

(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2011-62358

(P2011-62358A)

(43) 公開日 平成23年3月31日(2011.3.31)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-215969 (P2009-215969)
(22) 出願日 平成21年9月17日 (2009.9.17)特許法第30条第1項適用申請有り [研究集会名]
日本超音波医学会第82回学術集会 [主催者名] 社
団法人日本超音波医学会 [開催日] 平成21年5月
23日(71) 出願人 504157024
国立大学法人東北大学
宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

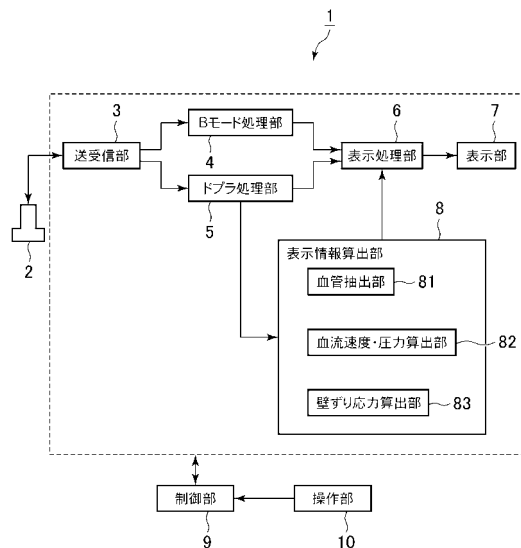
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、血流可視化装置及び制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】血管壁に働く壁ずり応力とこの壁ずり応力以外の血流情報とを同時に観察することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】エコー信号に基づいて、血管壁の各地点に働く壁ずり応力を算出する壁ずり応力算出部83と、前記エコー信号に基づいて、前記壁ずり応力以外の血流情報として血流速度及び血流の圧力を算出する血流速度・圧力算出部82と、エコー信号に基づいて作成されたBモード画像を表示する表示部7と、表示部7に表示されたBモード画像における血管部分に前記血流情報を表す血流情報表示を表示させるとともに、血管壁の各地点における前記壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示を、前記生体組織画像における血管壁に沿って表示させる表示処理部6と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得するエコー信号取得部と

、
前記エコー信号に基づいて、血管壁の各地点に働く壁ずり応力を算出する壁ずり応力算出部と、

前記エコー信号に基づいて、前記壁ずり応力以外の血流情報を算出する血流情報算出部と、

エコー信号に基づいて作成された生体組織画像を表示する表示部と、

該表示部に表示された生体組織画像における血管部分に前記血流情報を表す血流情報表示を表示させるとともに、血管壁の各地点における前記壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示を、前記生体組織画像における血管壁に沿って表示させる表示処理部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記壁ずり応力表示は、前記壁ずり応力の大きさの相違を前記血管壁の各地点毎に異なる表示形態で表すものであ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】

前記生体組織画像は、生体組織の断面画像であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記壁ずり応力表示は、前記血管壁の各地点毎に表示される棒状表示を含んでおり、該棒状表示の長さ及び色相のうちの少なくとも一方が前記壁ずり応力の大きさに応じたものになることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記壁ずり応力表示は、前記血管壁の各地点毎に該血管壁と交差する方向に延びるようにして表示される棒状表示を含んでおり、該棒状表示の前記血管壁に対する傾きがずり応力の大きさに応じた角度になることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

30

前記壁ずり応力表示は、前記血管壁に沿って表示される帯状表示であり、該帯状表示が前記血管壁の各地点毎に壁ずり応力の大きさに応じた色相になることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記壁ずり応力表示は、前記血管壁の各地点毎に表示される図形であり、該図形は、壁ずり応力の大きさに応じた大きさになることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記血流情報は、血流方向に沿った血流の速度、血流の圧力又はドブラ情報であることを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

生体組織に対して超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づいて、血管壁の各地点に働く壁ずり応力を算出する壁ずり応力算出部と、

前記エコー信号に基づいて、前記壁ずり応力以外の血流情報を算出する血流情報算出部と、

エコー信号に基づいて作成された生体組織画像を表示する表示部と、

該表示部に表示された生体組織画像における血管部分に前記血流情報を表す血流情報表示を表示させるとともに、血管壁の各地点における前記壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示を、前記生体組織画像における血管壁に沿って表示させる表示処理部と、

50

を備えることを特徴とする血流可視化装置。

【請求項 10】

前記壁ずり応力表示は、前記壁ずり応力の大きさの相違を前記血管壁の各地点毎に異なる表示形態で表すものであることを特徴とする請求項 9 に記載の血流可視化装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

生体組織に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得するエコー信号取得機能と、

前記エコー信号に基づいて、血管壁の各地点に働く壁ずり応力を算出する壁ずり応力算出機能と、

前記エコー信号に基づいて、前記壁ずり応力以外の血流情報を算出する血流情報算出機能と、

エコー信号に基づいて作成され表示部に表示された生体組織画像における血管部分に前記血流情報を表す血流情報表示を表示させるとともに、血管壁の各地点における前記壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示を、前記生体組織画像における血管壁に沿って表示させる表示処理機能と、

を実行させることを特徴とする制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血流の動態を表示する超音波診断装置、血流可視化装置及び制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

血流の動態を知るための超音波画像としてドプラ画像がある。このドプラ画像は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号のドプラシフトを求め、例えば超音波の音線方向に沿った血流の速度成分をカラーで表示するものである。

【0003】

しかし、ドプラ画像においては、超音波の音線方向に沿った血流の速度成分しか表示できない。このため、音線方向と直交する方向の血流の速度については表示することができない。

【0004】

そこで、血流の流れ方向に沿った速度を算出するための手法が特許文献 1 や非特許文献 1 に開示されている。また、これら特許文献 1 及び非特許文献 1 では、血流の圧力を算出することもできるようになっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 4 2 6 9 6 2 3 号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】船本健一、早瀬敏幸、「医療計測と数値シミュレーションを融合した血管内血流の解析」、可視化情報、Vol. 29、No. 114 (2009 年 7 月)、p. 20 - 26

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、診断に有用な情報として、動脈硬化など循環器系の疾患と大きな関わりがある血管壁に働く壁ずり応力（以下、「壁ずり応力」と云う）が注目されている。このため、超音波診断装置において、壁ずり応力を観察できることが望まれている。しかも、血流の

10

20

30

40

50

速度や圧力といった血流情報とともに、壁ずり応力を観察できるようになっていることが診断に非常に有用である。

【 0 0 0 8 】

本発明が解決しようとする課題は、血管壁に働く壁ずり応力とこの壁ずり応力以外の血流情報とを同時に観察することができる超音波診断装置、血流可視化装置及び制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第 1 の観点の発明は、生体組織に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得するエコー信号取得部と、前記エコー信号に基づいて、血管壁の各地点に働く壁ずり応力を算出する壁ずり応力算出部と、前記エコー信号に基づいて、前記壁ずり応力以外の血流情報を算出する血流情報算出部と、エコー信号に基づいて作成された生体組織画像を表示する表示部と、該表示部に表示された生体組織画像における血管部分に前記血流情報を表す血流情報表示を表示させるとともに、血管壁の各地点における前記壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示を、前記生体組織画像における血管壁に沿って表示させる表示処理部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 0 】

第 2 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記壁ずり応力表示は、前記壁ずり応力の大きさの相違を前記血管壁の各地点毎に異なる表示形態で表すものであることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【 0 0 1 1 】

第 3 の観点の発明は、第 1 又は 2 の観点の発明において、前記生体組織画像は、生体組織の断面画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 2 】

第 4 の観点の発明は、第 3 の観点の発明において、前記壁ずり応力表示は、前記血管壁の各地点毎に表示される棒状表示を含んでおり、該棒状表示の長さ及び色相のうちの少なくとも一方が前記壁ずり応力の大きさに応じたものになることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 3 】

第 5 の観点の発明は、第 3 又は 4 の観点の発明において、前記壁ずり応力表示は、前記血管壁の各地点毎に該血管壁と交差する方向に延びるようにして表示される棒状表示を含んでおり、該棒状表示の前記血管壁に対する傾きがずり応力の大きさに応じた角度になることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【 0 0 1 4 】

第 6 の観点の発明は、第 3 の観点の発明において、前記壁ずり応力表示は、前記血管壁に沿って表示される帯状表示であり、該帯状表示が前記血管壁の各地点毎に壁ずり応力の大きさに応じた色相になることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【 0 0 1 5 】

第 7 の観点の発明は、第 3 の観点の発明において、前記壁ずり応力表示は、前記血管壁の各地点毎に表示される図形であり、該図形は、壁ずり応力の大きさに応じた大きさになることにより、前記壁ずり応力の大きさに応じた表示形態となるものであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 6 】

第 8 の観点の発明は、第 1 ～ 7 のいずれか一の観点の発明において、前記血流情報は、血流方向に沿った血流の速度、血流の圧力又はドブラ情報であることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 7 】

50

第 9 の観点の発明は、生体組織に対して超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づいて、血管壁の各地点に働く壁ずり応力を算出する壁ずり応力算出部と、前記エコー信号に基づいて、前記壁ずり応力以外の血流情報を算出する血流情報算出部と、エコー信号に基づいて作成された生体組織画像を表示する表示部と、該表示部に表示された生体組織画像における血管部分に前記血流情報を表す血流情報表示を表示させるとともに、血管壁の各地点における前記壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示を、前記生体組織画像における血管壁に沿って表示させる表示処理部と、を備えることを特徴とする血流可視化装置である。

【 0 0 1 8 】

第 1 0 の観点の発明は、第 9 の観点の発明において、前記壁ずり応力表示は、前記壁ずり応力の大きさの相違を前記血管壁の各地点毎に異なる表示形態で表すものであることを特徴とする血流可視化装置である。

10

【 0 0 1 9 】

第 1 1 の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得するエコー信号取得機能と、前記エコー信号に基づいて、血管壁の各地点に働く壁ずり応力を算出する壁ずり応力算出機能と、前記エコー信号に基づいて、前記壁ずり応力以外の血流情報を算出する血流情報算出機能と、エコー信号に基づいて作成され表示部に表示された生体組織画像における血管部分に前記血流情報を表す血流情報表示を表示させるとともに、血管壁の各地点における前記壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示を、前記生体組織画像における血管壁に沿って表示させる表示処理機能と、を実行

20

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、血管壁の各地点における壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示が表示されるとともに、壁ずり応力以外の血流情報を表す血流情報表示が表示されるので、壁ずり応力とこの壁ずり応力以外の血流情報とを、生体組織画像上において同時に観察することができる。また、血管壁に沿って前記壁ずり応力表示が表示されるので、どの位置の壁ずり応力を表しているかが一目で分かり、診断が容易である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

30

【図 1】本発明の第一実施形態の超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図 2】B モード画像上に血流速度表示、血流の圧力表示及び壁ずり応力表示が重畳して表示された表示部の一例を示す図である。

【図 3】B モード画像上にドプラ画像及び壁ずり応力表示が重畳して表示された表示部の一例を示す図である。

【図 4】B モード画像上に血流速度表示、血流の圧力表示及び壁ずり応力表示が重畳して表示された表示部の他例を示す図である。

【図 5】B モード画像上にドプラ画像及び壁ずり応力表示が重畳して表示された表示部の他例を示す図である。

40

【図 6】B モード画像上に血流速度表示、血流の圧力表示及び壁ずり応力表示が重畳して表示された表示部の他例を示す図である。

【図 7】B モード画像上に血流速度表示、血流の圧力表示及び壁ずり応力表示が重畳して表示された表示部の他例を示す図である。

【図 8】B モード画像上に血流速度表示、血流の圧力表示及び壁ずり応力表示が重畳して表示された表示部の他例を示す図である。

【図 9】本発明の第二実施形態の血流可視化装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

50

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について、図１～図３に基づいて詳細に説明する。図１に示す超音波診断装置１は、超音波プローブ２、送受信部３、Ｂモード処理部４、ドブラ処理部５、表示処理部６、表示部７、表示情報算出部８を備え、さらに制御部９及び操作部１０を備える。

【００２３】

前記超音波プローブ２は、生体組織に対して超音波の送受信を行なう。また、前記送受信部３は、前記超音波プローブ２を所定のスキャンパラメータで駆動させてスキャン面を走査させる。そして、前記送受信部３は、前記超音波プローブ２で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記超音波プローブ２及び前記送受信部３は、エコー信号を取得するエコー信号取得機能を実行するものであり、本発明におけるエコー信号取得部の実施の形態の一例である。

10

【００２４】

前記Ｂモード処理部４は、前記送受信部３から出力されたエコー信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のＢモード処理を行ない、Ｂモード画像データを作成する。このＢモード画像データに基づいて前記表示部７に表示されるＢモード画像ＢＧは、本発明における生体組織画像の実施の形態の一例である。

【００２５】

前記ドブラ処理部５は、前記送受信部３から出力されたエコー信号に基づいてドブラ画像データ（ドブラ情報）を作成する（ドブラ画像データ作成機能）。ドブラ画像データには、流速データ、分散データ及びパワーデータが含まれる。ドブラ画像データは本発明における血流情報の実施の形態の一例であり、前記ドブラ処理部５は本発明における血流情報算出部の実施の形態の一例である。また、ドブラ画像データ作成機能は本発明における血流情報算出機能の実施の形態の一例であり、ドブラ画像データに基づいて前記表示部７に表示されるドブラ画像ＤＧは、本発明における血流情報表示の実施の形態の一例である。

20

【００２６】

具体的には、前記ドブラ処理部５は、前記送受信部３から出力されたエコー信号に対し、直交検波処理を行ない、ＭＴＩフィルタ（Moving Target Indication Filter）でＭＴＩ処理してエコーのドブラ信号を求め、さらにＭＴＩ処理後の信号に対し、自己相関演算を行なう。そして、自己相関演算結果から平均流速と、流速の分散と、パワーとを求める。

30

【００２７】

前記表示処理部６は、後述するように前記表示情報算出部８からの情報に基づいて血流速度表示ＶＩ、血流の圧力表示ＰＩ及び壁ずり応力表示ＳＩを作成し、これらの表示を図２に示すようにＢモード画像ＢＧ上に重畳した表示画像Ｇ１を作成するようになっている（表示処理機能）。また、前記表示処理部６は、図３に示すようにＢモード画像ＢＧとドブラ画像ＤＧとを重畳した画像上に前記壁ずり応力表示ＳＩを重畳した表示画像Ｇ２を作成するようになっている（表示処理機能）。前記表示処理部６は、前記操作部１０における操作者による指示入力に基づいて、前記各表示画像Ｇ１，Ｇ２のうちいずれかを作成し、作成された画像が前記表示部７に表示される。前記表示処理部６は、本発明における表示処理部の実施の形態の一例である。

40

【００２８】

なお、表示画像Ｇ１，Ｇ２において、横方向に延びる帯状の部分を指す符号ｂ１は血管部分であり、また符合ｗは血管壁である。

【００２９】

前記血流速度表示ＶＩは、血流の速度と方向を表す表示であり、図２に示すように血流の速度及び方向に応じた長さで方向の矢印ＶＩａからなる。この矢印ＶＩａの長さが長いほど血流の速度が大きいことを表す。前記血流速度表示ＶＩは、本発明における血流情報

50

表示の実施の形態の一例である。

【0030】

また、前記圧力表示 P I は血流の圧力に応じた色相からなる（図 2 では、ドット（dot）で表されている）。前記表示部 7 には、前記圧力表示 P I において表示されうる全色相を表すカラーバー C B が表示される。前記血流速度表示 V I 及び前記圧力表示 P I は、本発明における血流情報表示の実施の形態の一例である。

【0031】

ちなみに、前記表示画像 G 2 においては、ドブラ画像 D G が本発明における血流情報表示の実施の形態の一例となる。前記表示部 7 には、前記ドブラ画像 D G に対応するカラーバー C B が表示される。

10

【0032】

前記壁ずり応力表示 S I は、血管壁 w の各地点における壁ずり応力の大きさを表す表示である。本例では、前記壁ずり応力表示 S I は、血管壁 w と直交する方向に延び、この血管壁 w の各地点における壁ずり応力に応じた長さの棒状表示 S I s からなる。従って、棒状表示 S I s は、壁ずり応力の大きさの相違に応じて異なる長さとなり、壁ずり応力の大きさに応じて異なる表示形態となる。前記壁ずり応力表示 S I は、本発明における壁ずり応力表示の実施の形態の一例である。

【0033】

前記表示処理部 6 は、B モード画像 B G における血管部分 b 1 に前記血流速度表示 V I 及び前記圧力表示 P I を表示させ、また血管壁 w に沿って前記壁ずり応力表示 S I を表示させる。より詳細には、前記表示処理部 6 は、後述する計算格子に対応する部分に、各計算格子で得られた血流速度及び血流の圧力を表す血流速度表示 V I 及び圧力表示 P I を表示させる。また、前記表示処理部 6 は、後述する血管抽出部 8 1 で抽出された血管部分 b 1 の縁部を血管壁 w として特定し、この血管壁 w として特定された部分の近傍であって血管部分 b 1 の外側に前記壁ずり応力表示 S I を表示させる。これにより、前記壁ずり応力表示 S I は、血管壁 w に沿って表示される。

20

【0034】

前記表示情報算出部 8 は、血管抽出部 8 1、血流速度・圧力算出部 8 2 及び壁ずり応力算出部 8 3 を有している。前記血管抽出部 8 1 は、前記ドブラ処理部 5 からのドブラ画像データに基づいて、血管部分 b 1 を抽出する。例えば、前記血管抽出部 8 1 は、流速データが得られた部分を血管部分 b 1 とする。

30

【0035】

なお、前記血管抽出部 8 1 は、B モード画像データに基づいて血管部分 b 1 を抽出してもよい。具体的には、B モード画像において血管は他の組織よりも暗く表示されるので、前記血管抽出部 8 1 は、隣り合う画素間の輝度の差が所定の閾値よりも大きい部分（血管壁にあたる部分）を検出して血管部分 b 1 を抽出してもよい。

【0036】

血流速度・圧力算出部 8 2 は、前記血管抽出部 8 1 によって抽出された血管部分 b 1 に計算格子を設定し、この計算格子における血流速度及び血流の圧力を算出する（血流速度・圧力算出機能）。この血流速度・圧力算出部 8 2 で算出される血流速度は、血流方向に沿った速度である。ちなみに、ドブラ処理部 5 で算出される流速データは、超音波のビーム方向の速度成分であり、この点で異なる。従って、血流方向に沿った速度である前記血流速度・圧力算出部 8 2 で算出される血流速度の方が、より正確な速度となる。

40

【0037】

具体的には、前記血流速度・圧力算出部 8 2 は、前記ドブラ処理部 5 で算出された流速データを、ナビエ・ストークス方程式と圧力方程式とを基礎方程式とするシミュレーションにフィードバックし、シミュレーションで推定される速度との誤差を補償するように計算結果を実際の血流場に収束させて、血流速度及び血流の圧力を算出する（具体的な算出方法については特許文献 1 又は非特許文献 1 参照）。血流速度及び血流の圧力は本発明における血流情報の実施の形態の一例であり、また前記血流速度・圧力算出部 8 2 は本発明

50

における血流情報算出部の実施の形態の一例である。さらに、血流速度・圧力算出機能は、本発明における血流情報算出機能の実施の形態の一例である。

【0038】

前記壁ずり応力算出部83は、血管壁wの各地点に働く壁ずり応力を算出する（壁ずり応力算出機能）。具体的には、前記壁ずり応力算出部83は、先ず前記血流速度・圧力算出部82で算出された血流速度の速度勾配（ずり速度）を算出する。血流速度の速度勾配としては、血管壁wの部分の血流速度と、血管内における計算格子の中で、血管壁wに一番近い計算格子における血流速度との間の速度勾配を算出する。血管壁wの部分は、血流速度が零であるため、血管内における計算格子の中で血管壁wに一番近い計算格子における血流速度を血管壁wまでの距離で除して速度勾配とする。そして、前記壁ずり応力算出部83は、この速度勾配と血液の粘性率とを積算することによって、壁ずり応力を算出する。前記壁ずり応力算出部83は、本発明における壁ずり応力算出部の実施の形態の一例である。

10

【0039】

ちなみに、前記壁ずり応力算出部83で算出される壁ずり応力は、前記血流速度・圧力算出部82で算出された血流の速度のうち、血管壁wの方向に沿った血流の速度の成分を用いて算出される。そして、このように、超音波のビーム方向ではなく、実際の血流の速度に基づく速度成分を用いて壁ずり応力の算出が行なわれるので、より正確な値を得ることができる。

【0040】

20

前記血流速度・圧力算出部82で算出された血流速度及び血流の圧力、前記壁ずり応力算出部83で算出された壁ずり応力は、前記表示処理部6へ入力される。そして、この表示処理部6では、入力された血流速度、血流の圧力及び壁ずり応力の大きさに応じた前記血流速度表示V I、前記圧力表示P I及び前記壁ずり応力表示S Iを作成する。

【0041】

前記制御部9は、CPU（Central Processing Unit）で構成され、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、エコー信号取得機能、ドプラ画像データ作成機能、血流速度・圧力算出機能、壁ずり応力算出機能、表示処理機能を始めとする前記超音波診断装置1における各部の機能を実行する。

【0042】

30

前記操作部10は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。前記操作部10で入力された指示や情報は、前記制御部9へ入力される。

【0043】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。前記表示画像G1又はG2を表示させるにあたっては、先ず前記超音波プローブ2において超音波の送受信を行なう。そして、得られたエコー信号に基づいて、前記Bモード処理部4はBモード画像データを作成し、また前記ドプラ処理部5はドプラ画像データを作成する。

【0044】

40

前記表示情報算出部8においては、前記血管抽出部81がドプラ画像データのうちの流速データに基づいて血管部分b1の抽出を行なう。また、前記血流速度・圧力算出部82が血流速度及び血流の圧力を算出する。さらに、前記壁ずり応力算出部83が壁ずり応力を算出する。

【0045】

前記表示処理部6は、前記表示部7に表示画像G1を表示させるように前記操作部10において指示入力があった場合、前記血流速度表示V I、前記血流の圧力表示P I及び前記壁ずり応力表示S Iを作成する。そして、前記表示処理部6は、図2に示すように、Bモード画像BGにおける血管部分b1に前記血流速度表示V I及び前記圧力表示P Iが表示され、また血管壁wに沿って前記壁ずり応力表示S Iが表示された表示画像G1を表示させる。

50

【 0 0 4 6 】

また、前記表示処理部 6 は、前記表示部 7 に表示画像 G 2 を表示させるように前記操作部 1 0 において指示入力があった場合、前記壁ずり応力表示 S I を作成する。そして、前記表示処理部 6 は、図 3 に示すように、B モード画像 B G とドブラ画像 D G とを重畳した画像に、血管壁 w に沿って前記壁ずり応力表示 S I が表示された表示画像 G 2 を表示させる。

【 0 0 4 7 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、血管壁 w の各地点における壁ずり応力の大きさを表す壁ずり応力表示 S I が表示されるとともに、壁ずり応力以外の血流情報を表す血流情報表示として、前記血流速度表示 V I 及び前記圧力表示 P I やドブラ画像 D G が表示されるので、壁ずり応力とこの壁ずり応力以外の血流情報とを、B モード画像 B G 上において同時に観察することができる。また、血管壁 w に沿って前記壁ずり応力表示 S I が表示されるので、どの位置の壁ずり応力を表しているかが一目で分かり、診断が容易である。

【 0 0 4 8 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず第一変形例について図 4 及び図 5 に基づいて説明する。図 4 及び図 5 に示す表示画像 G 1 , G 2 において、前記壁ずり応力表示 S I を構成する棒状表示 S I s は、壁ずり応力の大きさに応じた長さとし、色相で表示される。図 4 において、前記表示部 7 には、前記圧力表示 P I において表示されうる全色相を表す第一カラーバー C B 1 のほか、前記壁ずり応力表示 S I において表示されうる全色相を表す第二カラーバー C B 2 が表示される。また、図 5 において、前記表示部 7 には前記ドブラ画像 D G に対応する第一カラーバー C B 1 のほか、前記壁ずり応力表示 S I において表示されうる全色相を表す第二カラーバー C B 2 が表示される。

【 0 0 4 9 】

次に、第二変形例について図 6 に基づいて説明する。図 6 に示す表示画像 G 1 において、前記壁ずり応力表示 S I は、血管壁 w から血管内部に向かって延びる棒状表示 S I s ' からなる。そして、この棒状表示 S I s ' は、壁ずり応力の大きさに応じて長さは変わらないものの、血管壁 w に対する傾きが異なる角度となっている。すなわち、前記棒状表示 S I s ' は、壁ずり応力の大きさに応じて異なる角度で表示される。本例では、壁ずり応力が小さいほど、血管壁 w に対する前記棒状表示 S I s ' の角度が垂直に近くなり、一方で壁ずり応力が大きいほど、血管壁 w に対する前記棒状表示 S I s ' の角度が垂直から遠ざかり血管壁 w に近づく角度になる。すなわち、前記棒状表示 S I s ' は、壁ずり応力の大きさに応じて、血管壁 W に対して垂直となる角度から血管壁 w と平行な角度までの間の角度で表示される。

【 0 0 5 0 】

この第二変形例においても、前記壁ずり応力表示 S I は、壁ずり応力に応じて異なる長さで表示されてもよい。また、壁ずり応力の大きさに応じて異なる色相で表示されてもよい。

【 0 0 5 1 】

ちなみに、図 6 では、前記表示画像 G 1 における前記壁ずり応力表示 S I の表示例を示したが、この第二変形例の前記壁ずり応力表示 S I は、前記表示画像 G 2 においても同様に表示される。

【 0 0 5 2 】

次に第三変形例について図 7 に基づいて説明する。図 7 に示す表示画像 G 1 において、前記壁ずり応力表示 S I は、血管壁 w に沿って血管部分 b 1 の外側に表示される帯状表示 S I b からなる。この帯状表示 S I b は、血管壁 w の各地点毎に壁ずり応力の大きさに応じて異なる色相で表示されている。前記表示部 7 には、前記圧力表示 P I において表示されうる全色相を表す第一カラーバー C B 1 のほか、帯状表示 S I b において表示されうる全色相を表す第二カラーバー C B 2 ' が表示される。

【 0 0 5 3 】

ちなみに、図 7 では、前記表示画像 G 1 における前記壁ずり応力表示 S I の表示例を示

10

20

30

40

50

したが、この第三変形例の前記壁ずり応力表示 S I は、前記表示画像 G 2 においても同様に表示される。

【 0 0 5 4 】

次に第四変形例について図 8 に基づいて説明する。図 8 に示す表示画像 G 1 において、前記壁ずり応力表示 S I は、血管壁 w に沿って表示される円形表示 S I c からなる。この円形表示 S I c は、壁ずり応力の大きさに応じて異なる大きさで表示される。具体的には、前記円形表示 S I c は、壁ずり応力が大きくなるほど大きくなり、一方で壁ずり応力が小さいほど小さくなる。

【 0 0 5 5 】

ただし、本発明においては、前記壁ずり応力表示 S I は、壁ずり応力の大きさに応じて異なる大きさで表示される図形であれば円形に限られるものではなく、例えば壁ずり応力の大きさに応じて異なる大きさで表示される多角形であってもよい。

【 0 0 5 6 】

ちなみに、図 8 では、前記表示画像 G 1 における前記壁ずり応力表示 S I の表示例を示したが、この第四変形例の前記壁ずり応力表示 S I は、前記表示画像 G 2 においても同様に表示される。

【 0 0 5 7 】

(第二実施形態)

次に第二実施形態について図 9 に基づいて説明する。図 9 に示す血流可視化装置 2 0 においては、超音波診断装置とは別に表示情報算出部 8 が設けられる。具体的に説明すると、前記血流可視化装置 2 0 は、超音波診断装置 1 ' 及び表示情報処理装置 2 1 からなる。前記超音波診断装置 1 ' は、前記表示情報算出部 8 を備えていない以外は、第一実施形態の超音波診断装置 1 と同一の構成になっている。また、前記表示情報処理装置 2 1 は、前記表示情報算出部 8、表示処理部 2 2、表示部 2 3、制御部 2 4 及び入力部 2 5 を備えている。前記表示情報処理装置 2 1 は、例えば計算サーバ及びワークステーションからなり、後述するように前記表示画像 G 1 又は G 2 が前記表示部 2 3 に表示される。

【 0 0 5 8 】

前記表示処理部 2 2 には、前記超音波診断装置 1 ' の B モード処理部 4 から B モード画像データが入力される。そして、前記表示処理部 2 2 は、前記表示情報算出部 8 からの情報に基づいて血流速度表示 V I、血流の圧力表示 P I 及び壁ずり応力表示 S I を作成し、これらの表示を B モード画像 B G 上に重畳した表示画像 G 1 を作成する (表示処理機能)。また、前記表示処理部 2 2 は、B モード画像 B G とドブラ画像 D G とを重畳した画像上に前記壁ずり応力表示 S I を重畳した表示画像 G 2 を作成する (表示処理機能)。前記表示処理部 2 2 は、本発明における表示処理部の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 9 】

前記表示処理部 2 2 は、前記入力部 2 5 における指示入力に基づいて、前記各表示画像 G 1、G 2 のうちいずれかを作成し、作成された画像が前記表示部 2 3 に表示される。前記表示部 2 3 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。前記表示部 2 3 に表示される前記表示画像 G 1、G 2 は、第一実施形態と同様であり、ここでは説明を省略する。

【 0 0 6 0 】

なお、本例では、血流速度・圧力算出機能、壁ずり応力算出機能、表示処理機能は、前記制御部 2 4 により実行される。

【 0 0 6 1 】

以上説明した本例の血流可視化装置 2 0 によっても、第一実施形態の超音波診断装置 1 と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 6 2 】

なお、この第二実施形態において、前記表示情報処理装置 2 1 の構成を有する装置をもって、本発明に係る血流可視化装置としてもよい。すなわち、前記超音波診断装置 1 ' からドブラ画像データや B モード画像データの供給を受けて、壁ずり応力、血流速度、血流

10

20

30

40

50

の圧力等を算出し、前記表示画像 G 1 や前記表示画像 G 2 を表示させる装置をもって、本発明に係る血流可視化装置としてもよい。

【 0 0 6 3 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記壁ずり応力表示 S I、前記血流速度表示 V I 及び前記圧力表示 P I の表示形態は一例であり、上記実施形態の表示形態に限られるものではない。例えば、血流速度（または血流の圧力）をその大きさに応じて異なる色相で表すとともに、血流の圧力（または血流速度）をその大きさに応じて異なる輝度で表すようにしてもよい。

【 0 0 6 4 】

さらに、前記ずり応力表示 S I とともに表示される血流情報表示は、前記血流速度表示 V I 及び前記圧力表示 P I のいずれか一方であってもよい。この場合には、前記血流速度表示 V I 及び前記圧力表示 P I を色相で表してもよい。そして、前記ずり応力表示 S I とともに前記血流速度表示 V I を表示した表示画像と、前記ずり応力表示 S I とともに前記圧力表示 P I を表示した表示画像とを切り替えて表示できるようになっていてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 5 】

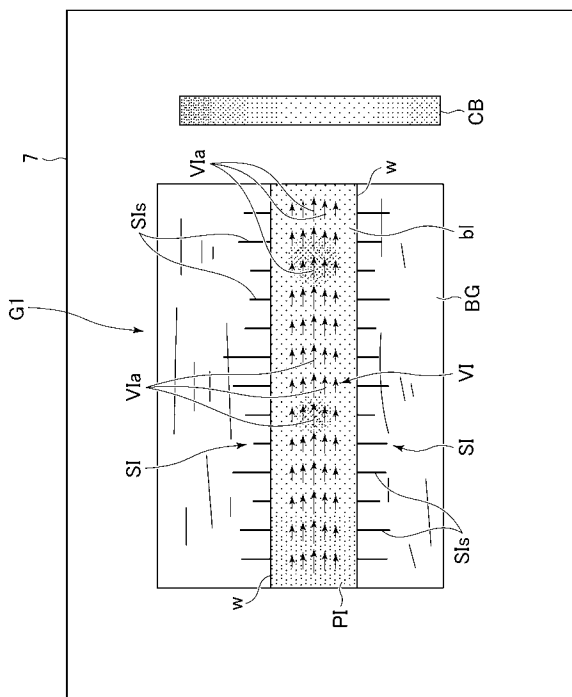
- 1 , 1 ' 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ（エコー信号取得部）
- 3 送受信部（エコー信号取得部）
- 5 ドブラ処理部（血流情報算出部）
- 6 , 2 2 表示処理部
- 7 , 2 3 表示部
- 2 0 血流可視化装置
- 8 2 血流速度・圧力算出部（血流情報算出部）
- 8 3 壁ずり応力算出部
- V I 血流速度表示（血流情報表示）
- P I 圧力表示（血流情報表示）
- S I 壁ずり応力表示
- B G B モード画像
- D G ドブラ画像（血流情報表示）
- b 1 血管部分
- w 血管壁

10

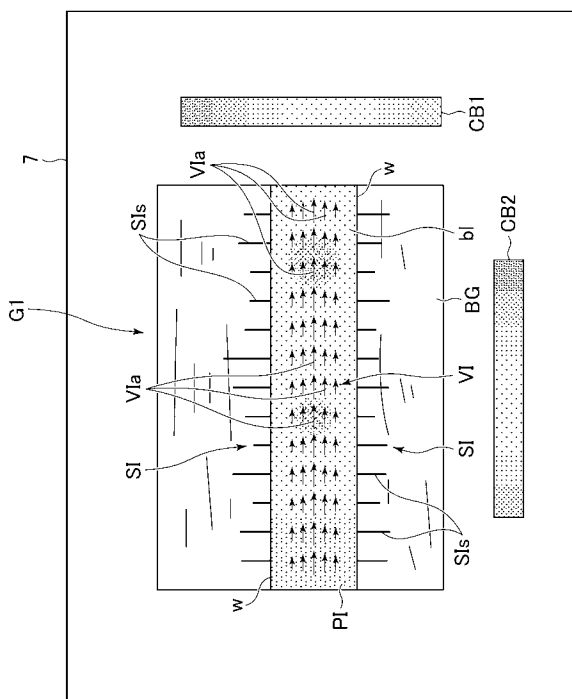
20

30

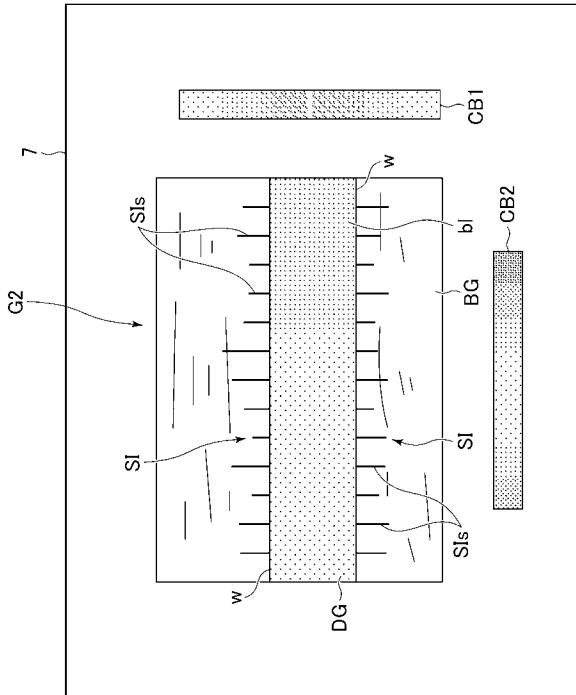
【 図 2 】



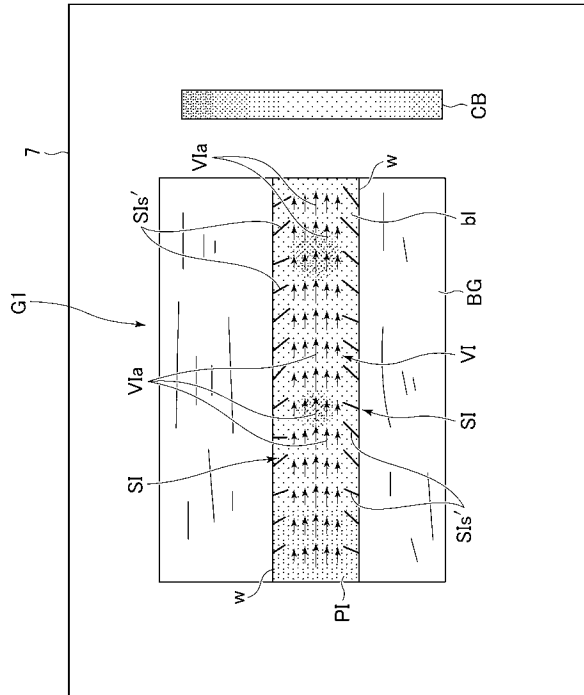
【图 4】



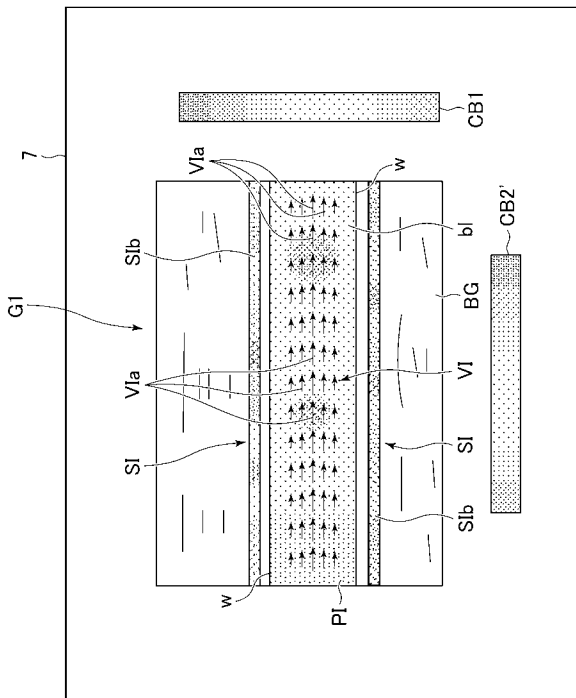
【図 5】



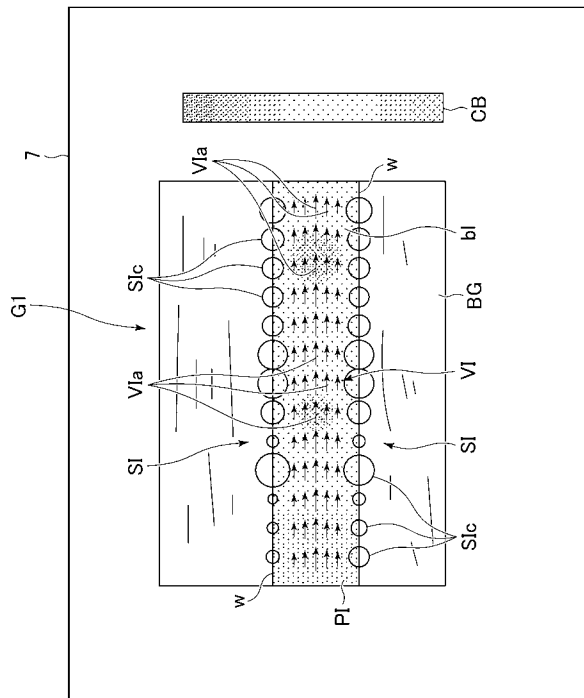
【図 6】



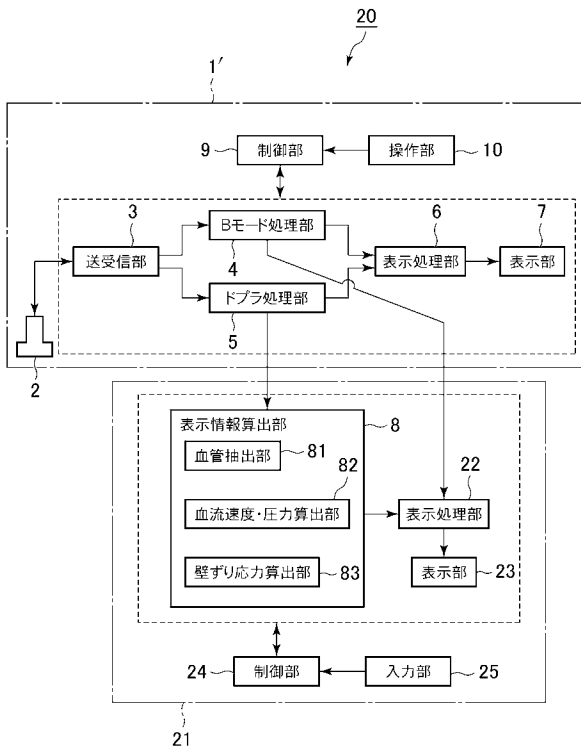
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 早瀬 敏幸

宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

(72)発明者 船本 健一

宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

(72)発明者 見山 広二

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の1 2 7 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD03 DE04 JB34 JC20 JC21 KK02 KK18 KK20 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备，血流可视化设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2011062358A	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2009215969	申请日	2009-09-17
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	早瀬敏幸 船本健一 見山広二		
发明人	早瀬 敏幸 船本 健一 見山 広二		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/JB34 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK20 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5522719B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，同时观察作用于血管壁的壁剪切应力和除壁剪切应力之外的血流信息。ŽSOLUTION：超声波诊断装置包括：壁面剪切应力计算部分83，基于回波信号计算作用在血管壁上的各个位置的壁面剪切应力;血流速度 - 压力计算部82基于回波信号计算血流速度和血流压力作为除了壁剪切应力之外的血流信息;显示部分7，显示基于回波信号创建的B模式图像;显示处理部分6，用于在显示部分7中显示的B模式图像中显示表示血管部分中的血流信息的血流信息，并在各自显示表示壁剪切应力大小的壁剪切应力。生物组织图像中沿着血管壁的血管壁的位置。Ž

