

(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2007-319203

(P2007-319203A)

(43) 公開日 平成19年12月13日(2007. 12. 13)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2006-149621 (P2006-149621)
(22) 出願日 平成18年5月30日(2006. 5. 30)(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 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
(74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
(74) 代理人 100122253
弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

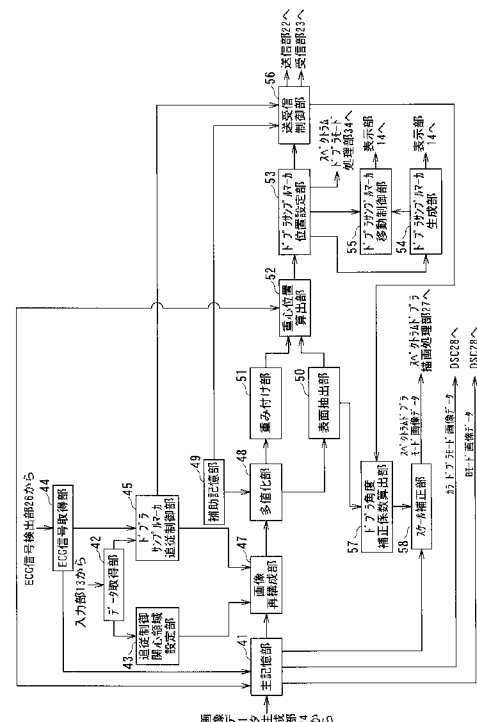
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその制御処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】スペクトラムドブラのサンプルマーカを所望の血管の3次元的な移動に合わせて簡便に、かつ、正確に追従させることができる。

【解決手段】本発明の超音波診断装置においては、画像再構成部47は、血流速度のボリュームデータを読み出し、多値化部48は血流速度に関する基準値に基づいて血流速度のボリュームデータを多値化し、表面抽出部50は多値化ボリュームデータに基づいて血流の表面を抽出し、重み付け部51は血流表面により形成される血流空間の重心位置を算出する際の重み付けを行い、重心位置算出部52は血流空間の重心位置を算出し、ドブラサンプルマーカ位置設定部53はドブラサンプルマーカの位置を血流空間の重心位置に設定し、ドブラサンプルマーカ移動制御部55はドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいてドブラサンプルマーカの移動を制御する。

【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し、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、前記被検体内の流体に関するボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、

前記ボリュームデータを用いて生成された前記被検体内の流体に関する画像データに基づく画像を表示する表示手段と、

前記被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置を算出する位置算出手段と、

前記被検体内の流体の観測位置に対応する、前記被検体内の流体に関する画像データに基づく画像に重畳表示されるサンプルマーカの位置を、前記位置算出手段により算出された前記所定の位置に設定するサンプルマーカ位置設定手段と、 10

前記サンプルマーカ位置設定手段により設定されたサンプルマーカ位置設定データに基づいて、前記サンプルマーカの位置の移動を制御するサンプルマーカ移動制御手段と、

前記サンプルマーカ移動制御手段により移動が制御された前記サンプルマーカの位置で超音波を送受信するように制御する送受信制御手段と、

前記送受信制御手段により制御された超音波の送受信による受信信号から、前記サンプルマーカ位置設定データに基づいて、設定された前記サンプルマーカの位置に対応する前記被検体内の流体の観測位置におけるドブラ信号を検出し、検出された前記ドブラ信号に所定の演算を施すことによりスペクトラム画像データを生成するスペクトラム画像データ生成手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 2】

前記表示手段は、前記スペクトラム画像データに基づくスペクトラム画像をさらに表示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】

前記位置算出手段により算出される前記所定の位置は、前記被検体の流体の表面により形成される流体空間における重心であ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】

前記ボリュームデータを多値化する多値化手段と、 30

前記多値化手段による前記ボリュームデータの多値化データに基づいて、前記被検体内の流体の表面を抽出する表面抽出手段とをさらに備え、

前記位置算出手段は、前記表面抽出手段により抽出された前記被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置を算出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】

前記表面抽出手段により抽出された前記被検体の流体の表面により形成される流体空間の形状と、表面抽出処理によりすでに抽出された流体空間の形状との相互相関係数を算出し、算出された相互相関係数に基づいて流体空間の形状がほぼ同一であるか否かを判定する流体空間形状判定手段をさらに備え、 40

前記位置算出手段は、前記流体空間形状判定手段により流体空間の形状がほぼ同一であると判定された流体空間における所定の位置を算出することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記多値化手段による前記ボリュームデータの多値化データに基づいて、前記位置算出手段により前記所定の位置を算出する際の重み付けを行う重み付け手段をさらに備え、

前記位置算出手段は、前記重み付け手段による重み付け結果を用いて、前記被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置を算出することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記多値化手段は、前記被検体内の流体に関する前記ボリュームデータのうち、速度情報または信号強度の前記ボリュームデータを多値化することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記被検体の流体の表面により形成される流体空間における長手方向と超音波のビーム方向が成す角度を用いて、角度補正係数を算出する補正係数算出手段と、

前記スペクトラム画像データに前記角度補正係数を乗じて、前記スペクトラム画像データのスケールを補正するスケール補正手段とをさらに備え、

前記表示手段は、前記スケール補正手段によりスケール補正された前記スペクトラム画像データに基づくスペクトラム画像をさらに表示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。

10

【請求項 9】

前記サンプルマーカの追従制御処理を実行する関心領域に関するデータを取得するデータ取得手段と、

前記データ取得手段により取得された前記関心領域に関するデータに基づいて、前記サンプルマーカの追従制御処理を実行する関心領域を設定する関心領域設定手段と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 10】

前記被検体から ECG 信号を検出する検出手段と、

前記 ECG 信号に基づいて、前記被検体の心拍の時期に合わせて、サンプルマーカ追従制御処理を一心拍に所定の回数繰り返すように制御するサンプルマーカ追従制御手段と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。

20

【請求項 11】

複数のサンプルマーカ位置設定データに基づいて統計演算を施す統計演算手段と、

前記統計演算手段による前記統計演算結果に基づいて、前記サンプルマーカの幅を所定の幅に設定するサンプルマーカ幅設定手段とをさらに備え、

前記サンプルマーカ位置設定手段は、前記統計演算手段による前記統計演算結果に基づいて、前記サンプルマーカの位置を設定し、

前記サンプルマーカ移動制御手段は、前記サンプルマーカ位置設定手段により設定されたサンプルマーカ位置設定データに基づいて、前記サンプルマーカ幅設定手段により設定された前記所定の幅をもつ前記サンプルマーカの位置の移動を制御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。

30

【請求項 12】

前記送受信制御手段は、前記統計演算手段による前記統計演算結果に基づいて、超音波の送受信条件を制御することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、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、前記被検体内の流体に関するボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、

前記ボリュームデータを用いて生成された前記被検体内の流体に関する画像データに基づく画像を表示する表示ステップと、

40

前記被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置を算出する位置算出ステップと、

前記被検体内の流体の観測位置に対応する、前記被検体内の流体に関する画像データに基づく画像に重畳表示されるサンプルマーカの位置を、前記位置算出ステップの処理により算出された前記所定の位置に設定するサンプルマーカ位置設定ステップと、

前記サンプルマーカ位置設定ステップの処理により設定されたサンプルマーカ位置設定データに基づいて、前記サンプルマーカの位置の移動を制御するサンプルマーカ移動制御ステップと、

前記サンプルマーカ移動制御ステップの処理により移動が制御された前記サンプルマー

50

力の位置で超音波を送受信するように制御する送受信制御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、スペクトラムドブラのサンプルマーカを血管の移動に合わせて追従させ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】

【0002】

近年、超音波ドブラ法と超音波パルス反射法などを併用して、断層画像（Ｂモード断層画像）と血流情報をリアルタイムで表示することが可能な超音波診断装置が提案されている。

【0003】

超音波パルス反射法と併用される超音波ドブラ法には、大きく分けると、血流の速度に対応するドブラ周波数の時間的变化を表示するスペクトラムドブラ法と、血流の速度や分散などの情報をカラーで表示するカラードブラ法の２つがある。

【0004】

スペクトラムドブラ法を用いて血管内の血流情報などを観察する場合、所望の血管の血流情報を観察するために、所望の血管の移動に合わせて、所定の位置の血流情報を検出するためのサンプルマーカを追従させる必要がある。そのため、従来から、サンプルマーカの追従方法の１つとして、サンプルマーカの位置が観察を所望する血管の移動位置に合うように、医者や技師など（以下、「オペレータ」という。）が手動でサンプルマーカの位置の調整を行っていた。

【0005】

しかし、オペレータによる手動追従方法を用いて例えば心臓の近傍に存在する冠状動脈（血管）を観察する場合、冠状動脈は心臓の拍動に伴って比較的大きく移動するため、オペレータは、冠状動脈（血管）の移動に合わせてサンプルマーカの位置を調整し、サンプルマーカを冠状動脈（血管）に追従させることが難しいという問題があった。

【0006】

また、血管の位置は、患者（以下、「被検体」という。）の呼吸や体動などによっても移動するため、オペレータは、頻繁にサンプルマーカの位置の調整を行わなければならない、調整の操作が煩わしいという問題があった。

【0007】

そこで、サンプルマーカを観察位置に自動追従させ、オペレータの操作上の負担を軽減し、診断時間の短縮を図ることが可能な超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献１参照）。

【0008】

特許文献１に提案されている超音波診断装置によれば、２次元の断層内のカラードブラの血流情報を用いてサンプルマーカを自動的に追従させ、血管が移動しても観察を所望する血管の血流情報を取得することができる。

【0009】

また、サンプルマーカの自動追従に加え、血流の方向を自動的に検出し、検出された血流の方向に基づいてドブラ角度を算出し、超音波ビームと血流の方向の不一致による誤差を最小に抑えることが可能な超音波診断装置も提案されている（例えば、特許文献２参照）。

【0010】

特許文献２に提案されている超音波診断装置によれば、血流速度の測定精度を向上させることができる。

【特許文献１】特開平６－２１７９７５号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特表2003-523250号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、特許文献1および2に提案されている超音波診断装置では、1次元にアレイ配列された複数の超音波振動子を用いた2次元の断層面内での自動追従であるため、2次元の断層面内の血管の移動に対しては追従可能であるが、被検体内の血管は断層面に対する奥行き方向も含めて3次元的に移動するため、観察を所望する血管が断層面に対して奥行き方向に移動した場合には、血管の移動に合わせてサンプルマーカを追従させることが困難であるという課題があった。

10

【0012】

特に、被検体に薬剤を投与した後に診断を行う場合、被検体内の血管は断層面に対する奥行き方向も含めて3次元的に通常時よりも大きく移動するため、観察を所望する血管の移動に合わせてサンプルマーカを追従させることがより困難となってしまう。

【0013】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたものであり、スペクトラムドプラのサンプルマーカを所望の血管の3次元的な移動に合わせて簡便に、かつ、正確に追従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】

20

【0014】

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し、被検体から反射された反射波を受信する超音波振動子によって変換された受信信号に基づいて、被検体内の流体に関するボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、ボリュームデータを用いて生成された被検体内の流体に関する画像データに基づく画像を表示する表示手段と、被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置を算出する位置算出手段と、被検体内の流体の観測位置に対応する、被検体内の流体に関する画像データに基づく画像に重畳表示されるサンプルマーカの位置を、位置算出手段により算出された所定の位置に設定するサンプルマーカ位置設定手段と、サンプルマーカ位置設定手段により設定されたサンプルマーカ位置設定データに基づいて、サンプルマーカの位置の移動を制御するサンプルマーカ移動制御手段と、サンプルマーカ移動制御手段により移動が制御されたサンプルマーカの位置で超音波を送受信するように制御する送受信制御手段と、送受信制御手段により制御された超音波の送受信による受信信号から、サンプルマーカ位置設定データに基づいて、設定されたサンプルマーカの位置に対応する被検体内の流体の観測位置におけるドプラ信号を検出し、検出されたドプラ信号に所定の演算を施すことによりスペクトラム画像データを生成するスペクトラム画像データ生成手段とを備えることを特徴とする。

30

【0015】

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し、被検体から反射された反射波を受信する超音波振動子によって変換された受信信号に基づいて、被検体内の流体に関するボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、ボリュームデータを用いて生成された被検体内の流体に関する画像データに基づく画像を表示する表示ステップと、被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置を算出する位置算出ステップと、被検体内の流体の観測位置に対応する、被検体内の流体に関する画像データに基づく画像に重畳表示されるサンプルマーカの位置を、位置算出ステップの処理により算出された所定の位置に設定するサンプルマーカ位置設定ステップと、サンプルマーカ位置設定ステップの処理により設定されたサンプルマーカ位置設定データに基づいて、サンプルマーカの位置の移動を制御するサンプルマーカ移動制御ステップと、サンプルマーカ移動制御ステップの処理により移動が制御されたサンプルマーカの位置で超音波を送受信するよう

40

50

に制御する送受信制御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。

【0016】

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が送信され、被検体から反射された反射波を受信する超音波振動子によって変換された受信信号に基づいて、被検体内の流体に関するボリュームデータが生成され、ボリュームデータを用いて生成された被検体内の流体に関する画像データに基づく画像が表示され、被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置が算出され、被検体内の流体の観測位置に対応する、被検体内の流体に関する画像データに基づく画像に重畳表示されるサンプルマーカの位置が、算出された所定の位置に設定され、設定されたサンプルマーカ位置設定データに基づいてサンプルマーカの位置の移動が制御され、移動が制御されたサンプルマーカの位置で超音波が送受信されるように制御され、制御された超音波の送受信による受信信号から、サンプルマーカ位置設定データに基づいて、設定されたサンプルマーカの位置に対応する被検体内の流体の観測位置におけるドブラ信号が検出され、検出されたドブラ信号に所定の演算が施されることによりスペクトラム画像データが生成される。

10

【0017】

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が送信され、被検体から反射された反射波を受信する超音波振動子によって変換された受信信号に基づいて、被検体内の流体に関するボリュームデータが生成され、ボリュームデータを用いて生成された被検体内の流体に関する画像データに基づく画像が表示され、被検体の流体の表面により形成される流体空間における所定の位置が算出され、被検体内の流体の観測位置に対応する、被検体内の流体に関する画像データに基づく画像に重畳表示されるサンプルマーカの位置が、算出された所定の位置に設定され、サンプルマーカの位置の移動が制御され、サンプルマーカ位置設定データに基づいて、移動が制御されたサンプルマーカの位置で超音波が送受信されるように制御される。

20

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、スペクトラムドブラのサンプルマーカを所望の血管の3次元的な移動に合わせて簡便に、かつ、正確に追従させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

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。

30

【0020】

[第1実施形態]

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。

【0021】

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。

【0022】

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。

40

【0023】

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。

【0024】

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に口

50

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。

【0025】

また、RAM 31 は、CPU 29 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、DSC 28 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。

10

【0026】

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。

【0027】

なお、CPU 29 に代えて、MPU (Micro Processing Unit) などを用いるようにしてもよい。

【0028】

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生じ、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じ、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じ、生成された高圧パルスを超音波プローブ 12 に出力する。

20

30

【0029】

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。

【0030】

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。

40

【0031】

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。

【0032】

50

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。

【0033】

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。

10

【0034】

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。

【0035】

ドブラ偏移信号検出部は、基準信号発生器、 $1/2$ 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 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分析部に供給する。

20

【0036】

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 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 27 を介して表示部 14 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。

30

【0037】

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 35 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 34 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。

40

【0038】

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。

【0039】

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

50

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 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 に記憶されたカラードブラ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、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。

【0040】

HDD 25 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 25 は、必要に応じて、制御部 21 の画像メモリ 32 から供給された種々の画像データを保管する。HDD 25 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。

10

【0041】

ECG 信号検出部 26 は、制御部 21 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ィ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 21 の画像メモリ 32 または HDD 25 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 21 の画像メモリ 32 または HDD 25 に記憶される。

20

【0042】

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）の時間的変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。

【0043】

DSC 28 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

【0044】

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パッキング材が設けられる。

【0045】

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。

40

【0046】

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

50

めに用いられる。

【 0 0 4 7 】

表示部 1 4 は、ケーブルを介して本体 1 1 のスペクトラムドブラ描画処理部 2 7 および D S C 2 8 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、スペクトラムドブラ描画処理部 2 7 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、超音波スキヤ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 8 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 E C G 信号などを取得し、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 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 に表示する。

10

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

主記憶部 4 1 は、図 1 の R A M 3 1 や画像メモリ 3 2 などにより実現され、画像データ生成部 2 4 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。主記憶部 4 1 は、E C G 信号取得部 4 4 から供給された E C G 信号を取得し、取得された E C G 信号を記憶する。また、主記憶部 4 1 は、C P U 2 9 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し、記憶されたデータを各部に供給する。

20

【 0 0 5 0 】

データ取得部 4 2 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。特に、データ取得部 4 2 は、オペレータが入力部 1 3 の図示せぬドブラサンプルマーカ追従開始ボタンを操作することにより、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示に関するデータを取得すると、取得されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示に関するデータに基づいて、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を生成し、ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 に供給する。

30

【 0 0 5 1 】

また、データ取得部 4 2 は、オペレータが入力部 1 3 の図示せぬドブラサンプルマーカ追従終了ボタンを操作することにより、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示に関するデータを取得すると、取得されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示に関するデータに基づいて、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を生成し、ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 に供給する。

【 0 0 5 2 】

追従関心領域設定部 4 3 は、データ取得部 4 2 から供給されたスペクトラムドブラのドブラサンプルマーカの追従を所望する追従関心領域に関するデータを取得し、取得された追従関心領域に関するデータに基づいて追従関心領域を設定し、設定された追従関心領域に関するデータである追従関心領域設定データを画像再構成部 4 7 に供給する。

40

【 0 0 5 3 】

E C G 信号取得部 4 4 は、E C G 信号検出部 2 6 から供給された E C G 信号を取得し、取得された E C G 信号を主記憶部 4 1 とドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 に供給する。

【 0 0 5 4 】

ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 は、データ取得部 4 2 から供給されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を取得したか否かを判定し、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を取得したと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始する。

50

【 0 0 5 5 】

ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 は、E C G 信号取得部 4 4 から供給された E C G 信号を取得し、取得された E C G 信号に基づいて被検体の心臓の拡張期であるか否かを判定する。被検体の心臓の拡張期であると判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 は、心臓の拡張期用のドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行する。一方、被検体の心臓の収縮期であると判定された場合、心臓の収縮期用のドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行する。

【 0 0 5 6 】

また、ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 は、データ取得部 4 2 から供給されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を取得したか否かを判定し、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を取得したと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了する。

10

【 0 0 5 7 】

ドブラサンプルマーカ移動範囲設定部 4 6 は、データ取得部 4 2 から供給されたスペクトラムドブラのドブラサンプルマーカ移動範囲に関するデータ（すなわち、オペレータがドブラサンプルマーカの移動の制限を所望する範囲に関するデータ）を取得し、取得されたドブラサンプルマーカ移動範囲に関するデータに基づいて、ドブラサンプルマーカの移動範囲を設定し、設定されたドブラサンプルマーカの移動範囲に関するデータであるドブラサンプルマーカ移動範囲設定データを画像再構成部 4 7 に供給する。

【 0 0 5 8 】

画像再構成部 4 7 は、主記憶部 4 1 から供給された複数の 2 次元のカラードブラモード画像データを読み出し、読み出された複数の 2 次元のカラードブ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とともに、変換後のボリュームデータを主記憶部 4 1 に供給する。なお、変換後のボリュームデータには、血流の平均速度（以下、「血流速度」という。）のボリュームデータとパワー（信号強度）のボリュームデータなどが含まれる。

20

【 0 0 5 9 】

画像再構成部 4 7 は、変換後の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 3 次元のカラードブラモード画像データを生成し、生成された 3 次元のカラードブラモード画像データを主記憶部 4 1 に供給する。

30

【 0 0 6 0 】

また、画像再構成部 4 7 は、ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 の制御に従い、主記憶部 4 1 に記憶されている血流速度のボリュームデータを読み出し、読み出された血流速度のボリュームデータを多値化部 4 8 に供給する。

【 0 0 6 1 】

多値化部 4 8 は、画像再構成部 4 7 から供給された血流速度のボリュームデータを取得するとともに、HDD 2 5 などからなる補助記憶部 4 9 に予め記憶されている多値化処理を行うための血流速度に関する基準値を読み出し、読み出された血流速度に関する基準値に基づいて、取得された血流速度のボリュームデータを多値化し、多値化後のボリュームデータである多値化ボリュームデータを表面抽出部 5 0 と重み付け部 5 1 に供給する。

40

【 0 0 6 2 】

表面抽出部 5 0 は、多値化部 4 8 から供給された多値化ボリュームデータを取得し、取得された多値化ボリュームデータに基づいて血流の表面を抽出し、抽出された血流表面に関するデータである血流表面抽出データを重心位置算出部 5 2 に供給する。

【 0 0 6 3 】

重み付け部 5 1 は、多値化部 4 8 から供給された多値化ボリュームデータを取得し、取得された多値化ボリュームデータに基づいて、重心位置算出部 5 2 において血流表面により形成される血流空間（流体空間）の重心位置を算出する際の重み付けを行い、その重み付け結果を重心位置算出部 5 2 に供給する。

【 0 0 6 4 】

50

重心位置算出部 5 2 は、表面抽出部 5 0 から供給された多値化ボリュームデータを取得するとともに、重み付け部 5 1 から供給された重み付け結果を取得し、取得された多値化ボリュームデータと重み付け結果に基づいて、血流表面により形成される血流空間の重心位置を算出し、算出結果である重心位置算出データを主記憶部 4 1 とドブラサンプルマーカ位置設定部 5 3 に供給する。

【 0 0 6 5 】

ドブラサンプルマーカ位置設定部 5 3 は、重心位置算出部 5 2 から供給された重心位置算出データを取得し、取得された重心位置算出データに基づいて、ドブラサンプルマーカの位置を算出された血流空間の重心位置に設定し、設定されたドブラサンプルマーカの位置に関するデータであるドブラサンプルマーカ位置設定データをスペクトラムドブラモード処理部 3 4、ドブラサンプルマーカ生成部 5 4、ドブラサンプルマーカ移動制御部 5 5、および送受信制御部 5 6 に供給する。

10

【 0 0 6 6 】

ドブラサンプルマーカ生成部 5 4 は、ドブラサンプルマーカ位置設定部 5 3 から供給されたドブラサンプルマーカ位置設定データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、予め設定された所定の位置で所定の幅をもつドブラサンプルマーカを生成し、生成されたドブラサンプルマーカに関するデータであるドブラサンプルマーカ生成データを表示部 1 4 に供給する。

【 0 0 6 7 】

ドブラサンプルマーカ移動制御部 5 5 は、ドブラサンプルマーカ位置設定部 5 3 から供給されたドブラサンプルマーカ位置設定データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、表示部 1 4 にすでに表示されているドブラサンプルマーカの移動を制御するドブラサンプルマーカ移動制御信号を生成し、表示部 1 4 に供給する。

20

【 0 0 6 8 】

送受信制御部 5 6 は、補助記憶部 4 9 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、Bモード画像データや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 2 2 と受信部 2 3 に供給する。

【 0 0 6 9 】

また、送受信制御部 5 6 は、ドブラサンプルマーカ位置設定部 5 3 から供給されたドブラサンプルマーカ位置設定データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、スペクトラムドブラモード画像データを生成する場合に、設定されたドブラサンプルマーカの位置を含む走査線上に超音波を送受信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 2 2 と受信部 2 3 に供給する。

30

【 0 0 7 0 】

送受信制御部 5 6 は、設定されたドブラサンプルマーカの位置を含む走査線上に超音波を送受信する際の超音波のビーム方向に関するデータである超音波ビーム方向データをドブラ角度補正係数算出部 5 7 に供給する。

40

【 0 0 7 1 】

ドブラ角度補正係数算出部 5 7 は、表面抽出部 5 0 から供給された血流表面抽出データを取得するとともに、送受信制御部 5 6 から供給された超音波ビーム方向データを取得し、取得された血流表面抽出データと超音波ビーム方向データに基づいて、血流空間における長手方向と超音波のビーム方向が成す角度を算出する。ドブラ角度補正係数算出部 5 7 は、算出された角度を用いて、正確な血流速度にするためのスペクトラムドブラモード画像データに乗じる角度補正係数を算出し、算出された角度補正係数に関するデータである角度補正係数データをスケール補正部 5 8 に供給する。

【 0 0 7 2 】

スケール補正部 5 8 は、主記憶部 4 1 に記憶されているスペクトラムドブラモード画像

50

データを読み出すとともに、ドブラ角度補正係数算出部 57 から供給された角度補正係数データを取得し、読み出されたスペクトラムドブラモード画像データに取得された角度補正係数を乗じてスケールを補正し、補正後のスペクトラムドブラ画像データをスペクトラムドブラ描画処理部 27 に供給する。

【0073】

図 3 および図 4 のフローチャートを参照して、図 2 の超音波診断装置 1 におけるドブラサンプルマーカ追従制御処理について説明する。

【0074】

ステップ S1 において、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 は、データ取得部 42 から供給されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を取得したか否かを判定し、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を取得したと判定されるまで待機する。

10

【0075】

すなわち、データ取得部 42 は、オペレータが入力部 13 の図示せぬドブラサンプルマーカ追従開始ボタンを操作することにより、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示に関するデータを取得すると、取得された、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示に関するデータに基づいて、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を生成し、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 に供給する。

【0076】

ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 は、データ取得部 42 から供給されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を取得したか否かを判定し、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を取得したと判定されるまで待機する。

20

【0077】

ステップ S1 においてドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するとの指示信号を取得したと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 はステップ S2 で、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始する。すなわち、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 は、送受信制御部 56 を制御し、2次元の B モード画像データと複数の 2次元のカラードブラモード画像データを生成させる送信制御信号と受信制御信号を生成させる。

【0078】

送受信制御部 56 は、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 の制御に従い、2次元の B モード画像データと複数の 2次元のカラードブラモード画像データを生成させ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 22 と受信部 23 に供給する。

30

【0079】

ステップ S3 において、画像データ生成部 24 の B モード処理部 33 は、2次元の B モード画像データを生成する。すなわち、以下のような処理が行われる。

【0080】

送信部 22 は、送受信制御部 56 から供給された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。すなわち、送信部 22 のレートパルス器は、送受信制御部 56 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、送受信制御部 56 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(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。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。

40

【 0 0 8 1 】

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電気信号に変換し、本体 1 1 に出力する。受信部 2 3 は、送受信制御部 5 6 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 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、画像データ生成部 2 4 の B モード処理部 3 3 に供給する。すなわち、受信部 2 3 のプリアンプは、超音波プローブ 1 2 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。

【 0 0 8 2 】

受信遅延回路は、送受信制御部 5 6 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 3 3 に供給する。

【 0 0 8 3 】

B モード処理部 3 3 は、受信部 2 3 から供給された受信信号に種々の処理を施し、1 方向の B モード画像データをそれぞれ生成し、主記憶部 4 1 に供給する。主記憶部 4 1 は、B モード処理部 3 3 から供給された 1 方向の B モード画像データを取得し、取得された 1 方向の B モード画像データを記憶する。

【 0 0 8 4 】

次に、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら [1 + (N - 1)] 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、送受信制御部 5 6 は、その制御信号によって送信部 2 2 と受信部 2 3 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替えさせながら、[1 +] 乃至 [1 + (N - 1)] 方向の B モード画像データの各々を生成させる。

【 0 0 8 5 】

また、主記憶部 4 1 は、生成された [1 +] 乃至 [1 + (N - 1)] 方向の B モード画像データを、すでに記憶されている 1 方向の B モード画像データとともに、所定の時相の 2 次元の B モード画像データとして記憶する。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 4 において、画像データ生成部 2 4 のカラードブラモード処理部 3 4 は、複数の 2 次元のカラードブラモード画像データを生成する。すなわち、以下のような処理が行われる。

【 0 0 8 7 】

送信部 2 2 は、送受信制御部 5 6 から供給された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。すなわち、送信部 2 2 のレートパルス器は、送受信制御部 5 6 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、送受信制御部 5 6 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（ 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。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 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

【 0 0 8 8 】

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電気信号に変換し、本体 1 1 に出力する。受信部 2 3 は、送受信制御部 5 6 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 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、画像データ生成部 2 4 のカラードブラモード処理部 3 5 に供給する。すなわち、受信部 2 3 のプリアンプは、超音波プローブ 1 2 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。

【 0 0 8 9 】

受信遅延回路は、送受信制御部 5 6 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カラードブラモード処理部 3 5 に供給する。

【 0 0 9 0 】

その後、カラードブラモード画像データを生成するために、同じ走査線上への超音波の送受信が所定の回数繰り返される。

【 0 0 9 1 】

カラードブラモード処理部 3 5 のドブラ偏移信号検出部は、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抽出演算部に供給する。

【 0 0 9 2 】

抽出演算部の M T I フィルタは、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、M T I 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。

【 0 0 9 3 】

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 1 方向のカラードブラモード画像データを主記憶部 4 1 に供給する。主記憶部 4 1 は、カラードブラモード処理部 3 5 から供給された 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 1 方向のカラードブラモード画像データを記憶する。

【 0 0 9 4 】

次に、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら $[1 + (N - 1)]$ 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、送受信制御部 5 6 は、その制御信号によって送信部 2 2 と受信部 2 3 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替えさせながら、 $[1 +]$ 乃至 $[1 + (N - 1)]$ 方向のカラードブラモード画像データの各々を生成させる。

【 0 0 9 5 】

また、主記憶部 4 1 は、生成された $[1 +]$ 乃至 $[1 + (N - 1)]$ 方向のカラードブラモード画像データを、すでに記憶されている 1 方向のカラードブラモード画像データとともに、所定の時相の 2 次元のカラードブラモード画像データとして記憶する。

【 0 0 9 6 】

このようにして、所定の時相の 1 枚の 2 次元のカラードブラモード画像データを生成し、記憶することができる。

【 0 0 9 7 】

10

20

30

40

50

なお、本発明の実施形態においては、同じ走査線に超音波を複数回送受信した後、順次、他の走査線に超音波を複数回送受信してカラードブラモード画像データを生成するようにしているが、このような場合に限られず、他のスキャン方法によりカラードブラモード画像データを生成するようにしてもよい。

【0098】

次に、空間的に異なる条件で同様の操作を行うことにより、3次元の領域にわたり、複数の2次元のカラードブラモード画像データを生成する。

【0099】

具体的には、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の手動走査を行う場合、例えば、あおり走査や平行移動走査などを手動にて一定の速度で行うことにより、複数の2次元の断層画像データにより構成される3次元の領域にわたる断層画像データを収集する。勿論、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を用いて機械的に走査を行うようにしてもよい。

10

【0100】

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を用いて直接3次元的に走査することにより3次元の領域にわたる断層画像データを収集するようにしてもよい。本発明においては、3次元の領域にわたる断層画像データを収集することができさえすればよく、いずれの走査方式により3次元にわたる断層画像データを収集する場合にも本発明を適用することができる。

20

【0101】

このように生成された複数の2次元のカラードブラモード画像データは、主記憶部41に順次記憶される。

【0102】

なお、ステップS3とステップS4の処理により2次元のBモード画像データと複数の2次元のカラードブラモード画像データが生成されるときに、ECG信号検出部26は、被検体からECG信号を検出し、検出されたECG信号をECG信号取得部44に供給する。ECG信号取得部44は、ECG信号検出部26から供給されたECG信号を取得し、取得されたECG信号を主記憶部41とドブラサンプルマーカ追従制御部45に供給する。

30

【0103】

主記憶部41は、ECG信号取得部44から供給されたECG信号を取得し、取得されたECG信号を、すでに記憶されているBモード画像データとカラードブラモード画像データなどの付帯情報として記憶する。

【0104】

ステップS5において、画像再構成部47は、主記憶部41に記憶されている複数の2次元のカラードブラモード画像データを読み出し、読み出された複数の2次元のカラードブ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とともに、主記憶部41に供給する。主記憶部41は、画像再構成部47から供給されたボリュームデータを取得し、取得されたボリュームデータを記憶する。なお、変換後のボリュームデータには、血流速度のボリュームデータとパワー（信号強度）のボリュームデータなどが含まれる。

40

【0105】

ステップS6において、画像再構成部47は、変換後の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3次元のカラードブラモード画像データを生成し、生成された3次元のカラードブラモード画像データを主記憶部41に供給する。

【0106】

主記憶部41は、画像再構成部47から供給された3次元のカラードブラモード画像データを取得し、取得された3次元のカラードブラモード画像データを記憶する。

【0107】

50

D S C 2 8 は、主記憶部 4 1 から 2 次元の B モード画像データ、3 次元のカラー Doppler モード画像データ、および E C G 信号を読み出し、読み出された 2 次元の B モード画像データ、3 次元のカラー Doppler モード画像データ、および E C G 信号を、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 1 0 8 】

ステップ S 7 において、表示部 1 4 は、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 C S 2 8 からの 2 次元の B モード画像データ、3 次元のカラー Doppler モード画像データ、および E C G 信号を取得し、取得された 2 次元の B モード画像データに基づく 2 次元の B モード画像と、3 次元のカラー Doppler モード画像データに基づく 3 次元のカラー Doppler 画像を図示せぬ C R T や L C D に重畳して表示するとともに、E C G 信号を付帯情報として図示せぬ C R T や L C D に表示する。

10

【 0 1 0 9 】

なお、本発明の実施形態においては、2 次元の B モード画像データに基づく 2 次元の B モード画像と、3 次元のカラー Doppler モード画像データに基づく 3 次元のカラー Doppler 画像を重畳して表示するようにしているが、例えば、3 次元の B モード画像と 3 次元のカラー Doppler モード画像を重畳して表示するようにしてもよい。

【 0 1 1 0 】

次に、オペレータは、表示部 1 4 に表示された 2 次元の B モード画像データに基づく 2 次元の B モード画像と 3 次元のカラー Doppler モード画像データに基づく 3 次元のカラー Doppler 画像を参照しながら、入力部 1 3 を操作することにより、スペクトラム Doppler の Doppler サンプルマーカの追従を所望する 3 次元的な追従制御関心領域に関するデータを入力する。

20

【 0 1 1 1 】

例えば、図 5 [A] および [B] に示されるように、オペレータは、血管 B L が含まれるように、スペクトラム Doppler の Doppler サンプルマーカの追従を所望する 3 次元的な追従制御関心領域（以下、単に「追従制御関心領域」という。）に関するデータを入力する。

【 0 1 1 2 】

なお、図 5 [A] の場合、表示部 1 4 に表示された 2 次元の B モード画像データに基づく 2 次元の B モード画像と 3 次元のカラー Doppler モード画像データに基づく 3 次元のカラー Doppler 画像は、簡略的な画像である。

30

【 0 1 1 3 】

なお、オペレータは、入力部 1 3 を操作することにより、スペクトラム Doppler の Doppler サンプルマーカの追従を所望する 3 次元的な追従制御関心領域に関するデータを何回でも入力することができる。

【 0 1 1 4 】

ステップ S 8 において、データ取得部 4 2 は、新たな追従制御関心領域に関するデータを取得したか否かを判定する。すなわち、Doppler サンプルマーカ追従制御処理が開始された後、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより最初に追従制御関心領域に関するデータを入力した場合、新たな追従制御関心領域に関するデータが取得されたと判定される。また、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより最初に追従制御関心領域に関するデータを入力した後、オペレータが入力部 1 3 をさらに操作することにより新たな追従制御関心領域に関するデータを入力した場合にも、新たな追従制御関心領域に関するデータが取得されたと判定される。

40

【 0 1 1 5 】

ステップ S 8 において新たな追従制御関心領域に関するデータが取得されたと判定された場合、データ取得部 4 2 はステップ S 9 で、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追従制御関心領域に関するデータを取得し、取得された追従制御関心領域に関するデータを追従制御関心領域設定部 4 3 に供給する。

【 0 1 1 6 】

50

ステップ S 1 0 において、追従制御関心領域設定部 4 3 は、データ取得部 4 2 から供給された追従制御関心領域に関するデータを取得し、取得された追従制御関心領域に関するデータに基づいて、スペクトラムドプラのドプラサンプルマーカの追従を所望する 3 次元の追従制御関心領域を設定し、設定された追従制御関心領域に関するデータである追従制御関心領域設定データを画像再構成部 4 7 に供給する。

【 0 1 1 7 】

これにより、心臓の冠状動脈などの血管にドプラサンプルマーカを追従させる 3 次元的な追従制御関心領域を設定することができる。

【 0 1 1 8 】

ここで、心臓の拍動には拡張期と収縮期があるが、心臓の拡張期においては、心臓の近傍の冠状動脈などの血管はゆっくりと移動することから、それほど頻繁にドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行しなくても、オペレータが観察を所望する血管の実際の位置とドプラサンプルマーカの位置に大きな差異が生じることはない。しかし、心臓の収縮期においては、心臓の近傍の冠状動脈などの血管は比較的大きく移動することから、頻繁にドプラサンプルマーカ追従制御処理を行わないと、オペレータが観察を所望する血管の実際の位置とドプラサンプルマーカの位置に大きな差異が生じてしまう。

【 0 1 1 9 】

そこで、まず、E C G 信号検出部 2 6 により検出された E C G 信号を用いて、現在の心臓の拍動が拡張期または収縮期であるのかを判定し、現在の心臓の拍動が拡張期であると判定された場合、拡張期用のドプラサンプルマーカ追従制御処理（すなわち、それほど頻繁に行わないドプラサンプルマーカ追従制御処理）を実行する。一方、現在の心臓の拍動が収縮期であると判定された場合、収縮期用のドプラサンプルマーカ追従制御処理（すなわち、頻繁に行うドプラサンプルマーカ追従制御処理）を実行する。これにより、現在の心臓の拍動に好適なドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行することが可能となる。以下、E C G 信号を用いたドプラサンプルマーカ追従制御処理について説明する。

【 0 1 2 0 】

ステップ S 1 1 において、ドプラサンプルマーカ追従制御部 4 5 は、E C G 信号取得部 4 4 から供給された E C G 信号を取得する。

【 0 1 2 1 】

ステップ S 1 2 において、ドプラサンプルマーカ追従制御部 4 5 は、取得された E C G 信号に基づいて被検体の心臓の拡張期であるか否かを判定する。

【 0 1 2 2 】

ステップ S 1 2 において被検体の心臓の拡張期であると判定された場合、ドプラサンプルマーカ追従制御部 4 5 はステップ S 1 3 で、心臓の拡張期用のドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行する。すなわち、心臓の拡張期においては、心臓の近傍の冠状動脈などの血管はゆっくりと移動することから、頻繁にドプラサンプルマーカ追従制御処理を行わず、一心拍の拡張期中において例えば 3 回のドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行する。勿論、このような場合に限られず、オペレータの好みに合わせて、一心拍中の好適な回数を設定するようにしてもよい。

【 0 1 2 3 】

一方、ステップ S 1 2 において被検体の心臓の収縮期であると判定された場合、ドプラサンプルマーカ追従制御部 4 5 はステップ S 1 4 で、心臓の収縮期用のドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行する。すなわち、心臓の収縮期においては、心臓の近傍の冠状動脈などの血管は比較的大きく移動することから、頻繁にドプラサンプルマーカ追従制御処理を行い、一心拍の収縮期中において例えば 1 0 回のドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行する。

【 0 1 2 4 】

これにより、現在の心臓の拍動に好適なドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行することができる。従って、不必要なドプラサンプルマーカ追従制御処理を抑制することができ、制御処理の効率を向上させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 5 】

図 4 のステップ S 1 5 において、超音波診断装置 1 は、ドプラサンプルマーカ位置設定処理を実行する。このドプラサンプルマーカ位置設定処理の詳細は、図 6 のフローチャートに示されている。

【 0 1 2 6 】

図 6 のフローチャートを参照して、図 2 の超音波診断装置 1 におけるドプラサンプルマーカ位置設定処理の詳細について説明する。

【 0 1 2 7 】

ステップ S 4 1 において、画像再構成部 4 7 は、追従制御関心領域設定部 4 3 から供給された追従制御関心領域設定データを取得し、ドプラサンプルマーカ追従制御部 4 5 の制御に従い、取得された追従制御関心領域設定データに基づいて、主記憶部 4 1 に記憶されている血流速度のボリュームデータのうち、設定された追従制御関心領域内の血流速度のボリュームデータを読み出し、読み出された追従制御関心領域内の血流速度のボリュームデータを多値化部 4 8 に供給する。

10

【 0 1 2 8 】

ステップ S 4 2 において、多値化部 4 8 は、画像再構成部 4 7 から供給された追従制御関心領域内の血流速度のボリュームデータを取得するとともに、補助記憶部 4 9 に予め記憶されている多値化処理を行うための血流速度に関する基準値を読み出し、読み出された血流速度に関する基準値に基づいて、取得された追従制御関心領域内の血流速度のボリュームデータを多値化する。

20

【 0 1 2 9 】

例えば、多値化処理を行うための血流速度に関する基準値として、1つの基準値 A 1 を予め補助記憶部 4 9 に記憶させておいた場合、多値化部 4 8 は、読み出された血流速度に関する基準値 A 1 に基づいて、取得された追従制御関心領域内の血流速度のボリュームデータを 2 値化する。

【 0 1 3 0 】

具体的には、まず、取得された血流速度のボリュームデータが基準値 A 1 より大きいかが逐次判定される。次に、血流速度のボリュームデータのうち、基準値 A 1 より小さいと判定された部分が「0」とされ、基準値 A 1 より大きいと判定された部分が「1」とされる。

30

【 0 1 3 1 】

血流速度に関するボリュームデータが例えば 2 7 個の微小な部分により構成される場合、図 7 に示されるように、座標 (X 1、Y 2、Z 1)、座標 (X 1、Y 3、Z 1)、座標 (X 1、Y 2、Z 2)、座標 (X 1、Y 3、Z 2)、座標 (X 1、Y 2、Z 3)、および座標 (X 1、Y 3、Z 3) に位置する部分において基準値 A 1 より小さいと判定されると、座標 (X 1、Y 2、Z 1) 乃至座標 (X 1、Y 3、Z 3) に位置する 6 個の部分が「0」とされ、それ以外の 2 1 個の部分が「1」とされる。

【 0 1 3 2 】

また、多値化処理を行うための血流速度に関する基準値として、3つの基準値 A 1、A 2、および A 3 (基準値 A 1 < 基準値 A 2 < 基準値 A 3) を予め補助記憶部 4 9 に記憶させておいた場合、多値化部 4 8 は、読み出された血流速度に関する基準値 A 1 乃至 A 3 に基づいて、取得された追従制御関心領域内の血流速度のボリュームデータを 4 値化する。

40

【 0 1 3 3 】

具体的には、まず、取得された血流速度のボリュームデータが基準値 A 1 より大きいかが逐次判定される。血流速度のボリュームデータのうち、基準値 A 1 より小さいと判定された部分が「0 0」とされる。次に、取得された血流速度のボリュームデータが基準値 A 2 より大きいかが判定される。血流速度のボリュームデータのうち、基準値 A 1 より大きい基準値 A 2 より小さいと判定された部分が「0 1」とされる。

【 0 1 3 4 】

さらに、取得された血流速度のボリュームデータが基準値 A 3 より大きいかが判定

50

される。血流速度のボリュームデータのうち、基準値 A 2 より大きいが基準値 A 3 より小さいと判定された部分が「10」とされ、基準値 A 3 より大きいと判定された部分が「11」とされる。

【0135】

血流速度に関するボリュームデータが例えば27個の微小な部分により構成される場合、例えば図8に示されるように、座標(X1、Y1、Z1)乃至座標(X3、Y3、Z3)に位置する27個の部分が「00」乃至「11」のいずれかとされる。

【0136】

勿論、1つおよび3つ以外の基準値(例えば、7つの基準値など)を予め補助記憶部49に記憶させ、多値化処理を行うようにしてもよい。

10

【0137】

本発明の実施形態においては、補助記憶部49に予め記憶されている3つの基準値A1乃至A3を用いて、取得された追従制御関心領域内の血流速度のボリュームデータを多値化する。

【0138】

多値化部48は、多値化後の血流速度のボリュームデータである多値化ボリュームデータを表面抽出部50と重み付け部51に供給する。

【0139】

ステップS43において、表面抽出部50は、多値化部48から供給された多値化ボリュームデータを取得し、取得された多値化ボリュームデータに基づいて、血流の表面を抽出する。

20

【0140】

ここで、多値化ボリュームデータに基づいて血流の表面を抽出する抽出方法の概念について説明する。

【0141】

一般に、被検体の血流の部分では、血流の移動(流れ)があるため、多値化処理前のボリュームデータに含まれる血流速度は比較的大きくなるが、血流ではない部分(例えば、血管壁や心臓壁など)では、血流の部分ほど移動が少ないため、血流速度はそれほど大きくなりません。

【0142】

そこで、血流速度のボリュームデータの多値化処理を行った際に、3つの基準値A1乃至A3のうち最小の基準値A1よりも小さいと判定された部分(多値化処理により「00」とされた部分)が連続する領域を、血流ではない部分の表面(以下、「非血流表面」と定義する。図8の例の場合、図9に示されるように左側面の領域を非血流表面と定義することができる。これにより、多値化ボリュームデータに基づいて、非血流表面を抽出することが可能となる。

30

【0143】

なお、多値化処理により「00」とされた部分が連続する領域を非血流表面と定義する場合、例えば図9に示されるように、少なくとも例えば9個の「00」とされた部分が連続する領域を非血流表面と定義するようにする。これにより、血流速度のボリュームデータの多値化処理を行った際に、図10のように、特異的に「00」が存在する領域(黒抜けと呼ばれる領域)を非血流表面として抽出することを防止することができる。勿論、「00」とされる部分の連続する数については、適宜、増減するようにしてもよい。

40

【0144】

このような非血流表面抽出処理を連続して繰り返すと、例えば図11に示されるような非血流表面より形成される空間を抽出することが可能である。この空間内部は、血流速度のボリュームデータの多値化処理により「00」以外とされた部分(「01」、「10」、または「11」とされた部分)の集合であると考えられ、血流の物理的な連続性を考慮すると、空間内部は血流の表面により形成される血流空間であると考えられる。

【0145】

50

従って、多値化ポリウムデータに基づいて血流表面を連続的に抽出することで、間接的に血流の表面を抽出し、抽出された血流の表面により形成される血流空間を抽出することができる。

【0146】

表面抽出部48は、抽出された血流表面に関するデータである血流表面抽出データを重心位置算出部52に供給する。

【0147】

なお、一般に血管はチューブ状であるため、血流速度のポリウムデータを用いて表面抽出処理を行うと、チューブ状の血流空間が抽出されるとも考えられるが、心臓の近傍の冠状動脈においては種々の原因により、図11に示されるような閉じられた血流空間が抽出されることが予想される。そこで、本発明の実施形態においては、説明を簡単にするために、図11に示されるような閉じられた血流空間が抽出される場合について説明する。勿論、本発明は、閉じられた血流空間だけではなく、チューブ状の閉じられていない血流空間が抽出された場合についても適用することができる。

10

【0148】

ステップS44において、重み付け部51は、多値化部48から供給された多値化ポリウムデータを取得し、取得された多値化ポリウムデータに基づいて、重心位置算出部52において血流表面により形成される血流空間（流体空間）の重心位置を算出する際の重み付けを行う。

【0149】

例えば、図9の場合、多値化処理を施した結果、領域における各部分では、血流速度に関する基準値A3よりも大きいと判定され、「11」とされている。このことは、27個の微小な部分により形成される3次元空間内の領域において血流速度が高速であることを示している。

20

【0150】

また、領域における各部分では、血流速度に関する基準値A2よりも大きいA3よりも小さいと判定され、「10」とされている。このことは、27個の微小な部分により形成される3次元空間内の領域において血流速度が中速であることを示している。

【0151】

さらに、領域における各部分では、血流速度に関する基準値A1よりも大きいA2よりも小さいと判定され、「01」とされている。このことは、27個の微小な部分により形成される3次元空間内の領域において血流速度が低速であることを示している。

30

【0152】

従って、多値化ポリウムデータを用いることで、血流表面により形成される血流空間（例えば、図11の血流空間）内において、血流速度の高速領域、中速領域、および低速領域を判別することができる。

【0153】

なお、ステップS42の多値化処理においてより多くの基準値を用いるようにすれば、血流表面により形成される血流空間内でより高精細な速度領域を判別することが可能である。

40

【0154】

そして、多値化ポリウムデータを用いることで判別された血流速度の高速領域、中速領域、および低速領域に対して、それぞれ、重心位置算出部52において血流表面により形成される血流空間の重心位置を算出する際の重み付け係数として例えば「3」、「2」、および「1」を付与する。

【0155】

これにより、重心位置算出部52において血流表面により形成される血流空間の重心位置を算出する際に、血流速度の高速領域が血流空間の重心位置に算出されるようにすることができる。勿論、血流速度の中速領域が血流空間の重心位置に算出されるようにするために、血流速度の高速領域、中速領域、および低速領域に対して、それぞれ、重み付け係

50

数として例えば「2」、「3」、および「1」を付与するようにしてもよいし、オペレータの好みに合わせて、オペレータが入力部13を操作することにより、予め設定された重み付け係数を変更するようにしてもよい。

【0156】

なお、本発明の実施形態においては、血流速度の高速領域が血流空間の重心位置に算出されるようにオペレータにより予め設定された場合について説明する。

【0157】

重み付け部51は、その重み付け結果を重心位置算出部52に供給する。

【0158】

ステップS45において、重心位置算出部52は、表面抽出部50から供給された血流表面抽出データを取得するとともに、重み付け部51から供給された重み付け結果を取得し、取得された多値化ボリュームデータと重み付け結果に基づいて、血流表面により形成される血流空間の重心位置を算出する。 10

【0159】

図11の例の場合、ステップS44の重み付け処理を行わないようにすると、血流空間の重心位置として位置Gの座標が算出されるが、重み付け処理を行うと、血流空間の重心位置として例えば位置G'の座標が算出される。

【0160】

ステップS46において、重心位置算出部52は、重心位置が算出されたか否かを判定する。すなわち、ステップS43の表面抽出処理により血流空間が抽出されないために、重心位置を算出することができない場合、ステップS46において重心位置が算出されていないと判定される。一方、ステップS43の表面抽出処理により血流空間が抽出され、重心位置を算出することができた場合、ステップS46において重心位置が算出されたと判定される。 20

【0161】

ステップS46において重心位置が算出されたと判定された場合、重心位置算出部52は、算出結果である重心位置算出データを主記憶部41とドブラサンプルマーカ位置設定部53に供給する。

【0162】

ステップS47において、主記憶部41は、重心位置算出部52から供給された重心位置算出データを取得し、取得された重心位置算出データを記憶する。 30

【0163】

ステップS46において重心位置が算出されていないと判定された場合（すなわち、表面抽出処理により血流空間が抽出されず、重心位置を算出することができなかった場合）、重心位置算出部52はステップS48で、主記憶部41に記憶されている重心位置算出データのうち、直前の重心位置算出データを読み出し、読み出された直前の重心位置算出データをドブラサンプルマーカ位置設定部53に供給する。

【0164】

なお、最初に行われたドブラサンプルマーカ追従制御処理において重心位置が算出されていないと判定されると、直前の重心位置算出データは主記憶部41には記憶されていないため、主記憶部41から読み出すことができない。そこで、このような場合には、オペレータが手動入力した最後のドブラサンプルマーカ位置に関する位置データをドブラサンプルマーカ位置設定部53に供給するようにする。これにより、手動入力した最後のドブラサンプルマーカ位置にドブラサンプルマーカを設定することができる。 40

【0165】

ステップS49において、ドブラサンプルマーカ位置設定部53は、重心位置算出部52から供給された重心位置算出データを取得し、取得された重心位置算出データに基づいて、算出された血流空間の重心位置にドブラサンプルマーカの位置を設定し、設定されたドブラサンプルマーカの位置に関するデータであるドブラサンプルマーカ位置設定データをスペクトラムドブラモード処理部34、ドブラサンプルマーカ生成部54、ドブラサン 50

ブルマーカ移動制御部 5 5、および送受信制御部 5 6 に供給する。

【 0 1 6 6 】

本発明の実施形態においては、ボリュームデータ（例えば、血流速度のボリュームデータ）に基づいて、血流表面により形成される血流空間を抽出し、抽出された血流空間の所望の重心位置を算出し、算出された血流空間の所望の重心位置にドブラサンプルマーカ位置を設定するようにしているので、血管内の所望の位置にドブラサンプルマーカを設定することができる。

【 0 1 6 7 】

なお、ステップ S 4 3 における表面抽出処理において複数の血流空間が抽出される場合も考えられるが、このような場合、抽出された血流空間のうち、より体積が大きい血流空間を用いてドブラサンプルマーカ位置設定処理を行うように予め設定するようにしてもよいし、オペレータの好みに合わせて、いずれかの血流空間を用いてドブラサンプルマーカ位置設定処理を行うかを選択させるようにしてもよい。

10

【 0 1 6 8 】

また、複数の血流空間が抽出された場合、すでに実行されたドブラサンプルマーカ追従制御処理により抽出された血流空間の形状（例えば、S 字形状やチューブ形状など）を記憶しておき、記憶されている血流空間の形状と新たに抽出された血流空間の形状との相互相関係数（類似度合い）を算出し、算出された相互相関係数を用いてほぼ同一の血流空間であるか否かを判定し、ほぼ同一の血流空間であると判定された場合にのみ、後述するドブラサンプルマーカの移動制御処理を行うようにしてもよい。

20

【 0 1 6 9 】

図 4 に戻り、ステップ S 1 6 において、送受信制御部 5 6 は、ドブラサンプルマーカ位置設定部 5 3 から供給されたドブラサンプルマーカ位置設定データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、スペクトラムドブラモード画像データを生成する場合に、設定されたドブラサンプルマーカの位置を含む走査線上に超音波を送受信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 2 2 と受信部 2 3 に供給する。

【 0 1 7 0 】

なお、送受信制御部 5 6 は、設定されたドブラサンプルマーカの位置を含む走査線上に超音波を送受信する際の超音波のビーム方向に関するデータである超音波ビーム方向データをドブラ角度補正係数算出部 5 7 に供給する。

30

【 0 1 7 1 】

ステップ S 1 7 において、ドブラサンプルマーカ生成部 5 4 は、すでにドブラサンプルマーカを生成したか否かを判定する（すなわち、最初のドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されたか否かを判定する）。

【 0 1 7 2 】

ステップ S 1 7 においてまだドブラサンプルマーカを生成していないと判定された場合、ドブラサンプルマーカ生成部 5 4 はステップ S 1 8 で、ドブラサンプルマーカ位置設定部 5 3 から供給されたドブラサンプルマーカ位置設定データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、ドブラサンプルマーカの位置を中心にして予め設定された所定の幅をもつドブラサンプルマーカを生成し、生成されたドブラサンプルマーカに関するデータであるドブラサンプルマーカ生成データを表示部 1 4 に供給する。

40

【 0 1 7 3 】

ステップ S 1 8 において、表示部 1 4 は、ドブラサンプルマーカ生成部 5 4 から供給されたドブラサンプルマーカ生成データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ生成データに基づいて、設定された所定の位置にドブラサンプルマーカを、図 1 2 [A] および [B] に示されるように、すでに表示されている 2 次元の B モード画像データに基づく B モード画像と 3 次元のカラードブラモード画像データに基づく 3 次元のカラードブラモード画像に重畳して表示する。

【 0 1 7 4 】

50

これにより、ドブラサンプルマーカ位置設定処理により設定された所定の位置（すなわち、血流空間の重心位置）にドブラサンプルマーカを表示することができる。従って、スペクトラムドブラサンプルマーカを所望の血管の３次元的な移動に合わせて簡便に、かつ、正確に追従させることができる。

【０１７５】

一方、ステップＳ１７においてすでにドブラサンプルマーカを生成したと判定された場合（すなわち、すでにドブラサンプルマーカ追従制御処理が１回実行され、ドブラサンプルマーカが生成され、表示部１４にすでに表示されている場合）、ドブラサンプルマーカ生成部５４は、ドブラサンプルマーカを新たに生成せず、すでにドブラサンプルマーカを生成したことを示す指示信号を生成し、ドブラサンプルマーカ移動制御部５５に供給する。

10

【０１７６】

ステップＳ２０において、ドブラサンプルマーカ移動制御部５５は、ドブラサンプルマーカ生成部５４から供給された指示信号に基づいてすでにドブラサンプルマーカを生成したと認識するとともに、ドブラサンプルマーカ位置設定部５３から供給されたドブラサンプルマーカ位置設定データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、表示部１４にすでに表示されているドブラサンプルマーカの移動を制御するドブラサンプルマーカ移動制御信号を生成する。ドブラサンプルマーカ移動制御部５５は、生成されたドブラサンプルマーカ移動制御信号を表示部１４に供給する。

【０１７７】

20

表示部１４は、ドブラサンプルマーカ移動制御部５５から供給されたドブラサンプルマーカ移動制御信号に基づいて、図１３〔Ａ〕および〔Ｂ〕に示されるように、すでに表示されているドブラサンプルマーカを移動して表示する。

【０１７８】

これにより、ドブラサンプルマーカ位置設定処理により新たに設定されたドブラサンプルマーカの位置に、ドブラサンプルマーカを移動することができる。従って、スペクトラムドブラサンプルマーカを所望の血管の３次元的な移動に合わせて簡便に、かつ、正確に追従させることができる。

【０１７９】

ステップＳ２１において、スペクトラムドブラモード処理部３４は、スペクトラムドブラ画像データを生成する。すなわち、以下のような処理が行われる。

30

【０１８０】

送信部２２は、送受信制御部５６から供給された送信制御信号に基づいて、スペクトラム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。すなわち、設定されたドブラサンプルマーカの位置を含む走査線上に超音波を送受信する。

【０１８１】

具体的には、送信部２２のレートパルス器は、送受信制御部５６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、送受信制御部５６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（

40

）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、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や血流にて反射される。

【０１８２】

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

50

に出力する。受信部 23 は、送受信制御部 56 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 のスペクトラムドプラモード処理部 34 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。

【0183】

受信遅延回路は、送受信制御部 56 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スペクトラムドプラモード処理部 34 に供給する。

10

【0184】

その後、スペクトラムドプラ画像データを生成するために、設定されたドプラサンプルマーカの位置を含む同じ走査線上への超音波の送受信が所定の回数繰り返される。

【0185】

スペクトラムドプラモード処理部 34 のドプラ偏移信号検出部は、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、検出されたドプラ偏移信号を分析部に供給する。

20

【0186】

スペクトラムドプラモード処理部 34 の FFT 分析器は、ドプラサンプルマーカ位置設定部 53 から供給されたドプラサンプルマーカ位置設定データを取得し、取得されたドプラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、設定されたドプラサンプルマーカ位置を中心にした所定の幅で、ドプラ偏移信号検出部から供給されたドプ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プラモード画像データを主記憶部 41 に供給する。

【0187】

これにより、ドプラサンプルマーカ位置設定処理により設定されたドプラサンプルマーカ位置を中心にした所定の幅におけるスペクトラムドプラモード画像データを生成することができる。従って、オペレータが観察を所望する血管のスペクトラムドプラモード画像データを生成することができ、その結果、超音波診断装置 1 を用いた心臓の冠状動脈診断における信頼性や安定性を向上させることができる。

30

【0188】

主記憶部 41 は、スペクトラムドプラモード処理部 34 から供給されたスペクトラムドプラ画像データを取得し、取得されたスペクトラムドプラ画像データを記憶する。

【0189】

ところで、スペクトラムドプラモード処理部 34 において検出される血流速度は、実際に被検体の血流から受けるドプラ偏移のうち、超音波ビーム方向の成分のみで検出される血流速度である。そのため、正確な血流速度を表示するには、血流の流れの方向と超音波ビーム方向と成す角度を算出し、算出された角度を用いて、正確な血流速度になるように検出された血流速度を補正する必要がある。以下、ドプラ角度補正処理について説明する。

40

【0190】

ステップ S22 において、ドプラ角度補正係数算出部 57 は、表面抽出部 50 から供給された血流表面抽出データを取得するとともに、送受信制御部 56 から供給された超音波ビーム方向データを取得し、取得された血流表面抽出データと超音波ビーム方向データに基づいて、血流空間における長手方向と超音波のビーム方向が成す角度を算出する。

50

【0191】

具体的には、血流は流れの方向により連続性を多く有しており、血流の表面により形成される血流空間における長手方向のいずれかの方向が血流の移動方向であると考えられる。例えば図11の場合、血流空間における長手方向のいずれかの方向は、直線Lと平行となるいずれかの方向と考えられる。

【0192】

これにより、血流空間における長手方向と、送受信制御部56から供給された超音波ビーム方向データに含まれる超音波ビーム方向とが既知となることから、血流空間における長手方向と超音波のビーム方向が成す角度を算出することができる。

【0193】

次に、算出された角度を用いて、正確な血流速度になるように、生成されたスペクトラムドプラモード画像データに乘じる角度補正係数を算出する。図14に示されるように、スペクトラムドプラモード処理部34において検出される血流速度 v を、正確な血流速度 V に補正する角度補正係数($1/\cos$)を算出する。ドプラ角度補正係数算出部57は、算出された角度補正係数に関するデータである角度補正係数データをスケール補正部58に供給する。

【0194】

ステップS23において、スケール補正部58は、主記憶部41に記憶されているスペクトラムドプラモード画像データを読み出すとともに、ドプラ角度補正係数算出部57から供給された角度補正係数データを取得し、読み出されたスペクトラムドプラモード画像データに取得された角度補正係数を乗じてスケールを補正し、補正後のスペクトラムドプラ画像データをスペクトラムドプラ描画処理部27に供給する。

【0195】

なお、ドプラ角度補正処理は常時行うようにしてもよいが、カラードプラモード画像データのフレームレートごとに行うようにしてもよいし、オペレータにより予め設定された所定の時間間隔ごとに行うようにしてもよい。勿論、適宜、オペレータの好みに合わせて、ドプラサンプルマーカ追従制御処理中に変更することができるようにしてもよい。

【0196】

本発明の実施形態においては、抽出された血流空間における長手方向から実際の血流の流れの方向を正確に推測し、推測された血流の流れの方向と超音波のビーム方向を用いて角度補正係数を算出するようにしているので、実際の血流速度をより高精度に算出することができる。

【0197】

スペクトラムドプラ描画処理部27は、スケール補正部58から供給されたスケール補正後のスペクトラムドプラモード画像データを取得し、取得されたスケール補正後のスペクトラムドプラモード画像データを、ドプラ偏移周波数(速度対応する値)の時間的変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。

【0198】

ステップS24において、表示部14は、スペクトラムドプラ描画処理部27から供給された補正後のスペクトラムドプラモード画像データを取得し、取得された補正後のスペクトラムドプラモード画像データに基づくスペクトラムドプラモード画像を表示する。

【0199】

これにより、オペレータは、観察を所望する血管のスペクトラムドプラモード画像を見ながら、観察を所望する血管について診断をすることができる。従って、超音波診断装置1を用いた心臓の冠状動脈診断における信頼性や安定性を向上させることができる。

【0200】

ステップS25において、ドプラサンプルマーカ追従制御部45は、拡張期または収縮期の場合に予め設定された所定の回数のドプラサンプルマーカ追従制御処理が実行されたか否かを判定する。すなわち、現在、拡張期用のドプラサンプルマーカ追従制御処理が実

10

20

30

40

50

行されている場合であって、一心拍の拡張期中において例えば3回、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行するように予め設定されているとき、一心拍の拡張期中に3回、ドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されたか否かが判定される。

【0201】

また、現在、収縮期用のドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されている場合であって、一心拍の収縮期中において例えば10回、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行するように予め設定されているとき、一心拍の収縮期中に10回、ドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されたか否かが判定される。

【0202】

ステップS25において拡張期または収縮期の場合に予め設定された所定の回数のドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されていないと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部45は、予め設定された所定の回数のうち、残りの回数、ドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されるように画像再構成部47を制御し、処理はステップS15に戻り、その後、ステップS15以降の処理が繰り返される。これにより、一心拍の拡張期中または収縮期中において予め設定された所定の回数、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を繰り返すことができる。

10

【0203】

ステップS25において拡張期または収縮期の場合に予め設定された所定の回数のドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されたと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部45はステップS26で、データ取得部42から供給されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を取得したか否かを判定する。

20

【0204】

すなわち、データ取得部42は、オペレータが入力部13の図示せぬドブラサンプルマーカ追従終了ボタンを操作することにより、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示に関するデータを取得すると、取得されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示に関するデータに基づいて、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を生成し、ドブラサンプルマーカ追従制御部45に供給する。

【0205】

ドブラサンプルマーカ追従制御部45は、データ取得部42から供給されたドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を取得したか否かを判定する。

30

【0206】

ステップS26においてドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を取得していないと判定された場合、処理は図3のステップS3に戻り、その後、ステップS3以降の処理が同様に繰り返される。

【0207】

これにより、現在、拡張期用のドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行されている場合であって、取得されたECG信号に基づいて心臓の収縮期であると判定されると、その後、収縮期用のドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行される。以降同様の処理が繰り返され、オペレータが入力部13の図示せぬドブラサンプルマーカ追従終了ボタンを操作することにより、ドブラサンプルマーカ追従終了を指示するまで、ドブラサンプルマーカ追従制御処理が繰り返し実行される。

40

【0208】

ところで、本発明の実施形態においては、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始するにあたり、オペレータの好みに合わせて、ドブラサンプルマーカの追従制御を所望する追従制御関心領域を予め設定するようにしている。しかし、図15[A]および[B]に示されるように追従制御関心領域内に例えば血管BL-1と血管BL-2が存在する場合、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を繰り返すと、血管BL-1と血管BL-2のいずれにもドブラサンプルマーカ位置が移動することが考えられる。血管BL-1と血管BL-2などの複数の血管にドブラサンプルマーカ位置が頻繁に移動すると、オペレータが診断に利用する場合に実用的でないだけでなく、ドブラサンプルマーカ追従制御処理時のC

50

P U 2 9 の負荷が大きくなり、ドブラサンプルマーカ追従制御処理により多くの時間がかってしまう。

【 0 2 0 9 】

そこで、ドブラサンプルマーカ追従制御処理が繰り返し実行される中で、オペレータがドブラサンプルマーカの移動範囲（追従制御範囲）の制限を所望する場合（すなわち、オペレータが、観察を所望する血管を限定する場合）、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより、より狭い範囲の新たな追従制御関心領域に関するデータを入力し、ドブラサンプルマーカの追従制御関心領域を制限するようにしてもよい。

【 0 2 1 0 】

この場合、図 3 のステップ S 8 において新たな追従制御関心領域に関するデータが取得されたと判定され、ステップ S 9 乃至 S 1 0 の処理により、取得された新たな追従制御関心領域に関するデータに基づいて新たな追従制御関心領域が設定される。以降、新たな追従制御関心領域内においてドブラサンプルマーカ追従制御処理が繰り返し実行される。

10

【 0 2 1 1 】

これにより、追従制御関心領域内に複数の血管が存在する場合であっても、新たにドブラサンプルマーカの追従制御関心領域を制限することにより、オペレータが観察を所望する血管（例えば、図 1 5 [A] の場合、血管 B L - 1 など）近傍にのみ、ドブラサンプルマーカが移動するようにすることができる。

【 0 2 1 2 】

従って、ドブラサンプルマーカ追従制御処理時の C P U 2 9 の負荷が少なくすることができ、ドブラサンプルマーカ追従制御処理に費やす時間を少なくすることができる。また、オペレータが観察を所望する血管についてのみドブラサンプルマーカを追従させることができる。その結果、超音波診断装置 1 を用いた心臓の冠動脈診断における信頼性や安定性を向上させることができる。

20

【 0 2 1 3 】

なお、オペレータは、入力部 1 3 を操作することにより新たな追従制御関心領域に関するデータを何回でも入力し、ドブラサンプルマーカ追従制御処理が実行される追従制御関心領域を超音波診断装置 1 に設定させることができる。

【 0 2 1 4 】

また、オペレータが入力部 1 3 を操作することにより超音波診断装置 1 に新たな追従制御関心領域を設定させるようにしているが、このような場合に限られず、繰り返し実行されたドブラサンプルマーカ追従制御処理により得られた血管の移動距離などによりドブラサンプルマーカの追従制御関心領域を自動的に設定するようにしてもよい。

30

【 0 2 1 5 】

なお、オペレータにより入力部 1 3 が操作されることにより新たな追従制御関心領域に関するデータが入力されない場合、ステップ S 8 において新たな追従制御関心領域に関するデータが取得されていないと判定され、ステップ S 9 乃至 S 1 0 の処理がスキップされ、設定されている最新の追従制御関心領域においてドブラサンプルマーカ追従制御処理が繰り返し実行される。

【 0 2 1 6 】

一方、ステップ S 3 3 においてドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を取得したと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部 4 5 は、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了する。

40

【 0 2 1 7 】

なお、本発明の実施形態においては、オペレータが入力部 1 3 に設けられたドブラサンプルマーカ追従制御開始ボタンまたは終了ボタン（いずれも図示せず）を操作することにより、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を開始または終了させるようにしているが、常時、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行するようにしてもよい。

【 0 2 1 8 】

本発明の第 1 の実施形態においては、ボリュームデータ（例えば、血流速度のボリューム

50

ムデータ)を用いて血流表面により形成される血流空間を抽出し、抽出された血流空間の所望の重心位置にドブラサンプルマーカ位置を設定し、設定されたドブラサンプルマーカ位置にドブラサンプルマーカを表示・移動するとともに、設定されたドブラサンプルマーカ位置を用いてスペクトラムドブラモード画像データを生成するようにしたので、スペクトラムドブラサンプルマーカを所望の血管の3次元的な移動に合わせて簡便に、かつ正確に追従させることができる。これにより、オペレータは、観察を所望する血管のスペクトラムドブラモード画像を見ながら、観察を所望する血管について診断をすることができる。従って、超音波診断装置1を用いた心臓の冠状動脈診断における信頼性や安定性を向上させることができる。

【0219】

10

ところで、心臓の近傍に存在する冠状動脈を観察する場合、これらの冠状動脈は、心臓の拍動に合わせて周期的に移動をするが、図17に示されるように、一心拍内の所定の時相(例えば、被検体の呼吸時など)においては冠状動脈の移動速度は比較的遅くなるが一方、一心拍内の所定の時相においては冠状動脈の移動速度は最も速くなる。

【0220】

また、冠状動脈の移動速度が最速となる時相を観察することは臨床的に重要であり、特に、薬剤の投与前後の最高速度を正確に比較して観察可能となることが臨床的に強く望まれている。そこで、少なくとも冠状動脈の移動速度が最速となる時相を観察することができるように、冠状動脈の移動速度が最速となる時相のみ、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行するようにしてもよい。

20

【0221】

具体的には、ドブラサンプルマーカ追従制御部45は、ECG信号取得部44から供給されたECG信号に基づいて、冠状動脈の移動速度が最速となる時相であるか否かを判定し、冠状動脈の移動速度が最速となる時相であると判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行させるようにしてもよい。

【0222】

勿論、1心拍ごとに限られず、さらに間隔をおいて複数の心拍ごとに、冠状動脈の移動速度が最速となる時相のみ、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を行うようにしてもよい。また、このような心拍に同期させる場合、オペレータの好みや血管の種類に合わせて、1心拍中にドブラサンプルマーカ追従制御処理を複数回行うようにしてもよい。

30

【0223】

これにより、少なくとも冠状動脈の移動速度が最速となる時相を観察することができるとともに、ドブラサンプルマーカ追従制御処理の処理効率を向上させることができる。

【0224】

なお、本発明の第1の実施形態においては、図18[A]に示されるように、ドブラサンプルマーカの幅を予め設定された所定の幅(固定された幅)で生成し、所定の幅をもつドブラサンプルマーカの位置を血管BLの移動(矢印の方向への移動)に合わせて追従させるようにしているが、図18[B]に示されるように、繰り返し実行されたドブラサンプルマーカ追従制御処理による追従結果に関して統計演算処理を行った結果、血管BLが幅Qの範囲内でしか移動しない場合、その統計演算処理結果に基づいて、ドブラサンプルマーカの幅(スペクトラムドブラモード処理部34でドブラ演算をする窓関数の長さ)を変更するとともに、ドブラサンプルマーカ位置を設定するようにしてもよい。以下、この処理を用いた本発明の第2実施形態について説明する。

40

【0225】

[第2実施形態]

図19は、図1の超音波診断装置1が実行可能な機能の第2実施形態における構成を表している。なお、図1の超音波診断装置1の構成については同様であり、その説明は繰り返しのになるので省略する。また、図2の超音波診断装置1の構成と対応するものについては、同一の符号を付してあり、その説明は繰り返しのになるので省略する。

【0226】

50

統計演算部 59 は、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 の制御に従い、主記憶部 41 に記憶されているドブラサンプルマーカ位置設定データを読み出し、読み出されたドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて統計演算処理を施す。

【0227】

具体的には、ドブラサンプルマーカ追従制御処理が 20 回実行されることにより、例えば 20 個のドブラサンプルマーカ位置が設定され、ドブラサンプルマーカの移動が制御された場合、統計演算部 59 は、20 個のドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて統計演算処理を施し、20 個のドブラサンプルマーカ位置の平均位置や標準偏差などを演算する。

【0228】

統計演算部 59 は、その統計演算結果をドブラサンプルマーカ位置設定部 53 とドブラサンプルマーカ幅設定部 60 に供給する。

【0229】

ドブラサンプルマーカ幅設定部 60 は、統計演算部 59 から供給された統計演算結果を取得し、取得された統計演算結果に基づいてドブラサンプルマーカの幅を設定し、設定されたドブラサンプルマーカ幅に関するデータであるドブラサンプルマーカ幅設定データをドブラサンプルマーカ生成部 53 に供給する。

【0230】

次に、図 20 と図 21 のフローチャートを参照して、図 19 の超音波診断装置 1 におけるドブラサンプルマーカ追従制御処理について説明する。なお、図 20 と図 21 のステップ S71 乃至 S96 の処理については、図 3 と図 4 のステップ S1 乃至 S26 の処理と同様であり、その説明は繰り返しになるので省略する。

【0231】

ステップ S96 においてドブラサンプルマーカ追従制御処理を終了するとの指示信号を取得していないと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 はステップ S97 で、統計演算部 59 においてすでに統計演算が施されたか否かを判定する。

【0232】

ステップ S97 において統計演算部 59 においてまだ統計演算が施されていないと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 はステップ S98 で、統計演算処理を行うことが可能な所定の回数以上、ドブラサンプルマーカ追従制御部がすでに実行されたか否かを判定する。

【0233】

ステップ S98 において統計演算処理を行うことが可能な所定の回数以上、ドブラサンプルマーカ追従制御部がまだ実行されていないと判定された場合、処理はステップ S73 に戻り、その後、ステップ S73 以降の処理が繰り返される。これにより、統計演算処理を行うことが可能な所定の回数まで、ドブラサンプルマーカ追従制御処理を実行することができる。

【0234】

ステップ S98 において統計演算処理を行うことが可能な所定の回数以上、ドブラサンプルマーカ追従制御部がすでに実行されたと判定された場合、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 は、超音波診断装置 1 の各部を制御し、統計演算処理を実行させる。

【0235】

ステップ S99 において、超音波診断装置 1 は、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45 の制御に従い、統計演算処理を実行する。この統計演算処理の詳細は、図 22 のフローチャートに示されている。

【0236】

図 22 のフローチャートを参照して、図 19 の超音波診断装置 1 における統計演算処理について説明する。

【0237】

ステップ S111 において、統計演算部 59 は、ドブラサンプルマーカ追従制御部 45

10

20

30

40

50

の制御に従い、主記憶部 41 に記憶されている複数のドブラサンプルマーカ位置設定データを読み出し、読み出された複数のドブラサンプルマーカ位置設定データに基づいて統計演算処理を施し、複数のドブラサンプルマーカ位置の平均位置（空間的に平均となる位置）と標準偏差などを演算する。

【0238】

統計演算部 59 は、統計演算処理を施した結果、複数のドブラサンプルマーカ位置の平均位置に関するデータである平均位置データをドブラサンプルマーカ位置設定部 53 に供給するとともに、複数のドブラサンプルマーカ位置の標準偏差に関するデータである標準偏差データをドブラサンプルマーカ幅設定部 60 に供給する。

【0239】

ステップ S112 において、ドブラサンプルマーカ位置設定部 53 は、統計演算部 59 から供給された平均位置データを取得し、取得された平均位置データに基づいて、演算された平均位置にドブラサンプルマーカ位置を設定し、設定されたドブラサンプルマーカ位置に関するデータであるドブラサンプルマーカ位置設定データをスペクトラムドブラモード処理部 34 とドブラサンプルマーカ生成部 54 に供給する。

【0240】

ステップ S113 において、ドブラサンプルマーカ幅設定部 60 は、統計演算部 59 から供給された標準偏差データを取得し、取得された標準偏差データに基づいてドブラサンプルマーカの幅を設定する。すなわち、図 18 [B] に示されるように、取得された標準偏差に基づいて血管 BL が幅 Q の範囲内でしか移動しないと判定された場合、ドブラサンプルマーカの幅を例えば幅 R に設定する。

【0241】

ドブラサンプルマーカ幅設定部 60 は、設定されたドブラサンプルマーカの幅に関するデータであるドブラサンプルマーカ幅設定データをドブラサンプルマーカ生成部 54 に供給する。

【0242】

ステップ S114 において、ドブラサンプルマーカ生成部 54 は、ドブラサンプルマーカ位置設定部 53 から供給されたドブラサンプルマーカ位置設定データを取得するとともに、ドブラサンプルマーカ幅設定部 60 から供給されたドブラサンプルマーカ幅設定データを取得し、取得されたドブラサンプルマーカ位置設定データとドブラサンプルマーカ幅設定データに基づいて、新たなドブラサンプルマーカを生成し、生成された新たなドブラサンプルマーカ生成データを DSC28 を介して表示部 14 に供給する。

【0243】

ステップ S115 において、表示部 14 は、生成された新たなドブラサンプルマーカ生成データに基づいて、新たに生成されたドブラサンプルマーカを、すでに表示されている 2 次元の B モード画像データに基づく B モード画像と 3 次元のカラードブラモード画像データに基づく 3 次元のカラードブラモード画像に重畳して表示する。

【0244】

その後、処理は図 21 のステップ S91 に進み、ステップ S91 以降の処理が繰り返される。

【0245】

これにより、統計演算処理が実行されると、表示されるドブラサンプルマーカの位置は平均位置に固定されるとともに、ドブラサンプルマーカの幅は設定された所定の幅に固定され、また、スペクトラムドブラモード処理部 34 においては、平均位置を中心に設定された所定の幅 R でドブラ偏移信号に対して FFT 分析などが行われ、スペクトラムドブラ画像データが生成される。

【0246】

一方、ステップ S97 において統計演算部 59 においてすでに統計演算が施されたと判定された場合、処理はステップ S91 に進み、その後、ステップ S91 以降の処理が繰り返される。すなわち、統計演算処理後において固定されたドブラサンプルマーカ位置と幅

10

20

30

40

50

のままで、Bモード画像データ、カラードプラモード画像データ、およびスペクトラムドプラモード画像データなどが繰り返し生成されて表示される。

【0247】

本発明の第2の実施形態においては、繰り返し実行されるドプラサンプルマーカ追従制御処理により得られる複数のドプラサンプルマーカ位置設定データに基づいて、統計演算処理を実行するようにしたので、ドプラサンプルマーカの位置と幅を最適化することができる。これにより、オペレータが観察を所望する血管をより観察がしやすくすることができる。従って、超音波診断装置1を用いた心臓の冠状動脈診断における信頼性や安定性を向上させることができる。

【0248】

なお、本発明の第2の実施形態においては、統計演算処理の結果に基づいてドプラサンプルマーカの位置や幅を固定するようにしたが、このような場合に限らず、統計演算処理の結果を用いてドプラサンプルマーカ追従制御処理における種々の処理に利用することができる。

【0249】

例えば、統計演算処理の結果に基づいて、血管の移動が激しい所定の時相においてのみ、ドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行し、血管の移動が緩やかな所定の時相においてはドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行しないようにしてもよい。これにより、ドプラサンプルマーカ追従制御処理の処理効率を向上させることができる。

【0250】

また、統計演算処理を実行した後もドプラサンプルマーカ位置設定処理などを並行して行い、最初の統計演算処理の実行した後、所定の回数ごとに繰り返して統計演算処理を実行し、その都度得られた統計演算結果に基づいてドプラサンプルマーカの位置や幅を設定するようにしてもよい。これにより、ドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行すればするほど、ドプラサンプルマーカ追従制御処理の精度を向上させることができる。

【0251】

さらに、統計演算部59における統計演算処理の結果に基づいて、ドプラサンプルマーカの幅を設定するだけでなく、例えば、ドプラサンプルマーカの位置に設定される平均位置において好適な送受信条件（例えば、送信パルス波長、送信開口、送信焦点、送信周波数、受信フィルタ帯域、受信中心周波数など）などの超音波診断装置1における種々の制御情報を変更するようにしてもよい。

【0252】

なお、本発明の第1および第2の実施形態においては、3次元の領域にわたり、複数のカラードプラモード画像データを収集し、変換後のボリュームデータを用いてドプラサンプルマーカ追従制御処理を行うようにしたが、このような場合に限らず、図23に示されるように、例えば離散的に超音波ビームを送受信する多断面走査を用いてドプラサンプルマーカ追従制御処理を行うようにしてもよい。

【0253】

また、本発明の第1および第2の実施形態においては、血流表面により形成される血流空間内の重心位置を算出するようにしているが、このような場合に限らず、抽出された血流空間内のいずれかの位置を算出することができさえすればよい。例えば、重心以外の、数学上「心」などのように呼ばれる位置を算出するようにしてもよい。

【0254】

さらに、本発明の第1および第2の実施形態においては、血流速度のボリュームデータを用いてドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行するようにしているが、このような場合に限らず、例えば血流情報に関するボリュームデータのうち、パワー（信号強度）のボリュームデータを用いてドプラサンプルマーカ追従制御処理を実行するようにしてもよい。

【0255】

なお、本発明の第1および第2の実施形態においては、オペレータが心臓の冠状動脈を

10

20

30

40

50

診断する場合に適用するようにしているが、このような場合に限られず、被検体のあらゆる部位の血管を診断する場合にも適用することができる。

【0256】

なお、本発明の第1および第2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。

【0257】

また、本発明の第1および第2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】

10

【0258】

【図1】本発明を適用した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行可能な機能の第1実施形態における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ドブラサンプルマーカ追従制御処理について説明するフローチャート。

【図4】図2の超音波診断装置におけるドブラサンプルマーカ追従制御処理について説明するフローチャート。

【図5】[A]および[B]はドブラサンプルマーカの追従を所望する3次元的な追従制御関心領域に関するデータの入力方法を説明する説明図。

20

【図6】図4のステップS15におけるドブラサンプルマーカ位置設定処理の詳細について説明するフローチャート。

【図7】図2の多値化部における多値化方法について説明する説明図。

【図8】図2の多値化部における多値化方法について説明する説明図。

【図9】図2の表面抽出部における表面抽出方法について説明する説明図。

【図10】図2の表面抽出部における表面抽出方法について説明する説明図。

【図11】図6のステップS43における表面抽出処理で抽出される血流空間の例を示す図。

【図12】図1の表示部に表示されるドブラサンプルマーカの表示例を示す図。

【図13】図1の表示部に表示されるドブラサンプルマーカの移動方法を説明する説明図。

30

【図14】図2のドブラ角度補正係数算出部におけるドブラ角度補正係数算出方法について説明する説明図。

【図15】図1の表示部に表示される追従制御関心領域内に複数の血管が存在する場合について説明する説明図。

【図16】[A]および[B]はドブラサンプルマーカ移動範囲に関するデータの入力方法を説明する説明図。

【図17】心臓の拍動に合わせて変化する冠状動脈の移動速度について説明する説明図。

【図18】ドブラサンプルマーカ幅の設定方法について説明する説明図。

【図19】図1の超音波診断装置が実行可能な機能の第2実施形態における構成を示すブロック図。

40

【図20】図19の超音波診断装置におけるドブラサンプルマーカ追従制御処理について説明するフローチャート。

【図21】図19の超音波診断装置におけるドブラサンプルマーカ追従制御処理について説明するフローチャート。

【図22】図21のステップS99の統計演算処理の詳細について説明するフローチャート。

【図23】超音波の多断面走査方法について説明する説明図。

【符号の説明】

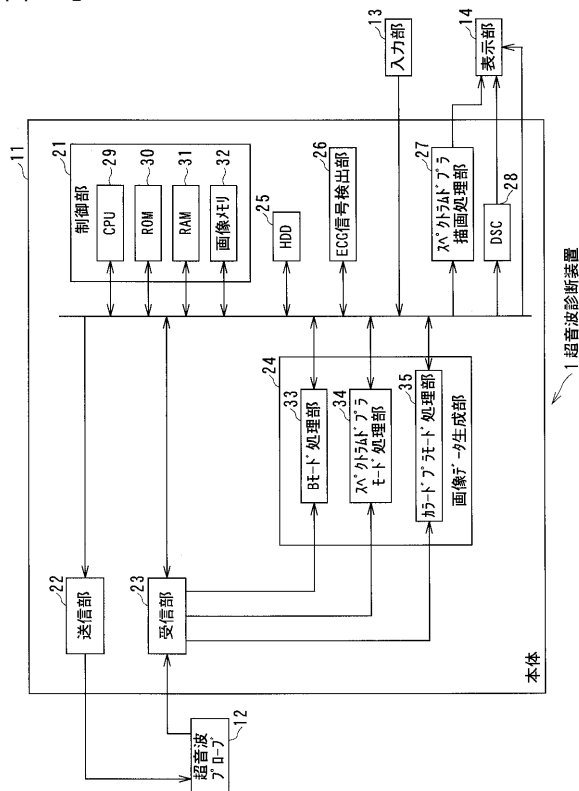
【0259】

50

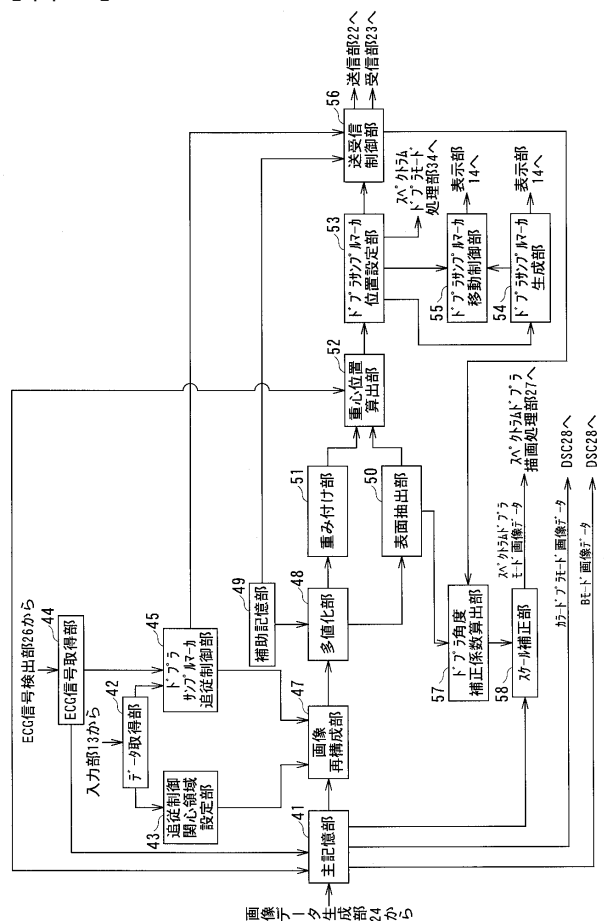
1 ... 超音波診断装置、11 ... 本体、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力部、14 ... 表示部、21 ... 制御部、22 ... 送信部、23 ... 受信部、24 ... 画像データ生成部、25 ... HDD、26 ... ECG信号検出部、27 ... スペクトラムドプラ描画処理部、28 ... DSC、29 ... CPU、30 ... ROM、31 ... RAM、32 ... 画像メモリ、33 ... Bモード処理部、34 ... スペクトラムドプラモード処理部、35 ... カラードプラモード処理部、41 ... 主記憶部、42 ... データ取得部、43 ... 追従制御関心領域設定部、44 ... ECG信号取得部、45 ... ドプラサンプルマーカ追従制御部、47 ... 画像再構成部、48 ... 多値化部、49 ... 補助記憶部、50 ... 表面抽出部、51 ... 重み付け部、52 ... 重心位置算出部、53 ... ドプラサンプルマーカ位置設定部、54 ... ドプラサンプルマーカ生成部、55 ... ドプラサンプルマーカ移動制御部、56 ... 送受信制御部、57 ... ドプラ角度補正係数算出部、58 ... スケール補正部、59 ... 統計演算部、60 ... ドプラサンプルマーカ幅設定部。

10

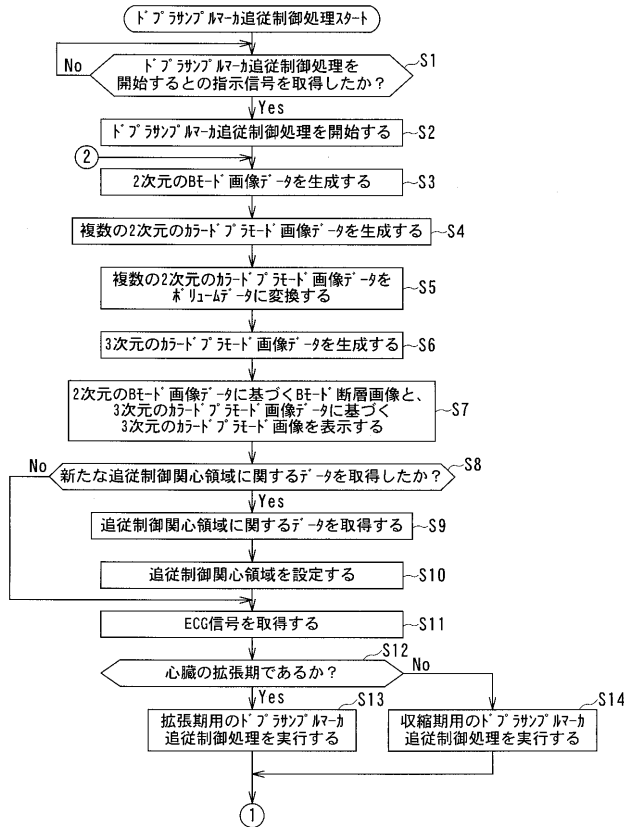
【図1】



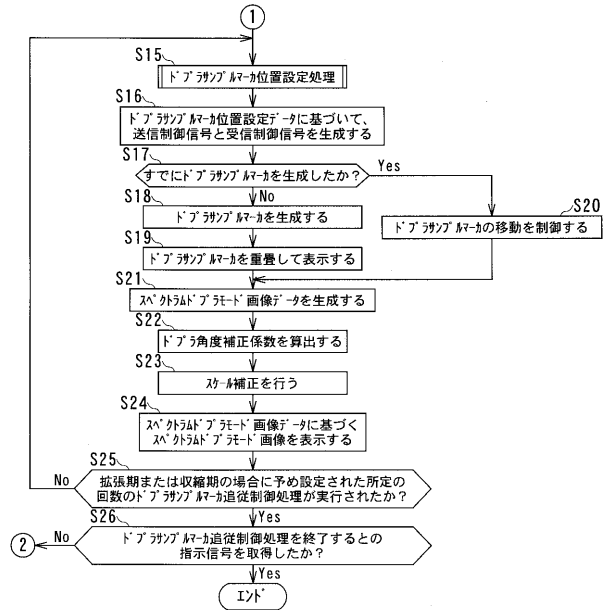
【図2】



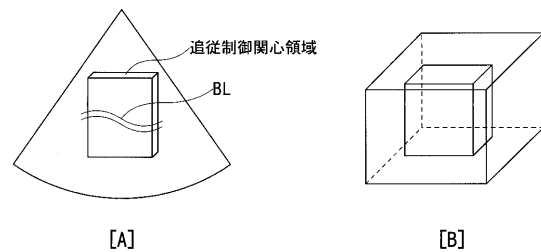
【図 3】



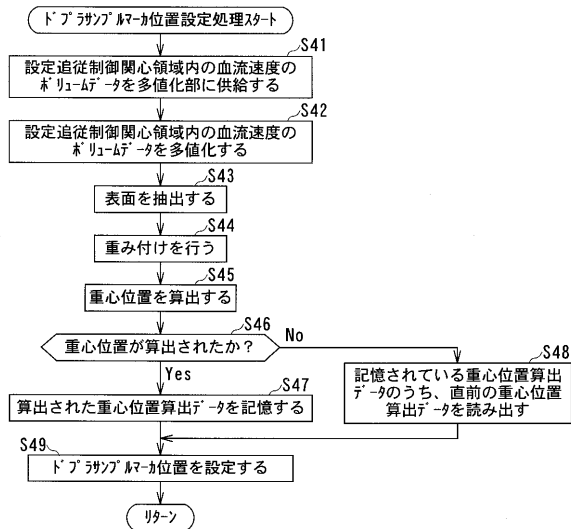
【図 4】



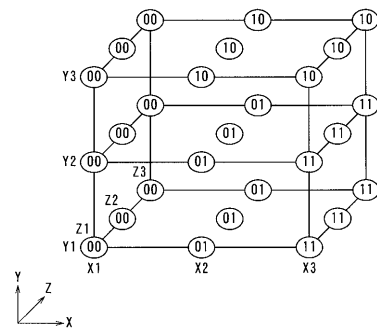
【図 5】



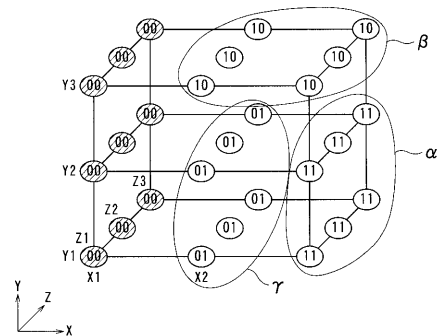
【図 6】



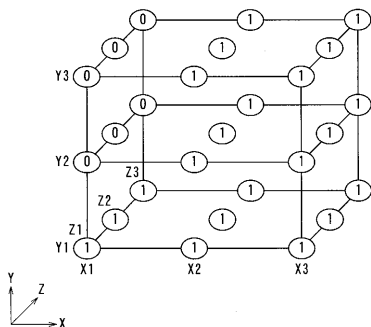
【図 8】



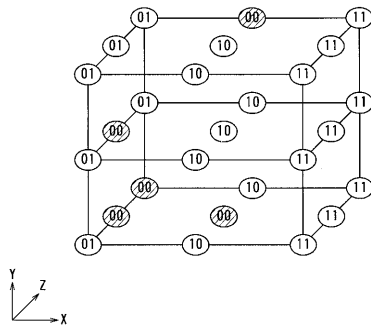
【図 9】



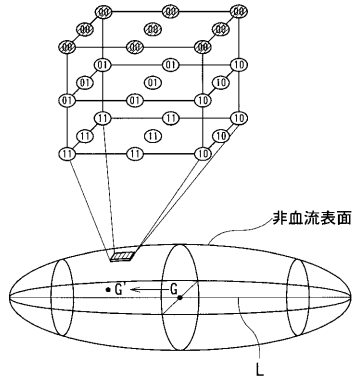
【図 7】



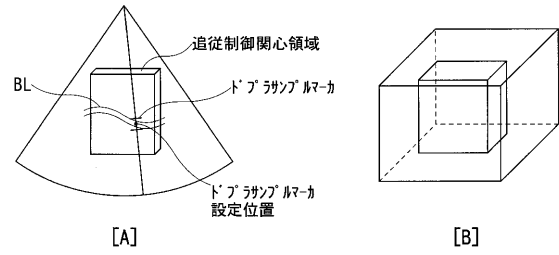
【図 10】



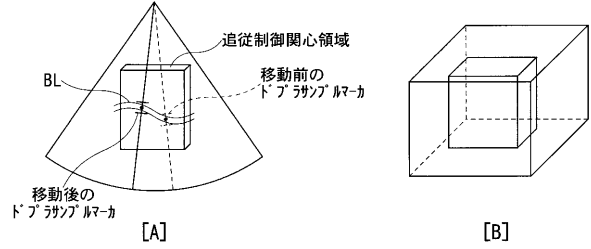
【図 11】



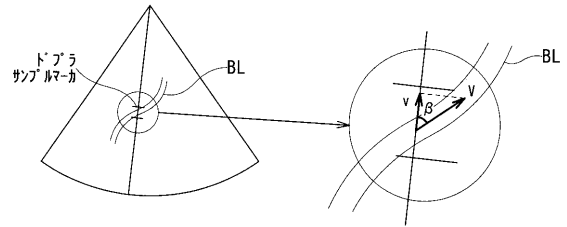
【図 12】



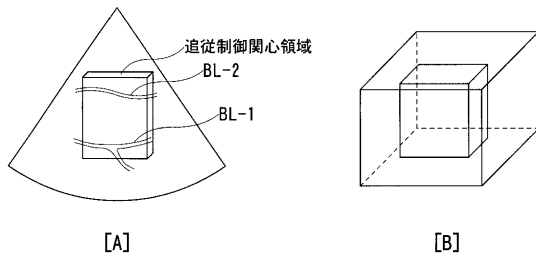
【図 13】



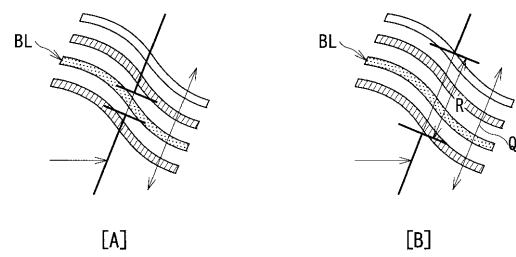
【図 14】



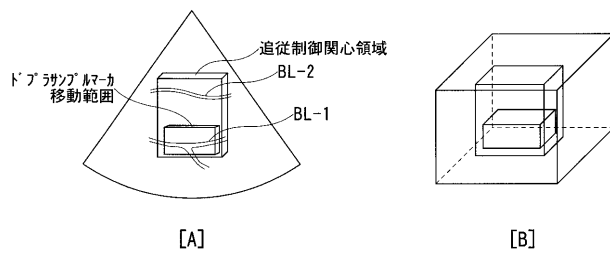
【図 15】



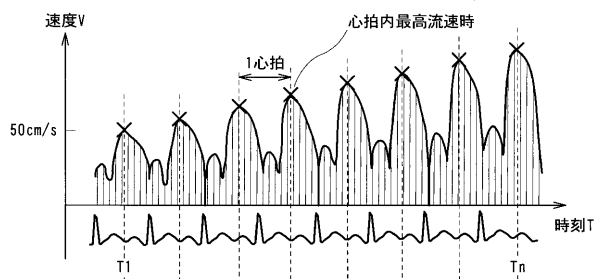
【図 18】



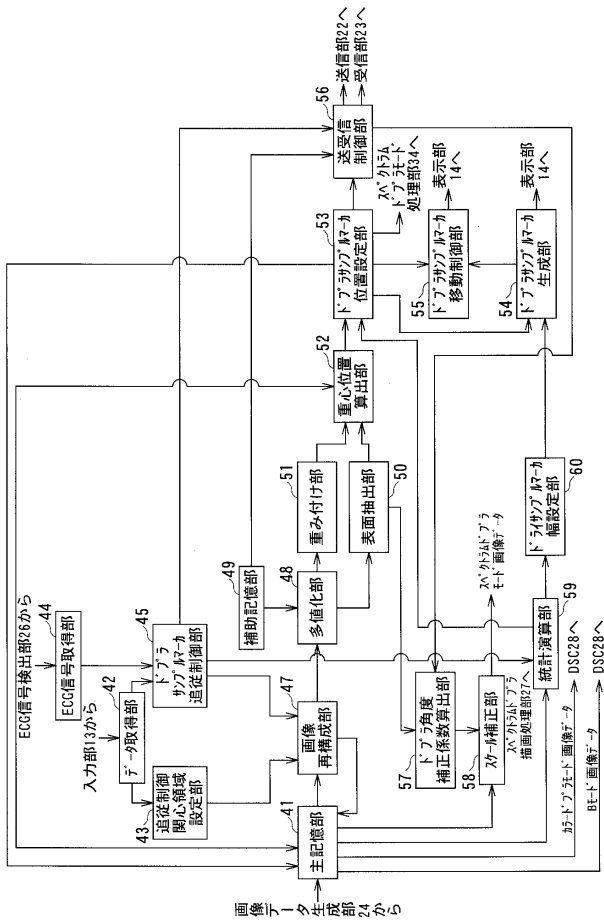
【図 16】



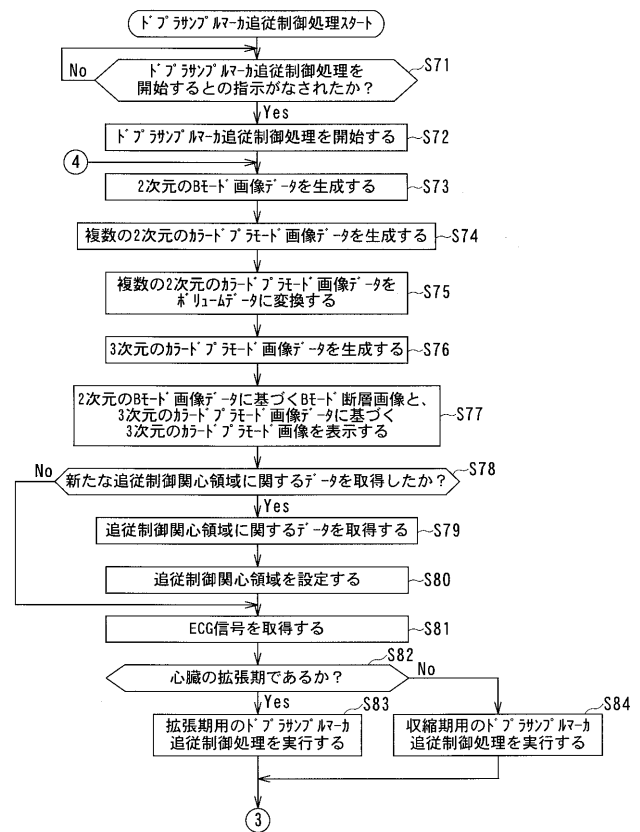
【図 17】



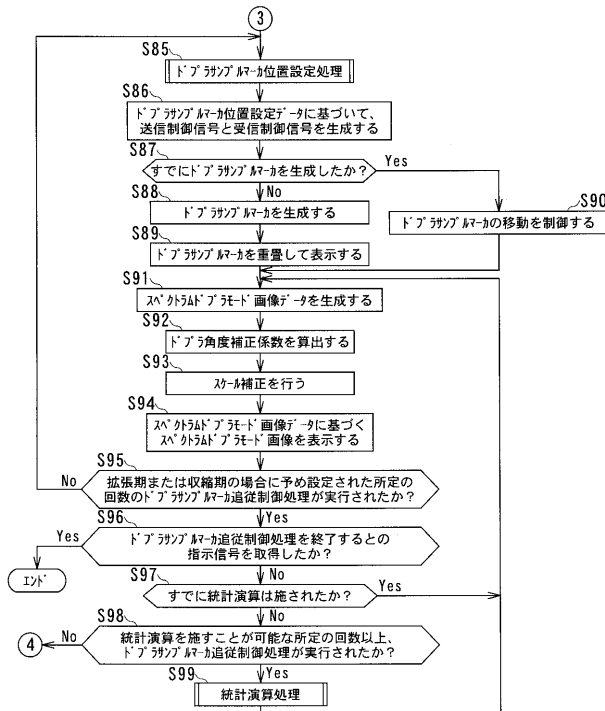
【図 19】



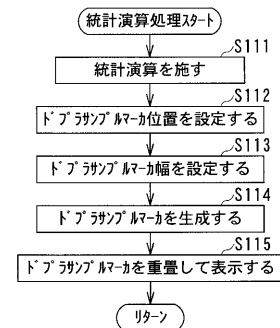
【図 20】



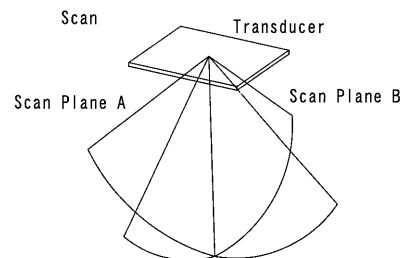
【図 21】



【図 22】



【図 23】



フロントページの続き

(72)発明者 潟口 宗基

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 BB03 DD03 DD15 DE03 DE04 DE05 EE11 FF08 GB04 GB06
HH29 JB30 JB49 JB54 JC16 JC23 JC25 JC37 KK12 KK18
KK21 KK23 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备及其控制处理程序		
公开(公告)号	JP2007319203A	公开(公告)日	2007-12-13
申请号	JP2006149621	申请日	2006-05-30
[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	瀧口宗基		
发明人	瀧口 宗基		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/543 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52085 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH29 4C601/JB30 4C601/JB49 4C601/JB54 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK23 4C601/KK31		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
其他公开文献	JP4864547B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：根据血管的所需三维运动，轻松，准确地跟踪频谱多普勒的样本标记。在本发明的超声波诊断装置中，图像重构部（47）读出血流速度数据，多值部（48）根据与血流速度有关的基准值算出血流速度。该数据是多值的，表面提取单元50基于多值的体积数据提取血流的表面，并且加权单元51在计算由血流表面形成的血流空间的重心位置时进行加权。重心位置计算单元52计算血流空间的重心位置，多普勒样本标记位置设置单元53将多普勒样本标记的位置设置为血流空间的重心位置，多普勒样本标记移动控制单元55。根据多普勒样本标记位置设置数据控制多普勒样本标记的移动。[选择图]图2

