

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6202841号
(P6202841)

(45) 発行日 平成29年9月27日 (2017.9.27)

(24) 登録日 平成29年9月8日 (2017.9.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-55510 (P2013-55510)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年3月18日 (2013.3.18)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-180340 (P2014-180340A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成26年9月29日 (2014.9.29)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成28年1月26日 (2016.1.26)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

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】

位置情報取得部によって取得された第一座標系における超音波プローブ又は走査線の位置情報を、基準とされる第二座標系における位置情報に換算する位置情報換算部と、

ドプラスペクトラムデータを生成するためのドブラ計測時の走査線角度およびフォーカス距離を制御する中央演算処理部と、

過去のドブラ計測時の前記走査線角度および前記フォーカス距離を記憶する記憶部と、
前記過去のドブラ計測時に前記位置情報取得部によって取得され、前記位置情報換算部によって換算された第1位置情報と、現在のドブラ計測に際して前記位置情報取得部によって取得され、前記位置情報換算部によって換算された第2位置情報と、前記記憶部によって記憶された前記過去のドブラ計測時の前記走査線角度および前記フォーカス距離と、に基づいてガイドデータを生成するガイドデータ生成部と、

前記ガイドデータに基づく画像を表示する表示部と、

を備え、

前記中央演算処理部は、前記記憶部によって記憶された前記過去のドブラ計測時の前記走査線角度および前記フォーカス距離に基づいて、前記現在のドブラ計測における前記走査線角度および前記フォーカス距離を制御する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第二座標系は、3次元的に描画された医用画像のデータであるボリュームデータが属する座標系であり、

10

20

前記表示部は、前記ガイドデータに基づく画像を前記ボリュームデータに基づく画像に重畳させて表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示部は、前記ガイドデータに基づく画像として、前記過去のドプラ計測時の前記超音波プローブの位置と向きを示す目標位置ガイドマーカと、前記現在のドプラ計測に際した前記超音波プローブの位置と向きを示す現在位置ガイドマーカを表示する請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示部は、前記ガイドデータに基づく画像として、前記現在位置ガイドマーカと前記目標位置ガイドマーカが重なるように前記現在位置ガイドマーカを誘導する矢印状のマーカを表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記ガイドデータ生成部は、前記第 1 位置情報と、前記第 2 位置情報との合致率を算出し、

前記表示部は、前記ガイドデータ生成部によって算出された前記合致率を表示する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記中央演算処理部は、前記第 1 位置情報と、前記第 2 位置情報とが合致したときに、血流速度の計測を開始させる請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記ボリュームデータは、画像サーバから取得されたデータである請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示部は、前記過去のドプラ計測により生成されたドプラスペクトラム画像と、前記現在のドプラ計測により生成されたドプラスペクトラム画像を表示させる請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示部は、前記過去のドプラ計測において計測された血流速度に基づく値と、前記現在のドプラ計測において計測された血流速度に基づく値を表示させる請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

前記第二座標系は、3 次元的に描画された医用画像のデータであるボリュームデータが属する座標系である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【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】

40

患者の体内組織の状態を非侵襲で画像化する超音波診断装置の機能の一つに、患者の血管を流れる血液の速度（血流速度）を計測する機能がある。通常、この機能によって計測された血流速度は、血管内の血流速度の分布を示すカラードプラ画像や血流速度の経時変化を示すドプラスペクトラム画像の生成のために用いられ、これらの画像は、例えば、血流速度の経過観察を行なう場合や手術前後の血流速度の変化を診る場合に参照される。

【0003】

上記した血流速度の計測において、血流速度は、送受信される超音波の周波数の変化量と血流方向に対する超音波の送受信方向の角度に基づいて算出される。送受信される超音波の周波数の変化量について説明すると、血流により反射し受信される超音波の周波数は、血流の移動に合わせドプラ変位を受け、送信される超音波の周波数に比べ高い周波数、

50

もしくは低い周波数へシフトを受ける。この周波数のシフト量は血流の移動速度に依存する。一方、血流方向に対する超音波の送受信方向の角度について説明すると、この角度は、患者に押し当てる超音波プローブの位置および角度と超音波プローブより送受信される送受信ビームの角度に依存する。したがって、算出される血流速度は、血流方向と超音波プローブより送受信された送受信ビームの成す角度に大きく依存する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2011-110182号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、経過観察を例に挙げると、毎回の観察時において初回の観察時と全く同じ位置および角度で超音波プローブを押し当てることは非常に難しく、従来の手法では、再現性が十分に担保された血流速度の計測ができるとは言い切れない。

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、血流速度の計測の再現性を向上させ得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】

20

実施形態の超音波診断装置は、位置情報取得部によって取得された第一座標系における超音波プローブ又は走査線の位置情報を、基準とされる第二座標系における位置情報に換算する位置情報換算部と、ドブラスペクトラムデータを生成するためのドブラ計測時の走査線角度およびフォーカス距離を制御する中央演算処理部と、過去のドブラ計測時の前記走査線角度および前記フォーカス距離を記憶する記憶部と、前記過去のドブラ計測時に前記位置情報取得部によって取得され、前記位置情報換算部によって換算された第1位置情報と、現在のドブラ計測に際して前記位置情報取得部によって取得され、前記位置情報換算部によって換算された第2位置情報と、前記記憶部によって記憶された前記過去のドブラ計測時の前記走査線角度および前記フォーカス距離と、に基づいてガイドデータを生成するガイドデータ生成部と、前記ガイドデータに基づく画像を表示する表示部と、を備え、前記中央演算処理部は、前記記憶部によって記憶された前記過去のドブラ計測時の前記走査線角度および前記フォーカス距離に基づいて、前記現在のドブラ計測における前記走査線角度および前記フォーカス距離を制御する。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】実施形態における超音波診断装置のブロック図。

【図2】実施形態におけるBモード画像の示す断面の概略図。

【図3】実施形態における位置情報取得部によって取得される位置情報の概念図。

【図4】実施形態における経過観察の初回時におけるフロー図。

【図5】実施形態における経過観察2回目以降のフロー図。

40

【図6】実施形態における位置情報換算部による位置情報の換算の概念図。

【図7】実施形態におけるBモード画像とボリューム画像の概略図。

【図8】実施形態における現在位置ガイドマーカと目標位置ガイドマーカの概略図。

【図9】実施形態におけるドブラスペクトラム画像の概略図。

【図10】実施形態におけるBモード画像の概略図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0010】

まず、本実施形態における超音波診断装置100の構成を図1のブロック図を用いて説

50

明する。

【 0 0 1 1 】

本実施形態における超音波診断装置 1 0 0 は、中央演算処理部 1、送受信制御部 2、送信部 3、超音波プローブ 4、受信部 5、信号処理部 6、記憶部 7、表示部 8、位置情報換算部 9、ガイドデータ生成部 1 0、操作部 1 1 を備える。また、超音波診断装置 1 0 0 は、ネットワークを介してデータの送受信が可能なように画像サーバ 2 0 0 に接続されている。

【 0 0 1 2 】

以降、制御データとは、後述する超音波プローブ 4 が超音波による送信ビームを生成するために必要なデータであり、超音波プローブ 4 が有する振動子に与える駆動パルスを送延させるための遅延時間情報を含むデータである。

10

【 0 0 1 3 】

中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 から B モードデータの生成を指示された場合、B モードデータ生成用の制御データを生成し、生成した B モードデータ生成用の制御データを送受信制御部 2 へ転送する。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からカラードブラデータの生成を指示された場合、操作部 1 1 によって指定された範囲のカラードブラデータ生成用の制御データを生成し、生成したカラードブラデータ生成用の制御データを送信部 3 へ転送する。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からドブラスペクトラムデータの生成を指示された場合、操作部 1 1 によって指定された位置のドブラスペクトラムデータ生成用の制御データを生成し、生成したドブラスペクトラムデータ生成用の制御データを送信部 3 へ転送する。なお、本実施形態では、パルスドブラ法によってサンプリングを行うことでドブラスペクトラムデータを生成する場合について説明する。

20

【 0 0 1 4 】

中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶された過去の検査時における B モードデータ、カラードブラデータ、ドブラスペクトラムデータを表示部 8 に転送させる。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶された、ライブ撮像で現在取得している B モードデータ、カラードブラデータ、ドブラスペクトラムデータを表示部 8 に転送させる。

【 0 0 1 5 】

中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、3 次元的に描画された X 線 CT 画像や MRI 画像、超音波画像などの医用画像のデータ（ボリュームデータ）を画像サーバ 2 0 0 から記憶部 7 に転送させ、記憶させる。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶されたボリュームデータを表示部 8 に転送させる。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶されたボリュームデータを位置情報換算部 9 に転送させる。

30

【 0 0 1 6 】

中央演算処理部 1 は、後述する位置情報取得部 2 0 2 によって取得された、過去の検査時における超音波プローブ 4 の位置情報を、記憶部 7 に記憶させる。中央演算処理部 1 は、位置情報取得部 2 0 2 によって取得された現在の超音波プローブ 4 の実空間上の位置に対応する超音波プローブ 4 の位置情報を、記憶部 7 に記憶させる。中央演算処理部 1 は、記憶部 7 に記憶された超音波プローブ 4 の位置情報を位置情報換算部 9 に転送させる。中央演算処理部 1 は、記憶部 7 に記憶された超音波プローブ 4 の位置情報をガイドデータ生成部 1 0 に転送させる。なお、超音波プローブ 4 の位置情報の詳細については後述する。

40

【 0 0 1 7 】

中央演算処理部 1 は、ガイドデータ生成部 1 0 が生成した後述するガイドデータを表示部 8 に転送させる。

【 0 0 1 8 】

中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 によって、過去の検査時点でドブラスペクトラムデータの生成が指示されたとき、操作部 1 1 によってドブラスペクトラムデータの生成が指示された位置に対して送信ビームをフォーカスさせるための送信角度およびフォーカス距離

50

を記憶部 7 に記憶させる。中央演算処理部 1 は、記憶部 7 に記憶された送信角度、フォーカス距離の情報をガイドデータ生成部 10 に転送させる。

【 0 0 1 9 】

図 2 は、B モードデータに基づく画像 (B モード画像 1 0 2) の示す断面の概略図である。図 2 に示すように、前述のドプラスペクトラムデータの生成が指示された位置は、鎖線で囲まれた領域として表現された B モード画像 1 0 2 上に下駄記号のマーカ (レンジゲートマーカ 1 0 1) で示される。なお、図 2 における破線の矢印 A は、超音波プローブ 4 が患者に対して垂直になる方向 (超音波プローブ深さ方向 1 0 3)、二重鎖線の矢印 B は、振動子の配列方向 (振動子配列方向 1 0 4)、実線の矢印 C は、レンジゲートマーカ 1 0 1 が示す位置に送信ビームを送信する場合の送信ビームの進行方向 (送信ビーム進行方向 1 0 5) である。送信ビーム進行方向 1 0 5 は、例えば、超音波プローブ深さ方向 1 0 3 に対する角度 θ として表現され、この角度は前述した送信角度に相当する。また、例えば、送信ビームの発信基を示す点、すなわち送信振動子の開口中心点が点 O に一致する場合、点 O からレンジゲートマーカ 1 0 1 までの距離 D は前述したフォーカス距離に相当する。簡略化のために、以降は点 O が超音波プローブ 4 の先端の中心である場合について説明する。

10

【 0 0 2 0 】

中央演算処理部 1 は、所定の操作画面を表示部 8 に表示させる。

【 0 0 2 1 】

送受信制御部 2 は、図示しないメモリなどの記憶手段を備え、中央演算処理部 1 から転送された制御データを当該記憶手段に記憶させる。送受信制御部 2 は、パルス信号を所定の時間間隔で繰り返し発生させる。以降、当該所定の時間間隔を一つの時間単位とし、レートと呼称する。また、レート単位で送受信制御部 2 が発生させるパルス信号をレートパルスと呼称する。送受信制御部 2 は、レートパルスを発生させることで一つのレートを開始させると、上記の記憶手段に記憶された制御データの中から当該レートに係る制御データを送信部 3 および受信部 5 に送信する。

20

【 0 0 2 2 】

送信部 3 は、送受信制御部 2 から受信した制御データに基づく駆動パルスを後述する超音波プローブ 4 の振動子に送信する。

【 0 0 2 3 】

超音波プローブ 4 は、例えば、一次元に複数個配列された図示しない振動子を備えたコンベックス型のプローブである。各振動子は、送信部 3 から駆動パルスを受信すると超音波を発生させ、患者の体内組織にて反射した反射波を受信するとエコー信号を発生させる。振動子は、発生させたエコー信号を受信部 5 に送信する。また、本実施形態において、超音波プローブ 4 には位置センサ 2 0 1 が装着される。位置センサ 2 0 1 は、例えば磁場発生部 2 0 3 が発生する磁場の強度を検知し、検知した磁場の強度を示す情報を位置情報取得部 2 0 2 に送信する。位置情報取得部 2 0 2 は、位置センサ 2 0 1 から受信した磁場の強度情報に基づいて、磁場発生部 2 0 3 を基準とする実空間の座標系に対応する 3 次元磁場空間の座標系における超音波プローブ 4 の座標、超音波プローブ 4 の回転方向の角度、超音波プローブ 4 の深さ方向 (回転軸方向) の角度などの位置情報を取得する。

30

【 0 0 2 4 】

図 3 は、位置情報取得部 2 0 2 によって取得される位置情報の概念図である。図 3 に示すように、位置情報取得部 2 0 2 は、例えば、磁場発生部 2 0 3 から発生された 3 次元磁場空間の座標系に属する。以降、この座標系を位置情報取得部座標系 1 0 6 と呼称し、x 軸、y 軸、z 軸からなる座標系 (x , y , z) で表す。図 3 に示すように、超音波プローブ 4 は例えば矢印 E が示す方向に回転し、この回転の軸と一致する超音波プローブ 4 の深さ方向は矢印 F が示す方向に回転する。本実施形態において、位置情報取得部 2 0 2 は、例えば、位置情報取得部座標系 1 0 6 における超音波プローブ 4 の先端の中心である点 O の座標を超音波プローブ 4 の座標、超音波プローブ深さ方向 1 0 3 が x 軸正方向と成す角度を超音波プローブ 4 の深さ方向の角度、振動子配列方向 1 0 4 が y 軸正方向と成す角度

40

50

を超音波プローブ4の回転方向の角度として、位置情報を取得する。なお、この位置情報と、前述した送信角度およびフォーカス距離によって、図2で示したレンジゲートマーカ101の位置および向きは一意的に決まる。

【0025】

受信部5は、エコー信号を受信すると、エコー信号の信号強度を増幅させ、制御データに基づく整相加算処理を行ない、信号処理部6へエコー信号を送信する。

【0026】

信号処理部6は、受信部5から送られてきたエコー信号に対して、撮影モードに対応する信号処理を行い記憶部7に処理された信号を送信する。撮像モードがBモード撮像モードであった場合、カラードブラ撮像モードであった場合、及びドブラスペクトラム撮像モードであった場合とで、信号処理部6が行う信号処理の内容は次のように異なる。

【0027】

信号処理部6は、受信部5から受信したエコー信号が、Bモードデータを生成するためのエコー信号である場合、当該エコー信号に包絡線検波処理、対数圧縮処理を施し、受信信号を生成する。信号処理部6は、Bモードデータ生成用の全ての制御データに係る受信信号に基づいてBモードデータを生成する。信号処理部6は、生成したBモードデータを記憶部7に送信する。

【0028】

信号処理部6は、受信部5から受信したエコー信号が、カラードブラデータを生成するためのエコー信号である場合、当該エコー信号の周波数分析として、一般的に自己相関法を用いてエコー信号に生じた周波数偏移を検出する。信号処理部6は、検出した周波数偏移をドブラ信号として取得する。信号処理部6は、カラードブラデータ生成用の全ての制御データに基づいて操作部11によって指定された範囲のカラードブラデータを生成する。信号処理部6は、生成したカラードブラデータを記憶部7に送信する。

【0029】

信号処理部6は、受信部5から受信したエコー信号が、ドブラスペクトラムデータを生成するためのエコー信号である場合、当該エコー信号の周波数分析として、一般的に高速フーリエ変換法を用いてエコー信号に生じた周波数偏移の変化を検出する。信号処理部6は、検出した周波数偏移の変化をドブラ信号として取得する。信号処理部6は、ドブラスペクトラムデータ生成用の制御データに基づいて操作部11によって指定された位置のドブラスペクトラムデータを生成する。信号処理部6は、生成したドブラスペクトラムデータを記憶部7に送信する。

【0030】

記憶部7は、信号処理部6から受信したBモードデータ、カラードブラデータ、ドブラスペクトラムデータを記憶する。記憶部7は、中央演算処理部1からの指示に従って、自身が記憶したBモードデータ、カラードブラデータ、ドブラスペクトラムデータを表示部8に転送する。記憶部7は、中央演算処理部1からの指示に従って、画像サーバ200から転送されたボリュームデータを記憶する。記憶部7は、中央演算処理部1からの指示に従って、自身が記憶したボリュームデータを表示部8に転送する。記憶部7は、自身が記憶したボリュームデータを位置情報換算部9に転送する。記憶部7は、中央演算処理部1からの指示に従って、位置情報取得部202が取得したボリュームデータに関連付けられた、過去のドブラ計測時における超音波プローブ4の位置を示す位置情報を記憶する。記憶部7は、中央演算処理部1からの指示に従って、位置情報取得部202が取得した現在計測しているドブラ計測時における超音波プローブ4の位置を示す位置情報位置情報を記憶する。記憶部7は、中央演算処理部1からの指示に従って、位置情報取得部202が取得した位置情報を位置情報換算部9に転送する。記憶部7は、位置情報換算部9から転送されたボリュームデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報を記憶する。記憶部7は、中央演算処理部1からの指示に従って、位置情報換算部9から転送されたボリュームデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報をガイドデータ生成部10に転送する。記憶部7は、中央演算処理部1の指

10

20

30

40

50

示に従って、過去の検査時においてドプラスペクトラムデータの生成が指示されたときの送信角度およびフォーカス距離を記憶する。

【0031】

表示部8は、中央演算処理部1からの指示に従って、所定の操作画面を表示する。表示部8は、中央演算処理部1からの指示に従って、記憶部7から転送されたBモードデータ、カラードブラデータ、ドプラスペクトラムデータ、ポリウムデータを画像として表示する。表示部8は、中央演算処理部1からの指示に従って、ガイドデータ生成部10から転送されたガイドデータをポリウム画像として表示する。

【0032】

位置情報換算部9は、記憶部7から転送された3次元磁場空間の座標系における過去の検査時の超音波プローブ4の位置情報を、記憶部7から転送されたポリウムデータの座標系における位置情報に換算する。位置情報換算部9は、記憶部7から転送された3次元磁場空間の座標系におけるライブ撮像で現在取得している超音波プローブ4の位置情報を、記憶部7から転送されたポリウムデータの座標系における位置情報に換算する。位置情報換算部9は、ポリウムデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報を再び記憶部7に転送する。また、位置情報換算部9は、ポリウムデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報をガイドデータ生成部10に転送する。なお、位置情報換算部9の詳細については、後述する。

【0033】

ガイドデータ生成部10は、位置情報換算部9から転送されたポリウムデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報に基づいてガイドデータを生成する。またガイドデータ生成部10は、記憶部7から転送されたポリウムデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報と、記憶部7から転送された送信角度、フォーカス距離に基づいてガイドデータを生成する。ガイドデータ生成部10は、位置情報換算部9から転送されたポリウムデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報と記憶部7から転送された送信角度、フォーカス距離に基づいてガイドデータを生成する。ガイドデータ生成部10は、中央演算処理部1からの指示に従って、生成したガイドデータを表示部8に転送する。なお、ガイドデータの詳細については、後述する。

【0034】

操作部11は、例えば、トラックボールやキーボード、表示部8と一体となったタッチパネルであり、オペレータは、操作部11を介して、表示部8に表示された所定の操作画面の操作を行う。

【0035】

次に、本実施形態における超音波診断装置100の動作を、図4と図5に示すフロー図を用いて説明する。なお、図4と図5を用いて説明する本実施形態の動作は、患者の血流速度の経過観察を行なう場合を仮定しており、図4は経過観察の初回におけるフロー図、図5は経過観察の2回目以降におけるフロー図である。なお、本実施形態において、例えば位置情報取得部202は常に超音波プローブの位置情報を取得し、中央演算処理部1は、位置情報取得部202によって取得された超音波プローブ4の位置情報を、随時、記憶部7に記憶させる。

【0036】

まず、図4のフロー図を用いて経過観察の初回時におけるフローを説明する。

【0037】

ステップS1において、オペレータは診断を開始する。

【0038】

ステップS2において、オペレータは、操作部11を介して、経過観察を行う位置を含むポリウムデータを画像サーバ200から取得するように中央演算処理部1に指示する。中央演算処理部1は、操作部11からの指示に従って、経過観察を行なう位置を含むポリウムデータを画像サーバ200から記憶部7に転送させ、記憶部7に記憶させる。ま

10

20

30

40

50

たは、計画的に診断スケジュールがある場合、診断開始前に予め患者のボリュームデータを画像サーバ200から転送しておくことも可能である。

【0039】

ステップS3において、オペレータは、操作部11を介して、Bモードデータの生成を中央演算処理部1に指示する。中央演算処理部1は、操作部11からの指示に従って、Bモードデータ生成用の制御データを生成し、生成したBモードデータ生成用の制御データを送受信制御部2へ転送する。送受信制御部2は、中央演算処理部1から転送されたBモードデータ生成用の制御データを当該記憶手段に記憶させる。送受信制御部2は、レートパルスを発生させることで一つのレートを開始させると、上記の記憶手段に記憶されたBモードデータ生成用の制御データの中から当該レートに係る制御データを送信部3に送信する。送信部3は、送受信制御部2から受信した制御データに基づく駆動パルスを超音波プローブ4の振動子に送信する。超音波プローブ4の振動子は、送信部3から駆動パルスを受信すると超音波を発生させ、患者の体内組織にて反射した反射波を受信するとエコー信号を発生させる。振動子は、発生させたエコー信号を受信部5に送信する。受信部5は、エコー信号を受信すると、エコー信号の信号強度を増幅させ、制御データに基づく整相加算処理を行なう。受信部5は、整相加算処理が終了したエコー信号を信号処理部6に送信する。信号処理部6は、当該エコー信号に包絡線検波処理、対数圧縮処理を施し、受信信号を生成する。信号処理部6は、Bモードデータ生成用の全ての制御データに係る受信信号に基づいてBモードデータを生成し、生成したBモードデータを記憶部7に送信する。記憶部7は、信号処理部6から受信したBモードデータを記憶する。オペレータは、操作部11を介して記憶部7に記憶されたBモードデータを表示部8に転送するように中央演算処理部1に指示する。中央演算処理部1は、操作部11からの指示に従って、記憶部7に記憶されたBモードデータを表示部8に転送させる。表示部8は、記憶部7から転送されたBモードデータをBモード画像として表示する。

【0040】

ステップS4において、オペレータは、記憶部7に記憶させたボリュームデータを表示部8に表示させるように、操作部11を介して、中央演算処理部1に指示する。中央演算処理部1は、操作部11からの指示に従って、記憶部7に記憶されたボリュームデータを表示部8に転送させる。表示部8は、中央演算処理部1からの指示に従って、記憶部7から転送されたボリュームデータに基づく画像（ボリュームデータ画像）を表示する。

【0041】

ステップS5において、オペレータは、超音波プローブ4の位置情報をボリュームデータの座標系に換算するように、操作部11を介して、中央演算処理部1に指示する。中央演算処理部1は、操作部11からの指示に従って、記憶部7に記憶されたボリュームデータを位置情報換算部9に転送させる。また、中央演算処理部1は、随時、記憶部7に記憶される超音波プローブ4の位置情報を位置情報換算部9に転送させる。位置情報換算部9は、記憶部7から転送された超音波プローブ4の位置情報を、記憶部7から転送されたボリュームデータの座標系における位置情報に換算する。位置情報換算部9は、ボリュームデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ4の位置情報をガイドデータ生成部10に転送する。

【0042】

図6は、位置情報換算部9による位置情報の換算の概念図である。図6に示すように、例えば、ボリュームデータの座標系（ボリュームデータ座標系107）が、X軸、Y軸、Z軸で表現される座標系（X, Y, Z）であり、位置情報取得部座標系106をx軸方向に+a、y軸方向に+b、z軸方向に+cだけシフトさせた座標系である場合、仮に位置情報取得部座標系106における超音波プローブ4の先端の中心である点Oの座標が（x0, y0, z0）であったとすると、ボリュームデータ座標系107における点Oの座標は、（x0-a, y0-b, z0-c）と換算される。なお、上記例では、ボリュームデータ座標系107が、位置情報取得部座標系106を回転させた座標系でないため、超音波プローブ深さ方向103、振動子配列方向104には変化はない。なお、ボリュームデ

10

20

30

40

50

ータ座標系 107 が位置情報取得部座標系 106 を回転させた座標系である場合も同様に換算される。

【0043】

ステップ S6 において、ガイドデータ生成部 10 は、位置情報換算部 9 から転送されたボリュームデータ座標系 107 における位置情報に換算された現在の超音波プローブ 4 の位置情報を示すガイドデータを生成する。ガイドデータ生成部 10 は、このガイドデータを表示部 8 に転送する。表示部 8 は、ガイドデータ生成部 10 から転送された、超音波プローブ 4 の位置情報を示すガイドデータをボリュームデータ画像上にガイドマーカとして表示する。

【0044】

図 7 は、表示部 8 に表示される B モード画像 102 とボリュームデータに基づく画像（ボリューム画像 108）の概略図である。図 7 に示すように、ボリューム画像 108 には超音波プローブ 4 の位置および向きを示すガイドマーカ（現在位置ガイドマーカ 109）が表示される。ここで B モード画像 102 に示される断面は、超音波プローブマーカ 109 の位置および向きから想定される断面 S における断面画像に相当する。なお、現在位置ガイドマーカ 109 の位置および向きは、位置情報取得部 202 が取得する位置情報によって随時更新される。

【0045】

ステップ S7 において、オペレータは、B モード画像 102 の撮像領域内にカラードブラ撮影を行う対象が含まれていることを確認すると、操作部 11 を介して、表示部 8 に表示された B モード画像 102 の中からカラードブラデータを生成する範囲を指定し、カラードブラデータの生成を中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 11 からの指示に従って、操作部 11 によって指定された範囲のカラードブラデータ生成用の制御データを生成し、生成したカラードブラデータ生成用の制御データを送信部 3 へ転送する。送受信制御部 2 は、中央演算処理部 1 から転送されたカラードブラデータ生成用の制御データを当該記憶手段に記憶させる。送受信制御部 2 は、レートパルスを発生させることで一つのレートを開始させると、上記の記憶手段に記憶されたカラードブラデータ生成用の制御データの中から当該レートに係る制御データを送信部 3 に送信する。送信部 3 は、送受信制御部 2 から受信した制御データに基づく駆動パルスを超音波プローブ 4 の振動子に送信する。超音波プローブ 4 の振動子は、送信部 3 から駆動パルスを受信すると超音波を発生させ、患者の体内組織にて反射した反射波を受信するとエコー信号を発生させる。振動子は、発生させたエコー信号を受信部 5 に送信する。受信部 5 は、エコー信号を受信すると、エコー信号の信号強度を増幅させ、制御データに基づく整相加算処理を行なう。受信部 5 は、整相加算処理が終了したエコー信号を信号処理部 6 に送信する。信号処理部 6 は、当該エコー信号の周波数分析として、自己相関法を用いてエコー信号に生じた周波数偏移を検出する。信号処理部 6 は、検出した周波数偏移をドブラ信号として取得する。信号処理部 6 は、カラードブラデータ生成用の全ての制御データに基づいて操作部 11 によって指定された範囲のカラードブラデータを生成し、生成したカラードブラデータを記憶部 7 に送信する。記憶部 7 は、信号処理部 6 から受信したカラードブラデータを記憶する。オペレータは、操作部 11 を介して記憶部 7 に記憶されたカラードブラデータを表示部 8 に転送するように中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 11 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶されたカラードブラデータを表示部 8 に転送させる。表示部 8 は、記憶部 7 から転送されたカラードブラデータをカラードブラ画像として B モード画像 102 に重ねて表示する。

【0046】

ステップ S8 において、オペレータは、カラードブラ画像の撮像領域内にドブラスペクトラム計測を行う対象が含まれていることを確認すると、操作部 11 を介して、表示部 8 に表示されたカラードブラ画像の中からドブラスペクトラムデータを生成する位置、即ち、レンジゲートマーカの表示位置を指定する。中央演算処理部 1 は、表示部 8 にレンジゲートマーカを表示させ、レンジゲートマーカの位置に対して超音波プローブ 4 を動かさず

10

20

30

40

50

に送信ビームをフォーカスさせるための送信角度およびフォーカス距離を記憶部 7 に記憶させる。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 9 において、オペレータは、ドプラスペクトラムデータの生成を中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、操作部 1 1 によって指定された位置のドプラスペクトラムデータ生成用の制御データを生成し、生成したドプラスペクトラムデータ生成用の制御データを送信部 3 へ転送する。送受信制御部 2 は、中央演算処理部 1 から転送されたドプラスペクトラムデータ生成用の制御データを当該記憶手段に記憶させる。送受信制御部 2 は、レートパルスを発生させることで一つのレートを開始させると、上記の記憶手段に記憶されたドプラスペクトラムデータ生成用の制御データの中から当該レートに係る制御データを送信部 3 に送信する。送信部 3 は、送受信制御部 2 から受信した制御データに基づく駆動パルスを超音波プローブ 4 の振動子に送信する。超音波プローブ 4 の振動子は、送信部 3 から駆動パルスを受信すると超音波を発生させ、患者の体内組織にて反射した反射波を受信するとエコー信号を発生させる。振動子は、発生させたエコー信号を受信部 5 に送信する。受信部 5 は、エコー信号を受信すると、エコー信号の信号強度を増幅させ、制御データに基づく整相加算処理を行なう。受信部 5 は、整相加算処理が終了したエコー信号を信号処理部 6 に送信する。信号処理部 6 は、当該エコー信号の周波数分析として、高速フーリエ変換法を用いてエコー信号に生じた周波数偏移の変化を検出する。信号処理部 6 は、検出した周波数偏移の変化をドブラ信号として取得する。信号処理部 6 は、ドプラスペクトラムデータ生成用の制御データに基づいて操作部 1 1 によって指定された位置のドプラスペクトラムデータを生成し、生成したドプラスペクトラムデータを記憶部 7 に送信する。記憶部 7 は、信号処理部 6 から受信したドプラスペクトラムデータを記憶する。オペレータは、操作部 1 1 を介して記憶部 7 に記憶されたドプラスペクトラムデータを表示部 8 に転送するように中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶されたドプラスペクトラムデータを表示部 8 に転送させる。表示部 8 は、記憶部 7 から転送されたドプラスペクトラムデータをドプラスペクトラム画像として表示する。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 0 において、オペレータがドプラスペクトラム画像の観察を終えると、中央演算処理部 1 は、オペレータが操作部 1 1 を介してドプラスペクトラムデータの生成を中央演算処理部 1 に指示したときに記憶部 7 に記憶された超音波プローブ 4 の位置情報を位置情報換算部 9 に転送させる。位置情報換算部 9 は、記憶部 7 から転送された超音波プローブ 4 の位置情報をボリウムデータの座標系における位置情報に換算する。位置情報換算部 9 は、ボリウムデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ 4 の位置情報を記憶部 7 に転送する。記憶部 7 は、位置情報換算部 9 から転送されたボリウムデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ 4 の位置情報を記憶する。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 1 において、オペレータは診断を終了する。

【 0 0 5 0 】

次に、図 5 に示す経過観察 2 回目以降のフローについて説明する。2 回目以降の経過観察では、オペレータは、初回のドプラスペクトラム計測を行った位置と同じ位置についてドプラスペクトラム計測を行うものとする。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 2 において、オペレータは診断を開始する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 3 において、オペレータは、操作部 1 1 を介して、B モードデータの生成を中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、B モードデータ生成用の制御データを生成し、生成した B モードデータ生成用の制御データを送受信制御部 2 へ転送する。送受信制御部 2 は、中央演算処理部 1 から転送された B

モードデータ生成用の制御データを当該記憶手段に記憶させる。送受信制御部 2 は、レートパルスを発生させることで一つのレートを開始させると、上記の記憶手段に記憶された B モードデータ生成用の制御データの中から当該レートに係る制御データを送信部 3 に送信する。送信部 3 は、送受信制御部 2 から受信した制御データに基づく駆動パルスを超音波プローブ 4 の振動子に送信する。超音波プローブ 4 の振動子は、送信部 3 から駆動パルスを受信すると超音波を発生させ、患者の体内組織にて反射した反射波を受信するとエコー信号を発生させる。振動子は、発生させたエコー信号を受信部 5 に送信する。受信部 5 は、エコー信号を受信すると、エコー信号の信号強度を増幅させ、制御データに基づく整相加算処理を行なう。受信部 5 は、整相加算処理が終了したエコー信号を信号処理部 6 に送信する。信号処理部 6 は、当該エコー信号に包絡線検波処理、対数圧縮処理を施し、受信信号を生成する。信号処理部 6 は、B モードデータ生成用の全ての制御データに係る受信信号に基づいて B モードデータを生成し、生成した B モードデータを記憶部 7 に送信する。記憶部 7 は、信号処理部 6 から受信した B モードデータを記憶する。オペレータは、操作部 11 を介して記憶部 7 に記憶された B モードデータを表示部 8 に転送するように中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 11 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶された B モードデータを表示部 8 に転送させる。表示部 8 は、記憶部 7 から転送された B モードデータを B モード画像として表示する。

【0053】

ステップ S 14 において、中央演算処理部 1 は、所定の操作画面として、例えば記憶部 7 に記憶されている画像データのリストを表示部 8 に表示させる。オペレータは、当該リストの中から、経過観察の初回時に記憶部 7 に記憶されたボリュームデータを、操作部 11 を介して選択する。中央演算処理部 1 は、オペレータによって選択されたボリュームデータを記憶部 7 から表示部 8 に転送させる。表示部 8 は、中央演算処理部 1 からの指示に従って、記憶部 7 から転送されたボリュームデータを表示する。

【0054】

ステップ S 15 において、オペレータは、現在の超音波プローブ 4 の位置情報をボリュームデータの座標系に換算するように、操作部 11 を介して、中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 11 からの指示に従って、まず、記憶部 7 に記憶されたボリュームデータを位置情報換算部 9 に転送させる。中央演算処理部 1 は、随時、記憶部 7 に記憶される現在の超音波プローブ 4 の位置情報を位置情報換算部 9 に転送させる。位置情報換算部 9 は、記憶部 7 から転送された超音波プローブ 4 の位置情報を、記憶部 7 から転送されたボリュームデータの座標系における位置情報に換算する。位置情報換算部 9 は、ボリュームデータの座標系における位置情報に換算された超音波プローブ 4 の位置情報をガイドデータ生成部 10 に転送する。

【0055】

ステップ S 16 において、中央演算処理部 1 は、ステップ S 10 で記憶部 7 に記憶された経過観察の初回時における超音波プローブ 4 の位置情報と、ステップ S 8 で記憶部 7 に記憶された送信角度、フォーカス距離の情報をガイドデータ生成部 10 に転送させる。

【0056】

ステップ S 17 において、ガイドデータ生成部 10 は、位置情報換算部 9 から転送されたボリュームデータの座標系における位置情報に換算された現在の超音波プローブ 4 の位置情報とステップ S 8 で記憶部 7 に記憶された送信角度、フォーカス距離に基づくガイドデータを生成する。また、ガイドデータ生成部 10 は、ステップ S 16 で記憶部 7 から転送された超音波プローブ 4 の位置情報とステップ S 8 で記憶部 7 に記憶された送信角度、フォーカス距離に基づくガイドデータを生成する。ガイドデータ生成部 10 は、現在の超音波プローブ 4 に対応するガイドデータと、ステップ S 16 で記憶部 7 から転送された経過観察の初回時における超音波プローブ 4 に対応するガイドデータを表示部 8 に転送する。表示部 8 は、ガイドデータ生成部 10 から転送された、現在の超音波プローブ 4 に対応するガイドデータと、ステップ S 16 で記憶部 7 から転送された経過観察の初回時における超音波プローブ 4 に対応するガイドデータをガイドマーカとして表示する。

【 0 0 5 7 】

図 8 は、ステップ S 1 7 において表示部 8 に表示される、現在の超音波プローブ 4 の位置情報とステップ S 8 で記憶部 7 に記憶された送信角度、フォーカス距離に基づくガイドマーカ（現在位置ガイドマーカ 1 1 0 ）と、ステップ S 1 6 で記憶部 7 から転送された超音波プローブ 4 の位置情報とステップ S 8 で記憶部 7 に記憶された送信角度、フォーカス距離に基づくガイドマーカ（目標位置ガイドマーカ 1 1 1 ）である。オペレータは、表示部 8 に表示された現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を目標位置ガイドマーカ 1 1 1 に合致させるように、患者に押し当てている超音波プローブ 4 の位置および向きを変える。なお、現在位置ガイドマーカ 1 1 0 の位置および向きは、位置情報取得部 2 0 2 が取得する位置情報によって随時更新される。

10

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 8 において、オペレータは超音波プローブ 4 を操作し、目標位置ガイドマーカ 1 1 1 に、現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を合致させる。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 1 9 において、目標位置ガイドマーカ 1 1 1 に、現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を合致すると、中央演算処理部 1 は、ステップ S 8 で記憶部 7 に記憶された送信角度、フォーカス距離にレンジゲートマーカの位置を設定し、ドプラスペクトラムデータの生成を中央演算処理部 1 に指示する。つまり、オペレータは目標位置ガイドマーカ 1 1 1 に現在位置マーカ 1 1 0 を合致させるよう超音波プローブ 4 を移動させるだけで、自動的にドプラスペクトラムデータの生成が開始されることとなる。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、操作部 1 1 によって指定された位置のドプラスペクトラムデータ生成用の制御データを生成し、生成したドプラスペクトラムデータ生成用の制御データを送信部 3 へ転送する。送受信制御部 2 は、中央演算処理部 1 から転送されたドプラスペクトラムデータ生成用の制御データを当該記憶手段に記憶させる。送受信制御部 2 は、レートパルスを発生させることで一つのレートを開始させると、上記の記憶手段に記憶されたドプラスペクトラムデータ生成用の制御データの中から当該レートに係る制御データを送信部 3 に送信する。送信部 3 は、送受信制御部 2 から受信した制御データに基づく駆動パルスを超音波プローブ 4 の振動子に送信する。超音波プローブ 4 の振動子は、送信部 3 から駆動パルスを受信すると超音波を発生させ、患者の体内組織にて反射した反射波を受信するとエコー信号を発生させる。振動子は、発生させたエコー信号を受信部 5 に送信する。受信部 5 は、エコー信号を受信すると、エコー信号の信号強度を増幅させ、制御データに基づく整相加算処理を行なう。受信部 5 は、整相加算処理が終了したエコー信号を信号処理部 6 に送信する。信号処理部 6 は、当該エコー信号の周波数分析として、高速フーリエ変換法を用いてエコー信号に生じた周波数偏移の変化を検出する。信号処理部は、検出した周波数偏移の変化をドブラ信号として取得する。信号処理部 6 は、ドプラスペクトラムデータ生成用の制御データに基づいて操作部 1 1 によって指定された位置のドプラスペクトラムデータを生成し、生成したドプラスペクトラムデータを記憶部 7 に送信する。記憶部 7 は、信号処理部 6 から受信したドプラスペクトラムデータを記憶する。オペレータは、操作部 1 1 を介して記憶部 7 に記憶されたドプラスペクトラムデータを表示部 8 に転送するように中央演算処理部 1 に指示する。中央演算処理部 1 は、操作部 1 1 からの指示に従って、記憶部 7 に記憶されたドプラスペクトラムデータを表示部 8 に転送させる。表示部 8 は、記憶部 7 から転送されたドプラスペクトラムデータをドプラスペクトラム画像として表示する。

20

30

40

【 0 0 6 0 】

ステップ S 2 0 において、オペレータによるドプラスペクトラムの観察を終わると、オペレータは診断を終了する。

【 0 0 6 1 】

以上で説明したように、本実施形態における超音波診断装置 1 0 0 は、表示部 8 に表示されたボリューム画像上に、随時更新される超音波プローブ 4 の位置情報に基づく現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を表示させ、更に、過去に血流速度の計測を行った際の超音波プロ

50

ープ４の位置情報を示す目標位置ガイドマーカ１１１を表示させる。また、オペレータは、現在位置ガイドマーカ１１０を目標位置ガイドマーカ１１１に合致させるように超音波プローブ４の位置および向きを変更する。これによって、血流速度を計測する際の超音波プローブ４の位置を過去に計測を行った位置に合わせることができる。また、本実施形態における超音波診断装置１００は、上記に加えて、過去に血流速度の計測を行った際の送信角度およびフォーカス距離を用いてドブラスペクトラムデータの生成を行なう。これによって、血流方向に対する超音波の送受信方向の角度を常に過去の角度に合わせることが可能になり、診断の再現性が担保されることになる。更に、本実施形態における超音波診断装置１００は、表示部８に表示された超音波プローブ４の位置情報に基づくガイドマークを一致させるという簡便な操作によって上記説明したように診断の再現性を高めることができるため、オペレータの技量に左右されない診断が可能になる。

10

【００６２】

本実施形態の変形例として、例えば、ボリューム画像上に表示される目標位置ガイドマーカ１１１と現在位置ガイドマーカ１１０の他に、目標位置ガイドマーカ１１１に、現在位置ガイドマーカ１１０を合致させるための超音波プローブ４の移動方向を示すようなマーカを表示させガイドさせても良い。このマーカは、例えば矢印状のマーカであり、超音波プローブ４を移動させるべき方向を示す。

【００６３】

また、現在の超音波プローブ４の位置情報と、過去の診断における超音波プローブ４の位置情報の合致率を計算し、表示部８に表示させても良い。合致率は、例えば、角度の合致率を表示させる目的で、現在の超音波プローブ深さ方向１０３と振動子配列方向１０４と、過去に血流速度の計測を行った際の超音波プローブ深さ方向１０３と振動子配列方向１０４とが１８０度異なれば合致率０パーセントとし、合致していれば合致率１００パーセントとする。あるいは、距離の合致率を表示させる目的で、過去に血流速度の計測を行った際の超音波プローブ４における点Ｏの座標を中心とする半径Ｒの球を考え、当該球の中心に現在の超音波プローブ４における点Ｏの座標がある場合、即ち、過去に血流速度の計測を行った際の超音波プローブ４における点Ｏの座標と現在の超音波プローブ４における点Ｏの座標が一致している場合に合致率を１００パーセントとする。一方で、当該球の球面上に現在の超音波プローブ４における点Ｏの座標がある場合を合致率０パーセントとする。なお、現在の超音波プローブ４における点Ｏの座標が当該球の外にある場合は、合致率は表示させない。またあるいは、先に述べた角度の合致率と距離の合致率の各々を表示させても構わない。

20

30

【００６４】

これらによって、オペレータは、より感覚的に超音波プローブ４の位置を変更し、過去の位置へ合わせることができる。

【００６５】

また、ステップＳ１９において生成されたドブラスペクトラムデータに基づく画像だけでなく、ステップＳ９、即ち、経過観察の初回において生成されたドブラスペクトラムデータに基づく画像を並べて表示させて比較を行なっても良い。

【００６６】

図９は、表示部８に表示されるドブラスペクトラム画像の概略図である。表示部８には上記のように経過観察の初回において生成されたドブラスペクトラムデータに基づくドブラスペクトラム画像１１２ａと、例えば２回目の経過観察において生成されたドブラスペクトラムデータに基づくドブラスペクトラム画像１１２ｂが表示される。

40

【００６７】

上記に加え、表示部８にステップＳ９とステップＳ１９において計測された血流速度の最大値や平均値を表示させても良い。

【００６８】

これらによって、計測結果を基に、超音波プローブ４の位置および向きが経過観察の初回時と同じか否かを確認することができる。

50

【 0 0 6 9 】

本実施形態は、ボリューム画像上に目標位置ガイドマーカ 1 1 1 と現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を表示させる場合について説明したが、B モード画像上に目標位置ガイドマーカ 1 1 1 と現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を表示させても良い。

【 0 0 7 0 】

図 1 0 は B モード画像 1 0 2 上に表示される現在位置ガイドマーカ 1 1 0 と目標位置ガイドマーカ 1 1 1 の概略図である。この場合、例えば、位置情報換算部 9 によってボリュームデータの座標系に変換された過去に血流速度の計測を行った際の超音波プローブ 4 位置情報と現在の超音波プローブ 4 の位置情報を、現在の超音波プローブ 4 の位置情報の座標系に再換算させ、再換算後の位置情報に基づいて現在位置ガイドマーカ 1 1 0 と目標位置ガイドマーカ 1 1 1 を B モード画像 1 0 2 上に表示させる。

10

【 0 0 7 1 】

本実施形態では、超音波プローブが一次元に複数の振動子が配列された 1 次元アレイプローブについて説明したが、3 次元のボリュームデータの生成が可能 2 D アレイプローブなどを用いても良い。この場合、ステップ S 2 で画像サーバ 2 0 0 から取得したボリュームデータを代わりに、自身で生成したボリュームデータに基づいて位置情報の換算を行なうことができる。また、このボリュームデータにガイドマーカを重畳して表示させることもできる。

【 0 0 7 2 】

また、2 D アレイプローブを用いる場合、例えば超音波プローブの座標を初回の経過観察時と 2 回目以降の経過観察時とで一致させるだけで同じ向きの送受信ビームを得られる。上記について説明すると、例えば初回の経過観察において血流速度の計測を行った際の超音波プローブの座標と送受信ビームの向きを画像サーバから取得したボリュームデータ座標系に換算し、記憶部に記憶させる。次に、2 回目以降の経過観察において、ボリューム座標系における超音波プローブの座標を初回の経過観察時と一致させ、その座標で超音波診断装置によるボリュームデータを生成させる。生成したボリュームデータの中から初回の経過観察時における送受信ビームと同じ向きの送受信方向を検出し、その方向にビームの送受信を行う。これによって、より簡便に血流速度の計測の再現性を高めることができる。

20

【 0 0 7 3 】

本実施形態では、ドプラスペクトラムデータを生成する位置を毎回の計測時で同じにする場合について説明したが、カラードブラデータを生成する範囲を毎回の計測時で同じにするようにしても良い。この場合、過去の診断時と現在とで超音波プローブの位置を合致させることに加え、カラードブラデータの生成に必要な全てのフォーカス位置における送信角度とフォーカス距離を、過去に血流速度の計測を行なった際のものと現在のものとで同一にする。

30

【 0 0 7 4 】

本実施形態では、目標位置ガイドマーカ 1 1 1 に現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を合致させるとドプラスペクトラムデータの生成が自動的に開始される場合について説明したが、目標位置ガイドマーカ 1 1 1 に現在位置ガイドマーカ 1 1 0 を合致させた後で、オペレータが操作部 1 1 を介してドプラスペクトラムデータの生成を指示しても良い。

40

【 0 0 7 5 】

本実施形態では、ボリューム画像 1 0 8、現在位置ガイドマーカ 1 1 0、目標位置ガイドマーカ 1 1 1 を重畳させて表示部 8 に表示させる場合について説明したが、ボリューム画像 1 0 8 を表示させなくても良い。この場合においても、現在位置ガイドマーカ 1 1 0 と目標位置ガイドマーカ 1 1 1 が合致するように超音波プローブ 4 を移動させることによって、過去の診断時と同じ位置に超音波プローブ 4 を位置させることができる。

【 0 0 7 6 】

本実施形態では、位置情報取得部 2 0 2 が取得する位置情報が超音波プローブ 4 の位置情報である場合について説明したが、位置情報取得部 2 0 2 が取得する位置情報が走査し

50

ている位置の情報であっても良い。例えば、Bモード画像102における、撮像領域の中心点を位置情報として取得しても構わない。

【0077】

本実施形態では、超音波診断装置100が、位置センサ201、位置情報取得部202、磁場発生部203を備えない場合について説明したが、超音波診断装置100が位置センサ201、位置情報取得部202、磁場発生部203のうち1～3つを備えていても良い。

【0078】

本実施形態では、初回の経過観察において、Bモードデータ、カラードプラデータ、ドプラスペクトラムデータの順で3種類のデータを生成する場合について説明したが、Bモードデータ、ドプラスペクトラムデータの順で2種類のデータを生成しても良い。またドプラスペクトラムデータの生成はパルスドプラを用いる場合だけでなく、連続波ドプラを用いても構わない。連続波ドプラでは深さ情報は使用しないため、超音波プローブ4の位置情報及び角度情報を用いてガイドデータの生成を行うこととなる。

【0079】

本実施形態では、初回の経過観察において使用した超音波診断装置と2回目以降の経過観察において使用した超音波診断装置が同一である場合について説明したが、例えば初回の経過観察における超音波プローブ4の位置情報を2回目以降の経過観察において使用するのであれば、初回と2回目以降で異なる超音波診断装置を使用しても良い。

【0080】

本実施形態では、初回の経過観察において位置情報取得部202が取得した超音波プローブ4の位置情報を即時換算する場合について説明したが、例えば記憶部7が初回の経過観察において位置情報取得部202が取得した超音波プローブ4の位置情報と、画像サーバ200から取得したボリュームデータとを記憶していれば、2回目以降の経過観察において上記の位置情報を換算しても良い。

【0081】

以上、本発明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。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の趣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ともに、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。

【符号の説明】

【0082】

- 1・・・中央演算処理部
- 2・・・送受信制御部
- 3・・・送信部
- 4・・・超音波プローブ
- 5・・・受信部
- 6・・・信号処理部
- 7・・・記憶部
- 8・・・表示部
- 9・・・位置情報換算部
- 10・・・ガイドデータ生成部
- 11・・・操作部
- 100・・・超音波診断装置
- 101・・・レンジゲートマーカ
- 102・・・Bモード画像
- 103・・・超音波プローブ深さ方向
- 104・・・振動子配列方向
- 105・・・送信ビーム進行方向

10

20

30

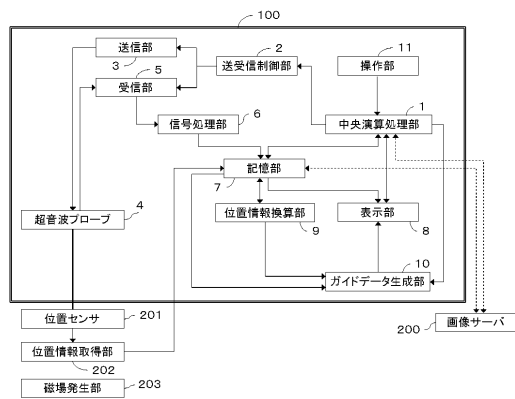
40

50

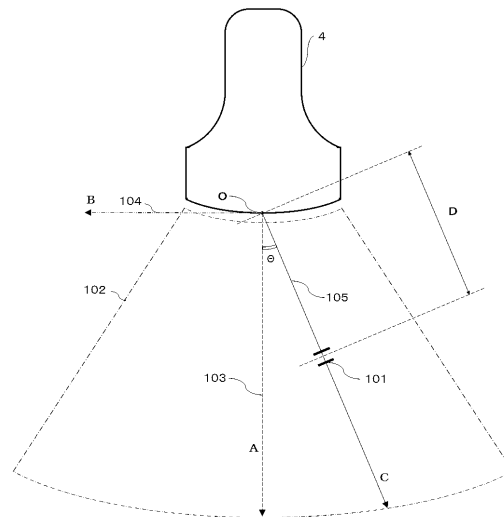
- 106・・・位置情報取得部座標系
- 107・・・ボリュームデータ座標系
- 108・・・ボリューム画像
- 109、110・・・現在位置ガイドマーカ
- 111・・・目標位置ガイドマーカ
- 112 a、112 b・・・ドブラスペクトラム画像
- 200・・・画像サーバ
- 201・・・位置センサ
- 202・・・位置情報取得部
- 203・・・磁場発生部

10

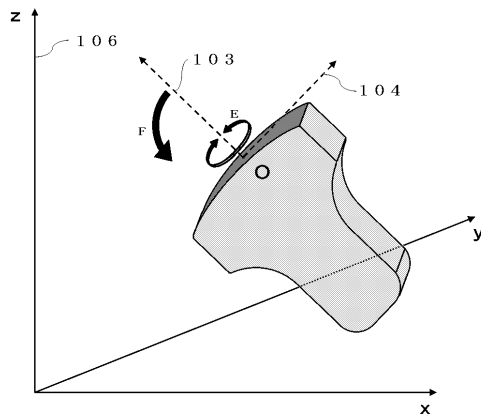
【図 1】



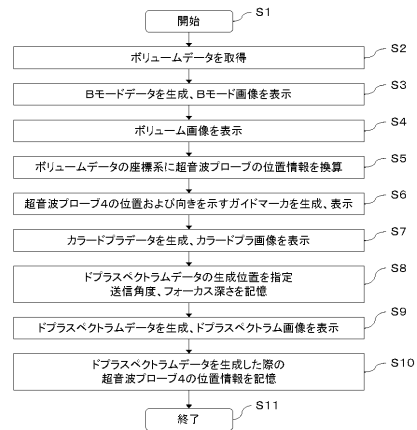
【図 2】



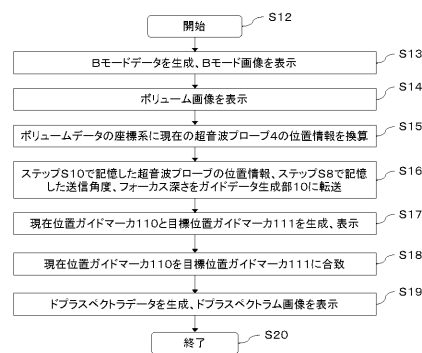
【図 3】



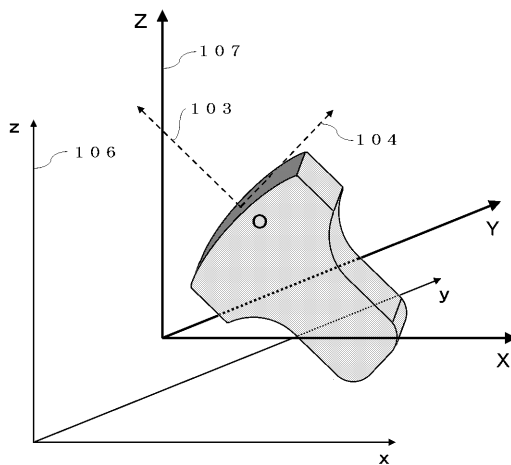
【図 4】



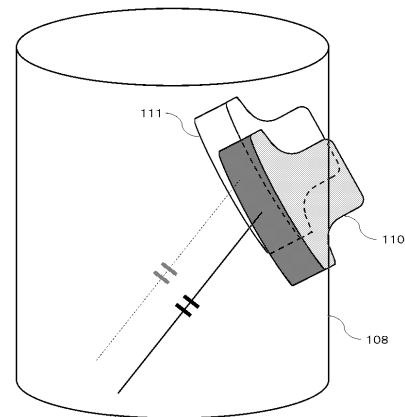
【図 5】



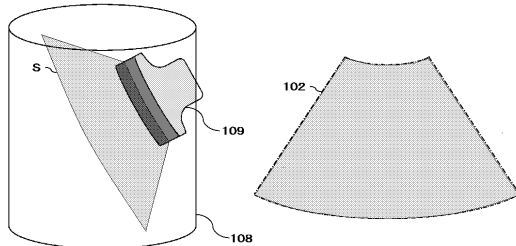
【図 6】



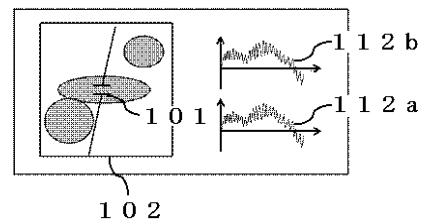
【図 8】



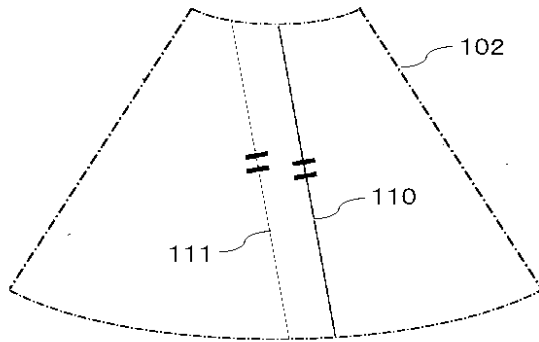
【図 7】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 黒岩 幸治
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 中田 一人
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 長野 玄
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 宇南山 憲一
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 深澤 雄志
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 望月 史生
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

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 0 8 9 7 3 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 0 5 9 6 6 8 (W O , A 1)
特開 2 0 0 5 - 1 2 4 7 1 2 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 7 1 8 6 2 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 9 4 7 0 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 0 8 0 9 5 7 (W O , A 2)
特開平 1 1 - 2 9 9 7 8 5 (J P , A)
特開平 0 8 - 2 2 9 0 3 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6202841B2	公开(公告)日	2017-09-27
申请号	JP2013055510	申请日	2013-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	黒岩幸治 中田一人 長野玄 宇南山憲一 深澤雄志 望月史生		
发明人	黒岩 幸治 中田 一人 長野 玄 宇南山 憲一 深澤 雄志 望月 史生		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/06 A61B8/085 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE01 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC32 4C601/KK17 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK30 4C601/KK31		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2014180340A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是改善血流速度测量的再现性。位置信息转换单元(9)将对象的过去超声波扫描的超声波探头的位置信息和/或扫描区域转换为预定坐标系中的第一位置信息,并转换超声波探头的位置信息和/或扫描对象的当前超声波扫描区域到预定坐标系中的第二位置信息。显示单元(8)基于第一位置信息和第二位置信息定位并显示第一标记和第二标记,所述第一标记指示超声波探头和/或过去超声波扫描的扫描区域,并且第二标记表示当前超声波扫描的超声波探头和/或扫描区域。

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 (全 19 頁)		
(21) 出願番号	特願2013-55510 (P2013-55510)	(73) 特許権者 594164542
(22) 出願日	平成25年3月18日 (2013. 3. 18)	東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-180340 (P2014-180340A)	栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成26年9月29日 (2014. 9. 29)	(74) 代理人 100108855
審査請求日	平成28年1月26日 (2016. 1. 26)	弁理士 藏田 昌俊
		(74) 代理人 100103034
		弁理士 野河 信久
		(74) 代理人 100075672
		弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人 100153051
		弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人 100179062
		弁理士 井上 正
		(74) 代理人 100189913
		弁理士 鶴岡 健
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置