

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5938822号
(P5938822)

(45) 発行日 平成28年6月22日 (2016. 6. 22)

(24) 登録日 平成28年5月27日 (2016. 5. 27)

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

請求項の数 10 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2011-552851 (P2011-552851)	(73) 特許権者	000005108
(86) (22) 出願日	平成23年2月7日 (2011. 2. 7)		株式会社日立製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/052473		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(87) 国際公開番号	W02011/096556	(74) 代理人	100145735
(87) 国際公開日	平成23年8月11日 (2011. 8. 11)		弁理士 田村 尚隆
審査請求日	平成26年1月27日 (2014. 1. 27)	(72) 発明者	辻田 剛啓
(31) 優先権主張番号	特願2010-25457 (P2010-25457)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(32) 優先日	平成22年2月8日 (2010. 2. 8)		株式会社日立メディコ内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び血流画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子で受信された反射エコー信号を整相加算してRFフレームデータを出力する整相加算部と、前記RFフレームデータを用いて前記被検体の断層画像を生成する断層二次元画像構成部と、前記RFフレームデータを用いてドブラ計測による前記被検体の血流画像を生成する血流二次元画像構成部と、前記RFフレームデータを用いて前記被検体の変位計測による前記被検体の弾性画像を生成する弾性二次元画像構成部と、前記ドブラ計測により計測速度を演算する計測速度演算部と、前記被検体の組織の移動速度である組織移動速度を求める組織移動速度演算部と、前記超音波探触子の変位により発生するドブラ偏移速度である探触子移動速度を求める探触子移動速度演算部と、前記組織移動速度と前記探触子移動速度に基づいて前記計測速度を補正し、前記被検体の血流速度を求める血流速度演算部と、速度データの表示を行うために設定する第1の関心領域と、前記組織移動速度を計測するための第2の関心領域と、前記探触子移動速度を計測するための第3の関心領域を設定する設定部を備え、

前記計測速度演算部は、前記第1の関心領域内のデータから前記計測速度を演算し、
前記組織移動速度演算部は、前記第2の関心領域内のデータから前記組織移動速度を計測し、

前記探触子移動速度演算部は、前記第3の関心領域内のデータから前記探触子移動速度を計測し、

前記血流二次元画像構成部は、前記血流速度演算部によって求められた前記血流速度に

10

20

基づいて前記血流画像を生成し、前記断層画像、前記血流画像及び前記弾性画像の合成処理をする合成処理部と、前記合成処理部からの出力画像を表示する画像表示器と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記血流速度演算部は、前記計測速度から前記組織移動速度を差分することにより、前記血流速度を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記探触子移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフトを有し、前記血流速度演算部は、該周波数シフトにより周波数偏移された前記計測速度と前記組織移動速度とに基づいて前記血流速度を求めることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項4】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記探触子移動速度及び前記組織移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフトを有し、前記血流速度演算部は、該周波数シフトにより周波数偏移されたRF信号フレームデータに基づいて前記血流速度を求めることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項5】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子の超音波送受信面で前記被検体を押圧しながら前記被検体の断層面の組織に対する圧迫を変化させる場合、

前記組織移動速度演算部は、変位フレームデータ及び弾性フレームデータの少なくとも一方に基づいて、前記組織移動速度を求め、

前記血流速度演算部は、前記探触子移動速度と前記組織移動速度とに基づいて前記血流速度を演算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

請求項1記載の超音波診断装置において、

超音波探触子の超音波送受信面で前記被検体を押圧しながら前記被検体の断層面の組織に対する圧迫を変化させる場合、

前記組織移動速度演算部は、変位フレームデータ及び弾性フレームデータの少なくとも一方に基づいて、前記組織移動速度を求め、

前記血流速度演算部は、前記探触子移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフトを有し、該周波数シフトにより周波数偏移されたRF信号フレームデータに基づいて求められた計測速度と、前記探触子移動速度と前記組織移動速度とに基づいて前記血流速度を演算することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項7】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子は前記被検体の複数断層面の組織の反射エコー信号を計測可能な3次元走査可能な探触子であり、

前記組織移動速度演算部は、変位フレームデータ及び弾性フレームデータの少なくとも一方に基づいて、前記組織移動速度を求め、

前記血流速度演算部は、前記複数断層面のそれぞれにおける前記計測速度演算部により求められた計測速度と前記組織移動速度とに基づいて前記血流速度を演算することを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項8】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記第3の関心領域における変位フレームデータ及び弾性フレームデータの少なくとも一方に基づいて超音波探触子の移動速度を求めるものであって、前記超音波探触子の移動

50

度はサンプル方向平均化処理部において前記第2の関心領域と同じサンプル数だけサンプル方向に平均化した速度値を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記血流速度演算部は、以下の式に従い血流速度の補正を行った結果がゼロ、もしくはゼロ付近である場合、圧迫による組織からのドブラ振幅であると判断し、流量データ値をゼロにすることを特徴とする超音波診断装置。

$$V_{\text{blood}} = V_{\text{dop}} - (V_{\text{disp}} - V_{\text{probe}})$$

V_{blood} ：血流速度、

V_{dop} ：ドブラ計測による計測速度、

V_{disp} ：圧迫による組織の移動速度を組織移動速度、

V_{probe} ：超音波探触子の圧迫手技による探触子移動速度。

10

【請求項10】

速度データの表示を行うために設定する第1の関心領域と、圧迫によって組織が動くことにより発生するドブラ偏移速度である組織移動速度を計測するための第2の関心領域と、超音波探触子の変位により発生するドブラ偏移速度である探触子移動速度を計測するための第3の関心領域とを設定するステップと、被検体からの反射エコー信号を整相加算してRFフレームデータを出力するステップと、前記RFフレームデータを用いて前記被検体の断層画像を生成するステップと、前記RFフレームデータを用いてドブラ計測による前記被検体の血流画像を生成するステップと、前記RFフレームデータを用いて変位計測による前記被検体の弾性画像を生成するステップと、

20

前記第1の関心領域内のデータを用い、計測速度を演算するステップと、前記第2の関心領域内のデータを用い、前記組織移動速度を求めるステップと、前記第3の関心領域内のデータを用い、前記探触子移動速度を計測するステップと、

前記組織移動速度と前記探触子移動速度に基づいて、前記計測速度を補正し、前記被検体の血流速度を求めるステップと、血流速度に基づいて前記血流画像を構成するステップと、前記断層画像、前記血流画像及び前記弾性画像の合成処理をするステップと、を含むことを特徴とする血流画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、超音波診断装置、及び血流画像の生成方法に係り、特に、被検体の血管を含む断層面の組織に対する圧迫が変化している状態において生成される血流画像の精度を向上させる技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信するとともに、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、断層画像(例えばBモード像等)を構成して診断用に表示するものである。

【0003】

40

また、断層画像以外にも、例えば反射エコー信号の超音波周波数が血球の移動によりドブラシフトする性質を利用して、反射エコー信号についてドブラ復調、血流演算などを行って血流画像を生成することが知られている。

【0004】

さらに近年、特許文献1に示す様に、被検体の断層面の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を生成することが開示されている。より具体的には、弾性画像は、超音波探触子の超音波送受信面で被検体の組織を圧迫しながら、又は被検体の心臓の拍動等の体動を利用して組織を圧迫しながら超音波受信信号を計測し、圧迫状態が異なる2つのRF信号フレームデータに基づいて断層面の組織の変位を求め、その変位データに基づいて生成される。

50

【 0 0 0 5 】

例えば癌などの悪性の腫瘍は、周辺組織より硬くなることが多く、特許文献1に示されるように、硬さを表わすパラメータを画像化できれば、腫瘍の良性、悪性を判断するための有効な情報を得ることができ、診断の助けとなる。

【 0 0 0 6 】

一方で、癌のような悪性の腫瘍は組織内に成長のための血管を引き込むことが知られており、腫瘍内に血管が存在するかどうかを知ることも腫瘍の良性/悪性を判断するための有効な情報となりうる。

【 0 0 0 7 】

そこで、超音波探触子により組織を圧迫しながら又は拍動等を利用して組織を圧迫しながら弾性画像を表示すると同時に、反射エコー信号のドプラ成分を画像化することにより血流画像を表示することができれば、組織の硬さと血流の有無という異なる指標から腫瘍の良性/悪性を判断できるので有用であると考えられる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 8 】

【特許文献1】特開2000-060853号公報

【特許文献2】特開2006-110360号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【 0 0 0 9 】

しかしながら、弾性画像と血流画像を同時に取得しようとした場合、断層面の組織に対して変動が生じている状態で反射エコー信号が取得されるから、反射エコー信号には血流のドプラ成分に加え、組織の変動によるドプラ成分が含まれて、血流画像にアーチファクトが生成されるおそれがある。

【 0 0 1 0 】

この点、特許文献2には、血流画像上に大きく発生するフラッシュアーチファクトを検出し、検出されたフレームごと除去する手段が開示されているが、弾性画像と血流画像を同時に取得しながら血流画像のアーチファクトを除去することは考慮されていない。

【 0 0 1 1 】

すなわち、組織に対して繰り返し圧迫を行っている以上、アーチファクトが発生しない状態は圧迫の押し/引きが入れ替わる1時相のみであり、その他のフレームにはドプラ成分に圧迫による組織の速度成分が加味されることになる。一方で、弾性画像を取得するためには、圧迫の押し/引きにより組織が変位している必要がある。したがって、アーチファクトが発生するフレームを除去する手段では、弾性画像と血流画像とを同時に取得しながら、血流画像の精度を向上させることは難しいと考えられる。

30

【 0 0 1 2 】

さらに、ドプラ偏移周波数は観測対象(例えば血流)の速度に加え、観測系(例えば超音波探触子)の移動速度により決定されるが、特許文献2では圧迫手技にともなう超音波探触子の移動速度について考慮されていない。

40

【 0 0 1 3 】

そこで本発明は、被検体の断層面の組織に対する圧迫が変化している状態で生成される血流画像の精度を向上させることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

本発明の超音波診断装置は、基本的な構成として、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子で受信された反射エコー信号を整相加算してRFフレームデータを出力する整相加算部と、前記RFフレームデータを用いて前記被検体の断層画像を生成する断層2次元画像構成部と、前記RFフレームデータを用いてドプラ計測による前記被検体の血流画像を生成する血流2次元画像構成部と、前記RFフレームデータを用いて

50

前記被検体の変位計測による前記被検体の弾性画像を生成する弾性2次元画像構成部と、を備えた超音波診断装置であって、前記ドプラ計測により計測速度を演算する計測速度演算部と、前記被検体の組織の移動速度である組織移動速度を求める組織移動速度演算部と、前記組織移動速度に基づいて前記計測速度を補正し、前記被検体の血流速度を求める血流速度演算部とを備え、前記血流画像構成部は、前記血流速度演算部によって求められた前記血流速度に基づいて前記血流画像を構成し、前記断層画像、前記血流画像及び前記弾性画像の合成処理をする合成処理部と、前記合成処理部からの出力画像を表示する画像表示器と、を備える。

【0018】

より具体的には、計測速度演算部により求められた計測速度から、速度演算部により求められた超音波探触子の移動速度と被検体の断層面の組織の移動速度との差分を引いて、血流速度を演算する血流速度演算部を有し、補正された血流速度に基づいて血流画像を生成するよう構成することができる。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、被検体の断層面の組織に対する圧迫が変化している状態で生成される血流画像の精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図

【図2】第1実施例の断層2次元画像構成部、血流2次元画像構成部、及び弾性2次元画像構成部の詳細を示す図

【図3】超音波探触子による被検体の圧迫の概念を示す図

【図4】関心領域の設定についての概念を示す図

【図5】血流と弾性を同時計測する場合の被検体の模式図

【図6】血流計測において計測される計測速度 V_{dop} 、超音波探触子の圧迫によるドプラ偏移速度である組織移動速度 V_{disp} を模式的に表した図

【図7】超音波探触子の変位により発生するドプラ偏移速度による探触子移動速度 V_{probe} とその関心領域を表した模式図

【図8】血流速度演算部における処理を模式的に表した図

【図9】画像合成部における入力画像と出力画像の概念図

【図10】第2実施例の断層2次元画像構成部、血流2次元画像構成部、及び弾性2次元画像構成部の詳細を示す図

【図11】第3実施例の断層2次元画像構成部、血流2次元画像構成部、及び弾性2次元画像構成部の詳細を示す図

【図12】第4実施例の断層2次元画像構成部、血流2次元画像構成部、及び弾性2次元画像構成部の詳細を示す図

【図13】第5実施例の断層2次元画像構成部、血流2次元画像構成部、及び弾性2次元画像構成部の詳細を示す図

【図14】第6実施例の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図

【図15】第6実施例の断層2次元画像構成部、血流2次元画像構成部、及び弾性2次元画像構成部の詳細を示す図

【図16】超音波探触子を介して被検体に対し圧迫手技を実施しながら3次的に血流画像を取得した場合の概念図

【図17】ドプラシフト補正処理を行うことでアーチファクトを除去して作成した3次元画像の概念図

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

図1は本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置100には、被検体12に当接させて用いる超音波探触子14と、超音波探触子14を介して被検体12に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部16と、被検体12から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部18と、送信部16と受信部18を制御する送受信制御部20と、受信部18で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部22とが備えられている。

【 0 0 2 3 】

また、超音波診断装置100には、キーボード、マウス、タッチパネル、トラックボール等の入力インターフェースとなるコントロールパネル27を介して入力される指令に応じて装置を構成する各部を制御する制御部28が備えられている。また、制御部28からの指令に応じて整相加算部22から出力された時系列のRF信号フレームデータから任意のRF信号フレームデータを選択するデータ選択部24と、データ選択部24から出力されるRF信号フレームデータに基づいて断層画像を生成する断層2次元画像構成部26、血流画像を生成する血流2次元画像構成部30、弾性画像を生成する弾性2次元画像構成部32が備えられている。さらに、各画像構成部から出力された画像データに基づいて画像の合成等の処理を行う合成処理部34と、合成処理部34から出力される画像が表示される表示器36が備えられている。

【 0 0 2 4 】

整相加算部22からのRF信号フレームデータのうち、断層画像データはデータ選択部24を介して断層2次元画像構成部26に転送され、制御部28における設置条件に基づいて被検体の断層画像例えば白黒断層画像が構築される。

【 0 0 2 5 】

また、整相加算部22からのRF信号フレームデータのうち、血流画像データはデータ選択部24を介して血流2次元画像構成部30に転送され、制御部28における設置条件に基づいて被検体の血流画像、例えば血流量を暖色系の色づかいで示すパワー画像や、超音波探触子14に向かって近づく血球から生じる速度成分を暖色系の色で、遠ざかる血球から生じる速度成分を寒色系で表したカラーの血流画像が構築される。

【 0 0 2 6 】

また、整相加算部22からのRF信号フレームデータのうち、弾性画像データはデータ選択部24を介して弾性2次元画像構成部32に転送され、制御部28における設置条件に基づいて検者の圧迫によって被検体12に生じた歪みを青から緑を経て赤へと移る色相で表したカラーの弾性画像が構築される。

【 0 0 2 7 】

断層2次元画像構成部26、血流2次元画像構成部30、弾性2次元画像構成部32で構築した各種画像は合成処理部34において重畳処理され、表示器36へと転送され、表示される。

【 0 0 2 8 】

超音波探触子14は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体12に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。送信部16は、超音波探触子14を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。また、受信部18は、超音波探触子14で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受波信号を生成するものである。整相加算部22は、受信部18で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成してRF信号フレームデータを生成するものである。

【 0 0 2 9 】

ここで、本実施形態の超音波診断装置100は、上記記載の装置構成を用いて、弾性データの計測と、血流データの計測を同時に行うものである。速度データの計測において数値化される計測速度 V_{dop} はドプラ効果と呼ばれる現象により発生するドプラ周波数を求めることにより成り立ち、観測系である超音波探触子14が静止した状態であり、被検体12が超音波探触子14から遠ざかる方向に進む速度を正方向であるとすれば、超音波の周波数を f 、音速を c としてドプラ周波数は式(1)により求められる。

10

20

30

40

50

【0030】

【数1】

$$f_{dop} = f * (c - V_{dop}) / (c + V_{dop}) \quad (1)$$

ここで、速度データの計測において、血流からのドブラ効果は血管内を流れる血球の移動により発生すると解釈されているため、血流以外の組織が静止している状態では計測速度 V_{dop} は血球の移動速度となり、生体内を伝搬する音速 c に比べ十分に小さく、 $c \gg V_{dop}$ と仮定することができる。

【0031】

したがって、計測速度 V_{dop} は一般に下記の式(2)を用いて f を求めることにより求められる。

【0032】

【数2】

$$\begin{aligned} \Delta f &= f_{dop} - f \\ &= -2 * f * V_{dop} / (c - V_{dop}) \\ &\cong -2 * f * V_{dop} / c \end{aligned} \quad (2)$$

一方で、弾性データの計測を行うために超音波探触子14を介して圧迫を加える場合、図3(A)に示す被検体12に対し、図3(B)に示すように超音波送受信面を介して押圧して5~20%程度の歪みを発生させる。そして、図3(C)に示すように0.2~1%程度の歪みが発生するように超音波探触子14を繰り返し上下に圧迫することで被検体12に対し変位する変位量を計測して硬さの計測を行う。

【0033】

このとき、歪みの大きさに関わらずドブラ計測における観測系である超音波探触子14と、通常、照射された超音波の周波数で振動することにより、ドブラ計測において音源と仮定される組織は静止しているという仮定を離れ、式(2)が正しく成立しない。

【0034】

このとき観測系である超音波探触子14は圧迫手技により探触子移動速度 V_{probe} で移動しながら超音波信号の受信を行うと考えることができる。また、被検体12からは血管内を流れる血球の移動によるドブラ遷移に加え、圧迫手技による組織の移動によるドブラ遷移が生じる。

【0035】

ここで、被検体が超音波探触子から遠ざかって進む速度を正方向であるとき、血球の移動速度を血流速度 V_{blood} 、圧迫による組織の移動速度を組織移動速度 V_{disp} とし、超音波探触子の移動する方向と圧迫により移動する組織の方向が一致しているとするとドブラ周波数は式(3)に示される。

【0036】

【数3】

$$f_{dop} = f * (c + V_{probe}) (c - (V_{disp} + V_{blood})) / ((c - V_{probe}) (c + (V_{disp} + V_{blood}))) \quad (3)$$

ここで、血管内を流れる血球の移動速度である血流速度 V_{blood} は生体内を伝搬する音速 c に比べ十分に小さく、圧迫による変位速度はさらに小さく、 $c \gg V_{blood}$ 、 $c \gg V_{disp}$ 、 $c \gg V_{probe}$ と仮定することができる。

【0037】

したがって、計測速度 V_{dop} は一般に下記の式(4)を用いて f を求めることにより求めら

10

20

30

40

50

れる。

【0038】

【数4】

$$\begin{aligned} \Delta f &= f_{dop} - f \\ &= -2 * f * c * (V_{disp} + V_{blood} - V_{probe}) / \{(c - V_{probe})(c + (V_{disp} + V_{blood}))\} \\ &\cong -2 * f * (V_{disp} + V_{blood} - V_{probe}) / c \end{aligned} \quad (4)$$

通常のドブラ計測に用いられている式(2)により観測される速度成分が、式(4)に示される項より成り立っているとすれば、圧迫手技下の血流速度 V_{blood} はドブラ計測による計測速度 V_{dop} を用いて式(5)のように求められる。

【0039】

【数5】

$$V_{blood} = V_{dop} - (V_{disp} - V_{probe}) \quad (5)$$

ここで、本実施形態では圧迫による組織の移動速度である組織移動速度 V_{disp} を、計測速度 V_{dop} から除去することにより、圧迫手技に依存しない血流速度 V_{blood} を演算することを特徴としている。よって、血流速度 V_{blood} は圧迫手技に影響しない。さらに、超音波探触子の変位により発生するドブラ偏移速度である探触子移動速度 V_{probe} に基づいて血流速度 V_{blood} を補正することもできる。以下、詳細について各実施例を用いて説明する。

【0040】

(第1実施例)

第1の実施例について説明する。図2は、図1における断層二次元画像構成部26、特徴部である血流二次元画像構成部30、及び弾性二次元画像構成部32の各ブロックの処理について詳細を示した図である。

【0041】

断層二次元画像構成部26は、断層情報演算部40と、断層二次元座標変換部42と、断層画像処理部44とを有している。断層情報演算部40は、データ選択部24を介して整相加算部22からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い、断層画像データを得るものである。また、断層二次元座標変換部42は、断層情報演算部40からの断層画像データを表示器36に合わせた形状への変換処理を行う。断層画像処理部44は検者に対し、診断に適した画質で提示するためのフィルタ処理、ガンマ処理を行い、合成処理部34へと転送する。

【0042】

弾性二次元画像構成部32は、整相加算部22からデータ選択部24を介して出力されるRF信号フレームデータを記憶し、少なくとも2枚のフレームデータを選択するRFフレーム選択部50と、被検体12の生体組織の変位を計測する変位計測部52と、変位計測部52で算定された変位情報から歪み又は弾性率を求める弾性情報演算部54と、弾性情報演算部54の出力信号を表示器36の表示に合うように変換する弾性二次元座標変換部56と、弾性二次元座標変換部56の出力画像に対し、表示のためのフィルタ処理などを行う弾性画像処理部58とが備えられている。

【0043】

RFフレーム選択部50は、整相加算部22からデータ選択部24を介して得られる複数の弾性計測用RF信号フレームデータを格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から1組すなわち2つのRF信号フレームデータを選択する。例えば、整相加算部22から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号フレームデータをRFフレーム選択部50に順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択すると同時に、時間的に過去に記憶されたRF信号フレームデータ群(N-1、N-2、N-3・・・N-M)の中から1つのRF信号フレームデータ(X)を選択する。なお、ここでN、M、XはRF信号フレームデ

10

20

30

40

50

ータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

【0044】

そして、変位計測部52は、選択された1組のデータすなわちRF信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元或いは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行うものである。

10

【0045】

弾性情報演算部54は、変位計測部52から出力される計測値、例えば移動ベクトルや変位量より、その歪みを示す弾性画像信号すなわち弾性フレームデータを生成するものである。このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することによって算出される。

【0046】

また、弾性2次元座標変換部56は、弾性情報演算部54からの弾性画像データを表示器36に合わせた形状への変換処理を行い、弾性画像処理部58では検者に対し、診断に適した画質で提示するためのフィルタ処理、ガンマ処理が行われ、合成処理部34へと転送される。

【0047】

また、弾性情報演算部54は相関演算結果、又は変位演算結果より弾性情報の確度を算出する機能を有しており、確度が低い領域についてはエラーとして弾性データを零に、あるいは非表示とすることができる。

20

【0048】

ここで、本実施例の超音波診断装置100が圧迫手技による圧力を直接的に測定する圧力計測部を備えた構成であった場合には、変位計測部52から出力される変位量と圧力計測部から出力される圧力値とから断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算することができる。弾性率は、圧力の変化を歪みの変化で除することによって計算される。

【0049】

例えば、変位計測部52により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $S(X)$ は、 $L(X)$ を空間微分することによって算出することができるから、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。

30

また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = (P(X)) / S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。もちろん、この機能がなかったとしても本発明の目的とするところに影響はない。

【0050】

ここで、本実施例で設定される弾性計測のための関心領域を、図4を用いて説明する。弾性計測のための関心領域は、操作者が速度データの表示を行うために設定する任意の第1の関心領域59に従い、超音波探触子の圧迫によって組織が動くことにより発生するドブラ偏移速度である組織移動速度 V_{disp} を計測するための第2の関心領域60と、超音波探触子の変位により発生するドブラ偏移速度である探触子移動速度 V_{probe} を計測するための第3の関心領域62が自動的に設定される。第3の関心領域は超音波探触子の送受信面と接する様に、もしくは送受信面近傍を上端として、自動設定される。なおこの例では、第1の関心領域は第2の関心領域と同じ領域に設定されているものとする。

40

【0051】

また、超音波探触子14の変位により発生するドブラ偏移速度である探触子移動速度 V_{probe} を計測するための第3の関心領域62については、組織の構造や変位画像から検者が判断

50

し、任意の位置に設定することも可能である。

【0052】

弾性2次元画像構成部32には組織移動速度演算部64が備えられており、血流2次元画像構成部30には血流速度演算部66が備えられている。組織移動速度演算部64は変位計測部52で得られる変位量(変位フレームデータ)から変位速度(組織移動速度 V_{disp})を演算することができる。組織移動速度は、2フレーム間の移動距離を表わす変位量をその計測時間で除することで演算することが可能であり、変位量を、RFフレーム選択部50において選択された2フレーム間の時間間隔で除し、血流2次元画像構成部30の血流速度演算部66へと転送される。簡便には、変位計測部52で得られる変位量にフレームレートを乗じることで同様の結果を得ることができる。なお組織移動速度演算部64は変位量に限らず、弾性情報演算部54で求められた弾性フレームデータから組織移動速度を演算することもできる。

10

【0053】

本実施例の特徴部としては、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子12と、超音波探触子12で計測された反射エコー信号に基づいてドプラ計測による血流画像を生成する血流画像構成部30と、血流画像を表示する画像表示器36とを備えた超音波診断装置であって、ドプラ計測により計測速度を演算する計測速度演算部72と、被検体の組織の移動速度である組織移動速度を求める組織移動速度演算部64と、組織移動速度に基づいて計測速度を補正し、被検体の血流速度を求める血流速度演算部66とを備え、血流画像構成部30は、血流速度演算部66によって求められた血流速度に基づいて血流画像を構成する。血流速度演算部66によって求められた血流速度は、圧迫手技に依存しない速度である。

20

【0054】

血流速度演算部66は、計測速度から組織移動速度を除去して血流速度を求める。血流速度演算部66は、計測速度から組織移動速度を差分することにより、血流速度を求める。また、超音波探触子12の変位により発生するドプラ偏移速度である探触子移動速度を求める探触子移動速度演算部を備え、血流速度演算部66は、探触子移動速度に基づいて計測速度を補正して血流速度を求める。

【0055】

探触子移動速度演算部(図示しない。)は、第3の関心領域62においてサンプル点68に示すように各サンプル点における移動速度を演算する。第3の関心領域における変位フレームデータ及び弾性フレームデータの少なくとも一方に基づいて、超音波探触子の移動速度を求めることができる。ここで、超音波探触子の変位により発生するドプラ偏移速度である探触子移動速度 V_{probe} はライン毎に異なるため、サンプル方向平均化処理部70においてサンプル方向に平均化した速度値を、第2の関心領域60と同じサンプル数だけ設定する。

30

【0056】

血流2次元画像構成部30は整相加算部22からデータ選択部24を介して出力されるRF信号フレームデータと、入力されるRF信号フレームデータより、計測速度を演算する計測速度演算部72と、組織移動速度演算部64からの圧迫手技による速度情報を用い、計測速度演算部72の出力信号である計測速度から変位速度成分である組織移動速度を除去する血流速度演算部66と、座標変換を行う血流2次元座標変換部74と、座標変換後の血流画像に対し、ガンマ処理などの画像処理を行う血流画像処理部76が備えられている。

40

【0057】

計測速度演算部72は、入力されるRFフレームデータに対し、自己相関処理、速度演算、パワー演算、分散演算、フィルタ処理等の信号処理を行い、速度データ、流量データ、速度分散データを出力する。

【0058】

血流速度演算部66は、計測速度演算部72において得られる計測速度 V_{dop} から、組織移動速度演算部64から得られる圧迫による組織の移動速度である組織移動速度 V_{disp} を除去し、圧迫手技に依存しない血流速度を演算する。

【0059】

ここで、図5は血流と弾性を同時計測する場合の被検体の模式図であり、被検体12に周

50

りよりも硬い構造物80と血流82を内包し、図5に示す様に血流、弾性の計測における関心領域を設定した場合を想定する。図6は通常の血流計測において計測される計測速度 V_{dop} 、圧迫による組織の移動速度である組織移動速度 V_{disp} を模式的に表した図である。

【0060】

図6において、ドプラ計測画像84は通常の血流計測において計測されるドプラ偏移速度を表わし、圧迫による速度アーチファクト86aや、速度アーチファクト86bが組織上に現れる。また、被検体内の硬い構造物も、超音波探触子の動きと全く同じ速度で移動しないため、速度アーチファクト86cが発生する。血管内88においても組織の血管壁からの圧迫の影響を受けて速度アーチファクト86dや速度アーチファクト86eが発生する。また、被検体12の内部においても被検体内の組織が超音波探触子の動きと全く同じ速度で移動しない限り、アーチファクトが発生しており、血管内88においても観測系である超音波探触子の移動によって、速度アーチファクトの含まれた血流速度が計測されている。

10

【0061】

組織変位ドプラ計測画像90は超音波探触子の圧迫によって組織が動くことにより発生する組織移動速度によって表される。具体的には、組織移動速度演算部64にて変位量から算定した結果を表わし、圧迫により組織が動いたことによる組織移動速度92a、92bが組織上に現れる。また、被検体内の硬い構造物の変位も組織移動速度として算定され、組織移動速度92cが発生する。血管内89であっても組織の血管壁からの圧迫の影響を受ける場合には速度アーチファクト87aや速度アーチファクト87bが発生する。血管内89において、圧迫が届かない位置においては弾性情報演算部54において得られる確度が低くなるため、速度がないという結果となり得る。

20

【0062】

図7は超音波探触子の変位により発生するドプラ偏移速度である探触子移動速度 V_{probe} とその関心領域を表した模式図である。図7において、探触子移動速度画像94は、第3の関心領域62内における探触子移動速度 V_{probe} を組織移動速度演算部64にて変位量から算定した速度値である。この測定値は超音波ビームごとに独立であるため、同一ビーム上のサンプル間には同値の速度オフセットが発生する。従って、ビーム毎の探触子移動速度96に示す様に、サンプル方向平均化処理部70においてサンプル方向に平均化し、第1の関心領域と同じ大きさにする。

30

【0063】

図8は血流速度演算部66における処理を模式的に表したものである。図8に示す様に、血流速度演算部66では、式(5)に従い計測速度 V_{dop} 102より、圧迫による組織変位ドプラである組織移動速度 V_{disp} 104と超音波探触子の変位により発生する探触子移動速度 V_{probe} 106との差分を減じることで、圧迫手技下においても正しい血流速度 V_{blood} 108を計測することができる。その結果計測される血流速度110はアーチファクトのない正しい速度を示す。

【0064】

計測速度演算部72は速度だけでなく、ドプラ信号の振幅演算値より流量データを作成する。血流速度演算部66は、式(5)に従い補正を行った結果がゼロ、もしくはゼロ付近である場合、圧迫による組織からのドプラ振幅であると判断し、流量データ値をゼロにする機能を有し、流量画像においてもアーチファクトを抑制することができる。

40

【0065】

血流2次元座標変換部74は、血流速度演算部66において補正された血流速度に基づく血流画像データを表示器36に合わせた形状への変換処理を行い、血流画像処理部では操作者に対し、診断に適した画質で提示するためのフィルタ処理、ガンマ処理が行われ、合成処理部34へと転送される。

【0066】

図9は合成処理部34における入力画像と出力画像の概念図である。血流画像0901は血流2次元画像構成部30より出力され、弾性画像0902は弾性2次元画像構成部32より出力され、断層画像0903は断層2次元画像構成部26より出力され、それぞれ合成処理部34へ入力され

50

る。合成処理部34はこれらのデータの値により重み付け比率をピクセル毎に設定し、カラー符号化して合成画像0904を作成し、表示器36に表示される。

【0067】

上記の処理により、本実施例ではアーチファクト、オフセットのない正しいドプラ計測結果を断層画像、弾性画像とともに表示することができる。また、超音波探触子による圧迫を実施せずその他の外力や体動による変位を検出することで弾性計測と血流計測を同時に行う場合、観測系である超音波探触子の移動成分はドプラ偏移周波数に含まれない。したがって、血流速度演算部66は、式(5)より超音波探触子の変位速度成分である探触子移動速度 V_{probe} の項を除いた下記の式(6)によるドプラ補正処理を行い、外力や体動による組織の変位速度成分を除去する機能も有する。

【0068】

【数6】

$$V_{blood} = V_{dop} - V_{disp} \quad (6)$$

(第2実施例)

ここで、超音波探触子の圧迫による速度アーチファクトを除去する方法の第2の実施例について図10を用いて説明する。図10は図1における断層二次元画像構成部26、本発明に特徴的な血流二次元画像構成部30と弾性二次元画像構成部32の各ブロックの処理についての第2の実施例について詳細を示した図である。本実施例は、血流二次元画像構成部30が、組織移動速度演算部64により求められた超音波探触子の移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフタを設け、周波数シフタにより周波数偏移されたRF信号フレームデータに基づいて求められた血流速度と、組織移動速度演算部により求められた被検体の断層面の組織の移動速度とに基づいて血流画像を生成する実施例である。第1の実施例と同様の部分については説明を省略する。

【0069】

図10に示すように、第3の関心領域内で演算した変位速度(組織移動速度 V_{disp})はサンプル方向平均化処理部70においてサンプル方向に平均化され、血流二次元画像構成部30の初段に位置する周波数シフタ120に入力される。

【0070】

ここで、第2実施例の特徴的な処理は、計測速度演算部72の前段に位置する周波数シフタ120である。周波数シフタ120はサンプル方向平均化処理部70において演算された、観測系である超音波探触子の移動速度に相当するドプラ周波数だけ血流信号をシフトさせる処理であり、これにより圧迫による超音波探触子の移動速度成分を除去することができる。

【0071】

計測速度演算部72は、周波数シフタ120より出力されるRF血流データに対し、自己相関処理、速度演算、パワー演算、分散演算、フィルタ処理等の信号処理を行い、速度データ、流量データ、分散データを出力する。

【0072】

本実施例における血流速度演算部66は、計測速度演算部72において得られる速度データ中の計測速度より、組織移動速度演算部64から得られる変位速度(組織移動速度 V_{disp})を除去するが、第1実施例と異なり、超音波探触子の変位速度成分については周波数シフタ120にて除去されている。したがって、式(6)に記載されるドプラ補正処理を実施することで圧迫による速度アーチファクトを除去することができる。

【0073】

よって、本実施例では、血流速度演算部66において、計測速度演算部72より、第2の関心領域より演算される圧迫による変位速度を計測速度演算部72の出力データより減算し、血流二次元座標変換部74へ転送する。

【0074】

また、血流二次元座標変換部74は、血流速度演算部66において補正された血流画像デー

10

20

30

40

50

タを表示器36に合わせた形状への変換処理を行い、血流画像処理部では操作者に対し、診断に適した画質で提示するためのフィルタ処理、ガンマ処理が行われ合成処理部34へと転送され、表示器36に表示される。上記の処理により、本実施例ではアーチファクト、オフセットのない正しいドプラ計測結果を表示することができる。

【0075】

(第3の実施例)

超音波探触子の圧迫による速度アーチファクトを除去する方法の第3の実施例について図11を用いて説明する。図11は図1における断層2次元画像構成部26、本発明に特徴的な血流2次元画像構成部30及び弾性2次元画像構成部32の各ブロックの処理についての第3の実施例について詳細を示した図である。本実施例は、血流2次元画像構成部30が、組織移動速度演算部64により求められた超音波探触子の移動速度及び被検体の断層面の組織の移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフタを設け、周波数シフタにより周波数偏移されたRF信号フレームデータに基づいて求められた血流速度に基づいて血流画像を生成する実施例である。第1の実施例と同様の部分については説明を省略する。

【0076】

組織移動速度演算部64は、変位計測部52で得られる変位量から変位速度の演算を行い、第2の関心領域60における領域内の各サンプル点における変位速度と、第3の関心領域62における変位速度の演算を行う。第2の関心領域60における変位速度は血流2次元画像構成部30の初段に位置する周波数シフタ120へ転送される。また、第3の関心領域内で演算した変位速度についてもサンプル方向平均化処理部70においてサンプル方向に平均化され、周波数シフタ120に入力される。

【0077】

ここで、第3実施例の特徴的な処理は、血流速度演算部66の前段に位置する周波数シフタ120である。周波数シフタ120は組織移動速度演算部64、サンプル方向平均化処理部70において演算された、観測系である超音波探触子の移動速度に相当するドプラ周波数の差分($V_{disp} - V_{probe}$)だけ血流信号をシフトさせる処理であり、これにより式(5)に記載されるドプラ補正処理を実施することで圧迫による速度アーチファクトを除去することができる。

【0078】

血流速度演算部66は、周波数シフタ120より出力されるRF血流データに対し、自己相関処理、速度演算、パワー演算、分散演算、フィルタ処理等の信号処理を行い、速度データ、流量データ、分散データを血流2次元座標変換部74へ転送する。

【0079】

血流2次元座標変換部74は、血流画像データを表示器36に合わせた形状への変換処理を行い、血流画像処理部では操作者に対し、診断に適した画質で提示するためのフィルタ処理、ガンマ処理が行われ合成処理部34へと転送され、表示器36に表示される。本実施例によれば、アーチファクト、オフセットのない正しいドプラ計測結果を表示することができる。

【0080】

(第4の実施例)

第4の実施例について図12を用いて説明する。図12は図1における断層2次元画像構成部26、本発明に特徴的な血流2次元画像構成部30と弾性2次元画像構成部32の各ブロックの処理についての第4の実施例について詳細を示した図である。

【0081】

本実施例は、超音波探触子の圧迫による変位速度の一部を、計測速度演算部における演算処理で求める方法である。より具体的には、計測速度演算部により超音波探触子の移動速度を求め、計測速度演算部により求められた計測速度及び超音波探触子の移動速度と、組織移動速度演算部により求められた被検体の断層面の組織の移動速度とに基づいて血流画像を生成するものである。言い換えれば、第3の関心領域62における変位速度の演算を

10

20

30

40

50

計測速度演算部72で直接行うものである。第1の実施例と同様の部分については説明を省略する。

【0082】

組織移動速度演算部64は、変位計測部52で得られる変位量から第2の関心領域60における領域内の各サンプル点における変位速度の演算を行い、血流2次元画像構成部30の血流速度演算部66に転送する。

【0083】

第3の関心領域は、超音波探触子と接する体表近くの関心領域を自動、又は操作者が任意で設定され、関心領域内の組織の移動速度が直接求められる。計測速度演算部72で演算された超音波探触子の移動速度はサンプル方向平均化処理部70においてサンプル方向に平均化され、組織移動速度演算部64から出力される組織の変位速度情報とともに、血流速度演算部66に入力される。

10

【0084】

本実施例における血流速度演算部66は実施例1と同じく、式(5)を実現することにより、圧迫による速度アーチファクトを除去することができる。

【0085】

血流速度演算部66は、第2の関心領域より演算される圧迫による変位速度と第3の関心領域より演算される超音波探触子の変位速度との差分を計測速度演算部72の出力データより減算し、血流2次元座標変換部74へ転送する。

【0086】

20

血流2次元座標変換部74は、血流速度演算部66において補正された血流画像データを表示器36に合わせた形状への変換処理を行い、血流画像処理部では操作者に対し、診断に適した画質で提示するためのフィルタ処理、ガンマ処理が行われ合成処理部34へと転送され、表示器36に表示される。上記の処理により、本実施例によれば、アーチファクト、オフセットのない正しいドプラ計測結果を表示することができる。

【0087】

(第5の実施例)

ここで第5の実施例について図13を用いて説明する。図13は図1における断層2次元画像構成部26、本発明に特徴的な血流2次元画像構成部30及び弾性2次元画像構成部32の各ブロックの処理についての第5の実施例について詳細を示した図である。

30

【0088】

本実施例は、第2の実施例における超音波探触子の変位速度の算定を、計測速度演算部における血流速度演算処理で行う方法である。より具体的には、計測速度演算部72により超音波探触子の移動速度を求めるとともに、計測速度演算部72により求められた超音波探触子の移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフタを設け、周波数シフタにより周波数偏移されたRF信号フレームデータに基づいて求められた血流速度と、組織移動速度演算部64により求められた被検体の断層面の組織の移動速度とに基づいて血流画像を生成するものである。第1又は第2の実施例と同様の部分については説明を省略する。

【0089】

40

組織移動速度演算部64は、変位計測部52で得られる変位量から第2の関心領域60における領域内の各サンプル点における変位速度を演算して組織移動速度の演算を行う。計測速度演算部72により求められた計測速度から組織移動速度を除去する血流速度演算部66と、血流速度演算部66の出力信号に対し、座標変換を行う血流2次元座標変換部74と、座標変換後の血流画像に対し、ガンマ処理などの画像処理を行う血流画像処理部76が備えられている。

【0090】

ここで、第5の実施例が第2の実施例と異なる点は、第3の関心領域62における変位速度の演算を計測速度演算部72で直接行っている点である。第3の関心領域は、超音波探触子と接する体表近くの関心領域を自動、又は検者が任意で設定し、計測速度演算部72におい

50

て関心領域内の組織の移動速度が直接求められる。計測速度演算部72で演算された超音波探触子の移動速度はサンプル方向平均化処理部70においてサンプル方向に平均化され、血流2次元画像構成部30の初段に位置する周波数シフト120に入力される。

【0091】

周波数シフト120はサンプル方向平均化処理部70において演算された、観測系である超音波探触子の移動速度に相当するドプラ周波数だけ血流信号をシフトさせる処理であり、これにより圧迫による超音波探触子の移動速度成分を除去することができる。

【0092】

計測速度演算部72は、第3の関心領域における超音波探触子の移動速度を算定し、周波数シフト120に対して入力をした後、周波数シフト120より出力されるRF血流データに対し、自己相関処理、速度演算、パワー演算、分散演算、フィルタ処理等の信号処理を行い、速度データ、流量データ、分散データを出力する。

10

【0093】

本実施例における血流速度演算部66は、式(6)を実現することにより、圧迫による速度アーチファクトを除去することができる。また、血流速度演算部66において、計測速度演算部72より、第2の関心領域より演算される圧迫による変位速度を計測速度演算部72の出力データより減算し、血流2次元座標変換部74へ転送する。

【0094】

血流2次元座標変換部74は、血流速度演算部66において補正された血流画像データを表示器36に合わせた形状への変換処理を行う。血流画像処理部では検者に対し、診断に適した画質で提示するためのフィルタ処理、ガンマ処理が行われ合成処理部34へと転送され、表示器36に表示される。上記の処理により、本実施例によれば、アーチファクト、オフセットのない正しいドプラ計測結果を表示することができる。なお、本実施例における血流速度演算部66の処理は、実施例3と同様に周波数シフト120にて実施することもできる。

20

【0095】

第2の実施例～第5の実施例によれば、探触子移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフト120を有し、血流速度演算部66は、周波数シフト120により周波数偏移された計測速度と組織移動速度とに基づいて血流速度を求める。探触子移動速度及び組織移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフト120を有し、血流速度演算部66は、周波数シフト120により周波数偏移されたRF信号フレームデータに基づいて血流速度を求める。超音波探触子の超音波送受信面で被検体を押圧しながら前記被検体の断層面の組織に対する圧迫を変化させる場合、組織移動速度演算部64は、変位フレームデータ及び前記弾性フレームデータの少なくとも一方に基づいて、組織移動速度を求め、血流速度演算部66は、探触子移動速度と組織移動速度とに基づいて血流速度を演算する。超音波探触子の超音波送受信面で被検体を押圧しながら前記被検体の断層面の組織に対する圧迫を変化させる場合、組織移動速度演算部64は、変位フレームデータ及び弾性フレームデータの少なくとも一方に基づいて、組織移動速度を求め、血流速度演算部66は、探触子移動速度に相当するドプラ周波数だけRF信号フレームデータの周波数をシフトさせる周波数シフト120を有し、該周波数シフトにより周波数偏移されたRF信号フレームデータに基づいて求められた計測速度と、探触子移動速度と組織移動速度とに基づいて血流速度を演算する。

30

40

【0096】

(第6の実施例)

第6の実施例について図14を用いて説明する。図14は第6の実施例の超音波診断装置の全体構成を表した図である。本実施例は、第1実施例 - 第5実施例までに記載した方式を用いて3次元画像を作成する場合の実施例である。

【0097】

本実施例における超音波探触子14は、複数の振動子を配設して形成された探触子ヘッド部にモータが接続されており、被検体12に振動子を介して3次的に超音波を送受信する機能を有している。また、2次元に振動子を配置し、3次的に超音波信号を送受信する超

50

音波探触子が接続される場合もある。

【0098】

また、図14に示すように、断層2次元画像構成部26、血流2次元画像構成部30、弾性2次元画像構成部32は、2次元座標変換を行う前の各種画像データを、断層3次元座標変換部122、血流3次元座標変換部124、弾性3次元座標変換部126に入力する。断層3次元座標変換部122、血流3次元座標変換部124、弾性3次元座標変換部126は、入力画像に対して3次元座標変換を行い、3次元ボリュームデータをレンダリング部128に出力する。

【0099】

レンダリング部128は断層3次元座標変換部122、血流3次元座標変換部124、弾性3次元座標変換部126からの各種の3次元ボリュームデータを2次元投影面上に透過率を乗じて累積加算し、3次元画像を作成し、合成処理部34へ出力する。

10

【0100】

図15は図14における断層2次元画像構成部26、血流2次元画像構成部30と弾性2次元画像構成部32の各ブロックの処理について詳細を示した図である。

【0101】

本実施例では、3次元座標変換を実施するため、断層情報演算部40の出力信号は断層3次元座標変換部122へ出力される。また、3次元座標変換を実施するため、弾性情報演算部54の出力信号は弾性3次元座標変換部126へ出力される。また、3次元座標変換を実施するため、血流速度演算部66の出力信号は血流3次元座標変換部124へ出力される。

【0102】

20

ここで、超音波探触子を介して被検体に対し圧迫手技を実施しながら3次的に血流画像を取得した場合の概念図を図16に示す。本実施例では、被検体12に対して超音波探触子14を手動、又は機械的押し込み、圧迫を加えて変位量の計測を行う。ここで、2次元断層画像・血流合成画像130は超音波探触子14が静止している時に取得される断層画像と血流画像の合成画像であり、腫瘍132や血管134を内包する。

【0103】

このとき、血流フレームデータを同時に走査、取得していることから押し込み動作の際には超音波探触子に近づく正方向のドブラシフトが、引き戻し動作の際には超音波探触子から遠ざかる負方向のドブラシフトが加味される。図16中、2次元断層画像・血流合成画像136は押し込み動作中の断層画像と血流画像の合成画像であり、押し込みによるアーチファクト138が画像上に重畳されている。また、2次元超音波画像140は引き戻し動作中の超音波画像であり、引き戻しによるアーチファクト142が画像上に重畳されてしまう。つまり、圧迫手技によって血流画像が正しい速度を示さず、圧迫手技に依存して周期的なオフセットがかかり、静止している領域からもドブラシフト量が検出されることから、本来、静止して描出される被検体中構造物や血流画像上にアーチファクトが発生する。

30

【0104】

これが3次元画像の場合、3次元断層画像・血流合成画像144に示すように、2次元画像の押し込み、引き戻し時のアーチファクトがそのまま重畳されて表示される。ここで、組織移動速度演算部64において計測される速度量は、このドブラシフトに相当し、血流速度演算部66においてドブラシフト補正処理を行うことでアーチファクトを除いた良好な画像を得ることができる。

40

【0105】

図17はドブラシフト補正処理を行うことでアーチファクトを除去して作成した3次元画像の概念図である。本実施例では、図17に示すように速度アーチファクトのない3次元血流画像と3次元断層画像の3次元合成画像150となる。また、3次元弾性画像をレンダリング処理により作成した場合には、これを3次元合成画像150に重畳し、3次元血流・断層・弾性合成画像152を作成し、表示することができる。

【0106】

なお本実施例では、血流2次元画像構成部30、弾性2次元画像構成部32のドブラ補正処理を実施例1と同じ構成にて実施する例を示しているが、実施例2 - 実施例5の構成に変えて

50

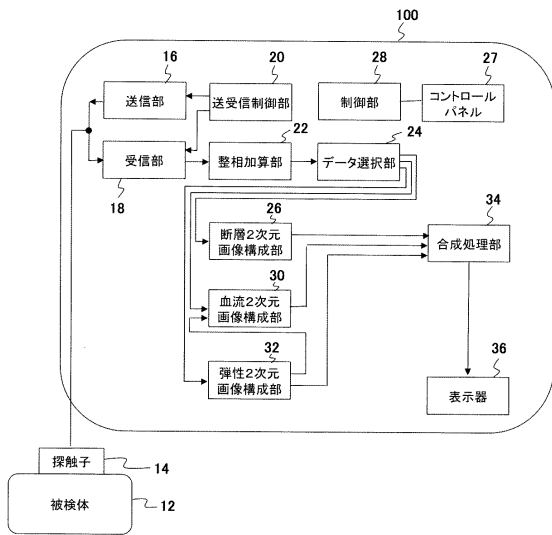
実施することもできる。

【符号の説明】

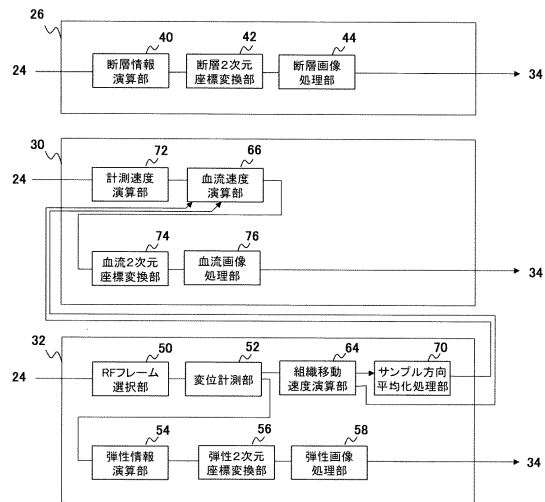
【0107】

12 被検体、14 超音波探触子、22 整相加算部、36 表示器、52 変位計測部、54 弾性情報演算部、58 弾性画像処理部、59 第1の関心領域、60 第2の関心領域、62 第3の関心領域、64 組織移動速度演算部、66 血流速度演算部、72 計測速度演算部、76 血流画像処理部、100 超音波診断装置、120 周波数シフタ

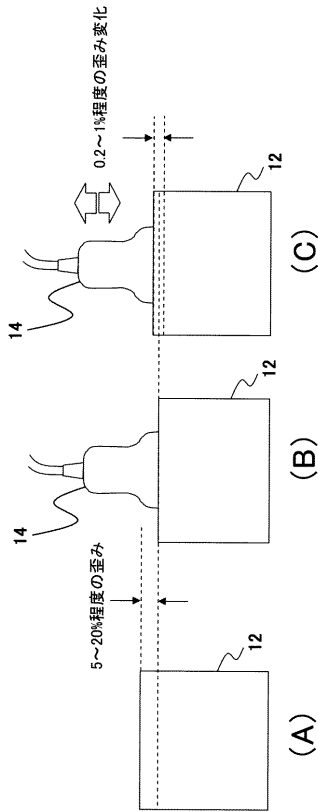
【図1】



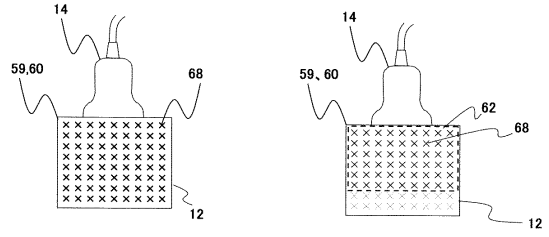
【図2】



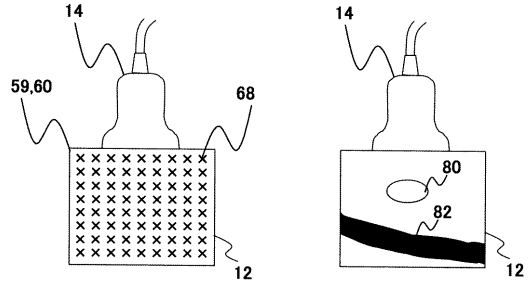
【 図 3 】



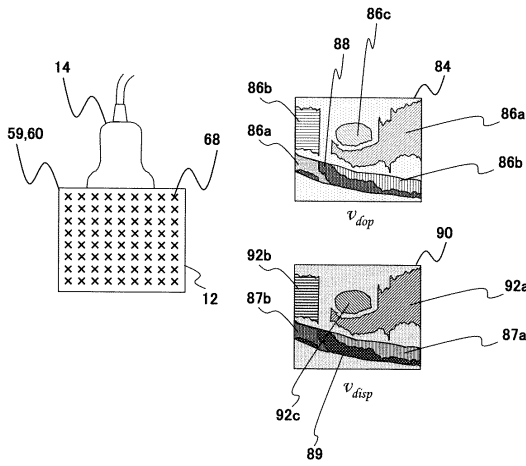
【 図 4 】



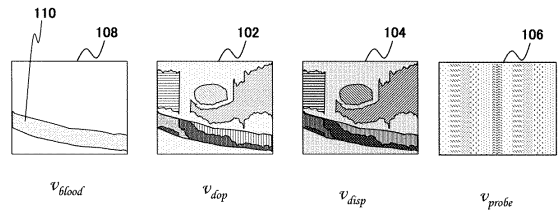
【 図 5 】



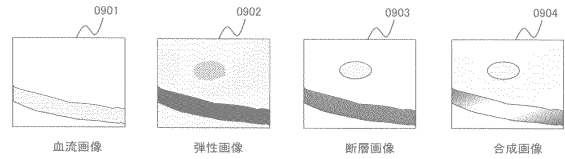
【 図 6 】



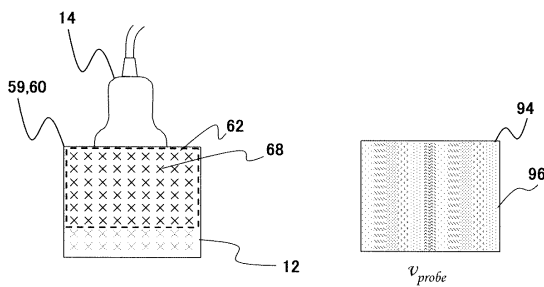
【 図 8 】



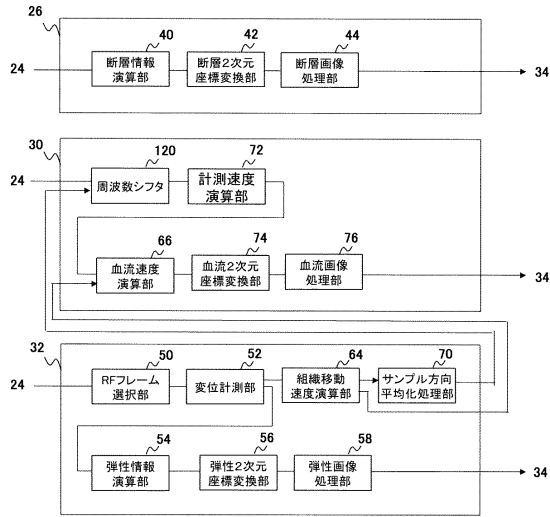
【 図 9 】



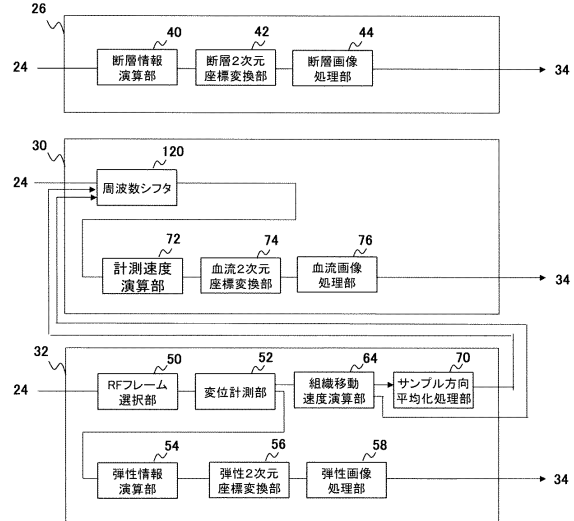
【 図 7 】



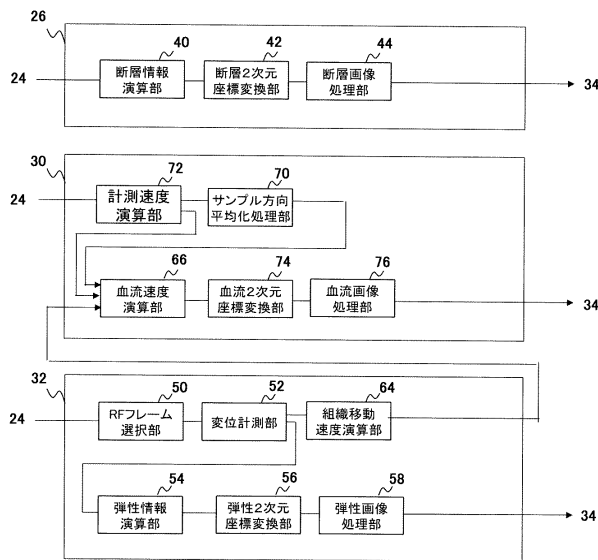
【図10】



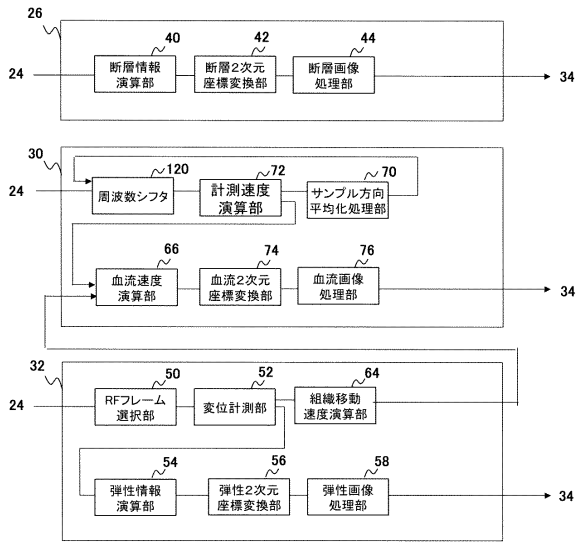
【図11】



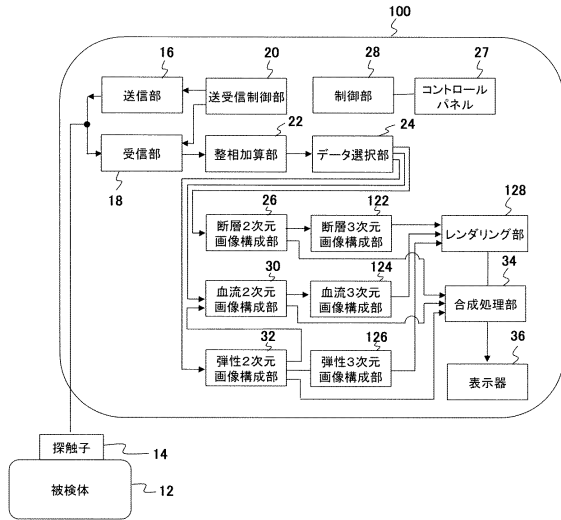
【図12】



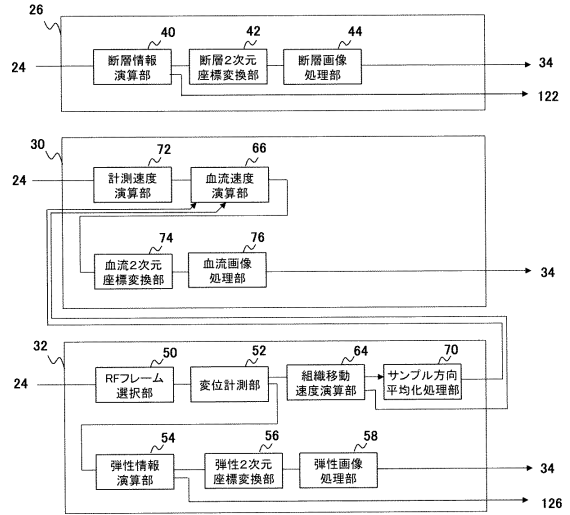
【図13】



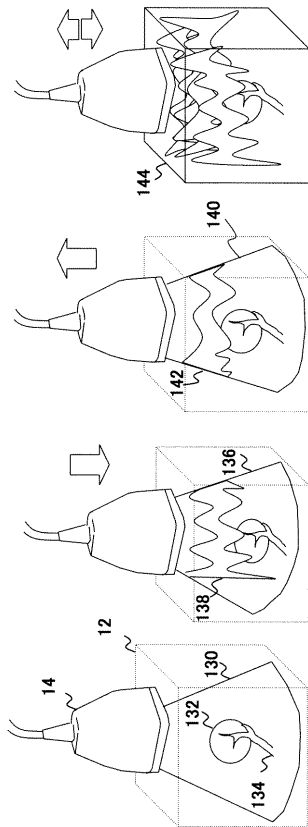
【図14】



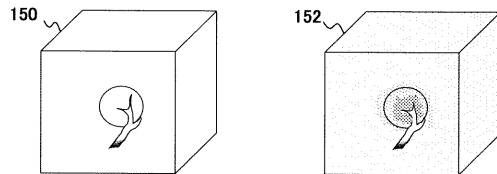
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06 - 054847 (JP, A)
特開平07 - 289547 (JP, A)
特開平07 - 059770 (JP, A)
特開平08 - 010260 (JP, A)
特開2008 - 284287 (JP, A)
特開平04 - 002336 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和血流图像生成方法		
公开(公告)号	JP5938822B2	公开(公告)日	2016-06-22
申请号	JP2011552851	申请日	2011-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/488 A61B8/5276		
FI分类号	A61B8/06.ZDM		
代理人(译)	田村 尚隆		
优先权	2010025457 2010-02-08 JP		
其他公开文献	JPWO2011096556A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提高的状态下所生成的血流图像，其中在对象的组织断层平面压力发生了变化，在超声波探头12，用于发送和接收超声波，并从物体，超声波的精度其生成基于由所述超声波探头12，超声波诊断装置和图像显示部36，用于显示的血流图像测量到的反射回波信号的多普勒测量的血流图像的血流图像构建单元30一个是用于计算由多普勒测量所测量的速度的测量速度计算单元72，和组织运动速度计算单元64，用于获得组织的移动速度是所述受试者的组织的移动速度，所述测量速度基于组织的移动速度校正，并且血流速度算出部66，用于确定被检体的血流速度，血流图像生成部30，基于由所述血流速度算出部66获得的血流速度构成的血流图像到。由血流速度计算单元66获得的血流速度是不依赖于压缩技术的速度。

(21) 出願番号	特願2011-552851 (P2011-552851)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(86) (22) 出願日	平成23年2月7日 (2011.2.7)	(74) 代理人	100145735 弁理士 田村 尚隆
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/052473	(72) 発明者	辻田 剛啓 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内
(87) 国際公開番号	W02011/096556	審査官	宮川 哲伸
(87) 国際公開日	平成23年8月11日 (2011.8.11)		
審査請求日	平成26年1月27日 (2014.1.27)		
(31) 優先権主張番号	特願2010-25457 (P2010-25457)		
(32) 優先日	平成22年2月8日 (2010.2.8)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		