

(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2008-178515

(P2008-178515A)

(43) 公開日 平成20年8月7日(2008.8.7)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)

F I  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-13712(P2007-13712)  
(22) 出願日 平成19年1月24日(2007.1.24)

(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  
(74) 代理人 100081411  
弁理士 三澤 正義  
(72) 発明者 滝本 雅夫  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 瀧口 宗基  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

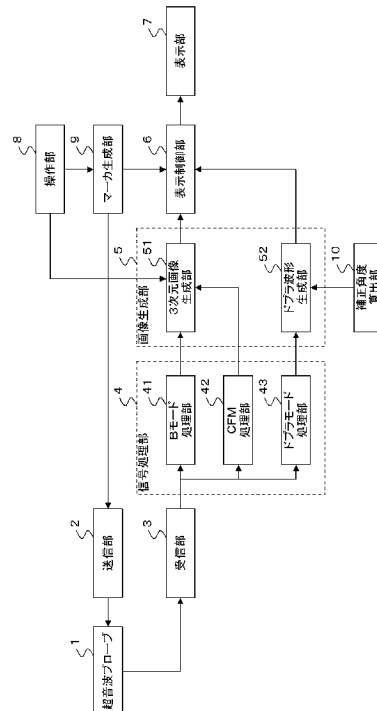
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 3次元画像上で血流情報を取得する位置を簡便に指定することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 表示制御部6は、3次元Bモード画像と3次元カラードプラ画像を重ねて表示部7に表示させる。マーカ生成部9は互いに直交する3つの面状のマーカを生成し、表示制御部6は3次元Bモード画像などに3つの面状のマーカを重ねて表示部7に表示させる。画像生成部51は、3つの面状のマーカによって区切られた領域のうち、視点側に存在する領域以外の領域における3次元Bモード画像データを生成し、3次元カラードプラ画像データについては、その視点側に存在する領域についても生成する。視点側に存在する領域においては、3次元カラードプラ画像のみが表示部7に表示される。3つの面状のマーカの交点をサンプルマーカとして設定し、その交点のドプラデータを取得する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内を超音波で走査するスキャン手段と、

前記スキャン手段による走査によって取得されたデータに基づいて、前記被検体内の形態を表す 3 次元 B モード画像データと血流を表す 3 次元カラードブラ画像データを生成する画像生成手段と、

移動可能であり、互いに交わる第 1 の面状のマーカ、第 2 の面状のマーカ、及び第 3 の面状のマーカを生成するマーカ生成手段と、

前記 3 次元 B モード画像データに基づく 3 次元 B モード画像と前記 3 次元カラードブラ画像データに基づく 3 次元カラードブラ画像に、前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカを重ねて表示手段に表示させる表示制御手段と、

10

を備え、

前記画像生成手段は、前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカによって区切られた領域のうち、予め設定された視点側の注目領域においては、前記 3 次元カラードブラ画像データのみを生成し、

前記表示制御手段は、前記注目領域においては、前記 3 次元カラードブラ画像のみを前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記画像生成手段は、前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカによって区切られた領域のうち、前記予め設定された視点に最も近い領域を前記注目領域として、前記 3 次元カラードブラ画像データのみを生成し、

20

前記表示制御手段は、前記注目領域においては、前記 3 次元カラードブラ画像のみを前記表示手段に表示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】**

前記スキャン手段は、前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカの交点の座標情報を前記マーカ生成手段から受けて、その交点に対応する部位に対してドプラスキャンを実行し、

前記画像生成手段は、前記ドプラスキャンによって取得されたデータに基づいて、前記交点における血流情報を表すドブラデータを生成す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。

30

**【請求項 4】**

前記マーカ生成手段は、前記 3 次元 B モード画像及び前記 3 次元カラードブラ画像の 3 軸に一致し、互いに直交する前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記マーカ生成手段は、操作者からのマーカ移動指示に従って、前記第 1 の面状のマーカに直交する第 1 の軸に沿って移動させた新たな第 1 の面状のマーカを生成し、前記第 2 の面状のマーカに直交する第 2 の軸に沿って移動させた新たな第 2 の面状のマーカを生成し、前記第 3 の面状のマーカに直交する第 3 の軸に沿って移動させた新たな第 3 の面状のマーカを生成し、

40

前記画像生成手段は、前記新たな第 1 の面状のマーカ、前記新たな第 2 の面状のマーカ、及び前記新たな第 3 の面状のマーカによって区切られた領域のうち、前記注目領域においては、前記 3 次元カラードブラ画像データのみを生成し、

前記表示制御手段は、前記注目領域においては、前記 3 次元カラードブラ画像のみを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 の軸に沿ってのみ前記第 1 の面状のマーカを移動させるための指示、前記第 2

50

の軸に沿ってのみ前記第 2 の面状のマーカを移動させるための指示、及び、前記第 3 の軸に沿ってのみ前記第 3 の面状のマーカを移動させるための指示を与えるためのユーザインターフェースを更に有することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成手段は、操作者からの画像回転指示に従って、前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカの交点を回転中心として、前記視点を変えた新たな 3 次元 B モード画像データと新たな 3 次元カラードブラ画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記新たな 3 次元 B モード画像データに基づく 3 次元 B モード画像と、前記新たな 3 次元カラードブラ画像データに基づく 3 次元カラードブラ画像を重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記画像生成手段は、操作者からの画像回転指示に従って、3 次元カラードブラ画像データによって表される血流の方向が、前記第 1 の軸、前記第 2 の軸、又は前記第 3 の軸のいずれかの軸の向きと一致する新たな 3 次元カラードブラ画像データを生成し、その軸と、前記回転後における前記超音波の送受信方向とがなす角度を、前記新たな 3 次元カラードブラ画像データに基づく 3 次元カラードブラ画像と前記超音波の送受信方向とがなす角度として、前記角度分、角度補正したドブラデータを求めることを特徴とする請求項 3 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記角度が予め設定された所定角度以上である場合、前記角度が前記所定角度以上であることを操作者に報知する報知手段を更に有することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

コンピュータに、

被検体内を超音波で走査することで取得されたデータに基づいて、前記被検体内の形態を表す 3 次元 B モード画像データと血流を表す 3 次元カラードブラ画像データを生成する画像生成機能と、

移動可能であり、互いに交わる第 1 の面状のマーカ、第 2 の面状のマーカ、及び第 3 の面状のマーカを生成するマーカ生成機能と、

30

前記 3 次元 B モード画像データに基づく 3 次元 B モード画像と前記 3 次元カラードブラ画像データに基づく 3 次元カラードブラ画像に、前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカを重ねて表示装置に表示させる表示制御機能と、

を実行させ、

前記画像生成機能は、前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカによって区切られた領域のうち、予め設定された視点側の注目領域においては、前記 3 次元カラードブラ画像データのみを生成し、

前記表示制御機能は、前記注目領域においては、前記 3 次元カラードブラ画像のみを前記表示装置に表示させる超音波診断装置の制御プログラム。

40

【請求項 11】

前記第 1 の面状のマーカ、前記第 2 の面状のマーカ、及び前記第 3 の面状のマーカの交点を、ドラスキャンの対象となる部位の位置として設定する制御機能を更に実行させることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波を利用して、被検体内の流体の運動状態を、ドブラ効果を観察して診断する超音波診断装置に関する。

50

## 【背景技術】

## 【0002】

血流速を計測するために、ドプラスキャンが可能な超音波診断装置が用いられる。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。超音波診断装置では、パルスドプラ法（Pulse Wave：PWドプラ法）又は連続波ドプラ法（Continuous Wave：CWドプラ法）を実行して、血流情報の時間変化を観測する手法が一般的に実施されている。血流速を計測するためには、一般的にパルスドプラ法（Pulse Wave：PWドプラ法）が実行されている。

## 【0003】

パルスドプラ法を実行する場合、血流情報を取得する位置を示すサンプルマーカを、2次元画像のBモード断層像上やカラードプラ画像上に設定する必要がある。

## 【0004】

例えば、超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元超音波プローブを用いてBモードスキャンを行なうことでBモード断層像データが取得され、表示装置に2次元画像であるBモード断層像が表示される。また、Bモード断層像と同時にカラードプラ画像を表示する場合もある。そして、ドプラスキャンを行なう場合、Bモード断層像上に移動可能なサンプルマーカを表示させ、操作者がそのサンプルマーカによって血流情報を取得する位置を指定する。サンプルマーカによって所望の位置が指定されてドプラスキャンが実行されると、その指定された部分のドプラ情報（血流情報）が得られる。この血流情報の時間変化を表すドプラデータは、横軸が時間で縦軸が速度（周波数）となっており、通常、Bモード断層像と同時に表示装置に表示される。なお、サンプルマーカは、所定の幅を持っており、操作者によってその幅を変えることができる。パルスドプラ法においては、その幅を持つ観測点内の血流情報が取得される。

## 【0005】

一方、超音波振動子が2次元的に配置された2次元超音波プローブを用いることにより、被検体内を空間的にスキャン（以下、「ボリュームスキャン」と称する場合がある）して3次元的な生体情報を取得することが可能となってきている。この2次元超音波プローブを備えた超音波診断装置を用いてボリュームスキャンを行なうことにより、3次元空間内に立体的に存在する診断部位を表示することが可能となる。ボリュームスキャンを行なう場合も、血流情報を取得するためには、3次元画像を表示装置に表示するとともにサンプルマーカを表示して、そのサンプルマーカによって血流情報を取得したい位置を指定する必要がある（例えば特許文献1、特許文献2）。

## 【0006】

3次元空間上にサンプルマーカを設定する場合、例えば互いに直交する3つの断面の2次元画像を生成して表示装置に表示し、操作者は、3つの2次元画像に対して順番に視線を移動させて、3つの2次元画像上に対してサンプルマーカをそれぞれ指定することで、3次元空間上にサンプルマーカを設定することが可能となる。

## 【0007】

【特許文献1】特開2006-180998号公報

【特許文献2】特開2000-135217号公報

## 【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【0008】

2次元超音波プローブを用いることで3次元画像を取得することができるため、1次元超音波プローブを用いたときよりも、空間の奥行き情報が増える。その結果、ドプラ情報（血流情報）を取得するためには、表示装置の画面上で、3次元空間上にある1点を指定しなければならない。3つの断面の2次元画像を表示装置に表示した場合、各断面の画像上にサンプルマーカを設定する必要があるため、操作者にとっては、1次元超音波プローブを用いたときよりも操作が非常に複雑であり、簡単に所望の位置にサンプルマーカを設定することができなかつた。これにより、診断時間が長くなって検査効率が低下するとい

10

20

30

40

50

う問題があった。従って、操作者が3つの断面の画像それぞれを注目して、それぞれの画像にサンプルマーカを設定するのではなく、3次元画像のみに注目して簡便にサンプルマーカを設定することが可能な超音波診断装置が望まれていた。

【0009】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、3次元画像上において、血流情報を取得する位置を簡便に指定することが可能な超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

請求項1に記載の発明は、被検体内を超音波で走査するスキャン手段と、前記スキャン手段による走査によって取得されたデータに基づいて、前記被検体内の形態を表す3次元Bモード画像データと血流を表す3次元カラーDブラ画像データを生成する画像生成手段と、移動可能であり、互いに交わる第1の面状のマーカ、第2の面状のマーカ、及び第3の面状のマーカを生成するマーカ生成手段と、前記3次元Bモード画像データに基づく3次元Bモード画像と前記3次元カラーDブラ画像データに基づく3次元カラーDブラ画像に、前記第1の面状のマーカ、前記第2の面状のマーカ、及び前記第3の面状のマーカを重ねて表示手段に表示させる表示制御手段と、を備え、前記画像生成手段は、前記第1の面状のマーカ、前記第2の面状のマーカ、及び前記第3の面状のマーカによって区切られた領域のうち、予め設定された視点側の注目領域においては、前記3次元カラーDブラ画像データのみを生成し、前記表示制御手段は、前記注目領域においては、前記3次元カラーDブラ画像のみを前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項3に記載の発明は、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であって、前記スキャン手段は、前記第1の面状のマーカ、前記第2の面状のマーカ、及び前記第3の面状のマーカの交点の座標情報を前記マーカ生成手段から受けて、その交点に対応する部位に対してDプラスキャンを実行し、前記画像生成手段は、前記Dプラスキャンによって取得されたデータに基づいて、前記交点における血流情報を表すDブラデータを生成することを特徴とする。

また、請求項10に記載の発明は、コンピュータに、被検体内を超音波で走査することで取得されたデータに基づいて、前記被検体内の形態を表す3次元Bモード画像データと血流を表す3次元カラーDブラ画像データを生成する画像生成機能と、移動可能であり、互いに交わる第1の面状のマーカ、第2の面状のマーカ、及び第3の面状のマーカを生成するマーカ生成機能と、前記3次元Bモード画像データに基づく3次元Bモード画像と前記3次元カラーDブラ画像データに基づく3次元カラーDブラ画像に、前記第1の面状のマーカ、前記第2の面状のマーカ、及び前記第3の面状のマーカを重ねて表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させ、前記画像生成機能は、前記第1の面状のマーカ、前記第2の面状のマーカ、及び前記第3の面状のマーカによって区切られた領域のうち、予め設定された視点側の注目領域においては、前記3次元カラーDブラ画像データのみを生成し、前記表示制御機能は、前記注目領域においては、前記3次元カラーDブラ画像のみを前記表示装置に表示させる超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0011】

この発明によると、3つの面状のマーカによって区切られた領域であって視点側に存在する注目領域においては3次元カラーDブラ画像のみを表示するため、血流情報を取得したい部位をその領域に含ませれば、その部位の血流の状態を見やすく表示することができる。このように、血流情報を取得したい部位が見やすくなるため、簡便に、血流情報を取得する位置を指定することが可能となる。また、3つの面状のマーカの交点を、Dブラ情報を取得する位置（サンプルマーカの設定位置）とすることで、血流情報を取得したい位置を簡便に指定することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

10

20

30

40

50

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図1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の概略構成を示すブロック図である。

【0013】

この実施形態に係る超音波診断装置は、Bモード断層像を表示するBモード、超音波ビーム方向の反射源の時間的位置変化を運動曲線として表示するMモード、血流情報を表示するドプラモード(パルスドプラ(PW)又は連続波ドプラ(CW))、血流情報を表示するCFM(カラーフローマッピング)モードなどの既知のモードに応じて動作可能な装置である。

【0014】

この実施形態では、診断部位の1例としての心臓を撮影する場合について説明する。具体的には、心臓の弁における血液の逆流を観察する場合について説明する。

【0015】

超音波プローブ1は、複数の超音波振動子が2次元的に配置された2次元超音波プローブからなり、ポリウムスキャンを実行して3次元的な生体情報を取得する。また、超音波プローブ1には、走査方向に1列に配列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)に揺動させることで3次元空間の走査が可能な1次元超音波プローブを用いてもよい。

【0016】

送信部2は、超音波プローブ1に電気信号を供給して超音波を発生させる。送信部2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1の各超音波振動子に供給するようになっている。

【0017】

受信部3は、超音波プローブ1からの信号を受信する。受信部3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1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。

【0018】

なお、超音波プローブ1、送信部2、及び受信部3が、この発明の「スキャン手段」の1例に相当する。

【0019】

信号処理部4は、Bモード処理部41、CFM処理部42、及びドプラモード処理部43を備えている。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。

【0020】

Bモード処理部41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41は、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。

【0021】

CFM処理部42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、CFM処理部42は、位相検波回路、MTIフィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。このCFM処理部42は、組織

10

20

30

40

50

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（MTIフィルタ処理）が行われ、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。

【0022】

ドプラモード処理部43は、パルスドプラ法（PWドプラ法）又は連続波ドプラ法（CWドプラ法）により血流情報を生成する。例えば、パルスドプラ法によると、パルス波を用いているため、ある特定の深度のドプラ偏移周波数成分を検出することができる。このように距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の速度計測が可能となっている。ドプラモード処理部43は、受信部3から送られる信号に対して、所定の大きさを有するサンプルマーカー（血流観測点）内における受信信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらにFFT処理を施して、所定の大きさを有するサンプルマーカー（血流観測点）内の血流速度を表すドプラ周波数分布を生成する。

10

【0023】

画像生成部5は、3次元画像生成部51とドプラ波形生成部52を備えている。3次元画像生成部51は、走査線信号列で表される信号処理後のデータを、空間座標に基づいた座標系のデータに変換する（スキャンコンバージョン処理）。3次元画像生成部51は、Bモード処理部41から出力された信号処理後の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、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、3次元画像生成部51は、CFM処理部42から出力された信号処理後の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、カラードプラ画像データ（カラーフローマッピングデータ）を生成する。

20

【0024】

例えば、ポリウムスキャンが実行されてポリウムデータ（ボクセルデータ）が取得されると、3次元画像生成部51は、そのポリウムデータに対してポリウムレンダリングを施すことにより、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次元のカラードプラ画像データ（以下、「3次元カラードプラ画像データ」と称する）を生成する。また、3次元画像生成部51は、ポリウムデータに対してMPR処理（Multi Planar Reconstruction）を施すことにより、任意断面の画像データ（MPR画像データ）を生成することもできる。このような3次元Bモード画像データや、3次元カラードプラ画像データや、MPR画像データなどの超音波画像データは表示制御部6に出力される。

30

【0025】

ドプラ波形生成部52は、ドプラモード処理部43から出力された信号処理後のデータに基づいて血流速度情報などのドプラデータを生成する。

【0026】

表示制御部6は、3次元画像生成部51から3次元Bモード画像データや、3次元カラードプラ画像データや、MPR画像データなどの超音波画像データを受けて、3次元Bモード画像データに基づく3次元Bモード画像、3次元カラードプラ画像データに基づく3次元カラードプラ画像、MPR画像データに基づくMPR画像を表示部7に表示させる。例えば、表示制御部6は、3次元Bモード画像データと3次元カラードプラ画像データを受けると、3次元Bモード画像に3次元カラードプラ画像を重ねて表示部7に表示させる。また、表示制御部6は、ドプラ波形生成部52から血流情報などのドプラデータを受けると、3次元Bモード画像や3次元カラードプラ画像などと同時にそのドプラデータを表示部7に表示させる。

40

【0027】

図2に、3次元Bモード画像の表示例を示す。例えば図2に示すように、表示制御部6は、3次元Bモード画像20を表示部7に表示させ、さらに、その3次元Bモード画像20に重ねて、格子状の補助目盛21を表示部7に表示させる。この補助目盛21は、3次元Bモード画像20の全体を覆うように設定される。

【0028】

50

マーカ生成部 9 は、互いに交差する 3 つの面状のマーカを生成する。例えば、マーカ生成部 9 は、互いに直交する 3 つの面状のマーカを生成する。表示制御部 6 は、それら面状のマーカを 3 次元 B モード画像や 3 次元カラードラブラ画像に重ねて表示部 7 に表示させる。

#### 【 0 0 2 9 】

図 3 に、面状のマーカの表示例を示す。この実施形態では、X 軸（第 1 の軸）、Y 軸（第 2 の軸）、及び Z 軸（第 3 の軸）は、直交座標系を構成し、各軸は互いに直交しているものとする。面状のマーカの座標系と、3 次元 B モード画像及び 3 次元カラードラブラ画像の座標系は、一致しており、いずれの座標系も図 3 に示す X 軸、Y 軸、Z 軸で構成されている。例えば図 3 に示すように、マーカ生成部 9 は、X 軸に直交する面状のマーカ 2 2 X、Y 軸に直交する面状のマーカ 2 2 Y、及び Z 軸に直交する面状のマーカ 2 2 Z を生成し、表示制御部 6 は、それら 3 つの面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を 3 次元 B モード画像や 3 次元カラードラブラ画像に重ねて表示部 7 に表示させる。

10

#### 【 0 0 3 0 】

面状のマーカ 2 2 X は X 軸に沿って移動可能なマーカであり、面状のマーカ 2 2 Y は Y 軸に沿って移動可能なマーカであり、面状のマーカ 2 2 Z は Z 軸に沿って移動可能なマーカである。そして、操作者が操作部 8 を用いて面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の移動指示を与えると、マーカ生成部 9 は、その移動指示に従って表示位置を変えた新たな面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を生成し、表示制御部 6 は、それら新たな面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を 3 次元 B モード画像や 3 次元カラードラブラ画像に重ねて表示部 7 に表示させる。また、マーカ生成部 9 は、補助目盛 1 0 における最小目盛の間隔ごとに、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の移動を制限しても良い。

20

#### 【 0 0 3 1 】

また、マーカ生成部 9 は、初期設定として、3 次元 B モード画像を 8 等分に分割する位置に面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を生成しても良い。例えば、マーカ生成部 9 は、格子状の補助目盛 2 1 の全体を 8 等分する位置に、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を生成する。これにより、表示制御部 6 は、初期設定の位置として、補助目盛 2 1 を 8 等分する位置に面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を表示部 7 に表示させることになる。

#### 【 0 0 3 2 】

3 次元画像生成部 5 1 は、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の座標情報をマーカ生成部 9 から受けて、それら面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z で区切られている領域のうち、予め設定された視点側の領域 2 4 以外の領域における 3 次元 B モード画像データを生成する。この領域 2 4 が、この発明の「注目領域」の 1 例に相当する。さらに詳しく説明すると、3 次元画像生成部 5 1 は、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z で区切られている領域のうち、予め設定された視点に最も近い領域 2 4 以外の領域における 3 次元 B モード画像データを生成する。

30

#### 【 0 0 3 3 】

上記視点は、ボリュームレンダリングにおいて操作者によって指定される視点に相当する。従って、3 次元画像生成部 5 1 は、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z によって囲まれている領域のうち、ボリュームレンダリングにおいて指定された視点側の領域 2 4 以外の領域における 3 次元 B モード画像データを生成する。このとき、3 次元画像生成部 5 1 は、領域 2 4 においては、3 次元カラードラブラ画像データを生成する。そして、表示制御部 6 は、領域 2 4 以外の領域における 3 次元 B モード画像データに基づく 3 次元 B モード画像と、領域 2 4 における 3 次元カラードラブラ画像データに基づく 3 次元カラードラブラ画像を重ねて表示部 7 に表示させる。

40

#### 【 0 0 3 4 】

図 4 に、3 次元カラードラブラ画像の表示例を示す。3 次元画像生成部 5 1 によって領域 2 4 における 3 次元カラードラブラ画像データが生成されると、例えば図 4 に示すように、表示制御部 6 は、領域 2 4 における 3 次元カラードラブラ画像 2 3 を表示部 7 に表示させる

50

。このとき、3次元画像生成部51は、領域24以外の領域における3次元Bモード画像データを生成し、表示制御部6は、領域24以外の領域における3次元Bモード画像と領域24における3次元カラードブラ画像を重ねて表示部7に表示させる。

【0035】

例えば、心臓の弁における血液の逆流を観察したい場合、その逆流が発生している部位が領域24に含まれるように、操作者は、面状のマーカ22X、22Y、22Zの移動指示を与える。これにより、逆流が発生している部位が3次元カラードブラ画像23として表示部7に表示されることになる。

【0036】

なお、3次元画像生成部51は、領域24を含む全ての領域における3次元カラードブラ画像データを生成し、表示制御部6は全ての領域における3次元カラードブラ画像と領域24以外の領域における3次元Bモード画像を重ねて表示部7に表示させても良い。

10

【0037】

また、送信部2は、マーカ生成部9から領域24の座標情報を受けて、その領域24に対してのみ、カラーモードでのスキャンを実行し、CFM処理部42、3次元画像生成部51によって領域24における3次元カラードブラ画像データを生成してもよい。そして、表示制御部6は、領域24における3次元カラードブラ画像と、領域24以外の領域における3次元Bモード画像とを重ねて表示部7に表示させる。

【0038】

また、送信部2は、領域24を含む全領域に対してカラーモードでのスキャンを実行し、3次元画像生成部51は、そのスキャンによって取得されたデータから、領域24における3次元カラードブラ画像データを抽出し、表示制御部6は、抽出された3次元カラードブラ画像データに基づく3次元カラードブラ画像を表示部7に表示させてもよい。例えば、心臓の弁における血液の逆流を観察する場合、その逆流の速度、逆流が発生する時相を予め決めておき、3次元画像生成部51は、スキャンで得られたデータから、その速度や時相に基づいて、血流の逆流を表す3次元カラードブラ画像データを抽出する。そして、表示制御部6は、領域24における3次元カラードブラ画像と、領域24以外の領域における3次元Bモード画像とを重ねて表示部7に表示させる。

20

【0039】

さらに、3次元画像生成部51は、領域24以外の領域においても、3次元Bモード画像データを生成せず、領域24を囲む面に沿ったBモード断層像データを生成し、表示制御部6はそのBモード断層像データに基づくBモード断層像を表示部7に表示させても良い。

30

【0040】

また、3次元画像生成部51は、操作部8からの回転指示に従って、レンジリングにおける視線方向を変えた3次元Bモード画像データや3次元カラードブラ画像データを生成し、表示制御部6は、3次元Bモード画像や3次元カラードブラ画像を表示部7に表示させる。図5に、3次元画像の回転の1例を示す。例えば図5に示すように、3次元画像の回転中心を、面状のマーカ22X、22Y、22Zの交点とすることで、操作者には、その回転の様子などが把握しやすくなる。

40

【0041】

面状のマーカ22X、22Y、22Zの交点は、図示しない制御部によって、サンプルマーカの位置として設定される。操作者によってドラスキャン実行の指示が与えられると、送信部2は、その制御部からの指示に従い、マーカ生成部9から面状のマーカ22X、22Y、22Zの交点の座標情報を受けて、その座標に対応する部位に対してパルスドブラ法によるドラスキャンを実行する。そして、ドブラモード処理部43は、そのドラスキャンによって取得された受信信号に基づいて、血流情報を表すドブラ周波数分布を生成し、ドブラ波形生成部52は、そのドブラ周波数分布に基づいて、血流速度の時間変化を表すドブラデータを生成する。表示制御部6は、ドブラ波形生成部52からドブラデータを受けると、そのドブラデータを表示部7に表示させる。このとき、表示制御部6は

50

、3次元Bモード画像や3次元カラー Doppler 画像とともに Doppler データを表示部 7 に表示させても良い。

【0042】

例えば、弁における血液の逆流を観察する場合、その逆流が発生している部位が領域 2 4 に含まれるように、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を移動させ、逆流が発生している部位を、領域 2 4 における 3 次元カラー Doppler 画像 2 3 として表示させる。さらに、血液の逆流が発生している場合は、通常、逆流の噴出し口にサンプルマーカを設定して、その噴出し口の Doppler データを取得するため、血液の逆流を表す 3 次元カラー Doppler 画像 2 3 を観察しながら、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の交点を、その噴出し口に合わせる。これにより、噴出し口にサンプルマーカが設定されたことになり、その噴出し口の Doppler データが取得される。

10

【0043】

以上のように、この実施形態によると、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z によって囲まれた領域のうち視線側に存在する領域 2 4 においては、3次元Bモード画像は表示されず、3次元カラー Doppler 画像 2 3 のみが表示されるため、血流情報を取得したい部位がその領域 2 4 に含まれるように、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を移動させることで、その部位の血流の状態を見やすく表示することが可能となる。そして、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の交点をサンプルマーカの設定位置とすることで、操作者は面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の移動指示を与えて、その交点によって血流情報を取得したい位置を指定すれば良いため、血流情報を取得したい位置を簡単に指定することが可能となる。

20

【0044】

操作部 8 は、キーボード、マウス、トラックボール、又は TCS (Touch Command Screen) など構成され、操作者の操作によってボリュームデータに対して投影光線の投影方向(視線方向)や関心領域(ROI)の設定などが行われる。

【0045】

また、操作部 8 には、面状のマーカ 2 2 X を X 軸のみに沿って移動させ、面状のマーカ 2 2 Y を Y 軸のみに沿って移動させ、面状のマーカ 2 2 Z を Z 軸のみに沿って移動させるためのユーザインターフェースを備えている。このユーザインターフェースの概略構成を図 6 に示す。図 6 は、ユーザインターフェースの 1 例を示す上面図である。

30

【0046】

ユーザインターフェース 9 1 は、つまみ 9 1 X、9 1 Y、9 1 Z を備えて構成されている。つまみ 9 1 X、9 1 Y、9 1 Z は、それぞれ 120 度の間隔をあけて配置され、中心部 9 1 a を中心として放射方向に一直線状に移動可能となっている。つまみ 9 1 X は、面状のマーカ 2 2 X を X 軸に沿って移動させるためのインターフェースであり、つまみ 9 1 Y は、面状のマーカ 2 2 Y を Y 軸に沿って移動させるためのインターフェースであり、つまみ 9 1 Z は、面状のマーカ 2 2 Z を Z 軸に沿って移動させるためのインターフェースである。例えば、操作者はつまみ 9 1 X を直線状に移動させると、マーカ生成部 9 は、そのつまみ 9 1 X の移動量に従って、その移動量に応じた表示位置に新たな面状のマーカ 2 2 X を生成し、表示制御部 6 はその新たな面状のマーカ 2 2 X を表示部 7 に表示させる。このように、マーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z は、一直線状に移動可能なつまみ 9 1 X、9 1 Y、9 1 Z によって移動させることができる。つまみ 9 1 X、9 1 Y、9 1 Z は、一直線状にのみ移動可能であり、トラックボール等と比べて移動の自由度が少ないため、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を所望の位置に移動させやすいという効果がある。

40

【0047】

また、Doppler 検査の場合、超音波の送受信方向と血流方向とがなす角度に基づいて、血流情報を補正する必要がある。2次元の断層像を表示して、その断層像上でサンプルマーカを設定して血流情報を取得する場合、角度補正のためのアングルマーカを操作者が操作して血流方向と平行にすることで、血流方向と超音波の送受信方向とがなす角度を求め、血流情報を補正する。このように、2次元の断層像を対象としてアングルマーカを設定す

50

る場合は、断層像が平面であるため、アングルマーカの設定作業は容易であるが、3次元のカラー Doppler 画像上では、奥行きもあるため、その設定を行うことは困難である。

【0048】

そこで、この実施形態では、補正角度算出部10を設けて、3次元カラー Doppler 画像に表される血流の向きと超音波の送受信方向とがなす角度を求めようとした。補正角度算出部10は、3次元カラー Doppler 画像に表される血流の向きと超音波の送受信方向との間の角度を求める。この角度は、血流情報の角度補正に用いられる。角度を求めるための操作、処理について、図7を参照して説明する。図7は、血流情報の角度補正に用いられる角度を求めるための操作、処理を説明するための図である。

【0049】

10

図7(a)、(b)において、点Aは超音波の発信源(超音波振動子)を示している。例えば、図7(a)に示すように、3次元カラー Doppler 画像23に表される血流がZ軸に対して斜めに表示されている場合、操作者は、図7(b)に示すように、3次元カラー Doppler 画像23に表される血流の向きがZ軸と一致するように、回転指示を与える。X軸、Y軸、Z軸は表示部7に表示されているため、操作者は表示部7に表示されているZ軸と3次元カラー Doppler 画像23を観察しながら、3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流の向きをZ軸に合わせれば良いため、簡便に、3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流をZ軸に合わせることが可能となる。

【0050】

20

3次元画像生成部51は、その回転指示を受けると、レンダリングにおける視線方向を変えて、3次元Bモード画像に表される血流の向きがZ軸と一致する新たな3次元カラー Doppler 画像データを生成し、表示制御部6は、その新たな3次元カラー Doppler 画像データに基づく3次元カラー Doppler 画像を表示部7に表示させる。これにより、図7(b)に示すように、3次元カラー Doppler 画像23に表される血流の向きと、Z軸の向きが一致することになる。

【0051】

30

また、3次元カラー Doppler 画像23に対する超音波の送受信方向25は固定されており、この回転操作によって、その回転分、Z軸に対する超音波の送受信方向25の向きが変わる。補正角度算出部10は、操作者の回転指示によって与えられた回転角度の情報を操作部8から受けると、回転前における超音波の送受信方向25とZ軸の間の角度と、その回転角度とに基づいて、回転後における超音波の送受信方向25とZ軸の間の角度を求める。Z軸と3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流の向きは一致しているため、Z軸と超音波の送受信方向25の間の角度は、3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流の向きと超音波の送受信方向25の間の角度と等しくなる。この操作と処理によって、3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流の向きと超音波の送受信方向25とがなす角度が求められたことになる。

【0052】

Doppler 波形生成部52は、3次元カラー Doppler 画像23と超音波の送受信方向25との間の角度を用いて血流速度を補正し、角度補正された Doppler データを生成する。

【0053】

40

以上のように、この実施形態によると、従来のようにアングルマーカを操作せずに、3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流の向きをZ軸に一致させることで、簡便に、3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流の向きと超音波の送受信方向25とがなす角度を求めることが可能となる。また、Z軸が表示部7に表示されている状態で3次元カラー Doppler 画像23に表されている血流の向きをZ軸に一致させることで、視覚的にも分かりやすく、設定しやすいという効果がある。なお、この実施形態では、Z軸を基準の軸とし、そのZ軸に3次元カラー Doppler 画像に表されている血流の向きを合わせて3次元カラー Doppler 画像に表されている血流と超音波の送受信方向とがなす角度を求めるようにしても良い。

【0054】

50

また、血流方向と超音波の送受信方向との間の角度が大きくなるほど、血流の流速値の誤差が大きくなる。そこで、角度の大きさが、予め設定された所定角度以上になった場合に、アラームなどの警告を発するようにしても良い。例えば、補正角度算出部10が、予め設定された所定角度と角度を比較し、角度が所定角度以上になった場合は、表示制御部6に警告表示の指示を出力する。表示制御部6は、その指示に従って、表示部7に警告を表示させる。また、警告の指示に従って、警告音を発生するスピーカーなどを設けても良い。この所定角度は60度、又は70度である。従って、所定角度として、予め60度又は70度を設定しておき、角度が60度以上又は70度以上になった場合に、警告を表示したり、警告音を発生したりする。この警告によって、操作者は、現在取得されている血流情報の誤差が大きいことを認識することが可能となる。

10

**【0055】**

また、超音波診断装置には制御部（図示しない）が設けられている。制御部は超音波診断装置の各部に接続されて、各部の制御を行う。この実施形態では、制御部は、面状のマーカ22X、22Y、22Zの交点を、ドブラ情報を取得する位置（サンプルマーカ）として設定する。そして、操作者が操作部8を用いてドプラスキャンの実行指示を与えると、制御部はその実行指示に従って、その位置に対するドプラスキャンを送信部2に実行させる。

**【0056】**

なお、3次元画像生成部51、ドブラ波形生成部52、表示制御部6、マーカ生成部9、及び補正角度算出部10による各処理は、ハードウェアで実現しても良く、ソフトウェアで実現しても良い。例えば、3次元画像生成部51、ドブラ波形生成部52、表示制御部6、マーカ生成部9、及び補正角度算出部10を、CPUと、ROM、RAM、HDDなどの記憶装置とで構成する。記憶装置に、3次元画像生成部51の機能を実現するための3次元画像生成プログラム、ドブラ波形生成部52の機能を実現するためのドブラ波形生成プログラム、マーカ生成部9の機能を実現するためのマーカ生成プログラム、表示制御部6の機能を実現するための表示制御プログラム、及び、補正角度算出部10の機能を実現するための補正角度算出プログラムを記憶させておく。そして、CPUが記憶装置に記憶されている3次元画像生成プログラムを実行することで3次元画像生成部51の機能を実現し、ドブラ波形生成プログラムを実行することでドブラ波形生成部52の機能を実現し、マーカ生成プログラムを実行することでマーカ生成部9の機能を実現し、表示制御プログラムを実行することで表示制御部6の機能を実現し、補正角度算出プログラムを実行することで補正角度算出部10の機能を実現するようにしても良い。

20

30

**【0057】**

（動作）

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図8を参照して説明する。図8は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。この実施形態では、心臓の弁における血液の逆流を観察する場合について説明する。

**【0058】**

（ステップS01）

まず、超音波プローブ1を用いて被検体内の断層像を取得して、診断部位の位置を確認した後、操作者が操作部8を用いて3次元Bモード画像の取得指示を与えると、超音波プローブ1、送信部2、及び受信部3によって、診断部位としての心臓を超音波で走査し、Bモード処理部41と3次元画像生成部51によって、3次元Bモード画像データを生成する。そして、表示制御部6は、3次元Bモード画像データに基づく3次元Bモード画像を表示部7に表示させる。さらに、操作者が操作部8を用いて3次元カラードブラ画像の取得指示を与えると、超音波プローブ1、送信部2、及び受信部3によって、心臓を超音波で走査し、CFM処理部42と3次元画像生成部51によって、3次元カラードブラ画像データを生成する。そして、表示制御部6は、3次元Bモード画像と、3次元カラードブラ画像データに基づく3次元カラードブラ画像を重ねて表示部7に表示させる。

40

50

## 【 0 0 5 9 】

## (ステップ S 0 2)

そして、操作者が操作部 8 を用いてドブラスキャンの開始指示を与えると、マーカ生成部 9 は面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を生成し、表示制御部 6 は、図 3 に示すように、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を 3 次元 B モード画像と 3 次元カラー Doppler 画像に重ねて表示部 7 に表示させる。このとき、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z は、初期設定の位置に表示される。

## 【 0 0 6 0 】

## (ステップ S 0 3)

3 次元画像生成部 5 1 は、マーカ生成部 9 から面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の座標情報を受けると、それら面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z で区切られている領域のうち、予め設定された視点に最も近い領域 2 4 以外の領域における 3 次元 B モード画像データを生成する。また、3 次元画像生成部 5 1 は、領域 2 4 においては、3 次元カラー Doppler 画像データを生成する。そして、表示制御部 6 は、領域 2 4 以外の領域における 3 次元 B モード画像データに基づく 3 次元 B モード画像と、領域 2 4 における 3 次元カラー Doppler 画像データに基づく 3 次元カラー Doppler 画像を重ねて表示部 7 に表示させる。例えば、図 4 に示すように、表示制御部 6 は、領域 2 4 における 3 次元カラー Doppler 画像 2 3 を表示させる。

10

## 【 0 0 6 1 】

## (ステップ S 0 4)

操作者は、表示部 7 に表示されている 3 次元カラー Doppler 画像 2 3 と、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を観察しながら、観察したい部位が領域 2 4 に含まれるように、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の移動指示を操作部 8 によって行う。マーカ生成部 9 は、その移動指示に従って移動させた新たな面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を生成し、表示制御部 6 は、その新たな面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を表示部 7 に表示させる。例えば、心臓の弁における血液の逆流を観察したい場合、その逆流が発生している部位が領域 2 4 に含まれるように、操作者は、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の移動指示を与える。これにより、逆流が発生している部位が 3 次元カラー Doppler 画像 2 3 として表示部 7 に表示されることになる。例えば、操作者は、図 6 に示すユーザインターフェイス 9 1 を用いて、面状マーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の移動指示を与える。

20

30

## 【 0 0 6 2 】

## (ステップ S 0 5)

そして、3 次元画像生成部 5 1 は、マーカ生成部 9 から新たな面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の座標情報を受けて、新たな領域 2 4 以外の領域における 3 次元 B モード画像データと、領域 2 4 の 3 次元カラー Doppler 画像データを生成する。表示制御部 6 は、新たな 3 次元 B モード画像データに基づく 3 次元 B モード画像と、新たな 3 次元カラー Doppler 画像データに基づく 3 次元カラー Doppler 画像を重ねて表示部 7 に表示させる。

## 【 0 0 6 3 】

例えば、血液の逆流が発生している場合、通常、逆流の噴出し口にサンプルマーカを設定し、その噴出し口の Doppler データを取得する。この実施形態では、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の交点がサンプルマーカとして設定されるため、その交点が逆流の噴出し口に一致するように、操作者は面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の移動指示を与える。このように、逆流が発生している部位が領域 2 4 に含まれるように面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z を移動させ、さらに、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の交点を弁の噴出し口付近に移動させることで、領域 2 4 における 3 次元カラー Doppler 画像 2 3 には弁の噴出し口近傍からの画像が表示されることになる。そして、血液が逆流している部位が 3 次元カラー Doppler 画像 2 3 で認識しやすくなったなら、3 次元画像の位置設定は完了したことになる。

40

## 【 0 0 6 4 】

以上のように、3 次元 B モード画像で全体像を観察し、領域 2 4 における 3 次元カラー

50

ドブラ画像 2 3 で逆流が発生している部位を観察しながら、同時に、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の交点にてサンプルマーカを設定することが可能となるため、検査のスループットを向上させることが可能となる。

【0065】

(ステップ S 0 6)

以上のように、面状のマーカ 2 2 X、2 2 Y、2 2 Z の交点によってサンプルマーカ的位置が設定されると、その交点の座標情報がマーカ生成部 9 から送信部 2 に出力される。送信部 2 は、その交点の座標に対応する部位に対してドブラスキャンを実行する。そして、ドブラモード処理部 4 3 とドブラ波形生成部 5 2 によって、血流速度を表すドブラデータを生成する。そして、表示制御部 6 は、ドブラデータを表示部 7 に表示させる。

10

【0066】

(ステップ S 0 7)

また、血流情報の角度補正を行うために、操作者は操作部 8 を用いて、3次元カラードブラ画像 2 3 の回転指示を与える。3次元画像生成部 5 1 は、その回転指示を受けると、視線方向を変えた新たな3次元カラードブラ画像データを生成し、表示制御部 6 は、その新たな3次元カラードブラ画像データに基づく3次元カラードブラ画像を表示部 7 に表示させる。例えば、図 7 ( a ) に示すように、3次元カラードブラ画像 2 3 に表される血流が Z 軸に対して斜めに表示されている場合、操作者は、図 7 ( b ) に示すように、3次元カラードブラ画像 2 3 に表される血流の向きが Z 軸に一致するように、回転指示を与える。

20

【0067】

(ステップ S 0 8)

補正角度算出部 1 0 は、操作者の回転指示によって与えられた回転角度の情報を受けると、回転前における超音波の送受信方向 2 5 と Z 軸の間の角度と、その回転角度とに基づいて、回転後における超音波の送受信方向 2 5 と Z 軸の間の角度を求める。Z 軸と3次元カラードブラ画像 2 3 に表されている血流の向きは一致しているため、Z 軸と超音波の送受信方向 2 5 の間の角度は、3次元カラードブラ画像 2 3 に表されている血流の向きと超音波の送受信方向 2 5 とがなす角度 と等しくなる。

【0068】

(ステップ S 0 9)

ドブラ波形生成部 5 2 は、補正角度算出部 1 0 から3次元カラードブラ画像 2 3 に表されている血流と超音波の送受信方向 2 5 とがなす角度 の情報を受けると、その角度 を用いて、血流情報(血流の速度値)を補正し、角度補正がなされたドブラデータを生成する。表示制御部 6 は、その角度補正がなされたドブラデータを表示部 7 に表示させる。

30

【0069】

また、補正角度算出部 1 0 は、角度 が所定角度(60度又は70度)以上になった場合に、警告の指示を表示制御部 6 に出力し、表示制御部 6 は、血流方向の角度が所定角度以上になったことを表示部 7 に表示させても良い。また、角度 が所定角度以上になった場合、スピーカーなどによって警告音を発生するようにしても良い。

【0070】

以上の処理によって、弁の噴出し口におけるドブラ情報を取得して、血流速度などを観測することが可能となる。そして、そのドブラ情報に基づいて計測などを行って、一連のルーチン検査が終了する。

40

【図面の簡単な説明】

【0071】

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

【図 2】3次元 B モード画像の表示例を示す図である。

【図 3】面状のマーカの表示例を示す図である。

【図 4】3次元カラードブラ画像の表示例を示す図である。

【図 5】3次元画像の回転の 1 例を示す図である。

50

【図6】ユーザインターフェースの1例を示す上面図である。

【図7】血流情報の角度補正に用いられる角度を求めるための操作、処理を説明するための図である。

【図8】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【符号の説明】

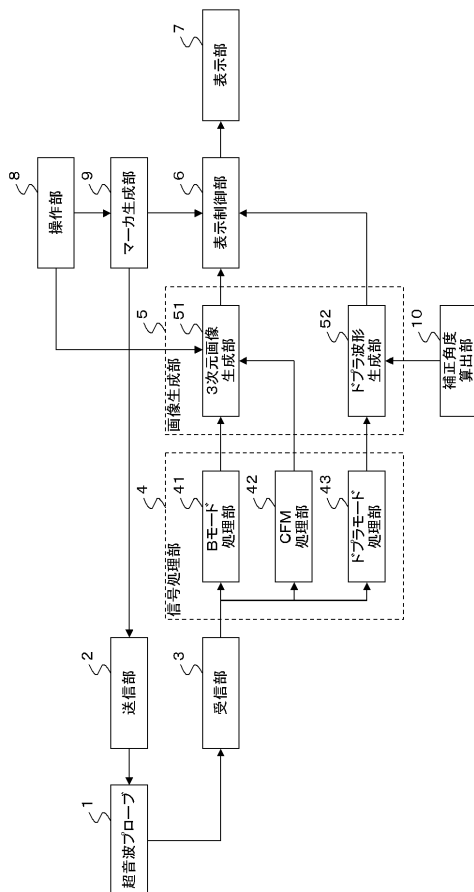
【0072】

- 1 超音波プローブ
- 2 送信部
- 3 受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像生成部
- 6 表示制御部
- 7 表示部
- 8 操作部
- 9 マーカ生成部
- 10 補正角度算出部
- 41 Bモード処理部
- 42 CFM処理部
- 43 ドプラモード処理部
- 51 3次元画像生成部
- 52 ドプラ波形生成部

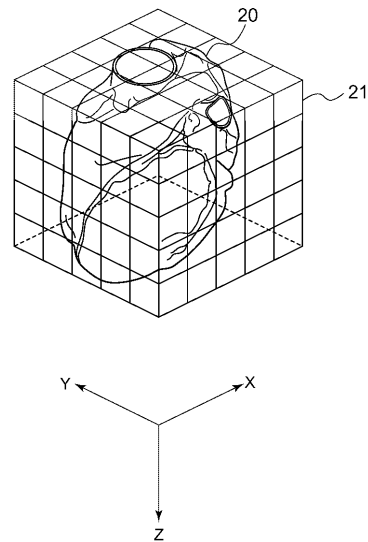
10

20

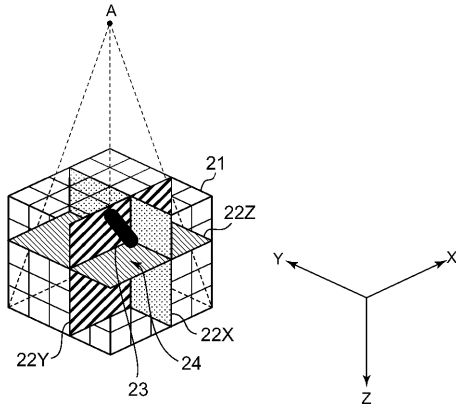
【図1】



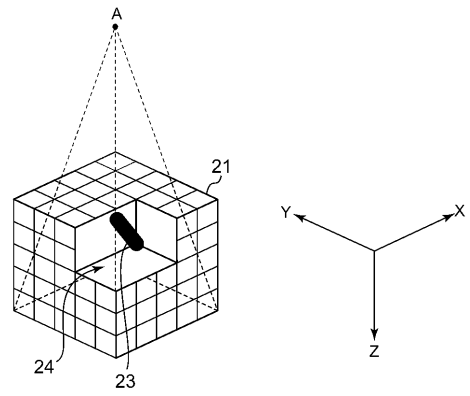
【図2】



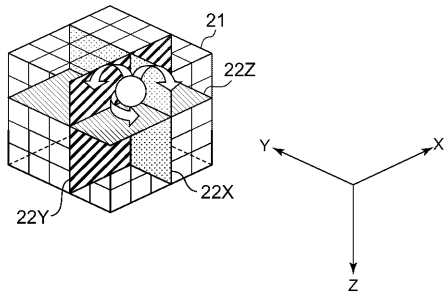
【 図 3 】



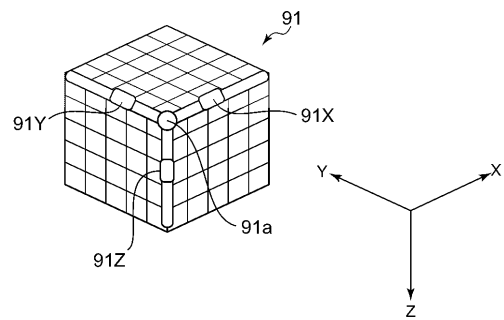
【 図 4 】



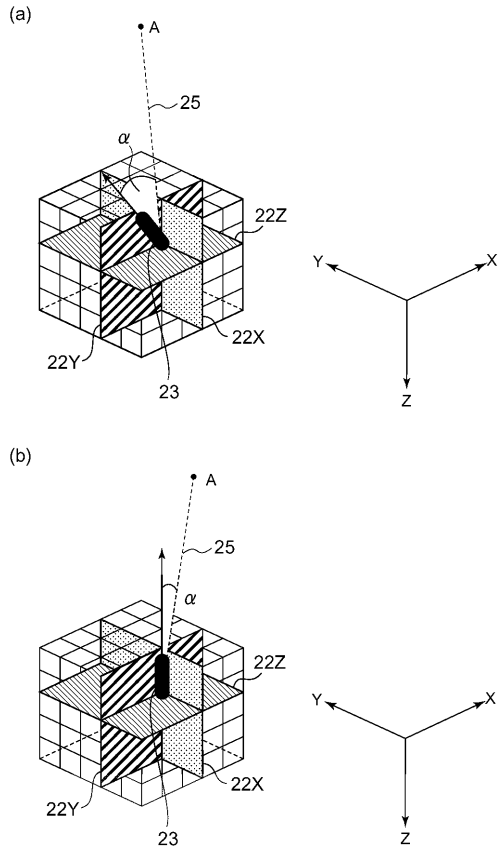
【 図 5 】



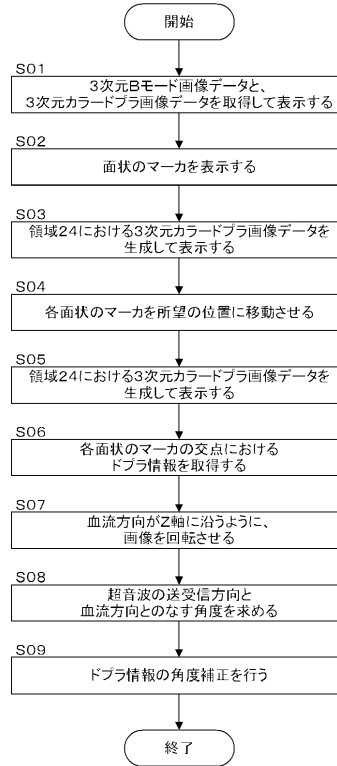
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 坂口 文康  
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 掛江 明弘  
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 鷺見 篤司  
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 中屋 重光  
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
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE04 EE11 GB06 JB54 JC21 JC25 JC33 JC37  
KK12 KK19 KK21 KK24 KK31 KK43 KK44 KK45

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008178515A</a>	公开(公告)日	2008-08-07
申请号	JP2007013712	申请日	2007-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫 瀧口宗基 坂口文康 掛江明弘 鷲見篤司 中屋重光		
发明人	滝本 雅夫 瀧口 宗基 坂口 文康 掛江 明弘 鷲見 篤司 中屋 重光		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/483 A61B2562/0242		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JB54 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/KK45		
其他公开文献	JP5022716B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，能够容易地指定在三维图像上获取血流信息的位置。显示控制单元6使显示单元7以重叠方式显示三维B模式图像和三维彩色多普勒图像。标记生成单元9生成彼此正交的三个平面标记，并且显示控制单元6使显示单元7显示叠加在三维B模式图像等上的三个平面标记。图像生成单元51在由三个平面标记划分的区域中除了存在于视点侧的区域之外的区域中生成三维B模式图像数据，并且三维彩色多普勒图像数据是它还生成存在于视点侧的区域。在存在于视点侧的区域中，仅在显示单元7上显示三维彩色多普勒图像。将三个平面标记的交叉点设置为样本标记，并获取交叉点的多普勒数据。 [选图]图1

