

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブによって超音波を送受信する送受信手段と、
前記超音波の送受信によって得られた信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、

ドブラ情報を取得する位置を指定するためのマーカを前記超音波画像に重畳させて表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記マーカによって指定された位置のドブラ情報を取得するドブラ処理手段と、

前記超音波画像上における所定の基準位置と、前記マーカの位置との相対的な位置関係を求める相対位置算出手段と、

前記相対的な位置関係に基づいて、新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求めるマーカ位置決定手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記マーカ位置決定手段は、前記所定の基準位置の輝度値に基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記所定の基準位置の新たな位置を求め、その新たな位置と、前記相対的な位置関係とに基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求め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】

前記マーカ位置決定手段は、前記所定の基準位置を含む所定範囲内の輝度値に基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記所定の基準位置の新たな位置を求め、その新たな位置と、前記相対的な位置関係とに基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求めることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記マーカ位置決定手段は、

前記所定の基準位置の輝度値に基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記所定の基準位置の新たな位置を求める基準位置算出手段と、

前記所定の基準位置の変位量が予め設定された値以下であれば、前記所定の基準位置の新たな位置と、前記相対的な位置関係とに基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求める位置決定手段と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記所定の基準位置は、操作者によって指定された複数の点で構成され、

前記相対位置算出手段は、前記複数の点と、前記マーカの位置との相対的な位置関係を求め、

前記マーカ位置決定手段は、前記新たに取得された超音波画像において、輝度値が前記複数の点とそれぞれ一致する位置を、前記新たに取得された超音波画像上における前記複数の点の新たな位置とし、その新たな位置と、前記相対的な位置関係とに基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求めることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記所定の基準位置は、操作者によって指定された複数の線で構成され、

前記相対位置算出手段は、前記複数の線と、前記マーカの位置との相対的な位置関係を求め、

前記マーカ位置決定手段は、前記新たに取得された超音波画像において、輝度値と形状がそれぞれ一致する位置を、前記新たに取得された超音波画像上における前記複数の線の新たな位置とし、その新たな位置と、前記相対的な位置関係とに基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求めることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 7】

前記所定の基準位置は、操作者によって指定された複数の領域で構成され、

前記相対位置算出手段は、前記複数の領域と、前記マーカの位置との相対的な位置関係を求め、

前記マーカ位置決定手段は、前記新たに取得された超音波画像において、輝度値と輝度値の分布がそれぞれ一致する位置を、前記新たに取得された超音波画像上における前記複数の領域の新たな位置とし、その新たな位置と、前記相対的な位置関係とに基づいて、前記新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求め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】

前記マーカは、前記超音波の送受信方向に沿うサンプルライン、又は、前記サンプルライン上に設定される観測点で構成され、

前記ドブラ処理手段は、前記サンプルライン上のドブラ情報、又は、前記観測点におけるドブラ情報を取得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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波のドブラ効果を利用して、体内の流体の運動状態を診断する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ドブラスキャンを実行する超音波診断装置がある（例えば特許文献 1）。ドブラスキャンは、超音波ドブラ法の原理に基づいて被検体内の血流の情報を得る技術である。超音波診断装置では、パルスドブラ法（Pulse Wave：PWドブラ法）又は連続波ドブラ法（Continuous Wave：CWドブラ法）を実行して、血流情報の時間変化を観測する手法が一般的に実施されている。

【0003】

ここで、ドブラ情報を取得する位置を指定するための観測点とサンプルラインの設定方法について、図 7 を参照して説明する。図 7 は、観測点とサンプルラインの設定方法を説明するための画面の図である。例えば、従来技術に係る超音波診断装置は、B モードスキャンを実行することにより、図 7 に示すようにモニタ画面上に 2 次元画像である B モード断層像 100 を表示し、さらに、その B モード断層像 100 上に移動可能な観測点 102 を表示する。操作者は、その観測点 102 によって血流情報を取得する位置を指定する。

【0004】

操作者は、図 7 に示す B モード断層像 100 を観察して、血流を観測したい部分を決定する。このとき、超音波診断装置は、超音波の送受信方向を示す線状のサンプルライン 101 を B モード断層像 100 上に表示する。このサンプルライン 101 は、トラックボールなどのポインティングデバイスを用いて走査方向（矢印 A の方向）に移動可能になっている。また、観測点 102 は、線状のサンプルライン 101 上で超音波の送受信方向（矢印 B の方向）に移動可能となっている。操作者は、サンプルライン 101 を、血流を観測したい部分を含む位置に移動させ、さらに、観測点 102 を送受信方向（矢印 B の方向）に移動させて、血流を観測したい部分に一致させる。このように、サンプルラインと観測点を操作することにより、血流を観測したい部分を指定することができる。観測点によって所望の位置が指定されてドブラスキャンが実行されると、その指定された部分のドブラ情報（血流情報）が得られる。この血流情報の時間変化を表すドブラデータは、横軸が時間で縦軸が速度（周波数）となっており、通常、B モード断層像 100 と同時にモニタ画面上に表示される。

【0005】

なお、パルスドブラ法（PWドブラ法）が実施されることで、観測点における血流情報

10

20

30

40

50

が取得され、連続波ドブラ法（ＣＷドブラ法）が実施されることで、超音波ビームフォーカス領域である観測点の他に、サンプルライン上の血流情報が重畳されて取得される、なお、観測点は、所定の幅を持っており、操作者によってその幅を変えることができる。パルスドブラ法においては、その幅を持つ観測点内の血流情報が取得される。

【０００６】

一方、超音波振動子が２次元的に配列された超音波プローブを用いることにより、被検体内を空間的にスキャン（以下、「ボリュームスキャン」と称する場合もある）して３次元的な生体情報を取得することが可能となってきた。ボリュームスキャンを行なう場合も、３次元画像をモニタ画面上に表示するとともに、サンプルラインと観測点を表示して、そのサンプルラインと観測点によって、血流情報を得たい位置を指定する。

10

【０００７】

【特許文献１】特開平６－２１７９７５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

上述した従来の超音波診断装置では、操作者が血流情報を得たい位置にサンプルラインと観測点を手動で合わせなければならないが、血流情報を得たい位置は患者自身の呼吸や体動などに伴って移動し、また、操作者の手の僅かな震えに伴って、超音波プローブやサンプルラインや観測点が所望の位置からずれてしまい、所望の位置の血流情報が得られないおそれがある。このように、所望の位置と観測点などの位置がずれてしまった場合、操作者はその度に、サンプルラインや観測点の位置を調整する必要があり、操作者に操作上の大きな負担を強いることになるとともに、診断時間が長くなって検査効率が低下するという問題があった。

20

【０００９】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、操作者によるサンプルラインや観測点の位置合わせの手間を減らし、操作上の負担を軽減することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

請求項１に記載の発明は、超音波プローブによって超音波を送受信する送受信手段と、前記超音波の送受信によって得られた信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、ドブラ情報を取得する位置を指定するためのマーカを前記超音波画像に重畳させて表示手段に表示させる表示制御手段と、前記マーカによって指定された位置のドブラ情報を取得するドブラ処理手段と、前記超音波画像上における所定の基準位置と、前記マーカの位置との相対的な位置関係を求める相対位置算出手段と、前記相対的な位置関係に基づいて、新たに取得された超音波画像上における前記マーカの新たな位置を求めるマーカ位置決定手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【００１１】

この発明によると、所定の基準位置とマーカとの相対的な位置関係を求め、その相対的な位置関係に基づいて、新たに取得された超音波画像上におけるマーカの新たな位置を求めることにより、マーカを超音波画像に追従させて設定することが可能となる。これにより、超音波プローブの移動などに起因して、マーカが所望の位置からずれた場合であっても、マーカをその所望の位置に設定することが可能となる。その結果、操作者によるマーカの位置合わせの手間を減らし、操作上の負担を軽減することが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

（構成）

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

50

【 0 0 1 3 】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、表示処理部 6 及びマーカ設定処理部 8 に特徴があり、ドブラ情報（血流情報）を取得する位置を示すサンプルラインや観測点（サンプルボリューム）の位置が所望の位置（血流を観測したい位置）からずれた場合に、そのずれを補正してサンプルラインや観測点を再設定する。以下、超音波診断装置 1 の各部の構成を説明する。

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 2 には、超音波振動子が走査方向に 1 列に配置されたいわゆる 1 次元超音波プローブ、又は、超音波振動子が格子（マトリックス）状に配置され、ボリュームスキャンを実行して 3 次元的な生体情報を取得する、いわゆる 2 次元超音波プローブが用いられる。

【 0 0 1 5 】

送受信部 3 は、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送信部（図示しない）と、超音波プローブ 2 からの信号を受信する受信部とを備えて構成されている。

【 0 0 1 6 】

信号処理部 4 は、B モード処理部 4 1 及びドブラ処理部 4 2 を備えて構成されている。送受信部 3 から出力された信号は、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

【 0 0 1 7 】

B モード処理部 4 1 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 4 1 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。

【 0 0 1 8 】

ドブラ処理部 4 2 は、パルスドブラ法（P W ドブラ法）又は連続波ドブラ法（C W ドブラ法）により血流情報を生成する。例えば、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 4 2 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（サンプルボリューム）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 F F T 処理を施して、所定の大きさを有する観測点（サンプルボリューム）内の血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

【 0 0 1 9 】

また、連続波ドブラ法はパルスドブラ法と異なり、血流観測点で得られる主要なドブラ偏移周波数成分に加えて、超音波の送受信方向全てのドブラ偏移周波数成分が重畳されるが、高速血流計測に優れている。ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から送られる信号に対して、血流観測のサンプルライン上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 F F T 処理を施して、サンプルライン上の血流速度を表すドブラ周波数成分を生成する。

【 0 0 2 0 】

画像処理部 5 は、超音波の送受信によって得られた信号に対して画像処理を施す。例えば、ボリュームスキャンが実行されてボリュームデータ（ボクセルデータ）が取得されると、そのボリュームデータに対してボリュームレンダリングを施すことにより、3 次元画像データを生成したり、M P R 処理（M u l t i P l a n n a r R e c o n s t r u c t i o n）を施すことにより、任意断面の画像データ（M P R 画像データ）を生成したりする。このような 3 次元画像データや M P R 画像データなどの超音波画像データは表示制御部 6 1 に出力され、表示制御部 6 1 はその画像データに基づく超音波画像を U I（ユーザインターフェイス）1 1 の表示部 1 1 A に表示させる。

【 0 0 2 1 】

このように表示部 1 1 A に超音波画像が表示された状態で、操作者は U I（ユーザイン

10

20

30

40

50

ターフェイス) 11の操作部11Bを用いて、ドプラ情報(血流情報)を取得したい位置をその超音波画像上で指定することができる。例えば、サンプルラインや観測点(サンプルボリューム)を指定することができる。

【0022】

ここで、3次元画像上にサンプルラインや観測点(サンプルボリューム)を指定する場合について、図2及び図3を参照して説明する。図2は、3次元画像上に設定されたサンプルラインと観測点を説明するための模式図である。図3は、基準ポイントを含む範囲を説明するための模式図である。

【0023】

表示部11Aのモニタ画面上に3次元画像が表示されている状態で、操作者は操作部11Bを用いてサンプルラインや観測点(サンプルボリューム)を3次元画像上に指定することができる。例えば、操作部11Bを用いて3次元画像20上に点A及び点Bを指定することで、指定された点A及び点Bを端部とするサンプルライン21が設定される。また、サンプルライン21上の任意の点Cを指定することで、観測点(サンプルボリューム)22が設定される。

【0024】

この実施形態では、さらに、操作者が操作部11Bを用いて任意の点を指定すると、その点がサンプルライン21及び観測点(サンプルボリューム)22の基準ポイントとなる。例えば、図2に示す例では、3次元画像20上で点a1、点a2、及び点bが指定されると、それらの点は、サンプルライン21及び観測点(サンプルボリューム)22の基準ポイントになる。

【0025】

相対位置算出部63は、操作部11Bによって指定されたサンプルライン21や観測点(サンプルボリューム)22の3次元画像20上における座標と、操作部11Bによって指定された基準ポイントの3次元画像20上における座標とに基づいて、サンプルライン21又は観測点22と、基準ポイントとの相対的な位置関係を求める。

【0026】

サンプルライン21が指定された場合、相対位置算出部63は、そのサンプルライン21の端部と基準ポイントとの相対的な位置関係を求める。この相対的な位置関係は、基準ポイントに対するサンプルライン21の端部のベクトル情報であり、基準ポイントからサンプルライン21の端部までの距離と方向で構成される。例えば、相対位置算出部63は、サンプルライン21の端部の座標と、基準ポイントの座標とに基づいて、基準ポイントに対するサンプルライン21の端部の位置(距離と方向)を求める。その相対的な位置関係(基準ポイントに対するサンプルライン21の端部の位置)を示す情報は記憶部7に記憶される。

【0027】

図2に示す例では、サンプルライン21の端部として、点Aと点Bが指定されており、さらに、基準ポイントとして点a1、点a2、及び点bが指定されている。これらのボリュームデータ上での座標は、図2に示すように、端部A(X1、Y1、Z1)、端部B(X2、Y2、Z2)、基準ポイントa1(Xa1、Ya1、Za1)、基準ポイントa2(Xa2、Ya2、Za2)、基準ポイントb(Xb1、Yb1、Zb1)となっている。相対位置算出部63は、これらの点の座標に基づいて、基準ポイントa1、基準ポイントa2、及び基準ポイントbに対するサンプルライン21の端部A及び端部Bの相対的な位置を求める。つまり、相対位置算出部63は、基準ポイントa1、基準ポイントa2、及び基準ポイントbに対するサンプルライン21の端部A及び端部Bのベクトル情報(距離と方向)を求める。

【0028】

輝度情報取得部62は、操作部11Bによって指定された基準ポイントの座標を取得し、ボリュームデータ上におけるその基準ポイントの輝度情報を取得する。例えば、輝度情報取得部62は、ボリュームデータにおける基準ポイントのボクセル値(輝度情報)を取

得する。このとき、輝度情報取得部 6 2 は、基準ポイントのボクセル値（輝度情報）のみならず、その基準ポイントを含む所定範囲内にあるボクセルのボクセル値（輝度情報）を取得しても良い。つまり、輝度情報取得部 6 2 は、その所定範囲内におけるボクセル値（輝度情報）の分布を取得することになる。例えば、図 3 に示すように、基準ポイント b を含む所定の範囲内にある位置のボクセル値（輝度情報）の分布を取得する。その所定範囲は予め設定されており、操作者によって任意にその範囲を変えることができるようにしても良い。例えば、基準ポイントを中心として、9 ボクセル以上のボクセル値（輝度情報）の分布を取得する。このようにして取得された基準ポイントのボクセル値（輝度情報）は、基準ポイントの座標と対応付けられて記憶部 7 に記憶される。

【0029】

また、観測点（サンプルボリューム）2 2 についてもサンプルライン 2 1 と同様に、基準ポイントが設定されると、観測点 2 2 とその基準ポイントとの相対的な位置関係が求められ、さらに、基準ポイントのボクセル値（輝度情報）が取得される。つまり、基準ポイントに対する観測点 2 2 のベクトル情報（距離と方向）が求められる。図 2 に示す例では、操作者によって点 C（ X_c 、 Y_c 、 Z_c ）が指定され、基準ポイント a 1、基準ポイント a 2 及び基準ポイント b が指定されると、相対位置算出部 6 3 によって基準ポイント a 1、基準ポイント a 2 及び基準ポイント b に対する観測点 2 2 の相対的な位置（ベクトル情報）が求められる。さらに、輝度情報取得部 6 2 によって基準ポイント a 1、基準ポイント a 2 及び基準ポイント b のボクセル値（輝度情報）が取得される。そして、基準ポイントに対する観測点 2 2 の相対的な位置を示す情報（ベクトル情報）が記憶部 7 に記憶され、さらに、基準ポイントの座標とボクセル値（輝度情報）とが対応付けられて記憶部 7 に記憶される。

【0030】

判断部 6 4 は、操作者によって指定された基準ポイントのボクセル値（輝度情報）と、新たに取得された 3 次元画像上におけるその基準ポイントのボクセル値（輝度情報）とを比較し、基準ポイントにおけるボクセル値（輝度情報）が一致するか否かの判断を行う。基準ポイントのボクセル値（輝度情報）が一致しない場合は、判断部 6 4 は、基準ポイントの指定を行った時から 3 次元画像が変化したと判断し、基準ポイントのボクセル値（輝度情報）が一致する場合は、判断部 6 4 は、3 次元画像が変化していないと判断する。そして、判断部 6 4 はその判断結果をマーカ位置決定部 9 に出力する。超音波プローブ 2 や被検体が移動することで、取得される 3 次元画像が変化するため、3 次元画像が変化しているということは、超音波プローブ 2 や被検体が移動していることを意味する。

【0031】

マーカ位置決定部 9 は、超音波画像に追従するように新たなサンプルラインや観測点（サンプルボリューム）の位置を決定する。以下、マーカ位置決定部 9 の構成について説明する。

【0032】

基準位置算出部 9 1 は、表示処理部 6 から新たな 3 次元画像データを受け、さらに、操作者によって指定された基準ポイントのボクセル値（輝度情報）を記憶部 7 から取得する。そして、基準位置算出部 9 1 は、新たな 3 次元画像データにおいて、ボクセル値（輝度情報）が基準ポイントのボクセル値（輝度情報）と一致する位置を求め、その位置を、基準ポイントの新たな位置（座標）とする。

【0033】

図 2 に示す例では、基準ポイント a 1、基準ポイント a 2、及び基準ポイント b が指定されているため、基準位置算出部 9 1 は、新たな 3 次元画像データにおいて、ボクセル値（輝度情報）が基準ポイント a 1、a 2 及び b のそれぞれと一致する位置を求め、それらの位置を基準ポイント a 1、a 2 及び b の新たな位置（座標）とする。

【0034】

また、基準ポイントを含む所定範囲のボクセル値（輝度情報）の分布が取得されて記憶部 7 に記憶されている場合は、基準位置算出部 9 1 は、超音波画像データにおいて、ボク

10

20

30

40

50

セル値の分布がそれら複数のボクセル値（輝度情報）の分布と一致する範囲の位置を求め、その範囲に含まれる位置を、基準ポイントの新たな位置（座標）とする。例えば、9ボクセルのボクセル値（輝度情報）の分布が取得されている場合は、ボクセル値がその9ボクセルのボクセル値の分布と一致する範囲に含まれる位置を、基準ポイントの新たな位置（座標）とする。このように、所定範囲に含まれる複数のボクセルの分布に基づいて基準ポイントを求めることで、3次元画像が変化した後における基準ポイントの新たな位置（座標）をより正確に特定することが可能となる。

【0035】

以上のように、各基準ポイントの新たな位置（座標）が求められると、基準位置算出部91は、各基準ポイントの新たな位置（座標）を示す情報を位置決定部92に出力する。 10

【0036】

位置決定部92は、基準位置算出部91から各基準ポイントの新たな位置を示す情報（座標情報）を受けると、相対位置算出部63によって求められた相対位置情報（ベクトル情報）を記憶部7から取得する。そして、位置決定部92は、各基準ポイントの新たな位置（座標）を基準として、その相対位置情報（ベクトル情報）が示す位置を新たなサンプルラインの端部の位置（座標）とする。これにより、3次元画像が変化した後における、サンプルラインの位置（座標）が求められたことになる。

【0037】

そして、位置決定部92は、新たなサンプルラインの端部の位置を示す情報（座標情報）を表示処理部6に出力する。表示制御部61は、その座標情報に従って、3次元画像上に新たなサンプルラインを重畳させて表示部11Aに表示させる。 20

【0038】

また、観測点（サンプルボリューム）の位置を再設定する場合もサンプルボリュームと同様に、位置決定部92は、基準位置算出部91から各基準ポイントの新たな位置を示す情報（座標情報）を受けると、各基準ポイントの新たな位置（座標）を基準として、相対位置情報（ベクトル情報）が示す位置を新たな観測点の位置（座標）とする。これにより、3次元画像が変化した後における、観測点の位置（座標）が求められたことになる。

【0039】

以上のように、3次元画像が変化した場合であっても、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）をその3次元画像に追従させて設定することが可能となる。これにより、超音波プローブの移動や操作者の手の震えなどに起因して、サンプルラインや観測点がドブラ情報（血流情報）を得たい位置からずれてしまっても、サンプルラインや観測点を、ドブラ情報を得たい位置に設定することが可能となる。その結果、操作者によるサンプルラインや観測点の位置合わせの手間を減らし、操作上の負担を軽減することが可能となる。 30

【0040】

また、3次元画像を回転させたり、反転させたりした場合であっても、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）を、その3次元画像に追従させることが可能となる。

【0041】

そして、マーカ設定部10は、位置決定部92によって決定された、新たなサンプルライン又は新たな観測点（サンプルボリューム）の位置を示す情報（座標情報）をドブラ処理部42及び送受信部3に出力する。送受信部3は、その座標情報に従って超音波ビームを偏向させてドブラスキャンを行なうことで、サンプルライン上又は観測点上のドブラ情報（血流情報）を取得する。 40

【0042】

また、この実施形態では、点a1、点a2及び点bを基準ポイントとしたが、線分や所定の範囲を基準ポイントとしても良い。例えば、図2に示すように、操作者によって線分L1が3次元画像20上に描画されると、輝度情報取得部62によって、その線分L1の端部の点a1及び点a2の位置（座標）のボクセル値（輝度情報）が取得され、そのボクセル値（輝度情報）とともに、線分L1の形状が記憶部7に記憶される。この線分L1が 50

基準ポイントに相当することになる。図 2 には、線分 L 1 のみを図示したが、3 本以上の線分を指定する。そして、相対位置算出部 6 3 によって、線分 L 1 の端部の位置と、サンプルライン 2 1 の端部 A 及び端部 B との相対的な位置関係（ベクトル情報：距離と方向）が求められ、相対的な位置を示す情報（ベクトル情報）が記憶部 7 に記憶される。また、観測点（サンプルボリューム）2 2 についても、相対位置算出部 6 3 によって、線分の端部の位置と観測点 2 2 との相対的な位置関係（ベクトル情報）が求められ、相対的な位置を示す情報（ベクトル情報）が記憶部 7 に記憶される。

【0043】

そして、基準位置算出部 9 1 は、表示処理部 6 から新たな 3 次元画像データを受けると、その新たな 3 次元画像データにおいて、ボクセル値（輝度情報）が線分（基準ポイント）の端部のボクセル値に一致し、かつ、線分（基準ポイント）の形状に合致する箇所を検出する。線分 L 1 を例に説明すると、基準位置算出部 9 1 は、新たな 3 次元画像データにおいて、ボクセル値が線分 L 1 の端部 a 1 及び端部 a 2 のボクセル値（輝度情報）と一致し、かつ、線分 L 1 の形状に合致する箇所を検出する。例えば、線分 L 1 を 3 次元画像 2 0 の辺縁に沿って設定された場合、基準位置算出部 9 1 は、線分 L 1 と 3 次元画像 2 0 の辺縁との形状が一致する箇所を検出する。その検出された箇所が、新たな 3 次元画像データにおける基準ポイントの位置（座標）となる。

【0044】

ここでは、線分 L 1 のみについて説明したが、線分 L 1 以外に設定された線分（基準ポイント）についても、新たな 3 次元画像データにおける位置（座標）が求められる。つまり、基準ポイントとして複数の線分が設定され、各線分（基準ポイント）について、新たな 3 次元画像データにおける位置（座標）が求められる。

【0045】

位置決定部 9 2 は、基準位置算出部 9 1 によって求められた各基準ポイント（線分）の新たな位置（座標）を基準として、記憶部 7 に記憶されている相対位置情報（ベクトル情報）が示す位置を新たなサンプルラインの端部の座標とし、その座標を示す情報を表示処理部 6 に出力する。表示制御部 6 1 は、その座標情報に従って、3 次元画像上に新たなサンプルラインを重畳させて表示部 1 1 A に表示させる。観測点（サンプルボリューム）についても、位置決定部 9 2 は、各基準ポイント（線分）の新たな位置（座標）を基準として、記憶部 7 に記憶されている相対位置情報（ベクトル情報）が示す位置を新たな観測点の座標とし、その座標を示す情報を表示処理部 6 に出力する。表示制御部 6 1 は、その座標情報に従って、3 次元画像上に新たな観測点（サンプルボリューム）を重畳させて表示部 1 1 A に表示させる。

【0046】

以上のように、3 次元画像の辺縁に沿って線分を設定して、その線分を基準ポイントとし、端部の輝度情報のみならず、線分の形状に基づいて新たな基準ポイントを求めることで、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）の位置をより正確に特定することが可能となる。

【0047】

また、線分その他、操作者によって指定された所定の範囲を持つ領域を基準ポイントとすることで、新たなサンプルラインの位置及び新たな観測点（サンプルボリューム）の位置を求めても良い。例えば、操作者によって所定の範囲を持つ領域が 3 次元画像上に描画されると、輝度情報取得部 6 2 によって、その領域に含まれる各点のボクセル値（輝度情報）の分布が取得され、そのボクセル値（輝度情報）の分布とともに、その領域の形状が記憶部 7 に記憶される。この領域が基準ポイントに相当することになる。この領域についても、3 つ以上の領域を指定する。そして、相対位置算出部 6 3 によって、各領域の位置と、サンプルライン 2 1 の端部 A 及び端部 B との相対的な位置関係（ベクトル情報：距離と方向）が求められ、相対的な位置を示す情報（ベクトル情報）が記憶部 7 に記憶される。また、観測点（サンプルボリューム）2 2 についても、相対位置算出部 6 3 によって、各領域の位置と観測点 2 2 との相対的な位置関係（ベクトル情報）が求められ、相対的な位

10

20

30

40

50

置を示す情報（ベクトル情報）が記憶部 7 に記憶される。

【0048】

そして、基準位置算出部 9 1 は、表示処理部 6 から新たな 3 次元画像データを受けると、その新たな 3 次元画像データにおいて、ボクセル値（輝度情報）の分布が領域（基準ポイント）のボクセル値の分布に一致し、かつ、領域（基準ポイント）の形状に合致する箇所を検出する。その検出された箇所が、新たな 3 次元画像データにおける基準ポイントの位置（座標）となる。

【0049】

位置決定部 9 2 は、基準位置算出部 9 1 によって求められた各基準ポイント（領域）の新たな位置（座標）を基準として、記憶部 7 に記憶されている相対位置情報（ベクトル情報）が示す位置を新たなサンプルラインの端部の座標とし、その座標を示す情報を表示処理部 6 に出力する。表示制御部 6 1 は、その座標情報に従って、3 次元画像上に新たなサンプルラインを重畳させて表示部 1 1 A に表示させる。観測点（サンプルボリューム）についても、位置決定部 9 2 は、各基準ポイント（領域）の新たな位置（座標）を基準として、記憶部 7 に記憶されている相対位置情報（ベクトル情報）が示す位置を新たな観測点の座標とし、その座標を示す情報を表示処理部 6 に出力する。表示制御部 6 1 は、その座標情報に従って、3 次元画像上に新たな観測点（サンプルボリューム）を重畳させて表示部 1 1 A に表示させる。

10

【0050】

以上のように、3 次元画像上に所定の範囲を有する領域を設定し、その領域を基準ポイントとし、その領域の輝度情報のみならず、領域の形状に基づいて新たな基準ポイントの領域を求めることで、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）の位置をより正確に特定することが可能となる。

20

【0051】

なお、表示処理部 6 及びマーカ位置決定部 9 をハードウェアで構成しても良く、ソフトウェアで構成しても良い。例えば、輝度情報取得部 6 2、相対位置算出部 6 3、判断部 6 4、及びマーカ位置決定部 9 を CPU などの演算装置で構成し、その演算装置が記憶部（図示しない）に記憶されているプログラムを読み込んで、そのプログラムを実行することで、輝度情報取得部 6 2、相対位置算出部 6 3、判断部 6 4、及びマーカ位置決定部 9 の機能を実行するようにしても良い。

30

【0052】

（動作）

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作について、図 4 を参照して説明する。図 4 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 による一連の動作を説明するためのフローチャートである。ここでは、3 次元画像上にサンプルマーカを設定する場合の一連の動作を説明する。

【0053】

まず、超音波プローブ 2 によってボリュームスキャンを行ない、画像処理部 5 がボリュームレンダリングを行うことにより 3 次元画像データを生成し、表示制御部 6 1 が 3 次元画像を表示部 1 1 A に表示させる。

40

【0054】

（ステップ S 0 1）

以上のように表示部 1 1 A に 3 次元画像が表示されている状態で、操作者は、サンプルマーカを設定する。例えば、操作者は操作部 1 1 B を用いて、3 次元画像 2 0 上の 2 点、具体的には、図 2 に示す点 A と点 B を指定する。この点 A と点 B とを結ぶ線分がサンプルマーカ 2 1 となる。

【0055】

（ステップ S 0 2）

サンプルマーカが設定されると、次に、サンプルマーカに対する基準ポイントを設定するため、操作者は操作部 1 1 B を用いて、3 次元画像上の任意の点（基準ポイント）を指

50

定する。図 2 に示す例では、3 次元画像 2 0 上で点 a 1、点 a 2 及び点 b が指定されると、それらの点が基準ポイントとなる。なお、血管の辺縁などの輝度差が大きい位置を基準ポイントとすることが好ましい。周囲との輝度差が大きくなっているため、基準位置算出部 9 1 による基準ポイントの検出が容易になるからである。

【 0 0 5 6 】

(ステップ S 0 3)

ステップ S 0 2 にて基準ポイントが指定されると、輝度情報取得部 6 2 は、ボリュームデータにおける基準ポイントのボクセル値 (輝度情報) を取得する。このとき、輝度情報取得部 6 2 は、基準ポイントを含む所定範囲内にあるボクセルのボクセル値 (輝度情報) を取得しても良い。このようにして取得された基準ポイントのボクセル値 (輝度情報) は、基準ポイントの座標と対応付けられて記憶部 7 に記憶される。

10

【 0 0 5 7 】

(ステップ S 0 4)

相対位置算出部 6 3 は、操作者によって指定されたサンプルラインの座標を示す情報と、基準ポイントの座標を示す情報を取得し、それらの座標に基づいて、サンプルラインと基準ポイントとの相対的な位置関係 (ベクトル情報: 距離と方向) を求める。例えば、相対位置算出部 6 3 は、サンプルラインの端部 A 及び端部 B の座標と、基準ポイント a 1、a 2 及び b の座標とに基づいて、基準ポイント a 1、a 2 及び b に対する端部 A 及び端部 B の相対的な位置 (ベクトル情報) を求める。そして、その相対的な位置関係 (ベクトル情報) を示す情報を記憶部 7 に記憶させる。

20

【 0 0 5 8 】

(ステップ S 0 5)

操作者によってサンプルマーカの端部 A 及び端部 B が指定されると、表示部 1 1 A にはサンプルマーカが表示される。

【 0 0 5 9 】

このようにサンプルマーカが指定されると、マーカ設定部 1 0 は、操作者によって指定されたサンプルラインの位置を示す情報 (座標情報) をドブラ処理部 4 2 及び送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は、その座標情報に従って超音波ビームを偏向させてドブラスキャンを行なうことで、サンプルライン上又は観測点上のドブラ情報 (血流情報) を取得する。

30

【 0 0 6 0 】

(ステップ S 0 6)

そして、判断部 6 4 は、操作者によって指定された基準ポイント a 1、基準ポイント a 2 及び基準ポイント b のボクセル値 (輝度情報) と、新たに取得された 3 次元画像上におけるその基準ポイント a 1、基準ポイント a 2 及び基準ポイント b のボクセル値 (輝度情報) とを比較し、それぞれのボクセル値 (輝度情報) が一致するか否かの判断を行う。基準ポイントのボクセル値が一致しない場合 (ステップ S 0 6、Y e s)、判断部 6 4 は、3 次元画像が変化したと判断する。一方、基準ポイントのボクセル値が一致する場合は (ステップ S 0 6、N o)、判断部 6 4 は、3 次元画像は変化していないと判断する。そして、判断部 6 4 はその判断結果をマーカ位置決定部 9 に出力する。

40

【 0 0 6 1 】

操作者の手の震えに伴って、超音波プローブの位置がずれてしまうと、新たに取得された 3 次元画像は、サンプルマーカ及び基準ポイントが設定された時の 3 次元画像の位置からずれてしまう。このように 3 次元画像の位置がずれると、設定された基準ポイントの位置におけるボクセル値 (輝度情報) が変化するため、基準ポイントのボクセル値の変化を検出することで、3 次元画像の位置がずれたか否かの判断が可能となる。

【 0 0 6 2 】

(ステップ S 0 7)

基準ポイント a 1、基準ポイント a 2 及び基準ポイント b のボクセル値 (輝度情報) が変化している場合は (ステップ S 0 6、Y e s)、3 次元画像が変化したと判断されるた

50

め、マーカ位置決定部 9 は、3 次元画像の変化に伴って、新たなサンプルラインの座標を求める。そのために、基準位置算出部 9 1 は、新たに取得された 3 次元画像データを表示処理部 6 から受け、さらに、操作者によって指定された各基準ポイントのボクセル値（輝度情報）を記憶部 7 から取得する。そして、基準位置算出部 9 1 は、新たな 3 次元画像データにおいて、ボクセル値（輝度情報）が各基準ポイントのそれぞれと一致する位置を求め、その位置を、各基準ポイントの新たな位置（座標）とする。

【0063】

なお、新たに取得された 3 次元画像データ上に、各基準ポイントのボクセル値（輝度情報）と合致する箇所がない場合は、さらに新たな 3 次元画像データを取得して、各基準ポイントのボクセル値（輝度情報）と合致する位置を求める。

10

【0064】

（ステップ S 0 8）

位置決定部 9 2 は、基準位置算出部 9 1 から各基準ポイントの新たな位置を示す情報（座標情報）を受けると、相対位置情報（ベクトル情報）を記憶部 7 から取得し、基準ポイントの新たな位置（座標）を基準として、その相対位置情報（ベクトル情報）が示す位置を新たなサンプルラインの端部の座標とする。そして、位置決定部 9 2 は、その新たなサンプルラインの端部の座標を示す情報（座標情報）を表示処理部 6 に出力する。

【0065】

（ステップ S 0 9）

表示制御部 6 1 は、位置決定部 9 2 によって求められたサンプルラインの端部の座標情報に従って、3 次元画像上に新たなサンプルラインを重畳させて表示部 1 1 A に表示させる。

20

【0066】

以上のように、3 次元画像が変化した場合であっても、サンプルラインをその 3 次元画像に追従させて設定することが可能となる。これにより、超音波プローブの移動や操作者の手の震えなどに起因して、サンプルラインが所望の位置（血流を観測したい位置）からずれてしまった場合であっても、サンプルラインをその所望の位置に追従させて設定することが可能となる。その結果、操作者によるサンプルラインの位置合わせの手間を減らし、操作上の負担を軽減することが可能となる。

【0067】

そして、新たなサンプルラインの座標が決定されると、マーカ設定部 1 0 は、新たなサンプルラインの位置を示す情報（座標情報）をドブラ処理部 4 2 及び送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は、その座標情報に従って超音波ビームを偏向させてドブラスキャンを行なうことで、サンプルライン上のドブラ情報（血流情報）を取得する。

30

【0068】

上記の動作例では、サンプルラインを 3 次元画像に追従させたが、観測点（サンプルボリューム）についてもサンプルラインと同様に、3 次元画像に追従させることが可能である。

【0069】

また、この実施形態では、3 次元画像に対してサンプルラインと観測点（サンプルボリューム）を設定する場合について説明したが、対象となる画像は、2 次元画像としての B モード断層像であっても良い。

40

【0070】

（変形例）

次に、この実施形態の変形例について説明する。この変形例では、超音波画像の変化に伴う基準ポイントの変位量を求めて、その変位量が所定範囲内であれば、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）の位置の補正を行い、所定範囲外であれば、補正を行わない。その判断を行うため、図 1 に示すように、マーカ位置決定部 9 に判断部 9 3 を備える。この判断部 9 3 は、記憶部 7 に記憶されている、操作者によって指定された各基準ポイントの位置と、基準位置算出部 6 1 によって求められた新たな基準ポイントの位置と

50

に基づいて、基準ポイントの変位量（距離）を求め、その変位量が予め設定された値以下か否かの判断を行う。その値は、操作者が任意に変えることができるようにしても良い。そして、各基準ポイントの変位量が予め設定された値以下である場合は、サンプルライン及び観測点の位置の補正を行うこととする。一方、各基準ポイントの変位量が予め設定された値を超えている場合は、サンプルライン及び観測点の補正を行わないこととする。

【0071】

基準ポイントの変位量は3次元画像の変位量を表しているため、3次元画像の変位量が設定値以下であれば、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）の位置の補正を行うことになる。例えば、超音波プローブを移動させることで、基準ポイント（3次元画像）の変位量が設定値を超えた場合には、サンプルライン及び観測点の位置の補正を行わ

10

【0072】

例えば、図5に示すように、基準ポイントa1、基準ポイントa2及び基準ポイントbにバラツキの範囲24を設定する。このバラツキの範囲24の大きさは操作者が任意に変えることができるようにしても良い。そして、超音波画像の変化に伴って、基準ポイントa1、基準ポイントa2及び基準ポイントbがそのバラツキの範囲24の外部に移動した場合は、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）の位置の補正を行わず、バラツキの範囲24の内部に留まっている場合は、サンプルライン及び観測点の位置の補正を行うこととする。この判断は、上述したように判断部93が行う。

【0073】

20

位置決定部92は、判断部93から判断結果を受け、各基準ポイントの変位量が予め設定された値以下であると判断された場合は、サンプルライン及び観測点（サンプルボリューム）の位置の補正を行って、新たなサンプルライン及び新たな観測点の位置（座標）を決定する。これにより、各基準ポイントの変位量（3次元画像の変位量）が設定値以下の場合は、3次元画像に追従して新たなサンプルライン及び新たな観測点が設定されることになる。

【0074】

一方、各基準ポイントの変位量が予め設定された値を超えている場合は、位置決定部92は、サンプルライン及び観測点の位置の補正を行わない。この場合、3次元画像の変化に伴って移動したサンプルライン及び観測点が表示部11Aに表示され、そのサンプルラ

30

【0075】

以上のように、超音波画像の変位量に応じて、サンプルライン及び観測点の追従機能を解除することができる。例えば、超音波プローブを所定の距離以上、移動させることで、基準ポイント（3次元画像）の変位量が設定値を超えて、サンプルライン及び観測点の追従機能を解除することが可能となる。

【0076】

また、被検体の体表から超音波プローブを離して、ノイズレベルの信号が送受信部3で検出されると、サンプルライン及び観測点の追従機能を解除しても良い。

【0077】

40

（動作）

次に、判断部93を備えた超音波診断装置の動作について、図6を参照して説明する。図6は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の変形例による一連の動作を説明するためのフローチャートである。ここでは、3次元画像上にサンプルマーカを設定する場合の一連の動作を説明する。

【0078】

まず、超音波プローブ2によってボリュームスキャンを行ない、画像処理部5がボリュームレンダリングを行うことにより3次元画像データを生成し、表示制御部61が3次元画像を表示部11Aに表示させる。

【0079】

50

(ステップS 10からステップS 16)

ステップS 10からステップS 16までは、上述した実施形態のステップ01からステップS 07までの処理と同じ処理であるため、ここでは説明を省略する。

【0080】

(ステップS 17)

そして、ステップS 16において、各基準ポイントの新たな位置が求められると、判断部93は、操作者によって指定された各基準ポイントの位置を示す情報(座標情報)を記憶部7から取得して、各基準ポイントの変位量(距離)を求める。そして、判断部93は、基準ポイントの変位量が予め設定された値以下か否かの判断を行う。そして、各基準ポイントの変位量が予め設定された値以下である場合は、判断部93は、サンプルラインの位置の補正を行うと判断する。一方、変位量が予め設定された値を超えている場合は、判断部93は、サンプルラインの位置の補正を行わないと判断する。判断部93は、この判断結果を位置決定部92に出力する。

10

【0081】

(ステップS 18)

各基準ポイントの変位量が予め設定された値以下である場合は(ステップS 17、Yes)、位置決定部92は、判断部93の判断結果に従って、サンプルラインの位置の補正を行う。つまり、位置決定部92は、基準位置算出部91から各基準ポイントの新たな位置を示す情報(座標情報)を受け、さらに、記憶部7から相対位置情報(ベクトル情報)を取得して、各基準ポイントの新たな位置(座標)を基準として、その相対位置情報(ベクトル情報)が示す位置を、新たなサンプルラインの端部の座標とする。そして、位置決定部92は、その新たなサンプルラインの端部の位置を示す情報(座標情報)を表示処理部6に出力する。

20

【0082】

(ステップS 19)

表示制御部61は、位置決定部92によって求められた新たなサンプルラインの端部の座標情報に従って、3次元画像上に新たなサンプルラインを重畳させて表示部11Aに表示させる。これにより、3次元画像に追従させてサンプルラインが設定されたことになる。

【0083】

そして、新たなサンプルラインの座標が決定されると、マーカ設定部10は、新たなサンプルラインの位置を示す情報(座標情報)をダブル処理部42及び送受信部3に出力する。送受信部3は、その座標情報に従って超音波ビームを偏向させてダブルスキャンを行なうことで、サンプルライン上のダブル情報(血流情報)を取得する。

30

【0084】

一方、各基準ポイントの変位量が予め設定された値を超えている場合は(ステップS 17、No)、サンプルラインの位置の補正を行わずに、表示制御部61は、3次元画像の移動に伴って移動したサンプルラインを表示部11Aに表示させる(ステップS 14)。

【0085】

この場合、サンプルラインは超音波画像に追従して設定されていないため、マーカ設定部10は、3次元画像の変化に伴って移動したサンプルラインの位置を示す情報(座標情報)をダブル処理部42及び送受信部3に出力する。送受信部3は、その座標情報に従って超音波ビームを偏向させてダブルスキャンを行なうことで、サンプルライン上のダブル情報(血流情報)を取得する。

40

【0086】

以上のように、3次元画像の変位量に応じて、サンプルラインの追従機能を解除できるため、例えば、超音波プローブを所定の距離以上、移動させることで、サンプルラインの追従機能を解除して、別のサンプルラインを設定することが可能となる。

【0087】

なお、上記の動作例では、サンプルマーカについて説明したが、観測点(サンプルボリ

50

ューム)を設定する場合も、3次元画像の変位量に応じて、観測点の追従機能を解除することができる。また、この変形例では3次元画像を対象として説明したが、2次元画像としてのBモード断層像を対象の画像としても良い。

【図面の簡単な説明】

【0088】

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

【図2】3次元画像上に設定されたサンプルラインと観測点を説明するための模式図である。

【図3】基準ポイントを含む範囲を説明するための模式図である。

【図4】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。 10

【図5】3次元画像上に設定されたばらつきの範囲を説明するための模式図である。

【図6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の変形例による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【図7】観測点とサンプルラインの設定方法を説明するための画面の図である。

【符号の説明】

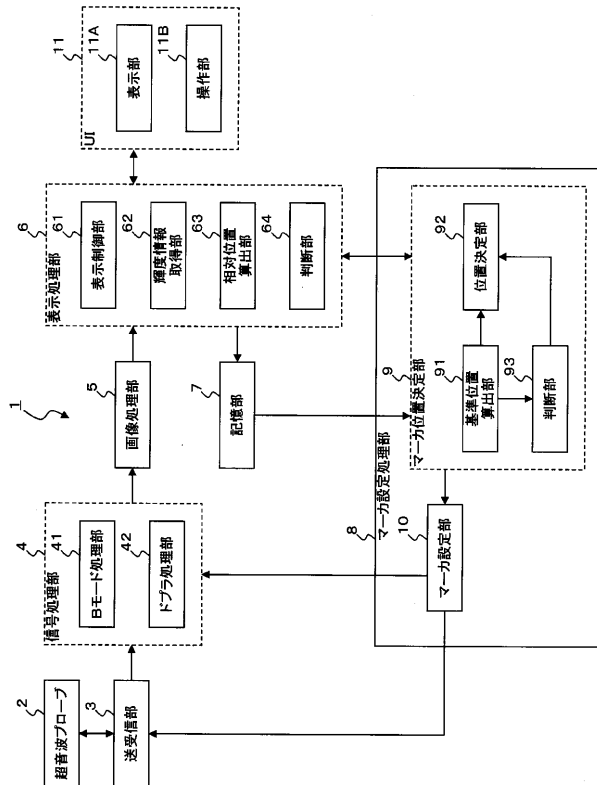
【0089】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像処理部
- 6 表示処理部
- 7 記憶部
- 8 マーカ設定処理部
- 9 マーカ位置決定部
- 10 マーカ設定部
- 61 表示制御部
- 62 輝度情報取得部
- 63 相対位置算出部
- 64、93 判断部
- 91 基準位置算出部
- 92 位置決定部

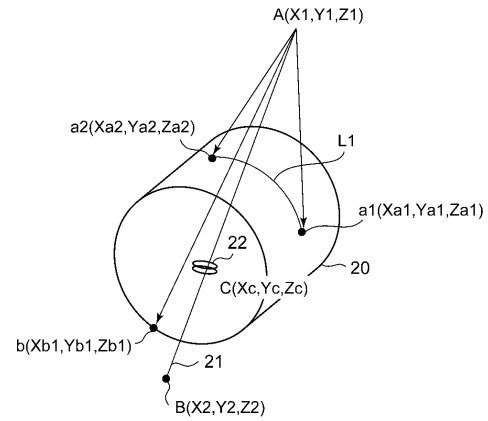
20

30

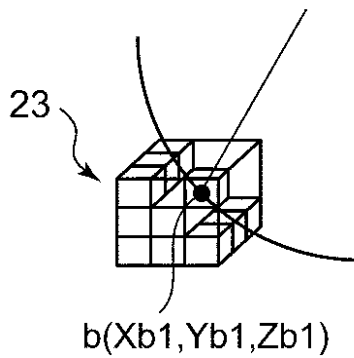
【図 1】



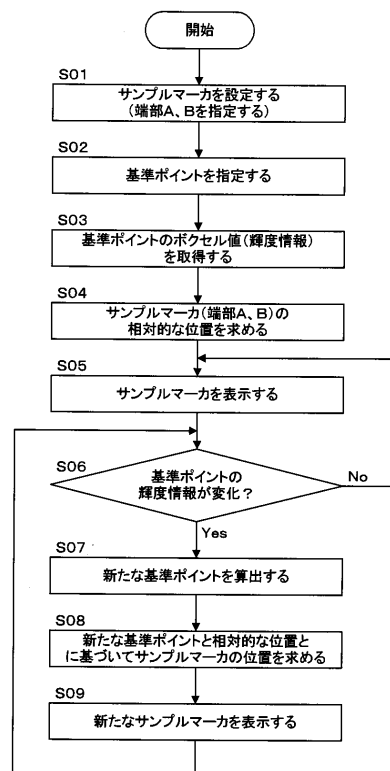
【図 2】



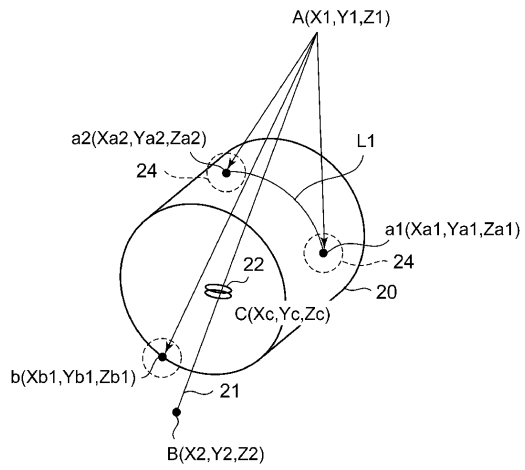
【図 3】



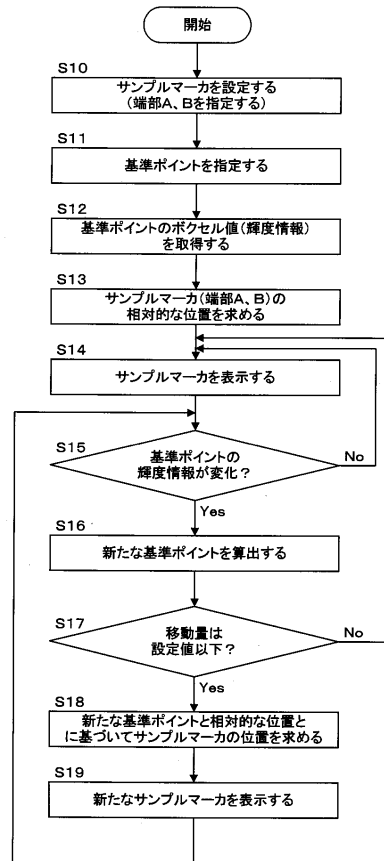
【図 4】



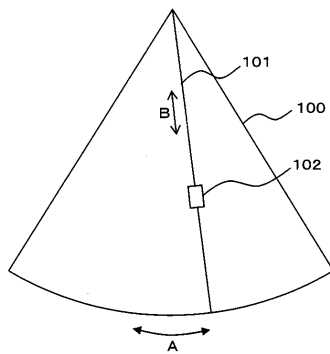
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DE02 DE03 EE09 EE11 JB17 JB36 JB40 JB54
JC29 JC33 KK12 KK17 KK22 KK31

要解决的问题：提供一种超声波检查设备，可以减少操作员对准采样线和观察点以及操作负荷。解决方案：相对位置计算部分63获得由操作者指定的采样线和超声图像上的参考点的相对位置关系，亮度信息获取部分62获取参考点的亮度信息。参考位置计算部分91根据参考点的亮度信息确定新获取的超声图像上的参考点的新位置，并且位置确定部分92从新获取的超声图像获得样本线的新位置。以上新位置和上述相对位置关系。因此，可以在超声图像的移动之后改变采样线的位置。Z

