

【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送信手段と、前記送信手段により送信された超音波のうち、被検体から反射された反射波を受信する前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいて、少なくとも第 1 の画像データと第 2 の画像データを生成する画像データ生成手段とを備える超音波診断装置において、

前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるときそれぞれのフレームレートを設定する設定手段と、

前記設定手段により設定された前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるときそれぞれのフレームレートに基づいて、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるとき、超音波を走査する時相を制御する制御信号を生成する制御信号生成手段と、

前記制御信号に基づいて、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データの時相を合わせる基準信号を生成する基準信号生成手段と、

前記基準信号に基づいて、前記第 1 の画像データに基づく画像と前記第 2 の画像データに基づく画像を重畳して表示する表示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】

前記送信手段は、前記制御信号により制御される超音波を走査する時相に従い、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 3】

前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データがそれぞれ生成されるとき所定のフレームレートに関するデータを取得するデータ取得手段をさらに備え、

前記設定手段は、前記データ取得手段により取得された前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データがそれぞれ生成されるとき所定のフレームレートに関するデータに基づいて、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるときそれぞれのフレームレートを設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記被検体から ECG 信号を検出する検出手段をさらに備え、

前記設定手段は、前記 ECG 信号に基づいて、前記被検体の心拍の時相に合うように、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるとき少なくとも一方のフレームレートを設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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、送信手段により送信された超音波のうち、被検体から反射された反射波を受信する前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データを生成する画像データ生成手段を備える超音波診断装置の制御処理プログラムにおいて、

前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるときそれぞれのフレームレートを設定する設定ステップと、

前記設定ステップの処理により設定された前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるときそれぞれのフレームレートに基づいて、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データが生成されるとき、超音波を走査する時相を制御する制御信号を生成する制御信号生成ステップと、

前記制御信号に基づいて、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データの時相を合わせる基準信号を生成する基準信号生成ステップと、

前記基準信号に基づいて、前記第 1 の画像データに基づく画像と前記第 2 の画像データに基づく画像を重畳して表示する表示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】**

【 0 0 0 1 】

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、カラーフローマッピング法を用いて、異なる複数の画像を重畳して表示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。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年、白黒に表示される B モード画像データに基づく B モード画像と、カラー表示されるドプラモード画像データに基づくドプラモード画像とを同時に表示することが可能なカラーフローマッピング法 (CFM ; Color Flow Mapping) が提案されている。

【 0 0 0 3 】

カラーフローマッピング法では、1 フレームあたりの走査線本数や超音波を送受信するときのパルス繰り返し周波数、走査密度、および走査範囲などの送受信条件が予め設定されており、設定された送受信条件に従って超音波が走査されて送受信される。

【 0 0 0 4 】

すなわち、白黒に表示される B モード画像データを生成するための超音波の送受信と、カラー表示されるドプラモード画像データを生成するための超音波の送受信が時分割でベクタ単位で切り換えられ、所定の順番と回数で実行されることにより、1 枚のフレームの画像データが生成され、その画像データに基づく画像が表示される。

【 0 0 0 5 】

例えば、図 1 に示されるように、白黒に表示される B モード画像データを生成するための超音波の送受信 a 1、a 2、a 3 が順次実行された後、カラー表示されるドプラモード画像データを生成するための超音波の送受信 b 1、b 2、b 3、b 4 が順次実行され、その後、両モードの画像データを生成するための超音波の送受信が交互に数回実行される。これにより、1 フレーム分の、白黒に表示される B モード画像データとカラー表示されるドプラモード画像データが生成され、白黒に表示される B モード画像データに基づく B モード画像と、カラー表示されるドプラモード画像データに基づくドプラモード画像が重畳して表示される。

【 0 0 0 6 】

以降同様の処理がフレームごとに繰り返され、白黒に表示される B モード画像データに基づく B モード画像と、カラー表示されるドプラモード画像データに基づくドプラモード画像をリアルタイムに重畳して表示することが可能となる。

【 0 0 0 7 】

ところで、カラーフローマッピング法においては、B モード画像データを生成するのに加えて、ドプラモード画像データも生成する。ドプラモード画像データを生成する場合、動いている反射体の速さに応じてドプラ偏移を受けたドプラ信号を検出し、検出されたドプラ信号に基づいて血流の方向、速度、乱流などを算出することから、少なくとも 2 回以上同じサンプリング点からドプラ信号を検出する必要がある。

【 0 0 0 8 】

そのため、1 フレーム分のドプラモード画像データを生成する場合には、カラーフローマッピング法を用いて表示するのに必要な 1 フレーム分の B モード画像データを生成する場合に比べて、より多くの時間がかかってしまう。換言すれば、1 フレーム分のドプラモード画像データを生成する場合におけるフレームレートは、1 フレーム分の B モード画像データを生成する場合におけるフレームレートに比べて低くなる。

【 0 0 0 9 】

そこで、通常、カラーフローマッピング法においては、図 1 に示されるように、B モード画像データを生成するための超音波の送受信よりも、ドプラモード画像データを生成するための超音波の送受信を多くの回数実行することにより、1 フレーム分のドプラモード画像データを生成する場合におけるフレームレートと、1 フレーム分の B モード画像データを生成する場合におけるフレームレートとがほぼ同一になるように予め設定される。

【 0 0 1 0 】

また、カラーフローマッピング法において、カラードブラモード画像データを生成する場合におけるフレームレートを高フレームレートにすることができる超音波診断装置も提案されている（例えば、特許文献１参照）。

【００１１】

特許文献１に提案されている超音波診断装置によれば、超音波の１回の送信毎にラスタを順次切り換えながら１フレーム分のスキャンを所定の周期で繰り返し、スキャンにより得られた複数のフレーム分の反射信号を用いて血流情報の２次元分布を所定の周期で繰り返し生成することができる。

【００１２】

これにより、同じラスタに対して所定の回数（少なくとも２回ずつ）送信を繰り返しながらラスタを順次切り換えていく従来のスキャンに比べて、１フレーム分の血流情報の２次元分布を生成するのに要する時間を短縮することができる。従って、従来のスキャンより高フレームレートで血流情報の２次元分布を生成することができる。

10

【特許文献１】特開平８－３３６５３４号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１３】

しかしながら、そもそも、カラーフローマッピング法においては、Ｂモード画像データを生成するための超音波の走査に加えて、フレームレートが低いカラードブラモード画像データを生成するための超音波の走査を行うため、単にＢモード画像データを生成する場合に比べて多くの時間がかかってしまい、全体としてのフレームレートは低くなってしまふ。特許文献１に提案された超音波診断装置では、カラードブラモード画像データを生成する場合におけるフレームレートを高フレームレートにすることができるが、全体としてのフレームレートの低下までも改善することは困難であった。

20

【００１４】

そのため、表示されるＢモード画像データに基づくＢモード画像とドブラモード画像データに基づくドブラモード画像のフレーム毎の書き換え速度は依然として遅く、その結果、表示画面上において滑らかに表示されず、オペレータが被検体を診断する上で不都合であるという課題があった。

【００１５】

30

特に、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は、所望の部位における血流の動きなどを観察する場合に用いられることから、フレーム毎の書き換え速度が遅いと、オペレータは、被検体の血流の動きなどを正確に診断することができなくなってしまう。

【００１６】

また、従来のカラーマッピング法を用いた超音波診断装置や特許文献１に提案された超音波診断装置では、１フレーム分のＢモード画像データを生成する場合におけるフレームレートと、１フレーム分のドブラモード画像データを生成する場合におけるフレームレートが予めそれぞれ予め固定値に固定されてしまっており、オペレータの好みに応じて任意のフレームレートに設定することは困難であるという課題があった。

40

【００１７】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたものであり、カラーフローマッピング法を用いる場合において、異なる複数の画像のフレームレートをそれぞれ好適に設定す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】

【００１８】

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、第１の画像データと第２の画像データが生成されるときそれぞれのフレームレートを設定する設定手段と、設定手段により設定された第１の画像データと第２の画像データが生成されるときそれぞれ

50

のフレームレートに基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるとき、超音波を走査する時相を制御する制御信号を生成する制御信号生成手段と、制御信号に基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データの時相を合わせる基準信号を生成する基準信号生成手段と、基準信号に基づいて、第 1 の画像データに基づく画像と第 2 の画像データに基づく画像を重畳して表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

【0019】

送信手段は、制御信号により制御される超音波を走査する時相に従い、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信するようにすることができる。

【0020】

この超音波診断装置は、第 1 の画像データと第 2 の画像データがそれぞれ生成されるときに所定のフレームレートに関するデータを取得するデータ取得手段をさらに備え、設定手段は、データ取得手段により取得された第 1 の画像データと第 2 の画像データがそれぞれ生成されるときに所定のフレームレートに関するデータに基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときにそれぞれのフレームレートを設定するようにすることができる。

10

【0021】

この超音波診断装置は、被検体から ECG 信号を検出する検出手段をさらに備え、設定手段は、ECG 信号に基づいて、被検体の心拍の時相に合うように、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときに少なくとも一方のフレームレートを設定するようにすることができる。

20

【0022】

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、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときにそれぞれのフレームレートを設定する設定ステップと、設定ステップの処理により設定された第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときにそれぞれのフレームレートに基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときに、超音波を走査する時相を制御する制御信号を生成する制御信号生成ステップと、制御信号に基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データの時相を合わせる基準信号を生成する基準信号生成ステップと、基準信号に基づいて、第 1 の画像データに基づく画像と第 2 の画像データに基づく画像を重畳して表示する表示ステップとをコンピュータに実行させることを特徴とする。

30

【0023】

本発明の超音波診断装置においては、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときにそれぞれのフレームレートが設定され、設定された第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときにそれぞれのフレームレートに基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときに、超音波を走査する時相を制御する制御信号が生成され、制御信号に基づいて第 1 の画像データと第 2 の画像データの時相を合わせる基準信号が生成され、基準信号に基づいて第 1 の画像データに基づく画像と第 2 の画像データに基づく画像が重畳して表示される。

【0024】

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、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときにそれぞれのフレームレートが設定され、設定された第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときにそれぞれのフレームレートに基づいて、第 1 の画像データと第 2 の画像データが生成されるときに、超音波を走査する時相を制御する制御信号が生成され、制御信号に基づいて第 1 の画像データと第 2 の画像データの時相を合わせる基準信号が生成され、基準信号に基づいて第 1 の画像データに基づく画像と第 2 の画像データに基づく画像が重畳して表示される。

40

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、カラーフローマッピング法を用いる場合において、異なる複数の画像のフレームレートをそれぞれ好適に設定することができる。

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0026】**

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。

【0027】

図2は、本発明を適用した超音波診断装置1の内部の構成を表している。

【0028】

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。

【0029】

図2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、記憶部25、スキャン制御回路26、ECG (Electrocardiogram) 信号検出部27、入力データ取得部28、およびDSC (Digital Scan Converter) 29により構成される。

10

【0030】

なお、制御部21、送信部22、受信部23、画像データ生成部24、記憶部25、スキャン制御回路26、ECG信号検出部27、入力データ取得部28、およびDSC29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。

【0031】

制御部21は、CPU (Central Processing Unit) またはMPU (Micro Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、およびRAM (Random Access Memory) などからなり、CPUは、ROMに記憶されているプログラムまたは記憶部25からRAM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。RAMは、CPU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。

20

【0032】

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、スキャン制御回路26から供給された制御信号に基づいて、被検体の内部に入射する超音波パルスのパルス繰り返し周波数を決定するレートパルスを発生し、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、スキャン制御回路26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。

30

【0033】

なお、送信部22は、スキャン制御回路26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換え可能な回路などが設けられる。

40

【0034】

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。

50

【 0 0 3 5 】

受信遅延回路は、スキャン制御回路 2 6 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 2 4 と記憶部 2 5 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。

【 0 0 3 6 】

画像データ生成部 2 4 は、B モード処理部 3 0 とドブラモード処理部 3 1 により構成される。B モード処理部 3 0 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 2 1 から供給された制御信号に基づいて、以下の処理を行う。

【 0 0 3 7 】

すなわち、B モード処理部 3 0 の対数増幅器は、受信部 2 3 から供給された受信信号を対数増幅し、対数増幅された受信信号を包絡線検波回路に供給する。包絡線検波回路は、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出するための回路であり、対数増幅器から供給された受信信号について包絡線を検波し、検波された受信信号を TGC 回路に供給する。TGC 回路は、包絡線検波回路から供給された受信信号の強度を最終的な画像の輝度が均一になるように調整し、調整後の B モード画像データを記憶部 2 5 に供給する。記憶部 2 5 に記憶された B モード画像データは、DSC 3 4 を介して表示部 1 4 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。

【 0 0 3 8 】

ドブラモード処理部 3 1 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）、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スペクトラムドブラモード処理部（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カラードブラモード処理部（図示せず）からなる。

【 0 0 3 9 】

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 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スペクトラムドブラモード処理部とカラードブラモード処理部に供給する。

【 0 0 4 0 】

スペクトラムドブラモード処理部は、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 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記憶部 2 5 に供給する。記憶部 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、DSC 2 9 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。

【 0 0 4 1 】

一方、カラードブラモード処理部は、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

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 4 2 】

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記憶部 2 5 に供給する。記憶部 2 5 に記憶されたカラードブラモード画像データは、D S C 2 9 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。

【 0 0 4 3 】

なお、スペクトラムドブラモード画像データとカラードブラモード画像データは、それぞれ個々に区別する必要がない場合、ドブラモード画像データと総称する。

10

【 0 0 4 4 】

記憶部 2 5 は、受信部 2 3 から供給された出力信号 (R F 信号) などの生データを取得するとともに、画像データ生成部 2 4 の B モード処理部 3 0 とドブラモード処理部 3 1 から供給された B モード画像データとドブラモード画像データ (スペクトラムドブラモード画像データとカラードブラモード画像データ) を取得し、取得された生データ、B モード画像データ、およびドブラモード画像データを記憶する。記憶部 2 5 は、記憶された生データ、B モード画像データ、およびドブラモード画像データを必要に応じて各部に供給する。

【 0 0 4 5 】

記憶部 2 5 は、図示せぬネットワーク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。記憶部 2 5 は、各種のデータを適宜記憶し、必要に応じて各部に供給する。

20

【 0 0 4 6 】

スキャン制御回路 2 6 は、超音波を送受信するときの種々の送受信条件を制御する回路であり、フレームレート設定部 3 2、制御信号生成部 3 3、および基準信号生成部 3 4 からなる。フレームレート設定部 3 2 は、制御部 2 1 の制御に従い、入力データ取得部 2 8 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を生成するときのそれぞれのフレームレートに関するデータを取得し、取得された B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートに関するデータに基づいて、B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートを設定するとともに、設定されたフレームレートに関するデータであるフレームレート設定データを記憶部 2 5 と制御信号生成部 3 3 に供給する。

30

【 0 0 4 7 】

制御信号生成部 3 3 は、制御部 2 1 の制御に従い、フレームレート設定部 3 2 から供給されたフレームレート設定データを取得するとともに、記憶部 2 5 に記憶されているスキャン制御シーケンスを読み出し、読み出されたスキャン制御シーケンスと取得されたフレームレート設定データに基づいて、B モード画像データとカラードブラモード画像データが生成されるとき、超音波を走査する時相を制御するスキャン時相制御信号を生成し、送信部 2 2 と基準信号生成部 3 4 に供給する。

【 0 0 4 8 】

また、制御信号生成部 3 3 は、制御部 2 1 の制御に従い、予め設定された (あるいはオペレータが入力部 1 3 を操作することにより入力され、取得された) 超音波を送受信するときの種々の送受信条件に関するデータに基づいて、超音波を走査する時相以外の、超音波を送受信するときの種々の送受信条件を制御する送信制御信号と受信制御信号を生成し、それぞれ、送信部 2 2 と受信部 2 3 に供給する。

40

【 0 0 4 9 】

基準信号生成部 3 4 は、制御部 2 1 の制御に従い、制御信号生成部 3 3 から供給されたスキャン時相制御信号に基づいて、画像データ生成部 2 4 において生成される B モード画像データとカラードブラモード画像データの時相を合わせる基準信号を生成し、生成された基準信号を記憶部 2 5 と D S C 2 9 に供給する。

50

【 0 0 5 0 】

E C G 信号検出部 2 7 は、制御部 2 1 の制御に従い、被検体の体表に装着させて E C G 信号を検出するセンサと、センサにより検出された E C G 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 E C G 信号を記憶部 2 5 に供給する。この E C G 信号は、同時相の B モード画像データとドブラモード画像データの付帯情報として記憶部 2 5 に記憶される。

【 0 0 5 1 】

入力データ取得部 2 8 は、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより入力された種々のデータを取得し、取得された種々のデータを各部に適宜供給する。

【 0 0 5 2 】

D S C 2 9 は、記憶部 2 5 から供給された B モード画像データとドブラモード画像データや E C G 信号などを取得し、基準信号生成部 3 4 から供給された基準信号に基づいて、時相が合うように、取得された B モード画像データとドブラモード画像データや E C G 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 1 4 に供給する。

【 0 0 5 3 】

また、超音波プローブ 1 2 は、本体 1 1 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。

【 0 0 5 4 】

超音波プローブ 1 2 は、送信時には本体 1 1 の送信部 2 2 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 1 1 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。

【 0 0 5 5 】

入力部 1 3 は、電気ケーブルを介して本体 1 1 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。

【 0 0 5 6 】

表示部 1 4 は、ケーブルを介して本体 1 1 の D S C 2 9 と接続され、図示せぬ L C D (Liquid Crystal Display) や図示せぬ C R T (Cathode Ray Tube) が設けられており、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 D S C 2 9 からの B モード画像データとドブラモード画像データや E C G 信号などを取得し、取得された B モード画像データに基づく画像とドブラモード画像データに基づく画像などを図示せぬ L C D や C R T に表示するとともに、E C G 信号を付帯情報として図示せぬ L C D や C R T 表示する。

【 0 0 5 7 】

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 におけるスキャン制御処理について説明する。

【 0 0 5 8 】

このスキャン制御処理は、オペレータが入力部 1 3（具体的には、入力部 1 3 に設けられたフレームレートを調整する図示せぬツマミなどの専用スイッチ）を操作して、B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレ

10

20

30

40

50

トに関するデータを入力することにより開始される。勿論、入力部 13 に設けられたフレームレートを調整するツマミなどの専用スイッチは、入力部 13 の操作パネル（図示せず）上になくても、任意の場所に設置することが可能であり、オペレータからの音声信号に基づいて入力されるようにしてもよい。

【0059】

ステップ S 1 において、入力データ取得部 28 は、オペレータが入力部 13 を操作することにより入力された、カラーフローマッピング法を用いて B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートに関するデータを取得し、取得された B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートに関するデータをスキャン制御回路 26 に供給する。

10

【0060】

ステップ S 2 において、スキャン制御回路 26 のフレームレート設定部 32 は、制御部 21 の制御に従い、入力データ取得部 28 から供給された、B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートに関するデータを取得し、取得された B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートに関するデータに基づいて、B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートを設定する。

【0061】

フレームレート設定部 32 は、設定されたフレームレートに関するフレームレート設定データを記憶部 25 と制御信号生成部 33 に供給する。

20

【0062】

具体的には、B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートの比率が所定の比率（例えば、1 対 4 など）で、B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートを設定する。付言すれば、カラードプラモード画像データに基づくカラードプラモード画像は、所望の部位における血流の動きなどを観察する場合に用いられることから、カラードプラモード画像データを生成するときのフレームレートがより高くなるように、それぞれのフレームレートを設定する。

【0063】

これにより、オペレータの好みに合わせて、カラーフローマッピングを用いる場合において、B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートを好適に設定することができる。

30

【0064】

記憶部 25 は、スキャン制御回路 26 から供給されたフレームレート設定データを取得し、取得されたフレームレート設定データを記憶する。

【0065】

ステップ S 3 において、制御信号生成部 33 は、制御部 21 の制御に従い、フレームレート設定部 32 から供給されたフレームレート設定データを取得するとともに、記憶部 25 に記憶されているスキャン制御シーケンスを読み出し、読み出されたスキャン制御シーケンスと取得されたフレームレート設定データに基づいて、B モード画像データとカラードプラモード画像データが生成されるとき、超音波を走査する時相を制御するスキャン時相制御信号を生成し、送信部 22 と基準信号生成部 34 に供給する。

40

【0066】

すなわち、ステップ S 2 の処理により B モード画像データとカラードプラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートの比率が 1 対 N に設定された場合、1 フレーム分の B モード画像データを生成するための超音波の送受信 A 1 が実行された後、N フレーム分のカラードプラモード画像データを生成するための超音波の送受信 B 1 乃至 B N が実行されるように超音波を走査する時相が制御され、以降同様の比率で超音波を走査する時相が制御される。これにより、B モード画像データとカラードプラモード画像データが、1 対 N の比率で生成される。

50

【 0 0 6 7 】

具体的には、図 4 の例の場合、B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートの比率が 1 対 5 に設定されており、1 フレーム分の B モード画像データを生成するための超音波の送受信 A 1 が実行された後、5 フレーム分のカラードブラモード画像データを生成するための超音波の送受信 B 1 乃至 B 5 が実行されるように超音波を走査する時相が制御され、以降同様の比率で超音波を走査する時相が制御される。これにより、B モード画像データとカラードブラモード画像データが、1 対 5 の比率で生成される。

【 0 0 6 8 】

なお、B モード画像データとカラードブラモード画像データが生成されるとき超音波を走査する時相のスキャン制御シーケンスは、このような場合に限られず、取得されたフレームレート設定データに基づいてその他のスキャン制御シーケンスを適用するようにしてもよい。

【 0 0 6 9 】

例えば、B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートの比率が 1 対 N に設定された場合、始めの 1 フレーム分については従来のスキャン制御シーケンス（図 1 を参照して説明した、1 フレーム分のドブラモード画像データと B モード画像データを生成する場合における 2 つのフレームレートとがほぼ同一になるようなスキャン制御シーケンス）を行い、その後、N フレーム分のカラードブラモード画像データを生成するための超音波の送受信が実行されるように超音波を走査する時相が制御され、以降同様に超音波を走査する時相が制御されるようにしてもよい。

【 0 0 7 0 】

勿論、オペレータの好みに合わせて、B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートを設定するとともに、予め設定された超音波を走査する時相のスキャン制御シーケンスを、その他の複数のスキャン制御シーケンスの中の所望のスキャン制御シーケンスに変更するようにしてもよい。

【 0 0 7 1 】

また、制御信号生成部 3 3 は、制御部 2 1 の制御に従い、予め設定された（あるいはオペレータが入力部 1 3 を操作することにより入力され、取得された）超音波を送受信するときの種々の送受信条件に関するデータに基づいて、超音波を走査する時相以外の、超音波を送受信するときの種々の送受信条件（例えば、パルス繰り返し周波数や、送受信する超音波の周波数など）を制御する送信制御信号と受信制御信号を生成し、それぞれ、送信部 2 2 と受信部 2 3 に供給する。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 4 において、基準信号生成部 3 4 は、制御部 2 1 の制御に従い、制御信号生成部 3 3 から供給されたスキャン時相制御信号に基づいて、画像データ生成部 2 4 において生成される B モード画像データとカラードブラモード画像データの時相を合わせる基準信号を生成し、生成された基準信号を記憶部 2 5 と D S C 2 9 に供給する。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 5 において、画像データ生成部 2 4 は、異なる B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成する。具体的には、以下のようにして、異なる B モード画像データとカラードブラモード画像データが所定のフレームレートの比率で生成される。

【 0 0 7 4 】

例えば図 4 に示されるように、B モード画像データとカラードブラモード画像データを生成するときのそれぞれのフレームレートの比率が 1 対 5 に設定され、B モード画像データを生成するための超音波の送受信とカラードブラモード画像データを生成するための超音波の送受信が、1 対 5 の比率で実行される場合について説明する。

【 0 0 7 5 】

送信部 2 2 は、スキャン制御回路 2 6 から供給されたスキャン時相制御信号と送信制御信号に基づいて、B モード画像データを生成するための超音波ビームを被検体に送信する

10

20

30

40

50

。すなわち、送信部 22 のレートパルス器は、スキャン制御回路 26 から供給されたスキャン時相制御信号に基づいて超音波を走査するときの時相を制御するとともに、スキャン制御回路 26 から供給された送信制御信号に基づいて、被検体の内部に入射する超音波パルスのパルス繰り返し周波数が所定のパルス繰り返し周波数になるように決定するレートパルスを発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、スキャン制御回路 26 から供給された送信制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度 ($\theta 1$) となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルスに供給する。さらに、パルスは、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ 12 に出力する。超音波プローブ 12 は、送信部 22 から入力された高圧パルス (電気パルス) を超音波パルスに変換し、変換された超音波パルスを被検体に送信する。被検体内に送信された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射される。

10

20

30

40

50

【0076】

超音波プローブ 12 は、被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体 11 に出力する。受信部 23 は、スキャン制御回路 26 から供給された受信制御信号に基づいて、超音波プローブ 12 から入力された受信信号を増幅し、所定の遅延時間を付加して、画像データ生成部 24 の B モード処理部 30 に供給する。すなわち、受信部 23 のプリアンプは、超音波プローブ 12 から被検体に入力された超音波の反射波に基づく受信信号を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を 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。

【0077】

受信遅延回路は、スキャン制御回路 26 から供給される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 B モード処理部 30 に供給する。

【0078】

B モード処理部 30 は、受信部 23 から供給された受信信号に種々の処理を施し、 $\theta 1$ 方向の B モード画像データをそれぞれ生成し、記憶部 25 に供給する。記憶部 25 は、B モード処理部 30 から供給された $\theta 1$ 方向の B モード画像データを取得し、取得された $\theta 1$ 方向の B モード画像データを記憶する。

【0079】

次に、超音波の送受信方向を $\Delta \theta$ ずつ順次更新させながら $[\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta]$ まで変更して N 方向の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する。このとき、スキャン制御回路 26 は、その制御信号によって送信部 22 と受信部 23 の送信遅延回路と受信遅延回路の遅延時間を、所定の超音波送受信方向に対応させて順次切り換えさせながら、 $[\theta 1 + \Delta \theta]$ 乃至 $[\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta]$ 方向の B モード画像データの各々を生成させる。

【0080】

また、記憶部 25 は、生成された $[\theta 1 + \Delta \theta]$ 乃至 $[\theta 1 + (N - 1) \Delta \theta]$ 方向の B モード画像データを、すでに記憶されている $\theta 1$ 方向の B モード画像データとともに、スキャン制御回路 26 の基準信号生成部 34 から供給された基準信号に基づいて、後述するカラードブラモード画像データの時相と合うように 2 次元の B モード画像データとして記憶する。

【0081】

このようにして、所定の時相の 1 フレーム分の 2 次元の B モード画像データを生成し、生成されるカラードブラモード画像データの時相と合わせて記憶することができる。

【0082】

次に、送信部 22 は、スキャン制御回路 26 から供給されたスキャン時相制御信号と送信制御信号に基づいて、カラードブラモード画像データを生成するための超音波ビームを被検体に送信する。

【0083】

すなわち、送信部 22 のレートパルス器は、スキャン制御回路 26 から供給されたスキャン時相制御信号に基づいて超音波を走査するときの時相を制御するとともに、スキャン制御回路 26 から供給された送信制御信号に基づいて、被検体の内部に入射する超音波パルスのパルス繰り返し周波数が所定のパルス繰り返し周波数になるように決定するレートパルスを発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、スキャン制御回路 26 から供給された送信制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度 ($\theta 1$) となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルサに供給する。

10

【0084】

さらに、パルサは、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ 12 に出力する。超音波プローブ 12 は、送信部 22 から入力された高圧パルス（電気パルス）を超音波パルスに変換し、変換された超音波パルスを被検体に送信する。被検体内に送信された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射される。

【0085】

20

超音波プローブ 12 は、被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体 11 に出力する。受信部 23 は、スキャン制御回路 26 から供給された受信制御信号に基づいて、超音波プローブ 12 から入力された受信信号を増幅し、所定の遅延時間を付加して、画像データ生成部 24 の B モード処理部 30 に供給する。すなわち、受信部 23 のプリアンプは、超音波プローブ 12 から被検体に入力された超音波の反射波に基づく受信信号を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を 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。

【0086】

受信遅延回路は、スキャン制御回路 26 から供給される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ドブラモード処理部 31 に供給する。

30

【0087】

ドブラモード処理部 31 のドブラ偏移信号処理部は、受信部 23 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カラードブラモード処理部に供給する。

【0088】

カラードブラモード処理部の 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。

40

【0089】

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 $\theta 1$ 方向のカラードブラモード画像データを記憶部 25 に供給する。記憶部 25 は、ドブラモード処理部 31 のカラードブラモード処理部から供給された $\theta 1$ 方向のカラードブラモード画像データを取得し、取得された $\theta 1$ 方向のカラードブラモード画像データを記憶する。

50

【 0 0 9 0 】

次に、超音波の送受信方向を $\Delta\theta$ ずつ順次更新させながら $[\theta 1 + (N - 1) \Delta\theta]$ まで変更してN方向の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する。このとき、スキャン制御回路26は、その制御信号によって送信部22と受信部23の送信遅延回路と受信遅延回路の遅延時間を、所定の超音波送受信方向に対応させて順次切り換えさせながら、 $[\theta 1 + \Delta\theta]$ 乃至 $[\theta 1 + (N - 1) \Delta\theta]$ 方向のカラーブラモード画像データの各々を生成させる。

【 0 0 9 1 】

また、記憶部25は、生成された $[\theta 1 + \Delta\theta]$ 乃至 $[\theta 1 + (N - 1) \Delta\theta]$ 方向のカラーブラモード画像データを、すでに記憶されている $\theta 1$ 方向のカラーブラモード画像データとともに、スキャン制御回路26の基準信号生成部34から供給された基準信号に基づいて、すでに記憶されたBモード画像データの時相と合うように2次元のカラーブラモード画像データとして記憶する。

10

【 0 0 9 2 】

このようにして、所定の時相の1フレーム分の2次元のカラーブラモード画像データを生成し、Bモード画像データの時相と合わせて記憶することができる。

【 0 0 9 3 】

続いて、同様の処理がその後4回繰り返され、合計5フレーム分の2次元のカラーブラモード画像データが生成され、すでに記憶されたBモード画像データの時相と合わせて記憶される。

20

【 0 0 9 4 】

なお、Bモード画像データとカラーブラモード画像データを収集する（生成・記憶する）にあたり、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12を用いてオペレータが手動走査するようにしてもよいし、機械的に走査を行うようにしてもよい。また、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を用いて走査するようにしてもよく、本発明はいずれの走査方式にも適用することができる。

【 0 0 9 5 】

DSC29は、制御部21の制御に従い、記憶部25に記憶されている所定の時相のBモード画像データと、カラーROI（関心領域）におけるカラーブラモード画像データを読み出すとともに、基準信号生成部34から供給された基準信号に基づいて、時相が合うように、読み出された所定の時相のBモード画像データとカラーROI（関心領域）におけるカラーブラモード画像データを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。

30

【 0 0 9 6 】

ステップS6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DSC29からのBモード画像データとカラーROI（関心領域）におけるカラーブラモード画像データを取得し、取得されたBモード画像データに基づく断層画像とカラーROI（関心領域）におけるカラーブラモード画像データに基づくカラーブラモード画像を图示せぬLCDやCRTに重畳して表示する。

40

【 0 0 9 7 】

図5は、表示部14に表示されるBモード画像データに基づく断層画像と、カラーROI（関心領域）におけるカラーブラモード画像データに基づく断層画像の表示例を表している。

【 0 0 9 8 】

図5の例の場合、Bモード画像データに基づくBモード画像（白黒画像）上に、カラーROI（関心領域）におけるカラーブラモード画像データに基づくカラーブラモード画像（カラー画像）が重畳されて表示されるとともに、設定されたそれぞれのフレームレートで表示される。

50

【 0 0 9 9 】

すなわち、カラーROI（関心領域）における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のフレームレートを高めることができる。

【 0 1 0 0 】

本発明の実施形態に示された超音波診断装置1においては、カラーフローマッピング法における、Bモード画像データを生成する場合におけるフレームレートと、カラードブラモード画像データを生成する場合におけるフレームレートをオペレータの好みに合わせて好適に設定することができる。これにより、例えば、所望の部位における血流の動きなどを観察する場合に用いられる（すなわち、高いフレームレートが要求される）カラードブラモード画像データを生成する場合におけるフレームレートを、Bモード画像データを生成する場合におけるフレームレートよりも高く設定することができる。従って、カラーフローマッピング法を用いる場合において、被検体の診断に好適な画像を表示することができる。

10

【 0 1 0 1 】

なお、被検体の心臓を診断する場合に用いる場合、図3のステップS2の処理においてそれぞれのフレームレートを設定するとき、記憶部25に記憶されているECG信号を読み出し、読み出されたECG信号に基づいて、Bモード画像データを生成するフレームレートが心拍に同期するようにしてもよい。具体的には、例えば、心臓が収縮する収縮時ごとにBモード画像データを生成し、それ以外の心臓が拡張する拡張時ごとにカラードブラモード画像データを生成するようにフレームレートを設定してもよい。これにより、カラーフローマッピング法を用いる場合において、被検体の診断により好適な画像を表示することができる。

20

【 0 1 0 2 】

また、本発明の実施形態に示された超音波診断装置1においては、2次元断層像について用いているようにしているが、例えば、3次元断層像について用いるようにしてもよい。

【 0 1 0 3 】

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

【 0 1 0 4 】

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。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 5 】

【 図 1 】 従来のカラーフローマッピング法におけるスキャン制御方法を説明する概念図。

【 図 2 】 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 3 】 図 2 の超音波診断装置におけるスキャン制御処理を説明するフローチャート。

【 図 4 】 カラーフローマッピング法におけるスキャン制御方法を説明する概念図。

【 図 5 】 図 2 の表示部に表示されるBモード画像データに基づく断層画像とカラードブラモード画像データに基づく断層画像の表示例を示す図。

40

【 符号の説明 】

【 0 1 0 6 】

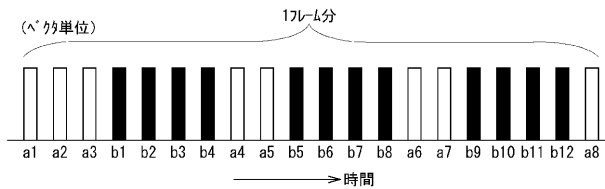
- 1 超音波診断装置
 - 1 1 本体
 - 1 2 超音波プローブ
 - 1 3 入力部
 - 1 4 表示部
 - 2 1 制御部
 - 2 2 送信部

50

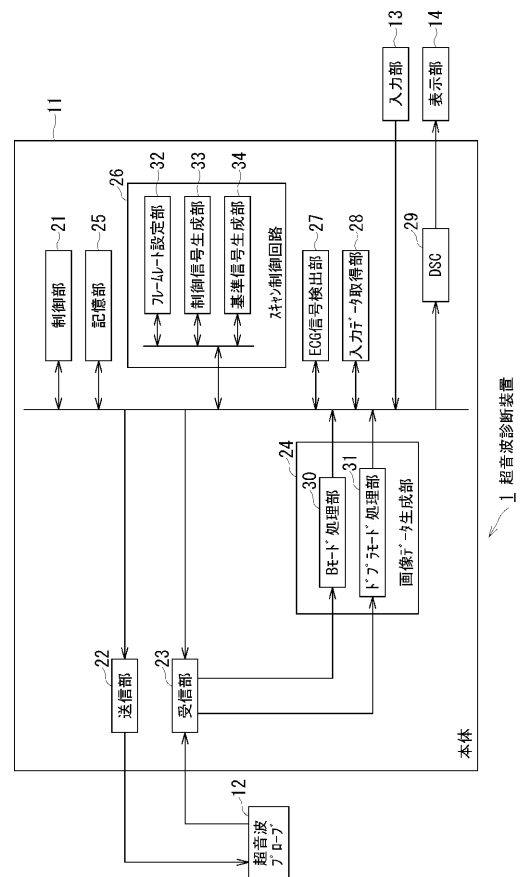
- 2 3 受信部
- 2 4 画像データ生成部
- 2 5 記憶部
- 2 6 スキャン制御回路
- 2 7 ECG信号検出部
- 2 8 入力データ取得部
- 2 9 DSC
- 3 0 Bモード画像データ
- 3 1 ドプラモード画像データ
- 3 2 フレームレート設定部
- 3 3 制御信号生成部
- 3 4 基準信号生成部

10

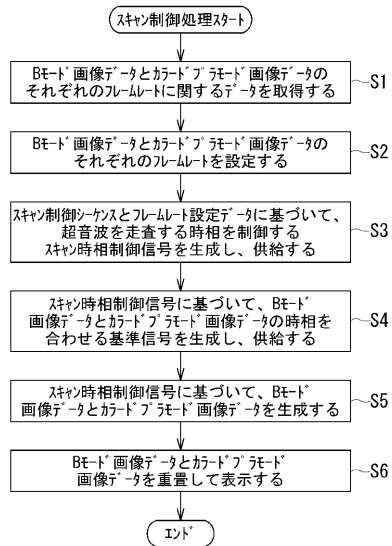
【図 1】



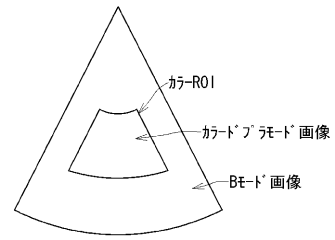
【図 2】



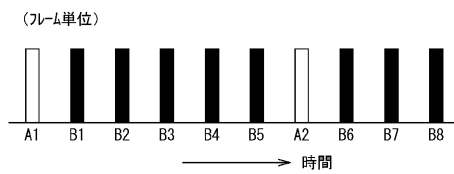
【 図 3 】



【 図 5 】



【 図 4 】



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 100122253

弁理士 古川 潤一

(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 大島 文雄

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 BB23 DD15 DE04 EE08 EE22 FF08 HH14 JC37 KK12

KK19 KK24 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	JP2008142130A	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2006329585	申请日	2006-12-06
[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	大島文雄		
发明人	大島 文雄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/HH14 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一 河村修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用色流映射方法时，适当地设置多个不同图像的帧频。
 在本发明的超声波诊断装置1中，当生成多个不同的图像数据时，帧频设定部32设定各帧频，控制信号生成部33当生成多个不同的图像数据时，生成用于控制扫描超声波的时间相位的扫描时间相位控制信号，并且参考信号生成单元34基于扫描时间相位控制信号生成多个不同的图像。DSC 29基于从参考信号生成单元34提供的参考信号，将B模式图像数据和彩色多普勒模式图像数据转换为视频格式扫描线信号序列。然后，显示单元14叠加并显示B模式图像和彩色多普勒模式图像。[选择图]图2

