

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体のボリュームデータを取得する画像取得手段と、

前記被検体のボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出する抽出手段と、

前記抽出された血管の形態を表すボリュームデータに基づいて、前記 3 次元領域における前記血管に沿って観測点を設定する観測点設定手段と、

前記 3 次元領域において設定された各観測点が示す位置に超音波を送信してドブラスキャンを実行することで、前記血管の前記観測点が設定された箇所における運動体の流速を取得する流速取得手段と、

前記取得された流速の大きさに応じた色を、前記血管の形態を表すボリュームデータにおける前記観測点が設定された箇所に割り当てることで、各箇所に色が割り当てられた色ボリュームデータを生成する配色手段と、

前記色ボリュームデータに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記流速取得手段は、前記ドブラスキャンとしてパルスドブラスキャンを実行し、前記パルスドブラスキャンによって取得された信号に FFT 処理を施すことで前記運動体の流速を取得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】

前記観測点設定手段は、前記 3 次元領域における前記血管に沿って所定間隔ごとに前記観測点を設定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。

【請求項 4】

前記配色手段は、前記血管に沿って隣り合う観測点にて取得された流速に基づいて、前記隣り合う観測点間における流速を補間によって求め、前記血管を表すボリュームデータにおける前記観測点が設定された箇所には、前記観測点にて取得された流速の大きさに応じた色を割り当て、更に、前記血管に沿って隣り合う観測点間には、前記補間によって求められた流速の大きさに応じた色を割り当てることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記観測点設定手段は、前記 3 次元領域における前記血管に沿って、所定の大きさを有する前記観測点の一部分を、隣り合う観測点に重ねて複数の観測点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 6】

前記観測点設定手段は、前記 3 次元領域における前記血管のうち、予め設定された関心領域に含まれる箇所については、所定の大きさを有する前記観測点の一部分を、隣り合う観測点に重ねて複数の観測点を設定し、前記関心領域に含まれない箇所については、所定間隔ごとに前記観測点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 7】

前記観測点設定手段は、前記抽出された血管の形態を表すボリュームデータに基づいて、前記血管が分岐する箇所を特定し、前記分岐する箇所を含む所定範囲については、所定の大きさを有する前記観測点の一部分を、隣り合う観測点に重ねて複数の観測点を設定し、前記所定範囲以外の範囲については、所定間隔ごとに前記観測点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 8】

前記観測点設定手段は、設定した前記観測点のうち、前記 3 次元領域における前記血管と超音波の送受信方向とがほぼ直交する観測点を特定し、

前記流速取得手段は、前記特定された観測点に対しては、直交する方向以外の方向から

10

20

30

40

50

超音波を送信してドブラスキャンを実行することを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記流速取得手段は、前記 3 次元領域において設定された前記各観測点が示す位置に異なる時間ごとに超音波を送信してドブラスキャンを実行することで、前記血管の前記観測点が設定された箇所における前記運動体の流速を、前記異なる時間ごとに取得し、

前記配色手段は、前記血管の形態を表すボリュームデータにおける前記観測点が設定された箇所に、それぞれの時間ごとに取得された流速の大きさに応じた色を割り当てることで、前記異なる時間ごとの前記色ボリュームデータを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記被検体に対してそれぞれ異なる方向から超音波を送信することで取得された複数の色ボリュームデータを記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶されている複数の色ボリュームデータのパターンマッチングを行うことで、前記複数の色ボリュームデータのそれぞれに表されている前記血管の形態の位置を合わせるマッチング手段と、

前記位置が合わされた複数の色ボリュームデータのそれぞれの同じ箇所において前記流速取得手段によって取得された各運動体の流速に基づいて、その同じ箇所における流速を求める流速決定手段と、

を更に有し、

20

前記配色手段は、前記血管の形態を表すボリュームデータの各箇所に、前記流速決定手段によって決定された色を割り当てることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記流速決定手段は、前記同じ箇所における前記運動体の流速が、前記全ての色ボリュームデータにおいて 0 m/s の場合は、その箇所の流速を 0 m/s に決定し、また、前記複数の色ボリュームデータのうち少なくとも 1 つの色ボリュームデータにおいて、前記同じ箇所における前記運動体の流速が 0 m/s 以外の値の場合、その箇所の流速を前記値に決定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。

30

【請求項 12】

コンピュータに、

被検体に対して超音波を送信することで取得された前記被検体のボリュームデータを受け付け、前記被検体のボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出する抽出機能と、

前記 3 次元空間における血管の各部において取得された運動体の流速を受け付けて、前記各部における流速の大きさに応じた色を、前記血管の形態を表すボリュームデータの各部に割り当てることで、各部に色が割り当てられた色ボリュームデータを生成する配色機能と、

前記色ボリュームデータに基づく画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体を超音波で走査することで、被検体内の形態を表す画像を取得し、被検体内を流れる血流などの運動体の流速を求める超音波診断装置、及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、ドブラスキャンを行なうことで、被検体内を流れる血流などの運動体の流速を求めることができる。従来においては、パワードブラ法 (Power Ang

50

i o)を用いることで、被検体内の血流を立体的に表す３次元画像を取得し、その３次元画像を表示することが行われていた。このパワードブラ法を用いて得られた３次元画像を観察することで、血管の走行を把握することができる。また、パワードブラ法によると、送受信する超音波の角度依存性を低減し、血流を表す画像の色の反転やノイズ比を改善することができる。

【０００３】

また、被検体内の組織を３次的に表すボリュームデータから、血管の位置情報を抽出する技術が知られている（例えば特許文献１）。これによると、関心領域における血管の立体像を描出することができる。

【０００４】

10

【特許文献１】特開平８－１３１４２９号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかしながら、パワードブラ法では、血管の走行を把握することができるが、高い精度で血管の各部における血流値を得ることが困難であった。そのため、血管の各部における血流値をより正確に把握することが困難であった。

【０００６】

また、腫瘍の経過を診断するときや、腫瘍を摘出するときには、臓器における血管の情報を的確に把握することが要求されている。例えば、臓器における血管の位置や血流速度などを的確に把握することが求められている。そのため、臓器における血管の位置や血流速度の把握に供することが可能な情報が望まれている。さらに、血管については、血管狭窄が発生している位置を的確に把握できる情報が望まれている。

20

【０００７】

この発明は上記の問題を解決するものであり、被検体内における運動体の位置とその運動体の流速とが表された画像を生成することが可能な超音波診断装置、及び超音波画像処理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】

【０００８】

請求項１に記載の発明は、被検体に対して超音波を送信し、前記被検体のボリュームデータを取得する画像取得手段と、前記被検体のボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出する抽出手段と、前記抽出された血管の形態を表すボリュームデータに基づいて、前記３次元領域における前記血管に沿って観測点を設定する観測点設定手段と、前記３次元領域において設定された各観測点が示す位置に超音波を送信してドブラスキャンを実行することで、前記血管の前記観測点が設定された箇所における運動体の流速を取得する流速取得手段と、前記取得された流速の大きさに応じた色を、前記血管の形態を表すボリュームデータにおける前記観測点が設定された箇所に割り当てることで、各箇所に色が割り当てられた色ボリュームデータを生成する配色手段と、前記色ボリュームデータに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

30

40

また、請求項１２に記載の発明は、コンピュータに、被検体に対して超音波を送信することで取得された前記被検体のボリュームデータを受け付け、前記被検体のボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出する抽出機能と、前記３次元空間における血管の各部において取得された運動体の流速を受け付けて、前記各部における流速の大きさに応じた色を、前記血管の形態を表すボリュームデータの各部に割り当てることで、各部に色が割り当てられた色ボリュームデータを生成する配色機能と、前記色ボリュームデータに基づく画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【０００９】

50

この発明によると、血管の形態を表す画像に、運動体（血液）の流速の大きさに応じた色を割り当てることにより、操作者は、３次元空間における血管の位置と、その血管の各部における運動体（血流）の速度を明確に把握することが可能となる。そのことにより、操作者は、画像に割り当てられている色に基づいて、例えば血管狭窄が発生している位置を明確に特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】

【００１０】

（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を示すブロック図である。

10

【００１１】

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

【００１２】

超音波プローブ２には、複数の超音波振動子が２次元的に配置された２次元アレイプローブが用いられる。２次元アレイプローブは、超音波の送受信によって３次元の領域を走査（スキャン）することができる。また、超音波プローブ２には、複数の超音波振動子が所定方向（走査方向）に１列に配置された１次元アレイプローブを用いても良い。さらに、超音波プローブ２には、走査方向に直交する方向（揺動方向）に超音波振動子を機械的に揺動させることで３次元の領域を走査することができる１次元アレイプローブを用いても良い。

20

【００１３】

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

【００１４】

送受信部３の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ２の各振動子に供給するようになっている。

30

【００１５】

また、送受信部３の受信部は、図示しないプリアンプ回路、Ａ／Ｄ変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ２の各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。なお、この送受信部３によって加算処理された信号を「ＲＦデータ」と称することとする。

40

【００１６】

信号処理部４は、Ｂモード処理部４１とドブラ処理部４２を備えている。

【００１７】

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、送受信部３から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【００１８】

ドブラ処理部４２は、例えばパルスドブラ法（ＰＷドブラ法）により血流情報を生成する。パルスドブラ法によると、パルス波を用いているため、ある特定の深度のドブラ偏移

50

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。ドブラ処理部 42 は、送受信部 3 から送られる信号に対して、所定の大きさを有する観測点（サンプルポジション）内における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに FFT 処理を施して、所定の大きさを有する観測点（サンプルポジション）内の血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

【0019】

また、信号処理部 4 は、カラーモード処理部を備えていても良い。このカラーモード処理部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、パワー等の情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。

10

【0020】

なお、超音波プローブ 2、送受信部 3、及び信号処理部 4 が、この発明の「画像取得手段」の 1 例に相当する。

【0021】

信号処理部 4 は、超音波ラスタデータを画像処理部 6 に出力する。また、信号処理部 4 は、超音波ラスタデータをデータ記憶部 5 に出力し、データ記憶部 5 は、その超音波ラスタデータを記憶する。また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリュームスキャンを実行することでボリュームデータが取得された場合、信号処理部 4 は、そのボリュームデータを画像処理部 6 に出力する。また、信号処理部 4 は、そのボリュームデータをデータ記憶部 5 に出力し、データ記憶部 5 はそのボリュームデータを記憶する。すなわち、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって 3 次元の領域を走査することでボリュームデータが取得された場合、データ記憶部 5 にはその 3 次元の領域を表すボリュームデータが記憶される。

20

【0022】

この実施形態においては、被検体の血管を撮影対象の 1 例とし、被検体に対してボリュームスキャンを実行することで、血管が含まれるボリュームデータを取得する場合について説明する。

【0023】

次に、画像処理部 6 と制御部 9 について説明する。画像処理部 6 は、抽出部 61、配色部 62、及び 3 次元画像生成部 66 を備えている。配色部 62 は、色決定部 63、補間部 64、及び色割当部 65 を備えている。また、制御部 9 は、観測点設定部 91 と角度補正部 92 を備えている。

30

【0024】

抽出部 61 は、信号処理部 4 からボリュームデータを受けて、そのボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出する。また、抽出部 61 は、データ記憶部 5 からボリュームデータを読み込み、そのボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出しても良い。抽出部 61 は、従来技術に係る抽出方法によって、血管の形態を表すボリュームデータを抽出する。例えば、抽出部 61 は、ボリュームデータを構成する各点の画素値に基づいて、血管の形態を表すボリュームデータを抽出する。また、抽出部 61 は、特開平 8 - 131429 号公報に開示されている抽出技術を用いて、血管の形態を表すボリュームデータを抽出しても良い。

40

【0025】

ここで、血管の形態を表すボリュームデータについて図 2 を参照して説明する。図 2 は、血管の形態を表すボリュームデータを模式的に示す図である。抽出部 61 は、超音波の送受信によって取得されたボリュームデータから、図 2 に示すように、3 次元空間に分布する血管の形態を表すボリュームデータ 10 を抽出する。

【0026】

そして、抽出部 61 は、血管の形態を表すボリュームデータを配色部 62 の色割当部 65 に出力する。さらに、抽出部 61 は、3 次元空間における血管の位置を示す情報（座標情報）を制御部 9 に出力する。

50

【 0 0 2 7 】

また、画像処理部 6 は、データ記憶部 5 からポリウムデータを読み込み、そのポリウムデータに基づいて、所定方向に沿った複数の断層像データを生成しても良い。この場合、画像処理部 6 は、それら複数の断層像データに基づいて、ポリウムデータを再構成する。抽出部 6 1 は、再構成されたポリウムデータから血管の形態を表すポリウムデータを抽出しても良い。そして、抽出部 6 1 は、血管の形態を表すポリウムデータを色割当部 6 5 に出力する。さらに、抽出部 6 1 は、3次元空間における血管の位置を示す情報（座標情報）を制御部 9 に出力する。

【 0 0 2 8 】

制御部 9 の観測点設定部 9 1 は、抽出部 6 1 から 3次元空間における血管の座標情報を受けて、3次元空間における血管に沿って複数の観測点（サンプルポジション）を設定する。この観測点は3次元空間において所定の大きさを有し、3次元空間において所定の範囲を占めている。この観測点によって特定される範囲が、ドブラスキャンの対象となる範囲であり、その観測点における血流情報が取得される。そして、制御部 9 は、3次元空間における各観測点の座標情報を送受信部 3 に出力する。なお、観測点設定部 9 1 が、この発明の「観測点設定手段」の 1 例に相当する。

【 0 0 2 9 】

送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された観測点の座標情報に従って、超音波プローブ 2 によって超音波ビームを偏向させ、パルスドブラ法によるドブラスキャンを行なうことで、各観測点のドブラ情報（血流情報）を取得する。そして、送受信部 3 は、ドブラスキャンによって得られた各観測点のドブラ情報をドブラ処理部 4 2 に出力する。ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から出力されたドブラ情報に基づいて、各観測点における血流の速度を求める。そして、ドブラ処理部 4 2 は、3次元空間における各観測点の位置を示す情報（座標情報）と各観測点の血流速度とを配色部 6 2 に出力する。また、ドブラ処理部 4 2 は、3次元空間における各観測点の座標情報と各観測点の血流速度とをデータ記憶部 5 に出力する。データ記憶部 5 は、各観測点の座標情報と血流速度を記憶する。

【 0 0 3 0 】

なお、超音波プローブ 2、送受信部 3、及び信号処理部 4 が、この発明の「流速取得手段」の 1 例に相当する。

【 0 0 3 1 】

配色部 6 2 の色決定部 6 3 は、ドブラ処理部 4 2 から各観測点の血流速度を受けて、各観測点の血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。例えば、血流速度の大きさと色とを対応付けた色テーブルを予め記憶部（図示しない）に記憶させておく。色決定部 6 3 は、その記憶部に記憶されている対応付けに従って、各観測点における血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。例えば、大きさが小さい血流速度（遅い血流速度）には青色を対応させ、大きさが大きい血流速度（速い血流速度）には赤色を対応させる。そして、血流速度の大きさが小さくなるほど（血流速度が遅くなるほど）青系統が強い色を徐々に対応させ、血流速度の大きさが大きくなるほど（血流速度が速くなるほど）赤系統が強い色を徐々に対応させる。そして、色決定部 6 3 は、3次元空間における各観測点の位置を示す情報（座標情報）と、各観測点に対して決定した色を示す情報（色情報）とを、色割当部 6 5 に出力する。なお、色決定部 6 3 が決定する色には、色の種類、色の濃淡や明暗や強弱で表される色調の程度が含まれていても良い。

【 0 0 3 2 】

色割当部 6 5 は、抽出部 6 1 から血管の形態を表すポリウムデータを受け、更に、色決定部 6 3 から各観測点に対する色を示す情報（色情報）を受け、そのポリウムデータの各観測点に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。すなわち、色割当部 6 5 は、血流速度の大きさに応じた色を、ポリウムデータの各観測点の位置に割り当てる。そして、色割当部 6 5 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたポリウムデータを、3次元画像生成部 6 6 に出力する。なお、血流速度の大きさに応じた色が各部に割り当てられたポリウムデータを、便宜的に「色ポリウムデータ」と称する。

また、色割当部 65 は、色ボリュームデータを図示しないデータ記憶部に出力し、そのデータ記憶部はその色ボリュームデータを記憶する。なお、色割当部 65 は、ボリュームデータの各部に、色の種類の他、色決定部 63 によって決定された色調の程度を割り当てても良い。

【0033】

3次元画像生成部 66 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）に対して、視点を設定し、その視点から色ボリュームデータに向けた視線方向に沿ってボリュームレンダリングを施すことで、血管を立体的に表す3次元画像データを生成する。そして、3次元画像生成部 66 は、その3次元画像データを表示制御部 7 に出力する。なお、操作者は操作部 82 を用いて任意の位置を指定することで、任意の位置に視点を設定することができる。また、3次元画像生成部 66 は、3次元画像データを図示しないデータ記憶部に出力し、そのデータ記憶部はその3次元画像データを記憶する。

【0034】

表示制御部 7 は、3次元画像データに基づく3次元画像を表示部 81 に表示させる。これにより、血管を立体的に表す3次元画像が表示部 81 に表示されるとともに、血管の各部に血流速度の大きさに応じた色が割り当てられて表示されることになる。なお、色割当部 65 によってボリュームデータの各部に、血流速度の大きさに応じた色調の程度が割り当てられている場合は、その色調の程度で血流速度の大きさが表される。

【0035】

また、色割当部 65 によって色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）や、3次元画像生成部 66 によって生成された3次元画像データは、図示しないデータ記憶部に記憶される。3次元画像生成部 66 は、そのデータ記憶部から色ボリュームデータを読み込み、その色ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、3次元画像データを生成しても良い。また、表示制御部 7 は、そのデータ記憶部から3次元画像データを読み込み、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示部 81 に表示させても良い。

【0036】

なお、制御部 9 は、超音波診断装置 1 の各部の動作を制御する。例えば、制御部 9 は、送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。送受信部 3 は、制御部 9 による制御の下、超音波プローブ 2 によってボリュームスキャンを行なうことで、被検体のボリュームデータを取得する。また、送受信部 3 は、制御部 9 による制御の下、超音波プローブ 2 によってドブラスキャンを行なうことで、被検体のドブラ情報を取得する。

【0037】

ここで、観測点（サンプルポジション）の設定例について図 3 から図 8 を参照して説明する。この実施形態では、1 例として、第 1 の設定方法から第 4 の設定方法について説明する。

【0038】

（第 1 の設定方法）

まず、第 1 の設定方法について図 3 を参照して説明する。図 3 は、血管に対する観測点（サンプルポジション）の第 1 の設定方法を示す模式図である。各観測点は所定の大きさを有し、所定の領域を占めている。観測点設定部 91 は、3次元空間における血管の座標情報に基づいて、3次元空間における血管 11 に沿って、一部分を隣り合う観測点に重ねて複数の観測点 12A、12B、・・・、12N、・・・を設定する。すなわち、観測点設定部 91 は、血管 11 に沿って隣り合う各観測点について、互いに一部分が重なるように各観測点を設定する。各観測点は所定の大きさを有しているため、互いに一部分が重なるように設定することができる。例えば、観測点設定部 91 は、観測点 12A の一部分が、観測点 12A に隣り合う観測点 12B の一部分と重なるように、観測点 12A と観測点 12B を血管 11 に沿って設定する。また、観測点設定部 91 は、観測点 12B の一部分が、観測点 12B に隣り合う観測点 12C の一部分と重なるように、観測点 12B と観測

点 1 2 C を血管 1 1 に沿って設定する。このように、観測点設定部 9 1 は、血管 1 1 に沿って隣り合う各観測点を、互いに一部分が重なる位置に設定する。例えば、重なる範囲を記憶部（図示しない）に記憶させておく。観測点設定部 9 1 は、その記憶部に記憶されている重なる範囲に従って、血管 1 1 に沿って隣り合う各観測点を、互いに一部分が重なる位置に設定する。なお、操作者は操作部 8 2 を用いて、重なる範囲の大きさを任意に変更することができる。そして、制御部 9 は、3 次元空間における各観測点の座標情報を送受信部 3 に出力する。

【 0 0 3 9 】

送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された観測点の座標情報に従って、パルスドプラ法によるドプラスキャンを行なうことで、各観測点のドブラ情報（血流情報）を取得する。図 3 に示す例では、送受信部 3 は、隣り合う観測点と一部分が重なるようにして設定された観測点 1 2 A、1 2 B、1 2 C、・・・に対してドプラスキャンを行なうことで、観測点 1 2 A などのドブラ情報（血流情報）を取得する。ドブラ処理部 4 2 は、そのドブラ情報に基づいて各観測点の血流速度を求める。そして、ドブラ処理部 4 2 は、3 次元空間における各観測点の位置を示す情報（座標情報）と各観測点の血流速度とを色決定部 6 3 に出力する。

10

【 0 0 4 0 】

色決定部 6 3 は、ドブラ処理部 4 2 から各観測点の血流速度を受けて、各観測点の血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。色決定部 6 3 は、上述したように、図示しない記憶部に記憶されている色テーブルが示す対応付けに従って、各観測点における血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。図 3 に示す例では、色決定部 6 3 は、観測点 1 2 A、1 2 B、・・・、1 2 N、・・・の血流速度の大きさに応じて、観測点 1 2 A などに対する色を決定する。そして、色決定部 6 3 は、各観測点の位置を示す情報（座標情報）と、各観測点に対して決定した色を示す情報（色情報）とを、色割当部 6 5 に出力する。

20

【 0 0 4 1 】

色割当部 6 5 は、抽出部 6 1 から血管の形態を表すボリュームデータを受け、更に、色決定部 6 3 から各観測点に対する色を示す情報（色情報）を受け、血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。図 3 に示す例では、色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータに対して、観測点 1 2 A、1 2 B、・・・、1 2 N、・・・の位置に、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。

30

【 0 0 4 2 】

そして、色割当部 6 5 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）を、3 次元画像生成部 6 6 に出力する。

【 0 0 4 3 】

なお、色割当部 6 5 は、隣り合う観測点と重なる範囲のパターンと色とに基づいて、各観測点間の位置合わせを行って、ボリュームデータの各観測点に色を割り当てる。これにより、各観測点間の位置合わせを精度良く行うことが可能となる。

40

【 0 0 4 4 】

3 次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータに対して視点を設定し、その視点から色ボリュームデータに向けた視線方向に沿ってボリュームレンダリングを施すことで、血管を立体的に表す 3 次元画像データを生成する。そして、3 次元画像生成部 6 6 は、その 3 次元画像データを表示制御部 7 に出力する。

【 0 0 4 5 】

表示制御部 7 は、3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、血管を立体的に表す 3 次元画像が表示部 8 1 に表示されるとともに、血管の各部に血流速度の大きさに応じた色が割り当てられて表示されることになる。

【 0 0 4 6 】

ここで、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によって生成される 3 次元画像の 1 例を

50

図 4 に示す。図 4 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって生成される 3 次元画像の 1 例を示す図である。

【 0 0 4 7 】

表示制御部 7 は、図 4 に示すように、血管を立体的に表すとともに、血流速度の大きさに応じた色が各部に割り当てられた 3 次元画像 2 0 を表示部 8 1 に表示させる。また、表示制御部 7 は、血流速度の大きさと色との対応付けを示すカラーバー 2 2 を表示部 8 1 に表示させる。図 4 では、色を用いて血流速度の大きさを表す代わりに、便宜的に、血流速度の大きさに応じてハッチングの模様を変えている。例えば、血流速度の大きさが小さくなるほど（血流速度が遅くなるほど）青系統が強い色を徐々に対応させ、血流速度の大きさが大きくなるほど（血流速度が速くなるほど）赤系統が強い色を徐々に対応させる。すなわち、血流速度の大きさに応じて、グラデーションを徐々に変えて表示する。

10

【 0 0 4 8 】

操作者は、表示部 8 1 に表示されている 3 次元画像 2 0 を観察することで、血管の立体的な形態と、血管の各部における血流速度を一度に把握することが可能となる。すなわち、血管の形態を立体的に表す 3 次元画像 2 0 に、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられているため、3 次元空間における血管の位置と、その血管を流れる血流の速度を明確に把握することが可能となる。

【 0 0 4 9 】

例えば、部位 2 1 のように、他の箇所比べて血流速度が遅い箇所については、血管狭窄が発生している可能性がある。そのため、この 3 次元画像 2 0 を観察することで、操作者は、血管狭窄の可能性のある箇所を明確に特定することが可能となる。

20

【 0 0 5 0 】

また、この第 1 の設定方法によると、観測点の一部分を隣り合う観測点に重なっているため、隙間を空けずに血管の血流速度を取得することが可能となる。そのため、血管の各部における血流速度を精度良く求めることが可能となる。

【 0 0 5 1 】

（第 2 の設定方法）

次に、第 2 の設定方法について図 5 を参照して説明する。図 5 は、血管に対する観測点（サンプルポジション）の第 2 の設定方法を示す模式図である。観測点設定部 9 1 は、3 次元空間における血管の座標情報に基づいて、3 次元空間における血管 1 1 に沿って、予め設定された所定間隔をおいて観測点（サンプルポジション）1 2 A、1 2 B、1 2 C、・・・を設定する。すなわち、観測点設定部 9 1 は、血管 1 1 に沿って隣り合う各観測点を、互いに所定間隔をおいて設定する。例えば、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 A に隣り合う観測点 1 2 B を、観測点 1 2 A から所定距離離れた位置に設定する。また、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 B に隣り合う観測点 1 2 C を、観測点 1 2 B から所定距離離れた位置に設定する。このように、観測点設定部 9 1 は、血管 1 1 に沿って隣り合う各観測点を、互いに所定距離離れた位置に設定する。例えば、観測点間の距離（所定間隔）を記憶部（図示しない）に記憶させておく。観測点設定部 9 1 は、その記憶部に記憶されている所定間隔に従って、血管 1 1 に沿って隣り合う各観測点を、互いに所定距離離れた位置に設定する。なお、操作者は操作部 8 2 を用いて、観測点間の距離（所定間隔）を任意の距離（間隔）に変更することができる。そして、制御部 9 は、3 次元空間における各観測点の座標情報を送受信部 3 に出力する。

30

40

【 0 0 5 2 】

送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された観測点の座標情報に従って、パルスドプラ法によるドプラスキャンを行なうことで、各観測点のドプラ情報（血流情報）を取得する。図 5 に示す例では、送受信部 3 は、所定間隔をおいて設定された観測点 1 2 A、1 2 B、1 2 C、・・・に対してドプラスキャンを行なうことで、観測点 1 2 A などのドプラ情報（血流情報）を取得する。ドプラ処理部 4 2 は、そのドプラ情報に基づいて各観測点の血流速度を求める。そして、ドプラ処理部 4 2 は、3 次元空間における各観測点の位置を示す情報（座標情報）と各観測点の血流速度とを色決定部 6 3 に出力する。

50

【 0 0 5 3 】

色決定部 6 3 は、上述したように、図示しない記憶部に記憶されている色テーブルが示す対応付けに従って、各観測点における血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。図 5 に示す例では、色決定部 6 3 は、観測点 1 2 A の血流速度の大きさに応じて、観測点 1 2 A に対する色を決定し、観測点 1 2 B の血流速度の大きさに応じて、観測点 1 2 B に対する色を決定し、観測点 1 2 C の血流速度の大きさに応じて、観測点 1 2 C に対する色を決定する。そして、色決定部 6 3 は、各観測点の位置を示す情報（座標情報）と、各観測点に対して決定した色を示す情報（色情報）とを、色割当部 6 5 に出力する。

【 0 0 5 4 】

10

色割当部 6 5 は、上述したように、血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。図 5 に示す例では、色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータに対して、観測点 1 2 A の位置に、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当て、観測点 1 2 B の位置に、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当て、観測点 1 2 C の位置に、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。そして、色割当部 6 5 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）を、3次元画像生成部 6 6 に出力する。

【 0 0 5 5 】

3次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータに対して視点を設定し、その視点から色ボリュームデータに向けた視線方向に沿ってボリュームレンダリングを施すことで、血管を立体的に表す3次元画像データを生成する。そして、3次元画像生成部 6 6 は、その3次元画像データを表示制御部 7 に出力する。

20

【 0 0 5 6 】

表示制御部 7 は、3次元画像データに基づく3次元画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、血管を立体的に表す3次元画像が表示部 8 1 に表示されるとともに、血管の各部に血流速度の大きさに応じた色が割り当てられて表示されることになる。

【 0 0 5 7 】

以上のように、血管の形態を立体的に表す3次元画像に、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられているため、3次元空間における血管の位置と、その血管を流れる血流の速度を明確に把握することが可能となる。

30

【 0 0 5 8 】

また、第 2 の設定方法では、所定間隔をあけて各観測点（サンプルポジション）が設定されているため、血流速度の空間分解能は低下する。しかしながら、ドブラスキャンを行なう箇所が比較的少なくても済むため、スキャンから画像表示までに要する時間を短縮することが可能となる。すなわち、血管の形態を立体的に表す画像と各部の血流情報をリアルタイムに取得して表示することが可能となる。また、第 2 の設定方法は、超音波診断の初期段階において、血流情報を大まかに把握するときに有効である。血流情報を詳細に取得する場合は、観測点の数を増やすことで対応することが可能となる。例えば、超音波診断の初期段階においては、数が少ない観測点を設定することで血流速度を大まかに把握し、その後、観測点の数を増やすことで血流情報を詳細に取得する。

40

【 0 0 5 9 】

（血流速度の補間）

第 2 の設定方法においては、各観測点は互いに所定間隔をおいて設定されているため、血管に沿って隣り合う観測点の間の範囲（以下、「補間範囲」と称する場合がある）においては、血流速度が求められていない。その結果、その補間範囲に対しては、割り当てられる色が決定されていない。そこで、補間部 6 4 は、各観測点の血流速度に基づいて、補間範囲における血流速度を補間によって求める。例えば、補間部 6 4 は、血管に沿って隣り合う観測点の血流速度に基づき、直線補間やスプライン補間などの補間方法によって、隣り合う観測点間の補間範囲における血流速度を求める。そして、補間部 6 4 は、補間範囲における血流速度を色決定部 6 3 に出力する。

50

【 0 0 6 0 】

色決定部 6 3 は、補間部 6 4 から補間範囲の血流速度を受けて、補間範囲の血流速度の大きさに応じて、補間範囲に対する色を決定する。そして、色決定部 6 3 は、3 次元空間における補間範囲の位置を示す情報（座標情報）と、補間範囲に対して決定された色を示す情報（色情報）とを、色割当部 6 5 に出力する。色割当部 6 5 は、色決定部 6 3 から補間範囲に対する色を示す情報（色情報）を受け、血管の形態を表すボリュームデータの補間範囲に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。これにより、血管の形態を表すボリュームデータにおいて、各観測点に対しては実測によって得られた色が割り当てられ、補間範囲に対しては補間によって得られた色が割り当てられることになる。そして、色割当部 6 5 は、各部に色を割り当てたボリュームデータ（色ボリュームデータ）を 3 次元画像生成部 6 6 に出力する。3 次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成する。

10

【 0 0 6 1 】

ここで、補間の 1 例について図 6 を参照して説明する。図 6 は、観測点（サンプルポジション）間の補間方法を説明するための図である。例えば図 6（a）に示すように、観測点 1 2 A と観測点 1 2 B については、それぞれ血流速度が求められて、それぞれ色が決定されている。一方、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 A と観測点 1 2 B との間の補間範囲 1 1 a については、血流速度が求められていない。その結果、補間範囲 1 1 a に対しては、割り当てられる色が決定されていない。

【 0 0 6 2 】

20

そこで、補間部 6 4 は、ドブラ処理部 4 2 から観測点 1 2 A と観測点 1 2 B の座標情報と血流速度を受けて、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 A と観測点 1 2 B との間の補間範囲 1 1 a における血流速度を求める。例えば、補間部 6 4 は、直線補間やスプライン補間などの補間方法によって、補間範囲 1 1 a における血流速度を求める。このとき、補間部 6 4 は、観測点 1 2 A から観測点 1 2 B にかけて徐々に血流速度が変わるように、補間範囲 1 1 a に含まれる各部の血流速度を求めても良い。そして、補間部 6 4 は、補間範囲 1 1 a の血流速度を色決定部 6 3 に出力する。

【 0 0 6 3 】

色決定部 6 3 は、補間範囲 1 1 a に対して、血流速度の大きさに応じた色を決定する。そして、色決定部 6 3 は、3 次元空間における補間範囲 1 1 a の位置を示す情報（座標情報）と、補間範囲 1 1 a に対して決定された色を示す情報（色情報）とを、色割当部 6 5 に出力する。

30

【 0 0 6 4 】

色割当部 6 5 は、色決定部 6 3 から補間範囲 1 1 a に対する色を示す情報（色情報）を受け、血管の形態を表すボリュームデータの補間範囲 1 1 a に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。これにより、例えば図 6（b）に示すように、補間範囲 1 1 a に対して、補間によって求められた色が割り当てられることになる。

【 0 0 6 5 】

補間部 6 4 は、補間範囲 1 1 a 以外の補間範囲についても、補間によって血流速度を求める。色決定部 6 3 は、複数の補間範囲のそれぞれに対して、各補間範囲の血流速度に応じた色を決定する。そして、色割当部 6 5 は、色決定部 6 3 によって決定された色を、血管の形態を表すボリュームデータにおける補間範囲に割り当てる。これにより、血管の形態を表すボリュームデータの全ての範囲に対して、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられることになる。

40

【 0 0 6 6 】

そして、3 次元画像生成部 6 6 は、各部に色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）にボリュームレンダリングを施すことで、3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。例えば図 4 に示すように、表示制御部 7 は、血流速度に応じた色が各部に割り当てられた 3 次元画像 2 0 を表示部 8 1 に表示させる。

50

【 0 0 6 7 】

以上のように、観測点の数が少ない場合であっても、各観測点の間の血流速度を補間によって求めることで、血管の全体に対して色を割り当てて表示することが可能となる。

【 0 0 6 8 】

(第 3 の設定方法)

次に、第 3 の設定方法について図 7 を参照して説明する。図 7 は、血管に対する観測点 (サンプルポジション) の第 3 の設定方法を示す模式図である。第 3 の設定方法においては、超音波によって走査される 3 次元空間内に予め関心領域 (R O I) を指定しておく。関心領域 (R O I) の指定は、操作者が操作部 8 2 を用いて行うことができる。例えば、超音波によって被検体を予め走査することで、3 次元画像生成部 6 6 によって 3 次元画像データを予め生成しておく。そして、表示制御部 7 は、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。操作者はその 3 次元画像を観察しながら、操作部 8 2 を用いて所望の位置に関心領域 (R O I) を指定する。そして、3 次元空間における関心領域 (R O I) の位置を示す情報 (座標情報) は、ユーザインターフェース (U I) 8 から制御部 9 に出力され、関心領域 (R O I) が制御部 9 に設定される。

【 0 0 6 9 】

観測点設定部 9 1 は、3 次元空間における血管の座標情報と関心領域の座標情報とに基づいて、3 次元空間における血管 1 1 に沿って観測点 (サンプルポジション) を設定する。このとき、観測点設定部 9 1 は、関心領域 (R O I) 1 3 が設定された範囲については、上述した第 1 の設定方法と同様に、一部分を隣り合う観測点に重ねて観測点 1 2 A、1 2 B、1 2 C を設定する。また、観測点設定部 9 1 は、関心領域 (R O I) 1 3 以外の範囲については、上述した第 2 の設定方法と同様に、予め設定された所定間隔において観測点 (サンプルポジション) 1 2 D、1 2 E、・・・を設定する。

【 0 0 7 0 】

例えば、関心領域 (R O I) 1 3 が設定された範囲については、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 A の一部分が、観測点 1 2 A に隣り合う観測点 1 2 B の一部分と重なるように、観測点 1 2 A と観測点 1 2 B を血管 1 1 に沿って設定する。また、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 B の一部分が、観測点 1 2 B に隣り合う観測点 1 2 C の一部分と重なるように、観測点 1 2 B と観測点 1 2 C を血管 1 1 に沿って設定する。

【 0 0 7 1 】

一方、関心領域 (R O I) 1 3 以外の範囲については、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 C に隣り合う観測点 1 2 D を、観測点 1 2 C から所定距離離れた位置に設定する。また、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 D に隣り合う観測点 1 2 E を、観測点 1 2 D から所定距離離れた位置に設定する。

【 0 0 7 2 】

そして、制御部 9 は、3 次元空間における各観測点の座標情報を送受信部 3 に出力する。

【 0 0 7 3 】

送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された観測点の座標情報に従って、パルスドブラ法によるドプラスキャンを行なうことで、各観測点のドブラ情報 (血流情報) を取得する。図 7 に示す例では、送受信部 3 は、関心領域 1 3 内においては、一部分が隣り合う観測点に重なる観測点 1 2 A、1 2 B、1 2 C に対してドプラスキャンを行ない、更に、関心領域 1 3 以外の範囲においては、所定間隔において設定された観測点 1 2 D、1 2 E、・・・に対してドプラスキャンを行なう。そして、送受信部 3 は、そのドプラスキャンで取得したドブラ情報 (血流情報) をドブラ処理部 4 2 に出力する。ドブラ処理部 4 2 は、そのドブラ情報に基づいて各観測点の血流速度を求める。そして、ドブラ処理部 4 2 は、3 次元空間における各観測点の位置を示す情報 (座標情報) と各観測点の血流速度とを色決定部 6 3 に出力する。

【 0 0 7 4 】

色決定部 6 3 は、上述したように、図示しない記憶部に記憶されている色テーブルが示

す対応付けに従って、各観測点における血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。そして、色決定部 6 3 は、各観測点の位置を示す情報（座標情報）と、各観測点に対して決定した色を示す情報（色情報）とを、色割当部 6 5 に出力する。

【 0 0 7 5 】

色割当部 6 5 は、上述したように、血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。そして、色割当部 6 5 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）を、3次元画像生成部 6 6 に出力する。

【 0 0 7 6 】

3次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータに対して視点を設定し、その視点から色ボリュームデータに向けた視線方向に沿ってボリュームレンダリングを施すことで、血流を立体的に表す3次元画像データを生成する。そして、3次元画像生成部 6 6 は、その3次元画像データを表示制御部 7 に出力する。

【 0 0 7 7 】

表示制御部 7 は、3次元画像データに基づく3次元画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、血管を立体的に表す3次元画像が表示部 8 1 に表示されるとともに、血管の各部に血流速度の大きさに応じた色が割り当てられて表示されることになる。

【 0 0 7 8 】

以上のように、血管の形態を立体的に表す3次元画像に、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられているため、3次元空間における血管の位置と、その血管を流れる血流の速度を明確に把握することが可能となる。

【 0 0 7 9 】

また、第3の設定方法によると、関心領域 1 3 では、観測点の一部分が隣り合う観測点に重なっているため、隙間を空けずに血管の血流速度を取得することが可能となる。そのため、関心領域 1 3 では、血管の各部における血流速度を精度良く求めることが可能となる。一方、関心領域 1 3 以外の範囲では、所定間隔をあけて各観測点が設定されているため、ドブラスキャンを行なう箇所が比較的少なく済む。ドブラスキャンを行なう箇所が少なくなる分、スキャンに要する時間を削減することができる。このように、第3の設定方法によると、血管の形態を立体的に表す画像と各部の血流情報をリアルタイムに取得して表示することが可能となり、更に、注目している箇所（関心領域）においては血流情報を精度良く求めることが可能となる。

【 0 0 8 0 】

（血流速度の補間）

また、第3の設定方法においては、関心領域（ROI）1 3 以外の範囲では、各観測点は互いに所定間隔をおいて設定されている。そのため、関心領域（ROI）1 3 以外の範囲では、上述した第2の設定方法と同様に、血管に沿って隣り合う観測点の間の範囲（補間範囲）において血流速度が求められていない。そこで、補間部 6 4 は、関心領域（ROI）1 3 以外の範囲を対象として、補間範囲における血流速度を補間によって求める。

【 0 0 8 1 】

例えば図 7 に示すように、観測点 1 2 D は関心領域 1 3 に含まれていないため、観測点 1 2 D は、関心領域 1 3 に含まれる観測点 1 2 C から所定間隔をおいて設定されている。そのため、観測点 1 2 C と、その観測点 1 2 C に隣り合う観測点 1 2 D との間の範囲（補間範囲）については、血流速度は求められていない。また、観測点 1 2 E も関心領域 1 3 に含まれていないため、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 D と観測点 1 2 E との間の範囲（補間範囲）についても、血流速度は求められていない。その結果、観測点 1 2 C と観測点 1 2 D との間の範囲や、観測点 1 2 D と観測点 1 2 E との間の範囲に対しては、割り当てられる色が決定されていない。

【 0 0 8 2 】

そこで、補間部 6 4 は、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 C と観測点 1 2 D との間の補間範囲における血流速度を求める。同様に、補間部 6 4 は、血管 1 1 に沿って隣り合

10

20

30

40

50

う観測点 1 2 D と観測点 1 2 E との間の補間範囲における血流速度を求める。そして、補間部 6 4 は、補間範囲における血流速度を色決定部 6 3 に出力する。

【 0 0 8 3 】

色決定部 6 3 は、補間範囲に対して、血流速度の大きさに応じた色を決定する。そして、色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータの補間範囲に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。これにより、血管の形態を表すボリュームデータにおいて、各観測点に対しては実測によって得られた色が割り当てられ、補間範囲に対しては補間によって得られた色が割り当てられる。その結果、血管の形態を表すボリュームデータの全ての範囲に対して、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられることになる。

10

【 0 0 8 4 】

第 3 の設定方法では、関心領域 1 3 については、各観測点の一部分が隣り合う観測点と重なっているため、関心領域 1 3 については、実測によって得られた色のみが割り当てられる。一方、関心領域 1 3 以外の範囲については、各観測点が所定間隔をおいて設定されているため、実測によって得られた色と、補間によって得られた色とが混在して割り当てられる。そして、色割当部 6 5 は、各部に色を割り当てたボリュームデータ（色ボリュームデータ）を 3 次元画像生成部 6 6 に出力する。3 次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。例えば図 4 に示すように、表示制御部 7 は、血流速度に応じた色が各部に割り当てられた 3 次元画像 2 0 を表示部 8 1 に表示させる。

20

【 0 0 8 5 】

以上のように、関心領域 1 3 以外の範囲については、各観測点の間の血流速度を補間によって求めることで、血管の全体に対して色を割り当てて表示することが可能となる。

【 0 0 8 6 】

（第 4 の設定方法）

次に、第 4 の設定方法について図 8 を参照して説明する。図 8 は、血管に対する観測点（サンプルポジション）の第 4 の設定方法を示す模式図である。第 4 の設定方法では、血管の分岐点を含む所定範囲内で観測点を細かく設定し、それ以外の範囲では観測点を粗く設定する。以下、具体的な処理内容について説明する。

30

【 0 0 8 7 】

観測点設定部 9 1 は、3 次元空間における血管の座標情報に基づいて、3 次元空間における血管 1 1 に沿って観測点（サンプルポジション）を設定する。このとき、観測点設定部 9 1 は、血管 1 1 の分岐点を検出する。分岐点の検出方法としては、従来技術に係る方法を用いることができる。例えば、観測点設定部 9 1 は、血管 1 1 を細線化し、枝分れする箇所を特定する。そして、観測点設定部 9 1 は、図 8 に示すように、血管 1 1 の分岐点を含む範囲 1 4、1 5 を設定する。この範囲 1 4、1 5 の幅は、予め観測点設定部 9 1 に設定しておく。なお、分岐点を含む所定範囲の幅は、操作者が操作部 8 2 を用いて任意に変更できるようにしても良い。

【 0 0 8 8 】

40

そして、観測点設定部 9 1 は、分岐点を含む範囲 1 4、1 5 内においては、各観測点間の間隔を比較的短く設定し、範囲 1 4、1 5 以外の範囲については、各観測点間の間隔を比較的長く設定する。例えば図 8 に示すように、観測点設定部 9 1 は、分岐点を含む範囲 1 4 内においては、上述した第 1 の設定方法と同様に、一部分を隣り合う観測点に重ねて観測点 1 2 A、1 2 B、1 2 C を設定する。また、観測点設定部 9 1 は、分岐点を含む範囲 1 5 内においても、一部分を隣り合う観測点に重ねて観測点 1 2 D、1 2 E、1 2 F を設定する。一方、観測点設定部 9 1 は、分岐点を含む範囲 1 4、1 5 以外の範囲においては、上述した第 2 の設定方法と同様に、予め設定された所定間隔をおいて各観測点を設定する。

【 0 0 8 9 】

50

例えば、分岐点を含む範囲 1 4 については、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 A の一部分が、観測点 1 2 A に隣り合う観測点 1 2 B の一部分と重なるように、観測点 1 2 A と観測点 1 2 B を血管 1 1 に沿って設定する。また、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 B の一部分が、観測点 1 2 B に隣り合う観測点 1 2 C の一部分と重なるように、観測点 1 2 B と観測点 1 2 C を血管 1 1 に沿って設定する。

【0090】

また、分岐点を含む範囲 1 5 については、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 D の一部分が、観測点 1 2 D に隣り合う観測点 1 2 E の一部分と重なるように、観測点 1 2 D と観測点 1 2 E を血管 1 1 に沿って設定する。また、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 E の一部分が、観測点 1 2 E に隣り合う観測点 1 2 F の一部分と重なるように、観測点 1 2 E と観測点 1 2 F を血管 1 1 に沿って設定する。

10

【0091】

一方、分岐点を含む範囲 1 4、1 5 以外の範囲については、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 A に隣り合う観測点 1 2 M を、観測点 1 2 A から所定距離離れた位置に設定する。また、観測点設定部 9 1 は、観測点 1 2 F に隣り合う観測点 1 2 N を、観測点 1 2 F から所定距離離れた位置に設定する。

【0092】

そして、制御部 9 は、3 次元空間における各観測点の座標情報を送受信部 3 に出力する。

【0093】

送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された観測点の座標情報に従って、パルスドプラ法によるドプラスキャンを行なうことで、各観測点のドブラ情報（血流情報）を取得する。図 8 に示す例では、送受信部 3 は、血管 1 1 の分岐点を含む範囲 1 4 内においては、一部分が隣り合う観測点に重なる観測点 1 2 A、1 2 B、1 2 C に対してドプラスキャンを行ない、更に、血管 1 1 の分岐点を含む範囲 1 5 内においては、一部分が隣り合う観測点と重なる観測点 1 2 D、1 2 E、1 2 F に対してドプラスキャンを行なう。また、送受信部 3 は、分岐点を含む範囲 1 4、1 5 以外の範囲においては、所定間隔をおいて設定された観測点 1 2 M、1 2 N、・・・に対してドプラスキャンを行なう。そして、送受信部 3 は、そのドプラスキャンで取得したドブラ情報（血流情報）をドブラ処理部 4 2 に出力する。ドブラ処理部 4 2 は、そのドブラ情報に基づいて各観測点の血流速度を求める。そして、ドブラ処理部 4 2 は、3 次元空間における各観測点の位置を示す情報（座標情報）と各観測点の血流速度とを色決定部 6 3 に出力する。

20

30

【0094】

色決定部 6 3 は、上述したように、図示しない記憶部に記憶されている色テーブルが示す対応付けに従って、各観測点における血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。そして、色決定部 6 3 は、各観測点の位置を示す情報（座標情報）と、各観測点に対して決定した色を示す情報（色情報）とを、色割当部 6 5 に出力する。

【0095】

色割当部 6 5 は、上述したように、血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。そして、色割当部 6 5 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）を、3 次元画像生成部 6 6 に出力する。

40

【0096】

3 次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータに対して視点を設定し、その視点から色ボリュームデータに向けた視線方向に沿ってボリュームレンダリングを施すことで、血管を立体的に表す 3 次元画像データを生成する。そして、3 次元画像生成部 6 6 は、その 3 次元画像データを表示制御部 7 に出力する。

【0097】

表示制御部 7 は、3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、血管を立体的に表す 3 次元画像が表示部 8 1 に表示されるとともに、血管の各

50

部に血流速度の大きさに応じた色が割り当てられて表示されることになる。

【 0 0 9 8 】

以上のように、血管の形態を立体的に表す 3 次元画像に、血流速度の大きさに応じた色を割り当てられているため、3 次元空間における血管の位置と、その血管を流れる血流の速度を明確に把握することが可能となる。

【 0 0 9 9 】

また、第 4 の設定方法によると、血管 1 1 の分岐点を含む範囲 1 4、1 5 では、観測点の一部分が隣り合う観測点に重なっているため、隙間を空けずに血管の血流速度を取得することが可能となる。そのため、血管 1 1 の分岐点付近では、血管の各部における血流速度を精度良く求めることが可能となる。一方、分岐点を含む範囲 1 4、1 5 以外の範囲では、所定間隔をあけて各観測点が設定されているため、ドブラスキャンを行なう箇所が比較的少なく済む。ドブラスキャンを行なう箇所が少なくなる分、スキャンに要する時間を削減することができる。このように、第 4 の設定方法によると、血管の形態を立体的に表す画像と各部の血流情報をリアルタイムに取得して表示することが可能となり、更に、注目している箇所（血管の分岐点）においては血流情報を精度良く求めることが可能となる。

【 0 1 0 0 】

（血流速度の補間）

また、第 4 の設定方法においては、血管 1 1 の分岐点を含む範囲 1 4、1 5 以外の範囲では、各観測点は互いに所定間隔をおいて設定されている。そのため、範囲 1 4、1 5 以外の範囲では、上述した第 2 の設定方法と同様に、血管に沿って隣り合う観測点の間の範囲（補間範囲）において血流速度が求められていない。そこで、補間部 6 4 は、分岐点を含む範囲 1 4、1 5 以外の範囲を対象として、補間範囲における血流速度を補間によって求める。

【 0 1 0 1 】

例えば図 8 に示すように、観測点 1 2 M は分岐点を含む範囲 1 4、1 5 に含まれていないため、観測点 1 2 M は、範囲 1 4 に含まれる観測点 1 2 A から所定間隔をおいて設定されている。そのため、観測点 1 2 A と、その観測点 1 2 A に隣り合う観測点 1 2 M との間の範囲（補間範囲）については、血流速度は求められていない。また、観測点 1 2 N も範囲 1 5 に含まれていないため、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 F と観測点 1 2 N との間の範囲（補間範囲）についても、血流速度は求められていない。さらに、図 8 に示す例では、分岐点を含む範囲 1 4 の端部に設定された観測点 1 2 C と、分岐点を含む範囲 1 5 の端部に設定された観測点 1 2 D との間には観測点が設定されていないため、観測点 1 2 C と観測点 1 2 D との間の範囲（補間範囲）についても、血流速度は求められていない。その結果、観測点 1 2 A と観測点 1 2 M との間の範囲や、観測点 1 2 F と観測点 1 2 N との間の範囲や、観測点 1 2 C と観測点 1 2 D との間の範囲に対しては、割り当てられる色が決定されていない。

【 0 1 0 2 】

そこで、補間部 6 4 は、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 A と観測点 1 2 M との間の補間範囲における血流速度を求める。同様に、補間部 6 4 は、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 F と観測点 1 2 N との間の補間範囲における血流速度を求める。さらに、補間部 6 4 は、血管 1 1 に沿って隣り合う観測点 1 2 C と観測点 1 2 D との間の補間範囲における血流速度を求める。そして、補間部 6 4 は、補間範囲における血流速度を色決定部 6 3 に出力する。

【 0 1 0 3 】

色決定部 6 3 は、補間範囲に対して、血流速度の大きさに応じた色を決定する。そして、色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータの補間範囲に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。これにより、血管の形態を表すボリュームデータにおいて、各観測点に対しては実測によって得られた色が割り当てられ、補間範囲に対しては補間によって得られた色が割り当てられる。その結果、血管の形態を表すボリューム

データの全ての範囲に対して、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられることになる。

【0104】

第4の設定方法では、血管11の分岐点を含む範囲14、15については、各観測点の一部分が隣り合う観測点と重なっているため、その範囲14、15については、実測によって得られた色のみが割り当てられる。一方、分岐点を含む範囲14、15以外の範囲については、各観測点が所定間隔をおいて設定されているため、実測によって得られた色と、補間によって得られた色とが混在して割り当てられる。そして、色割当部65は、各部に色を割り当てたポリウムデータ（色ポリウムデータ）を3次元画像生成部66に出力する。3次元画像生成部66は、色ポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことで3次元画像データを生成する。表示制御部7は、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示部81に表示させる。例えば図4に示すように、表示制御部7は、血流速度に応じた色が各部に割り当てられた3次元画像20を表示部81に表示させる。

10

【0105】

以上のように、分岐点を含む範囲14、15以外の範囲については、各観測点の間の血流速度を補間によって求めることで、血管の全体に対して色を割り当てて表示することが可能となる。

【0106】

なお、上述した第1から第4の設定方法は、操作者が任意に指定することができる。例えば、表示制御部7は、第1から第4の設定方法を選択させるための選択画面を表示部81に表示させ、操作者が操作部82を用いて所望の設定方法を指定する。操作者によって設定方法が指定されると、制御部9の観測点設定部91は、その指定に対応する設定方法に従って、血管11に沿って観測点を設定する。

20

【0107】

（角度補正）

次に、超音波ビームの角度補正について図9を参照して説明する。図9は、超音波ビームの角度補正を説明するための血管の模式図である。血管に対して超音波ビームを直角に近い角度で送信した場合、その箇所の血流速度を正確に測定することが困難となる。例えば、その箇所における実際の血流速度が数 m/s であったとしても、取得される血流速度が0 m/s （流速値なし）となってしまう可能性がある。従って、血管の3次元画像には、本来、赤系統の色が割り当てられる箇所に、青系統の色が割り当てられてしまう可能性がある。その結果、診断をより正確に行うことが困難になる。

30

【0108】

例えば図9（a）に示すように、血管11が走行する方向と超音波ビームの送受信方向30とがほぼ直交する場合、その観測点17においては血流速度が正確に測定されない。その結果、3次元画像における観測点17の位置には、本来とは異なる色が割り当てられて表示されてしまう。例えば、観測点17の位置において血管狭窄が発生してしない場合であっても、観測点17における血流速度が0 m/s となってしまう。そのことにより、3次元画像における観測点17の位置には、遅い血流速度に対応する青系統の色が割り当てられて表示されてしまう。このように、観測点17の位置に青系統の色が割り当てられてしまうと、血管狭窄が発生している位置を明確に操作者に提供することが困難になってしまう。

40

【0109】

そこで、この実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波ビームの送受信方向と血管が走行する方向とがほぼ直交する箇所（補正箇所）を特定し、その補正箇所に対しては、送受信方向を変えて超音波ビームを送受信する。

【0110】

制御部9の角度補正部92は、抽出部61から3次元空間における血管の座標情報を受けて、その血管の座標情報に基づいて、超音波ビームの送受信方向とほぼ直交する血管の箇所（補正箇所）を特定する。例えば、角度補正部92は、超音波ビームの送受信方向と

50

、血管に直交する方向との角度が、予め設定された所定角度未満の箇所（補正箇所）を特定する。１例として、角度補正部 9 2 は、超音波ビームの送受信方向と、血管に直交する方向との角度が $\pm 30^\circ$ 未満の箇所（補正箇所）を特定する。そして、角度補正部 9 2 は、補正箇所に対する超音波ビームの送信角度を、血管に直交する方向に対して $\pm 30^\circ$ 以上の角度に設定する。このとき、設定する角度は、操作者が操作部 8 2 を用いて予め指定することができる。例えば、操作者によって 35° が指定された場合、角度補正部 9 2 は、補正箇所に対する超音波ビームの送信角度を、血管に直交する方向に対して 35° に設定する。

【0111】

制御部 9 は、３次元空間における各観測点の座標情報と、補正箇所に対する超音波ビームの送信角度を示す情報（補正角度情報）を送受信部 3 に出力する。

10

【0112】

送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された観測点の座標情報に従って、超音波ビームを偏向させてパルスドプラ法によるドプラスキャンを行なうことで、各観測点のドプラ情報（血流情報）を取得する。このとき、送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された補正角度情報に従って超音波ビームを偏向させることで、補正箇所のドプラ情報を取得する。図 9（b）に示す例では、送受信部 3 は、観測点 1 7 に対して、 30° 以上の角度に設定された送受信方向 3 1 から超音波ビームを送信することで、観測点 1 7 のドプラ情報を取得する。そして、送受信部 3 は、ドプラスキャンで取得したドプラ情報（血流情報）をドプラ処理部 4 2 に出力する。ドプラ処理部 4 2 は、そのドプラ情報に基づいて各観測点の血流速度を求める。そして、ドプラ処理部 4 2 は、３次元空間における各観測点の位置を示す情報（座標情報）と各観測点の血流速度とを色決定部 6 3 に出力する。

20

【0113】

そして、上述したように、色決定部 6 3 は、各観測点における血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータに対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。そして、３次元画像生成部 6 6 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ（色ボリュームデータ）にボリュームレンダリングを施すことで、血管を立体的に表す３次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、その３次元画像データに基づく３次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

30

【0114】

以上のように、観測点 1 7 に対する超音波ビームの送受信方向を変えることで、図 9（b）に示すように、観測点 1 7 には、本来の血流速度の大きさに応じた色が割り当てられる。その結果、血流速度に基づいた診断をよりの確に行うことが可能となる。例えば、血管狭窄が発生している位置を明確に画像として表示することが可能となるため、血管狭窄の発生の有無をよりの確に判断することが可能となる。

【0115】

なお、角度補正部 9 2 による角度補正は、上述した第 1 の設定方法から第 4 の設定方法のいずれの方法に対しても適用することができる。

【0116】

40

（心時相に対応する３次元画像の取得）

また、被検体の心電波形（ECG 信号）を利用することで、各心時相における血流速度を取得して、各心時相における３次元画像を生成しても良い。心時相に対応する３次元画像データの取得例について図 10 を参照して説明する。図 10 は、心時相に対応する３次元画像を示す図である。

【0117】

例えば、心電計を用いて被検体の心電波形（ECG 信号）を取得し、制御部 9 が超音波診断装置 1 の外部からトリガ信号を受信し、その信号に応じて送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。例えば、心電計によって R 波が検出された際にトリガ信号を発生する信号発生器を設け、そのトリガ信号を制御部 9 に出力する。制御部 9 は、トリガ信号に応

50

じて送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。また、心電波形 (E C G 信号) を制御部 9 に入力し、制御部 9 が R 波を検出しても良い。この場合、制御部 9 は、R 波の検出に応じて送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。

【 0 1 1 8 】

例えば、R 波が検出された心時相を基準時相とし、制御部 9 は、その基準時相から所定の遅延時間を設定して、各心時相に対応して送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。具体的には、制御部 9 は、R 波に対応するトリガ信号を受けると、送受信の指示を送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は制御部 9 から送受信の指示を受けると、その指示に従って、制御部 9 によって設定された観測点に対してドプラスキャンを実行することで、各観測点のドブラ情報 (血流情報) を取得する。そして、ドブラ処理部 4 2 は、そのドブラ情報に基づいて各観測点の血流速度を求める。これにより、R 波の心時相における血流速度が取得されたことになる。なお、各観測点は、上述した第 1 の設定方法から第 4 の設定方法のいずれかの方法によって設定される。

10

【 0 1 1 9 】

そして、制御部 9 は、基準時相から所定の遅延時間を設け、心時相ごとに送受信の指示を送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は、各心時相に対応した送受信の指示を受けると、観測点に対してドプラスキャンを実行することで、各観測点のドブラ情報 (血流情報) を心時相ごとに取得する。そして、ドブラ処理部 4 2 は、各心時相のドブラ情報に基づいて各心時相における各観測点の血流速度を求める。これにより、各心時相における血流速度が取得されたことになる。ドブラ処理部 4 2 は、各心時相における各観測点の血流速度を色決定部 6 3 に出力する。また、ドブラ処理部 4 2 は、各心時相における各観測点の血流速度をデータ記憶部 5 に出力し、データ記憶部 5 はその血流速度を記憶する。

20

【 0 1 2 0 】

例えば図 1 0 に示すように、制御部 9 による送受信部 3 の制御によって、送受信部 3 は、P 波の心時相においてドプラスキャンを行ない、P 波の心時相における各観測点のドブラ情報 (血流情報) を取得する。同様に、送受信部 3 は、Q 波、R 波、S 波、及び T 波にそれぞれ対応する心時相における各観測点のドブラ情報 (血流情報) を取得する。そして、ドブラ処理部 4 2 は、P 波、Q 波、R 波、S 波、及び T 波のそれぞれに対応する心時相における各観測点の血流速度を求める。

【 0 1 2 1 】

30

そして、色決定部 6 3 は、各心時相における各観測点の血流速度の大きさに応じて、各心時相の各観測点に対する色を決定する。色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に、各心時相における色を割り当てる。これにより、それぞれの心時相ごとに、各観測点に血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ (色ボリュームデータ) が生成される。そして、3 次元画像生成部 6 6 は、各心時相における色が割り当てられたボリュームデータ (色ボリュームデータ) にボリュームレンダリングを施すことで、各心時相の 3 次元画像データを生成する。これにより、血管の形態を立体的に表す 3 次元画像に、各心時相において取得された血流速度の大きさに応じた色が割り当てられた画像が得られる。

【 0 1 2 2 】

40

各心時相における色が割り当てられたボリュームデータ (色ボリュームデータ) や、各心時相における 3 次元画像データは、図示しないデータ記憶部に記憶される。そして、表示制御部 7 は、操作者によって指定された心時相における 3 次元画像データをデータ記憶部から読み込み、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。また、表示制御部 7 は、各心時相の 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を、心時相ごとに順番に表示部 8 1 に表示させても良い。

【 0 1 2 3 】

例えば図 1 0 に示すように、3 次元画像 2 0 P は、血管の形態を立体的に表す 3 次元画像に、P 波の心時相において取得された血流速度の大きさに応じた色が割り当てられている。また、3 次元画像 2 0 Q は、血管の形態を表す 3 次元画像に、Q 波の心時相において

50

取得された血流速度の大きさに応じた色が割り当てられている。３次元画像２０Ｒ、２０Ｓ、２０Ｔもそれぞれ、血管の形態を表す３次元画像に、Ｒ波、Ｓ波、Ｔ波のそれぞれの心時相において取得された血流速度の大きさに応じた色が割り当てられている。

【０１２４】

例えば、操作者が操作部８２を用いてＲ波の心時相を指定すると、表示制御部７はその指定を受け付けて、Ｒ波の心時相における３次元画像データをデータ記憶部（図示しない）から読み込み、その３次元画像データに基づく３次元画像２０Ｒを表示部８１に表示させる。また、表示制御部７は、３次元画像２０Ｐ、２０Ｑ、２０Ｒ、２０Ｓ、２０Ｔを順番に表示部８１に表示させても良い。

【０１２５】

以上のように、心時相ごとに３次元画像データを生成することで、各心時相における血流速度を把握することができ、各心時相における血管狭窄の有無を把握することが可能となる。

【０１２６】

また、送受信部３は制御部９による制御の下、ボリュームデータを心時相ごとに取得しても良い。そして、抽出部６１は、各心時相にて取得されたボリュームデータのそれぞれから、各心時相における血管の形態を表すボリュームデータを抽出する。そして、色割当部６５は、各心時相における血管の形態を表すボリュームデータに、同じ心時相において取得された血流速度の大きさに応じた色を割り当てることで、各心時相の色ボリュームデータを生成する。例えば、色割当部６５は、Ｒ波の心時相にて取得された血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に、Ｒ波の心時相において取得された血流速度の大きさに応じた色を割り当てることで、Ｒ波の心時相における色ボリュームデータを生成する。同様に、色割当部６５は、Ｐ波、Ｑ波、Ｓ波、及びＴ波の心時相においてそれぞれ取得された血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に、同じ心時相で取得された血流速度の大きさに応じた色を割り当てることで、各心時相における色ボリュームデータを生成する。そして、３次元画像生成部６６は、各心時相における色ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、各心時相における３次元画像データを生成する。上述したように、表示制御部７は、操作者によって指定された心時相の３次元画像データに基づく３次元画像を表示部８１に表示させる。このように、心時相ごとにボリュームデータと血流速度を取得して、心時相ごとに３次元画像データを生成することで、操作者は、各心時相における血管の位置と血流速度をより正確に把握することが可能となる。

【０１２７】

なお、ユーザインターフェース８は表示部８１と操作部８２を備えて構成されている。表示部８１はＣＲＴや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上に３次元画像などの超音波画像が表示される。この実施形態においては、血流速度の大きさに応じた色が血管の各部に割り当てられた３次元画像が、表示部８１に表示される。操作部８２はキーボード、マウス、トラックボール又はＴＣＳ（Touch Command Screen）などで構成されており、操作者の操作によって観測点（サンプルポジション）間の間隔などの各種条件が指定される。

【０１２８】

また、画像処理部６は、ＣＰＵと、ＲＯＭ、ＲＡＭなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、抽出部６１の機能を実行するための抽出プログラム、配色部６２の機能を実行するための配色プログラム、及び、３次元画像生成部６６の機能を実行するための画像生成プログラムが記憶されている。また、配色プログラムには、色決定部６３の機能を実行するための色決定プログラム、補間部６４の機能を実行するための補間プログラム、及び、色割当部６５の機能を実行するための色割当プログラムが含まれている。

【０１２９】

ＣＰＵが抽出プログラムを実行することで、超音波による走査によって取得されたボリュームデータから血管を表すボリュームデータを抽出する。また、ＣＰＵが色決定プログラムを実行することで、各観測点の血流速度の大きさに応じた色を決定する。また、Ｃ

10

20

30

40

50

Uが補間プログラムを実行することで、補間によって補間範囲の血流速度を求める。また、CPUが色割当プログラムを実行することで、血流を表すボリュームデータにおける各観測点の位置に対して、決定された色を割り当てる。また、補間範囲の血流速度が求められている場合は、ボリュームデータにおける補間範囲にも、決定された色を割り当てる。そして、CPUが画像生成プログラムを実行することで、ボリュームデータにボリュームレンダリングを施す。これにより、血管の形態を立体的に表し、さらに、血管の各部に色が割り当てられた3次元画像データが生成される。

【0130】

また、表示制御部7は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、表示制御部7の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。CPUが表示制御プログラムを実行することで、画像処理部6によって生成された3次元画像データなどの超音波画像データに基づく超音波画像を表示部81に表示させる。

10

【0131】

また、制御部9は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、制御部9の機能を実行するための制御プログラムが記憶されている。この制御プログラムには、観測点設定部91の機能を実行するための設定プログラムと、角度補正部92の機能を実行するための角度補正プログラムとが含まれている。CPUが設定プログラムを実行することで、血管に沿って観測点を設定する。また、CPUが角度補正プログラムを実行することで、超音波ビームの送信方向を補正する。また、CPUが制御プログラムを実行することで、超音波診断装置1の各部の動作を制御する。例えば、CPUが制御プログラムを実行することで、送受信部3に超音波を送受信させ、その結果、被検体のボリュームデータや被検体のドブラ情報を取得する。

20

【0132】

なお、抽出プログラム、配色プログラム、及び表示制御プログラムによって、この発明の「超音波画像処理プログラム」の1例を構成する。

【0133】

(動作)

次に、この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置1による一連の動作について、図11を参照して説明する。図11は、この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

30

【0134】

(ステップS01)

まず、超音波プローブ2と送受信部3とによって3次元の領域を走査することで、被検体のボリュームデータを取得する。信号処理部4は、ボリュームデータを抽出部61に出力する。また、このボリュームデータは、データ記憶部5に記憶される。

【0135】

(ステップS02)

次に、抽出部61は信号処理部4からボリュームデータを受けて、そのボリュームデータから、図2に示すように、3次元空間に分布する血管の形態を表すボリュームデータ10を抽出する。また、抽出部61は、データ記憶部5からボリュームデータを読み込み、そのボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータ10を抽出しても良い。例えば、抽出部61は、特開平8-131429号公報に記載の抽出技術を用いて血管の形態を表すボリュームデータを抽出する。そして、抽出部61は、血管の形態を表すボリュームデータを配色部62の色割当部65に出力し、更に、3次元空間における血管の位置を示す座標情報を制御部9に出力する。

40

【0136】

(ステップS03)

制御部9の観測点設定部91は、抽出部61から3次元空間における血管の座標情報を受けて、その座標情報に基づいて、3次元空間における血管に沿って複数の観測点(サン

50

ブルポジション)を設定する。例えば、観測点設定部 9 1 は、上述した第 1 から第 4 の設定方法のうち操作者によって予め指定された設定方法に従って、血管に沿って複数の観測点を設定する。

【0137】

(ステップ S 0 4)

さらに、角度補正部 9 2 は、抽出部 6 1 から 3 次元空間における血管の座標情報を受けて、その血管の座標情報に基づいて、超音波ビームの送受信方向とほぼ直交する血管の箇所(補正箇所)を特定する。例えば、角度補正部 9 2 は、超音波ビームの送受信方向と、血管に直交する方向との角度が $\pm 30^\circ$ 未満の箇所(補正箇所)を特定する。そして、角度補正部 9 2 は、補正箇所に対する超音波ビームの送信角度を、血管に直交する方向に対して $\pm 30^\circ$ 以上の角度に設定する。

10

【0138】

(ステップ S 0 5)

そして、制御部 9 は、3 次元空間における各観測点の座標情報と、補正箇所に対する超音波ビームの送信角度を示す情報(補正角度情報)を送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された観測点の座標情報に従って、パルスドプラ法によるドプラスキャンを行なうことで、各観測点のドプラ情報(血流情報)を取得する。このとき、送受信部 3 は、制御部 9 によって設定された補正角度情報に従って、超音波プローブ 2 によって超音波ビームを偏向させることで、補正箇所のドプラ情報を取得する。ドプラ処理部 4 2 は、ドプラスキャンによって取得されたドプラ情報に基づいて各観測点の血流速度を求める。そして、ドプラ処理部 4 2 は、3 次元空間における各観測点の位置を示す情報(座標情報)と各観測点の血流速度とを配色部 6 2 に出力する。

20

【0139】

(ステップ S 0 6)

配色部 6 2 の色決定部 6 3 は、ドプラ処理部 4 2 から各観測点の血流速度を受けて、各観測点の血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。例えば、色決定部 6 3 は、血流速度の大きさが小さくなるほど(血流速度が遅くなるほど)、観測点に対する色を青系統が強い色に決定する。一方、色決定部 6 3 は、血流速度の大きさが大きくなるほど(血流速度が速くなるほど)、観測点に対する色を赤系統の強い色に決定する。そして、色決定部 6 3 は、3 次元空間における各観測点の位置を示す情報(座標情報)と、各観測点に対して決定した色を示す情報(色情報)とを、色割当部 6 5 に出力する。

30

【0140】

(ステップ S 0 7)

また、第 2 から第 4 の設定方法によって観測点を設定した場合、補間部 6 4 は、各観測点の血流速度に基づいて、血管に沿って隣り合う観測点の間の範囲(補間範囲)における血流速度を補間によって求める。そして、色決定部 6 3 は、補間部 6 4 によって求められた補間範囲の血流速度の大きさに応じて、補間範囲に対する色を決定する。そして、色決定部 6 3 は、3 次元空間における補間範囲の位置を示す情報(座標情報)と、補間範囲に対して決定された色を示す情報(色情報)とを、色割当部 6 5 に出力する。

40

【0141】

(ステップ S 0 8)

色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータの各観測点に対して、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。さらに、第 2 から第 4 の設定方法によって観測点を設定した場合、色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータの補間範囲に対して、色決定部 6 3 によって決定された補間範囲の色を割り当てる。そして、色割当部 6 5 は、血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたボリュームデータ(色ボリュームデータ)を、3 次元画像生成部 6 6 に出力する。

【0142】

(ステップ S 0 9)

3 次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで

50

、血管を立体的に表す３次元画像データを生成する。

【０１４３】

（ステップＳ１０）

表示制御部７は、３次元画像生成部６６によって生成された３次元画像データに基づく３次元画像を表示部８１に表示させる。例えば図４に示すように、血管を立体的に表すとともに、血流速度の大きさに応じた色が各部に割り当てられた３次元画像２０が表示部８１に表示される。操作者は、表示部８１に表示されている３次元画像２０を観察することで、血管の立体的な形態と、血管の各部における血流速度を一度に把握することが可能となる。すなわち、３次元空間における血管の位置と、その血管を流れる血流の速度を明確に把握することが可能となる。例えば、操作者は３次元画像２０を観察することで、血管狭窄が発生している箇所を明確に特定することが可能となる。

10

【０１４４】

（超音波画像処理装置）

また、血管の形態を表すボリュームデータに血流速度の大きさに応じた色を割り当てる超音波画像処理装置を、超音波診断装置の外部に設けても良い。この超音波画像処理装置は、上述したデータ記憶部５、画像処理部６、表示制御部７、及びユーザインターフェース（ＵＩ）８を備えている。そして、超音波画像処理装置は、データ記憶部５に記憶されているボリュームデータと血流速度とに基づいて、血管を表すボリュームデータに血流速度の大きさに応じた色を割り当てる。

20

【０１４５】

具体的には、抽出部６１が、データ記憶部５からボリュームデータを読み込み、そのボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出する。また、色決定部６３は、データ記憶部５から各観測点の血流速度を読み込み、血流速度の大きさに応じて、各観測点に割り当てる色を決定する。そして、色割当部６５は、抽出部６１によって抽出された血管の形態を表すボリュームデータに、色決定部６３によって決定された色を割り当てることで、色ボリュームデータを生成する。３次元画像生成部６６は、その色ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、３次元画像データを生成する。表示制御部７は、その３次元画像データに基づく３次元画像を表示部８１に表示させる。

【０１４６】

〔変形例〕

30

次に、上述した実施形態の変形例について図１２及び図１３を参照して説明する。図１２は、変形例に係る超音波診断装置を示すブロック図である。図１３は、複数の３次元画像データのマッチング処理を説明するための模式図である。

【０１４７】

変形例に係る超音波診断装置１Ａは、超音波プローブ２、送受信部３、信号処理部４、データ記憶部５、画像処理部６Ａ、表示制御部７、ユーザインターフェース（ＵＩ）８、及び制御部９を備えている。この変形例では、上述した実施形態の画像処理部６の代わりに画像処理部６Ａを設けている。画像処理部６Ａは、抽出部６１、配色部６２Ａ、及び３次元画像生成部６６を備えている。そして、この変形例では、上述した配色部６２の代わりに配色部６２Ａを備えている。配色部６２Ａ以外の構成は上述した実施形態に係る超音波診断装置１の構成と同じであるため、配色部６２Ａの構成について説明し、配色部６２Ａ以外の構成については説明を省略する。配色部６２Ａは、色決定部６３、補間部６４、色割当部６５、マッチング部６７、及び流速決定部６８を備えている。

40

【０１４８】

この変形例では、被検体に対して複数の方向から超音波を送信することで、それぞれ異なる方向のボリュームデータを取得する。例えば図１３に示すように、被検体２００に対して、Ａ方向、Ｂ方向、及びＣ方向のそれぞれから超音波を送信することで、Ａ方向のボリュームデータ、Ｂ方向のボリュームデータ、及びＣ方向のボリュームデータを取得する。図１３に示す例では、Ａ方向、Ｂ方向、及びＣ方向は、それぞれ互いに直交している。従って、Ａ方向のボリュームデータ、Ｂ方向のボリュームデータ、及びＣ方向のボリューム

50

ムデータは、それぞれ互いに直交する方向から取得されたボリュームデータである。

【0149】

なお、図13に示す例は1例である。この変形例では、2方向以上のそれぞれの方向から超音波を送信して、それぞれの方向のボリュームデータを取得すれば良い。また、超音波を送信する複数の方向は、互いに直交している必要はない。

【0150】

具体的には、超音波プローブ2をA方向に向けて被検体200に当接し、その状態で超音波プローブ2と送受信部3とによって被検体200を超音波で走査し、A方向のボリュームデータを取得する。このA方向のボリュームデータは、データ記憶部5に記憶される。

10

【0151】

抽出部61は、上述した実施形態と同様に、A方向のボリュームデータから血管の形態を表すボリュームデータを抽出する。そして、抽出部61は、血管の形態を表すボリュームデータを色割当部65に出力し、3次元空間における血管の位置を示す情報(座標情報)を制御部9に出力する。

【0152】

観測点設定部91は、上述した実施形態と同様に、第1から第4の設定方法のうちいずれかの設定方法に従って、3次元空間における血管に沿って複数の観測点を設定する。そして、制御部9は、3次元空間における各観測点の座標情報を送受信部3に出力する。

【0153】

20

そして、超音波プローブ2を図13に示すA方向に向けた状態で、送受信部3は、制御部9によって設定された観測点の座標情報に従って、パルスドブラ法によるドブラスキャンを行なうことで、各観測点のドブラ情報(血流情報)を取得する。ドブラ処理部42は、各観測点のドブラ情報(血流情報)に基づいて、各観測点の血流速度を求める。そして、ドブラ処理部42は、3次元空間における各観測点の位置を示す座標情報と各観測点の血流速度とを配色部62に出力する。

【0154】

色決定部63は、上述した実施形態と同様に、各観測点の血流速度の大きさに応じて、各観測点に対する色を決定する。そして、色割当部65は、A方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータに、色決定部63によって決定された色を割り当てる。これにより、A方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータに、A方向から取得された各観測点の血流速度の大きさに応じた色が割り当てられたことになる。例えば、図13に示す色ボリュームデータ100が、A方向から取得された色ボリュームデータである。この色ボリュームデータ100には、A方向から取得された各観測点の血流速度の大きさに応じた色が割り当てられている。そして、色割当部65は、A方向から取得された色ボリュームデータ100をマッチング部67に出力する。また、色割当部65は、色ボリュームデータ100を図示しないデータ記憶部に出力し、データ記憶部は色ボリュームデータ100を記憶する。

30

【0155】

B方向とC方向についても、A方向と同様に、B方向から取得された色ボリュームデータと、C方向から取得された色ボリュームデータが生成される。例えば図13に示すように、A方向から取得された色ボリュームデータ100、B方向から取得された色ボリュームデータ110、及びC方向から取得された色ボリュームデータ120がマッチング部67に出力される。また、色ボリュームデータ110、120は、図示しないデータ記憶部に記憶される。

40

【0156】

マッチング部67は、色割当部65から複数の色ボリュームデータを受けて、複数の色ボリュームデータのパターンマッチングを行うことで、複数の色ボリュームデータのそれぞれに表されている血管の形態の位置を合わせる。例えば、マッチング部67は、A方向から取得された色ボリュームデータ100、110、120のパターンマッチングを行う

50

ことで、A方向から取得された色ボリュームデータ100に表されている血管の形態の位置と、B方向から取得された色ボリュームデータ110に表されている血管の形態の位置と、C方向から取得された色ボリュームデータ120に表されている血管の形態の位置とを合わせる。

【0157】

流速決定部68は、マッチング部67によって位置が合わされた複数の色ボリュームデータに基づき、それぞれの色ボリュームデータにおいて血管の同じ箇所の血流速度の値を比較し、血管の各箇所における血流速度を決定する。

【0158】

例えば、流速決定部68は、全ての色ボリュームデータにおいて、血管の同じ箇所の血流速度が0 m / s e cであった場合に、その箇所における血流速度を0 m / s e cに決定する。全ての色ボリュームデータにおいて血流速度が0 m / s e cであれば、その箇所で血管狭窄が発生している可能性が高いため、流速決定部68は、その箇所の血流速度を0 m / s e cに決定する。

【0159】

一方、複数の色ボリュームデータのうち、ある色ボリュームデータにおいては、血管の同じ箇所の血流速度が0 m / s e cであり、別の色ボリュームデータにおいては、その箇所の血流速度がx m / s e c (x > 0)であった場合、流速決定部68は、その箇所の血流速度をx m / s e cに決定する。この場合、血流速度が0 m / s e cの箇所では、血管に直交する方向から超音波ビームが送信されている可能性があるため、実際にはその箇所で血管狭窄が発生している可能性は低い。すなわち、別の方向から取得された血流速度がx m / s e c (x > 0)となっているため、血流速度が0 m / s e cとなっているのは、血管に直交する方向から超音波ビームが送信されたことに起因している可能性が高い。そこで、その箇所で血管狭窄が発生している可能性が低いため、流速決定部68は、その箇所の血流速度をx m / s e cに決定する。すなわち、流速決定部68は、複数の色ボリュームデータのうち少なくとも1つの色ボリュームデータにおいて、血管の同じ箇所の血流速度が0 m / s e c以外の値の場合、その箇所の血流速度をその値に決定する。

【0160】

なお、全ての色ボリュームデータにおいて、血管の同じ箇所の血流速度が0 m / s e cでなくても、その血流速度が血管狭窄とみなせる所定速度未満の場合に、流速決定部68は、その箇所における血流速度をその所定速度未満の値に決定しても良い。例えば、流速決定部68は、全ての色ボリュームデータにおいて、血管の同じ箇所の血流速度が予め設定された所定値未満の血流速度であった場合に、その箇所における血流速度をその所定値未満の血流速度に決定する。この所定値は、血管狭窄の発生の有無を判断するための閾値である。全ての色ボリュームデータにおいて血流速度がこの所定値未満の場合には、その箇所で血管狭窄が発生している可能性がある。

【0161】

一方、複数の色ボリュームデータのうち少なくとも1つの色ボリュームデータにおいて、血管の同じ箇所の血流速度がその所定値以上の血流速度の場合には、その箇所の血流速度を、所定値以上の血流速度に決定する。この場合、血流速度がその所定値未満の箇所では、血管にほぼ直交する方向から超音波ビームが送信されている可能性があるため、実際にはその箇所で血管狭窄が発生している可能性は低い。そこで、流速決定部68は、その箇所の血流速度を所定値以上の血流速度に決定する。

【0162】

また、全ての色ボリュームデータにおいて、血管の同じ箇所の血流速度がそれぞれ異なる値 (> 0)であった場合、流速決定部68は、それら複数の血流速度の平均値を求め、その平均値をその箇所の血流速度に決定しても良い。

【0163】

そして、流速決定部68は、3次元空間における血管の各部の位置を示す座標情報と、血管の各部における血流速度を色決定部63に出力する。色決定部63は、流速決定部6

10

20

30

40

50

8によって決定された血流速度の大きさに応じて、血管の各部に対する色を決定する。

【0164】

色割当部65は、色決定部63によって決定された色に従って、血管の形態を表すボリュームデータの各箇所にも色を割り当てる。このとき、色割当部65は、処理対象となっている複数のボリュームデータのうち、いずれか1つのボリュームデータにも色を割り当てる。または、色割当部65は、複数のボリュームデータに基づき、平均的な形態を有する血管のボリュームデータを生成し、そのボリュームデータの各箇所にも色を割り当てても良い。そして、色割当部65は、色を割り当てたボリュームデータ(色ボリュームデータ)を3次元画像生成部66に出力する。3次元画像生成部66は、その色ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、血管の各部に血流速度の大きさに応じた色が割り

10

【0165】

以上のように、複数の方向から取得されたボリュームデータや血流速度に基づいて、血管の各部の血流速度を決定することで、より正確な血流速度を求め、その血流速度に応じた色を3次元画像に割り当てて表示することが可能となる。例えば、超音波ビームの送受信方向によっては、血管に対して直交する方向から超音波ビームを送信することになり、その箇所の正確な血流速度を測定することは困難となる。特に、超音波ビームの送受信方向と血管が走行する方向とが直交する箇所では、血管狭窄が発生してないにもかかわらず、血流速度が0 m / s e cとなってしまう。一方、この変形例によると、複数の方向から

20

【0166】

1例について図13を参照して説明する。流速決定部68は、マッチング部67によって位置が合わされた色ボリュームデータ100、110、120に基づき、それぞれの色ボリュームデータ100、110、120において、血管の同じ箇所の血流速度を比較し、血管の各箇所における血流速度を決定する。

【0167】

例えば、A方向から取得された色ボリュームデータ100においては、部位101や部位102に、遅い血流速度に対応する色が割り当てられている。また、B方向から取得された色ボリュームデータ110においては、部位111と部位112に、遅い血流速度に対応する色が割り当てられている。さらに、C方向から取得された色ボリュームデータ120においては、部位121に、遅い血流速度に対応する色が割り当てられている。例えば、血流速度が0 m / s e cに対応する色が、部位101、102、111、112、121に割り当てられている。

30

【0168】

マッチング部67によって色ボリュームデータ100、110、120の位置合わせが行われる。図13に示す例では、部位101と部位111と部位121とが、それぞれ同じ箇所となっている。これらの部位においては、血流速度が0 m / s e cとなっているため、流速決定部68は、その部位における血流速度を0 m / s e cに決定する。すなわち、全ての色ボリュームデータ100、110、120において、その部位の血流速度が0 m / s e cとなっているため、血管狭窄が実際に発生している可能性が高い。そのため、流速決定部68は、部位101、111、121に対応する部位における血流速度を0 m / s e cに決定する。

40

【0169】

一方、部位102における血流速度が0 m / s e cとなっているが、色ボリュームデータ110、120においては、部位102に対応する箇所の血流速度がx m / s e c (x > 0)となっているため、流速決定部68は、その部位における血流速度をx m / s e cに決定する。すなわち、色ボリュームデータ110、120においては、部位102に対

50

応する箇所の血流速度が $x \text{ m / s e c}$ となっているため、その部位において血管狭窄が発生している可能性が低い。また、部位 1 0 2 においては、血管に直交する方向から超音波ビームが送信されている可能性が高い。そのため、流速決定部 6 8 は、部位 1 0 2 に対応する部位における血流速度を $x \text{ m / s e c}$ に決定する。

【 0 1 7 0 】

同様に、部位 1 1 2 における血流速度が 0 m / s e c となっているが、色ボリュームデータ 1 0 0、1 2 0 においては、部位 1 1 2 に対応する箇所の血流速度が $x \text{ m / s e c}$ ($x > 0$) となっているため、流速決定部 6 8 は、その部位における血流速度を $x \text{ m / s e c}$ に決定する。

【 0 1 7 1 】

そして、流速決定部 6 8 は、3次元空間における血管の各部の位置を示す座標情報と、血管の各部における血流速度を色決定部 6 3 に出力する。色決定部 6 3 は、流速決定部 6 8 によって決定された血管の各部の血流速度の大きさに応じて、各部に割り当てる色を決定する。

【 0 1 7 2 】

色割当部 6 5 は、血管の形態を表すボリュームデータの各部に、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てる。図 1 3 に示す色ボリュームデータ 1 3 0 は、色割当部 6 5 によって色が割り当てられた後のボリュームデータである。部位 1 3 1 は、部位 1 0 1、部位 1 1 1、部位 1 2 1 に対応する部位である。部位 1 3 1 には、血流速度が 0 m / s e c に対応する色が割り当てられている。

【 0 1 7 3 】

なお、色割当部 6 5 は、処理対象となっている A 方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータ、B 方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータ、及び C 方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータのうち、いずれか 1 つのボリュームデータの各部に、色決定部 6 3 によって決定された色を割り当てることで、図 1 3 に示す色ボリュームデータ 1 3 0 を生成する。または、色割当部 6 5 は、A 方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータ、B 方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータ、及び C 方向から取得された血管の形態を表すボリュームデータに基づき、平均的な形態を有する血管のボリュームデータを生成し、そのボリュームデータの各部に色を割り当てることで、色ボリュームデータ 1 3 0 を生成しても良い。そして、色割当部 6 5 は、その色ボリュームデータ 1 3 0 を 3 次元画像生成部 6 6 に出力する。

【 0 1 7 4 】

3次元画像生成部 6 6 は、色ボリュームデータ 1 3 0 にボリュームレンダリングを施すことで、血流速度の大きさに応じた色が各部に割り当てられた 3次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、その 3次元画像データに基づく 3次元画像を表示部 8 1 に表示させる。図 1 3 に示す例では、色ボリュームデータ 1 3 0 に基づく 3次元画像が表示部 8 1 に表示させられる。

【 0 1 7 5 】

なお、この変形例においても、上述した実施形態と同様に、補間部 6 4 が補間範囲における血流速度を補間によって求める。また、角度補正部 9 2 が超音波ビームの送受信方向を補正する。

【 0 1 7 6 】

また、画像処理部 6 A は、CPU と、ROM、RAM などの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、抽出部 6 1 の機能を実行するための抽出プログラム、配色部 6 2 A の機能を実行するための配色プログラム、及び、3次元画像生成部 6 6 の機能を実行するための画像生成プログラムが記憶されている。また、配色プログラムには、色決定部 6 3 の機能を実行するための色決定プログラム、補間部 6 4 の機能を実行するための補間プログラム、色割当部 6 5 の機能を実行するためのプログラム、マッチング部 6 7 の機能を実行するためのマッチングプログラム、及び、流速決定部 6 8 の機能を実行するための血流速度決定プログラムが含まれている。

【0177】

この変形例では、CPUがマッチングプログラムを実行することで、複数の色ボリュームデータの位置合わせを行う。また、CPUが血流速度決定プログラムを実行することで、位置が合わせられた複数の色ボリュームデータの各部における血流速度を、色ボリュームデータ間で比較して、各部における血流速度を決定する。

【0178】

(マーカの表示)

また、上述した実施形態や変形例において、血流速度が0 m / s e cとなる箇所に、血管狭窄を表すマーカを表示しても良い。例えば、3次元画像生成部66は、3次元画像データを表示制御部7に出力するとともに、その3次元画像データにおいて、0 m / s e c 10
に対応する色が割り当てられている箇所の座標情報を表示制御部7に出力する。表示制御部7は、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示部81に表示させ、更に、その座標情報が示す箇所に、血管狭窄を表すマーカを3次元画像に重ねて表示部81に表示させる。マーカの形状は、円状や矩形状であっても良い。このように、血流速度が0 m / s e cとなる箇所にマーカを表示することで、操作者は、血管狭窄が発生している箇所を容易に特定することが可能となる。

【0179】

なお、血流速度が0 m / s e cでなくても、血流速度が血管狭窄とみなせる速度未満の箇所にマーカを表示しても良い。例えば、3次元画像生成部66は、3次元画像データを表示制御部7に出力するとともに、その3次元画像データにおいて、所定値未満の血流速度 20
に対応する色が割り当てられている箇所の座標情報を表示制御部7に出力する。この所定値は、血管狭窄の発生の有無を判断するための閾値である。血流速度がこの所定値未満の場合には、その箇所で血管狭窄が発生している可能性がある。表示制御部7は、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示部81に表示させ、更に、その座標情報が示す箇所に、血管狭窄を表すマーカを3次元画像に重ねて表示部81に表示させる。これにより、操作者は、血管狭窄のおそれがある箇所を容易に特定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0180】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】血管の形態を表すボリュームデータを模式的に示す図である。

【図3】血管に対する観測点(サンプルポジション)の第1の設定方法を示す模式図である。

【図4】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって生成される3次元画像の1例を示す図である。

【図5】血管に対する観測点(サンプルポジション)の第2の設定方法を示す模式図である。

【図6】観測点(サンプルポジション)間の補間方法を説明するための図である。

【図7】血管に対する観測点(サンプルポジション)の第3の設定方法を示す模式図である。

【図8】血管に対する観測点(サンプルポジション)の第4の設定方法を示す模式図である。

【図9】超音波ビームの角度補正を説明するための血管の模式図である。

【図10】心時相に対応する3次元画像を示す図である。

【図11】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示すフローチャートである。

【図12】変形例に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図13】複数の3次元画像データのマッチング処理を説明するための模式図である。

【符号の説明】

【0181】

1、1A 超音波診断装置

10

20

30

40

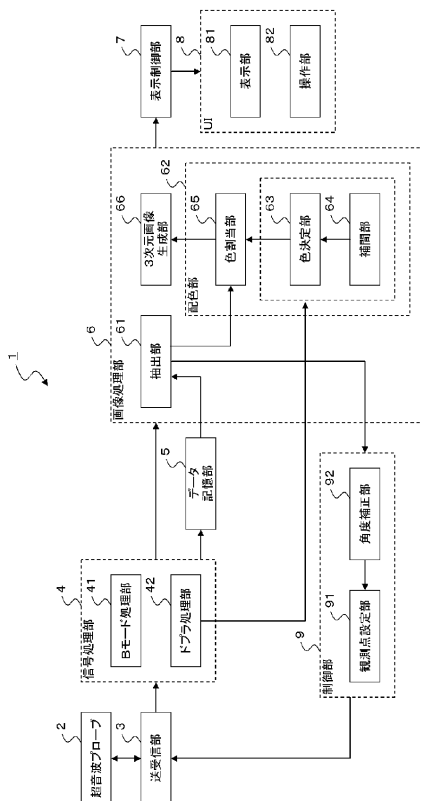
50

- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 データ記憶部
- 6、6 A 画像処理部
- 7 表示制御部
- 8 ユーザインターフェース (U I)
- 9 制御部
- 4 1 Bモード処理部
- 4 2 ドプラ処理部
- 6 1 抽出部
- 6 2、6 2 A 配色部
- 6 3 色決定部
- 6 4 補間部
- 6 5 色割当部
- 6 6 3次元画像生成部
- 6 7 マッチング部
- 6 8 流速決定部
- 8 1 表示部
- 8 2 操作部
- 9 1 観測点設定部
- 9 2 角度補正部

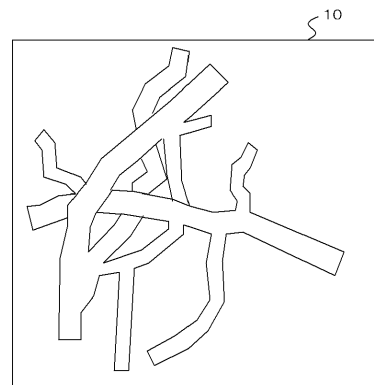
10

20

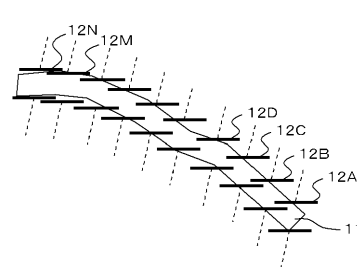
【図 1】



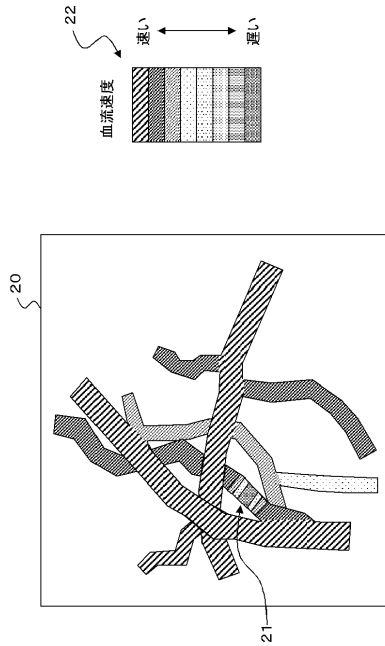
【図 2】



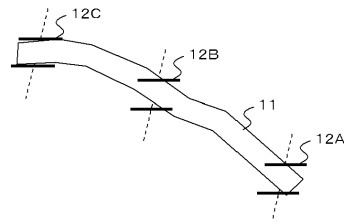
【図 3】



【図 4】

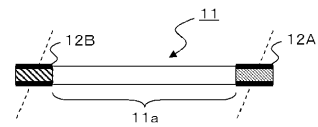


【図 5】

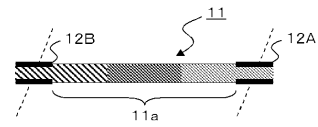


【図 6】

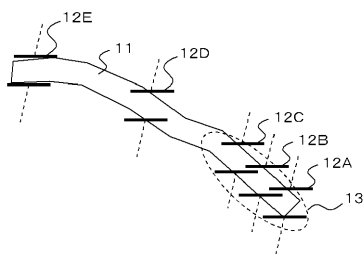
(a)



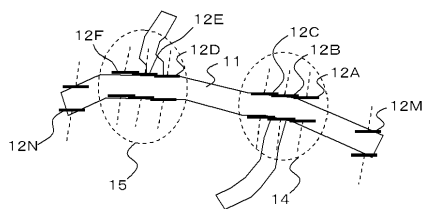
(b)



【図 7】

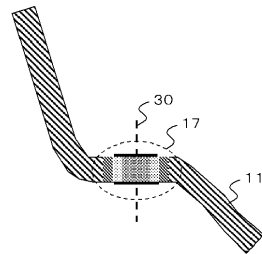


【図 8】

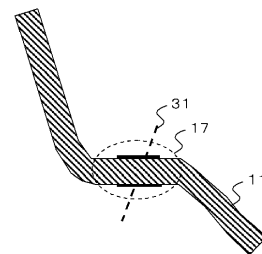


【図 9】

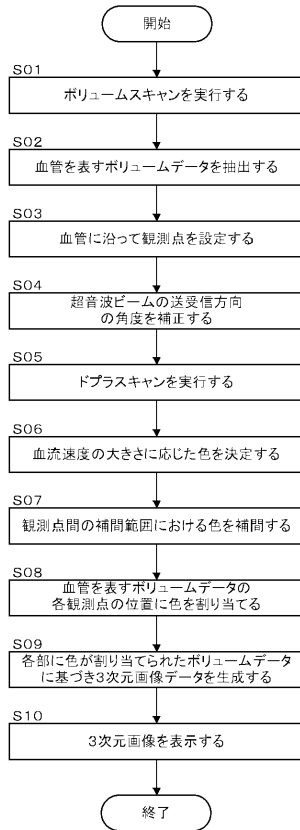
(a)



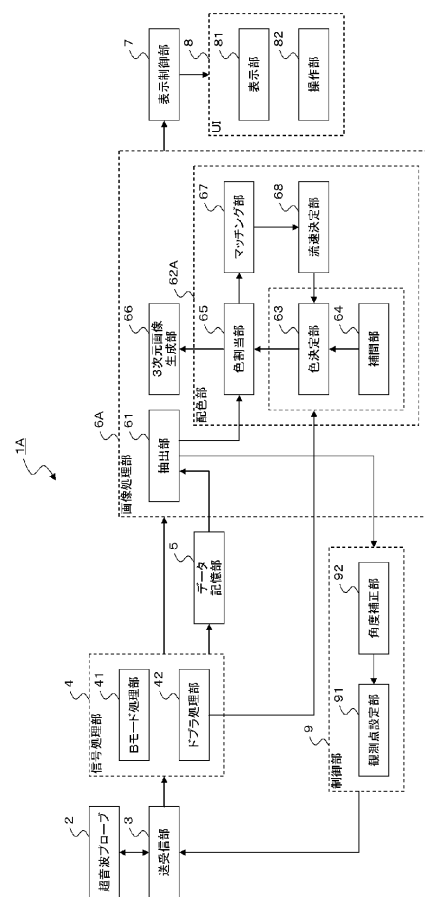
(b)



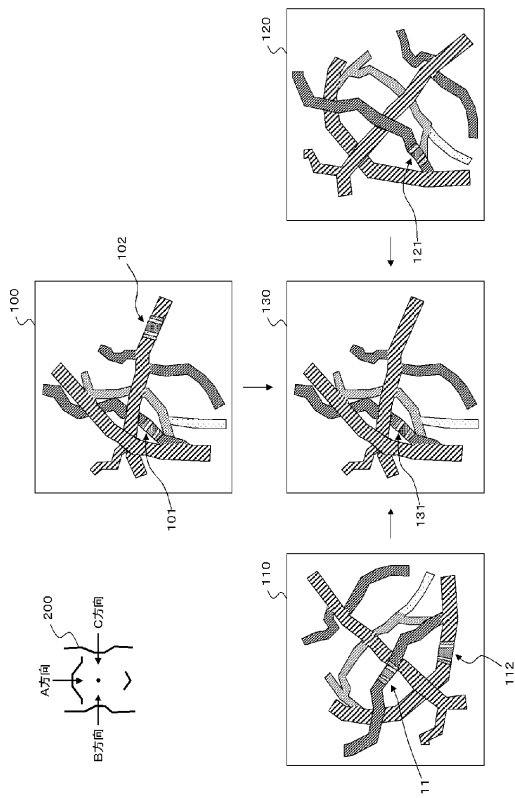
【 図 1 1 】



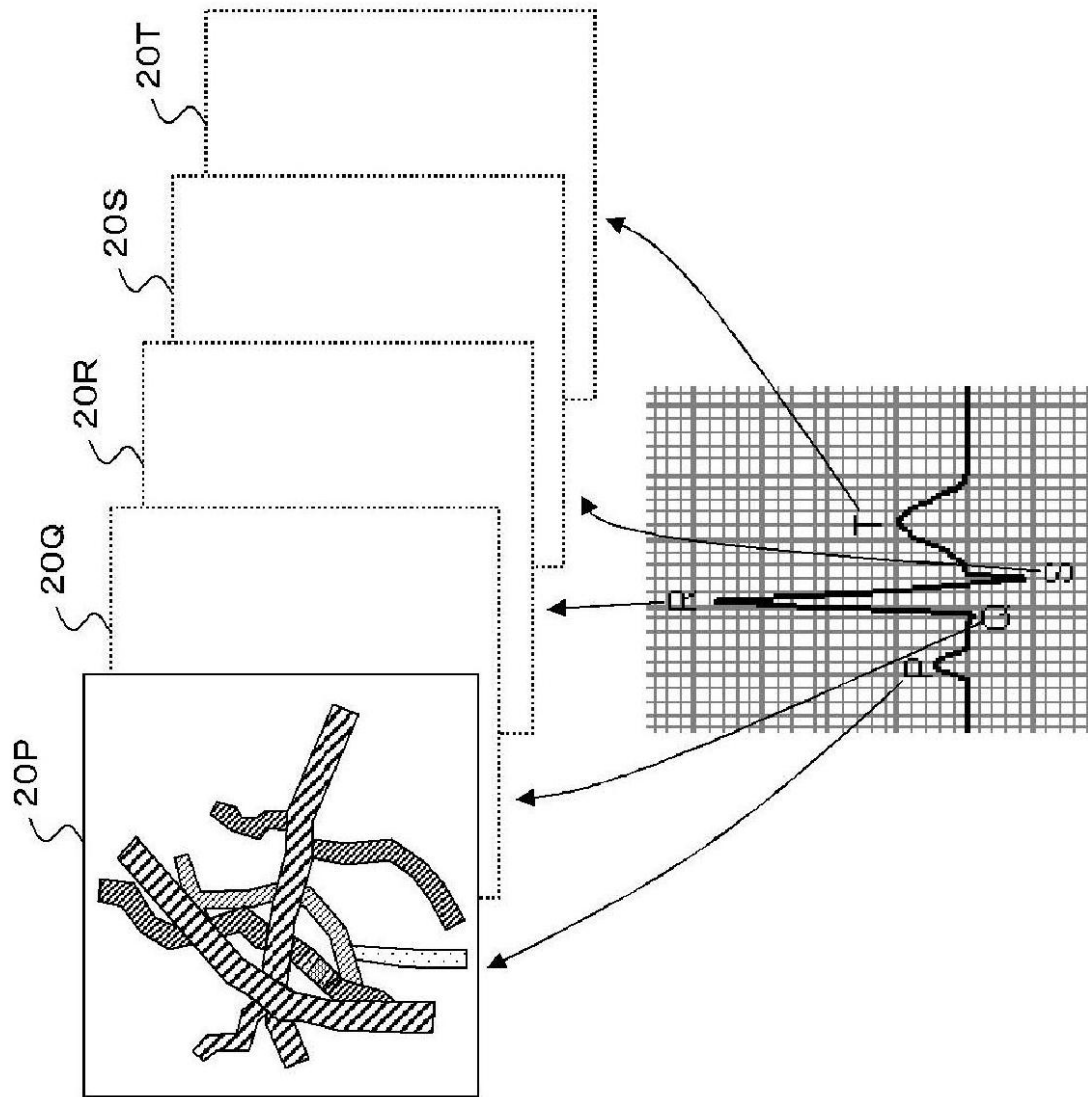
【 図 1 2 】



【 ㊦ 1 3 】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 豊

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 大森 慈浩

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 DE03 DE04 HH15 HH16 HH17 JB49 JC02 JC16
JC37 KK19 KK22

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2009039240A	公开(公告)日	2009-02-26
申请号	JP2007206228	申请日	2007-08-08
[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	郡司隆之 贞光俊 小林豊 大森慈浩		
发明人	郡司 隆之 贞光 和俊 小林 豊 大森 慈浩		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/JB49 4C601/JC02 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK19 4C601/KK22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够生成位置和图像流动速度和在所述移动体的对象内的移动被表达的一种超声波诊断装置。 解决方案：超声探头2和收发器3将超声波发射到对象以获取对象的体数据。提取单元61从体数据中提取表示血管形式的体数据。观察点设定单元91为三维区域中的血管的每个部分设定观察点。通过超声探头2和收发器3对每个观察点执行多普勒扫描，以获取每个观察点处的血流速度。颜色分配单元65将与每个观察点的血流速度的大小相对应的颜色分配给表示血管形状的体数据的每个部分。三维图像生成单元66基于分配了颜色的体数据生成立体地表示血管的三维图像数据。 点域1

