

(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2016-36684

(P2016-36684A)

(43) 公開日 平成28年3月22日(2016.3.22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-163904 (P2014-163904)
(22) 出願日 平成26年8月11日 (2014.8.11)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 山浦 健治
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB23 DE02 DE03
EE11 GB06 JB16 JB49 JB54
JC21 JC26 JC33 KK17 KK19
KK21 KK24 KK25 KK31

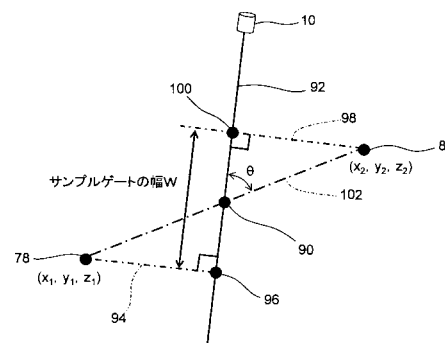
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、角度補正がなされた血流速度の演算に際してユーザの操作負担を軽減する。

【解決手段】三次元空間内において血流方向に沿って第1の設定点78及び第2の設定点80がユーザによって指定される。例えば任意断面画像上において各設定点の位置がユーザ指定される。代表点90は、第1の設定点78と第2の設定点80との間の点である。代表点90と超音波の送受波原点とを結ぶライン92の方向が、ドプラビーム方位に設定される。ライン102は、第1の設定点78と第2の設定点80とを結ぶラインである。ライン102の方向とドプラビーム方位とのなす角度が補正角度である。第1の設定点78及び第2の設定点80をライン92に投影した箇所がサンプルゲートの位置に対応する。サンプルゲート内から得られたドプラ情報と補正角度とに基づいて、血流速度の角度補正がなされる。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受波により形成された超音波画像内において血流方向に沿って第 1 の設定点及び第 2 の設定点を設定するための設定手段と、

前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点に基づいて、ドプラビーム方位、前記ドプラビーム方位上のサンプルゲートの位置、及び、補正角度を決定する決定手段と、

前記サンプルゲート内から得られたドプラ情報と前記補正角度とに基づいて、角度補正がなされた血流速度を演算する演算手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

超音波の送受波によって形成された超音波画像を表示する表示手段と、

前記第 1 の設定点が設定されると、前記第 2 の設定点を設定可能な候補エリアを表す図形情報を、前記表示手段に表示させる表示処理手段と、を更に含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理手段は、前記補正角度が取り得る範囲に従って決定された形態の前記候補エリアを表す前記図形情報を、前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理手段は、前記サンプルゲートの幅が取り得る範囲に従って決定された形態の前記候補エリアを表す前記図形情報を、前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 2 から請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理手段は、前記第 1 の設定点を起点として前記ドプラビーム方位に沿って両側に広がった形状を有する前記候補エリアを表す前記図形情報を、前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記決定手段は、前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点を結ぶラインの方向と前記ドプラビーム方向とがなす角度を、前記補正角度として決定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 4 又は請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記決定手段は、前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点の間の代表点と超音波の送受波原点とを結ぶ方向を、前記ドプラビーム方向として決定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

前記代表点は、前記第 1 の設定点と前記第 2 の設定点との中点である、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記決定手段は、前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点の位置に基づいて、前記サンプルゲートの幅を決定する手段を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

50

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、
前記第 1 の設定点を前記ドプラビーム方位へ投影した位置と前記第 2 の設定点を前記ドプラビーム方位へ投影した位置との間の長さが、前記サンプルゲートの幅である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断装置に関し、特にサンプルゲートの設定及びドプラ情報の角度補正に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波ドプラ法においては、二次元の断層画像上にサンプルゲートを設定し、そこから得られるドプラ情報を周波数解析し、その結果としてドプラ波形を形成している。サンプルゲート内でドプラ情報として観測される血流速度は、実際には、超音波ビーム方向に沿った速度成分である。そこで、従来装置においては、断層画像上で血流方向をユーザに指定させた上で、その血流方向に基づいて血流速度を補正し、補正されたドプラ波形を表示している。

【0003】

また、三次元空間内にサンプルゲート（サンプルボリューム）を設定してドプラ波形を形成する装置が、特許文献 1、2 に開示されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2005 - 95278 号公報

【特許文献 2】特開 2013 - 176492 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

サンプルゲート及び血流方向は、ユーザによるマニュアル操作によって設定されるのが一般的である。例えば二次元のドプラ情報を取得する場合、断層画像上において、ユーザによって、ドプラビーム方位が指定されるとともに、ドプラビーム方位上においてサンプルゲートの位置（深さ方向の位置）が指定される。さらに、角度補正を行うために、ユーザによって血流方向が指定される。このように、角度補正がなされたドプラ情報を取得するためには、ドプラビーム方位、サンプルゲートの位置、及び、血流方向のそれぞれを、ユーザが個別的に指定しなければならない。この作業をより簡便にして、ユーザの操作負担を軽減できることが望ましい。

【0006】

また、三次元空間内のドプラ情報の取得に際して上記のマニュアル操作を適用した場合、三次元空間内に分布する組織の構造や血流方向をユーザが把握した上で、ドプラビーム方位、サンプルゲートの位置、及び、血流方向のそれぞれを、ユーザが個別的に指定する必要がある。しかし、三次元空間内における組織の構造や血流方向をユーザが把握することは容易ではない。このような場合においても、ドプラビーム方位、サンプルゲートの位置、及び、血流方向の指定をより簡便にして、ユーザの操作負担を軽減できることが望ましい。

【0007】

本発明の目的は、超音波診断装置において、角度補正がなされた血流速度の演算に際して、ユーザの操作負担を軽減することである。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波により形成された超音波画像内において血流方向に沿って第 1 の設定点及び第 2 の設定点を設定するための設定手段と、前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点に基づいて、ドプラビーム方位、前記ドプラビーム方位上のサンプルゲートの位置、及び、補正角度を決定する決定手段と、前記サンプルゲート内から得られたドプラ情報と前記補正角度とに基づいて、角度補正がなされた血流速度を演算する演算手段と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

上記の構成によれば、第 1 の設定点及び第 2 の設定点が設定されると、角度補正がなされた血流速度が演算される。例えば、第 1 の設定点及び第 2 の設定点は、ユーザによって指定される。ユーザは、ドプラビーム方位、サンプルゲートの位置、及び、補正角度のそれぞれを個別的に指定しなくて済むため、簡便な操作で、角度補正がなされた血流速度を観測することが可能となる。すなわち、ユーザは 2 つの設定点を指定すれば済むため、マニュアル操作で指定したとしても、ユーザの操作負担が軽減される。

【 0 0 1 0 】

2 つの設定点が設定される空間は、三次元空間であってもよいし、二次元空間（二次元の断面）であってもよい。例えば、3D 表示画像上への指定によって設定点を設定してもよいし、任意断面画像上への指定によって間接的に設定されてもよい。例えば、断面が異なる 2 つの任意断面画像のうちの一方に対して第 1 の設定点を設定し、他方に対して第 2 の設定点を設定してもよい。この場合、ユーザは、2 つの断面の位置及び角度を調整しながら所望の任意断面画像を形成し、その任意断面画像上に設定点を設定すればよい。

【 0 0 1 1 】

望ましくは、超音波の送受波によって形成された超音波画像を表示する表示手段と、前記第 1 の設定点が設定されると、前記第 2 の設定点を設定可能な候補エリアを表す図形情報を、前記表示手段に表示させる表示処理手段と、を更に含む。候補エリアは、第 2 の設定点の設定範囲を表すものである。ユーザが第 2 の設定点を指定する場合、この候補エリアを表す図形情報を参考にして第 2 の設定点を指定することができる。これにより、第 2 の設定点の設定が容易となり、ユーザの利便性が向上する。

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記表示処理手段は、前記補正角度が取り得る範囲に従って決定された形態の前記候補エリアを表す前記図形情報を、前記表示手段に表示させる。一般的に、補正角度が大きくなるほど、血流速度の計測誤差が大きくなる。例えば、計測誤差の許容範囲に基づいて補正角度の限界を決定した場合、候補エリアは、計測誤差の許容範囲を表すものとなる。この候補エリアを参照することにより、計測誤差の許容範囲内で第 2 の設定点を設定することが可能となる。

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記表示処理手段は、前記サンプルゲートの幅が取り得る範囲に従って決定された形態の前記候補エリアを表す前記図形情報を、前記表示手段に表示させる。この構成によれば、ユーザがこの候補エリアを参照することにより、ドプラ情報が取得されるサンプルゲートの幅を考慮しつつ、第 2 の設定点を設定することが可能となる。

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記表示処理手段は、前記第 1 の設定点を起点として前記ドプラビーム方位に沿って両側に広がった形状を有する前記候補エリアを表す前記図形情報を、前記表示手段に表示させる。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記決定手段は、前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点を結ぶラインの方向と前記ドプラビーム方向とがなす角度を、前記補正角度として決定する。

【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記決定手段は、前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点の間の代表点と超音波の送受波原点とを結ぶ方向を、前記ドプラビーム方向として決定する。望ましくは

10

20

30

40

50

、前記代表点は、前記第 1 の設定点と前記第 2 の設定点との中点である。

【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記決定手段は、前記第 1 の設定点及び前記第 2 の設定点の位置に基づいて、前記サンプルゲートの幅を決定する手段を有する。望ましくは、前記第 1 の設定点を前記ドブラーム方位へ投影した位置と前記第 2 の設定点を前記ドブラーム方位へ投影した位置との間の長さが、前記サンプルゲートの幅である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によると、超音波診断装置において、角度補正がなされた血流速度の観測に際して、ユーザの操作負担を軽減することが可能となる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 三次元空間を概念的に示す説明図である。

【 図 3 】 三次元空間上に設定された断面の一例を示す図である。

【 図 4 】 表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

【 図 5 】 三次元空間上に設定された 2 つの設定点の一例を示す図である。

【 図 6 】 三次元空間上におけるドブラーム方位、サンプルゲートの位置、サンプルゲートの幅、及び、補正角度の決定プロセスを説明するための図である。

【 図 7 】 表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

20

【 図 8 】 候補エリアの一例を示す図である。

【 図 9 】 表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

【 図 1 0 】 表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

【 図 1 1 】 表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

【 図 1 2 】 表示部に表示される二次元の断層画像の一例を示す模式図である。

【 図 1 3 】 二次元の断面上におけるドブラーム方位、サンプルゲートの位置、サンプルゲートの幅、及び、補正角度の決定プロセスを説明するための図である。

【 図 1 4 】 表示部に表示される画像の一例を示す模式図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 0 】

30

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 1 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されている。図 1 は、その全体構成を示すブロック図である。超音波診断装置は、病院等の医療機関に設置され、人体に対する超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。

【 0 0 2 2 】

3 Dプローブ 1 0 は、診断領域に対して超音波を送受波する送受波器である。本実施形態においては、3 Dプローブ 1 0 が 2 Dアレイ振動子を有している。2 Dアレイ振動子は、複数の振動素子が二次元的に配列されて形成されたものである。この 2 Dアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは二次元的に走査される。これによって 3 次元データ取込空間（三次元空間）が形成される。電子走査方式としては、電子セクタ走査等をあげることができる。

40

【 0 0 2 3 】

送受信部 1 2 は、送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。送受信部 1 2 は、送信時において、3 Dプローブ 1 0 の複数の振動素子に対して一定の遅延関係をもった複数の送信信号を供給する。これにより、超音波の送信ビームが形成される。送受信部 1 2 は、受信時において、複数の振動素子から得られる複数の受信信号に対して整相加算処理等を施すことにより、受信ビームを形成する。

【 0 0 2 4 】

本実施形態においては、エコーデータ（組織の輝度情報）及びドブラデータ（血流の流

50

れ情報)の両者を三次元空間において取得するために、エコーデータ取得用の超音波の送受信とドプラデータ取得用の超音波の送受信とが、ビーム方位毎に行われる。もちろん、同じ超音波の送受信によってエコーデータ及びドプラデータの両者を同時に得るようにしてもよい。本実施形態においては、送受信部12は、超音波パルスドプラ法に従ってドプラ波形を形成するために、ユーザによって設定された特定の方位に対して間欠的にドプラ観測用の超音波ビーム(ドプラビーム)を繰り返し形成する機能も備えている。

【0025】

送受信部12から出力される組織画像形成用の受信信号(組織データ)については、プロセッサ14を介して組織3Dメモリ16に格納される。プロセッサ14は、検波、対数圧縮、座標変換等の機能を備えている。もちろん、そのような処理が行われないデータを組織3Dメモリ16に格納するようにしてもよい。なお、組織3Dメモリ16から組織データを読み出すときに、上記の処理が行われてもよい。

10

【0026】

組織3Dメモリ16は、送受信空間としての三次元空間に対応する記憶空間を有している。組織3Dメモリ16のアドレスは三次元空間における座標に対応付けられている。

【0027】

送受信部12から出力される血流画像形成用の受信信号(ドプラ情報を含む血流データ)は、プロセッサ18を介して血流3Dメモリ20に格納される。例えば、公知の自己相関法等を用いて、血流画像を形成する場合には、プロセッサ18において、例えば直交検波、自己相関演算、速度演算等の信号処理が行われる。これにより、血流3Dメモリ20には、血流データとしての血流速度データが格納される。

20

【0028】

血流3Dメモリ20は、上記の組織3Dメモリ16と同様に、生体内の三次元空間に対応した記憶空間を有している。血流3Dメモリ20のアドレスは三次元空間における座標に対応付けられている。

【0029】

断面画像形成部22は、二次元の断面画像(例えば白黒組織画像)を形成する機能を備えている。例えば、断面画像形成部22は、ユーザによって任意に設定された任意断面における断面画像データを形成する機能を備えている。具体的には、制御部42から断面画像形成部22に対して三次元空間上の任意断面の座標情報等が供給されると、断面画像形成部22は、その任意断面に相当する組織データを組織3Dメモリ16から読み出す。そして、断面画像形成部22は、読み出した組織データに従って二次元の断面画像を形成する。この画像データは表示処理部38に出力される。断面画像形成部22は、ユーザによって指定された任意の数の断面画像を形成してもよい。

30

【0030】

また、断面画像形成部22は、ユーザによって設定されたトリプレーンに相当する3つの断面に対応する3つの断面画像を形成する機能を備えている。これにより、互いに直交する3つの断面に対応する3つの断面画像が形成される。直交3断面に対応する3つの断面画像が形成されるため、組織の空間的な把握が容易となる。具体的には、制御部42から断面画像形成部22に各断面の座標情報が供給されると、断面画像形成部22は、組織3Dメモリ16から各断面に対応する組織データを読み出し、各断面に対応する組織データに従って各断面の断面画像を形成する。それぞれの画像データは表示処理部38に出力される。また、断面画像形成部22は、ユーザによって設定されたバイプレーンに相当する2つの断面に対応する2つの断面画像を形成してもよい。これにより、互いに直交する2つの断面に対応する2つの断面画像が形成される。

40

【0031】

三次元画像形成部24は、組織3Dメモリ16から組織データを読み出し、その組織データに対してレンダリング処理を実行する。具体的には、三次元画像形成部24は、三次元空間に設定される各レイ上に存在する各組織データに対して、例えばボリュームレンダリング法に基づくボクセル演算を展開し、その結果としてレイ毎に画素値を求めている。

50

三次元画像形成部 24 によって演算された画素値は、表示処理部 38 に出力される。表示処理部 38 上に設けられたフレームメモリには、三次元空間を二次元プレーン上に投影した 3D 表示画像が構築される。

【0032】

血流画像形成部 26 は、二次元のカラー血流画像を形成する機能を備えている。その画像を形成するための血流データは、三次元空間に対してユーザにより任意に設定された任意断面上から取得される。具体的には、制御部 42 から血流画像形成部 26 に対して任意断面の座標情報等が供給されると、血流画像形成部 26 は、その任意断面に相当する血流データを血流 3D メモリ 20 から読み出す。そして、血流画像形成部 26 は、読み出した血流データに従って二次元のカラー血流画像を形成する。この画像データは表示処理部 38 に出力される。

10

【0033】

グラフィック画像形成部 28 は、制御部 42 から供給されるグラフィック作成用のパラメータに従って、三次元グラフィックデータ、二次元グラフィックデータ等を形成する。グラフィックデータは表示処理部 38 に出力される。グラフィック画像形成部 28 は、例えば、ドブラビーム方位を表す方位ラインマーカ、サンプルゲートを表すゲートマーカ、その他、個々の画像上にオーバーレイされる図形や文字等を形成する。

【0034】

ところで、超音波パルスドブラ法に従って、特定のドブラビーム方位に対して繰り返し超音波の送受波がなされると、それにより得られた受信信号がゲート回路 30 に出力される。ゲート回路 30 は、ドブラビーム方位上に設定されたサンプルゲート（サンプルボリューム）内に相当する部分信号を抽出し、それをドブラ演算部 32 に出力する。ドブラ演算部 32 は、直交検波回路、周波数解析回路（FFT アナライザ）等を有しており、入力される信号からドブラ情報（ドブラシフト周波数成分）を抽出し、そのドブラ情報を周波数軸上に展開する。これにより、周波数解析結果として、周波数（速度）毎のパワーからなる速度スペクトルが得られる。それを表す血流速度情報が、角度補正部 34 へ出力される。

20

【0035】

角度補正部 34 は角度補正機能を備えており、ドブラビーム上において得られた血流速度に対して角度補正を行うことにより、角度補正がなされた血流速度を演算する。すなわち、ドブラ演算部 32 において血流速度情報としての速度スペクトルが得られた場合、その速度スペクトルの大きさ（振幅）が補正され、あるいはその縦軸スケール（目盛）が補正される。

30

【0036】

ドブラ波形形成部 36 は、角度補正後の血流速度情報に基づいてドブラ波形を形成する。周知のように、ドブラ波形の横軸は時間軸であり、その縦軸は血流速度に相当する。また、その波形における各画素の輝度は各速度におけるパワーの大きさに対応付けられている。そのドブラ波形を表す画像データは表示処理部 38 へ出力される。

【0037】

表示処理部 38 は、3D 表示画像、断面画像、カラー血流画像、ドブラ波形に対して、必要なグラフィックデータをオーバーレイ処理し、これによって表示画像を構成している。この画像データは表示部 40 に出力され、表示モードに従った表示形態で 1 又は複数の画像が並べて表示されることになる。表示部 40 は例えば液晶ディスプレイ等の表示デバイスによって構成されている。表示部 40 は複数の表示デバイスによって構成されてもよい。

40

【0038】

なお、表示処理部 38 は、複数の画像を合成してもよい。例えば、表示処理部 38 は、任意断面の断面画像上に、その任意断面のカラー血流画像を上書き合成してもよい。

【0039】

制御部 42 は、図 1 に示す各構成の動作制御を行っている。制御部 42 には入力部 46

50

が接続されている。入力部 46 は、一例として、トラックボールやキーボード等の入力デバイスを含む操作パネルによって構成されている。ユーザは入力部 46 を用いて、断面画像に対応する任意断面の座標、トリプレーンに対応する 3 つの断面の座標等を指定することが可能である。

【0040】

また、制御部 42 はドブラ計測制御部 44 を含んでいる。ドブラ計測制御部 44 は、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、サンプルゲートの幅、及び、補正角度を決定する。サンプルゲートの位置及びサンプルゲートの幅を示す情報は、ゲート回路 30 に供給される。補正角度を示す情報は、角度補正部 34 に供給される。ドブラ計測制御部 44 による具体的な処理については後に詳述する。

10

【0041】

なお、三次元画像形成部 24 は、三次元空間における座標毎に、組織データ及び三次元グラフィックデータの合成演算を行ってもよい。この場合、三次元画像形成部 24 は、三次元合成処理がなされたデータに対してレンダリング処理を実行する。サンプルゲートを表すゲートマーカやドブラビーム方位を表す方位ラインマーカ等が、組織データにグラフィック要素として合成される。これにより、レンダリングを行って形成される 3D 表示画像において、組織とともに、1 又は複数のグラフィック要素が遠近感をもって空間的に表現される。もちろん、三次元画像形成部 24 は、組織データ、血流データ（血流速度データ）及び三次元グラフィックデータの合成演算を行ってもよい。この場合、レンダリングを行って形成された 3D 表示画像には、組織及び血流とともに、グラフィック要素が空間的に表現される。

20

【0042】

図 2 には、三次元空間 50 が示されている。3D プローブ 10 によって形成される超音波ビームを二次元的に電子セクタ走査すると、図 2 に示されるような角錐形状をもった三次元空間 50 を形成することができる。図 2 に示す例では、三次元空間 50 の内部に表示対象空間 52 が設定されている。組織 3D メモリ 16 及び血流 3D メモリ 20 へのデータの格納にあたっては、表示対象空間 52 内に相当するデータがそれら 3D メモリに格納される。もちろん、三次元空間 50 の全体について 3D メモリに対してデータを格納してもよい。超音波ドブラ法が実行される場合、符号 54 で示されるようなドブラビームが形成される。図 2 には示されていないが、ドブラビーム方位にゲート幅をもったサンプルゲートが設定される。

30

【0043】

図 3 には、ユーザによって任意に設定される任意断面が示されている。3次元空間は x 、 y 、 z の直交座標系によって定義される。図 3 には、一例として、2 つの任意断面 56、58 が示されている。任意断面 56 は x 軸及び z 軸まわりで回転可能であり、任意断面 58 は y 軸及び z 軸まわりで回転可能である。また、任意断面 56、58 は x 軸、 y 軸及び z 軸への並行移動も可能である。ユーザによって回転操作及び並行移動操作が行われて、任意断面 56、58 の位置及び角度が設定される。断面画像形成部 22 は、このようにして設定された任意断面における断面画像を形成する。なお、図 3 に示す例では、2 つの任意断面が設定されているが、1 又は 3 つ以上の任意断面が設定されてもよい。三次元空間は極座標によって定義されてもよい。

40

【0044】

図 4 には、断面画像と 3D 表示画像との組み合わせ表示例が示されている。すなわち、表示部 40 の画面上には、3 つの断面画像 60、62、64 及び 1 つの 3D 表示画像 66 が同時に表示され、それらを用いて組織構造の様子を総合的に観察することができる。

【0045】

断面画像 60、62、64 は、断面画像形成部 22 によって形成された画像である。各画像に対応する断面はユーザによって任意に設定されている。なお、各画像に対応する断面は、三次元空間において互いに直交していてもよい。この場合の表示形態はトリプレーン表示と称される。図 4 に示す例では、断面画像 60、62、64 に組織が表されている

50

が、断面画像 60, 62, 64 のそれぞれに二次元のカラー血流画像を合成して表示してもよい。

【0046】

3D表示画像 66 は、三次元画像形成部 24 によって形成された画像である。なお、3D表示画像 66 においては、組織の図示が省略されている。3D表示画像 66 には、組織と同時に血流がカラーで表現されていてもよい。

【0047】

3D表示画像 66 には、グラフィックに相当する部分が表されている。例えば、断面画像 60 に対応する断面を表すマーカ 68、断面画像 62 に対応する断面を表すマーカ 70、及び、断面画像 64 に対応する断面を表すマーカ 72 が、表されている。また、サンプルゲートを表すゲートマーカ 74 が筒状の図形で表され、ドブラビーム方位を表す方位ラインマーカ 76 がラインとして表されている。これらのマーカは、グラフィック画像形成部 28 によって形成される。なお、ゲートマーカ 74 は、サンプルゲートが設定された後に 3D表示画像 66 上に表示され、方位ラインマーカ 76 は、ドブラビーム方位が設定された後に 3D表示画像 66 上に表示される。

【0048】

超音波ドブラ法が適用される場合に、図 4 に示すような断面画像及び 3D表示画像が表示部 40 に表示される。ユーザが各断面を移動及び回転させることにより、サンプルゲート及び補正角度を決定するための断面画像を表示させる。

【0049】

次に、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、サンプルゲートの幅、及び、補正角度の決定プロセスについて説明する。

【0050】

まず、ユーザは、2つの断面画像のそれぞれに対して1つずつ設定点を設定する。図 4 に示す例で説明すると、断面画像 60, 62 に対して1つずつ設定点を指定するものとする。ユーザは、任意断面に相当する断面画像を観察しながら、任意断面の位置及び角度を調整することにより、任意断面上に実際の血流方向が含まれるようにする。例えば、心臓の弁の出口付近にサンプルゲートを設定し、その箇所における血流情報を取得するものとする。この場合、ユーザは、弁における実際の血流方向が任意断面上に含まれるように、入力部 46 を利用して任意断面の位置及び角度を適宜調整する。図 4 に示す例では、ユーザは、断面画像 60, 62 を観察しながら、断面画像 60, 62 に弁における血流方向が表されるように、2つの断面の位置及び角度を調整する。そして、ユーザは入力部 46 を利用して、血流情報の観測範囲を挟むように血流の流れに沿って2つの設定点を指定する。例えば、ユーザは、血流の上流側に第1の設定点を設定し、下流側に第2の設定点を設定する。ここでは、断面画像 60 上に第1の設定点 78 が設定され、断面画像 62 に第2の設定点 80 が設定されている。

【0051】

なお、本実施形態では、2つの断面画像上に設定点が設定されればよいので、表示部 40 には、少なくとも2つの断面画像（例えば断面画像 60, 62）が表示されていればよい。従って、断面画像 64 は表示部 40 に表示されていなくてもよい。

【0052】

設定点が設定されると、3D表示画像 66 上に、第1の設定点 78 を表すマーカ 82 及び第2の設定点 80 を表すマーカ 84 が表されてもよい。第1の設定点 78 を表すマーカ 82 は、断面画像 60 に対応する断面を表すマーカ 68 上に表される。同様に、第2の設定点 80 を表すマーカ 84 は、断面画像 62 に対応する断面を表すマーカ 70 上に表される。マーカ 82, 84 が 3D表示画像 66 上に表示されることにより、三次元空間におけるマーカ 82, 84 及び組織の位置関係を把握することが可能となる。

【0053】

図 5 には、三次元空間に設定された2つの設定点の位置関係が示されている。第1の設定点 78 及び第2の設定点 80 は、三次元空間において血流方向に沿って設定されている

10

20

30

40

50

。2つの設定点の指定により、実際の血流方向がユーザによって指定されたことになる。

【0054】

以上のように、2つの設定点が指定されると、ドブラ計測制御部44は、2つの設定点に基づいて、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、サンプルゲートの幅、及び、補正角度を決定する。図6を参照して、その決定プロセスについて説明する。

【0055】

まず、ドブラ計測制御部44は、第1の設定点78(x_1, y_1, z_1)と第2の設定点80(x_2, y_2, z_2)との間にある代表点90を決定する。例えば、ドブラ計測制御部44は、第1の設定点78と第2の設定点80との間の中点を代表点90として決定する。そして、ドブラ計測制御部44は、代表点90と超音波ビームの送受波原点(図6中の3Dプローブ10)とを結ぶライン92の方向を、ドブラビーム方位として決定する。例えば、超音波ビームの送受波に寄与している複数の振動素子の中心を送受波原点とする。

10

【0056】

また、ドブラ計測制御部44は、第1の設定点78からライン92に垂線94を引き、その垂線94とライン92との交点(第1の交点96)の位置を特定する。同様に、ドブラ計測制御部44は、第2の設定点80からライン92に垂線98を引き、その垂線98とライン92との交点(第2の交点100)の位置を特定する。そして、ドブラ計測制御部44は、第1の交点96と第2の交点100とで挟まれている領域をサンプルゲートとして決定し、第1の交点96と第2の交点100との間の長さをサンプルゲートの幅Wとして決定する。

20

【0057】

また、ドブラ計測制御部44は、第1の設定点78と第2の設定点80とを結ぶライン102と、ドブラビームを表すライン92とのなす角度を、補正角度として決定する。この補正角度は、三次元空間上の角度である。

【0058】

以上のようにして、ユーザによって第1の設定点78及び第2の設定点80が設定されると、ドブラ計測制御部44によって、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度が自動的に決定される。2つの設定点の位置によって、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置及び幅が決定されるので、ユーザは、所望の方位、位置及び幅が設定されるように、2つの設定点の位置を決定すればよい。

30

【0059】

ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置及び幅が決定されると、図4に示すように、3D表示画像66上に、ゲートマーカ74及び方位ラインマーカ76が表示されてもよい。ユーザがこれらのマーカを参照することにより、三次元空間上におけるサンプルゲートの位置及びドブラビーム方位を把握することが可能となる。

【0060】

ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置及び幅が決定されると、そのドブラビーム方位に対して一定の送受信シーケンスに従って超音波ビームの送受波が繰り返されることになる。この場合、そのサンプルゲート内のドブラ情報が観測されることになる。その際、角度補正部34は、観測された血流速度 v と補正角度とから、 $V = v / \cos$ の計算により、実際の血流速度 V を演算する。この角度補正は、ドブラ波形の縦軸(速度)スケールの変更により実現してもよい。

40

【0061】

なお、上記の例では、断面画像60, 62に対して2つの設定点(第1の設定点78、第2の設定点80)が設定されている。別の例として、三次元空間内に直接的に2つの設定点を指定するようにしてもよい。例えば、図4に示されている3D表示画像66に対して2つの設定点を設定してもよい。

【0062】

図7には、断面画像60, 62, 110、及び、ドブラ波形120の組み合わせ表示例

50

が示されている。すなわち、表示部 40 の表示画面上には、これらの画像が組み合わされて同時に表示される。

【0063】

断面画像 60, 62 は、図 4 に示されている画像と同じものである。断面画像 110 は、例えば、ドプラビーム方位を含む断面における断面画像である。上記のように、ドプラ計測制御部 44 によってドプラビーム方位及びサンプルゲートの位置が決定されると、ドプラビーム方位を含む断面における断面画像 110 が、断面画像形成部 22 によって形成される。または、断面画像 110 は、2 つの設定点（第 1 の設定点 78、第 2 の設定点 80）を含む断面における断面画像であってもよい。この場合、ユーザによって 2 つの設定点が設定されると、その 2 つの設定点を含む断面における断面画像 110 が、断面画像形成部 22 によって形成される。なお、ドプラビーム方位を含む断面又は 2 つの設定点を含む断面の角度は、一意には決まらないが、例えば、その角度は予め決定された値であってもよいし、ユーザによって指定された値であってもよい。

10

【0064】

断面画像 110 には、サンプルゲートを表すゲートマーカ 112a, 112b、補正角度を表す補正角度マーカ 114、及び、ドプラビーム方位を表すライン状の方位ラインマーカ 116 が表されている。ゲートマーカ 112a は、図 6 に示されている第 2 の交点 100 に対応し、ゲートマーカ 112b は、第 1 の交点 96 に対応する。補正角度マーカ 114 は、方位ラインマーカ 116 に対して補正角度 に対応する角度だけ傾いて表示されている。補正角度 は三次元空間上の角度であるため、補正角度マーカ 114 の角度は、補正角度 を断面画像 110 に対応する断面上の角度に換算した場合の値となっている。これらのマーカは、グラフィック画像形成部 28 によって形成される。

20

【0065】

上記のように三次元角度補正がなされると、ドプラ波形 120 上における縦軸のスケールは正しい表示となる。これにより、二次元的に角度補正を行う場合と比べて、血流速度を正確に観測することが可能となる。

【0066】

従来の超音波診断装置の中には、ドプラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度を、ユーザが指定しなければならないものがある。これに対して、本実施形態では、ユーザによって 2 つの設定点が設定されると、三次元空間におけるドプラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度が自動的に決定される。従って、本実施形態によれば、簡単な操作で、三次元角度補正がなされた血流速度を観測することが可能となる。ユーザは 2 つの設定点を指定すれば済むため、ユーザの操作負担が軽減される。

30

【0067】

また、本実施形態では、血流方向が表された 2 つの断面画像 60, 62 を利用し、断面画像 60, 62 に対して血流方向に沿って 2 つの設定点を設定するようにしている。二次元の断面画像 60, 62 上で設定点を設定すれば三次元空間内の血流方向が指定されるので、その血流方向の指定が容易となる。

【0068】

なお、断面画像 60, 62, 64, 110 及び 3D 表示画像 66 は、リアルタイムで変更される。ドプラ波形を観測する場合においては、今まで形成した画像をフリーズし、ドプラビーム方位において繰り返し超音波ビームの送受波を行ってドプラ波形を形成するようにしてもよい。なお、3D 表示画像 66 を表示部 40 の表示画面に表示せずに、断面画像 60, 62 を表示し、断面画像 60, 62 上で 2 つの設定点 78, 80 を指定するようにしてもよい。

40

【0069】

さらに、組織 3D メモリ 16 及び血流 3D メモリ 20 に、一定時間にわたって取得されたデータを格納しておき、3D メモリから読み出されたデータに基づいて、上述の各種の画像を形成するようにしてもよい。そして、必要な設定が完了した後に、ドプラ波形の観

50

測を行うようにしてもよい。

【0070】

本実施形態に係る超音波診断装置は、設定点の指定を支援するための機能を備えていてもよい。例えば、第1の設定点が指定された後に、第2の設定点の設定範囲を表す情報を表示するようにしてもよい。図8には、その支援のための候補エリアが示されている。図8に示されている候補エリア130は、第2の設定点の設定範囲を示すものである。候補エリア130は、例えば、第1の設定点78を起点として、2つの円錐部分132、134が対称に配置された形状を有する。候補エリア130は、サンプルゲートの幅及び補正角度の限界を表すエリアである。具体的には、候補エリア130は、第1の設定点78からの距離によってサンプルゲートの幅の設定範囲を規定し、第1の設定点78からの角度によって補正角度の設定範囲を規定している。この候補エリア130は、ドブラ計測制御部44によって決定される。

10

【0071】

まず、サンプルゲートの幅の設定範囲について説明する。サンプルゲートの幅は、第1の設定点と第2の設定点との間の長さに依存し、その長さが長くなるほどサンプルゲートの幅は長くなる。従って、第1の設定点78からの距離は、サンプルゲートの幅を表していることになる。サンプルゲートの幅の設定限界の観点から第2の設定点の設定範囲を規定すると、その設定範囲の形状は、第1の設定点78を中心とした球状の形状となる。第1の設定点78から球の表面までの範囲が、第2の設定点の設定範囲となる。この球の半径（第1の設定点78から球の表面までの長さ）は、予め決定された値であってもよいし、ユーザによって決定された値であってもよい。

20

【0072】

次に、補正角度の設定範囲について説明する。血流方向とドブラビーム方位とのなす角度が大きくなるほど、血流速度の計測誤差が大きくなる。その点を考慮して、誤差の観点から角度範囲の設定範囲が決定される。本実施形態では、第1の設定点78と超音波ビームの送受波原点（図8中の3Dプローブ10）とを結ぶライン136を定義し、そのライン136から角度の範囲内を、第2の設定点の設定範囲内とする。角度は、計測誤差の観点から決定される。角度は、予め決定された値であってもよいし、ユーザによって決定された値であってもよい。一例として、角度は60°以下である。角度よりも外側のエリアに第2の設定点が設定されると、第1の設定点及び第2の設定点を結ぶラインとドブラビーム方位とのなす角度が大きくなり、計測誤差の許容範囲を超える。従って、第2の設定点の設定範囲は、角度の範囲内に設定される。

30

【0073】

以上のようにサンプルゲートの幅及び補正角度の限界を考慮することにより、候補エリア130は、第1の設定点78を起点として、ドブラビーム方位に沿って正方向に広がった形状を有する円錐部分132と、負方向に広がった形状を有する円錐部分134と、を有することになる。

【0074】

候補エリアを表すマーカは、断面画像等に合成して表示される。図9には、その表示例が示されている。例えば、断面画像60上に第1の設定点78が設定されているものとする。

40

【0075】

第1の設定点78が指定されると、ドブラ計測制御部44によって三次元空間における候補エリアが決定される。また、ドブラ計測制御部44によって、各断面画像に対応する各断面における候補エリアの形状及び大きさが決定される。そして、グラフィック画像形成部28によって、三次元空間における候補エリアを表すマーカ（3D候補エリアマーカ）、及び、各断面における候補エリアを表すマーカ（2D候補エリアマーカ）が、形成される。

【0076】

断面画像60には2D候補エリアマーカ140が表されている。2D候補エリアマーカ

50

140は、断面画像60に対応する断面における候補エリアを表している。断面画像62には2D候補エリアマーカ142が表されている。2D候補エリアマーカ142は、断面画像62に対応する断面における候補エリアを表している。断面画像64には2D候補エリアマーカ144が表されている。2D候補エリアマーカ144は、断面画像64に対応する断面における候補エリアを表している。また、3D表示画像66には3D候補エリアマーカ146が表されている。3D候補エリアマーカ146は三次元空間における候補エリアを表している。ユーザによって各断面の位置及び角度が変更されると、それに合わせて、ドブラ計測制御部44によって、各断面における候補エリアの形状及び大きさが決定され、各断面画像上に変更後の候補エリアのマーカが表示される。

【0077】

10

ユーザは、断面画像を観察しながら、入力部46を利用して断面の位置及び角度を調整しつつ、候補エリア内に第2の設定点を設定する。例えば、図4に示す例と同様に、断面画像62上に第2の設定点を設定する。第1の設定点及び第2の設定点が設定されると、上記のように、ドブラ計測制御部44によって、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度が自動的に決定される。そして、一定の送受信シーケンスに従って超音波ビームの送受波が繰り返され、角度補正がなされた血流速度Vが演算される。

【0078】

20

以上のように、候補エリアを表すマーカを画像上に表示することにより、ユーザは、候補エリアを参考にして第2の設定点を設定することが可能となる。これにより、計測誤差の許容範囲内への第2の設定点の設定が容易となり、ユーザの利便性が向上する。また、計測誤差の増大を防止することが可能となる。さらに、サンプルゲートの幅を考慮しつつ、第2の設定点を設定することが可能となる。

【0079】

30

なお、候補エリア外への第2の設定点の設定を禁止してもよい。この場合、候補エリア外に第2の設定点が設定されると、ドブラ計測制御部44は、その設定を無効としてドブラビーム方位等を決定しなくてもよい。また、候補エリア外に対して第2の設定点が設定された場合に、表示処理部38は表示部40に警告を表示させてもよい。これにより、候補エリア内に第2の設定点を設定するようにユーザを促すことが可能となる。それとは逆に、候補エリア外への第2の設定点の設定を許可してもよい。この場合、ドブラ計測制御部44は、候補エリア外に設定された第2の設定点を用いて、ドブラビーム方位等を決定する。

【0080】

40

図10及び図11には、断面画像及びドブラ波形の他の表示例が示されている。図10には、断面画像110及びドブラ波形120の組み合わせ表示例が示されている。断面画像110は、ドブラビーム方位を含む断面における画像、又は、2つの設定点を含む断面における画像である。断面画像110には、ゲートマーカ112a、112b、補正角度マーカ114、及び、方位ラインマーカ116が表されている。図11には、断面画像60、62及びドブラ波形120の組み合わせ表示例が示されている。断面画像60、62は、第1の設定点78及び第2の設定点80が設定される画像である。ユーザが入力部46を利用して画像の表示形態を任意に変更することができる。例えば、2つの設定点を設定する段階では、図11に示されている断面画像60、62が表示部40に表示されるようにし、血流速度の測定開始後は、図10に示されている断面画像110及びドブラ波形120が表示部40に表示されるようにしてもよい。もちろん、血流速度の測定開始後においても、図11に示すように、ドブラ波形120とともに断面画像60、62が表示部40に表示されるようにしてもよい。

【0081】

(その他の実施形態)

上記の実施形態では、血流速度を三次元的に補正する場合について説明したが、上記の実施形態を、血流速度を二次元的に補正する場合に適用してもよい。すなわち、二次元の

50

断層画像上に２つの設定点を設定し、それら２つの設定点に基づいて、当該断層画像に対応する断面上におけるドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度を決定してもよい。以下、この処理の詳細について説明する。

【００８２】

図１２には、二次元の断層画像２００の表示例が示されている。例えば、３Ｄプローブ１０又は振動素子が一列に配置されたプローブを用いて、二次元の走査面を超音波ビームで走査する。その走査で得られた受信信号に基づいて、断面画像形成部２２によって断層画像２００が形成される。または、断層画像２００は、三次元の組織データから形成された任意の断面画像であってもよい。

【００８３】

ユーザは、断層画像２００を観察しながら、プローブ又は任意断面の位置及び角度を調整することにより、走査面又は任意断面上に実際の血流方向が含まれるようにする。そして、ユーザは入力部４６を利用して、血流情報の観測範囲を挟むように血流方向に沿って第１の設定点２０２及び第２の設定点２０４を設定する。断層画像２００上に、設定点を表すマーカが表示されてもよい。

【００８４】

以上のように、２つの設定点を設定されると、ドブラ計測制御部４４は、２つの設定点に基づいて、二次元の走査面又は任意断面上におけるドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度を決定する。図１３を参照して、その決定プロセスについて説明する。

【００８５】

まず、ドブラ計測制御部４４は、第１の設定点２０２（ x_1, y_1 ）と第２の設定点２０４（ x_2, y_2 ）との間にある代表点２０６を決定する。例えば、ドブラ計測制御部４４は、第１の設定点２０２と第２の設定点２０４との間の中点を代表点２０６として決定する。そして、ドブラ計測制御部４４は、代表点２０６と超音波ビームの送受波原点（図１３中の３Ｄプローブ１０）とを結ぶライン２０８の方向を、ドブラビーム方位として決定する。

【００８６】

また、ドブラ計測制御部４４は、第１の設定点２０２からライン２０８に垂線２１０を引き、その垂線２１０とライン２０８との交点（第１の交点２１２）の位置を特定する。同様に、ドブラ計測制御部４４は、第２の設定点２０４からライン２０８に垂線２１４を引き、その垂線２１４とライン２０８との交点（第２の交点２１６）の位置を特定する。そして、ドブラ計測制御部４４は、第１の交点２１２と第２の交点２１６とで挟まれている領域をサンプルゲートとして決定し、第１の交点２１２と第２の交点２１６との間の長さをサンプルゲートの幅 W として決定する。

【００８７】

また、ドブラ計測制御部４４は、第１の設定点２０２と第２の設定点２０４とを結ぶライン２１８と、ドブラビームを表すライン２０８とのなす角度を、補正角度として決定する。この補正角度は、二次元の走査面又は断面上の角度である。

【００８８】

以上のようにして、ユーザによって断層画像２００上に第１の設定点２０２及び第２の設定点２０４が設定されると、ドブラ計測制御部４４によって、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度が自動的に決定される。

【００８９】

ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置及び幅が決定されると、そのドブラビーム方位に対して一定の送受信シーケンスに従って超音波ビームの送受波が繰り返されることになる。サンプルゲート内のドブラ情報が観測され、角度補正部３４は、観測された血流速度 v と補正角度とから、 $V = v / \cos$ の計算により、角度補正がなされた血流速度 V を演算する。この角度補正は、ドブラ波形の縦軸（速度）スケールの変更により実現してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 0 】

図 1 4 には、断層画像 2 0 0 及びドブラ波形 2 4 0 の組み合わせ表示例が示されている。断層画像 2 0 0 には、サンプルゲートを表すゲートマーカ 2 3 0 a、2 3 0 b、補正角度を表す補正角度マーカ 2 3 2、及び、ドブラビーム方位を表すライン状の方位ラインマーカ 2 3 4 が表されている。ゲートマーカ 2 3 0 a は、図 1 3 に示されている第 2 の交点 2 1 6 に対応し、ゲートマーカ 2 3 0 b は、第 1 の交点 2 1 2 に対応する。補正角度マーカ 2 3 2 は、方位ラインマーカ 2 3 4 に対して補正角度 だけ傾いて表示されている。これらのマーカは、グラフィック画像形成部 2 8 によって形成される。

【 0 0 9 1 】

二次元角度補正を行う場合も、上述した三次元角度補正の場合と同様に、ユーザによって 2 つの設定点が設定されると、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置、その幅、及び、補正角度が自動的に決定される。ユーザは 2 つの設定点を指定すれば済むため、簡単な操作で、角度補正がなされた血流速度を観測することが可能となる。

【 0 0 9 2 】

また、第 2 の設定点の候補エリアを表すマーカを、断層画像 2 0 0 に合成して表示してもよい。この場合、断層画像 2 0 0 上に第 1 の設定点 2 0 2 が設定されると、ドブラ計測制御部 4 4 によって、二次元の走査面又は任意断面における候補エリアが決定される。そして、グラフィック画像形成部 2 8 によって候補エリアを表すマーカが形成され、候補エリアを表すマーカが断層画像 2 0 0 上に表示される。ユーザによってプローブ又は任意断面の位置及び角度が変更されると、それに合わせて、ドブラ計測制御部 4 4 によって候補エリアの形状及び大きさが決定され、断層画像 2 0 0 上に変更後の候補エリアのマーカが表示される。このように、候補エリアを表すマーカを画像上に表示することにより、第 2 の設定点の指定が容易となり、ユーザの利便性が向上する。

【 0 0 9 3 】

なお、上記の実施形態では、超音波パルスドブラ法（P W ドブラ法）を適用する場合について説明したが、本実施形態は、超音波連続波ドブラ法（C W ドブラ法）に適用されてもよい。この場合、超音波ビームの送信及び受信が、それぞれ異なる振動素子によって行われる。連続波ドブラ法においては、超音波の送信ビームと受信ビームとの交点が事実上の観測領域に該当し、その部分がサンプルゲート（サンプルボリューム）に相当する。本実施形態を連続波ドブラ法に適用し、三次元空間内又は断層画像上において 2 つの設定点が設定されると、2 つの設定点に基づいて、ドブラビーム方位、サンプルゲート（送信ビームと受信ビームとの交点）の位置、その幅、及び、補正角度が自動的に決定される。これにより、簡便な操作で、三次元又は二次元の角度補正がなされた血流速度を観測することが可能となる。

【 0 0 9 4 】

なお、図 1 に示されている 3 D プローブ 1 0 以外の構成は、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、図 1 に示されている 3 D プローブ 1 0 以外の構成は、例えばコンピュータにより実現することもできる。つまり、コンピュータが備える C P U やメモリやハードディスク等のハードウェアと、C P U 等の動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により、図 1 の 3 D プローブ 1 0 以外の構成の全部又は一部（例えば、断面画像形成部 2 2、三次元画像形成部 2 4、血流画像形成部 2 6、グラフィック画像形成部 2 8 等の画像形成部のみでもよい）が実現されてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 5 】

1 0 3 D プローブ、1 2 送受信部、1 4、1 8 プロセッサ、1 6 組織 3 D メモリ、2 0 血流 3 D メモリ、2 2 断面画像形成部、2 4 三次元画像形成部、2 6 血流画像形成部、2 8 グラフィック画像形成部、3 0 ゲート回路、3 2 ドブラ演算部、3 4 角度補正部、3 6 ドブラ波形形成部、3 8 表示処理部、4 0 表示部、4 2 制御部、4 4 ドブラ計測制御部、4 6 入力部。

10

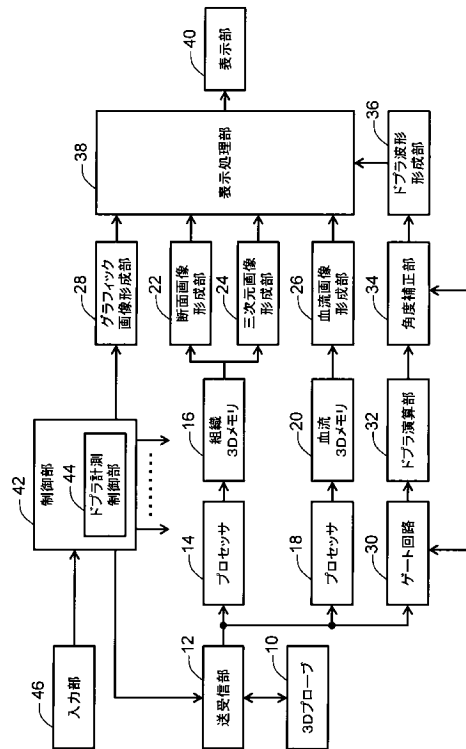
20

30

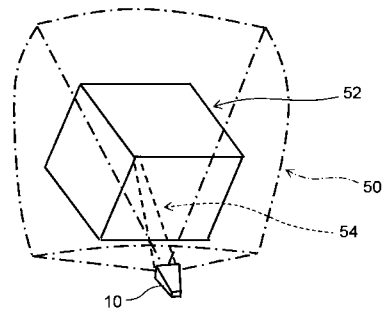
40

50

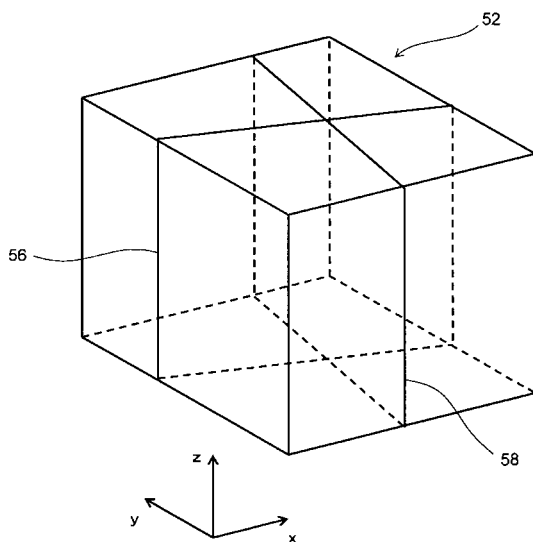
【 図 1 】



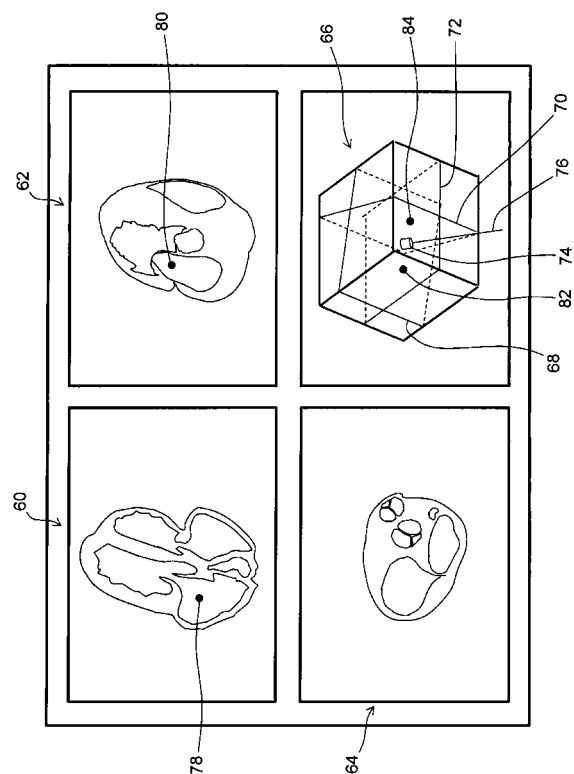
【 図 2 】



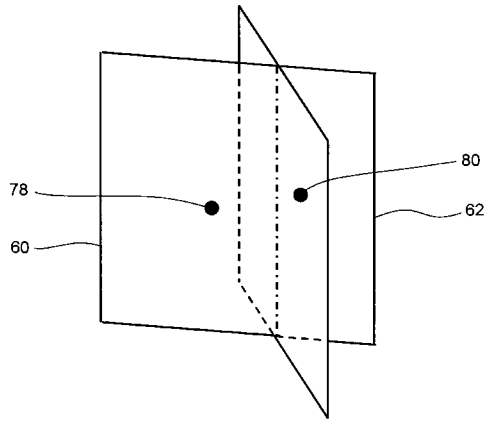
【 図 3 】



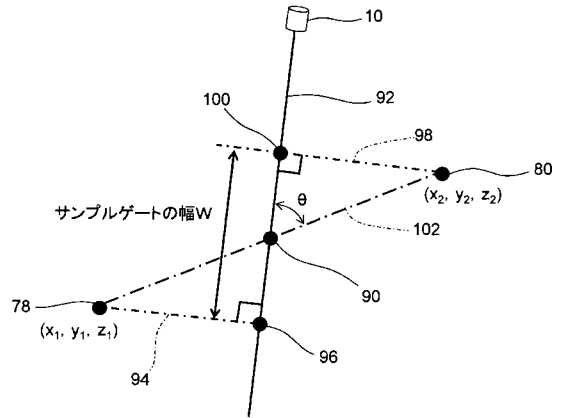
【 図 4 】



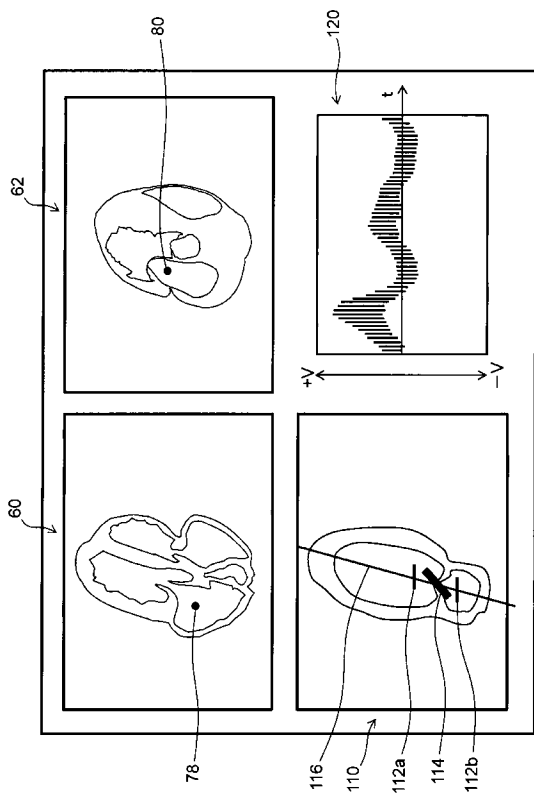
【図 5】



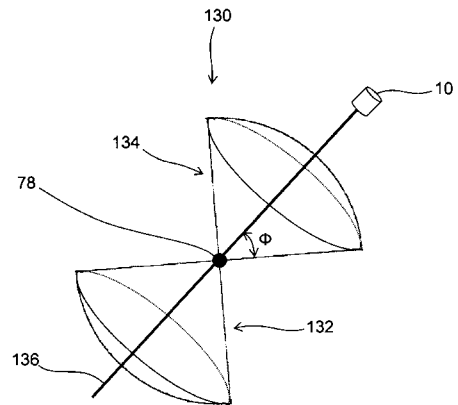
【図 6】



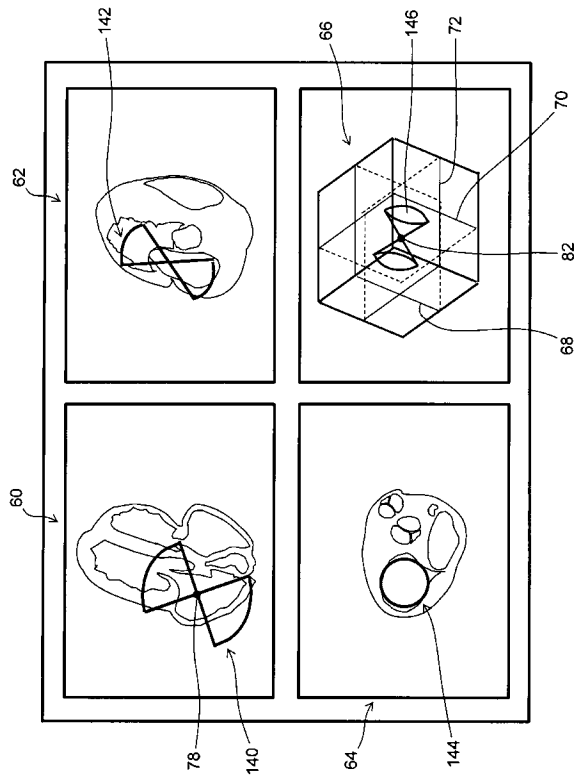
【図 7】



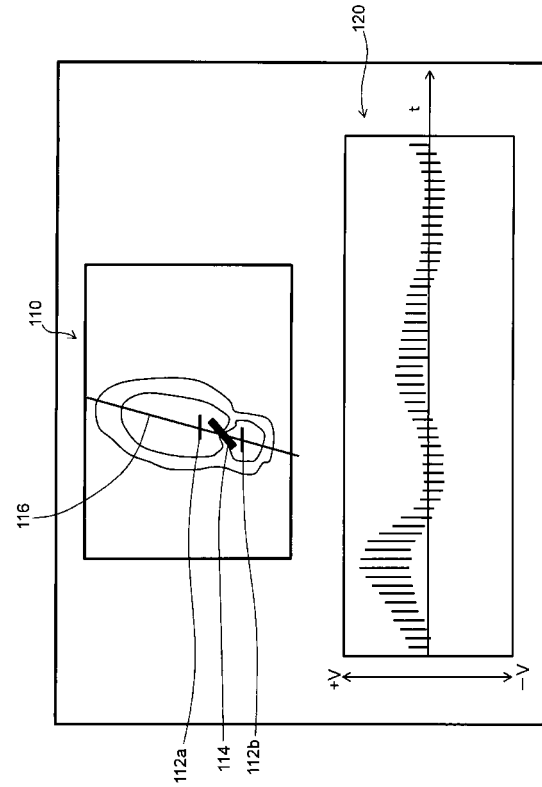
【図 8】



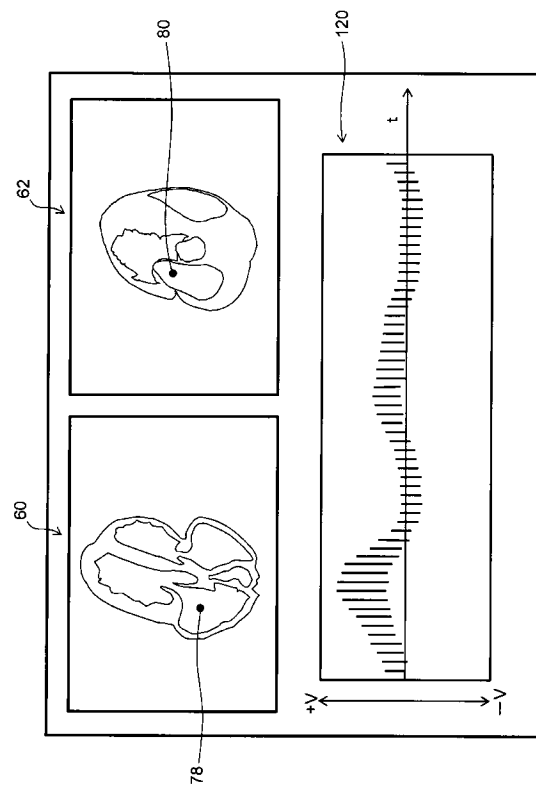
【図 9】



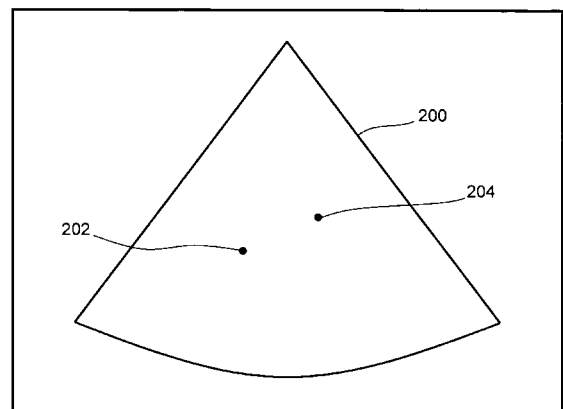
【図 10】



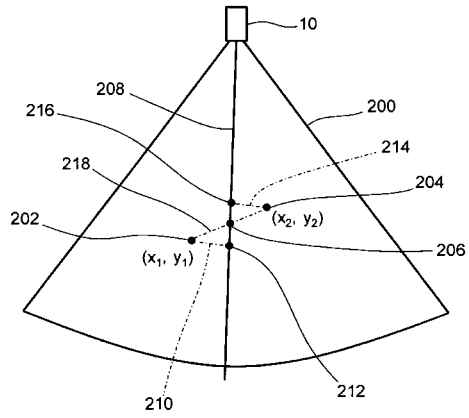
【図 11】



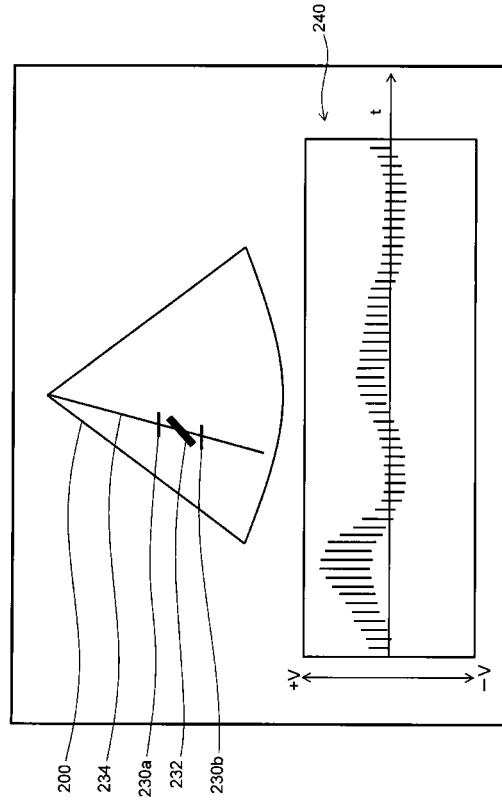
【図 12】



【図 13】



【図 14】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016036684A	公开(公告)日	2016-03-22
申请号	JP2014163904	申请日	2014-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	山浦健治		
发明人	山浦 健治		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/ JB16 4C601/ JB49 4C601/ JB54 4C601/ JC21 4C601/ JC26 4C601/ JC33 4C601/ KK17 4C601/ KK19 4C601/ KK21 4C601/ KK24 4C601/ KK25 4C601/ KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了减轻用户在超声诊断设备中计算角度校正的血流速度时的操作负担。用户在三维空间中沿着血液流动方向指定第一设定点78和第二设定点80。例如，用户在任意切片图像上指定每个设定点的位置。代表点90是第一设定点78和第二设定点80之间的点。连接代表点90和超声发送/接收原点的线92的方向被设置为多普勒波束方位角。线102是连接第一设定点78和第二设定点80的线。由线102的方向和多普勒波束方位角形成的角度是校正角。第一设定点78和第二设定点80在线92上投影的位置对应于样品门的位置。基于多普勒信息和从样本门获得的校正角度来校正血流速度。[选择图]图6

(21) 出願番号	特願2014-163904 (P2014-163904)	(71) 出願人	390029791
(22) 出願日	平成26年8月11日 (2014. 8. 11)		日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
		(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所
		(72) 発明者	山浦 健治 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB06 BB23 DE02 DE03 EE11 GB06 JB16 JB49 JB54 JC21 JC26 JC33 KK17 KK19 KK21 KK24 KK25 KK31