

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4177217号
(P4177217)

(45) 発行日 平成20年11月5日(2008.11.5)

(24) 登録日 平成20年8月29日(2008.8.29)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/06

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-331088 (P2003-331088)
(22) 出願日 平成15年9月24日(2003.9.24)
(65) 公開番号 特開2005-95278 (P2005-95278A)
(43) 公開日 平成17年4月14日(2005.4.14)
審査請求日 平成17年6月7日(2005.6.7)

(73) 特許権者 390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 望月 剛
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
カ株式会社内

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波が送受波される三次元空間内にサンプルゲートを設定し、そのサンプルゲート内から得られたドプラ情報に基づいて血流速度を演算する超音波診断装置において、

前記三次元空間に対して、前記サンプルゲートとの関係において任意断面を設定する任意断面設定手段と、

前記サンプルゲートとの関係において三次元血流方向を設定する手段であって、前記任意断面についての座標情報と前記任意断面上における二次元血流方向とに基づいて前記三次元血流方向を演算する演算手段を含む、三次元血流方向設定手段と、

前記サンプルゲートを通過するドプラビーム方向と前記三次元血流方向との交差関係に基づいて、三次元角度補正がなされた血流速度を演算する三次元角度補正手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1記載の装置において、

前記任意断面設定手段は前記任意断面をユーザー設定するための手段であり、

前記任意断面に対応する任意断層画像を形成する任意断層画像形成手段が設けられ、

前記三次元血流方向設定手段は、更に、前記任意断層画像上に表示される二次元血流マーカーの向きをユーザー設定させることにより、前記任意断面上における二次元血流方向を指定する手段を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、
前記任意断層画像は、組織及び血流が表された二次元組織血流画像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、
前記三次元空間内において取得された組織データ及び血流データが格納される三次元記憶手段を含み、

前記任意断層画像形成手段は、
前記三次元記憶手段から前記任意断面に相当する組織データを読み出して白黒の組織断層画像を形成する手段と、

前記三次元記憶手段から前記任意断面に相当する血流データを読み出してカラーの血流断層画像を形成する手段と、

前記組織断層画像と前記血流断層画像とを合成して、前記二次元組織血流画像としてのカラーフローマッピング画像を形成する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 記載の装置において、
前記血流断層画像は一定速度以上の高速血流を表した画像であることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、
前記任意断面は前記サンプルゲートの中心点を含む面である、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、
前記三次元空間に対して互いに直交する複数の断面をユーザー設定するための手段と、
前記複数の断面に対応する複数の断層画像を形成する手段と、

前記複数の断面の交差座標として前記サンプルゲートの基準点を設定する手段と、
前記サンプルゲートの基準点と超音波の送受波原点とを結ぶ方向として前記ドプラビー
ム方位を設定する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

【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、特にドプラ情報の角度補正に関する。

【背景技術】**【0002】**

最近、生体の三次元空間内から得られた三次元超音波データ（エコーデータ、ドプラデータ）から三次元画像を構築する様々な手法が提案されている。その手法としては、光の透過散乱モデルを基礎とするボリュームレンダリング法が公知である（例えば特許文献 1 参照）。また様々なボリュームレンダリング法が公知である。更に、三次元空間内の情報を二次元プレーン上にレンダリングする方法として、レイ（視線）に沿って単純積算を行う方法、レイに沿って最大値等を検索する方法、その他の投影法があり、それ以外にも三次元画像形成に当たってはサーフェイス法などが知られている。

40

【0003】

ところで、三次元空間内においてサンプルゲート（サンプルボリューム）を設定し、そこから得られた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する考え方が下記特許文献 2 に開示されている。これは通常のドプラ処理を三次元空間内のドプラ情報に適用するものである。

50

【0004】

【特許文献1】特許第2883584号

【特許文献2】特開2001-190552号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

サンプルゲート内でドブラ情報として観測される血流の速度は、実際には、超音波ビーム方向に沿った速度成分であることが知られている。そこで、二次元の断層画像を表示する従来装置においては、その断層画像上で血流方向をユーザーにより指定させた上で、その血流方向に基づいて血流速度を補正し、これにより補正されたドブラ波形を表示する機能が具備されている。しかし、そのような速度補正の場合であっても、断層画像に相当する走査面上での速度補正に過ぎず、真の血流速度を求めるものではない。なお、上記特許文献1に記載された装置においては速度補正を行う構成について具備されていない。

10

【0006】

本発明の目的は、正確な血流速度を演算できるようにすることにある。

【0007】

本発明の他の目的は、血流速度の補正演算に際して三次元空間において容易且つ的確に血流方向を定められるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、超音波が送受波される三次元空間内にサンプルゲートを設定し、そのサンプルゲート内から得られたドブラ情報に基づいて血流速度を演算する超音波診断装置において、前記サンプルゲートとの関係において三次元血流方向を設定する三次元血流方向設定手段と、前記サンプルゲートを通過するドブラビーム方向と前記三次元血流方向との交差関係に基づいて、三次元角度補正がなされた血流速度を演算する三次元角度補正手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0009】

上記構成によれば、三次元血流方向がユーザーによりあるいは自動的に設定されると、その三次元血流方向とドブラビーム方位との交差関係に基づいて、角度補正がなされた血流速度が演算される。よって、実際の血流方向に即して、血流速度に対して三次元的な角度補正を行えるので、血流速度を正確に求めることが可能となる。

30

【0010】

上記構成においては、サンプルゲートは、一般に、ドブラビーム上に一定サイズをもって設定される。ドブラ情報は、血流の流れを表す情報であり、そのドブラ情報の周波数解析によって血流速度あるいは速度分布が演算される。

【0011】

三次元血流方向の設定に当たっては、流れの方向及びその方向での正又は負の向きを特定するものであってもよいし、二次元角度補正の場合と同様に、流れの向きを特定しないで単に正負を問わない方向のみを特定するものであってもよい。例えば、前者の場合にはベクトルで三次元血流方向が表され、後者の場合には単純なラインで三次元血流方向が表される。望ましくは、それらのベクトル又はラインの起点、終点又は中心点がサンプルゲートの基準点(中心点など)に一致する。

40

【0012】

三次元血流方向は、三次元空間上において直接的に設定されてもよいし、後述するように、任意断層画像上における二次元血流方向の指定によって間接的に設定されてもよい。三次元角度補正は、通常、ドブラ情報に基づいて血流速度が演算された後にその血流速度に対して実行されるが、血流速度の演算前のドブラ情報に対して実行してもよい。

【0013】

望ましくは、前記三次元空間に対して、前記サンプルゲートとの関係において任意断面をユーザー設定するための任意断面設定手段と、前記任意断面に対応する任意断層画像を

50

形成する任意断層画像形成手段と、を含み、前記三次元血流方向設定手段は、前記任意断層画像上に表示される二次元血流マーカーの向きをユーザー設定させることにより、前記任意断面上における二次元血流方向を指定する手段と、前記任意断面についての座標情報と前記二次元血流方向とに基づいて前記三次元血流方向を演算する手段と、を含む。

【0014】

上記構成によれば、まず、任意切断面の設定により二次元血流方向が含まれる二次元平面が決定され、その上で、二次元平面上において二次元血流方向が設定される。このように、面の設定によって次元数を少なくしてから血流方向を指定できるので、迅速で且つ的確に三次元血流方向を設定できる。

【0015】

望ましくは、前記任意断層画像は、組織及び血流が表された二次元組織血流画像である。この構成によれば、組織に加えて血流も観察しながら、任意断面及び血流方向を設定できる。

【0016】

望ましくは、前記三次元空間内において取得された組織データ及び血流データが格納される三次元記憶手段を含み、前記任意断層画像形成手段は、前記三次元記憶手段から前記任意断面に相当する組織データを読み出して白黒の組織断層画像を形成する手段と、前記三次元記憶手段から前記任意断面に相当する血流データを読み出してカラーの血流断層画像を形成する手段と、前記組織断層画像と前記血流断層画像とを合成して、前記二次元組織血流画像としてのカラーフローマッピング画像を形成する手段と、を含む。

【0017】

望ましくは、前記血流断層画像は一定速度以上の高速血流を表した画像である。この構成によれば、乱流が生じている場合などにおいても、流れの主要部あるいは中心部を容易に認識でき、二次元血流方向の設定が容易になる。

【0018】

望ましくは、前記三次元角度補正手段は、前記ドプラビーム方位と前記三次元血流方向とがなす角度を演算し、その角度に基づいて前記三次元角度補正を実行する。

【0019】

望ましくは、前記三次元空間に対して互いに直交する複数の断面をユーザー設定するための手段と、前記複数の断面に対応する複数の断層画像を形成する手段と、前記複数の断面の交差座標に基づいて前記サンプルゲートの基準点を設定する手段と、前記サンプルゲートの基準点と超音波の送受波原点とを結ぶ方向として前記ドプラビーム方位を設定する手段と、を含む。

【0020】

上記構成によれば、互いに直交する複数の断面の設定によってサンプルゲートの基準点（例えば中心点）を設定できるので簡便である。すなわち、各断面はそれぞれ三次元座標軸上を独立して平行移動するものゆえに、その操作や設定は容易であり、各断面の設定時において互いに直交関係にある複数の断層画像から組織の空間的把握も容易である。なお、角度補正を行わないモードにおいても、サンプルゲートの設定に当たって上記構成を採用することができる。

【発明の効果】

【0021】

以上説明したように、本発明によれば、正確な血流速度を演算できる。あるいは、本発明によれば、任意断面上における血流方向として、三次元空間において容易且つ的確に血流方向を定められる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

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。

【0023】

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おり、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 4 】

3 Dプローブ 1 0 は、例えば体表面上に当接して用いられるものであり、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を二次元的に配列してなるものであり、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。これによって三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、電子セクタ走査などをあげることができる。

【 0 0 2 5 】

送受信部 1 2 は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、複数の振動素子に対して一定の遅延関係をもって複数の送信信号を供給することにより、送信ビームが形成され、また、複数の振動素子から出力される複数の受信信号に対して A / D 変換処理及び整相加算処理を実行することにより電子的に受信ビームが形成される。

【 0 0 2 6 】

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（血流の流れ情報）の両者を三次元空間において取得するために、各ビーム方位ごとにエコーデータ取得用の超音波の送受波と、ドブラデータ取得用の超音波の送受波とが行われている。もちろん、同じ超音波の送受波によってエコーデータ及びドブラデータの両者を同時に得るようによい。本実施形態においては、さらに、超音波パルスドブラ法にしたがってドブラ波形を形成するために、ユーザーによって設定された特定の方位に対して間欠的にドブラ観測用の超音波ビーム（ドブラビーム）を繰り返し形成する機能も具備している。そのような送受信シーケンスは、後に説明する制御部 5 2 によって設定されており、すなわち、送受信部 1 2 は制御部 5 2 の制御によってその動作を行っている。送受信シーケンスは診断用途や目的などに応じて適宜設定可能である。

【 0 0 2 7 】

送受信部 1 2 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 1 4 を介して組織 3 Dメモリ 1 6 上に格納される。プロセッサ 1 4 は、検波、対数圧縮、座標変換などの機能を具備している。もちろん、そのような処理を行わないデータを組織 3 Dメモリ 1 6 に格納するようによい。

【 0 0 2 8 】

組織 3 Dメモリ 1 6 は、送受波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 3 Dメモリ 1 6 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。プロセッサ 1 8 は、組織 3 Dメモリ 1 6 から読み出される組織データに対して合成演算を行う前に必要なデータ処理を行うモジュールである。上記のプロセッサ 1 4 , 1 8 は必要に応じて設けられる。

【 0 0 2 9 】

送受信部 1 2 から出力される血流画像形成用の受信信号（ドブラ情報を含む血流データ）は、プロセッサ 2 0 を介して血流 3 Dメモリ 2 2 に格納される。例えば、公知の自己相関法などを用いて、血流画像を形成する場合には、プロセッサ 2 0 においては、例えば直交検波、ウォールモーション除去処理、自己相関演算などの信号処理が行われる。これにより、血流 3 Dメモリ 2 2 には、血流データとしての血流平均速度データが格納される。

【 0 0 3 0 】

血流 3 Dメモリ 2 2 は、上記の組織 3 Dメモリ 1 6 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おり、そ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。

【 0 0 3 1 】

血流 3 Dメモリ 2 2 から読み出される血流データは、プロセッサ 2 4 を介して合成演算を実行する合成演算部 2 6 へ出力される。プロセッサ 2 4 は、血流 3 Dメモリ 2 2 から読

10

20

30

40

50

み出された血流データに対して合成演算を行う前に必要なデータ処理を行うモジュールであって、必要に応じて設けられる。例えば、組織を白黒で表現し、血流をカラーで表現し、それらを合成して表示する場合においては、プロセッサ18及びプロセッサ24は、それぞれカラーコーディング機能を有し、その場合、プロセッサ18ではエコーデータに対してR、G、Bの輝度をそれぞれ均等に割り当てる処理が実行され、一方、プロセッサ24においては血流の向きに応じて色相（例えばR、B）を割り当てて各色相の輝度を血流の速度の大きさに対応付ける処理を実行する。もちろん、そのようなカラーコーディング処理は一例であって、三次元画像として組織及び血流を容易に認識できる限りにおいて各種の色付け条件を採用することが可能である。

【0032】

一方、グラフィック生成部28は、制御部52から渡されるグラフィック作成のためのパラメータにしたがって、三次元グラフィックデータ、グラフィック画像などを生成する。ここで、生成された三次元グラフィックデータは、3Dメモリ30に格納されており、この3Dメモリ30は、上述した組織3Dメモリ16及び血流3Dメモリ22と同様の記憶空間を有している。そして、その3Dメモリ30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。

【0033】

本実施形態において、三次元グラフィックデータはカラーデータとして構成されており、すなわち各データ要素がRデータ、Bデータ、Gデータによって構成されている。もちろん、グラフィックデータとして単なる輝度データを用いることも可能である。

【0034】

合成演算部26においては、三次元空間における各座標ごとに、組織データ、血流データ（血流速度データ）、グラフィックデータの合成演算を実行している。この場合においては、カラーでの合成処理を実現するために、R、G、Bのそれぞれの色ごとに合成演算が行われるのが望ましい。また、組織中において血流が遠近感をもって自然に表現され、かつ血流の裏側に存在する組織が透けて表現されるように、組織データ及び血流データについては一定の重み付けを行うのが望ましい。このような処理によれば、例えば心臓内において心壁を表示しつつその内部に存在する血流を透明感をもって表現することも可能である。また、更にそれらのデータに対してはグラフィックデータが合成されており、例えばサンプルゲートを表す図形やドプラ方位を表すラインなどがグラフィック要素として合成されている。これにより、後述するレンダリングを行って生成される3D画像においては、組織、血流とともに、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。

【0035】

以上のような合成演算の結果として各座標ごとに得られる合成データは3Dメモリ32に格納される。3Dメモリ32は、上述の3Dメモリ16、22、30と同様の記憶空間を有しており、そ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。

【0036】

レンダリング部34においては、以上のような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。具体的には、三次元空間に設定される各レイごとにそのレイ上に存在する各合成データに対して、例えばボリウムレンダリング法に基づくボクセル演算を展開し、その結果として各レイごとに画素値を求めている。この場合において、カラーレンダリングを行うために、レンダリング部34は、R、G、Bのそれぞれについてレンダリング処理を実行している。すなわち、上述した説明から明らかなように、3Dメモリ32上には、合成演算の結果として、各座標ごとにR、G、Bのそれぞれについて合成データが格納されており、すなわち、そのようなデータセットが3Dメモリ32上における各アドレスに格納されている。そして、データセットが読み出されると、それを構成する各合成データがR、G、Bの各色ごとにレンダリング処理される。

【0037】

レンダリング部34によって演算された画素値すなわちRデータ、Gデータ、Bデータ

10

20

30

40

50

は、表示処理部 3 6 に送られており、その表示処理部 3 6 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カラーの 3 D 表示画像が構築される。

【 0 0 3 8 】

ところで、超音波パルスドプラ法にしたがって、特定のドプ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 4 2 に出力される。ゲート回路 4 2 は、ドプラビーム方位上において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、それをドプラ演算部 4 4 に出力している。ドプラ演算部 4 4 は、直交検波回路、周波数解析回路（FFTアナライザ）などを有しており、それらにより、入力される信号からドプラ情報（ドプラシフト周波数成分）が抽出され、そのドプラ情報が周波数軸上に展開される。これにより、周波数解析結果として、各周波数（速度）ごと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は、角度補正部 4 6 へ出力されている。

10

【 0 0 3 9 】

この角度補正部 4 6 の具体的な処理方式については後に詳述するが、本実施形態においては、角度補正部 4 6 が三次元角度補正機能を具備しており、ドプラビーム上において得られた血流速度に対して三次元角度補正を行うことにより、真の血流速度を演算している。すなわち、ドプラ演算部 4 4 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が補正される。

【 0 0 4 0 】

ドプラ波形形成部 4 8 は、三次元角度補正後の血流速度情報に基づいてドプラ波形を形成している。周知のように、ドプ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。そのドプラ波形を表す画像データは表示処理部 3 6 へ出力されている。

20

【 0 0 4 1 】

一方、任意 CFM（カラーフローマッピング）画像処理部 3 8 は、二次元の白黒組織画像を形成する機能、二次元のカラー血流画像とを形成する機能と、それらの画像を合成して CFM 画像を形成する機能と、を有している。この場合において、その画像を形成するための組織データ及び血流データは、三次元空間に対してユーザーにより任意に設定された任意断面上から取得されている。具体的には、制御部 5 2 から任意 CFM 画像処理部 3 8 に対して任意断面の座標情報などが渡されると、任意 CFM 画像処理部 3 8 は任意断面に相当する組織データを組織 3 D メモリ 1 6 から読み出し、また、その任意断面に相当する血流データを血流 3 D メモリ 2 2 から読み出す。そして、上述したように、それらのデータにしたがって二次元の白黒組織画像及び二次元のカラー血流画像を形成し、それらを合成することにより、任意 CFM 画像を生成している。その画像データは、表示処理部 3 6 へ出力されている。

30

【 0 0 4 2 】

マルチ CFM 画像処理部 4 0 は、ユーザー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 CFM 画像を形成する機能を具備している。すなわち、上記の任意 CFM 画像処理部 3 8 と同様に、このマルチ CFM 画像処理部 4 0 は、二次元の白黒組織画像を形成する機能と、二次元のカラー血流画像を形成する機能と、それらの画像を合成して CFM 画像を形成する機能と、を具備している。特に、直交三断面に対応する 3 つの CFM 画像が形成、表示されるため、組織の空間的な把握が容易となる。

40

【 0 0 4 3 】

制御部 5 2 からマルチ CFM 画像処理部 4 0 に対して各断面の座標情報が渡されると、マルチ CFM 画像処理部 4 0 は、組織 3 D メモリ 1 6 から各断面に対応する組織データを読み出し、これと同様に、各断面に対応する血流データを血流 3 D メモリ 2 2 から読み出している。そして、上記のように 3 つの CFM 画像を形成し、それぞれの画像データを表示処理部 3 6 へ出力している。

【 0 0 4 4 】

50

本実施形態において、血流3Dメモリ22と、任意CFM画像処理部38及びマルチCFM画像処理部40との間には、識別処理部41が設けられている。この識別処理部41は、入力される血流データの中で一定速度(閾値)以上の血流に相当する血流データのみを抽出する機能を備えており、すなわち高速血流に相当する血流データだけを任意CFM画像処理部38及びマルチCFM画像処理部40へ渡すことができる。この構成によれば、任意CFM画像処理部38において、カラー血流画像を形成すると、その画像には高速血流のみが表現されることになる。よって、任意CFM画像を観察した場合に組織との関係において高速血流を容易に認識できるので、任意CFM画像上でユーザーによって血流方向の指定を行う場合に、その指定が容易となる。また、マルチCFM画像を構成する各CFM画像においても、高速血流のみが表現されるので、サンプルゲートの設定が容易となる。もちろん、各CFM画像の形成に当たっては全血流データを画像化するようにしてもよい。また、高速血流の輝度を高める処理、高速血流に特別の着色を施す処理などの手法によって高速血流を識別表現するようにしてもよい。

【0045】

表示処理部36には、グラフィック生成部28によって生成されたグラフィック画像が供給されており、表示処理部36は、3D表示画像、任意CFM画像、マルチCFM画像、ドプラ波形に対して、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。その画像データは表示部50に出力され、表示モードにしたがった表示形態で1又は複数の画像が並べて表示されることになる。なお、表示部50は複数の表示デバイスによって構成されてもよい。

【0046】

制御部52は、図1に示す各構成の動作制御を行っており、その制御部52には操作パネル54が出力されている。その操作パネル54は、トラックボールやキーボードを含んでおり、ユーザーにより、マルチCFM画像に対応する3つの断面の座標を指定することが可能であり、また、任意CFM画像に対応する任意断面の座標(特に姿勢)を指定することが可能である。本実施形態においては、後に説明するように、トリプレーンに相当する3つの断面の各位置を適宜調整することにより、その3つの断面の交差関係、具体的には、交点の座標としてサンプルゲート中心位置が指定されている。そして、そのようなサンプルゲート中心位置が設定されると、制御部52の制御の下、送受信部12は、そのサンプルゲート中心点を通過する方位としてドプラビーム方向を設定する。

【0047】

また、後に説明するように、サンプルゲート中心点を含む面として任意断面をユーザーにより自在に設定することが可能であり、本実施形態においては、特に、任意CFM画像を観察しながら、実際の血流方向が任意断面に含まれるように当該任意断面の三次元位置及び姿勢をユーザーによって設定することが可能である。そして、一旦任意断面が設定されると、それに対応する任意CFM画像上において、画像内容との関係から実際の血流方向がマーカーなどを用いてユーザーにより指定される。そのような実際の血流方向の指定がなされると、任意断面の座標情報及び任意断面上の血流方向などから、三次元角度補正にあたって必要な補正角度が自動的に演算されている。その補正角度はドプラビーム方位と実際の血流方向とがなす角度に相当するものである。

【0048】

図2には、三次元空間60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60を形成することができる。この図2に示す例では、その三次元空間の内部に表示対象空間62が設定されており、実際の3Dメモリへのデータの格納にあたってはその表示対象空間62内に相当するデータだけが3Dメモリに格納されている。しかしながら、三次元空間60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。

【0049】

図2に示す例では、心臓が診断対象とされており、その心臓の内膜面64が表されている。またその内膜面64には弁66が存在し、弁66は開口68を有している。この弁6

10

20

30

40

50

6の機能を診断する場合などにおいては、弁を通過する血流に対して超音波ドプラ法にしたがった診断がなされるが、その場合においては符号70で示されるようなドプラビームが形成される。すなわち、例えば、開口68を通過し且つその近傍においてフォーカスが形成されるような超音波ビームが繰り返し形成される。符号72はドプラゲート中心位置を示しており、図2には示されていないが、そのドプラゲート中心位置72を中心あるいは基準としてドプラビーム方位に所定のゲート長幅を持ったサンプルゲートが設定される。この場合において、サンプルゲート長についてはユーザーによって可変設定することが可能である。

【0050】

図3には、マルチCFM画像と3D表示画像との組合せ表示例が示されている。すなわち、表示部50の画面上には3つのCFM画像74, 76, 78及び1つ3D表示画像80が同時表示され、それらを用いて組織構造や血流の様子を総合的に観察することができ、また、そのような3つのCFM画像74, 76, 78などを観察しながらサンプルゲート中心位置を設定することができる。

10

【0051】

マルチCFM画像は、図3に示す例において、上方から見たCFM画像74と、側方から見たCFM画像76と、正面から見たCFM画像78とで構成されている。ちなみに、各画像に対応する断面は、三次元空間内において直交しており、かかる表示形態はトリプレーン表示と称される。各CFM画像74, 76, 78にはそれぞれサンプルゲート中心位置82がマーカー表現されており、またそのサンプルゲート中心位置82を通過する補助ライン84が示されている。そのような補助ライン84は、サンプルゲート中心位置82の三次元座標を特定すると同時に、ある断面から見た他の断面の交差位置を表している。

20

【0052】

3D表示画像80は、上述したレンダリング処理によって形成されたものであり、図3に示す例では組織が表されているが、上述したように組織と同時に血流をカラー表現するようにしてもよい。

【0053】

3D表示画像80は、組織(あるいは血流)に相当する画像部分80Aと、グラフィックに相当する部分80Bとを有している。この例では、図2に概念的に示したように、心臓の弁付近の構造が表されている。また、その弁の開口との関係においてサンプルゲートを表すゲートマーカー96が筒状の図形で表され、またドプラビーム方位を表す方位マーカー98がラインとして表されている。また、ゲートマーカー96と共に、その中心値を表すマーカー100が表されている。

30

【0054】

符号90は、上方から見たCFM画像74に対応するプレーンを表すマーカーであり、符号92は、側方から見たCFM画像に対応するプレーンを表すマーカーであり、符号94は正面から見たCFM画像78に対応するプレーンを表すマーカーである。また、各プレーンの交差部分を表す補助ライン102が描かれており、そのような補助ライン102はサンプルゲートの中心位置100の三次元座標を表現するものでもある。

40

【0055】

例えば、超音波ドプラ法が適用される前提としてサンプルゲートを設定する段階においては、図3に示すようなトリプレーン+3D表示モードが採用され、ユーザーによってトリプレーンを構成する各断面の位置を各軸上においてシフトさせることにより、サンプルゲートの中心位置を迅速かつ容易に設定することが可能である。また、その設定された様子を3D表示画像80として観察することも可能である。

【0056】

ちなみに、本実施形態においては合成演算がなされた後にレンダリング処理が実行されているため、組織との関係で空間的に違和感なく各グラフィック要素を表現することができ、特に奥行き感をもってサンプルゲートなどを観察できるという利点がある。

50

【 0 0 5 7 】

トリプレーンを構成する各断面の位置の設定が完了すると、それらの断面の交点としてサンプルゲート中心位置が自動的に認識され、当該サンプルゲート中心位置を通過する方位としてドプラビーム方位が自動的に設定される。そして、そのドプラビーム方位に対して一定の送受信シーケンスにしたがって超音波の送受信波が繰り返さされることになる。

【 0 0 5 8 】

その場合においてユーザーにより設定されたあるいはデフォルトとして設定されたゲート長にしたがって、サンプルゲート中心位置を基準としてサンプルゲートが設定され、そのサンプルゲート内のドプラ情報が観測されることになる。その際、三次元角度補正を行う場合には、以下に説明する表示モードを用いて三次元血流方向を直接的あるいは間接的にユーザーにより指定させるプロセスが実行される。

10

【 0 0 5 9 】

図 4 には、任意 C F M 画像 1 1 0、図 3 に示した 3 D 表示画像 8 0、及び、ドプラ波形 1 2 2 の組合せ表示例が示されている。すなわち、表示部 5 0 の表示画面上にはこのような 3 つの画像が組み合わされて同時に表示される。

【 0 0 6 0 】

任意 C F M 画像 1 1 0 は、上述したように、任意切断面上から得られた組織データ及び血流データに基づいて形成される二次元組織画像及び二次元血流画像を合成した画像であり、本実施形態においては、特に高速血流のみがカラー表現されている。符号 1 1 2 は弁付近の組織の断面を示しており、符号 1 1 4 は高速血流を表している。実際には、この高速血流は所定のカラーコーディング条件にしたがって表現されるものである。

20

【 0 0 6 1 】

符号 1 1 6 は、サンプルゲート中心位置を表すマーカーであり、そのマーカー 1 1 6 を通過するように縦横方向に補助ライン 1 1 8 が表されている。

【 0 0 6 2 】

ユーザーは、このような任意 C F M 画像 1 1 0 を観察しながら、操作パネル 5 4 を利用して任意断面の位置を自在に設定することができ、そのような過程の中で C F M 画像上に実際の血流方向が含まれるように任意断面の角度などを適宜調整する。

【 0 0 6 3 】

そして、望ましい姿勢で任意断面が設定された段階において、任意 C F M 画像 1 1 0 上にラインあるいは矢印として補正用のマーカー（補正ライン）1 2 0 を登場させ、そのマーカーの向きを血流方向に合わせる操作を行う。このような行為により、装置側においては、任意切断面の座標情報とマーカーの回転角度から、後に詳述するように三次元角度補正を行うための角度情報を得ることが可能となる。

30

【 0 0 6 4 】

上記のような任意 C F M 画像 1 1 0 の表示及びその操作に際して 3 D 表示画像 8 0 の内容もリアルタイムで変更されている。この三次元表示画像 8 0 は、このモードにおいては、任意断面に相当するプレーンを表すマーカー 1 0 4 を含んでいる。なお、ゲートマーカー 9 6 及び方位マーカー 9 8 も表示されており、更に補助ライン 1 0 6 , 1 0 8 も表示されている。それらの補助ラインはサンプルゲート中心位置を表すマーカー 1 0 0 を交差点とする直交ラインである。

40

【 0 0 6 5 】

以上のような操作によって三次元角度補正がなされると、ドプラ波形 1 2 2 上における縦軸のスケールは正しい表示となり、すなわち、血流速度を正確に観測することが可能となる。

【 0 0 6 6 】

ちなみに、サンプルゲート中心位置が設定される段階においては、組織データのみに基づいてトリプレーン表示及び 3 D 表示画像の形成を行うようにし、引き続いて任意 C F M 画像を用いて実際の血流方向の指定を行う場合には、ドプラ情報を取得するための送受信を併せて行って図 4 に示したような表示態様を形成するようにしてもよい。さらに、ドプ

50

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ついて繰り返し超音波の送受信を行ってドプラ波形を形成するようにしてもよい。

【0067】

さらに、組織3Dメモリ16及び血流3Dメモリ22として大容量の記憶装置を設け、一定時間に渡るデータを全てそこに格納し、その記憶装置から読み出されたデータに基づいて上述した各種の画像を形成するようにしてもよい。そして、記憶されたデータに基づいて必要な設定が完了した後に、ドプラ波形の観測を行うようにしてもよい。

【0068】

図4には、図1に示した装置の動作における主要なステップがフローチャートとして示されている。

【0069】

S101では、上述したトリプレーン表示すなわちマルチCFM画像の表示機能を用いてサンプルゲートの中心位置が設定される。もちろん、三次元空間内において直接的に座標を指定することによってサンプルゲートの中心位置を設定するようにしてもよい。あるいは、サンプルゲートを先行して設定し、そのサンプルゲートに対してドプラビーム方位を定めるようにしてもよい。

【0070】

S102においては、サンプルゲート中心点を通る任意断面すなわち任意プレーンの姿勢を設定し、その場合に、任意断面に相当する任意CFM画像を観察しながら、任意断面上に実際の血流方向(中心的な流れ)が含まれるようにする。任意断面は上述したように、サンプルゲート中心点を含むものであり、例えば、そのような中心点を基準として定義される三軸空間上において、各軸回りの角度を指定することにより、任意プレーンの角度を自在に設定することが可能である。

【0071】

S103では、ユーザーに任意CFM画像上において補正ラインの方向を設定させることにより実際の血流方向の指定を行わせる。

【0072】

S104では、以上において設定された任意断面の姿勢や補正ラインの回転角度などから血流速度の補正演算が実行される。ちなみに、実際の血流方向の指定を三次元空間内においてユーザーにより直接的に行わせることも可能であるが、一般にそのような設定は困難であるため、上記のように、面の設定とその面上での向きの設定とを分離して行うのが望ましい。

【0073】

次に、図6及び図7を用いて、三次元角度補正について説明する。超音波ドプラ法によって観測される血流速度は、実際の血流速度ではなく、超音波ビームに沿った方向の速度成分である。従来の超音波診断装置の中には、二次元の断層画像上でユーザー指定された補正方向に基づいて血流速度の補正を行う機能を具備するものがあるが、そのような角度補正は二次元的なものに過ぎず、実際の血流速度を求めるものではない。本実施形態の装置によれば、観測された血流速度を三次元的に補正することができ、すなわち真の血流速度を演算することができる。以下、これについて具体的に説明する。

【0074】

図6には、三次元絶対空間及び三次元相対空間が示されている。この例では、三次元絶対空間はデータ取込空間に相当し、 x , y , z の直交座標系によって定義される。三次元相対空間は、サンプルゲートを通過するドプラビーム方向を Y 方向として再定義される三次元空間であり、その Y 方向に直交する2つの方向がそれぞれ X 方向、 Z 方向として定義されている。各空間は極座標によって定義されてもよい。

【0075】

図6において、ベクトル V は実際の血流速度ベクトルを表しており、ベクトル v はドプラビーム上において観測される見掛け上の血流速度ベクトル(ベクトル V を Y 軸上に投影した血流速度成分)を表している。それらの間の交差角度が θ で表されている。ちなみに

10

20

30

40

50

、 γ は角度 γ を YZ 平面上で観察した場合の角度成分を示し、 β は角度 β を YX 平面上で観察した場合の角度成分を示している。S は送受波原点である。

【0076】

以上のような座標系において、ユーザーによって直接的に又は間接的に実際の血流方向（図示の例では、B の位置、あるいは、A と B を結ぶライン）が指定されれば、以下のような三次元角度補正を行うことが可能となる。なお、A はサンプルゲート中心位置を示し、B はそのサンプルゲート中心位置 A との関係において血流方向を示すラインが通過する代表点を示す（A から見て流れの前方又は後方に存在する）。この場合、A と B との間の距離は任意に定めることができる。

【0077】

図7に示されるように、A, B, S の各点に対して原点から伸びる位置ベクトルをそれぞれベクトル A, ベクトル B, ベクトル S と表すものとする。求めたい角度 γ は、点 S から点 A までのベクトル SA と、点 B から点 A までのベクトル BA との外積を用いて以下のように演算することができる。

【0078】

【数1】

$$\vec{SA} = \vec{A} - \vec{S} \quad \dots (1)$$

$$\vec{BA} = \vec{A} - \vec{B} \quad \dots (2)$$

$$\sin \gamma = \frac{|\vec{SA} \times \vec{BA}|}{|\vec{SA}| |\vec{BA}|} \quad \dots (3)$$

【0079】

以上の説明から明らかなように、ユーザーにより実際の血流方向（つまり補正ライン）を何らかの形式で指定させることにより、その指定された血流方向とドプラビーム方向との間の角度 γ が計算でき、その角度 γ と観測された血流速度 v とから、 $V = v / \cos \gamma$ の計算により、実際の血流速度 V を演算することが可能となる。

【0080】

上記の三次元角度補正の演算は、図1に示した角度補正部46が実行している。三次元角度補正は、ドプラ波形の縦軸（速度）スケールの変更により実現してもよい。また、上記の説明では三次元角度補正の方法の一例を示したが、他の演算方法を用いてもよい。

【0081】

本実施形態において、上述した任意断面は、サンプルゲート中心位置 A を含む面として定義される。その任意断面の姿勢（例えば、3軸回りの回転角度で特定される）がユーザーによって可変設定される。その場合、任意断面に相当するCFM画像を観察することによって、血流の流れの様子あるいは組織構造から、実際の血流方向を認識でき、その実際の血流方向が任意断面に含まれるように、その任意断面の姿勢がユーザーによって調整される。この場合、高速血流の範囲あるいは長さが最も大きくなるようにその姿勢を調整するのが望ましい。任意断面の設定後、その任意断面に相当するCFM画像を参照することによって、任意断面上において実際の血流方向に合致するように補正ラインが指定される。

【0082】

サンプルゲート中心位置 A の三次元座標 (x_a, y_a, z_a) は既に特定され、送受波原点の三次元座標 (x_s, y_s, z_s) は既知である。補正ラインの長さは固定値であるので、サンプルゲート中心位置 A との関係において補正ラインを定義するための代表点 B の三次元座標 (x_b, y_b, z_b) は、ドプラビーム方位を基準とした任意断面の座標情報と、任意断面上の補正ラインの回転角度とから求めることが可能である。そこで、上述の計算式を実行すれば角度 γ を求めることが可能であり、それを用いて三次元角度補正を行える

10

20

30

40

50

。なお、ドプラビーム方位を基準とした任意断面の座標情報と、任意断面上の補正ラインの角度とから、テーブルなどを利用して直接的に角度が求められるように構成するのが望ましい。

【0083】

上述した実施形態においては、組織と血流とが合成表現されていたが、三次元画像あるいは二次元画像の構築にあたって両者の内の少なくとも一方の表現すれば、上述した本実施形態固有の設定方法を実現することが可能である。一方、組織と血流とを同時に表現することにより組織の構造及び血流の流れの様子を把握しつつより正確に実際の血流方法を指定できるという利点がある。また、ボリュームレートが問題になる場合には、1送信あたり複数本の受信ビームを形成するようにしてもよい。例えば、1回の送信に対して16本の受信ビームを同時形成すれば、運動する臓器としての心臓についてもリアルタイムで観測することが可能となる。また、超音波ビームの走査範囲を狭い範囲内に限定すれば、よりボリュームレートを上げることも可能であり、エコーデータ取得用のビーム走査範囲と血流データを得るためのビーム走査範囲とを異ならせることも可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0084】

【図1】本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】表示部に表示される表示例を示す図である。

【図4】表示部に表示される他の表示例を示す図である。

20

【図5】図1に示す装置の動作例を示すフローチャートである。

【図6】座標関係を説明するための図である。

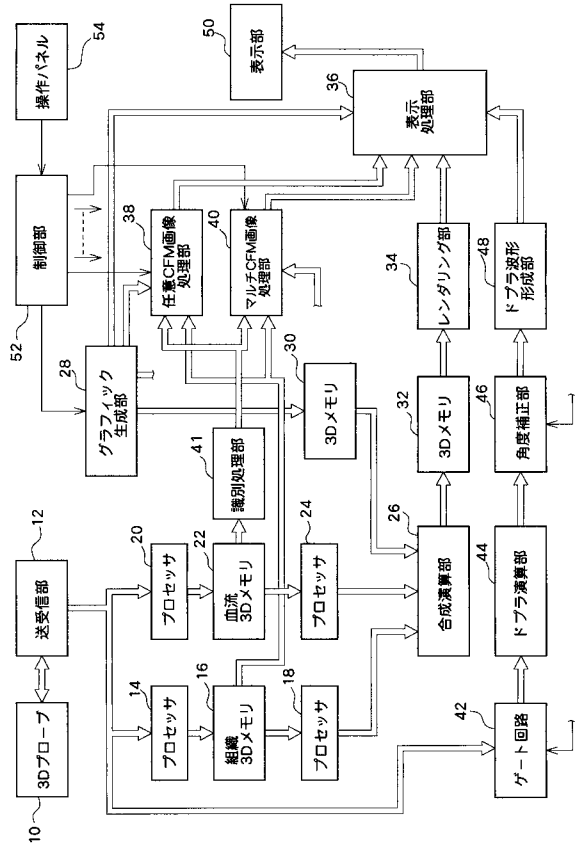
【図7】交差角度の演算を説明するための説明図である。

【符号の説明】

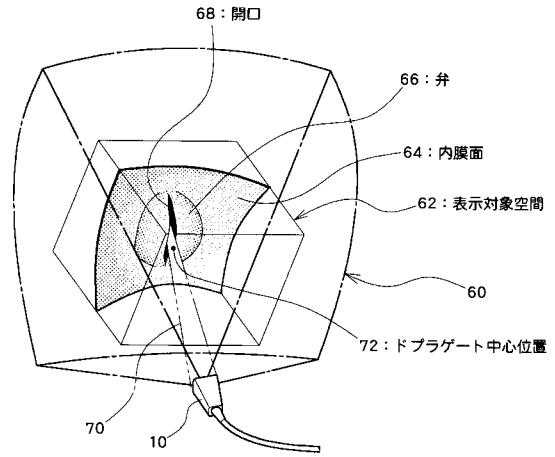
【0085】

10 3Dプローブ、12 送受信部、16 組織3Dメモリ、22 血流3Dメモリ、26 合成演算部、28 グラフィック生成部、30 3Dメモリ、34 レンダリング部、36 表示処理部、38 任意CFM画像処理部、40 マルチCFM画像処理部、41 抽出処理部、44 ドプラ演算部、46 角度補正部。

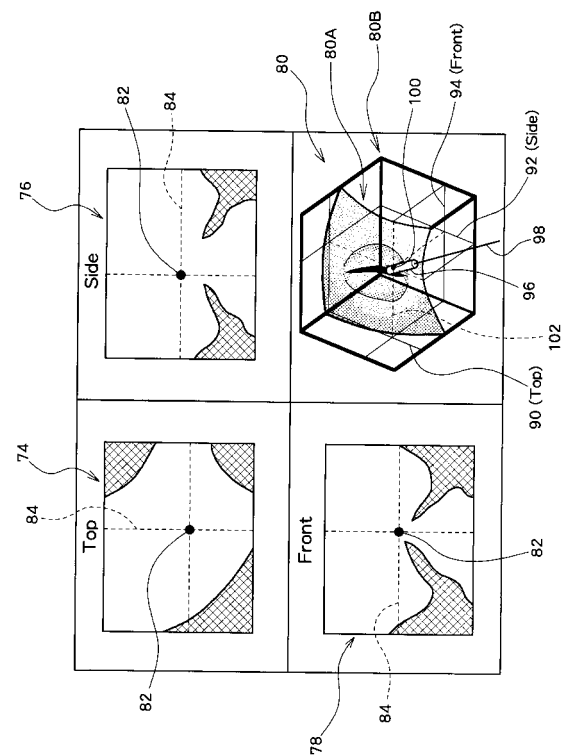
【図1】



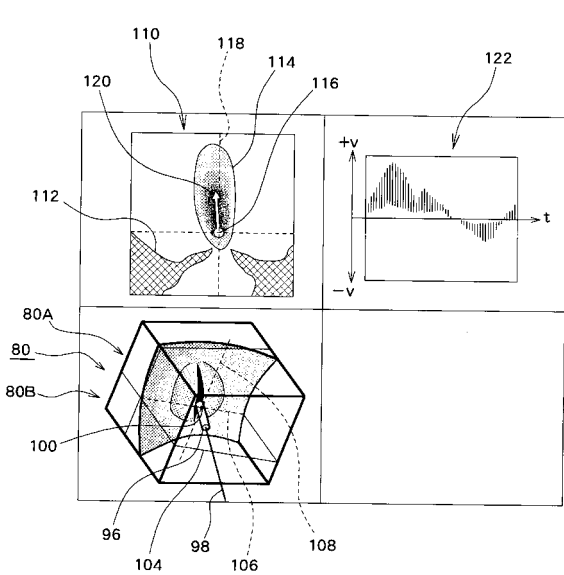
【図2】



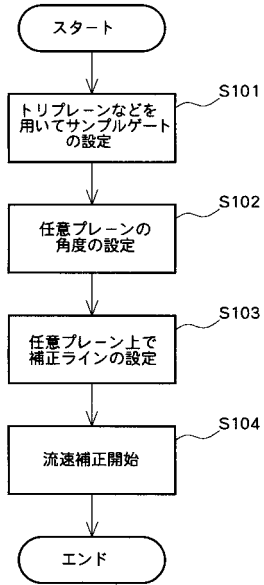
【図3】



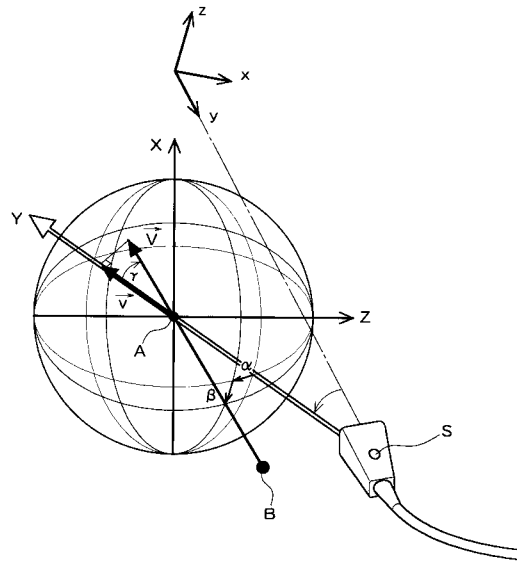
【図4】



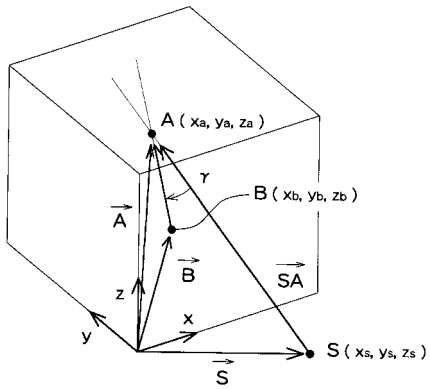
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平05 - 092001 (JP, A)
特開平09 - 010211 (JP, A)
特開2000 - 201930 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4177217B2	公开(公告)日	2008-11-05
申请号	JP2003331088	申请日	2003-09-24
[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)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	望月刚		
发明人	望月 刚		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB03 4C601/JB16 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JB54 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 则明		
其他公开文献	JP2005095278A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：能够对血流速度进行三维角度校正，并减少用户在超声波检查仪中进行必要设置工作的负担。Z SOLUTION：样本门中心位置由用户使用三个部分指定，这三个部分与三维空间的内部成直角相交。用户将任意部分设置为包括样本门中心位置的平面。在这种情况下，血流的实际方向（血流向量）被设定为包括在任意区间中。然后，用户在任意部分上指定血流的实际方向。从任意部分的坐标信息和血流方向的角度获取校正角度，从而执行血流速度的三维角度校正。Z

$$\vec{SA} = \vec{A} - \vec{S} \quad \dots (1)$$

$$\vec{BA} = \vec{A} - \vec{B} \quad \dots (2)$$

$$\sin \gamma = \frac{|\vec{SA} \times \vec{BA}|}{|\vec{SA}| |\vec{BA}|} \quad \dots (3)$$