

(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2014-207979

(P2014-207979A)

(43) 公開日 平成26年11月6日(2014.11.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2014-60749 (P2014-60749)
(22) 出願日 平成26年3月24日 (2014. 3. 24)
(31) 優先権主張番号 特願2013-59793 (P2013-59793)
(32) 優先日 平成25年3月22日 (2013. 3. 22)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 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
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 松永 智史
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 貞光 和俊
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

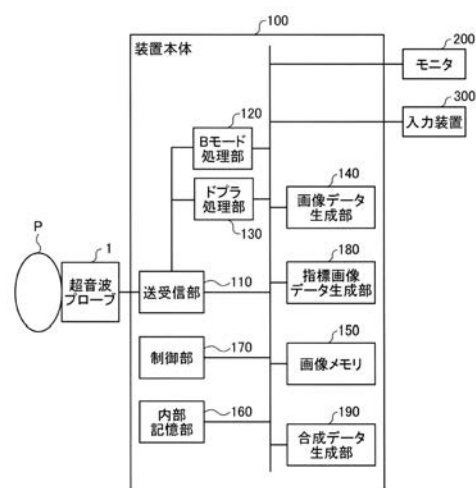
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断の精度を向上させること。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置は、指標画像データ生成部と、制御部とを備える。指標画像データ生成部は、被検体の血管領域の少なくとも一部を含む3次元領域を示すボリュームデータに基づいて生成された血管の走行方向を示す走行情報と、超音波プローブから送信された超音波による走査位置を示す情報と、の相対的な位置関係を示す指標画像データを生成する。制御部は、前記指標画像データを表示部に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の血管領域の少なくとも一部を含む 3 次元領域を示すボリュームデータに基づいて生成された血管の走行方向を示す走行情報と、超音波プローブから送信された超音波による走査位置を示す情報と、の相対的な位置関係を示す指標画像データを生成する指標画像データ生成部と、

前記指標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】

前記超音波プローブから送信された超音波による走査によって前記ボリュームデータを生成する画像データ生成部を備え、

前記指標画像データ生成部は、前記画像データ生成部によって順次生成される前記ボリュームデータに基づいて、3 次元空間における血管の走行方向を示す走行情報を順次生成し、生成した走行情報と、前記走査位置を示す情報との相対的な位置関係を示す指標画像データを順次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】

前記超音波プローブの位置情報を取得する位置センサーを更に備え、

前記指標画像データ生成部は、前記超音波プローブの位置情報に基づいて、走査中の超音波画像データと位置合わせされた、過去に取得されたボリュームデータから 3 次元空間における血管の走行方向を示す走行情報を生成し、生成した走行情報と、前記走査位置を示す情報との相対的な位置関係を示す指標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 4】

前記指標画像データ生成部は、前記走行情報及び前記走査位置を示す情報に基づいて、前記超音波プローブから送信された超音波による走査位置と前記走行方向とがなす角度を略垂直に補正するための支援情報を更に含んだ指標画像データを生成することを特徴とする請求項 1～3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記指標画像データ生成部は、前記走行情報及び前記走査位置を示す情報に基づいて、前記超音波プローブから送信された超音波による走査位置と前記走行方向とが略垂直な角度をなす場合に、血流情報の取得が可能である旨の通知を行うことを特徴とする請求項 1～4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記表示部が有する表示領域の一部に前記指標画像データを表示することを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記走査位置を示す情報には、複数の 2 次元の走査面のうち、略中央に位置付けられる走査面である代表走査面を示す情報、及び、当該代表走査面内に送信される複数の超音波ビームのうち前記超音波プローブの略中心から送信される超音波ビームを示す情報の少なくとも一方が含まれることを特徴とする請求項 1～6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記走査位置を示す情報には、前記超音波プローブの位置を模式的に示した情報が更に含まれることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

血流情報の取得位置と血管との位置関係を表す血流データを生成する血流データ生成部を更に備え、

前記制御部は、前記血流データを表示部に表示することを特徴とする請求項 1～8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記血流データ生成部は、模式的に表現された略円筒状の血管内に、略円形状又は略楕円形状の仕切りをそれぞれ位置付けて表現することで、前記血流データを生成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】

前記血流データ生成部は、各測定位置における血流速度の値に応じて、各測定位置に対応する前記略円形状又は略楕円形状の仕切りを色付けした前記血流データを生成することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記制御部は、測定位置の選択を受け付けると、選択された測定位置に対応付けられている血流データを前記表示部に表示することを特徴とする請求項 9～11 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 13】

被検体の血管領域の少なくとも一部を含む 3 次元領域を示すボリュームデータに基づいて生成された血管の走行方向を示す走行情報と、超音波プローブから送信された超音波による走査位置を示す情報と、の相対的な位置関係を示す指標画像データを生成する指標画像データ生成手順と、

前記指標画像データを表示部に表示させる制御手順と

をコンピュータに実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

血管の狭窄診断に超音波診断装置が用いられる場合がある。例えば、超音波診断装置は、カラードプラモードやパルスドプラモードによって血流情報を取得する。この血流情報の一つである血流速度は、速くなったり遅くなったりを定期的に繰り返しており、医師等は、例えば、取得した血流速度の最大値及び最小値の比率を基準値と比較することで、血管の狭窄が生じているかを診断する。

【0003】

30

また、診断の精度を上げるためには、正確な血流情報を取得すること必要がある。正確な血流情報を取得するには、例えば、超音波プローブから送信された超音波ビームの送信方向と血管の走行方向とがなす角度を θ （度）が操作者の意図するものであることが望ましい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2009-28083 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、超音波診断の精度を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、指標画像データ生成部と、制御部とを備える。指標画像データ生成部は、被検体の血管領域の少なくとも一部を含む 3 次元領域を示すボリュームデータに基づいて生成された血管の走行方向を示す走行情報と、超音波プローブから送信された超音波による走査位置を示す情報と、の相対的な位置関係を示す指標画像データを生成する。制御部は、前記指標画像データを表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

50

【0007】

【図1】図1は、第1の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2】図2は、血管の走行方向と、超音波による走査位置との位置関係を示す図である。

【図3】図3は、血管の走行方向と、超音波による走査位置との位置関係を示す図である。

【図4】図4は、指標画像データ生成部が生成する指標画像データの一例を示す図である。

【図5】図5は、指標画像データ生成部が生成する指標画像データの一例を示す図である。

【図6】図6は、指標画像データ生成部が生成する指標画像データの一例を示す図である。

【図7】図7は、指標画像データ生成部が生成する指標画像データの一例を示す図である。

【図8】図8は、制御部によってモニタに表示される指標画像データの一例を示す図である。

【図9】図9は、制御部を介してモニタに表示される合成データの一例を示す図である。

【図10】図10は、第1の実施形態に係る指標画像データ生成部による処理手順を示すフローチャートである。

【図11】図11は、第1の実施形態に係る合成データ生成部による処理手順を示すフローチャートである。

【図12】図12は、支援情報を更に含んだ指標画像データの一例を示す図である。

【図13】図13は、傾ける角度に応じて支援情報を変化させた指標画像データの一例を示す図である。

【図14】図14は、略垂直な角度をなす場合に、血流情報の取得を開始することが可能である旨の通知を含んだ指標画像データの一例を示す図である。

【図15】図15は、指標画像データの変形例の一例を示す図である。

【図16】図16は、その他の実施形態に係る画像処理装置を含んだ医用画像処理システムの構成を示す図である。

【図17】図17は、超音波画像の撮影時における全体処理の手順を示すフローチャートである。

【図18】図18は、その他の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。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及びその制御プログラムを説明する。

【0009】

(第1の実施形態)

まず、第1の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、第1の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、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、装置本体100と、モニタ200と、入力装置300とを有する。

【0010】

超音波プローブ1は、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100が有する送受信部110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が有する複数の圧電振動子は、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クリング材等を有する。なお、超音

10

20

30

40

50

波プローブ 1 は、装置本体 100 と着脱自在に接続される。なお、本実施形態では、超音波プローブ 1 が 2 次元上に配列された複数の圧電振動子を有するプローブ（2D アレイプローブ）である場合について説明する。

【0011】

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。

10

【0012】

例えば、第 1 の実施形態において、超音波プローブ 1 は、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカル 4D プローブや 2D アレイプローブである。

【0013】

入力装置 300 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する。入力装置 300 は、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 100 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【0014】

モニタ 200 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 300 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 100 において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

20

【0015】

装置本体 100 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。図 1 に示す装置本体 100 は、2 次元の反射波信号に基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能であり、3 次元の反射波信号に基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能である。

【0016】

装置本体 100 は、図 1 に例示するように、送受信部 110 と、B モード処理部 120 と、ドプラ処理部 130 と、画像データ生成部 140 と、画像メモリ 150 と、内部記憶部 160 と、制御部 170 と、指標画像データ生成部 180 と、合成データ生成部 190 とを有する。

30

【0017】

送受信部 110 は、後述する制御部 170 の指示に基づいて、超音波送受信を制御する。送受信部 110 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。

40

【0018】

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。また、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、超音波送信の深さ方向における集束点（送信フォーカス）の位置を制御する。

【0019】

なお、送受信部 110 は、後述する制御部 170 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

50

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りニ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。

【0020】

また、送受信部110は、アンプ回路、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延回路、加算器、直交検波回路等を有し、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。アンプ回路は、反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間を与えられた反射波信号の加算処理を行う。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る。そして、直交検波回路は、加算器の出力信号をベースバンド帯域の同相信号 (I 信号、I : In-phase) と直交信号 (Q 信号、Q : Quadrature-phase) とに変換する。そして、直交検波回路は、I 信号及びQ 信号 (以下、I Q 信号と記載する) を反射波データとして図示しないフレームバッファに格納する。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、RF (Radio Frequency) 信号に変換した上で、図示しないフレームバッファに格納してもよい。

10

【0021】

送受信部110は、被検体Pを2次元走査する場合、超音波プローブ1から2次元の超音波を送信させる。そして、送受信部110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、送受信部110は、被検体Pを3次元走査する場合、超音波プローブ1から3次元の超音波を送信させる。そして、送受信部110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。

20

【0022】

Bモード処理部120及びドプラ処理部130は、送受信部110が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行なう信号処理部である。Bモード処理部120は、送受信部110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) を生成する。また、ドプラ処理部130は、送受信部110から受信した反射波データを周波数解析することでドプラシフトを検出し、その検出結果に基づいて生体内における移動体の情報 (ドプラデータ) を生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や心壁等の組織、造影剤である。ドプラ処理部130は、例えば、生体内における単数又は複数の計測位置に対応するドプラシフトの検出結果に基づく波形画像を表示する機能 (パルスドプラモード) と、生体内における所定領域内の複数の計測位置に対応するドプラシフトの検出結果に基づくカラー画像を表示する機能 (カラードプラモード) とを備える。Bモード処理部120やドプラ処理部130は、上述したフレームバッファを介して反射波データを取得する。

30

【0023】

なお、図1に例示するBモード処理部120及びドプラ処理部130は、2次元空間内の複数位置に対応する反射波データ及び3次元空間内の複数位置に対応する反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Bモード処理部120は、2次元空間内の複数位置に対応する反射波データから2次元空間内の複数位置に対応するBモードデータを生成し、3次元空間内の複数位置に対応する反射波データから3次元空間内の複数位置に対応するBモードデータを生成する。また、ドプラ処理部130は、2次元空間内の複数位置に対応する反射波データから2次元空間内の複数位置に対応するドプラデータを生成し、3次元空間内の複数位置に対応する反射波データから3次元空間内の複数位置に対応するドプラデータを生成する。

40

【0024】

画像データ生成部140は、Bモード処理部120及びドプラ処理部130が生成したデータから超音波画像データを生成する。画像データ生成部140は、Bモード処理部120が生成した2次元空間内の複数位置に対応するBモードデータから表示用の2次元B

50

モード画像データを生成する。また、画像データ生成部140は、ドブラ処理部130が生成した2次元空間内の複数位置に対応するドブラデータから表示用の2次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0025】

ここで、画像データ生成部140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、画像データ生成部140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、画像データ生成部140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、画像データ生成部140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。

【0026】

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、画像データ生成部140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。画像データ生成部140は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データから、表示用の2次元超音波画像データを生成する。

【0027】

更に、画像データ生成部140は、Bモード処理部120が生成した3次元空間内の複数位置に対応するBモードデータに対して座標変換を行なうことで、表示用の3次元Bモード画像データを生成する。また、画像データ生成部140は、ドブラ処理部130が生成した3次元空間内の複数位置に対応するドブラデータに対して座標変換を行なうことで、表示用の3次元ドブラ画像データを生成する。なお、「3次元Bモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ（ボリュームデータ）」と呼ぶ。

【0028】

更に、画像データ生成部140は、ボリュームデータをモニタ200にて表示するための2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対して各種レンダリング処理を行なう。画像データ生成部140が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法（MPR：Multi Planar Reconstruction）を行なって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、画像データ生成部140が行なうレンダリング処理としては、例えば、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。

【0029】

画像メモリ150は、画像データ生成部140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150は、Bモード処理部120やドブラ処理部130が生成したデータを記憶することも可能である。このドブラ処理部130が生成したデータには、血流情報が含まれる。画像メモリ150が記憶するBモードデータやドブラデータは、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、画像データ生成部140を経由して表示用の超音波画像データとなる。また、画像メモリ150は、血管上の走査位置とこの走査位置における血流情報とが対応付けられた情報を記憶する。走査位置には、血流情報を取得した際における、血管の走行方向に対する走査線の角度の情報が含まれていても良い。また、画像メモリ150は、画像データ生成部140が生成したボリュームデータを記憶する。また、画像メモリ150は、送受信部110が出力した反射波データを記憶することも可能である。

【0030】

内部記憶部160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ボディ

10

20

30

40

50

ーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部160は、必要に応じて、画像メモリ150が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部160が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ転送することができる。また、内部記憶部160は、外部装置から図示しないインターフェースを経由して転送されたデータを記憶することも可能である。

【0031】

制御部170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170は、入力装置300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160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110、Bモード処理部120、ドプラ処理部130及び画像データ生成部140の処理を制御する。また、制御部170は、画像メモリ150や内部記憶部160が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ200にて表示するように制御する。また、制御部170は、モニタ200が有する領域の一部に後述する指標画像データ生成部180によって生成された指標画像データを表示させる。また、制御部170は、後述する合成データ生成部190によって生成された合成データをモニタ200に表示させる。

10

【0032】

指標画像データ生成部180は、被検体の血管領域の少なくとも一部を含む3次元領域を示すボリュームデータに基づいて生成された血管の走行方向を示す走行情報と、超音波プローブ1から送信された超音波による走査位置を示す情報との相対的な位置関係を示す指標画像データを生成する。なお、指標画像データ生成部180については、後に詳述する。

20

【0033】

合成データ生成部190（血流情報データ生成部とも言う）は、血流情報の取得位置と血管との位置関係を表す合成データ（血流情報データとも言う）を生成する。なお、合成データ生成部190については、後に詳述する。

【0034】

なお、装置本体100に内蔵される送受信部110等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。

【0035】

次に、図2及び図3は、血管の走行方向と、超音波による走査位置との位置関係を示す図である。なお、以下では、説明の便宜上、互いに直交するX軸、Y軸、及びZ軸で定義される3次元空間を用いて、血管の走行方向と、超音波による走査位置との位置関係を説明する。具体的には、注目領域における血管の芯線を、X軸と定義する。この場合、X軸方向は、血管の走行方向であって血管の長軸方向に一致する方向となる。また、Y軸方向は、血管の走行方向に直交する方向であって血管の短軸方向に一致する方向となる。

30

【0036】

ここで、「超音波による走査位置」は、2次元の走査面全体を指す場合と1本の超音波ビームを指す場合とがある。以下では、超音波プローブ1から3次元の超音波ビームが送信される場合を想定し、複数の2次元の走査面のうち、略中央に位置付けられる走査面を「代表走査面」と表記する。また、代表走査面内に送信される複数の超音波ビームのうち、超音波プローブ1の略中心から送信される超音波ビームを「中心ビーム」と表記する。

40

【0037】

まず、図2の(A)に示す例では、超音波プローブ1は、血管に対して短軸像を走査するように位置付けられている。一般的に、血管の狭窄を診断する精度を上げるためには、正確な血流情報を取得することが望ましい。超音波診断装置は、血管の走行方向と直交する断面で、血管の短軸断面に対応する断面内に超音波の中心ビームを送信すると、正確な短軸像を描出する。超音波診断装置は、この状態で超音波ビームの送信方向を血管の走行方向の成分を含むように変えることで正確な血流情報を取得可能である。つまり、血管の走行方向と直交する断面で、血管の短軸方向に対応する断面内に超音波の中心ビームを送

50

信する場合、例えば血管の走行方向に対する超音波ビームの送信方向の角度を既知のものとしてとることができるので、血流情報を取得するのに望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていると言える。なお、以下では、血管の走行方向と直交する断面で、血管の短軸方向に対応する断面を、「短軸像走査時の垂直面」や、単に「垂直面」等と表記する。

【0038】

図2の(B)は、短軸像走査時の走査面の傾きを説明する図である。図2の(B)に示す例では、超音波プローブ1から送信された超音波による走査位置は、代表走査面2c及び中心ビーム2dを指す。例えば、血管の短軸像を走査する場合、図2の(B)に示すように、超音波は、代表走査面2cと、短軸像走査時の垂直面とが重なり合うように送信されることが望ましい。

10

【0039】

しかしながら、操作者が操作する超音波プローブ1は、望ましい位置に超音波を送信するようには位置付けられない場合がある。例えば、図2の(A)に示す超音波プローブ1が両矢印2aの方向に傾けて位置付けられた場合、代表走査面2cは、図2の(B)に示す両矢印2eの方向に傾くので、代表走査面2cと垂直面とは重なり合わずに交差する位置関係になってしまう。また、例えば、図2の(A)に示す超音波プローブ1が両矢印2bの方向に傾けて位置付けられた場合、代表走査面2cは、図2の(B)に示す両矢印2fの方向に傾くので、同じく、代表走査面2cと垂直面とは重なり合わずに交差する位置関係になってしまう。

20

【0040】

このため、医師等の操作者は、血管の短軸像を走査する場合、超音波プローブ1を動かしながらモニタ200に表示された超音波画像を目視することで、代表走査面が血管の走行方向と直交するように超音波プローブ1を位置付けているかどうかを確認する。図2の(C)は、血管の短軸像の一例を示す。超音波プローブ1が垂直面に超音波を送信している場合、図2の(C)に示すように、短軸像を走査しているときの血管2iは真円状となる。なお、超音波プローブ1が垂直面に超音波を送信していない場合、短軸像を走査しているときの血管は楕円状となる。そこで、例えば、操作者は、超音波画像に描出された血管が真円状となっているか否かを目視により確認する。

【0041】

なお、例えば、図2の(A)に示す超音波プローブ1が両矢印2gの方向に傾けて位置付けられた場合、代表走査面2cが、図2の(B)に示す両矢印2hの方向に傾く結果、代表走査面2c内の中心ビーム2dは、X軸を通らなくなってしまう。血流情報の取得には大きな影響がないと考えられるが、このような場合は、短軸像内に描出される血管が、超音波画像内において中心から外れた位置に表示されるおそれがある。

30

【0042】

続いて、図3の(A)に示す例では、超音波プローブ1は、血管に対して長軸像を走査するように位置付けられている。超音波診断装置は、血管の走行方向と直交する断面で、血管の長軸断面に対応する断面内に超音波の中心ビームを送信すると、正確な長軸像を描出する。超音波診断装置は、この状態で超音波ビームの送信方向を血管の走行方向の成分を含むように変えることで正確な血流情報を取得可能である。つまり、血管の走行方向と直交する断面で、血管の長軸方向に対応する断面内に超音波の中心ビームを送信する場合、例えば血管の走行方向に対する超音波ビームの送信方向の角度を既知のものとしてとることができるので、血流情報を取得するのに望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていると言える。なお、以下では、血管の走行方向と直交する断面で、血管の長軸方向に対応する断面を、「長軸像走査時の垂直面」や、単に「垂直面」等と表記する。

40

【0043】

図3の(B)は、長軸像走査時の走査面の傾きを説明する図である。図3の(B)に示す例では、超音波プローブ1から送信された超音波による走査位置は、代表走査面3d及び中心ビーム3eを指す。例えば、血管の長軸像を走査する場合、図3の(B)に示すよ

50

うに、超音波は、代表走査面 3 d と、長軸像走査時の垂直面とが重なり合うように送信されることが望ましい。また、その中心ビーム 3 e が、X 軸と直交する方向に送信されることが望ましい。

【0044】

しかしながら、操作者が操作する超音波プローブ 1 は、望ましい位置に超音波を送信するには位置付けられない場合がある。例えば、図 3 の (A) に示す超音波プローブ 1 が両矢印 3 a の方向に傾けて位置付けられた場合、代表走査面 3 d は、図 3 の (B) に示す両矢印 3 f の方向に傾く。この場合、中心ビーム 3 e は、X 軸と直交する方向には送信されない。

【0045】

また、例えば、図 3 の (A) に示す超音波プローブ 1 が両矢印 3 b の方向に傾けて位置付けられた場合、代表走査面 3 d は、図 3 の (B) に示す両矢印 3 g の方向に傾くので、代表走査面 3 d と垂直面とは重なり合わずに交差する位置関係になってしまう。また、例えば、図 3 の (A) に示す超音波プローブ 1 が両矢印 3 c の方向に傾けて位置付けられた場合、代表走査面 3 d は、図 3 の (B) に示す両矢印 3 h の方向に傾くので、代表走査面 3 d と垂直面とは重なり合わずに交差する位置関係になってしまう。

【0046】

長軸像を走査しているときの血管は、望ましい位置に超音波を送信している、していないに関わらず長方形状となる。このため、操作者は、超音波プローブ 1 を動かしながらモニタ 200 に表示された超音波画像を目視することで、超音波を望ましい位置に送信しているかどうかを確認することは困難である。このようなことから、操作者は、血管の長軸像を走査する場合、まず、短軸像を走査する位置に超音波プローブ 1 を位置付け、短軸像に描出された血管が真円状となっているか否かを目視により確認した後、超音波プローブ 1 を 90 度回転させることで、長軸像を走査することがある。図 3 の (C) は、長軸像の一例を示す。図 3 の (C) に示すように、長軸像を走査しているときの血管 3 i は長方形状となる。

【0047】

ここで、上述したように、操作者は、血管の短軸像を走査する場合、超音波プローブ 1 を動かしながらモニタ 200 に表示された超音波画像を目視することで、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ 1 を位置付けているかどうかを確認する。すなわち、この判断は、操作者の主観に基づく。このため、操作者が、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ 1 が位置付けられていると判断した場合であっても、実際には垂直面内に超音波を送信できていない場合がある。このような場合、超音波診断装置は、この状態で超音波ビームの送信方向を変えても正確な血流情報を取得することができない。また、上述したように、操作者は、血管の長軸像を走査する場合、短軸像を走査するときの位置から超音波プローブ 1 を 90 度回転させることで血管の長軸像を走査する。この場合も同様に、操作者は、主観に基づいて超音波プローブ 1 を位置付けるので、垂直面内且つ X 軸と直交する方向に超音波を送信できていない場合がある。このような場合も、超音波診断装置は、この状態で超音波ビームの送信方向を変えても正確な血流情報を取得することができない。そこで、第 1 の実施形態では、超音波画像を表示するとともに、血管の走行方向を示す走行情報と、超音波プローブから送信された超音波による走査位置を示す情報と、を含んだ指標画像を表示する。

【0048】

以下では、指標画像データ生成部 180 の動作について詳細に説明する。指標画像データ生成部 180 は、超音波の 3 次元走査によって取得されたボリュームデータに基づいて、3 次元空間における血管の走行方向を示す走行情報を生成し、生成した走行情報と、走査位置を示す情報とを含んだ指標画像データを生成する。

【0049】

例えば、指標画像データ生成部 180 は、画像メモリ 150 からボリュームデータを取得する。そして、指標画像データ生成部 180 は、ボリュームデータから血管領域を抽出

10

20

30

40

50

し、血管の走行方向を算出する。そして、指標画像データ生成部180は、模式的に示した血管に、超音波プローブ1から送信される超音波による走査位置を示す情報と血管の走行方向とを重畳した指標画像データを生成する。なお、走査位置を示す情報は、中心ビームを示す矢印或いは代表走査面を示す直線又は矩形で表される。また、操作者は、中心ビームや代表走査面を指す走査位置を超音波プローブ1の位置によっても判断可能である。このため、走査位置を示す情報には、超音波プローブ1の位置を示す情報として、模式的に示した超音波プローブが含まれる。また、超音波による走査位置を示す情報は、送受信部110において設定され、画像データ生成部140でこの情報が利用されているので、指標画像データ生成部180は、送受信部110若しくは画像データ生成部140からこの情報を取得する。

10

【0050】

続いて、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データについて説明する。ここでは、図4及び図5を用いて、短軸像を走査しているときの血流情報を取得する場合を説明し、図6及び図7を用いて、長軸像を走査しているときの血流情報を取得する場合を説明する。なお、図4から図7において方向を示す場合、図2及び図3において定義した3次元空間を用いるものとする。

【0051】

まず、血管の短軸像を走査時に血流情報を取得する際に、血管の走行方向と直交する面内に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられている場合について説明する。なお、かかる場合とは、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合である。図4は、指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。

20

【0052】

図4の(A)は、図2に例示した血管をX軸方向から見た場合に指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。図4の(A)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向4aと中心ビーム4bと模式的に示した超音波プローブ4dとを、模式的に示した血管4cに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図4の(A)に示す走行方向4aは、点として表示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図4の(A)に示すように、中心ビーム4bがX軸を通過し、模式的に示した超音波プローブ4dがY軸に対して垂直に位置付けられるものとなる。

30

【0053】

また、図4の(B)は、図2に例示した血管をZ軸方向から見た場合に指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。図4の(B)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向4eと模式的に示した超音波プローブ4fと代表走査面4gとを、模式的に示した血管4hに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図4の(B)に示す代表走査面4gは、直線として表示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図4の(B)に示すように、走行方向4eと模式的に示した超音波プローブ4fとが略直交し、走行方向4eと代表走査面4gとが略直交するものとなる。

40

【0054】

また、図4の(C)は、図2に例示した血管をY軸方向から見た場合に指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。図4の(C)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向4iと中心ビーム4jと模式的に示した超音波プローブ4lとを、模式的に示した血管4kに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図4の(C)には、中心ビーム4jを示したが、代表走査面も中心ビーム4jと同様に示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図4の(C)に示すように、走行方向4iと中心ビーム(代表走査面)4jとが略直交するものとなり、模式的に示し

50

た超音波プローブがX軸に対して垂直に位置付けられるものとなる。

【0055】

続いて、血管の短軸像を走査時に血流情報を取得する際に、血管の走行方向と直交する面内に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられていない場合について説明する。なお、かかる場合とは、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていない場合である。図5は、指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。

【0056】

図5の(A)は、図2の(A)に例示した超音波プローブ1が2g方向に傾けられた場合をX軸方向から見た指標画像データの一例を示す図である。図5の(A)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向5aと中心ビーム5bと模式的に示した超音波プローブ5dとを、模式的に示した血管5cに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図5の(A)に示す走行方向5aは、点として表示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていない場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図5の(A)に示すように、中心ビーム5bがX軸を通過せず、模式的に示した超音波プローブ5dがY軸に対して垂直に位置付けられないものとなる。これにより操作者は、X軸方向から見た指標画像データにおいて、中心ビーム5bがX軸を通過しない場合或いは模式的に示した超音波プローブ5dがY軸に対して垂直に位置付けられない場合には、短軸像内に描出される血管が、超音波画像内において中心から外れた位置に表示されると判断できる。

【0057】

また、図5の(B)は、図2に例示した超音波プローブ1が2b方向に傾けられた場合をZ軸方向から見た指標画像データの一例を示す図である。図5の(B)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向5eと模式的に示した超音波プローブ5fと代表走査面5gとを、模式的に示した血管5hに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図5の(B)に示す代表走査面5gは、直線として表示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていない場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図5の(B)に示すように、走行方向5eと模式的に示した超音波プローブ5fとが直交せず、走行方向5eと代表走査面5gとが略直交しないものとなる。これにより操作者は、Z軸方向から見た指標画像データにおいて、走行方向と模式的に示した超音波プローブとが略直交しない場合或いは走行方向と代表走査面とが略直交しない場合には、望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていないと判断できる。

【0058】

また、図5の(C)は、図2に例示した超音波プローブ1が2a方向に傾けられた場合をY軸方向から見た指標画像データの一例を示す図である。図5の(C)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向5iと中心ビーム5jと模式的に示した超音波プローブ5lとを、模式的に示した血管5kに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図5の(C)には、中心ビーム5jを示したが、代表走査面も中心ビーム5jと同様に示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていない場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図5の(C)に示すように、走行方向5iと中心ビーム(代表走査面)5jとが直交しないものとなり、模式的に示した超音波プローブがX軸に対して垂直に位置付けられないものとなる。これにより操作者は、Y軸方向から見た指標画像データにおいて、走行方向と中心ビーム(又は代表走査面)とが略直交しない場合或いは模式的に示した超音波プローブがX軸に対して垂直に位置付けられない場合には、望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていないと判断できる。

【0059】

次に、血管の長軸像を走査時に血流情報を取得する際に、血管の短軸と直交する面内且つ血管の走行方向に直交する方向に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられている場合について説明する。なお、かかる場合とは、血流情報の取得を開始するに

は望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合である。図6は、指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。

【0060】

図6の(A)は、図3に例示した血管をX軸方向から見た場合に指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。図6の(A)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向6aと中心ビーム6bと模式的に示した超音波プローブ6dとを、模式的に示した血管6cに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図6の(A)に示す走行方向6aは、点として表示される。また、図6の(A)には、中心ビーム6bを示したが、代表走査面も中心ビーム6bと同様に示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図6の(A)に示すように、中心ビーム(代表走査面)6bがX軸を通過するものとなり、模式的に示した超音波プローブ6dがY軸に対して垂直に位置付けられるものとなる。

10

【0061】

また、図6の(B)は、図3に例示した血管をZ軸方向から見た場合に指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。図6の(B)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向6eと模式的に示した超音波プローブ6fと代表走査面6gとを、模式的に示した血管6hに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図6の(B)に示す代表走査面6gは、直線として表示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図6の(B)に示すように、走行方向6eと模式的に示した超音波プローブ6fとが重なり、走行方向6eと代表走査面6gとが重なるものとなる。

20

【0062】

また、図6の(C)は、図3に例示した血管をY軸方向から見た場合に指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。図6の(C)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向6iと中心ビーム6jと模式的に示した超音波プローブ6lとを、模式的に示した血管6kに重畳した指標画像データを生成する。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられている場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図6の(C)に示すように、走行方向6iと中心ビーム6jとが略直交するものとなり、模式的に示した超音波プローブがX軸に対して垂直に位置付けられるものとなる。

30

【0063】

続いて、血管の長軸像において血流情報を取得する際に、血管の短軸と直交する面内且つ血管の走行方向に直交する方向に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられていない場合について説明する。なお、かかる場合とは、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていない場合である。図7は、指標画像データ生成部180が生成する指標画像データの一例を示す図である。

【0064】

図7の(A)は、図3の(A)に例示した超音波プローブ1が3c方向に傾けられた場合をX軸方向から見た指標画像データの一例を示す図である。図7の(A)に示す例では、指標画像データ生成部180は、走行方向7aと中心ビーム7bと模式的に示した超音波プローブ7dとを、模式的に示した血管7cに重畳した指標画像データを生成する。ここで、図7の(A)に示す走行方向7aは、点として表示される。また、図7の(A)には、中心ビーム7bを示したが、代表走査面も中心ビーム7bと同様に示される。望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられていない場合、指標画像データ生成部180によって生成される指標画像データは、図7の(A)に示すように、中心ビーム(代表走査面)7bがX軸を通過しないものとなり、模式的に示した超音波プローブ7dがY軸に対して垂直に位置付けられないものとなる。これにより操作者は、X軸方向から見た指標画像データにおいて、中心ビーム或いは代表走査面がX軸を通過しない場合或いは模式的に示した超音波プローブがY軸に対して垂直に位置付けられない場合には、望ましい位置に

40

50

超音波プローブ 1 が位置付けられていないと判断できる。

【0065】

また、図 7 の (B) は、図 3 の (A) に例示した超音波プローブ 1 が 3 b 方向に傾けられた場合を Z 軸方向から見た指標画像データの一例を示す図である。図 7 の (B) に示す例では、指標画像データ生成部 180 は、走行方向 7 e と模式的に示した超音波プローブ 7 f と代表走査面 7 g とを、模式的に示した血管 7 h に重畳した指標画像データを生成する。ここで、図 7 の (B) に示す代表走査面 7 g は、直線として表示される。望ましい位置に超音波プローブ 1 が位置付けられていない場合、指標画像データ生成部 180 によって生成される指標画像データは、図 7 の (B) に示すように、走行方向 7 e と模式的に示した超音波プローブ 7 f とが重ならず、走行方向 7 e と代表走査面 7 g とが重ならないものとなる。これにより操作者は、Z 軸方向から見た指標画像データにおいて、走行方向と模式的に示した超音波プローブとが重ならない場合或いは走行方向と代表走査面とが重ならない場合には、望ましい位置に超音波プローブ 1 が位置付けられていないと判断できる。

10

【0066】

また、図 7 の (C) は、図 3 の (A) に例示した超音波プローブ 1 が 3 a 方向に傾けられた場合を Y 軸方向から見た指標画像データの一例を示す図である。図 7 の (C) に示す例では、指標画像データ生成部 180 は、走行方向 7 i と中心ビーム 7 j と模式的に示した超音波プローブ 7 l とを、模式的に示した血管 7 k に重畳した指標画像データを生成する。望ましい位置に超音波プローブ 1 が位置付けられていない場合、指標画像データ生成部 180 によって生成される指標画像データは、図 7 の (C) に示すように、走行方向 7 i と中心ビーム 7 j とが直交しないものとなり、模式的に示した超音波プローブ 7 l が X 軸に対して垂直に位置付けられないものとなる。これにより操作者は、Y 軸方向から見た指標画像データにおいて、走行方向と中心ビームとが略直交しない場合或いは模式的に示した超音波プローブが X 軸に対して垂直に位置付けられない場合には、望ましい位置に超音波プローブ 1 が位置付けられていないと判断できる。

20

【0067】

このようにして指標画像データ生成部 180 によって生成された指標画像データは、制御部 170 によってモニタ 200 に表示される。ここで、制御部 170 は、モニタ 200 が有する領域の一部に指標画像データを表示させる。図 8 は、制御部 170 によってモニタ 200 に表示される指標画像データの一例を示す図である。図 8 に示す例では、パルスドプラモードが選択された場合を示す。図 8 に示すように、制御部 170 は、モニタ 200 が有する領域の上段左側にパルスドプラ画像 8 a を表示させ、モニタ 200 が有する領域の上段右側に B モード画像 8 b を表示させる。また、制御部 170 は、モニタ 200 が有する領域の下段右側に指標画像データの表示を開始するオンボタン 8 c と指標画像データの表示を終了するオフボタン 8 g とを表示させる。パルスドプラモードが選択されている間、図 8 に示すパルスドプラ画像 8 a と、B モード画像 8 b と、オンボタン 8 c と、オフボタン 8 g とが、モニタ 200 に表示される。なお、カラードプラモードが選択された場合、例えば B モード画像に重畳してカラー画像 (カラードプラ画像) が表示される。

30

【0068】

そして、制御部 170 は、例えばオンボタン 8 c を押下する操作を受付けた場合、指標画像データ 8 d ~ 8 f を表示させる。図 8 に示す例では、制御部 170 は、モニタ 200 が有する領域の下段左側に Z 軸方向から見た指標画像データ 8 d を表示させ、モニタ 200 が有する領域の下段中央側に X 軸方向から見た指標画像データ 8 e を表示させ、モニタ 200 が有する領域の下段右側に Y 軸方向から見た指標画像データ 8 f を表示させる。なお、指標画像データ 8 d ~ 8 f が表示される位置は、図示した位置に限定されるものではない。

40

【0069】

また、制御部 170 は、例えばオフボタン 8 g を押下する操作を受付けた場合、指標画像データ 8 d ~ 8 f の表示を停止する。この場合、パルスドプラモードが選択されている

50

間、モニタ200には、パルスドプラ画像8aと、Bモード画像8bと、オンボタン8cと、オフボタン8gとが表示されることになる。このように、指標画像データは、ドプラ画像データやBモード画像データとは独立したタイミングで表示が制御される。

【0070】

続いて、合成データ生成部190の動作について詳細に説明する。合成データ生成部190（血流データ生成部とも言う）は、血流情報の取得位置と血管との位置関係を表す合成データ（血流データとも言う）を生成する。

【0071】

例えば、合成データ生成部190は、走査終了後に操作者から合成データの生成を受付けた場合に、模式的に表現された略円筒状の血管内に、略円形状又は略楕円形状の仕切りをそれぞれ位置付けて表現することで、合成データを生成する。具体的には、合成データ生成部190は、血管上の走査位置とこの走査位置における血流情報とが対応付けられた情報を画像メモリ150から読出す。そして、合成データ生成部190は、読出した情報に基づいて、模式的に表現された血管上に、血管上における各走査位置の位置関係を合成した合成データを生成する。また、合成データ生成部190は、各走査位置に各走査位置で取得された血流情報に対応付ける。なお、走査位置に、血流情報を取得した際における、血管の走行方向に対する走査線の角度情報が含まれる場合、その角度情報に基づいて当該仕切りを傾けても良い。

【0072】

このようにして合成データ生成部190によって生成された合成データは、制御部170を介してモニタ200に表示される。図9は、制御部170を介してモニタ200に表示される合成データの一例を示す図である。図9に示すように、合成データ生成部190は、例えば、操作者から合成データの表示を受付けた場合、制御部170を介して合成データをモニタ200に表示させる。図9に示す例では、4つの走査位置と、血管との位置関係が模式的に表現された合成データを示す。図9に示す円筒が血管であり、円筒内で色付けされた円が各走査位置に対応する。

【0073】

また、合成データ生成部190は、測定位置の選択を受け付けると、選択された測定位置に対応付けられている血流情報をモニタ200に表示する。例えば、合成データ生成部190は、カーソルがいずれかの走査位置に重ねられた場合、カーソルが重ねられた走査位置における血流情報を表示する。図9に示す例では、合成データ生成部190は、カーソルが走査位置9aに重ねられた場合、走査位置9aにおける血流情報9bを表示する。なお、ここで表示される血流情報の種別には、「Vmax」、「Vmin」、「Vmean」、「PI（Pulsatility Index）」、「RI（Resistance Index）」及び「S/D」が含まれる。なお、「Vmax」は収縮期最高血流速度を示し、「Vmin」は拡張末期血流速度を示し、「Vmean」は平均血流速度を示し、「PI」は拍動係数を示し、「RI」は抵抗係数を示し、「S/D」は収縮期最大流速／拡張末期流速比を示す。なお、「RI」は、「 $(V_{max} - V_{min}) / V_{max}$ 」により算出され、「PI」は、「 $(V_{max} - V_{min}) / V_{mean}$ 」により算出される。

【0074】

更に、合成データ生成部190は、各測定位置における血流速度の値に応じて、各測定位置に対応する前記略円形状又は略楕円形状の仕切りを色付けした合成データを生成する。例えば、合成データ生成部190は、いずれかの血流情報の種別が選択された場合、モニタ200に表示されている合成データの表示態様を、選択された種別の血流速度の値に応じて変更させる。図9に示す例では、合成データ生成部190は、種別として「Vmax」が選択された場合、「Vmax」の値の範囲と色との対応関係を示すカラーバー9cを表示する。また、合成データ生成部190は、各走査位置のVmaxの値に応じて、各走査位置に対応する表示色を変化させる。なお、合成データにおける各走査位置の位置と実際の血管における位置とが対応付けられていてもよい。

【0075】

次に、図10を用いて、指標画像データ生成部180による処理手順を説明する。図10は、第1の実施形態に係る指標画像データ生成部180による処理手順を示すフローチャートである。図10に示すように、指標画像データ生成部180は、指標画像の表示を開始する指示を受付けたか否かを判定する（ステップS101）。ここで、指標画像データ生成部180は、指標画像の表示を開始する指示を受付けたと判定した場合（ステップS101、Yes）、画像メモリ150からボリュームデータを取得する（ステップS102）。一方、指標画像データ生成部180は、指標画像の表示を開始する指示を受付けたと判定しなかった場合（ステップS101、No）、ステップS101の判定処理を繰り返す。

【0076】

10

指標画像データ生成部180は、取得したボリュームデータに基づいて、走行方向を算出する（ステップS103）。そして、指標画像データ生成部180は、算出した走行方向と、超音波による走査位置を示す情報とを含んだ指標画像データを生成する（ステップS104）。そして、指標画像データ生成部180は、制御部170を介してモニタ200に生成した指標画像データを表示させる（ステップS105）。

【0077】

20

指標画像データ生成部180は、指標画像の表示を終了する指示を受付けたか否かを判定する（ステップS106）。ここで、指標画像データ生成部180は、指標画像の表示を終了する指示を受付けたと判定した場合（ステップS106、Yes）、指標画像の生成処理を終了する。一方、指標画像データ生成部180は、指標画像の表示を終了する指示を受付けたと判定しなかった場合（ステップS106、No）、ステップS102に移行して、ボリュームデータを取得する（ステップS102）。これにより、指標画像データ生成部180は、表示の終了を受付けるまで、リアルタイムに指標画像データを生成し続ける。また、この結果、モニタ200には、現在の超音波プローブ1の傾き状態に対応する指標画像データが、リアルタイムに表示され続ける。

【0078】

30

次に、図11を用いて、合成データ生成部190による処理手順を説明する。図11は、第1の実施形態に係る合成データ生成部190による処理手順を示すフローチャートである。図11に示すように、合成データ生成部190は、合成データの表示指示を受付けたか否かを判定する（ステップS201）。ここで、合成データ生成部190は、合成データの表示指示を受付けたと判定した場合（ステップS201、Yes）、血管上の走査位置とこの走査位置における血流情報とが対応付けられた情報を画像メモリ150から読出して、合成データを生成する（ステップS202）。一方、合成データ生成部190は、合成データの表示指示を受付けたと判定しなかった場合（ステップS201、No）、ステップS201の判定処理を繰り返す。

【0079】

40

続いて、合成データ生成部190は、制御部170を介して生成した合成データをモニタ200に表示させる（ステップS203）。そして、合成データ生成部190は、血流情報の種別の指定を受付けたか否かを判定する（ステップS204）。ここで、合成データ生成部190は、血流情報の種別の指定を受付けたと判定した場合（ステップS204、Yes）、合成データの表示態様を変更する（ステップS205）。一方、合成データ生成部190は、血流情報の種別の指定を受付けたと判定しなかった場合（ステップS204、No）、ステップS204の判定処理を繰り返す。

【0080】

そして、合成データ生成部190は、血流情報の種別の切替えを受付けたか否かを判定する（ステップS206）。ここで、合成データ生成部190は、血流情報の種別の切替えを受付けたと判定した場合（ステップS206、Yes）、ステップS205に移行して合成データの表示態様を変更する（ステップS205）。

【0081】

一方、合成データ生成部190は、血流情報の種別の切替えを受付けたと判定しなかつ

50

た場合（ステップS206、No）、表示の終了を受付けたか否かを判定する（ステップS207）。ここで、合成データ生成部190は、表示の終了を受付けたと判定しなかった場合（ステップS207、No）、ステップS206に移行して血流情報の種別の切替えを受付けたか否かを判定する（ステップS206）。一方、合成データ生成部190は、表示の終了を受付けたと判定した場合（ステップS207、Yes）、合成データの表示処理を終了する。

【0082】

上述したように、第1の実施形態によれば、血管の走行方向を示す走行情報を生成し、走行情報と、超音波プローブ1から送信された超音波による走査位置を示す情報とを含んだ指標画像データを生成し、モニタ200に表示する。これにより操作者は、血管の短軸像を走査時に血流情報を取得する際に、垂直面に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられているかを客観的に判断することが可能となる。この結果、操作者は、血管の短軸像を走査時に血流情報を取得する際に、垂直面に超音波を送信するように超音波プローブ1を位置付けることができるので、超音波診断装置は、この状態で超音波ビームの送信方向を変えることで正確な血流情報を取得することができる。

【0083】

また、操作者は、血管の長軸像を走査時に血流情報を取得する際に、血管の短軸と直交する面内且つ血管の走行方向に直交する方向に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられているかを客観的に判断することが可能となる。この結果、操作者は、血管の長軸像を走査時に血流情報を取得する際に、X軸を含む面内であってX軸と直交する方向に超音波を送信するように超音波プローブ1を位置付けることができるので、超音波診断装置は、この状態で超音波ビームの送信方向を変えることで正確な血流情報を取得することができる。

【0084】

また、第1の実施形態によれば、複数の方向から見た指標画像データを表示するので、操作者は、超音波プローブ1を望ましい位置により正確に位置付けることができる。

【0085】

また、第1の実施形態によれば、操作者は、血管の短軸像を走査時に血流情報を取得する際に、指標画像データをモニタ200に表示することで、垂直面に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられる位置を簡便に精度よく認識できるので、検査時間を短縮することができる。同様に、第1の実施形態によれば、操作者は、血管の長軸像を走査時に血流情報を取得する際に、指標画像データをモニタ200に表示することで、血管の短軸と直交する面内且つ血管の走行方向に直交する方向に超音波を送信するように超音波プローブ1が位置付けられる位置を簡便に精度よく認識できるので、検査時間を短縮することができる。

【0086】

また、第1の実施形態によれば、血管上における各走査位置の位置関係を模式的に表現された合成データを生成し、各走査位置における血流情報に対応付けてモニタ200に表示する。これにより、操作者は、例えば血管上の各走査位置における血流速度を一度に比較することができる。また、合成データにおける各走査位置の位置と実際の血管における位置とが対応付けられている場合、操作者は、血流速度が低い走査位置を探索することで、実際の血管における狭窄部位を容易に検知することができる。

【0087】

以上、実施形態を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。

【0088】

（その他の実施形態）

指標画像データ生成部180は、走行情報及び走査位置を示す情報に基づいて、超音波プローブから送信された超音波による走査位置と走行方向とがなす角度を略垂直に補正するための支援情報を更に含んだ指標画像データを生成するようにしてもよい。図12から14を用いて支援情報を更に含んだ指標画像データについて説明する。なお、図12から

図 1 4 では、血管の長軸像を走査する場合を Y 軸方向から見た場合の指標画像データの一例を示す。

【0089】

図 1 2 は、支援情報を更に含んだ指標画像データの一例を示す図である。図 1 2 は、血管の長軸像を走査する場合を Y 軸方向から見た図である。図 1 2 の (A) に示すように、指標画像データ生成部 180 は、血管の走行方向を示す情報 12 a と、中心ビーム 12 b と模式的に示した超音波プローブ 12 c とを含んだ指標画像データを生成する。また、指標画像データ生成部 180 は、超音波プローブから送信された超音波による走査位置と走行方向とがなす角度を略垂直にするために補正する方向を示す支援情報 12 d を指標画像データに含める。図 1 2 の (A) に示す例では、指標画像データ生成部 180 は、超音波

10

【0090】

また、指標画像データ生成部 180 は、支援情報に傾ける角度の値を含めるようにしてもよい。図 1 2 の (B) は、支援情報に角度の値を含んだ指標画像データの一例を示す図である。図 1 2 の (B) に示す例では、指標画像データ生成部 180 は、超音波プローブ 1 を左に 20 度傾けることを指示する旨を含んだ支援情報 12 d を指標画像データに含める。

【0091】

また、指標画像データ生成部 180 は、超音波プローブ 1 を傾けることを指示する矢印の太さを、傾ける角度に応じて変化させてもよい。図 1 3 は、傾ける角度に応じて支援情報を変化させた指標画像データの一例を示す図である。図 1 3 の (A) に示す例では、略垂直に補正する角度が 20 度である場合を示し、図 1 3 の (B) に示す例では、略垂直に補正する角度が 10 度である場合を示す。図 1 3 に示すように、指標画像データ生成部 180 は、支援情報 13 a の矢印の太さを、補正する角度の値が小さくなるに伴い、支援情報 13 b に示すように矢印の太さを細くする。

20

【0092】

また、指標画像データ生成部 180 は、走行情報及び走査位置を示す情報に基づいて、超音波プローブから送信された超音波による走査位置と走行方向とが略垂直な角度をなす場合に、血流情報の取得を開始することが可能である旨の通知を行うようにしてもよい。図 1 4 は、略垂直な角度をなす場合に、血流情報の取得を開始することが可能である旨の通知を含んだ指標画像データの一例を示す図である。図 1 4 に示すように、指標画像データ生成部 180 は、略垂直な角度をなす場合に、血流情報の取得を開始することが可能である旨として例えば星型の支援情報 14 a を含んだ指標画像データを生成する。なお、血流情報の取得を開始することが可能である旨を示す支援情報 14 a は星型に限定されるものではない。また、制御部 170 は、血流情報の取得を開始することが可能である旨を示す支援情報 14 a を点滅表示させてもよい。また、制御部 170 は、音声又は報知音を出力することで操作者に血流情報の取得を開始することが可能である旨を通知してもよい。

30

【0093】

また、指標画像データは、走行方向と超音波による走査位置を示す情報との相対的な位置関係を示すものであれば、適宜変更されてもよい。図 1 5 は、指標画像データの変形例の一例を示す図である。指標画像データ生成部 180 は、模式的に示した超音波プローブを含まない指標画像データを生成してもよい。例えば、図 1 5 の (A) に示すように、指標画像データ生成部 180 は、模式的に示した超音波プローブを含まずに、走行方向 15 a と中心ビーム 15 b とを、模式的に示した血管 15 c に重畳した指標画像データを生成してもよい。また、例えば、図 1 5 の (B) に示すように、指標画像データ生成部 180 は、模式的に示した超音波プローブを含まずに、走行方向 15 d と代表走査面 15 e とを、模式的に示した血管 15 f に重畳した指標画像データを生成してもよい。また、指標画像データ生成部 180 は、中心ビームや代表走査面を含まない指標画像データを生成してもよい。例えば、図 1 5 の (C) に示すように、指標画像データ生成部 180 は、中心ビ

40

50

ームや代表走査面を含まずに、走行方向 15 g と模式的に示した超音波プローブ 15 h とを、模式的に示した血管 15 i に重畳した指標画像データを生成してもよい。また、指標画像データ生成部 180 は、模式的に示した血管を含まない指標画像データを生成してもよい。

【0094】

また、制御部 170 は、X 軸方向、Y 軸方向及び Z 軸方向から見た 3 つの指標画像データのうちいずれかを表示するようにしてもよい。例えば、短軸像の操作時には、X 軸方向から見た指標画像データを表示しなくてもよい。

【0095】

また、制御部 170 は、X 軸方向、Y 軸方向及び Z 軸方向から見た 3 つの指標画像データをモニタ 200 に同時に表示しなくてもよい。例えば、制御部 170 は、操作者の選択に応じて、いずれかの方向から見た指標画像データをモニタ 200 に順次表示するようにしてもよい。

【0096】

また、上述の実施形態においては、超音波診断装置が合成データ生成部 190 を備えるものとして説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。合成データ生成部 190 による処理は、必ずしも超音波診断装置にて実行されずに、別の筐体である画像処理装置 500 にて実行されてもよい。図 16 は、他の実施形態に係る画像処理装置 500 を含んだ医用画像処理システム 400 の構成を示す図である。図 16 に示すように、医用画像処理システム 400 は、PACS (Picture Archiving and Communication System) の医用画像保管サーバ 402 と、医用画像表示装置 403 と、超音波診断装置 404 と、画像処理装置 500 とを有する。医用画像処理システム 400 において、医用画像保管サーバ 402 と、医用画像表示装置 403 と、超音波診断装置 404 と、画像処理装置 500 とは、LAN (Local Area Network) 等のネットワーク 401 を介して互いに通信可能に接続される。また、医用画像処理システム 400 は、超音波診断装置 404 以外のモダリティを有していてもよい。

【0097】

医用画像保管サーバ 402 は、医用画像処理システム 400 で取得された医用画像データ等を記憶する。医用画像表示装置 403 は、医用画像処理システム 400 で取得された医用画像データを表示する。超音波診断装置 404 は、上記第 1 の実施形態において説明した超音波診断装置による処理を行う。

【0098】

また、画像処理装置 500 は、モニタ 501 と、入力装置 502 と、記憶部 503 と、通信制御部 504 と、制御部 505 とを備える。モニタ 501 は、操作者が入力装置 502 を用いて各種設定要求を入力するための GUI を表示したり、記憶部 503 が記憶する超音波画像データ等を表示したりする。入力装置 502 は、操作者からの入力を受け付ける。記憶部 503 は、例えば、血管上の走査位置とこの走査位置における血流情報とが対応付けられた情報や、超音波診断装置 404 により生成されたボリュームデータを記憶する。通信制御部 504 は、超音波診断装置 404、医用画像保管サーバ 402 及び医用画像表示装置 403 とのデータの送受信を制御する。

【0099】

制御部 505 は、合成データ生成部 506 を有する。合成データ生成部 506 は、例えば、血管上の走査位置とこの走査位置における血流情報とが対応付けられた情報を記憶部 503 から読出す。そして、合成データ生成部 506 は、読出した情報に基づいて、血流情報の取得位置と血管との位置関係を表す合成データを生成する。なお、合成データ生成部 506 は、血管上の走査位置とこの走査位置における血流情報とが対応付けられた情報を超音波診断装置 404 から取得するだけでなく、医用画像保管サーバ 402 から取得するようにしてもよい。また、画像処理装置 500 は、例えば、画像保管装置や医用画像表示装置、電子カルテシステムの各種装置等でもよい。

【0100】

また、例えば、超音波診断装置によって取得され、生成されたボリュームデータ等は、例えば、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に則ったデータ構造で、医用画像保管サーバ402に格納されたり、画像処理装置500に直接送られる。なお、データ構造は、D I C O M 規格に則ったデータ構造に限られず、プライベートのデータ構造であってもよい。

【0101】

また、上述の実施形態で説明した、指標画像データ生成部180による処理手順や合成データ生成部190による処理手順は、内部記憶部160に予め記憶された『画像処理プログラム』をコンピュータが実行することによって実現することができる。この『画像処理プログラム』は、インターネットなど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『画像処理プログラム』は、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD(Compact Disk) - ROM(Read Only Memory)、MO(Magneto-Optical Disk)、DVD(Digital Versatile Disc)など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。

【0102】

また、上述した第1の実施形態において、指標画像データは、超音波画像の撮影時に順次更新され、表示される。図17を用いて、超音波画像の撮影時における処理手順について説明する。図17は、超音波画像の撮影時における全体処理の手順を示すフローチャートである。

【0103】

図17に示すように、超音波診断装置は、Bモードの設定を受付ける(ステップS301)。そして、超音波診断装置は、超音波の送受信を開始する(ステップS302)。続いて、超音波診断装置は、超音波画像データと、指標画像データとを生成し(ステップS303)、モニタ200に超音波画像データと、指標画像データとを表示する(ステップS304)。例えば、超音波診断装置は、反射波信号を受信して超音波画像データを生成するとともに、反射波信号から取得したボリュームデータを用いて血管の走行方向を算出し指標画像データを生成する。これにより、操作者は、モニタ200に表示された指標画像データを参照しながら超音波プローブ1を動かすことで、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ1を位置付ける。

【0104】

また、超音波診断装置は、フリーズボタンが押下され、血流情報の取得を受付けたか否かを判定する(ステップS305)。例えば、超音波診断装置は、指標画像データを参照した操作者によって、正確な血流速度を測定することが望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられた場合に、フリーズボタンが押下され、血流情報の取得を受付ける。ここで、超音波診断装置は、血流情報の取得を受付けたと判定しなかった場合(ステップS305、No)、ステップS302に移行して、血流情報の取得を受付けるまで、超音波画像データと、指標画像データとを生成して表示する処理を繰り返し実行する。

【0105】

一方、超音波診断装置は、血流情報の取得を受付けたと判定した場合(ステップS305、Yes)、血流情報の取得を開始する(ステップS306)。かかる場合、操作者は、指標画像データを参照して、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ1を位置付けたと判定し、血流情報の取得を開始する。そして、超音波診断装置は、Bモード画像をフリーズさせ、フリーズさせたBモード画像上で血流速度を測定するサンプルボリュームの位置設定を操作者から受付ける。また、超音波診断装置は、ドプラモードでの撮影を開始し、血流速度を測定する。ここで、超音波診断装置は、血流情報の取得を開始するには望ましい位置において、超音波ビームの送信方向を変えることで血流速度を測定する。なお、超音波診断装置は、血流情報の取得を受付けた場合、Bモードでの撮影とパルスドプラモードでの撮影とを適当な間隔で交互に実行する。

【0106】

超音波診断装置は、ドプラ画像データと、指標画像データとをそれぞれ生成し（ステップS307）、モニタ200にドプラ画像データと、指標画像データとを表示する（ステップS308）。より具体的には、超音波診断装置は、図8に示すように、モニタ200が有する領域の上段左側にパルスドプラ画像8aを表示させ、モニタ200が有する領域の上段右側にフリーズさせたBモード画像8bを表示させる。また、超音波診断装置は、モニタ200が有する領域の下段左側にZ軸方向から見た指標画像データ8dを表示させ、モニタ200が有する領域の下段中央側にX軸方向から見た指標画像データ8eを表示させ、モニタ200が有する領域の下段右側にY軸方向から見た指標画像データ8fを表示させる。

【0107】

そして、超音波診断装置は、血流情報の取得を終了する指示を受付けたか否かを判定する（ステップS309）。ここで、超音波診断装置は、血流情報の取得を終了する指示を受付けたと判定した場合（ステップS309、Yes）、処理を終了する。一方、超音波診断装置は、血流情報の取得を終了する指示を受付けたと判定しなかった場合（ステップS309、No）、ステップS309の判定を繰り返し実行する。

【0108】

なお、超音波診断装置は、血流情報の取得を終了する指示を受付けたと判定しなかった場合（ステップS309、No）、ステップS307に移行し、ドプラ画像データと、指標画像データとをそれぞれ新たに生成し、表示するようにしてもよい。或いは、超音波診断装置は、血流情報の取得を終了する指示を受付けたと判定しなかった場合（ステップS309、No）、ステップS302に移行し、Bモードでの撮影を実行してもよい。

【0109】

また、図17のステップS303及びステップS304に示す指標画像データの生成処理及び表示処理の詳細は、図10に示す処理手順と同様である。なお、図10において、指標画像データ生成部180は、反射波信号から随時生成されたボリュームデータを画像メモリ150から随時取得し、取得したボリュームデータを用いて血管の走行方向を随時算出して、指標画像データを随時生成する。すなわち、指標画像データ生成部180は、Bモードでの超音波画像データの撮影時に、順次生成されるボリュームデータを用いて、血管の走行方向を算出する。

【0110】

なお、図10及び図17に示した処理手順では、超音波診断装置は、順次生成されるボリュームデータを用いて、血管の走行方向を算出するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置は、他の医用画像診断装置から得られたボリュームデータを用いて、血管の走行方向を算出するようにしてもよい。かかる場合、超音波診断装置は、例えば磁気センサーを用いることで、他の医用画像診断装置から得られたボリュームデータと、撮影した超音波画像データとの位置情報を関連付ける。図18を用いて、他の医用画像診断装置から得られたボリュームデータを用いて、血管の走行方向を算出する超音波診断装置について説明する。

【0111】

図18は、その他の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。なお、図18において、図1に示す超音波診断装置と同じ構成部については同一の符号を付与し、詳細な説明を省略する。図18に示すように、その他の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、装置本体100aと、モニタ200と、入力装置300と、位置センサー600と、トランスミッタ700とを有する。また、装置本体100は、ネットワーク900を介して外部装置800と接続される。

【0112】

位置センサー600及びトランスミッタ700は、超音波プローブ1の位置情報を取得するための装置である。例えば、位置センサー600は、超音波プローブ1に取り付けられる磁気センサーである。また、例えば、トランスミッタ700は、任意の位置に配置され、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。

10

20

30

40

50

【0113】

位置センサー600は、トランスミッタ700によって形成された3次元の磁場を検出する。そして、位置センサー600は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッタ700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、算出した位置を後述する制御部170aに送信する。ここで、位置センサー600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、後述する制御部170aに送信する。

【0114】

外部装置800は、装置本体100aと接続される装置である。例えば、外部装置800は、各種の医用画像のデータを管理するシステムであるPACS（Picture Archiving and Communication System）のデータベースや、X線CT（Computed Tomography）装置、MRI（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。

【0115】

装置本体100aは、図18に例示するように、送受信部110と、Bモード処理部120と、ドプラ処理部130と、画像データ生成部140と、画像メモリ150と、内部記憶部160と、制御部170aと、指標画像データ生成部180と、合成データ生成部190とを有する。内部記憶部160は、外部装置800から図示しないインターフェースを経由して転送されたデータを記憶する。例えば、内部記憶部160は、X線CT装置で撮影されたCT画像を記憶する。

【0116】

制御部170aは、位置センサー600から取得した超音波プローブ1の3次元位置情報を用いることで、他の医用画像診断装置から得られたボリュームデータと、撮影した超音波画像データとの位置情報を関連付ける。以下では、他の医用画像診断装置から得られたボリュームデータとして、X線CT装置で撮影されたCT画像を例に説明する。

【0117】

まず、制御部170aは、超音波プローブ1を用いて被検体Pの超音波検査を行なう前に、被検体Pの撮影部位（検査部位）を撮影したX線CTボリュームデータの転送を、操作者の指示に応じて、内部記憶部160に要求する。ここで、X線CTボリュームデータは、例えば、被検体Pの撮像部位を含む3次元領域を撮影したデータであり、例えば、500枚のアキシャル面のX線CT画像データで構成される。制御部170aは、これら複数のアキシャル面のX線CT画像データの1つをモニタ200に表示する。ここで、モニタ200は、表示領域を図8に示すように分割し、上段左側の表示領域にX線CT画像データを表示する。

【0118】

続いて、制御部170aは、X線CTボリュームデータの3軸と、超音波プローブ1の走査断面の座標系の3軸とを軸合わせする。かかる場合、例えば、操作者は、被検体Pの撮影部位におけるアキシャル面を走査するように、超音波プローブ1を被検体Pの体表に垂直方向に当接し、入力装置300が有するセットボタンを押下する。制御部170aは、ボタンが押下された時点で位置センサー600から取得した超音波プローブ1の3次元位置情報を初期位置情報として、取得する。また、モニタ200は、セットボタンが押下された時点で、画像データ生成部140が生成した超音波画像データを表示する。ここでモニタ200は、図8に示すように分割した上段右側の表示領域に超音波画像データを表示する。これにより、モニタ200は、表示領域の上段左側にX線CT画像を表示し、表示領域の上段右側に超音波画像データを表示する。

【0119】

操作者は、超音波画像データと略同一断面のX線CT画像データがモニタ200に表示されるように、例えば、入力装置300のマウス等を操作する。そして、操作者は、超音波画像データと、略同一断面（同一アキシャル面）のX線CT画像データが表示された時点で、再度、セットボタンを押下する。これにより、制御部170aは、X線CTボリュ

10

20

30

40

50

ームデータにおいて、初期位置情報で示される超音波プローブ1の走査断面と略同一断面の位置を取得する。この段階で、超音波プローブ1の位置が操作者により移動された場合でも、位置センサー600から取得した超音波プローブ1の3次元位置情報から、制御部170aは、超音波プローブ1の走査断面と同一断面をX線CTボリュームデータにおいて特定することが可能になる。

【0120】

続いて、制御部170aは、超音波画像データの特徴点と、X線CT画像データの特徴点とを少なくとも1組一致させることで、超音波画像データとX線CT画像データとを位置合わせする。例えば、操作者は、X線CT画像データ及び超音波画像データそれぞれで対応する特徴点として、剣状突起を指定する。制御部170aは、X線CT画像データで指定された特徴点の位置と、超音波画像データで指定された特徴点の位置とを用いて、超音波画像データの各点の座標を、X線CT画像データ（X線CTボリュームデータ）で対応する各点の座標に変換するための変換行列を算出する。これにより、制御部170aは、超音波プローブ1の位置が操作者により移動された場合でも、位置センサー600から取得した超音波プローブ1の3次元位置情報から、超音波プローブ1の走査断面と同一断面をX線CTボリュームデータで特定し、更に、特定した断面内で、超音波プローブ1の走査により生成された超音波画像データの各座標に対応する座標を、変換行列を用いて算出することができる。

【0121】

制御部170aは、変換行列を用いて取得した位置合わせ情報を画像データ生成部140に通知する。画像データ生成部140は、かかる位置合わせ情報を用いて、現時点で走査され生成された超音波画像データと位置合わせされたX線CT画像データ（MPR画像データ）を、X線CTボリュームデータから生成する。

【0122】

続いて、操作者は、血流情報の取得を行う際に、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられているかを判断するために、指標画像データの表示を開始する指示を行う。かかる場合、指標画像データ生成部180は、例えば、図8に示すように、モニタ200が有する領域の下段左側にZ軸方向から見た指標画像データ8dを表示させ、モニタ200が有する領域の下段中央側にX軸方向から見た指標画像データ8eを表示させ、モニタ200が有する領域の下段右側にY軸方向から見た指標画像データ8fを表示させる。ここで、指標画像データ生成部180は、超音波画像データと一致するX線CT画像データを特定し、このX線CT画像データを含んだX線CTボリュームデータから血管領域を抽出して、血管の走行方向を算出する。そして、指標画像データ生成部180は、模式的に示した血管に、超音波プローブ1から送信される超音波による走査位置を示す情報と血管の走行方向とを重畳した指標画像データを生成する。指標画像データ生成部180は、生成した指標画像データをモニタ200が有する領域の下段に表示させる。これにより、操作者は、指標画像データを参照することで、血流情報の取得を開始するには望ましい位置に超音波プローブ1が位置付けられているかを判断することが可能となる。

【0123】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波診断装置及びその制御プログラムによれば、血流速度を正確に測定することができ、超音波診断の精度を向上させることができる。

【0124】

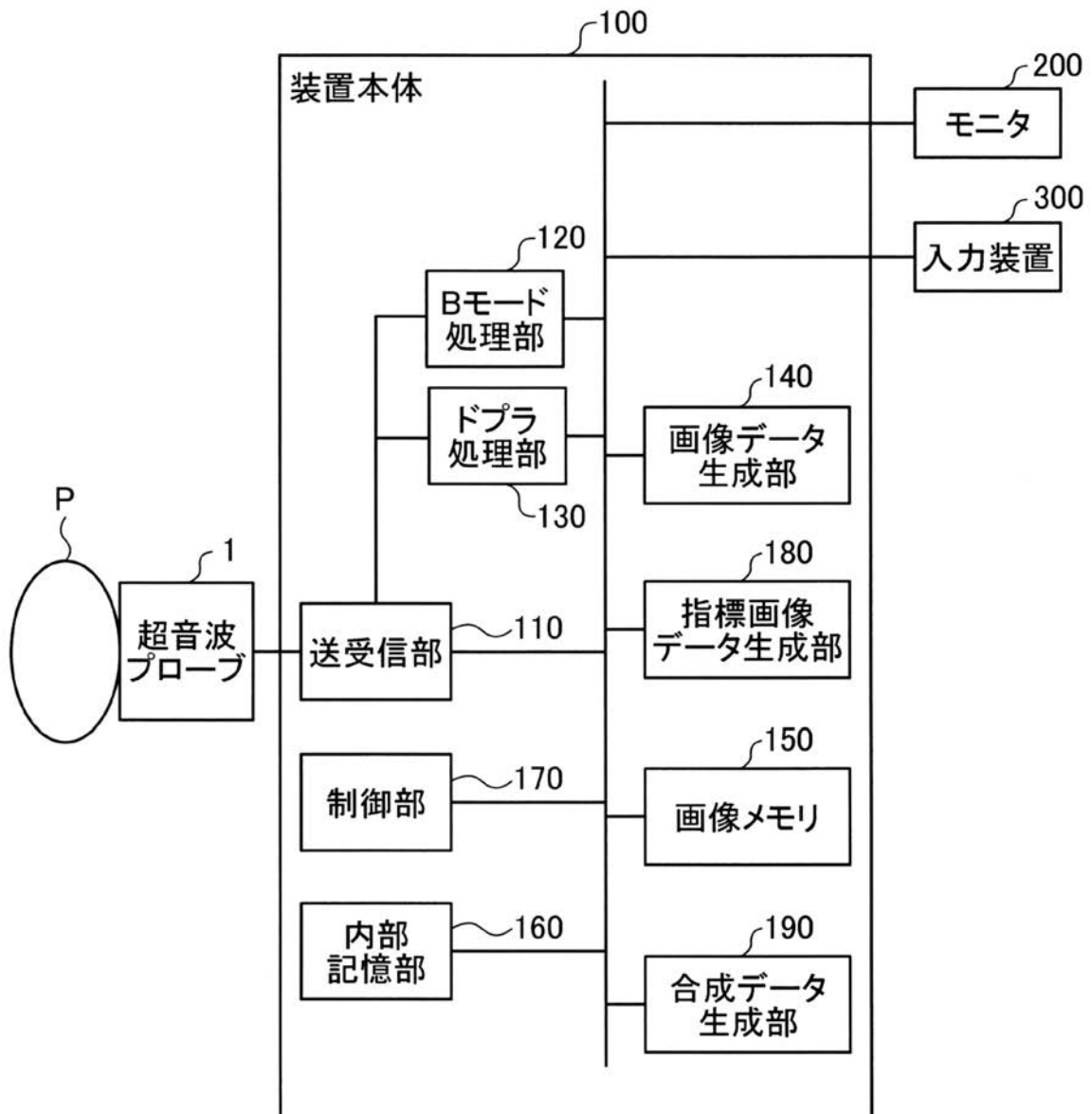
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

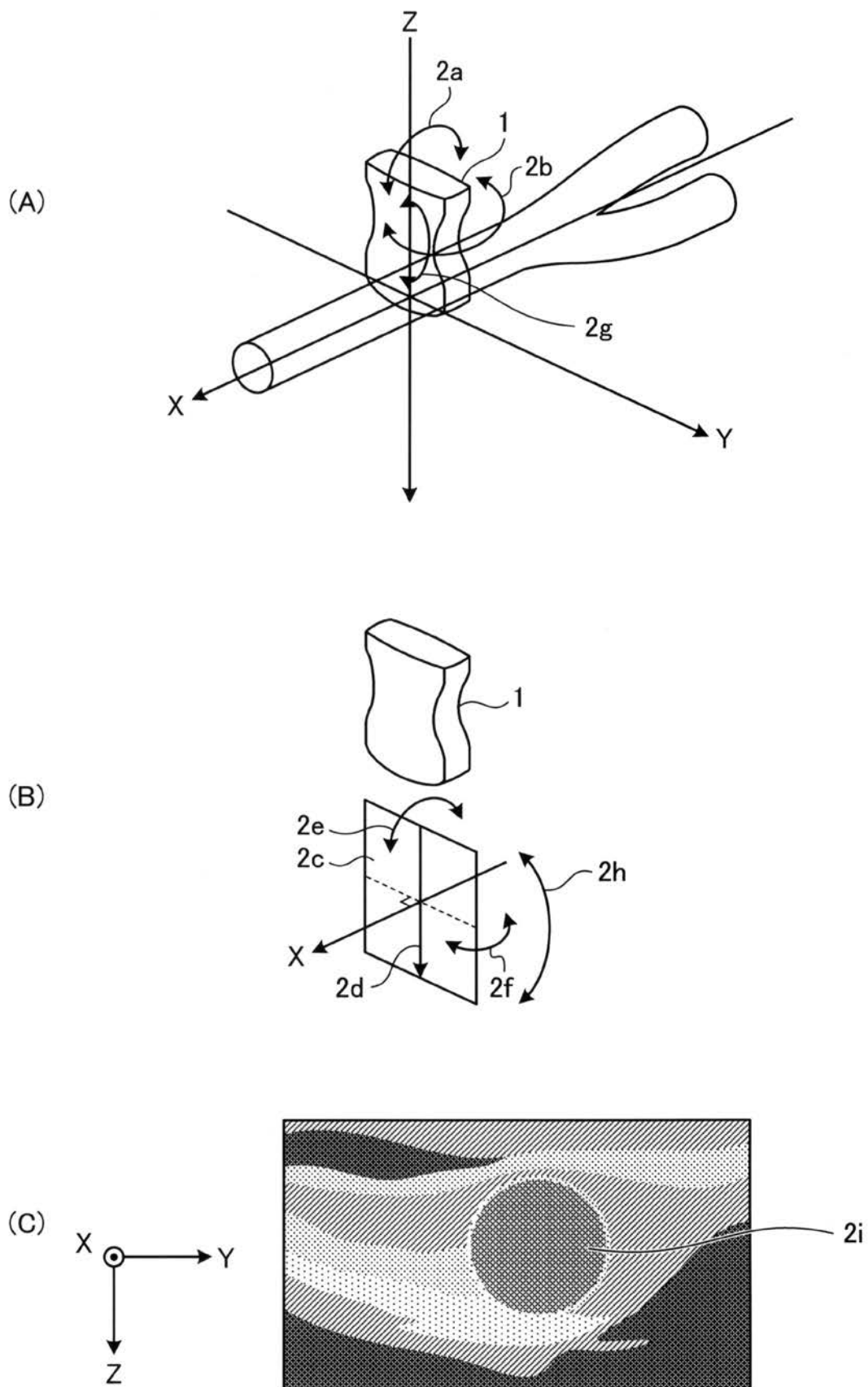
【0125】

- 1 超音波プローブ
- 100 装置本体
- 170 制御部
- 180 指標画像データ生成部

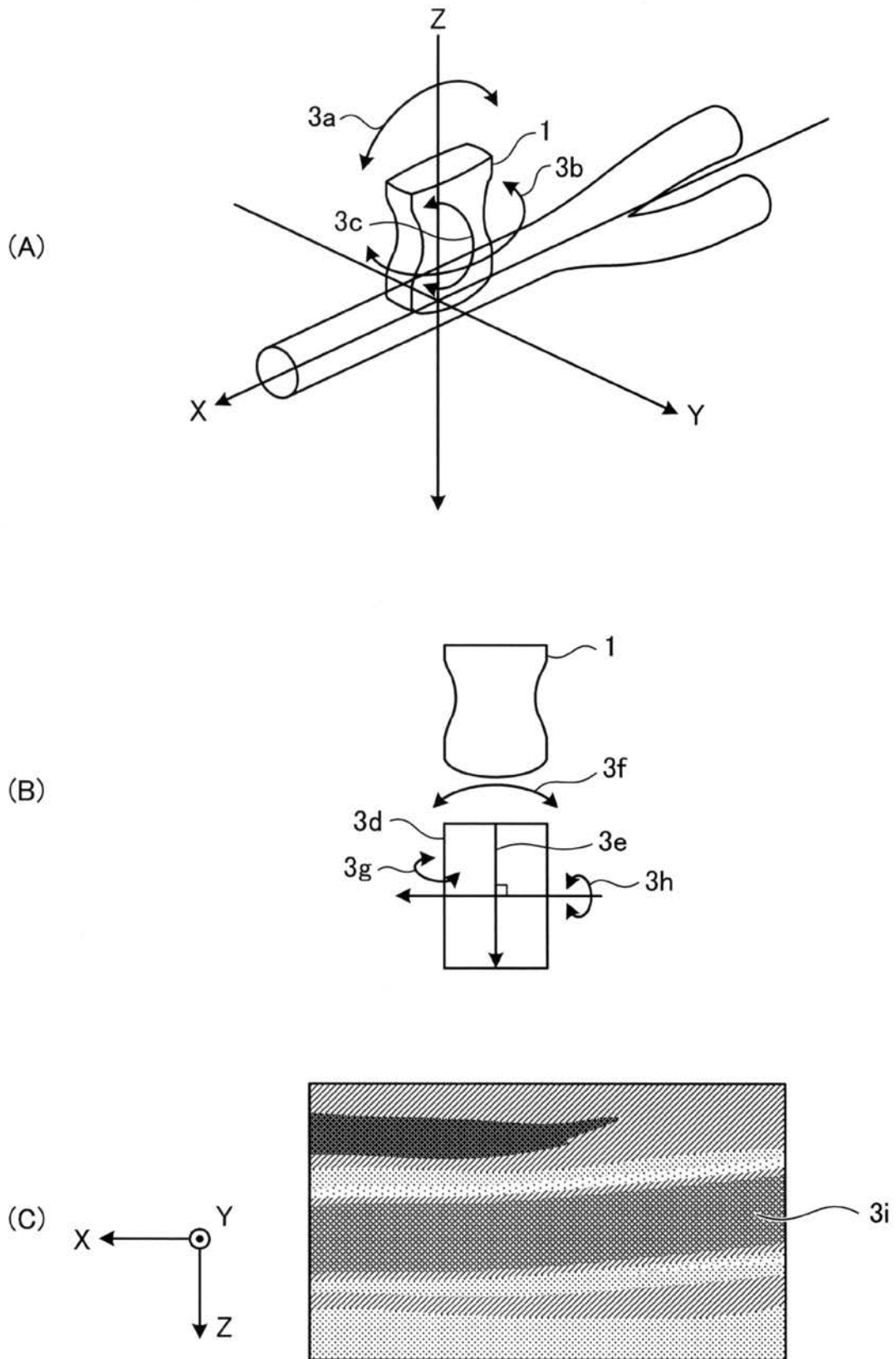
【図 1】



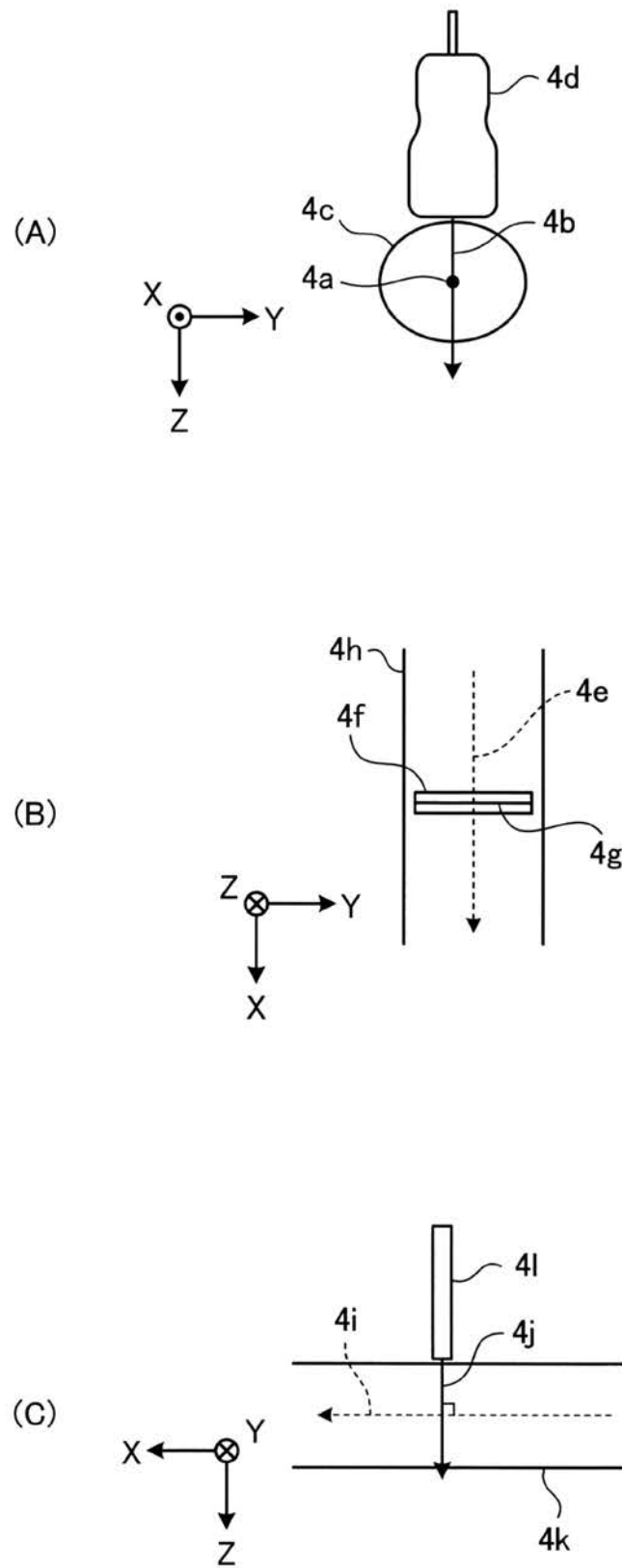
【図 2】



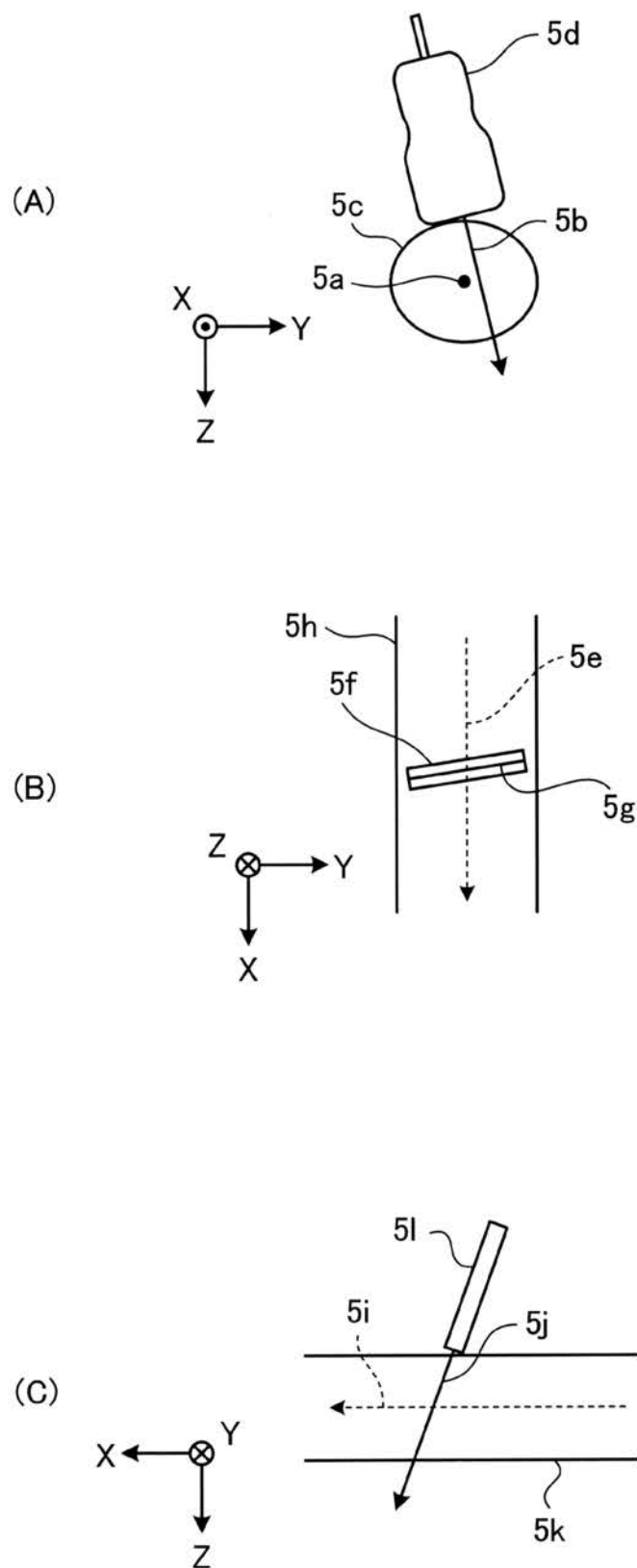
【図 3】



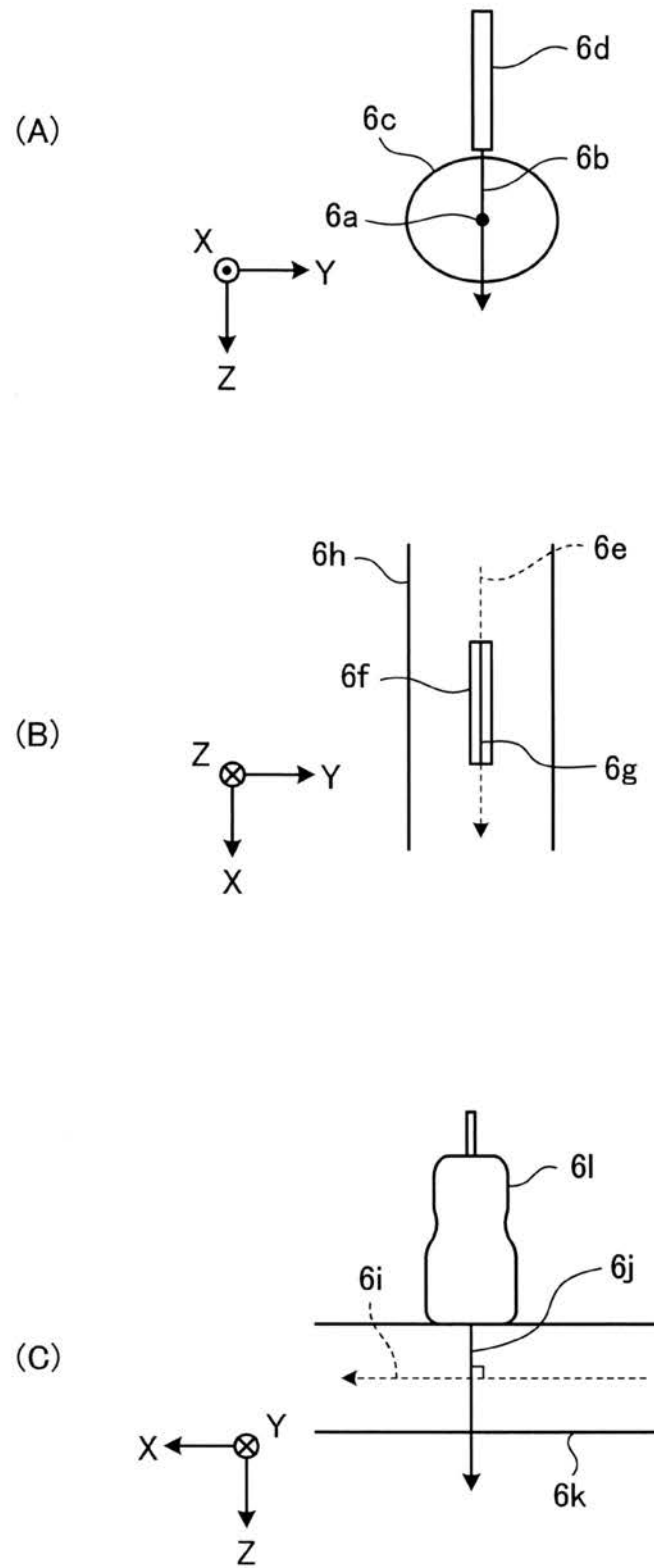
【図 4】



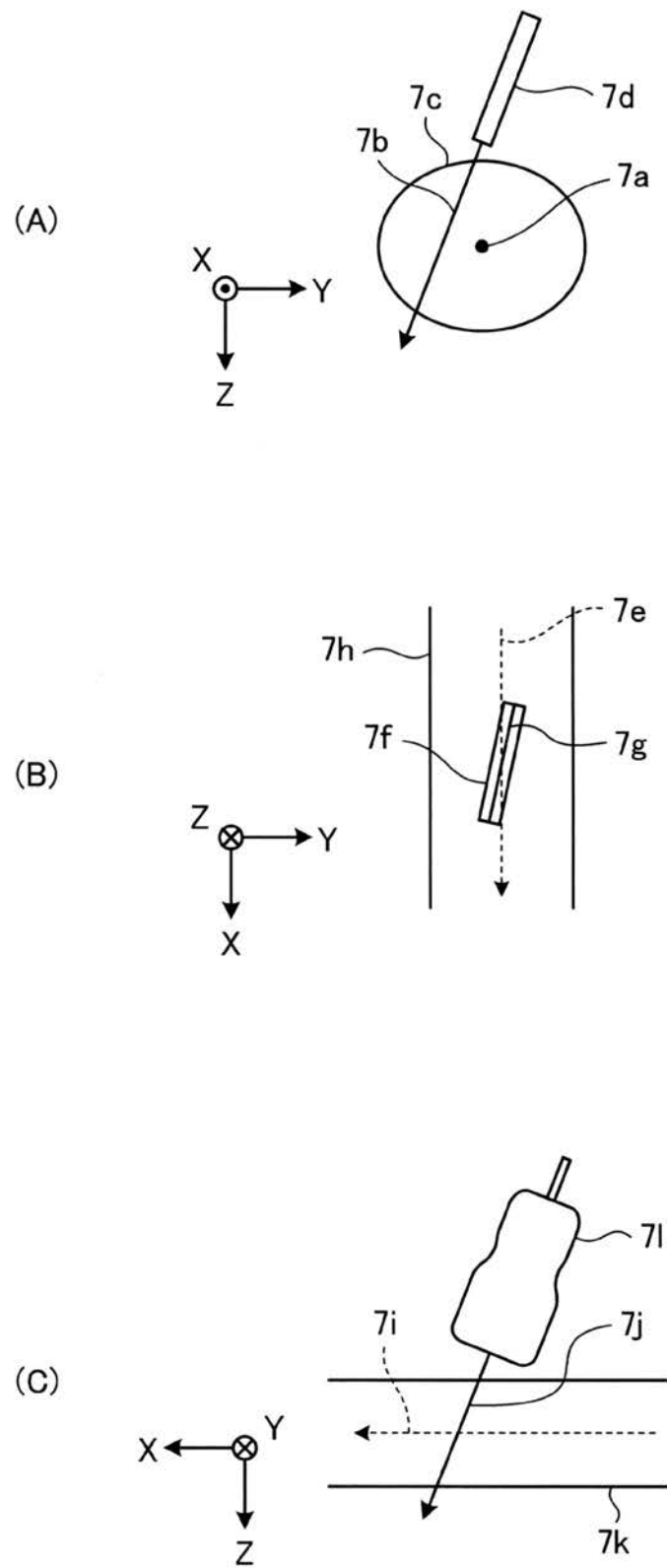
【図 5】



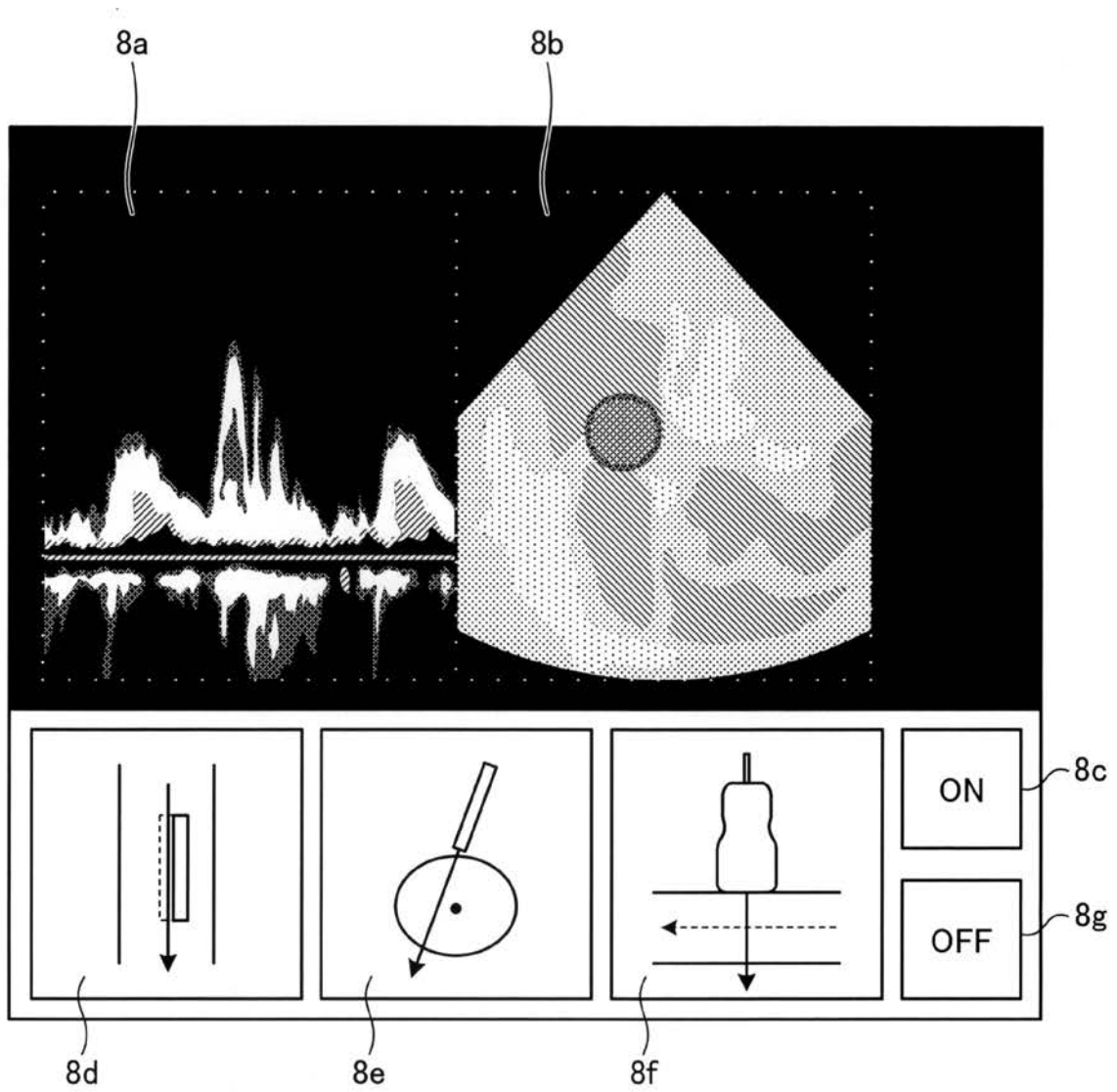
【図 6】



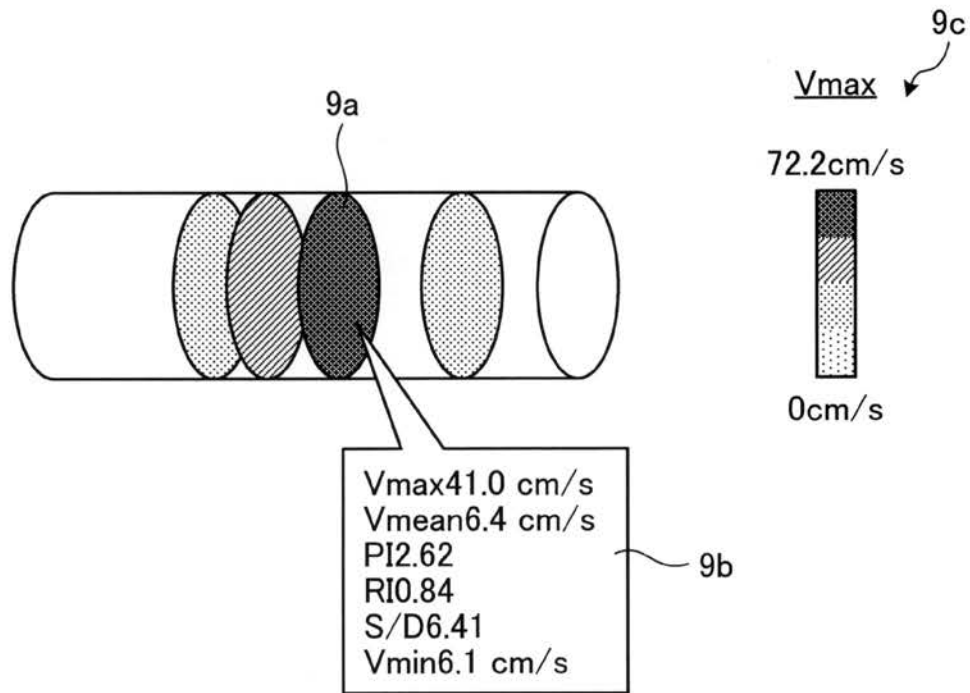
【図 7】



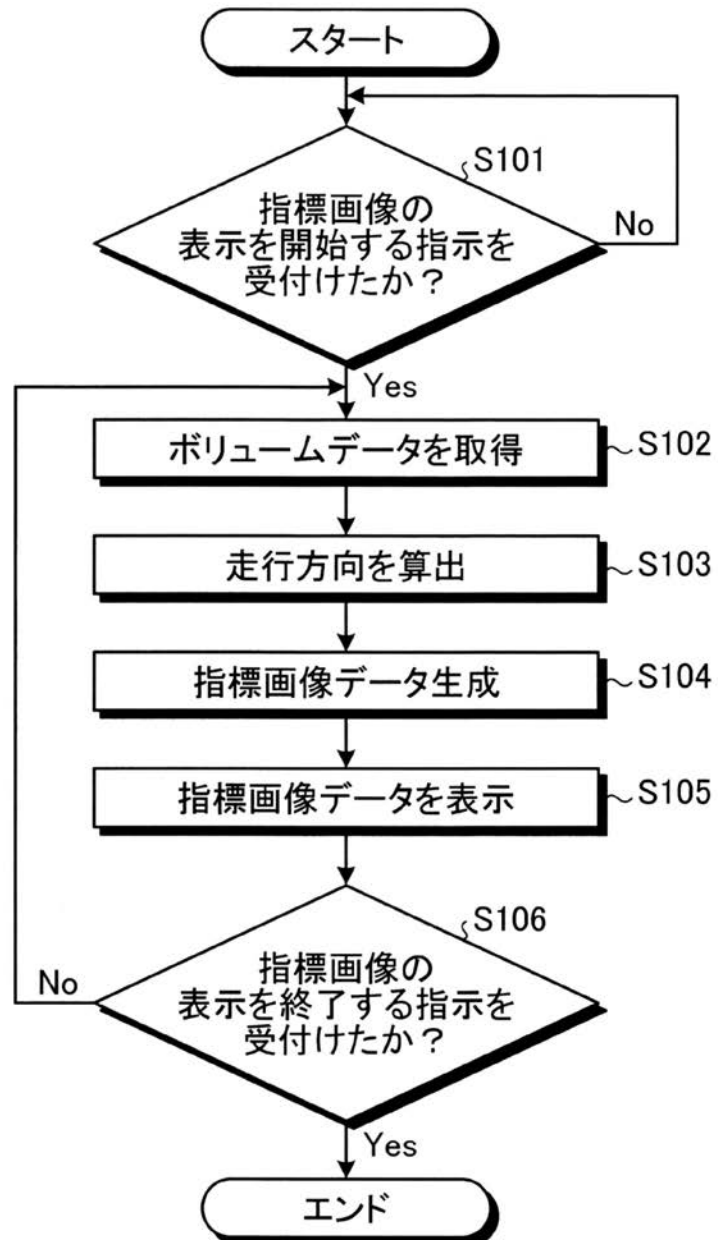
【図 8】



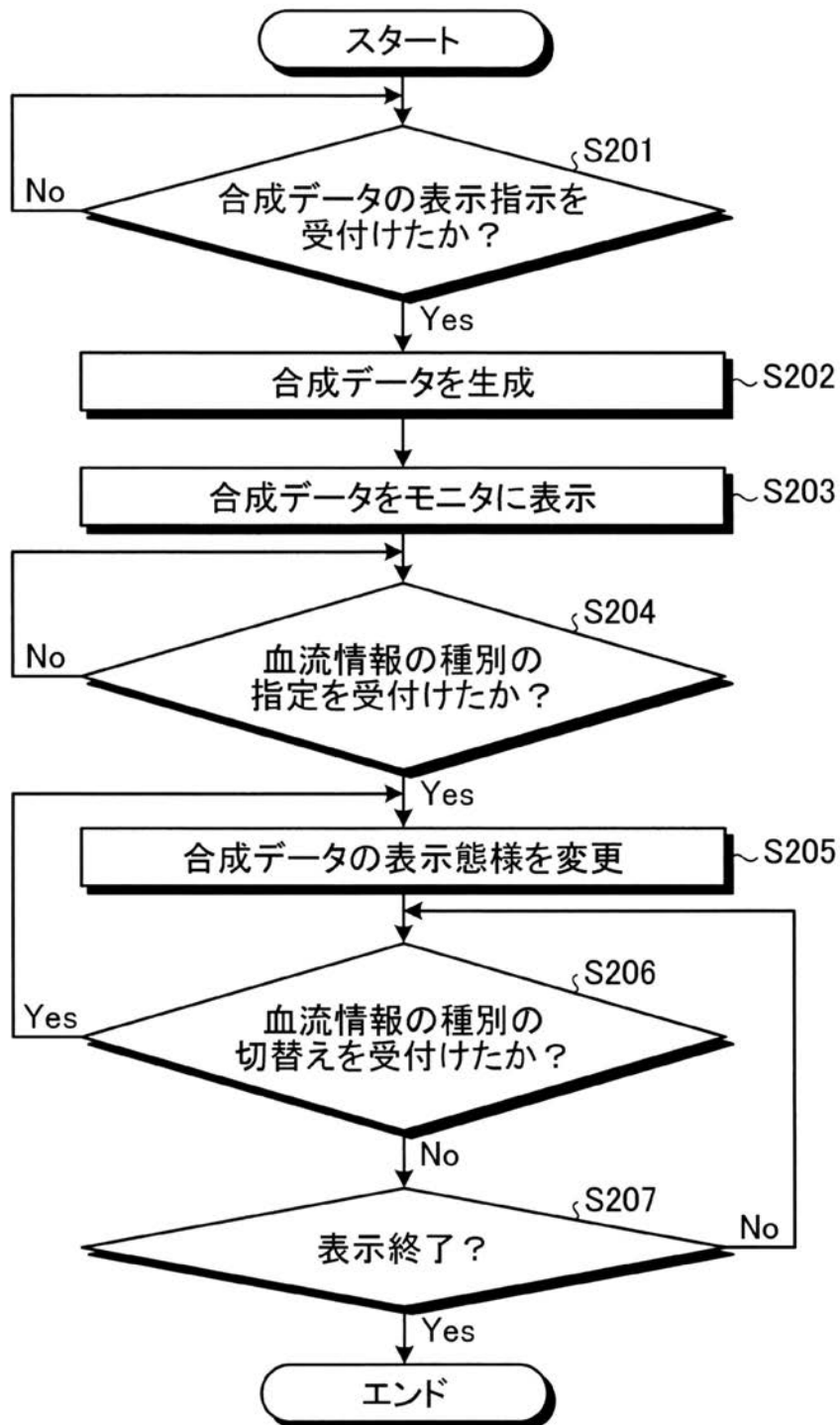
【図 9】



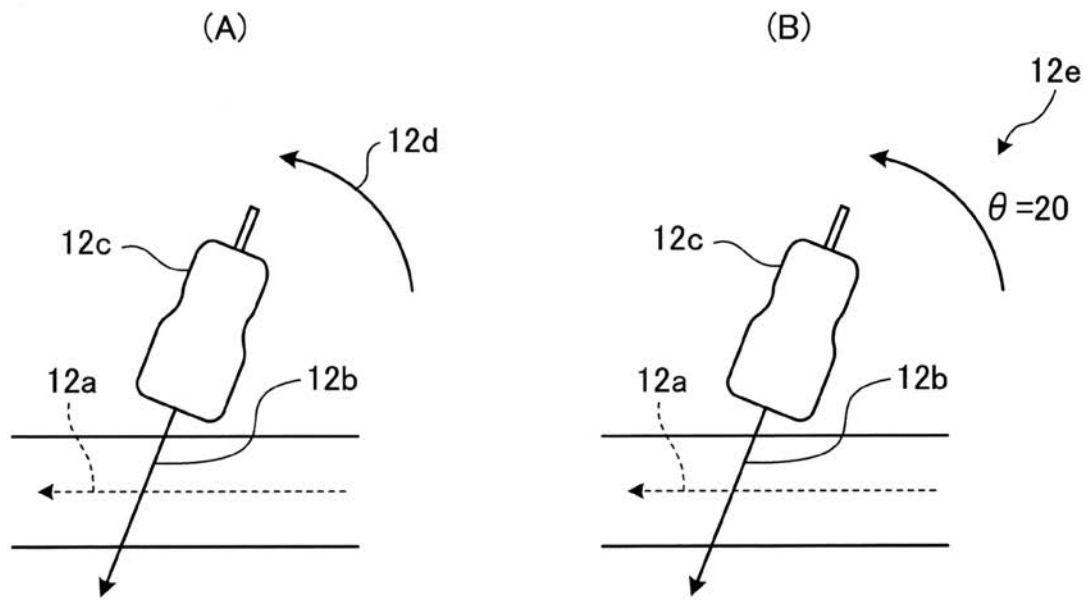
【図 10】



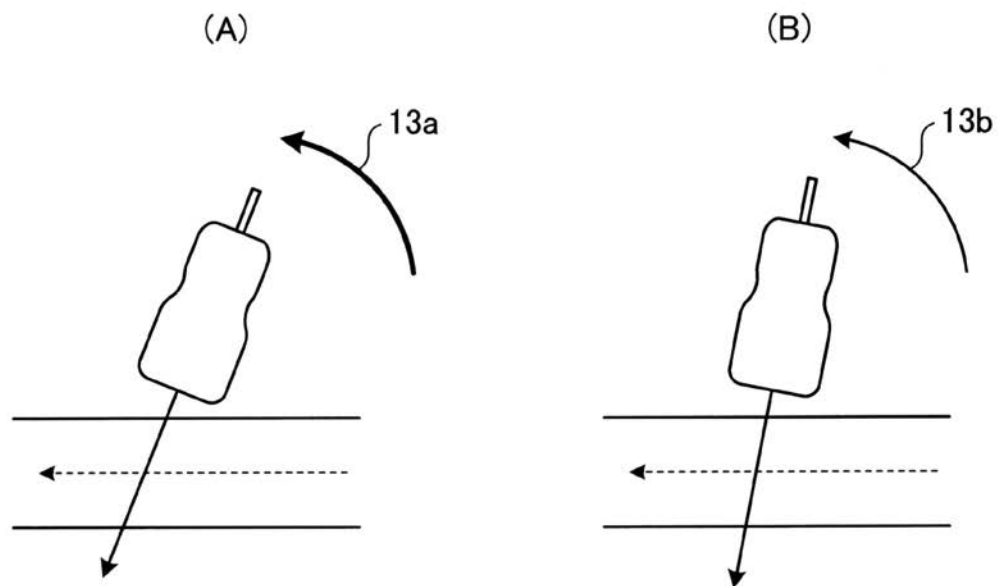
【図 11】



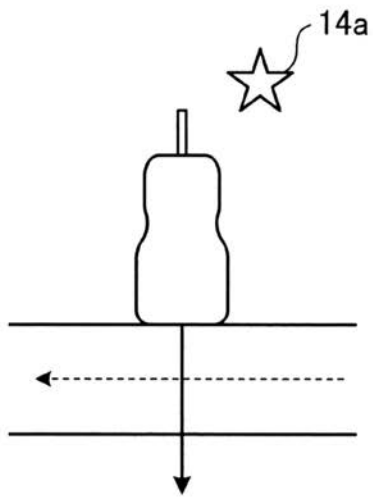
【図 1 2】



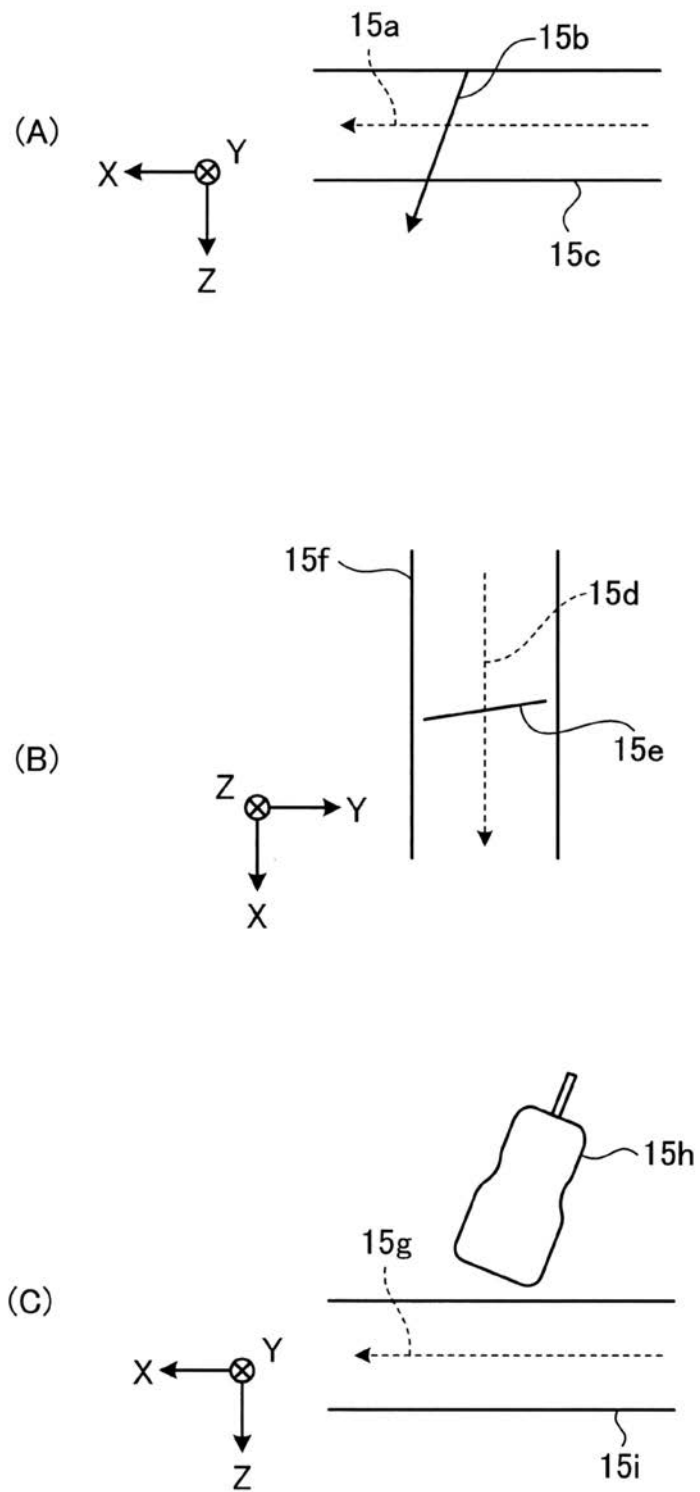
【図 1 3】



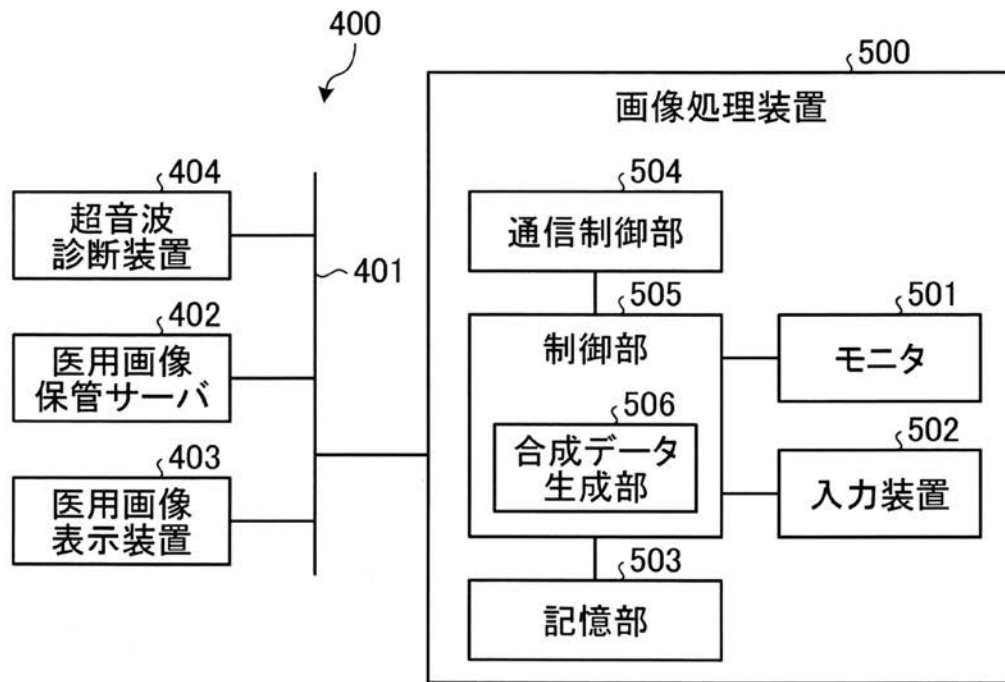
【図 14】



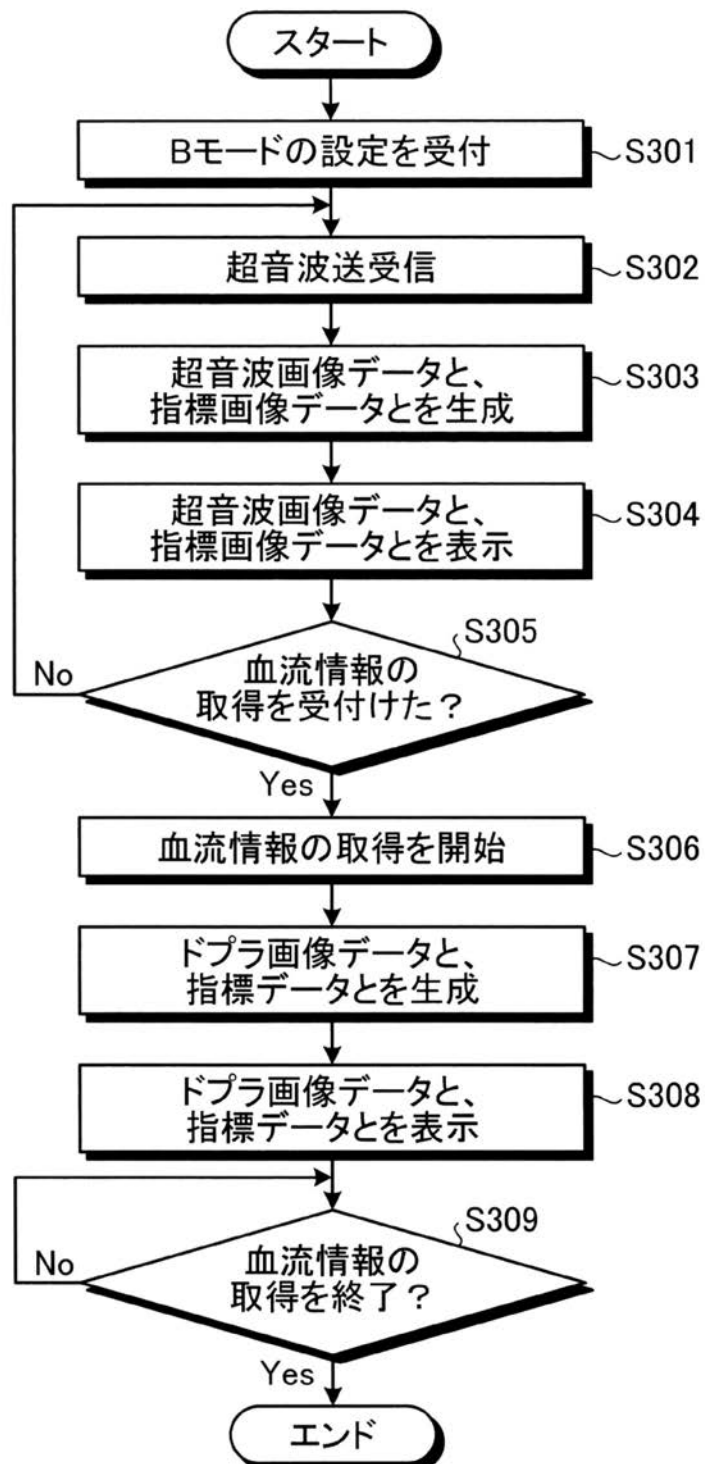
【図 15】



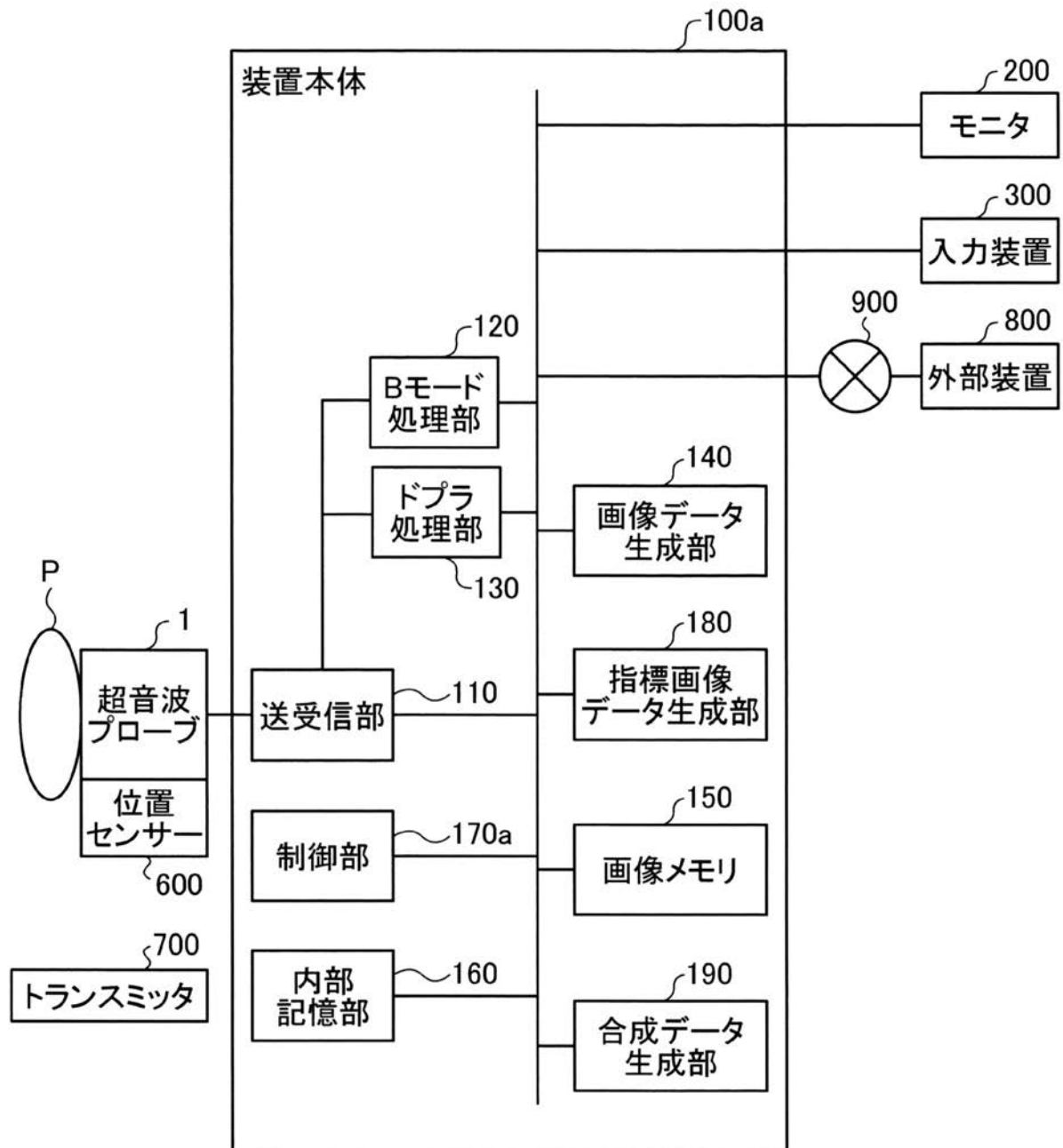
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 中嶋 修

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤井 友和

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 渡辺 正毅

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD14 DE01 GA18 GA25 JC33 KK31