

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6081299号  
(P6081299)

(45) 発行日 平成29年2月15日(2017.2.15)

(24) 登録日 平成29年1月27日(2017.1.27)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 16 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2013-124987 (P2013-124987)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成25年6月13日(2013.6.13)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(65) 公開番号	特開2015-132 (P2015-132A)	(72) 発明者	田中 豪 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
(43) 公開日	平成27年1月5日(2015.1.5)	(72) 発明者	赤木 和哉 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成28年3月31日(2016.3.31)	(72) 発明者	後藤 英二 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

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】

3次元の医用画像データであるボリュームデータにおいて、超音波プローブの走査断面に対応する断面の位置を特定する対応関係を取得する取得部と、

血流速度情報の収集用に超音波プローブで走査される収集断面と当該収集断面に配置される収集範囲との前記ボリュームデータにおける位置情報を、当該ボリュームデータに含まれる血管の走行方向に基づいて算出する算出部と、

前記対応関係及び前記位置情報を用いて、前記収集範囲が配置された前記収集断面が走査される位置まで前記超音波プローブを操作者が移動するためのガイド画像データを生成するガイド画像生成部と、

前記ガイド画像データを表示部に表示させる制御部と、  
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記ガイド画像生成部は、前記ボリュームデータから生成された2次元画像データに、前記超音波プローブの現時点での走査断面を示すマーカを前記対応関係に基づく位置に重畳し、前記収集範囲及び前記収集断面を示すマーカを前記位置情報に基づく位置に重畳して、前記ガイド画像データを生成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】

前記ボリュームデータに含まれる血管領域を抽出する抽出部と、

前記ボリュームデータにおいて、操作者から観察部位の指定を受け付ける入力部と、  
を更に備え、

前記算出部は、前記血管領域を用いて算出した前記観察部位における血管の走行方向に沿う走査線の位置及び角度を前記ボリュームデータにおいて算出し、算出した位置及び角度で定まる最適ラインを用いて前記位置情報を算出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記算出部は、

前記ボリュームデータにおいて、前記超音波プローブが走査可能な 3 次元走査範囲に対応する 3 次元範囲を取得し、

前記収集範囲及び前記収集断面を探索するために、前記 3 次元範囲内で前記観察部位の位置を固定した状態で前記最適ラインを移動し、

当該移動した前記最適ラインを走査可能な走査断面であり、当該移動した前記最適ラインと前記観察部位における血管の走行方向との角度が最小となる位置を探索して、前記位置情報を算出す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】

前記算出部は、前記観察部位を通り、かつ、前記観察部位における血管の走行方向に沿った走行ラインを前記収集断面に配置し、当該走行ラインの前記ボリュームデータにおける位置を算出し、

前記ガイド画像生成部は、前記 2 次元画像データに、更に、前記走行ラインを示すラインを角度補正用の角度マーカとして重畳することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 3 次元走査範囲は、前記操作者が被検体の体表に当接した前記超音波プローブを可能な範囲で移動させることで得られ、

前記算出部は、前記 3 次元走査範囲と前記対応関係とから、前記 3 次元範囲の位置を算出することを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記算出部は、前記ボリュームデータの被検体の体表が位置する情報を用いて、前記 3 次元範囲の位置を算出することを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記算出部は、前記血管領域を用いて算出した前記観察部位における血管の走行方向に対して平行に、前記最適ラインを配置することを特徴とする請求項 3 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記算出部は、前記 3 次元範囲内で移動した前記最適ラインと前記観察部位における血管の走行方向との角度が所定値以下となる位置を探索して、候補収集範囲及び候補走査断面の候補セットを複数求めて、複数の候補位置情報を算出し、

前記制御部は、前記複数の候補位置情報の中で所定順位の候補位置情報に基づくガイド画像データの変更要求を前記操作者から受け付けた場合、前記所定順位の次の順位の候補位置情報に基づくガイド画像データを表示させることを特徴とする請求項 3 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記制御部は、前記角度が小さい順に前記複数の候補位置情報の順位を決定することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記算出部は、前記所定値を用いて 1 つの候補セットが抽出された状態で、該候補セットの候補位置情報に基づくガイド画像データの変更要求を前記操作者から受け付けた場合、前記所定値を大きくした値以下となる候補セットの位置を再度探索することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 2】

前記制御部は、更に、前記収集断面が走査される位置まで前記超音波プローブを操作者が移動するために必要となる情報を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 3】

前記制御部は、更に、前記収集断面が走査される位置まで前記操作者が前記超音波プローブを移動した場合、前記収集断面が走査されている旨を前記操作者に報知する情報を出力させることを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 4】

前記制御部は、前記収集断面が走査される位置まで前記操作者が前記超音波プローブを移動した場合、前記収集断面の超音波画像データに前記収集範囲を重畳表示させ、当該収集範囲での血流速度情報の収集を開始させることを特徴とする請求項 1 ~ 1 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 1 5】

前記ボリュームデータは、超音波診断装置以外の他種の医用画像診断装置により撮影されたボリュームデータであることを特徴とする請求項 1 ~ 1 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 6】

前記ボリュームデータは、超音波送受信により撮影され血流が存在する領域が抽出可能なボリュームデータであることを特徴とする請求項 1 ~ 1 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、超音波診断装置では、超音波の反射波から抽出されるドブラ情報（ドブラ信号）を用いて血流速度情報を示すドブラスペクトラム（ドブラ波形）を生成表示することが行なわれている。ドブラ波形は、観察部位として操作者が設定した範囲における血流速度を時系列に沿ってプロットした波形である。かかる範囲は、2次元超音波画像（2次元Bモード画像、又は、2次元カラードブラ画像）を参照した操作者により設定される。

30

## 【0003】

例えば、パルス波（PW：Pulsed Wave）ドブラ法でドブラ波形を収集するPWモードでは、操作者は、2次元超音波画像に描出された血管の走行に合わせて、血管内の特定の部位にサンプリングゲートを配置する。PWモードでは、サンプリングゲート内の血流速度情報を示すドブラ波形が表示される。また、例えば、連続波（CW：Continuous Wave）ドブラ法でドブラ波形を収集するCWモードでは、操作者は、2次元超音波画像に描出された血管を通るように、ライン状のサンプリングマーカを配置する。CWモードでは、サンプリングマーカと同一位置に設定された走査線（ビームライン）上の全ての血流速度情報を示すドブラ波形が表示される。

40

## 【0004】

操作者は、ドブラ情報を得るために、2次元超音波画像を参照して、超音波プローブの当接位置及び当接角度を最適な位置及び角度に調整し、サンプリングゲート又はサンプリングマーカを最適な位置に配置する必要がある。しかし、上記の操作は、操作者は、2次元超音波画像を参照しても3次元空間における血管の走行を把握することが困難であることから、容易な操作ではない。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

50

【特許文献1】特開2010-68955号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、最適な血流速度情報を表示するため操作者が行なう操作を容易にすることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、算出部と、ガイド画像生成部と、制御部とを備える。取得部は、3次元の医用画像データであるボリュームデータにおいて、超音波プローブの走査断面に対応する断面の位置を特定する対応関係を取得する。算出部は、血流速度情報の収集用に超音波プローブで走査される収集断面と当該収集断面に配置される収集範囲との前記ボリュームデータにおける位置情報を、当該ボリュームデータに含まれる血管の走行方向に基づいて算出する。ガイド画像生成部は、前記対応関係及び前記位置情報を用いて、前記収集範囲が配置された前記収集断面が走査される位置まで前記超音波プローブを操作者が移動するためのガイド画像データを生成する。制御部は、前記ガイド画像データを表示部に表示させる。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

20

【図2】図2は、取得部を説明するための図(1)である。

【図3】図3は、取得部を説明するための図(2)である。

【図4】図4は、PWモードのドプラ波形収集で、従来行なわれている設定の一例を示す図である。

【図5】図5は、3次元範囲の取得処理の一例を示す図である。

【図6】図6は、3次元範囲の取得処理の別の一例を示す図である。

【図7】図7は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図(1)である。

【図8】図8は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図(2)である。

30

【図9】図9は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図(3)である。

【図10】図10は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図(4)である。

【図11】図11は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図(5)である。

【図12】図12は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図(6)である。

【図13】図13は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図(7)である。

40

【図14】図14は、ナビゲーション完了時の表示形式を説明するための図である。

【図15】図15は、本実施形態に係るドプラ波形の表示形式を説明するための図(1)である。

【図16】図16は、本実施形態に係るドプラ波形の表示形式を説明するための図(2)である。

【図17】図17は、本実施形態に係るドプラ波形の表示形式を説明するための図(3)である。

【図18】図18は、本実施形態に係るドプラ波形の表示形式を説明するための図(4)である。

【図19】図19は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフ

50

ローチャートである。

【図20】図20は、第1変形例を説明するための図である。

【図21】図21は、第2変形例を説明するための図である。

【図22】図22は、第3変形例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0010】

(実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図1に例示するように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。また、超音波プローブ1には、位置センサ4が取り付けられ、装置本体10の近傍には、トランスミッター5が設置される。また、装置本体10は、ネットワークを介して外部装置6と接続される。

10

【0011】

超音波プローブ1は、例えば、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送受信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ1は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有する。なお、超音波プローブ1は、装置本体10と着脱自在に接続される。

20

【0012】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

30

【0013】

装置本体10に接続される超音波プローブ1は、例えば、複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブである。1次元超音波プローブとしては、セクタ型、リニア型又はコンベックス型等の超音波プローブが挙げられる。或いは、装置本体10に接続される超音波プローブ1は、例えば、一列に配置された複数の圧電振動子により、被検体Pを2次元で走査するとともに、複数の圧電振動子を所定の角度(揺動角度)で揺動させることで、被検体Pを3次元で走査するメカニカル4Dプローブである。或いは、装置本体10に接続される超音波プローブ1は、例えば、複数の圧電振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体Pを3次元で超音波走査することが可能な2Dプローブである。2Dプローブは、超音波を集束して送信することで、被検体Pを2次元で走査することも可能である。

40

【0014】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置は、後述するように、パルス波(PW:Pulsed Wave)ドプラ法、又は、連続波(CW:Continuous Wave)ドプラ法により、ドプラ波形の収集を行なう。本実施形態において、装置本体10に接続される超音波プローブ1は、Bモード画像データ及びカラードプラ画像データの撮影用の超音波送受信とともに、PWドプラ法によるPWモード、又は、CWドプラ法によるCWモードのドプラ波形の収集用の超音波送受信を実行可能な超音波プローブである。

【0015】

ここで、上述したように、超音波プローブ1には位置センサ4が取り付けられる。また

50

、上述したように、装置本体 10 の近傍の任意の位置に、トランスミッター 5 が配置される。位置センサ 4 及びトランスミッター 5 は、超音波プローブ 1 の位置情報（座標及び角度）を検出するための位置検出システムである。例えば、位置センサ 4 は、超音波プローブ 1 に取り付けられる磁気センサである。位置センサ 4 は、例えば、超音波プローブ 1 の本体の端部に取り付けられる。また、例えば、トランスミッター 5 は、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する装置である。

【 0 0 1 6 】

位置センサ 4 は、トランスミッター 5 によって形成された 3 次元の磁場の強度と傾きとを検出する。そして、位置センサ 4 は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッター 5 を原点とする空間における自装置の位置（座標及び角度）を算出し、算出した位置を装置本体 10 に送信する。ここで、位置センサ 4 は、自装置が位置する 3 次元の座標及び角度を、超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報として、装置本体 10 に送信する。

10

【 0 0 1 7 】

なお、本実施形態は、上記の位置検出システム以外のシステムにより、超音波プローブ 1 の位置情報を取得する場合であっても適用可能である。例えば、本実施形態は、ジャイロセンサや加速度センサ等を用いて、超音波プローブ 1 の位置情報を取得する場合であっても良い。

【 0 0 1 8 】

入力装置 3 は、後述するインターフェース部 19 を介して装置本体 10 と接続される。入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

20

【 0 0 1 9 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 10 において生成された各種画像データ等を表示したりする。

【 0 0 2 0 】

外部装置 6 は、後述するインターフェース部 19 及びネットワークを介して装置本体 10 と接続される装置である。例えば、外部装置 6 は、各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (Picture Archiving and Communication System) のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベースなどである。或いは、外部装置 6 は、例えば、X 線 C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置等、本実施形態に係る超音波診断装置以外の各種医用画像診断装置である。

30

【 0 0 2 1 】

本実施形態に係る装置本体 10 は、例えば、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) に則った画像フォーマットに統一された各種医用画像のデータを、インターフェース部 19 を介して外部装置 6 から取得することができる。例えば、装置本体 10 は、後述するインターフェース部 19 を介して、自装置で生成した超音波画像データの比較対象となるボリュームデータ (X 線 C T ボリュームデータや、M R I ボリュームデータ等) を、インターフェース部 19 を介して外部装置 6 から取得する。

40

【 0 0 2 2 】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。例えば、本実施形態に係る装置本体 10 は、2 次元の反射波データに基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。また、例えば、本実施形態に係る装置本体 10 は、3 次元の反射波データに基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。以下、3 次元の超音波画像データを「超音波ボリュームデータ」と記載する。

【 0 0 2 3 】

50

装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドブラ処理部 13 と、画像生成部 14 と、画像メモリ 15 と、画像処理部 16 と、内部記憶部 17 と、制御部 18 と、インターフェース部 19 とを有する。

【0024】

送受信部 11 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

10

【0025】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 18 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0026】

また、送受信部 11 は、プリアンプ、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器は、増幅された反射波信号を A/D 変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

20

【0027】

本実施形態に係る送受信部 11 は、被検体 P を 2 次元走査するために、超音波プローブ 1 から 2 次元の超音波ビームを送信させる。そして、本実施形態に係る送受信部 11 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、本実施形態に係る送受信部 11 は、被検体 P を 3 次元走査するために、超音波プローブ 1 から 3 次元の超音波ビームを送信させる。そして、本実施形態に係る送受信部 11 は、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

30

【0028】

ここで、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 が 1 次元超音波プローブであっても、上述した位置検出システムを用いて、3 次元の反射波データを生成することが可能である。例えば、操作者は、超音波プローブ 1 を被検体 P の体表に当接させた状態で、超音波プローブ 1 の位置及び角度を変更して、複数断面を 2 次元走査することで、被検体 P を 3 次元走査する。これにより、送受信部 11 は、複数断面の 2 次元の反射波データを生成する。例えば、後述する制御部 18 は、位置検出システムから得られた超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報から、複数断面の 2 次元の反射波データを 3 次元に配置することで、3 次元の反射波データを再構成することができる。

40

【0029】

なお、送受信部 11 からの出力信号の形態は、RF (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

【0030】

B モード処理部 12 は、送受信部 11 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を

50

生成する。

【0031】

ドブラ処理部13は、送受信部11から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ(ドブラデータ)を生成する。本実施形態の移動体は、血管内を流動する血液である。

【0032】

なお、本実施形態に係るBモード処理部12及びドブラ処理部13は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。

【0033】

画像生成部14は、Bモード処理部12及びドブラ処理部13が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成したドブラデータから移動体情報(血流情報や組織の移動情報)を表す平均速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像データを生成する。

【0034】

ここで、画像生成部14は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部14は、超音波プローブ1による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部14は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理(平滑化処理)や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理(エッジ強調処理)等を行なう。また、画像生成部14は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

【0035】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部14が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。

【0036】

更に、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した1走査線上のBモードデータの時系列データから、Mモード画像データを生成することが可能である。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成したドブラデータから、血流の速度情報を時系列に沿ってプロットしたドブラ波形を生成することが可能である。

【0037】

更に、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のBモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のドブラ画像データを生成する。3次元Bモードデータ及び3次元ドブラデータは、スキャンコンバート処理前のボリュームデータとなる。すなわち、画像生成部14は、「3次元のBモード画像データや3次元のドブラ画像データ」を「超音波ボリュームデータ」として生成する。

【0038】

更に、画像生成部14は、超音波ボリュームデータをモニタ2にて表示するための各種の2次元画像データを生成するために、超音波ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、断面再構成法(MPR: Multi Planer Reconstruction)を行なって超音波ボリュームデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成部14が行なうレンダリング処理としては

10

20

30

40

50

、超音波ボリュームデータに対して「Curved MPR」を行なう処理や、超音波ボリュームデータに対して「Maximum Intensity Projection」を行なう処理がある。また、画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するボリュームレンダリング（VR：Volume Rendering）処理がある。

【0039】

更に、画像生成部14は、他の医用画像診断装置が収集したボリュームデータに対しても、上記の各種レンダリング処理を行なうことができる。かかるボリュームデータは、X線CT装置により収集された3次元のX線CT画像データ（X線CTボリュームデータ）や、MRI装置により収集された3次元のMRI画像データ（MRIボリュームデータ）である。一例として、画像生成部14は、後述する取得部161が取得した情報に基づいて、現時点で生成した2次元の超音波画像データの走査断面に対応する断面を用いたMPR処理により、X線CTボリュームデータから2次元のX線CT画像データを生成する。

10

【0040】

画像メモリ15は、画像生成部14が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ15は、Bモード処理部12やドプラ処理部13が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ15が記憶するBモードデータやドプラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部14を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0041】

画像処理部16は、本実施形態において、ドプラ波形の収集を支援するために、装置本体10に設置される。画像処理部16は、図1に示すように、取得部161と、抽出部162と、算出部163と、ガイド画像生成部164とを有する。

20

【0042】

取得部161は、3次元の医用画像データであるボリュームデータにおいて、超音波プローブ1の走査断面に対応する断面の位置を特定する対応関係を取得する。上記のボリュームデータは、超音波診断装置以外の他種の医用画像診断装置により撮影されたボリュームデータであり、例えば、X線CTボリュームデータである。

【0043】

取得部161により取得される対応関係は、従来、「同時表示機能」に用いられている。「同時表示機能」は、超音波プローブ1の移動により変更される走査断面の2次元超音波画像データと、当該2次元超音波画像データと位置合わせされたX線CTボリュームデータの2次元X線CT画像データとを、モニタ2の画面にリアルタイムで同時に表示する機能である。図2及び図3は、取得部を説明するための図である。

30

【0044】

取得部161は、図2に示すように、超音波プローブ1に取り付けた位置センサ4及びトランスミッター5で構成される位置検出システムから、超音波プローブ1の実空間における3次元位置情報（座標及び角度）を取得する。

【0045】

「同時表示機能」を行なう場合、超音波プローブ1の3軸（X、Y、Z）と、X線CTボリュームデータ100（図2を参照）の3軸との軸合わせが行われる。例えば、操作者は、位置センサ4が取り付けられた超音波プローブ1を、被検体Pに対して垂直に当接し、セットボタンを押下する。取得部161は、セットボタンが押下された時点で取得した超音波プローブ1の3次元位置情報から、実空間での垂直方向で定まる直行3軸をセットする。

40

【0046】

次に、操作者は、図2に示すように、X線CTボリュームデータ100のMPR画像データ101aに描出された特徴部分と同一の特徴部分が描出される超音波画像データ200が表示されるように、超音波プローブ1を移動させて、再度セットボタンを押下する。また、操作者は、MPR画像データ101aの特徴部分と、超音波画像データ200の特徴部分とを、例えば、マウスにより指定する。特徴部分としては、例えば、血管や、剣状

50

突起などが用いられる。

【0047】

取得部161は、セットボタンが再度押下された時点で取得した超音波プローブ1の3次元位置情報と、X線CTボリュームデータ100における特徴部分の位置情報と、超音波画像データ200における特徴部分の位置情報とから、実空間における「任意の走査断面」の位置と、「任意の走査断面」の超音波走査で生成された超音波画像データにおける位置と、X線CTボリュームデータ100における「任意の走査断面」に対応する断面の位置との対応関係を取得する。

【0048】

かかる対応関係を用いて、例えば、制御部18は、X線CTボリュームデータ100で、走査断面に対応する断面を特定し、画像生成部14は、制御部18が特定した断面を用いてX線CTボリュームデータ100からMPR画像データを生成することができる。これにより、モニタ2は、移動された走査断面の超音波画像データ200Aと同一断面のMPR画像データ101Aとを同時に表示する。

10

【0049】

ここで、上記の対応関係は、「任意の走査断面」の超音波走査で生成された超音波画像データの座標を、X線CTボリュームデータ100の座標に変換することができる。また、上記の対応関係は、X線CTボリュームデータ100の任意の位置の座標を、超音波画像データの座標に変換することができる。

【0050】

20

図1に戻って、抽出部162は、ボリュームデータに含まれる血管領域を抽出する。例えば、抽出部162は、血液に対応するCT値を有するボクセルを抽出して、X線CTボリュームデータ100に含まれる血管領域を抽出する。なお、本実施形態は、ボリュームデータに含まれる血管領域を、操作者が血管の位置を手動で設定して抽出する場合であっても良い。

【0051】

本実施形態において、取得部161が取得した対応関係と、抽出部162が抽出する血管領域とを用いて、算出部163及びガイド画像生成部164が行なう処理については、後に詳述する。

【0052】

30

内部記憶部17は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見等)や、診断プロトコルや各種ポディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部17は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像データの保管等にも使用される。

【0053】

更に、内部記憶部17は、外部装置6から転送された各種医用画像の保管にも使用される。具体的には、内部記憶部17は、後述するインターフェース部19を経由して、外部装置6から転送されたDICOM規格のボリュームデータを記憶する。本実施形態では、内部記憶部17は、ドプラ波形が収集される被検体Pの血管を含むボリュームデータ(例えば、X線CTボリュームデータやMRIボリュームデータ)を記憶する。

40

【0054】

制御部18は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部18は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部17から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部11、Bモード処理部12、ドプラ処理部13、画像生成部14、画像処理部16の処理を制御する。また、制御部18は、画像メモリ15や内部記憶部17が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ2にて表示するように制御する。また、制御部18は、画像処理部16の処理結果をモニタ2にて表示するように制御する。

【0055】

インターフェース部19は、入力装置3、ネットワーク及び外部装置6に対するインタ

50

ーフェースである。入力装置 3 が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部 19 により、制御部 18 に転送される。また、入力装置 3 が操作者から受け付けた画像データの転送要求は、インターフェース部 19 により、ネットワークを介して外部装置 6 に通知される。また、外部装置 6 が転送した画像データは、インターフェース部 19 により、内部記憶部 17 に格納される。

【0056】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、本実施形態に係る超音波診断装置は、ドプラ情報に基づく血流速度情報を示すドプラ波形の収集を行なう。

【0057】

従来、ドプラ波形の収集を行なう場合、操作者は、Bモード、又は、カラードプラモードで、ドプラ波形の収集を行ないたい観察部位の血管が描出される走査断面を探索する。そして、操作者は、2次元超音波画像データ(2次元Bモード画像データ、又は、2次元カラードプラ画像データ)を参照して、ドプラ波形収集用の走査断面(血流情報収集用の走査断面)を決定する。以下では、血流速度情報の収集用に超音波プローブ1で走査される走査断面を「収集断面」と記載する。

【0058】

そして、操作者は、収集断面において、ドプラ波形の収集を行なう範囲を配置する。以下では、収集断面で、血流情報収集用に配置される範囲を「収集範囲」と記載する。PWモードでは、操作者は、収集断面の2次元超音波画像データに描出された血管の走行に合 20 わせて、血管内の観察部位に収集範囲であるサンプリングゲートを配置する。PWモードでは、サンプリングゲート内の血流速度情報を示すドプラ波形が表示される。

【0059】

また、CWモードでは、操作者は、収集断面の2次元超音波画像データに描出された観察部位を含む血管を通るように、ライン状のサンプリングマーカを配置する。CWモードでは、サンプリングマーカと同一位置に設定された走査線上の全ての血流速度情報を示すドプラ波形が表示される。図4は、PWモードのドプラ波形収集で、従来行なわれている設定の一例を示す図である。

【0060】

図4の右図は、モニタ2に表示された収集断面のBモード画像データである。具体的には、図4の右図は、観察対象の血管が長軸断面で描出されている収集断面のBモード画像データである。操作者は、Bモード画像データにて血管の長軸断面内にサンプリングゲートを配置する(図4の右図に示す平行2重線を参照)。そして、操作者は、又は、制御部 18 は、サンプリングゲートを通過する走査線であり、収集断面内で走査可能な走査線の位置に、ラインマーカを配置する(図4の右図に示す点線を参照)。ここで、ドプラ情報で得られる血流速度情報は、血管の走行方向の血流速度情報ではなく、ラインマーカ上の走査線方向の血流速度情報である。ここで、血流方向(血管の走行方向)と、走査線方向との角度を「 $\theta$ 」とする。ドプラ処理部13は、ドプラ情報から得られた血流速度情報を「 $1/\cos\theta$ 」で角度補正することで、血管の走行方向の血流速度情報を求める。

【0061】

操作者は、サンプリングゲート及びラインマーカを配置するとともに、角度補正を行なうための「 $\theta$ 」をドプラ処理部13に通知するために、血管の走行方向に平行となる角度マーカを、サンプリングゲート内に配置する(図4の右図の平行2重線を斜めに横切る2つの線分を参照)。なお、角度マーカの向きは、操作者により調整可能である。ドプラ処理部13は、ラインマーカと角度マーカとの角度から「 $\theta$ 」を求め、角度補正を行なう。

【0062】

サンプリングゲート及びラインマーカの位置情報は、ドプラ情報をサンプリングする収集範囲を定義する位置情報となる。また、角度補正用の情報である角度マーカの位置情報も、収集範囲を定義する位置情報として含めることができる。

【0063】

10

20

30

40

50

そして、操作者は、サンプリングゲート及びラインマーカの配置と、角度マーカの調整とが完了した後、PWモードでのドブラ波形の収集開始要求を、入力装置3を介して入力する。これにより、ドブラ波形の収集が開始され、モニタ2は、図4の左図に示すように、ドブラ波形を表示する。

【0064】

なお、CWモードでは、PWモードのラインマーカに対応するサンプリングマーカ及び角度マーカが配置される。CWモードでは、血管を通るサンプリングマーカの位置情報が、ドブラ情報をサンプリングする収集範囲を定義する位置情報となる。また、CWモードでは、角度補正用の情報である角度マーカの位置情報も、収集範囲を定義する位置情報として含めることができる。

10

【0065】

操作者は、ドブラ情報を得るために、2次元超音波画像データを参照しながら、超音波プローブ1の当接位置及び当接角度を最適な位置及び角度に調整して、収集範囲を配置する必要がある。ここで、超音波プローブ1の最適な当接位置及び最適な当接角度とは、例えば、「 $\theta$ 」が最小となる位置及び角度である。血管の走行方向と、走査線方向との角度「 $\theta$ 」が「0度」に近いほど、「 $1/\cos\theta$ 」が「1」に近づき、血流速度情報の角度補正による誤差が少なくなる。一方、血管の走行方向と、走査線方向との角度「 $\theta$ 」が大きくなるほど、「 $1/\cos\theta$ 」が小さくなり、血流速度情報の角度補正による誤差が大きくなる。

【0066】

20

しかし、操作者は、2次元超音波画像データを参照しても3次元空間における血管の走行を把握することが困難である。このため、操作者にとって、血管の走行方向と、走査線方向との角度ができるだけ小さくなるように収集範囲を配置することは、困難な操作となる。また、観察対象の血管が長軸断面で描出されていると操作者が判断した場合であっても、画像データが2次元であることから、参照している断面が実際には長軸断面からずれている場合がある。この場合、角度マーカは、血管の走行方向と平行とならないため、「 $\theta$ 」に誤差が生じ、血流速度情報を正確に求めることが出来ない。

【0067】

そこで、本実施形態では、最適な血流速度情報を表示するため操作者が行なう操作を容易にするために、算出部163及びガイド画像生成部164は、取得部161が取得した対応関係と、抽出部162が抽出する血管領域とを用いて、以下の処理を行なう。なお、以下では、PWモードで行なわれる処理を中心に説明する。なお、以下の処理が開始される前に、取得部161は、ポリウムデータ（例えば、X線CTポリウムデータ100）の対応関係を取得している。

30

【0068】

算出部163は、収集範囲及び収集断面のポリウムデータ（他種ポリウムデータ）における位置情報を、当該ポリウムデータに含まれる血管の走行方向に基づいて算出する。具体的には、算出部163は、収集される血流速度情報の誤差が許容範囲内となる収集範囲及び収集断面のポリウムデータ（他種ポリウムデータ）における位置情報を、当該ポリウムデータに含まれる血管の走行方向に基づいて算出する。すなわち、算出部163は、ドブラ波形を収集するための収集範囲と、収集範囲が配置される収集断面との位置情報を、実空間ではなく、血管領域を抽出可能な他種ポリウムデータの仮想空間において算出する。

40

【0069】

そして、ガイド画像生成部164は、対応関係及び位置情報を用いて、収集範囲が配置された収集断面が走査される位置まで超音波プローブ1を操作者が移動するためのガイド画像データを生成する。具体的には、ガイド画像生成部164は、ポリウムデータ（他種ポリウムデータ）から生成された2次元画像データを用いる。この2次元画像データは、例えば、X線CTポリウムデータ100のVR画像データである。VR画像データは、画像生成部14が生成する場合であっても、ガイド画像生成部164が生成する場合

50

であっても良い。そして、ガイド画像生成部 164 は、この 2 次元画像データに、超音波プローブ 1 の現時点での走査断面を示すマーカを対応関係に基づく位置に重畳し、収集範囲及び収集断面を示すマーカを位置情報に基づく位置に重畳する。これにより、ガイド画像生成部 164 は、ガイド画像データを生成する。ガイド画像データは、操作者が超音波プローブ 1 の移動操作を行なうための、ナビゲーション用の画像となる。

#### 【0070】

まず、算出部 163 は、ボリュームデータにおいて、超音波プローブ 1 が走査可能な 3 次元走査範囲に対応する 3 次元範囲を取得する。ここで、3 次元走査範囲は、操作者が被検体 P の体表に当接した超音波プローブ 1 を可能な範囲で移動させることで得られる。そして、算出部 163 は、3 次元走査範囲と、取得部 161 が取得済みの対応関係とから、3 次元範囲の位置を算出する。図 5 は、3 次元範囲の取得処理の一例を示す図である。

10

#### 【0071】

例えば、心臓の超音波走査は、肋間に超音波プローブ 1 を当接した状態で行なわれる。すなわち、超音波プローブ 1 は、必ずしも、任意の当接位置及び当接角度で観察部位を含む断面を走査することが出来ない。そこで、例えば、操作者は、被検体 P の体表に超音波プローブ 1 を当接した状態で、図 5 の左図に示すように、超音波プローブ 1 を走査可能な範囲で移動することで、3 次元走査範囲を設定する。取得部 161 は、3 次元走査範囲の実空間における位置情報を、位置センサ 4 から取得し、算出部 163 に通知する。そして、算出部 163 は、3 次元走査範囲の実空間における位置情報と、対応関係とから、図 5 の右図に示すように、X 線 CT ボリュームデータ 100 において、3 次元走査範囲に対応する 3 次元範囲 300 の位置を算出する。3 次元範囲 300 は、収集範囲及び収集断面を X 線 CT ボリュームデータ 100 において、探索する範囲となる。3 次元範囲 300 に限定することで、最適なドプラ波形を収集可能な収集範囲及び収集断面の位置情報算出処理に要する負荷は、軽減される。

20

#### 【0072】

ただし、3 次元範囲 300 の位置は、対応関係を用いずに算出される場合であっても良い。かかる場合、算出部 163 は、X 線 CT ボリュームデータ 100 の被検体 P の体表が位置する情報を用いて、3 次元範囲の位置を算出する。図 6 は、3 次元範囲の取得処理の別の一例を示す図である。例えば、算出部 163 は、空気に対応する CT 値を用いて、図 6 に示すように、X 線 CT ボリュームデータ 100 における被検体 P の体表 400 の位置を算出する。体表 400 は、超音波プローブ 1 が当接可能な範囲である。例えば、算出部 163 は、体表 400 の X 線 CT ボリュームデータ 100 における位置と、超音波プローブ 1 が 2 次元走査する断面の形状及び大きさに基づいて、3 次元範囲 300 の位置を算出する。

30

#### 【0073】

なお、例えば、算出部 163 は、骨に対応する CT 値を用いて、X 線 CT ボリュームデータ 100 における被検体 P の骨領域の位置を算出し、骨領域の位置を更に用いて、3 次元範囲 300 の位置を算出しても良い。或いは、算出部 163 は、操作者が指定した体表 400 の一部範囲の位置を更に用いて、3 次元範囲 300 の位置を算出しても良い。

#### 【0074】

操作者は、3 次元走査範囲の走査を終えた後、超音波プローブ 1 が 3 次元走査範囲内の断面を走査している状態で、入力装置 3 を用いてナビゲーション開始要求を入力する。これにより、算出部 163 及びガイド画像生成部 164 は、以下に説明するナビゲーション処理を開始する。図 7 ~ 図 13 は、算出部及びガイド画像生成部が行なうナビゲーション処理を説明するための図である。

40

#### 【0075】

図 7 の右図は、現時点の走査断面の B モード画像データである。また、図 7 の左図は、上述した X 線 CT ボリュームデータ 100 から生成された VR 画像データ 101 である。算出部 163 は、現時点の走査断面の位置情報を取得部 161 から取得し、取得した位置情報と対応関係とを用いて、X 線 CT ボリュームデータ 100 において現時点の走査断面

50

に対応する断面（以下、対応走査断面と記載する）の位置を算出する。ガイド画像生成部 164 は、図 7 に示すように、VR 画像データ 101 において、算出部 163 が算出した位置に対応走査断面に該当する枠 500 を重畳する。また、画像生成部 14 は、図 7 に示すように、現時点の走査断面の B モード画像データに、現時点の走査断面に対応する枠 600 を重畳させる。例えば、枠 500 及び枠 600 は、黄色の実線で描画される。なお、VR 画像データ 101 には、血管が描出されている。

#### 【0076】

そして、入力装置 3 は、ボリュームデータにおいて、操作者から観察部位の指定を受け付ける。例えば、操作者は、図 8 の左図に示すように、VR 画像データ 101 の血管内にマウスのカーソルを移動して、クリックする。VR 画像データ 101 は、3 次元情報を有する X 線 CT ボリュームデータ 100 から生成された画像であるため、算出部 163 は、操作者が観察部位として指定した位置の 3 次元位置を算出可能である。

#### 【0077】

そこで、算出部 163 は、図 9 に示すように、VR 画像データ 101 で指定された観察部位の X 線 CT ボリュームデータ 100 における 3 次元位置を算出する。そして、抽出部 162 は、図 9 に示すように、観察部位の 3 次元位置に位置する血管領域 501 を、CT 値を用いて抽出する。なお、本実施形態は、抽出部 162 が血管領域 501 から血管壁を抽出しても良い。また、本実施形態は、抽出部 162 が予め X 線 CT ボリュームデータ 100 の血管領域（又は、血管壁）を全て抽出しておいても良い。

#### 【0078】

そして、算出部 163 は、血管領域 501 を用いて観察部位における血管の走行方向を算出する。例えば、算出部 163 は、図 9 に示すように、観察部位における血管走行ベクトル 502 を算出する。図 9 では、血管走行ベクトル 502 を両矢印で示している。

#### 【0079】

そして、算出部 163 は、血管の走行方向（血管走行ベクトル 502）に沿う走査線の位置及び角度を X 線 CT ボリュームデータ 100 において算出する。血管の走行方向（血管走行ベクトル 502）に沿う走査線は、観察部位で収集される血流速度情報の誤差が最小となる最適走査線となる。観察部位で収集される血流速度情報の誤差が最小となる最適走査線の位置及び角度は、観察部位を通り、血管の走行方向と方向が一致する走査線の位置及び角度である。算出部 163 は、X 線 CT ボリュームデータ 100 において最適走査線の位置及び角度を算出する。そして、算出部 163 は、算出した位置及び角度で定まる線を最適走査線に対応する最適ラインとして設定する。そして、算出部 163 は、最適ラインを用いて、収集範囲及び収集断面の位置情報を算出する。

#### 【0080】

具体的には、算出部 163 は、図 10 に示すように、観察部位を通り血管走行ベクトル 502 に一致する線を、最適ライン 503 として配置する。換言すると、算出部 163 は、血管走行ベクトル 502（血管領域を用いて算出した観察部位における血管の走行方向）に対して平行に、最適ライン 503 を配置する。最適ライン 503 と血管走行ベクトル 502 との角度は「0 度」となり、仮に、最適ライン 503 に対応する走査線で収集される血流速度情報の誤差は、最小となる。換言すると、最適ライン 503 は、X 線 CT ボリュームデータ 100 において、最適なラインマーカに対応するマーカとなる。そして、算出部 163 は、図 10 に示すように、最適ライン 503 に垂直に、観察部位を含む 2 重線 504 を配置する。2 重線 504 は、X 線 CT ボリュームデータ 100 において、最適なサンプリングゲートに対応するマーカとなる。最適ライン 503 及び 2 重線 504 は、PW モードにより観察部位のドブラ波形を収集するための最適収集範囲となる。

#### 【0081】

そして、算出部 163 は、図 10 に示すように、観察部位を通り、かつ、観察部位における血管の走行方向に沿った走行ライン 505 を配置する。換言すると、算出部 163 は、2 重線 504 に垂直に、走行ライン 505 を配置する。走行ライン 505 は、X 線 CT ボリュームデータ 100 において、高精度に角度補正を行なえる最適な角度マーカに対応

10

20

30

40

50

するマーカとなる。

【0082】

そして、算出部163は、収集範囲及び収集断面を探索するために、上述した3次元範囲300内で観察部位の位置を固定した状態で最適ライン503を移動する。なお、PWモードであることから、算出部163は、最適ライン503及び2重線504との相対的位置関係を維持した状態で、最適ライン503を移動する。また、算出部163は、走行ライン505については、移動を行なわない。

【0083】

そして、算出部163は、移動した最適ライン503を走査可能な走査断面であり、移動した最適ライン503と血管走行ベクトル502との角度が最小となる位置を探索する。算出部163は、上記の探索条件で探索を行なって、位置情報を算出する。これにより、算出部163は、図11に示すように、上記の探索条件を満たす「ライン506及び2重線507」の位置を、収集範囲の位置として算出する。また、算出部163は、図11に示すように、上記の探索条件を満たす「枠508」の位置を、収集断面の位置として算出する。これにより、算出部163は、位置情報を算出する。なお、図11に示すように、走行ライン505の位置は、保持されている。

【0084】

そして、ガイド画像生成部164は、図8の左図に示す「VR画像データ101及び枠500」に、「ライン506及び2重線507」、「枠508」及び「走行ライン505」それぞれを示すマーカを重畳して、ガイド画像データを生成する。すなわち、ガイド画像生成部164は、図12の左図に示すように、枠508を示す点線枠509を重畳し、ライン506を示す点線510を重畳し、2重線507を示す2重線511を重畳し、走行ライン505を示すライン512を角度補正用の角度マーカとして重畳する。なお、ガイド画像生成部164は、黄色の実線で示す枠500と差別化を行なうため、点線枠509を緑色で描画する。そして、ガイド画像データは、制御部18の制御により、モニタ2に表示される。

【0085】

すなわち、点線枠509は、収集断面を示すマーカとなる。また、点線510及び2重線511は、収集範囲を示すマーカとなる。操作者は、図12の左図に示すガイド画像データを参照して、超音波プローブ1の移動を開始する。超音波プローブ1が移動されると、図12の右図のBモード画像データが更新されるとともに、対応関係に基づいて、枠500の位置も移動する。操作者は、移動する枠500を参照して、枠500が点線枠509と一致するように、超音波プローブ1を移動する。

【0086】

更に、制御部18は、ガイド画像データとともに、収集断面が走査される位置まで超音波プローブ1を操作者が移動するために必要となる情報をモニタ2に表示させても良い。例えば、ガイド画像生成部164は、撮影部位に対応する3次元ボディーマークを内部記憶部17から取得する。そして、例えば、ガイド画像生成部164は、図13に示すように、3次元ボディーマーク上において、2つのプローブモード図を配置する。ガイド画像生成部164は、一方のプローブモード図を、ナビゲーション開始要求時の超音波プローブ1の位置に対応する位置に配置し、他方のプローブモード図を、収集断面走査時の超音波プローブ1の位置に対応する位置に配置する。そして、例えば、ガイド画像生成部164は、図13に示すように、収集断面が走査される位置の操作として、平行移動を示す矢印と、回転移動を示す矢印とを配置する。そして、制御部18は、図13に示す画像データをモニタ2に表示させる。

【0087】

なお、ガイド画像生成部164は、枠500の位置に、Bモード画像データを重畳したガイド画像データを生成表示しても良い。また、本実施形態は、ガイド画像データに用いられるX線CTボリュームデータ100の2次元画像データが、MPR画像データであっても良い。かかる場合、操作者は、複数のMPR画像データを用いた複数のガイド画像デ

10

20

30

40

50

ータをサムネール表示させたり、動画表示させたりしても良い。また、本実施形態は、ガイド画像データを参照した操作者が、収集範囲及び収集断面の位置を調整しても良い。

【0088】

そして、制御部18は、収集断面が走査される位置まで操作者が超音波プローブ1を移動した場合、収集断面が走査されている旨を操作者に報知する情報を出力させる。また、収集断面が走査される位置まで操作者が超音波プローブ1を移動した場合、制御部18は、収集断面の超音波画像データに収集範囲を重畳表示させる。図14は、ナビゲーション完了時の表示形式を説明するための図である。

【0089】

超音波プローブ1による走査断面が、点線枠509に対応する位置となった場合、すなわち、枠500が点線枠509と重なった場合、ガイド画像生成部164は、図14に示すように、枠500を削除し、緑色の点線枠509を、緑色の実線の枠509'に変更する。これにより、操作者は、収集断面が走査されていることを認識できる。なお、同時に、ガイド画像生成部164又は画像生成部14は、図14に示すように、黄色の枠600を、緑色の枠600'に変更しても良い。これによっても、操作者は、収集断面が走査されていることを認識できる。

【0090】

また、枠500が点線枠509と重なった場合、ガイド画像生成部164又は画像生成部14は、図14に示すように、収集断面のBモード画像データに、「ガイド画像データにおける収集範囲のマーカーである点線510及び2重線511」に対応する「ラインマーカー及びサンプリングゲート」を重畳する。更に、ガイド画像生成部164又は画像生成部14は、図14に示すように、「ガイド画像データにおける角度補正用のマーカーであるライン512」に対応する「角度マーカー」を重畳する。なお、本実施形態は、収集断面のBモード画像データに重畳された「ラインマーカー及びサンプリングゲート」を、操作者が調整しても良い。かかる場合、ガイド画像データにおける各マーカーの位置を連動して移動しても良い。

【0091】

そして、制御部18は、収集範囲での血流速度情報(ドブラ波形)の収集を開始させる。なお、ドブラ波形収集時には、ドブラ処理部13は、Bモード画像データに重畳された角度マーカーとラインマーカーとの角度を用いない。ドブラ処理部13は、走行ライン505とライン506との角度を角度補正用の「 」として用いる。

【0092】

ドブラ波形の表示形式は、操作者により選択される場合であっても良いし、初期設定されている場合であっても良い。以下、図15~図18を用いて、本実施形態で実行可能なドブラ波形の表示形式について説明する。図15~図18は、本実施形態に係るドブラ波形の表示形式を説明するための図である。

【0093】

図15に示す表示形式は、図14に示すナビゲーション完了時の表示形式に更にドブラ波形を表示させるものである。図15では、モニタ2において、ガイド画像データと、Bモード画像データが並列表示され、ガイド画像データ及びBモード画像データの下に、ドブラ波形が表示される。

【0094】

図16に示す表示形式は、図15に示す表示形式と比較して、VR画像データ101を用いたガイド画像データの代わりに、収集断面を含む断面でX線CTボリュームデータ100を切断したMPR画像データに、収集断面に対応するマーカー、収集範囲に対応するマーカー及び角度マーカーに対応するマーカーを重畳した画像データを表示させるものである。

【0095】

図17に示す表示形式は、ガイド画像データの表示領域に、ドブラ波形を表示させて、ドブラ波形とBモード画像データとを並列表示させるものである。図18に示す表示形式は、図17の表示形式で表示されていたBモード画像データの一部に、カラードプラモー

10

20

30

40

50

ドのカラードプラ画像データを重畳させるものである。なお、本実施形態は、更に、3次元ボディマークを表示する表示形式が行なわれても良い。

【0096】

なお、上記では、PWモードにおいて行なわれるナビゲーションについて説明した。一方、CWモードでナビゲーションが行なわれる場合、例えば、3次元範囲300内で、最適ライン503を移動して、図11に示すライン506を収集範囲とする点以外、上記の方法が適用可能である。

【0097】

次に、図19を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図19は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。なお、図19では、PWモードを行なうための収集範囲及び収集断面の位置情報算出用の他種ボリュームデータの対応関係を取得した後の処理について説明する。

10

【0098】

図19に示すように、本実施形態に係る制御部18は、操作者からナビゲーション開始要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS101)。ここで、ナビゲーション開始要求を受け付けない場合(ステップS101否定)、制御部18は、ナビゲーション開始要求を受け付けるまで待機する。

【0099】

一方、ナビゲーション開始要求を受け付けた場合(ステップS101肯定)、制御部18の指示に基づくガイド画像生成部164の処理により、ボリュームデータのVR画像データに、現時点の走査断面のマーカを重畳表示する(ステップS102、図7を参照)。そして、算出部163は、VR画像データにおいて、観察部位の指定を受け付けたか否かを判定する(ステップS103)。ここで、観察部位の指定を受け付けない場合(ステップS103否定)、算出部163は、観察部位の指定を受け付けるまで待機する。

20

【0100】

一方、観察部位の指定を受け付けた場合(ステップS103肯定)、算出部163は、指定された観察部位のボリュームデータにおける位置を算出し、観察部位における血管の走行方向を算出する(ステップS104、図9を参照)。そして、算出部163は、ボリュームデータにおける最適ラインの位置を算出する(ステップS105、図10を参照)。そして、算出部163は、最適ラインに2重線(サンプリングゲートに対応)及び走行ライン(角度マーカに対応)を配置する(ステップS106、図10を参照)。

30

【0101】

そして、算出部163は、走行ラインの位置は保持したまま、観察部位を中心に2重線及び最適ラインを3次元範囲内で移動して、移動した最適ラインを走査可能な走査断面であり、移動した最適ラインと血管走行方向との角度が最小となる収集範囲及び収集断面を探索する(ステップS107、図11を参照)。そして、算出部163は、探索した収集範囲及び収集断面の位置情報を算出する(ステップS108)。

【0102】

そして、ガイド画像生成部164は、対応関係と位置情報とを用いてガイド画像データを生成し、モニタ2は、ガイド画像データを表示する(ステップS109、図12を参照)。操作者は、ガイド画像データを参照して、超音波プローブ1の移動を開始する。

40

【0103】

そして、制御部18は、走査断面が収集断面と一致したか否かを判定する(ステップS110)。ここで、走査断面が収集断面と一致していない場合(ステップS110否定)、制御部18の制御により、新たな走査断面のガイド画像データの生成表示がステップS109で行なわれる。

【0104】

一方、制御部18は、走査断面が収集断面と一致した場合(ステップS110肯定)、制御部18は、収集断面が走査されている旨を通知する(ステップS111、図14を参照)。そして、制御部18は、収集断面の超音波画像データに、ラインマーカ、サンプリ

50

ングゲート及び角度マーカを重畳表示させる（ステップS 1 1 2）。

【0105】

そして、制御部18は、ドブラ波形の収集及び表示を開始させ（ステップS 1 1 3）、ナビゲーション処理を終了する。

【0106】

上述してきたように、本実施形態では、血管領域を抽出可能なボリュームデータを用いて算出して観察部位の血管走行方向を用いて、3次元範囲内で最適な収集範囲及び収集断面の位置情報を算出し、ガイド画像データの生成表示を行なう。従って、本実施形態では、最適な血流速度情報を表示するため操作者が行なう操作を容易にすることができる。

【0107】

なお、上記の実施形態では、走査可能な3次元領域として設定された3次元走査範囲に対応するボリュームデータの3次元範囲内で、最適な探索条件により、1セットの収集範囲及び収集断面を探索する場合について説明した。しかし、収集断面は、あくまでも、ボリュームデータの仮想空間で探索された断面である。このため、操作者が実空間の収集断面を走査しようとしても、収集断面を走査できない場合や、実空間の収集断面を走査されても、Bモード画像データに骨等に起因する陰影が発生する場合がある。

【0108】

かかる場合に対応するため、本実施形態は、以下に説明する第1変形例を行なっても良い。第1変形例では、算出部163は、3次元範囲内で移動した最適ラインと観察部位における血管の走行方向との角度が所定値以下となる位置を探索する。例えば、所定値は、「60度」である。

【0109】

そして、算出部163は、候補収集範囲及び候補走査断面の候補セットを複数求めて、複数の候補位置情報を算出する。ここで、制御部18は、例えば、角度が小さい順に複数の候補位置情報の順位を決定する。図20は、第1変形例を説明するための図である。

【0110】

例えば、制御部18は、図20の(A)に示すように、所定値「 $TH = 60$ 度」である場合、「角度：45度」の候補位置情報を第1候補とし、「角度：48度」の候補位置情報を第2候補とし、「角度：50度」の候補位置情報を第3候補とする。

【0111】

そして、制御部18は、複数の候補位置情報の中で所定順位の候補位置情報に基づくガイド画像データの変更要求を操作者から受け付けた場合、所定順位の次の順位の候補位置情報に基づくガイド画像データを表示させる。例えば、第1候補の収集断面で適切なBモード画像が表示されなかった場合、操作者は、入力装置3が有する「Next」ボタンを押下する。かかる場合、制御部18は、第1候補の位置情報に基づくガイド画像データを表示させる。なお、制御部18は、候補の順位が下がったことを通知するため、第2候補のガイド画像データに重畳されるマーカの色を、第1候補のガイド画像データに重畳されるマーカの色から変更させても良い。

【0112】

ここで、制御部18は、角度の値を用いる方法以外の方法で、順位付けを行なっても良い。例えば、制御部18は、角度が最小となる候補位置情報を第1位とし、当該第1位の候補位置情報からの移動操作が少ない順に、残余の候補位置情報の順位を決定する。或いは、例えば、制御部18は、現時点での超音波プローブ1の位置からの移動操作が少ない順に複数の候補位置情報の順位を決定する。

【0113】

また、所定値を用いて1つの候補セットしか抽出されていない場合がある。かかる状態で、この候補セットの候補位置情報に基づくガイド画像データの変更要求を操作者から受け付けた場合、算出部163は、所定値を大きくした値以下となる候補セットの位置を再度探索する。例えば、図20の(B)に示すように、「 $TH = 60$ 度」であり、「角度：45度」の第1候補しか探索されてない場合、算出部は、「 $TH = 65$ 度」に変更

10

20

30

40

50

する。これにより、算出部 163 は、例えば、図 20 の (B) に示すように、「角度：61 度」の位置情報が得られる候補収集範囲及び候補走査断面の候補セットを第 2 候補とする。そして、制御部 18 は、「角度：61 度」の位置情報に基づくガイド画像データを表示させる。

#### 【0114】

なお、本実施形態は、所定値を用いて候補セットが探索されなかった場合に、所定値を大きくした値以下となる候補セットの位置を再度探索しても良い。或いは、本実施形態は、所定値を用いて候補セットが探索されなかった場合は、観察部位を走査可能な新たな 3 次元走査範囲の設定を要求する旨を操作者に通知しても良い。

#### 【0115】

また、上記の実施形態では、X 線 CT ボリュームデータや MRI ボリュームデータ等、血管領域を抽出可能な他種ボリュームデータを用いる場合について説明した。しかし、本実施形態は、超音波送受信により撮影され血流が存在する領域が抽出可能なボリュームデータが用いられる場合であっても良い。この第 2 変形例では、かかるボリュームデータは、カラーフローマッピング (CFM: Color Flow Mapping) 法で 3 次元走査して得られるカラードプラボリュームデータや、パワーボリュームデータが用いられる。

#### 【0116】

例えば、操作者は、図 5 の左図に示す 3 次元走査範囲を設定する際に、カラードプラモードで走査を行なう。例えば、制御部 18 は、取得部 161 が位置センサ 4 から取得した超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報から、複数断面それぞれの 2 次元反射波データを 3 次元反射波データに再構成し、ドブラ処理部 13 に送信する。図 21 は、第 2 変形例を説明するための図である。

#### 【0117】

これにより、画像生成部 14 は、例えば、図 21 に示すように、パワーボリュームデータ 700 を生成する。抽出部 162 は、パワー値に応じた輝度値が割り当てられたボクセルを抽出することで、図 21 に示すように、血流領域 710 を抽出する。血流領域 710 は、血管の走行方向を算出可能である。なお、第 2 変形例では、超音波プローブ 1 による走査断面の位置と、パワーボリュームデータ 700 の位置との対応関係は、位置センサ 4 から取得される超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報のみで取得することができる。

#### 【0118】

また、画像処理部 16 が行なうナビゲーション処理は、M モード撮影に適用可能である。例えば、M モードは、走査線上の心臓弁や心筋の運動情報を得るために行なわれる。図 22 は、第 3 変形例を説明するための図である。例えば、第 3 変形例は、図 22 に示すように、M モード用サンプリングラインを最適な位置及び角度で配置する場合に適用される。この第 3 変形例では、M モード用サンプリングラインが最適な位置及び角度となる条件は、例えば、正常な心臓弁が移動する方向や、正常な心筋が移動する方向を、心臓ボリュームデータの VR 画像データ上で、操作者が指定することで設定可能である。

#### 【0119】

なお、上記の実施形態、第 1 変形例、第 2 変形例及び第 3 変形例において説明した各処理のうち、自動的に行なわれるものとして説明した処理の全部または一部を手動的に行なうこともでき、或いは、手動的に行なわれるものとして説明した処理の全部または一部を公知の方法で自動的に行なうこともできる。この他、上記文書中や図面中で示した処理手順、制御手順、具体的名称、各種のデータやパラメータを含む情報については、特記する場合を除いて任意に変更することができる。

#### 【0120】

また、上記の説明で図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPU 及び当該 C

10

20

30

40

50

PUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0121】

また、上記の実施形態、第1変形例、第2変形例及び第3変形例で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。このプログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、このプログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

10

【0122】

以上、説明したとおり、実施形態、第1変形例、第2変形例及び第3変形例によれば、最適な血流速度情報を表示するため操作者が行なう操作を容易にすることができる。

【0123】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

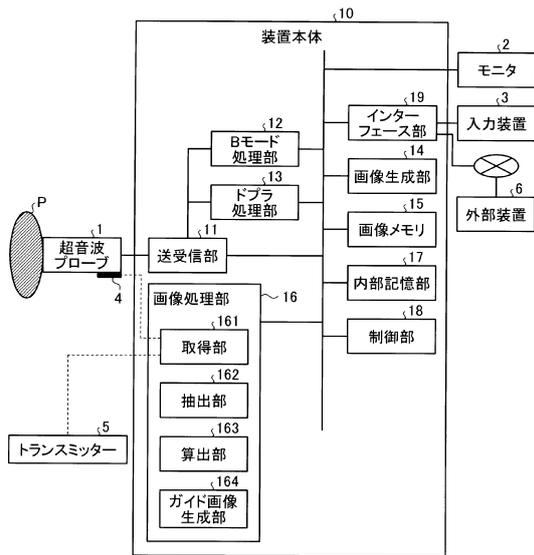
20

【符号の説明】

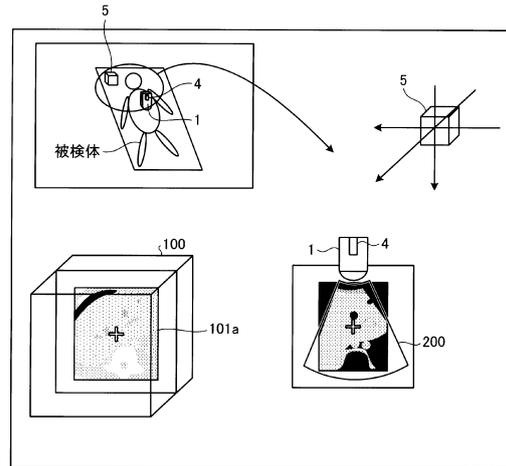
【0124】

- 16 画像処理部
- 161 取得部
- 162 抽出部
- 163 算出部
- 164 ガイド画像生成部

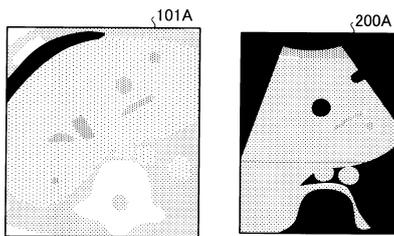
【図1】



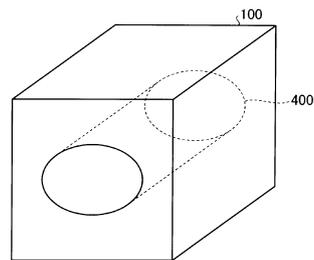
【図2】



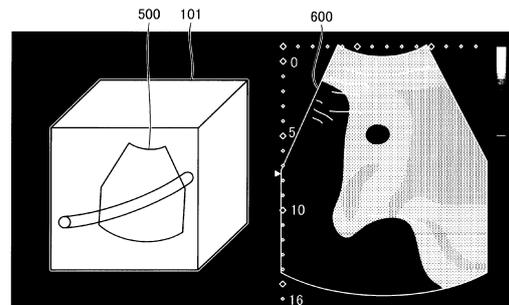
【図3】



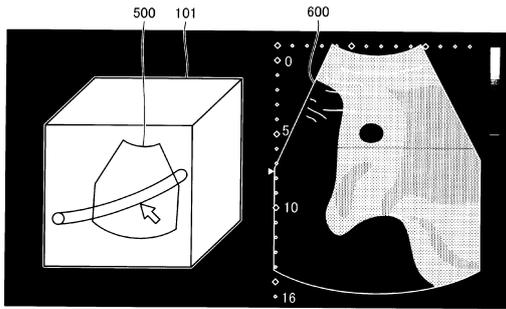
【図6】



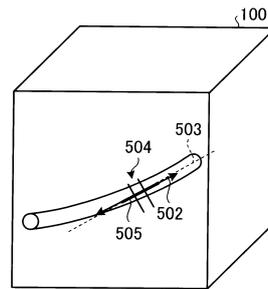
【図7】



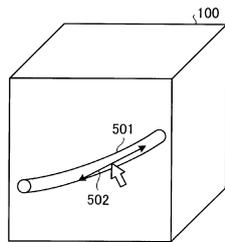
【図 8】



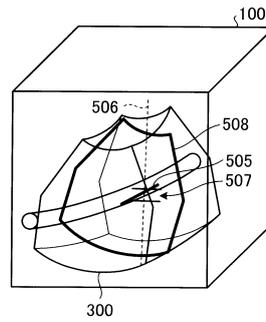
【図 10】



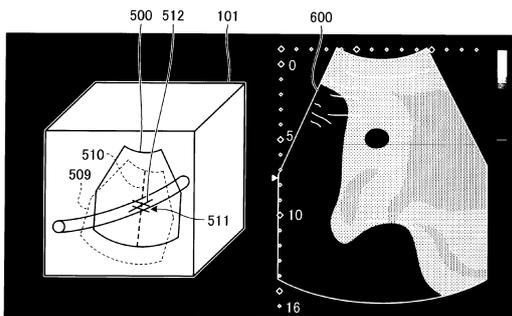
【図 9】



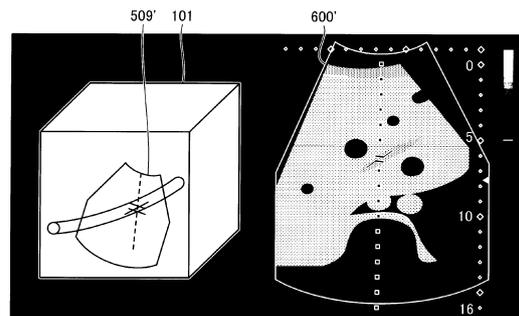
【図 11】



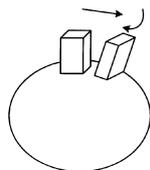
【図 12】



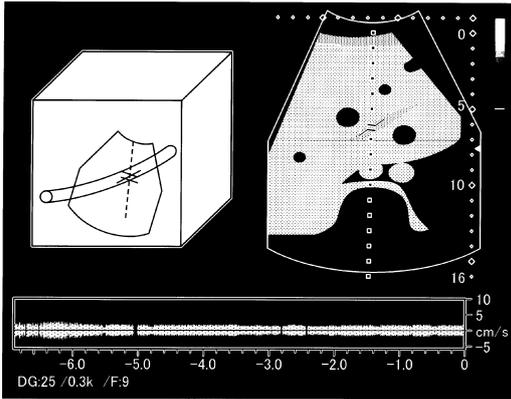
【図 14】



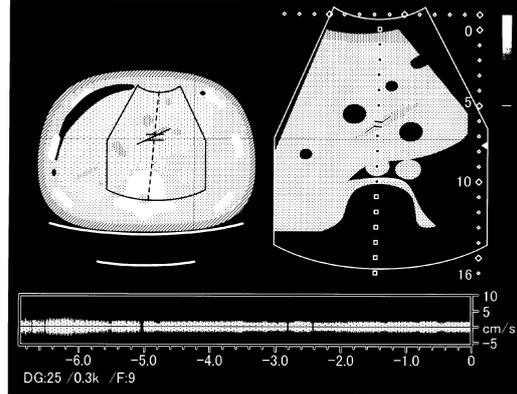
【図 13】



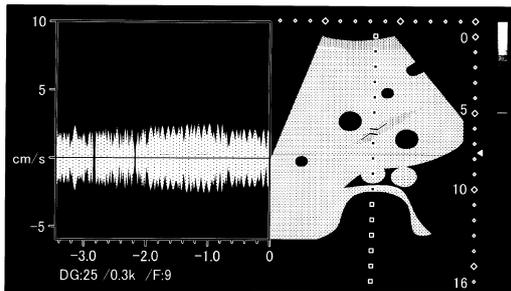
【図15】



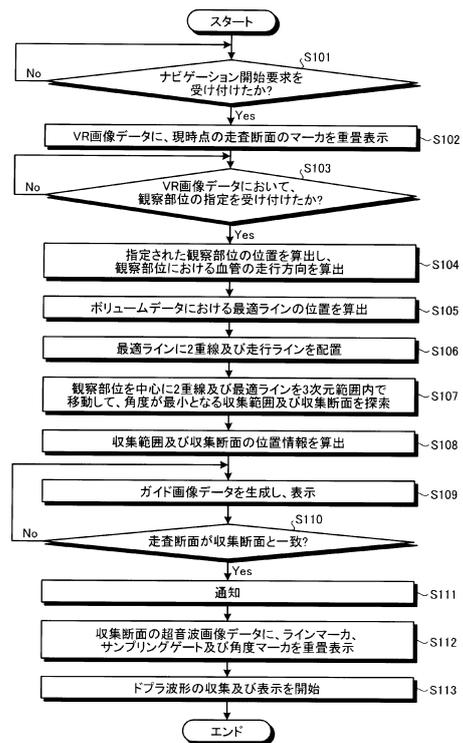
【図16】



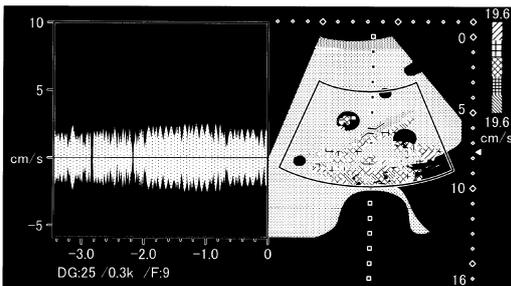
【図17】



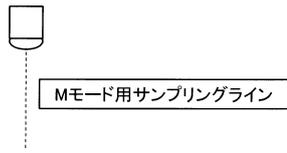
【図19】



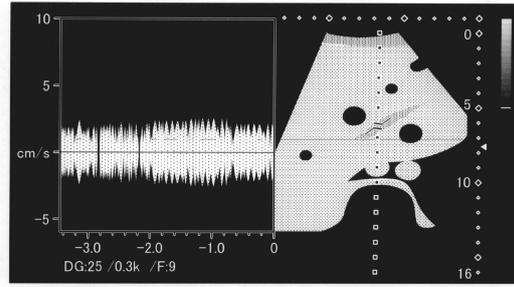
【図18】



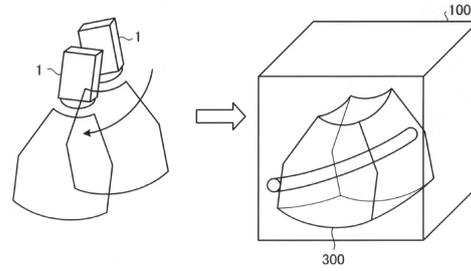
【図22】



【図4】



【図5】



【図20】

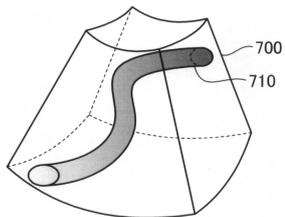
(A)  $TH \theta = 60$ 度

第1候補	45度
第2候補	48度
第3候補	50度
⋮	⋮

(B)  $TH \theta = 60$ 度       $TH \theta' = 65$ 度

第1候補	45度
第2候補	61度

【図21】



---

フロントページの続き

(72)発明者 栗田 康一郎

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 五十嵐 悠

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2001-190552(JP,A)

特開2001-128975(JP,A)

特開2005-095279(JP,A)

特開2005-124712(JP,A)

特開2007-050019(JP,A)

特開2008-055101(JP,A)

特開2008-220662(JP,A)

特開2010-201049(JP,A)

国際公開第2006/059668(WO,A1)

米国特許出願公開第2012/0078106(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06