)に示されるように、送信パルス繰り返し周期は一定であり、従って送信パルス繰り返し周波数は一定であるが、例えば図11(B)に示されるようにやぶにらみ送受信制御部41にて送信パルス繰り返し周波数を局所的に時相制御することで、レンジ方向に発生するブラインド領域を相互補完し合うようにする。具体的には、図11(B)の例の場合、領域 α の位置 $\alpha 1$ の方向に超音波を送信した後、レンジ方向に発生するブラインド領域を相互補完し合うように、送信パルス繰り返し周期を多少ずらして(速くして)、位置 $\alpha 1$ の近傍である領域 α の位置 $\alpha 1'$ の方向に超音波を送信する。また、領域 β の位置 $\beta 1$ の方向に超音波を送信した後、レンジ方向に発生するブラインド領域を相互補完し合うように、送信周期を多少ずらして(速くして)、位置 $\beta 1$ の近傍である領域 β の位置 $\beta 1'$ の方向に超音波を送信する。

10

【0108】

これにより、送信パルス繰り返し周波数を一定してやぶにらみ送受信とコード化送受信を組み合わせる超音波を送受信する場合に比べて、多少ボリュームレートやフレームレートは低下するが、レンジ方向に発生するブラインド領域を相互補完し合い、変調時に用いられた所定の変調方式における変調コードを確実に取り出すことができる。

【0109】

なお、オペレータが予め深い場所以外に部分における画像を表示させたい場合には、例えば図12に示されるように、深い場所でのみブラインド領域が発生するように送信パルス繰り返し周期を時相制御するようにしてもよい。これにより、レンジ方向にブラインド領域が発生した場合であっても、所望の領域における好適な画像を表示しつつ、視野深度や方位分解能を低下させずに、ボリュームレートやフレームレートを向上させることができる。

20

【0110】

また、送信パルス繰り返し周波数(送信パルス繰り返し周期)を局所的に時相制御することで、レンジ方向において発生したブラインド領域を相互補完し合う場合に、送信パルス繰り返し周期と受信パルス繰り返し周期を非同期にする(すなわち、整数倍としないようにする)ことで、レンジ方向において発生したブラインド領域を相互補完し合うようにしてもよい。

30

【0111】

なお、例えば図13に示されるように、レンジ方向を近距離領域と遠距離領域に分割して、近距離領域においては例えば48KHzの送信パルス繰り返し周波数で通常の超音波送受信で超音波を受信するとともに、遠距離領域においては例えば16KHzの送信パルス繰り返し周波数でやぶにらみ送受信とコード化送受信を組み合わせる超音波を送受信するようにする。これにより、遠距離領域において送信される超音波の本数を増やし、視野深度や方位分解能を低下させずに、ボリュームレートやフレームレートを向上させることができる。

【0112】

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

40

【0113】

また、本発明の実施形態では、フローチャートのステップは、記載された順序に沿って時系列的に行われる処理の例を示したが、必ずしも時系列的に処理されなくとも、並列的あるいは個別に実行される処理をも含むものである。

【図面の簡単な説明】

【0114】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の内部の構成を示すブロック図。

【図2】図1の超音波診断装置が実現することできる機能的な構成を示すブロック図。

50

【図 3】 3 次元的に直接超音波を走査する操作方法を説明する説明図。

【図 4】 図 2 の超音波診断装置における画像データ生成処理を説明するフローチャート。

【図 5】 やぶにらみ送受信方法を説明するための説明図。

【図 6】 やぶにらみ送受信時における Time - Dist チャート。

【図 7】 コード化送受信時における変調方法を説明する説明図。

【図 8】 H P R F を用いた場合にレンジ方向に発生するブラインド領域を説明する説明図

。 【図 9】 レンジ方向に発生するブラインド領域を防止するために超音波振動子面を送信領域と受信領域に分割する分割方法を説明する説明図。

【図 10】 レンジ方向に発生するブラインド領域を防止するために超音波振動子面を送信領域と受信領域に分割する他の分割方法を説明する説明図。

【図 11】 レンジ方向に発生するブラインド領域をカバーするために送信パルス繰り返し周期の時相制御方法を説明する説明図。

【図 12】 レンジ方向に発生するブラインド領域をカバーするために送信パルス繰り返し周期の時相制御方法を説明する説明図。

【図 13】 レンジ方向に近距離領域と遠距離領域に分割した際の送受信方法を説明する説明図。

【符号の説明】

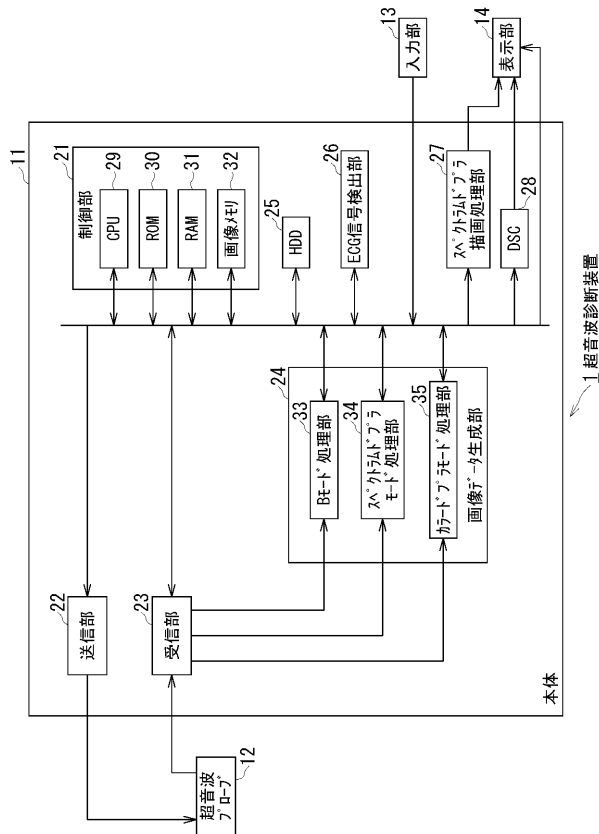
【 0 1 1 5 】

1 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 本体、 1 2 ... 超音波プローブ、 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 ... H D D、 2 6 ... E C G 信号検出部、 2 7 ... スペクトラムドブラ描画処理部、 2 8 ... D S C、 2 9 ... C P U、 3 0 ... R O M、 3 1 ... R A M、 3 2 ... 画像メモリ、 3 3 ... B モード処理部、 3 4 ... スペクトラムドブラモード処理部、 3 5 ... カラードブラモード処理部、 4 1 ... やぶにらみ送受信制御部、 4 2 ... 記憶部、 4 3 ... コード化送受信制御部、 4 4 ... 認識部、 4 5 ... 画像再構成部、 4 6 ... 変調制御部、 4 7 ... 復調制御部。

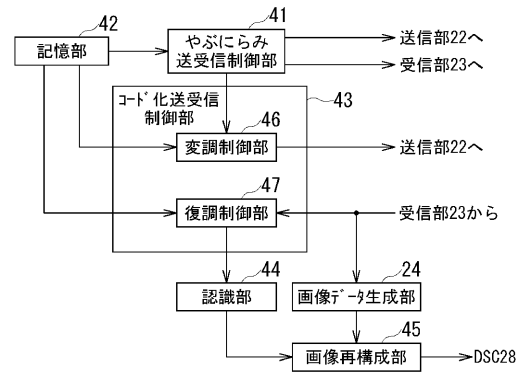
10

20

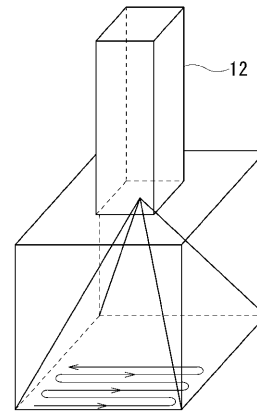
【図 1】



【図 2】



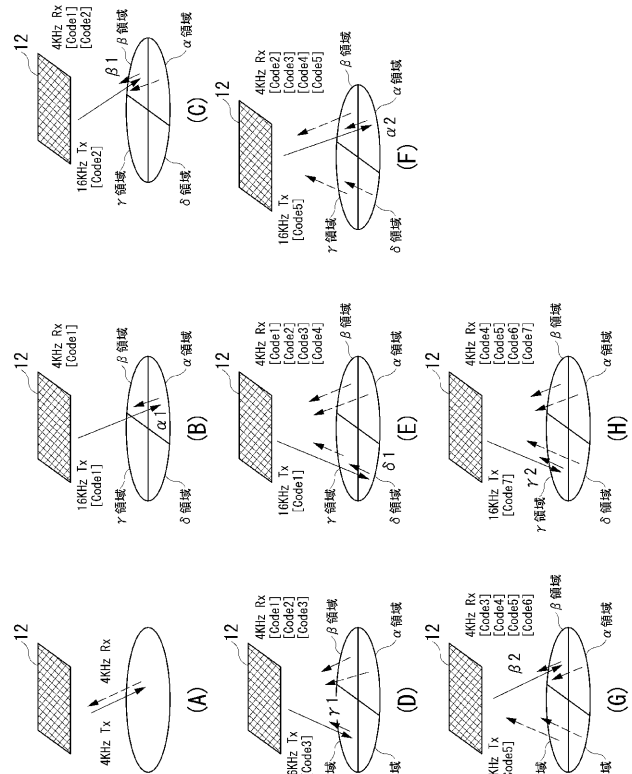
【図 3】



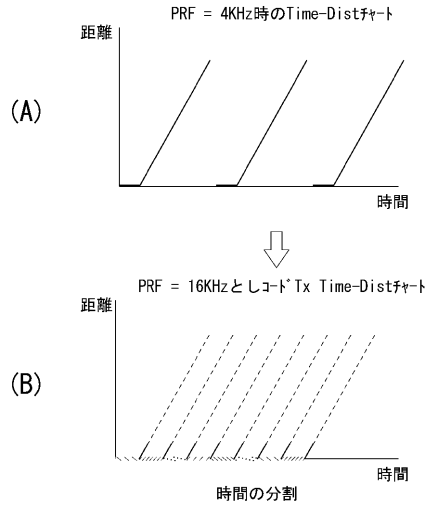
【図 4】



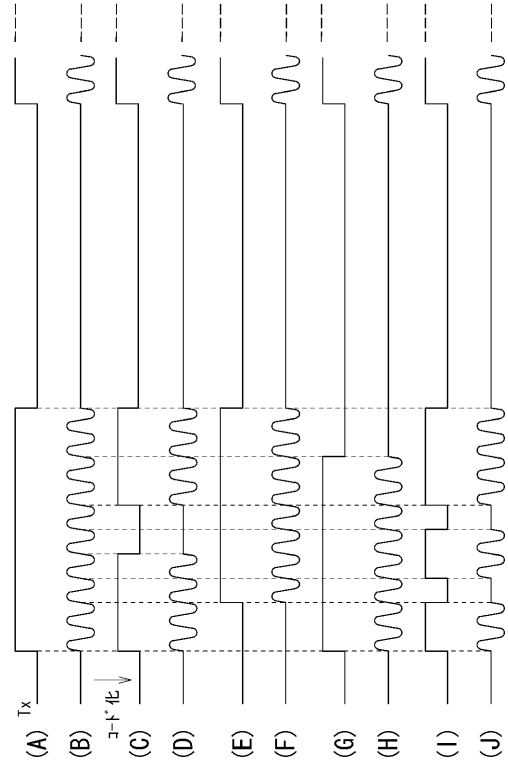
【図 5】



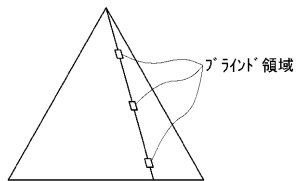
【図 6】



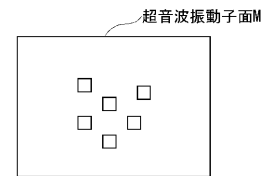
【図 7】



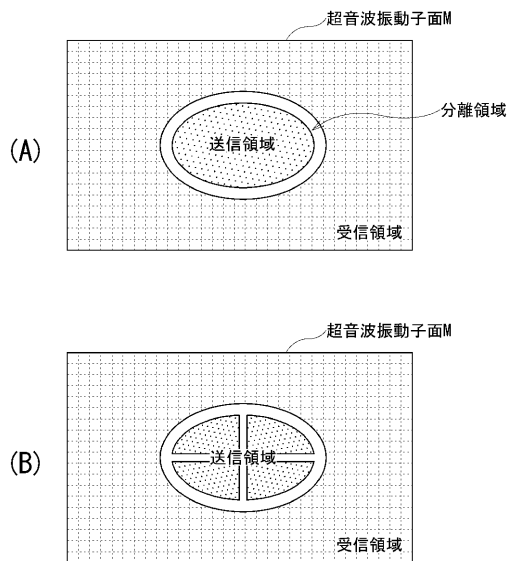
【図 8】



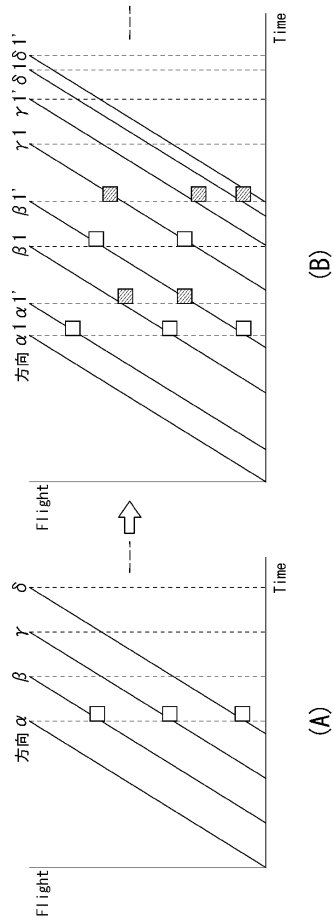
【図 10】



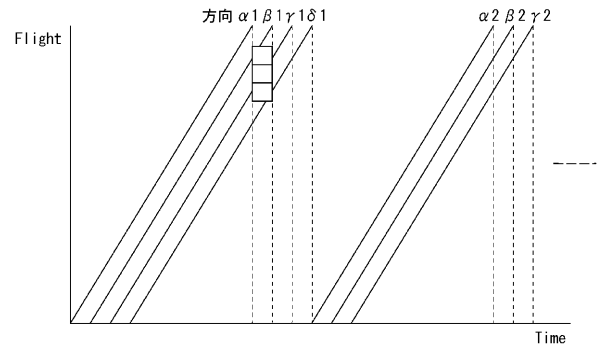
【図 9】



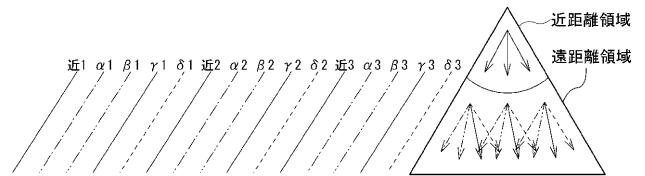
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(74)代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄

(74)代理人 100130731
弁理士 河村 修

(74)代理人 100136504
弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 馬場 達朗
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内

(72)発明者 本郷 宏信
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内

(72)発明者 佐々木 琢也
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内

(72)発明者 岡崎 敬久
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内

(72)発明者 河崎 修一
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内

(72)発明者 村中 勇一
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内

(72)発明者 秋元 正志
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 EE08 GB06 GB11 HH11 HH13 HH15 HH16 HH27
HH28 JB44 KK12 KK15 KK17 KK19 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备及其控制处理程序		
公开(公告)号	JP2008253663A	公开(公告)日	2008-10-23
申请号	JP2007101762	申请日	2007-04-09
[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	馬場達朗 本郷宏信 佐々木琢也 岡崎敬久 河崎修一 村中勇一 秋元正志		
发明人	馬場 達朗 本郷 宏信 佐々木 琢也 岡崎 敬久 河崎 修一 村中 勇一 秋元 正志		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52085 G01S15/8959		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/GB11 4C601/HH11 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/JB44 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不降低景深和方位角分辨率的情况下提高音量和帧速率。在本发明的超声波诊断装置中，调制控制部46在通过预定的调制方式根据发送方向发送超声波时，控制发送部22对发送波形进行调制，发射器22使用调制的发射波形和不同于接收脉冲重复频率的发射脉冲重复频率来发射超声波，并且接收单元23从每个接收方向接收从对象反射的反射波。解调控制单元47通过与调制发送波形时使用的预定调制方法相对应的预定解调方法对接收波形进行解调，并且识别单元44对接收波形进行解调，从而对接收波形进行解调。图像重构单元45识别与之对应的反射波的接收方向，并根据识别结果基于接收到的波形生成体数据或二维图像数据。[选择图]图2

