(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6871478号
(P6871478)
(45)発行日　令和3年5月12日(2021.5.12)　(24)登録日　令和3年4月19日(2021.4.19)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 8/06 (2006.01)　　A61B 8/06
A61B 8/14 (2006.01)　　A61B 8/14

請求項の数 12　(全 25 頁)

(21)出願番号　特願2020-510350(P2020-510350)
(86)(22)出願日　平成31年2月5日(2019.2.5)
(86)国際出願番号　PCT/JP2019/003986
(87)国際公開番号　WO2019/187649
(87)国際公開日　令和1年10月3日(2019.10.3)
審査請求日　令和2年8月27日(2020.8.27)
(31)優先権主張番号　特願2018-61579(P2018-61579)
(32)優先日　平成30年3月28日(2018.3.28)
(33)優先権主張国・地域又は機関
日本国(JP)

(73)特許権者　306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布２丁目２６番３０号
(74)代理人　100152984
弁理士　伊東　秀明
(74)代理人　100148080
弁理士　三橋　史生
(72)発明者　井上　知己
神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地
富士フイルム株式会社内
(72)発明者　宮地　幸哉
神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地
富士フイルム株式会社内

審査官　森口　正治

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
少なくとも血管領域が撮像されているＢモード画像を表示する表示部と、
ユーザにより前記Ｂモード画像上の血管領域における１点のみの位置の指定を受け付ける位置指定受付部と、
前記位置指定受付部が受け付けた前記ユーザによる前記血管領域の位置の指定に基づいて前記Ｂモード画像を画像解析することにより血管前壁および血管後壁を検出する血管壁検出部と、
前記血管壁検出部により検出された前記血管前壁および前記血管後壁に基づいて血管の断面積を算出する断面積算出部と、
前記血管壁検出部により検出された前記血管前壁および前記血管後壁に基づいて前記Ｂモード画像上における前記血管領域内にドプラゲートを設定するゲート設定部と、
前記ドプラゲート内のドプラデータに基づいて血流速度を算出するドプラ処理部と、
前記断面積算出部により算出された前記血管の断面積と前記ドプラ処理部により算出された前記血流速度に基づいて血流量を計測し且つ計測結果を前記表示部に表示する血流量計測部と
を備え、前記位置指定受付部が前記ユーザによる前記血管領域における１点のみの位置の指定を受け付けると、前記血流量の計測結果が前記表示部に自動的に表示される超音波診断装置。
【請求項２】

前記血管壁検出部は、
前記Ｂモード画像を画像解析することにより前記血管領域を検出する血管領域検出部と、
前記位置指定受付部を介して前記ユーザにより指定された位置を含み且つ前記血管領域検出部により検出された前記血管領域が内部を通る閉区間を設定する閉区間設定部と
を含み、前記閉区間設定部により設定された前記閉区間内において前記血管前壁および前記血管後壁を検出する請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記血管壁検出部は、前記閉区間内における前記血管領域の輪郭を前記血管前壁および前記血管後壁として検出する請求項２に記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記血管壁検出部は、前記血管領域検出部により検出された前記血管領域に基づいて血管勾配を検出する血管勾配検出部を含み、前記血管勾配検出部により検出された前記血管勾配に対して垂直な方向に探索することにより血管前壁および血管後壁を検出する請求項２に記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記血管壁検出部は、前記血管勾配検出部により検出された前記血管勾配に対して垂直に延びる勾配垂直線に沿って探索することにより血管前壁および血管後壁を検出する請求項４に記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記血管壁検出部は、前記閉区間内における前記血管領域の輪郭に基づいてそれぞれ定められた範囲を有する上側検出領域および下側検出領域を設定し、前記上側検出領域内において前記血管前壁を検出し、前記下側検出領域内において前記血管後壁を検出する請求項４に記載の超音波診断装置。
【請求項７】
前記血管壁検出部は、
前記血管領域が水平に延びるように、前記血管勾配検出部により検出された前記血管勾配だけ前記Ｂモード画像を回転する画像回転部と、
前記画像回転部により回転された前記Ｂモード画像に対して水平方向に沿った平滑化処理を行う平滑化部を含み、
前記血管壁検出部は、前記平滑化部により平滑化された前記Ｂモード画像上において前記血管前壁および前記血管後壁を検出する請求項４～６のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
【請求項８】
ユーザにより前記血管勾配の修正を受け付ける勾配修正受付部をさらに備え、
前記血管壁検出部は、前記勾配修正受付部が受け付けた前記ユーザによる前記血管勾配の修正に基づいて修正された前記血管勾配に対して垂直な方向に探索することにより血管前壁および血管後壁を検出し直す請求項４～７のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
【請求項９】
前記ゲート設定部は、前記血管壁検出部により検出された前記血管前壁および前記血管後壁よりも内側に位置するように前記ドプラゲートを設定する請求項１～８のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
【請求項１０】
前記ドプラ処理部により算出された前記血流速度に基づいて１心拍期間の平均血流速度を算出する平均血流速度算出部を備え、
前記血流量計測部は、前記断面積算出部により算出された前記血管の断面積と前記平均血流速度算出部により算出された前記平均血流速度とに基づいて血流量を計測する請求項１～９のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
【請求項１１】
前記ドプラ処理部は、前記ドプラゲート内のドプラデータに基づいてドプラ波形画像を

生成し、
前記表示部は、前記Ｂモード画像と前記ドプラ波形画像とを表示する請求項１～１０のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
【請求項１２】
少なくとも血管領域が撮像されているＢモード画像を表示し、
ユーザにより前記Ｂモード画像上の血管領域における１点のみの位置の指定を受け付け、
受け付けた前記ユーザによる前記血管領域の位置の指定に基づいて前記Ｂモード画像を画像解析することにより血管前壁および血管後壁を検出し、
検出された前記血管前壁および前記血管後壁に基づいて血管の断面積を算出し、
検出された前記血管前壁および前記血管後壁に基づいて前記Ｂモード画像上における前記血管領域内にドプラゲートを設定し、
前記ドプラゲート内のドプラデータに基づいて血流速度を算出し、
算出された前記血管の断面積および前記血流速度に基づいて血流量を計測し且つ計測結果を表示し、
前記ユーザによる前記血管領域における１点のみの位置の指定を受け付けると、前記血流量の計測結果が自動的に表示される超音波診断装置の制御方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、Ｂモード画像において血管壁の検出を行う超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関する。
【背景技術】
【０００２】
従来から、被検体の内部の画像を得るものとして、超音波診断装置が知られている。超音波診断装置は、一般的に、複数の素子が配列された振動子アレイが備えられた超音波プローブを備えている。この超音波プローブを被検体の体表に接触させた状態において、振動子アレイから被検体内に向けて超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを振動子アレイにおいて受信して素子データが取得される。さらに、超音波診断装置は、得られた素子データを電気的に処理して、被検体の当該部位に対する超音波画像を生成する。
【０００３】
例えば、特許文献１には、Ｂモード画像上にドプラゲートを設置し、ドプラゲートの中心点を中心とする円形の探索領域を設定し、探索領域の３６０°の全範囲にわたって半径線に沿って中心から外向きにＢモード強度データを探索することにより、血管壁を検出する超音波診断装置が開示されている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００４】
【特許文献１】特開２００２－５２０２６号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
特許文献１の超音波診断装置によれば、検出した血管壁に基づいてドプラゲートの位置およびサイズを調整し、且つ最適なステアリング角を選択することができる。
しかしながら、例えば、特許文献１に開示されている超音波診断装置において血流量を測定する場合には、ドプラゲートを用いて血流速度を測定することはできるものの、血流速度の測定に加えて、別途、血管の断面積の測定を行い、測定した断面積と血流速度に基づいて血流量を計算する必要がある。このように、ユーザは、血流量を得るために、超音

波診断装置に対して追加の操作を行わなければならず、多大な手間と時間を要していた。

【０００６】

本発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたものであり、容易に且つ短時間に血流量の測定を行うことができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、少なくとも血管領域が撮像されているＢモード画像を表示する表示部と、ユーザによりＢモード画像上における血管領域の位置の指定を受け付ける位置指定受付部と、位置指定受付部が受け付けたユーザによる血管領域の位置の指定に基づいてＢモード画像を画像解析することにより血管前壁および血管後壁を検出する血管壁検出部と、血管壁検出部により検出された血管前壁および血管後壁に基づいて血管の断面積を算出する断面積算出部と、血管壁検出部により検出された血管前壁および血管後壁に基づいてＢモード画像上における血管領域内にドプラゲートを設定するゲート設定部と、ドプラゲート内のドプラデータに基づいて血流速度を算出するドプラ処理部と、断面積算出部により算出された血管の断面積とドプラ処理部により算出された血流速度に基づいて血流量を計測し且つ計測結果を表示部に表示する血流量計測部とを備え、位置指定受付部がユーザによる血管領域の位置の指定を受け付けると、血流量の計測結果が表示部に自動的に表示されることを特徴とする。

【０００８】

血管壁検出部は、Ｂモード画像を画像解析することにより血管領域を検出する血管領域検出部と、位置指定受付部を介してユーザにより指定された位置を含み且つ血管領域検出部により検出された血管領域が内部を通る閉区間を設定する閉区間設定部とを含み、閉区間設定部により設定された閉区間内において血管前壁および血管後壁を検出することができる。

この際に、血管壁検出部は、閉区間内における血管領域の輪郭を血管前壁および血管後壁として検出することができる。

【０００９】

もしくは、血管壁検出部は、血管領域検出部により検出された血管領域に基づいて血管勾配を検出する血管勾配検出部を含み、血管勾配検出部により検出された血管勾配に対して垂直な方向に探索することにより血管前壁および血管後壁を検出することもできる。

【００１０】

さらに、血管壁検出部は、血管勾配検出部により検出された血管勾配に対して垂直に延びる勾配垂直線に沿って探索することにより血管前壁および血管後壁を検出することができる。

もしくは、血管壁検出部は、閉区間内における血管領域の輪郭に基づいてそれぞれ定められた範囲を有する上側検出領域および下側検出領域を設定し、上側検出領域内において血管前壁を検出し、下側検出領域内において血管後壁を検出することもできる。

【００１１】

また、血管壁検出部は、血管領域が水平に延びるように、血管勾配検出部により検出された血管勾配だけＢモード画像を回転する画像回転部と、画像回転部により回転されたＢモード画像に対して水平方向に沿った平滑化処理を行う平滑化部を含み、血管壁検出部は、平滑化部により平滑化されたＢモード画像上において血管前壁および血管後壁を検出することができる。

【００１２】

また、ユーザにより血管勾配の修正を受け付ける勾配修正受付部をさらに備え、血管壁検出部は、勾配修正受付部が受け付けたユーザによる血管勾配の修正に基づいて修正された血管勾配に対して垂直な方向に探索することにより血管前壁および血管後壁を検出し直すことができる。

【００１３】

ゲート設定部は、血管壁検出部により検出された血管前壁および血管後壁よりも内側に位置するようにドプラゲートを設定することが好ましい。

また、ドプラ処理部により算出された血流速度に基づいて１心拍期間の平均血流速度を算出する平均血流速度算出部を備え、血流量計測部は、断面積算出部により算出された血管の断面積と平均血流速度算出部により算出された平均血流速度とに基づいて血流量を計測することができる。

また、ドプラ処理部は、ドプラゲート内のドプラデータに基づいてドプラ波形画像を生成し、表示部は、Ｂモード画像とドプラ波形画像とを表示することができる。

【００１４】

本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、少なくとも血管領域が撮像されているＢモード画像を表示し、ユーザによりＢモード画像上における血管領域の位置の指定を受け付け、受け付けたユーザによる血管領域の位置の指定に基づいてＢモード画像を画像解析することにより血管前壁および血管後壁を検出し、検出された血管前壁および血管後壁に基づいて血管の断面積を算出し、検出された血管前壁および血管後壁に基づいてＢモード画像上における血管領域内にドプラゲートを設定し、ドプラゲート内のドプラデータに基づいて血流速度を算出し、算出された血管の断面積および血流速度に基づいて血流量を計測し且つ計測結果を表示し、ユーザによる血管領域の位置の指定を受け付けると、血流量の計測結果が自動的に表示されることを特徴とする。

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、ユーザによりＢモード画像上における血管領域の位置の指定を受け付ける位置指定受付部と、位置指定受付部が受け付けたユーザによる血管領域の位置の指定に基づいてＢモード画像を画像解析することにより血管前壁および血管後壁を検出する血管壁検出部と、血管壁検出部により検出された血管前壁および血管後壁に基づいて血管の断面積を算出する断面積算出部と、ドプラゲート内のドプラデータに基づいて血流速度を算出するドプラ処理部と、断面積算出部により算出された血管の断面積とドプラ処理部により算出された血流速度に基づいて血流量を計測し且つ計測結果を表示部に表示する血流量計測部とを備え、位置指定受付部がユーザによる血管領域の位置の指定を受け付けると、血流量の計測結果が表示部に自動的に表示されるので、容易に且つ短時間に血流量の測定を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【００１６】

【図１】本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図２】本発明の実施の形態１における受信部の内部構成を示すブロック図である。

【図３】本発明の実施の形態１におけるＢモード処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図４】本発明の実施の形態１におけるドプラ処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図５】本発明の実施の形態１における血管壁検出部の内部構成を示すブロック図である。

【図６】本発明の実施の形態１においてユーザにより指定される指定点を模式的に示す図である。

【図７】本発明の実施の形態１において血管壁検出部により血管壁を検出する方法を模式的に示す図である。

【図８】本発明の実施の形態１におけるドプラゲートを模式的に示す図である。

【図９】本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャートである。

【図１０】本発明の実施の形態１における血管壁検出の動作を表すフローチャートである。

【図１１】本発明の実施の形態１におけるＢモード画像とドプラ画像の表示例を模式的に

示す図である。
【図１２】本発明の実施の形態２における血管壁検出部の内部構成を示すブロック図である。
【図１３】本発明の実施の形態２において血管壁検出部により血管壁を検出する方法を模式的に示す図である。
【図１４】本発明の実施の形態２における血管壁検出の動作を表すフローチャートである。
【図１５】本発明の実施の形態３における血管壁検出部の内部構成を示すブロック図である。
【図１６】本発明の実施の形態３において回転されたＢモード画像を模式的に示す図である。
【図１７】本発明の実施の形態３における血管壁検出の動作を表すフローチャートである。
【図１８】本発明の実施の形態３において血管壁検出部により血管壁を検出する方法を模式的に示す図である。
【図１９】回転後に水平方向に平滑化したＢモード画像のプロファイルを示す図である。
【図２０】水平方向に平滑化した後に回転したＢモード画像のプロファイルを示す図である。
【図２１】本発明の実施の形態４における血管壁検出部の内部構成を示すブロック図である。
【図２２】本発明の実施の形態４において血管壁検出部により血管壁を検出する方法を模式的に示す図である。
【図２３】本発明の実施の形態４における血管壁検出の動作を表すフローチャートである。
【図２４】本発明の実施の形態５に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。
【発明を実施するための形態】
【００１７】
以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。
以下に記載する構成要件の説明は、本発明の代表的な実施態様に基づいてなされるが、本発明はそのような実施態様に限定されるものではない。
なお、本明細書において、「～」を用いて表される数値範囲は、「～」の前後に記載される数値を下限値および上限値として含む範囲を意味する。
また、本明細書において、「垂直」および「平行」とは、本発明が属する技術分野において許容される誤差の範囲を含むものとする。例えば、「垂直」および「平行」とは、厳密な垂直あるいは平行に対して±１０°未満の範囲内であることなどを意味し、厳密な垂直あるいは平行に対しての誤差は、５°以下であることが好ましく、３°以下であることがより好ましい。
本明細書において、「同一」、「同じ」は、技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含むものとする。また、本明細書において、「全部」、「いずれも」または「全面」などというとき、１００％である場合のほか、技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含み、例えば９９％以上、９５％以上、または９０％以上である場合を含むものとする。
【００１８】
実施の形態１
図１に、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置１の構成を示す。図１に示すように、超音波診断装置１は、振動子アレイ２を備えており、振動子アレイ２に送信部３および受信部４がそれぞれ接続されている。受信部４には、Ｂモード処理部５およびドプラ処理部６が並列に接続され、これらＢモード処理部５およびドプラ処理部６に表示制御部７を介して表示部８が接続されている。Ｂモード処理部５およびドプラ処理部６は、画像生成部９を構成している。
【００１９】

Ｂモード処理部５に血管壁検出部１０が接続され、血管壁検出部１０に、ゲート設定部１１および断面積算出部１２が接続されている。ゲート設定部１１は、ドプラ処理部６に接続しており、断面積算出部１２に、血流量計測部１３が接続されている。また、ドプラ処理部６に、平均血流速度算出部１４が接続され、平均血流速度算出部１４に、血流量計測部１３が接続されている。また、ゲート設定部１１および血流量計測部１３は、それぞれ表示制御部に接続されている。

【００２０】

また、送信部３、受信部４、表示制御部７、画像生成部９、血管壁検出部１０、ゲート設定部１１、断面積算出部１２、血流量計測部１３および平均血流速度算出部１４に、装置制御部１５が接続されており、装置制御部１５に、操作部１６および格納部１７が接続されている。さらに、操作部１６に位置指定受付部１８が接続され、位置指定受付部１８が装置制御部１５に接続されている。装置制御部１５と格納部１７は、互いに双方向の情報の受け渡しが可能に接続されている。

また、振動子アレイ２は、超音波プローブ２０に含まれており、送信部３、受信部４、表示制御部７、画像生成部９、血管壁検出部１０、ゲート設定部１１、断面積算出部１２、血流量計測部１３、平均血流速度算出部１４、装置制御部１５、位置指定受付部１８により、プロセッサ２１が構成されている。

【００２１】

図１に示す超音波プローブ２０の振動子アレイ２は、１次元または２次元に配列された複数の振動子を有している。これらの振動子は、それぞれ送信部３から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して、超音波エコーに基づく信号を出力する。各振動子は、例えば、ＰＺＴ（Lead Zirconate Titanate：チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック、ＰＶＤＦ（Poly Vinylidene Di Fluoride：ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子およびＰＭＮ－ＰＴ（Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate：マグネシウムニオブ酸鉛－チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成することにより構成される。

【００２２】

プロセッサ２１の送信部３は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部１５からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ２の複数の振動子から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号を、遅延量を調節して複数の振動子に供給する。このように、振動子アレイ２の振動子の電極にパルス状または連続波状の電圧が印加されると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、超音波ビームが形成される。

【００２３】

送信された超音波ビームは、例えば、被検体の部位等の対象において反射され、超音波プローブ２０の振動子アレイ２に向かって伝搬する。このように振動子アレイ２に向かって伝搬する超音波は、振動子アレイ２を構成するそれぞれの振動子により受信される。この際に、振動子アレイ２を構成するそれぞれの振動子は、伝搬する超音波エコーを受信することにより伸縮して電気信号を発生させ、これらの電気信号を受信部４に出力する。

【００２４】

プロセッサ２１の受信部４は、装置制御部１５からの制御信号に従って、振動子アレイ２から出力される信号の処理を行う。図２に示すように、受信部４は、増幅部２２、ＡＤ（Analog Digital：アナログデジタル）変換部２３およびビームフォーマ２４が直列接続された構成を有している。

【００２５】

増幅部２２は、振動子アレイ２を構成するそれぞれの振動子から入力された信号を増幅し、増幅した信号をＡＤ変換部２３に送信する。ＡＤ変換部２３は、増幅部２２から送信された信号をデジタルデータに変換し、これらのデータをビームフォーマ２４に送信する。ビームフォーマ２４は、装置制御部１５からの制御信号に応じて選択された受信遅延パ

ターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、ＡＤ変換部２３により変換された各データに対してそれぞれの遅延を与えて加算することにより、いわゆる受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、ＡＤ変換部２３により変換された各データが整相加算され且つ超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信信号が取得される。

【００２６】

画像生成部９のＢモード処理部５は、図３に示されるように、信号処理部２５とＤＳＣ（Digital Scan Converter：デジタルスキャンコンバータ）２６と画像処理部２７が順次直列に接続された構成を有している。

信号処理部２５は、受信部４で生成された受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報であるＢモード画像信号を生成する。

ＤＳＣ２６は、信号処理部２５で生成されたＢモード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスター変換）する。

画像処理部２７は、ＤＳＣ２６から入力されるＢモード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、Ｂモード画像信号を表示制御部７に出力する。

【００２７】

画像生成部９のドプラ処理部６は、いわゆるパルスドプラ法により血流速度を算出し、且つ、ドプラ波形画像を生成するものであり、図４に示されるように、直交検波部２８とハイパスフィルタ２９と高速フーリエ変換部（Fast Fourier Transformer）３０とドプラ波形画像生成部３１が順次直列に接続されると共に直交検波部２８の出力端にデータメモリ３２が接続された構成を有している。

直交検波部２８は、受信部４で生成された受信データに参照周波数のキャリア信号を混合することで、受信データを直交検波して複素データに変換する。

ハイパスフィルタ２９は、いわゆるウォールフィルタ（Wall Filter）として機能するもので、直交検波部２８で生成された複素データから被検体の体内組織の運動に由来する周波数成分を除去する。

【００２８】

高速フーリエ変換部３０は、複数のサンプル点の複素データをフーリエ変換することにより周波数解析して血流速度を求め、スペクトル信号を生成する。

ドプラ波形画像生成部３１は、高速フーリエ変換部３０で生成されたスペクトル信号を時間軸上に揃えつつ各周波数成分の大きさを輝度で表すことによりドプラ波形画像信号を生成する。ドプラ波形画像は、横軸に時間軸を示し、縦軸にドプラシフト周波数すなわち流速を示し、波形の輝度が各周波数成分におけるパワーを表すものである。

また、データメモリ３２は、直交検波部２８で受信データから変換された複素データを保存する。

【００２９】

プロセッサ２１の装置制御部１５は、格納部１７等に予め記憶されているプログラムおよび操作部１６を介したユーザによる操作に基づいて、超音波診断装置１の各部の制御を行う。

プロセッサ２１の表示制御部７は、装置制御部１５の制御の下、画像生成部９により生成されたＢモード画像信号に所定の処理を施して、表示部８に表示可能な画像を生成する。

【００３０】

超音波診断装置１の表示部８は、表示制御部７により生成された画像を表示するものであり、例えば、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display：液晶ディスプレイ）等のディスプレイ装置を含む。

超音波診断装置１の操作部１６は、ユーザが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッドおよびタッチパネル等を備えて構成することができる。

【００３１】

プロセッサ２１の位置指定受付部１８は、表示部８に表示されたＢモード画像上において、操作部１６を介してユーザによりなされた血管領域の位置の指定を受け付ける。例えば、操作部１６がタッチパネルにより構成されている場合には、位置指定受付部１８は、ユーザの指およびスタイラスペン等によりタッチされた血管領域の位置の指定を受け付けることができる。

【００３２】

プロセッサ２１の血管壁検出部１０は、位置指定受付部１８が受け付けたユーザによる血管領域の位置の指定に基づいて、Ｂモード画像を画像解析することにより、血管前壁および血管後壁を検出する。図５に示すように、血管壁検出部１０は、血管領域検出部３３、閉区間設定部３４および閉区間探索部３５が直列に接続された構成を有している。

【００３３】

ここで、Ｂモード画像上における血管壁のうち上側の血管壁すなわち超音波プローブ２０が接触している被検体の体表に近い、浅部側の血管壁のことを血管前壁と呼び、Ｂモード画像上における血管壁のうち下側の血管壁すなわち超音波プローブ２０が接触している被検体の体表から遠い、深部側の血管壁のことを血管後壁と呼ぶ。例えば、便宜上、図６に示すように、表示部８の画面において、水平に延びる方向をＸ方向、鉛直に延びる方向をＹ方向とすると、Ｂモード画像ＵＢ上の血管領域ＢＲの境界である血管壁のうち、上側すなわち＋Ｙ方向側に血管前壁Ｗ１が位置し、下側すなわち－Ｙ方向側に血管後壁Ｗ２が位置している。

【００３４】

血管壁検出部１０の血管領域検出部３３は、Ｂモード処理部５により生成されたＢモード画像ＵＢに対して画像解析を施すことにより、Ｂモード画像ＵＢ上の血管領域を検出する。この際に、血管領域検出部３３は、公知のアルゴリズムを用いてＢモード画像ＵＢ上の血管領域を検出することができる。例えば、血管領域検出部３３は、血管領域の典型的なパターンデータをテンプレートとして予め記憶しておき、画像内をテンプレートでサーチしながらパターンデータに対する類似度を算出し、類似度が閾値以上かつ最大となった場所に血管領域が存在するとみなすことができる。

【００３５】

類似度の算出には、単純なテンプレートマッチングの他に、例えば、Csurka et al.: Visual Categorization with Bags of Keypoints, Proc. of ECCV Workshop on Statistical Learning in Computer Vision, pp.59-74 （2004）に記載されている機械学習手法、あるいは、Krizhevsk et al.: ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks, Advances in Neural Information Processing Systems 25, pp.1106-1114 （2012）に記載されているディープラーニングを用いた一般画像認識手法等を用いることができる。

【００３６】

血管壁検出部１０の閉区間設定部３４は、位置指定受付部１８を介してユーザにより指定された位置を含み且つ血管領域検出部３３により検出された血管領域が内部を通る閉区間を設定する。例えば、閉区間設定部３４は、図６に示すように、Ｂモード画像ＵＢ上において操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰを中心とする円形の閉区間Ｒを設定することができる。図６に示す例において、血管領域ＢＲが閉区間Ｒの内部を通っている。なお、閉区間設定部３４により設定される閉区間は、閉じた形状を有していれば、図６に示すような円形であることに限られず、任意の形状を有することができる。

【００３７】

血管壁検出部１０の閉区間探索部３５は、閉区間設定部３４により設定された閉区間の内部を探索することにより、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出する。この際に、例えば、閉区間探索部３５は、特許第４７４９５９２号に開示されているような方法を用いて閉区間Ｒ内を探索し、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出することができる。具体的には、図７に示すように、操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰを中心とする３６０°の全範囲にわたって、指定位置ＳＰと閉区間Ｒの境界とを結ぶ探索線

ＲＬに沿って指定位置ＳＰから外向きにＢモード強度データを探索することにより、Ｂモード強度の変化量が極大となる位置を血管前壁Ｗ１または血管後壁Ｗ２の位置として検出する。ここで、Ｂモード強度データとしては、例えば、Ｂモード画像信号の輝度値を用いることができる。

【００３８】

図７に示す例は、指定位置ＳＰと閉区間Ｒの境界とを結ぶ探索線ＲＬを、指定位置ＳＰを中心として３６０°にわたって時計回りに定められた角度ずつ走査させながら、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の探索を行う様子を示しており、探索線ＲＬ１上において血管前壁Ｗ１に対応するエッジ点ＥＰ１が検出され、探索線ＲＬ２上において血管前壁Ｗ１に対応するエッジ点ＥＰ２が検出されている。

【００３９】

プロセッサ２１のゲート設定部１１は、血管壁検出部１０により検出された血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２に基づいて、Ｂモード画像上における血管領域ＢＲ内にドプラゲートを設定する。この際に、ゲート設定部１１は、例えば、特許第４７４９５９２号に開示されている方法を用いて、ドプラゲートを設定することができる。より具体的には、ゲート設定部１１は、図８に示すように、検出された血管前壁Ｗ１と血管後壁Ｗ２の位置に基づいて、指定位置ＳＰを通る鉛直線ＳＶ上における血管領域ＢＲの中心位置Ｃを検出し、この中心位置ＣとドプラゲートＤＧの中心が重なるようにドプラゲートＤＧを設置することができる。この際に、ゲート設定部１１は、例えば、図示しないが、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２に概ね垂直な線分を算出し、この線分と鉛直線ＳＶとの交点を中心位置Ｃとして検出することができる。ここで、鉛直線ＳＶとは、表示部８に鉛直な方向すなわちＹ方向に沿って延びる仮想的な線である。

【００４０】

また、ゲート設定部１１は、検出された血管前壁Ｗ１と血管後壁Ｗ２の位置に基づいて血管径ＤＢを算出し、算出された血管径ＤＢに基づいてドプラゲートＤＧのサイズを調整することができる。ここで、ゲート設定部１１により設定されたドプラゲートＤＧは、表示部８の画面上における鉛直線ＳＶからカーソルステア角度Ａ１だけ傾いているが、このカーソルステア角度Ａ１は、ドプラゲートＤＧの中心位置Ｃを通る走査線ＳＬの傾斜角度に等しい。

【００４１】

プロセッサ２１の断面積算出部１２は、血管壁検出部１０により検出された血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の位置から、血管径ＤＢを算出し、血管が円形の断面を有するものとして、血管径ＤＢから、血管の断面積を算出する。

プロセッサ２１の平均血流速度算出部１４は、ドプラ処理部６により算出された血流速度に基づいて１心拍期間の平均血流速度を算出する。

プロセッサ２１の血流量計測部１３は、断面積算出部１２により算出された血管の断面積と、平均血流速度算出部１４により算出された平均血流速度とに基づいて、血管内を流れる血液の単位時間当たりの体積を表す血流量を計測する。

なお、ゲート設定部１１により設定されたドプラゲートＤＧおよび血流量計測部１３により計測された血流量の情報は、表示制御部７を介して表示部８に送られ、表示部８に表示される。

【００４２】

格納部１７は、超音波診断装置１の動作プログラム等を格納するもので、ＨＤＤ（Hard Disc Drive：ハードディスクドライブ）、ＳＳＤ（Solid State Drive：ソリッドステートドライブ）、ＦＤ（Flexible Disc：フレキシブルディスク）、ＭＯディスク（Magneto-Optical disc：光磁気ディスク）、ＭＴ（Magnetic Tape：磁気テープ）、ＲＡＭ（Random Access Memory：ランダムアクセスメモリ）、ＣＤ（Compact Disc：コンパクトディスク）、ＤＶＤ（Digital Versatile Disc：デジタルバーサタイルディスク）、ＳＤカード（Secure Digital card：セキュアデジタルカード）、ＵＳＢメモリ（Universal Serial Bus memory：ユニバーサルシリアルバスメモリ）等の記録メディア、またはサーバ等を用

いることができる。

【００４３】

なお、送信部３、受信部４、表示制御部７、画像生成部９、血管壁検出部１０、ゲート設定部１１、断面積算出部１２、血流量計測部１３、平均血流速度算出部１４、装置制御部１５および位置指定受付部１８を有するプロセッサ２１は、ＣＰＵ（Central Processing Unit：中央処理装置）、および、ＣＰＵに各種の処理を行わせるための制御プログラムから構成されるが、デジタル回路を用いて構成されてもよい。また、これらの送信部３、受信部４、表示制御部７、画像生成部９、血管壁検出部１０、ゲート設定部１１、断面積算出部１２、血流量計測部１３、平均血流速度算出部１４、装置制御部１５および位置指定受付部１８を有するプロセッサ２１を部分的にあるいは全体的に１つのＣＰＵに統合させて構成することもできる。

【００４４】

次に、図９に示すフローチャートを用いて、実施の形態１における超音波診断装置１の動作を詳細に説明する。

まず、ステップＳ１において、少なくとも血管領域ＢＲが撮像されているＢモード画像ＵＢを取得し、表示部８に表示させる。この際に、送信部３からの駆動信号に従って振動子アレイ２の複数の振動子から超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各振動子から受信信号が受信部４に出力され、増幅部２２で増幅され、ＡＤ変換部２３でＡＤ変換された後、ビームフォーマ２４で整相加算されて、受信データが生成される。この受信データは、Ｂモード処理部５において、信号処理部２５で包絡線検波処理が施されることでＢモード画像信号となり、ＤＳＣ２６および画像処理部２７を経て表示制御部７に出力され、表示制御部７によりＢモード画像ＵＢが表示部８に表示される。

【００４５】

続くステップＳ２において、まず、血管壁検出部１０の血管領域検出部３３は、ステップＳ１で表示部８に表示されたＢモード画像ＵＢに対して画像解析を施すことにより、Ｂモード画像ＵＢ上の血管領域ＢＲを検出する。このようにして血管領域ＢＲが検出された後に、Ｂモード画像ＵＢ上の指定位置ＳＰが操作部１６を介してユーザにより指定され、位置指定受付部１８により、指定位置ＳＰが受け付けられる。

ステップＳ３において、位置指定受付部１８によりステップＳ２で受け付けられた指定位置ＳＰが血管領域ＢＲ内の位置であるか否かが装置制御部１５により判定される。ステップＳ２で受け付けられた指定位置ＳＰが血管領域ＢＲの外側の位置である場合には、ステップＳ４に進み、表示部８においてエラー表示がなされ、超音波診断装置１の動作が終了する。

【００４６】

ステップＳ２で受け付けられた指定位置ＳＰが血管領域ＢＲ内の位置であるとステップＳ３において判定された場合には、ステップＳ５に進む。ステップＳ５において、血管壁検出部１０は、ステップＳ１で表示部８に表示されたＢモード画像ＵＢに対して画像解析を施すことにより、Ｂモード画像ＵＢ上における血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出する。この際に、血管壁検出部１０は、図１０のフローチャートに示す処理を行うことにより、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の検出を行う。

【００４７】

まず、ステップＳ１１において、血管壁検出部１０の閉区間設定部３４は、図６に示すように、ステップＳ２で受け付けられた指定位置ＳＰを含み且つ血管領域ＢＲが内部を通る閉区間Ｒを設定する。

次に、ステップＳ１２において、血管壁検出部１０の閉区間探索部３５は、図７に示すように、ステップＳ１１で設定された閉区間Ｒ内を探索することにより、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出する。例えば、閉区間探索部３５は、指定位置ＳＰと閉区間Ｒの境界を結ぶ探索線ＲＬを定められた角度ずつ３６０°にわたって回転移動させながら、探索線ＲＬ上を外向きに探索し、探索線ＲＬ上におけるＢモード強度の変化量が極大値となる血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２のエッジ点を検出することにより、血管前壁Ｗ１およ

び血管後壁Ｗ２を検出する。このようにして、ステップＳ５の処理が血管壁検出部１０によりなされる。

【００４８】

続くステップＳ６において、断面積算出部１２は、ステップＳ５で検出された血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の位置に基づいて、図８に示すように、血管径ＤＢを算出し、血管が円形の断面を有するものとして、血管径ＤＢから、血管の断面積が算出される。

このようにして血管の断面積が算出されると、ステップＳ７において、ゲート設定部１１は、図８に示すように、Ｂモード画像ＵＢ上にドプラゲートＤＧを設定する。この際に、ゲート設定部１１は、例えば、特許第４７４９５９２号に開示されている方法を用いてＢモード画像ＵＢ上にドプラゲートＤＧを設定することができる。

【００４９】

続くステップＳ８において、ステップＳ７で設定されたドプラゲートＤＧの情報がゲート設定部１１から画像生成部９のドプラ処理部６に出力され、ドプラ処理部６により、ドプラゲートＤＧに挟まれた領域内におけるドプラデータに基づいて血流速度が算出され、ドプラ波形画像が生成される。このようにして、ドプラ処理部６により血流速度が算出されると、平均血流速度算出部１４は、算出された血流速度に基づいて、１心拍期間の平均血流速度を算出する。

【００５０】

ステップＳ９において、血流量計測部１３は、ステップＳ６で算出された血管の断面積と、ステップＳ８で算出された１心拍期間の平均血流速度とに基づき、血管内を流れる血液の単位時間当たりの体積を表す血流量を計測し、計測結果を表示部８に表示する。

具体的には、血流量計測部１３は、血流量を計測する際に、血管の断面積をＣＳＡ（cm^2）、平均血流速度をＭＮＶ（ｍ／ｓ）とすると、血流量ＶＦ（ｍｌ／ｍｉｎ）は、次の式（１）により算出することができる。

$$VF = CSA \times MNV \times 60\ (s/min) \times 100\ (cm/m) \quad \cdots (1)$$

【００５１】

また、血流量計測部１３は、計測結果を表示部８に表示する際に、例えば、図１１に示されるように、計測結果を表示することができる。図１１に示される例では、ステップＳ８で生成されたドプラ波形画像ＵＤと血流量の計測値ＭＶとが、Ｂモード画像ＵＢと並べて表示されている。このような表示によれば、ユーザは、表示部８に表示されたＢモード画像ＵＢおよびドプラ波形画像ＵＤを観察しながら、血流量計測部１３により計測された血流量を確認することができる。

これにより、超音波診断装置１の動作が終了する。

【００５２】

以上から、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置１によれば、操作部１６を介してユーザが表示部８に表示されたＢモード画像ＵＢ上の血管領域ＢＲの位置を指定すると、血流量の計測結果が表示部８に自動的に表示されるため、容易に且つ短時間に血流量の測定を行うことができる。

【００５３】

なお、ユーザが操作部１６を介して血管領域ＢＲの位置を指定する際に、血管領域ＢＲを表示部８に表示することができる。例えば、血管領域検出部３３は、表示部８に表示されたＢモード画像ＵＢ上において、血管領域ＢＲに任意の色を付与すること、血管領域ＢＲを実線および破線等の線で囲むこと等により、表示部８に血管領域ＢＲを表示することができる。これにより、ユーザは、表示部８に表示されたＢモード画像ＵＢ上の血管領域ＢＲをより容易に把握することができる。

【００５４】

また、実施の形態１において、血管壁検出部１０の血管領域検出部３３は、操作部１６を介してユーザによりＢモード画像ＵＢ上の指定位置ＳＰが指定される前に予め血管領域ＢＲを検出しているが、ユーザによりＢモード画像ＵＢ上の指定位置ＳＰが指定されることをトリガとして、血管領域ＢＲを検出することもできる。この場合に、血管壁検出部１

０の閉区間設定部３４が指定位置ＳＰを含む閉区間Ｒを設定し、血管領域検出部３３が閉区間Ｒ内のＢモード画像ＵＢに対して画像解析を施すことにより、血管領域ＢＲを検出することもできる。閉区間Ｒ内において血管領域ＢＲを検出することができない場合には、表示部７にエラー表示がなされる。また、血管領域検出部３３は、閉区間Ｒを設定せずに、Ｂモード画像ＵＢの全体に亘って画像解析を施すことにより血管領域ＢＲを検出してもよい。

【００５５】

また、実施の形態１において、前壁検出部３７および後壁検出部３８は、閉区間Ｒ内におけるエッジ点を検出することにより血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出しているが、閉区間Ｒ内における血管領域ＢＲの輪郭のうち、浅部方向に位置する血管領域ＢＲの輪郭を血管前壁Ｗ１として検出し、深部方向に位置する血管領域ＢＲの輪郭を血管後壁Ｗ２として検出することもできる。

【００５６】

また、実施の形態１では、図１１に示すように、ドプラ波形画像ＵＤと、血流量の計測値ＭＶと、Ｂモード画像ＵＢとを表示部８に表示する例を説明しているが、計測結果の表示方法は、これに限定されない。例えば、ドプラ波形画像ＵＤとＢモード画像ＵＢとを並べた表示と、血流量の計測値ＭＶの表示とを、表示部８において切り替えることにより、それぞれ別々に表示することもできる。また、例えば、図示しないが、超音波診断装置１に、表示部８とは異なる表示画面を設け、この表示画面と表示部８のどちらか一方にＢモード画像ＵＢを表示させ、他方にドプラ波形画像ＵＤおよび血流量の計測値ＭＶを表示させることもできる。

【００５７】

実施の形態２

本発明の実施の形態１では、特許第４７４９５９２号に開示されている方法と同様に、Ｂモード画像ＵＢに対して画像解析を施すことにより、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出することが示されているが、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２は、血管勾配を用いて検出されることもできる。本発明の実施の形態２に係る超音波診断装置は、図１に示す実施の形態１における血管壁検出部１０の代わりに血管壁検出部１０Ａを備えていることを除いて、図１に示す超音波診断装置１と同一の装置構成を有している。

【００５８】

図１２に示すように、本発明の実施の形態２における血管壁検出部１０Ａは、血管領域検出部３３と、血管勾配検出部３６と、前壁検出部３７と、後壁検出部３８とが直列に接続された構成を有している。血管領域検出部３３は、図５に示す実施の形態１における血管領域検出部３３と同一である。

【００５９】

血管壁検出部１０Ａの血管勾配検出部３６は、血管領域検出部３３により検出された血管領域ＢＲに基づき、操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰを含む所定の範囲内において、血管の走行方向である血管勾配を検出する。例えば、血管勾配検出部３６は、ユーザにより指定された指定位置ＳＰを含む閉区間内におけるＢモード画像ＵＢ上の血管領域ＢＲに対して画像解析を施すことにより、図１３に示すように、血管勾配を表す血管勾配線ＢＬを検出する。この際に、血管勾配検出部３６は、例えば、血管勾配線ＢＬとして、血管領域ＢＲの慣性主軸を検出することができる。

【００６０】

血管壁検出部１０Ａの前壁検出部３７は、図１３に示すように、血管勾配検出部３６により検出された血管勾配線ＢＬに垂直な勾配垂直線ＮＬに沿って指定位置ＳＰよりも浅部方向に画像解析を行うことにより、血管前壁Ｗ１の検出を行う。例えば、この際に、前壁検出部３７は、指定位置ＳＰから勾配垂直線ＮＬに沿って浅部方向に定められた長さを有する範囲において、Ｂモード強度の変化量が極大値となる箇所を血管前壁Ｗ１として検出する。

【００６１】

血管壁検出部１０Ａの後壁検出部３８は、図１３に示すように、前壁検出部３７と同様に、血管勾配検出部３６により検出された血管勾配線ＢＬに垂直な勾配垂直線ＮＬに沿って指定位置ＳＰよりも深部方向に画像解析を行うことにより、血管後壁Ｗ２の検出を行う。例えば、この際に、前壁検出部３７は、指定位置ＳＰから勾配垂直線ＮＬに沿って深部方向に定められた長さを有する範囲において、Ｂモード強度の変化量が極大値となる箇所を血管後壁Ｗ２として検出する。

【００６２】

次に、図１４に示すフローチャートを用いて、実施の形態２における血管壁検出の動作を説明する。

まず、ステップＳ２１において、血管壁検出部１０Ａの血管勾配検出部３６は、ユーザにより指定された指定位置ＳＰを含む閉区間内におけるＢモード画像ＵＢ上の血管領域ＢＲに対して画像解析を施すことにより、血管勾配を検出する。例えば、図１３に示すように、血管勾配検出部３６は、閉区間Ｒ内における血管領域ＢＲの慣性主軸を、血管勾配を表す血管勾配線ＢＬとして検出することができる。

【００６３】

続くステップＳ２２において、ステップＳ２１で検出された血管勾配に基づいて、血管壁検出部１０Ａの前壁検出部３７により血管前壁Ｗ１が検出され、後壁検出部３８により血管後壁Ｗ２が検出される。この際に、前壁検出部３７は、例えば、図１３に示すように、操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰから、ステップＳ２２で検出された血管勾配線ＢＬに垂直な勾配垂直線ＮＬに沿って浅部方向に定められた長さを有する範囲において、Ｂモード強度の変化量が極大値となる箇所を血管前壁Ｗ１として検出する。また、後壁検出部３８は、前壁検出部３７の行う処理と同様にして、指定位置ＳＰから勾配垂直線ＮＬに沿って深部方向に定められた長さを有する範囲において、Ｂモード強度の変化量が極大値となる箇所を血管後壁Ｗ２として検出する。このようにして、勾配垂直線ＮＬに沿った、より限定された範囲において血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出することができる。

これにより、本発明の実施の形態２における血管壁検出の動作が終了する。

【００６４】

以上から、本発明の実施の形態２の超音波診断装置によれば、Ｂモード画像ＵＢに画像解析を施すことにより、血管勾配を表す血管勾配線ＢＬを検出し、血管勾配線ＢＬに垂直な勾配垂直線ＮＬに沿って血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の検出がなされるため、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の検出に用いる範囲をより限定し、超音波診断装置の計算負荷を軽減することができる。これにより、より短時間に血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出することができる。

【００６５】

なお、実施の形態２では、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出する際に、図６に示すような閉区間Ｒの設定を行っていないが、前壁検出部３７および後壁検出部３８は、閉区間Ｒを設定し、この閉区間Ｒ内において、勾配垂直線ＮＬを血管勾配線ＢＬに平行な方向に移動させながら、勾配垂直線ＮＬ上を探索することにより、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出することもできる。

【００６６】

実施の形態３

図１５に、実施の形態３に係る超音波診断装置において用いられる血管壁検出部１０Ｂの内部構成を示す。血管壁検出部１０Ｂは、血管領域検出部３３と、血管勾配検出部３６と、画像回転部３９と、平滑化部４０と、前壁検出部３７と、後壁検出部３８と、座標取得部４１とが、直列に接続された構成を有している。実施の形態３に係る超音波診断装置は、図１に示す実施の形態１の超音波診断装置１において、血管壁検出部１０の代わりに血管壁検出部１０Ｂを用いたものであり、血管壁検出部１０Ｂ以外は、実施の形態１の超音波診断装置１と同様の構成を有している。また、図１５に示す血管壁検出部１０Ｂの血管領域検出部３３は、図５に示す血管壁検出部１０の血管領域検出部３３と同一であり、

血管壁検出部１０Ｂの血管勾配検出部３６、前壁検出部３７および後壁検出部３８は、それぞれ、図１２に示す血管壁検出部１０Ａの血管勾配検出部３６、前壁検出部３７および後壁検出部３８と同一である。

【００６７】

血管壁検出部１０Ｂの画像回転部３９は、血管領域ＢＲが表示部８の画面上において水平に延びるように、血管勾配検出部３６により検出された血管勾配だけＢモード画像ＵＢを回転させる。例えば、画像回転部３９は、血管領域ＢＲが表示部８の画面上において水平に延びるように、すなわち血管勾配を表す血管勾配線ＢＬがＸ方向に沿って延びるようにＢモード画像ＵＢを回転させて、図１６に示すようなＢモード画像ＵＢ１を取得する。

血管壁検出部１０Ｂの平滑化部４０は、画像回転部３９により取得されたＢモード画像ＵＢ１に対して水平方向に沿った平滑化処理を行う。

【００６８】

血管壁検出部１０Ｂの前壁検出部３７および後壁検出部３８は、それぞれ、実施の形態２における血管壁検出部１０Ａの前壁検出部３７および後壁検出部３８と同様にして、画像回転部３９により取得されたＢモード画像ＵＢ１において血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出する。

血管壁検出部１０Ｂの座標取得部４１は、画像回転部３９により取得されたＢモード画像ＵＢ１を、画像回転部３９により回転される前の血管勾配だけ逆回転させて当初のＢモード画像ＵＢに戻した場合における、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標を取得する。

【００６９】

次に、図１７に示すフローチャートを用いて実施の形態３における血管壁検出の動作を説明する。このフローチャートにおけるステップＳ２１およびステップＳ２２は、それぞれ、図１４のフローチャートに示す実施の形態２におけるステップＳ２１およびステップＳ２２と同一である。

まず、ステップＳ２１において、血管壁検出部１０Ｂの血管勾配検出部３６は、操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰを含む所定の区間内において、Ｂモード画像ＵＢ上の血管領域ＢＲに対して画像解析を施すことにより、血管勾配を表す血管勾配線ＢＬを検出する。

【００７０】

次に、ステップＳ３１において、血管壁検出部１０Ｂの画像回転部３９は、血管領域ＢＲが表示部８における水平方向に沿って延びるように、すなわち、ステップＳ２１で検出された血管勾配線ＢＬがＸ方向に沿って延びるように、Ｂモード画像ＵＢを血管勾配だけ回転して、Ｂモード画像ＵＢ１を取得する。例えば、図６に示すように、Ｂモード画像ＵＢにおいては、血管領域ＢＲは、表示部８の画面上の水平方向、すなわち、Ｘ方向に対して血管勾配線ＢＬの傾きだけ傾斜した方向に延びている。このため、図６に示すＢモード画像ＵＢを、時計回りに血管勾配だけ回転させると、図１６に示すように、血管領域ＢＲが表示部８の画面上において水平方向、すなわち、Ｘ方向に延びるＢモード画像ＵＢ１が取得される。

【００７１】

続くステップＳ３２において、平滑化部４０は、Ｂモード画像ＵＢ１に対し、水平方向に沿った平滑化処理を行う。ここで、平滑化処理とは、Ｂモード画像ＵＢ１の各点における輝度値を滑らかにすることにより、Ｂモード画像ＵＢ１中のノイズを除去するための処理であり、例えば、移動平均フィルタ、ガウシアン平滑フィルタ、メディアンフィルタ等の平滑化フィルタを使用することにより実施することができる。

Ｂモード画像ＵＢ１においては、血管領域ＢＲが水平方向に延び、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２も水平方向に延びており、また、血管は層構造を有しているため、水平方向に沿った平滑化処理により、効果的に且つ容易にノイズの除去を行うことが可能となる。

【００７２】

ステップＳ３２における平滑化処理が終了すると、続くステップＳ２２において、前壁

検出部３７および後壁検出部３８により、Ｂモード画像ＵＢ１上で血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２が検出される。この際に、前壁検出部３７は、例えば図１８に示すように、操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰから、血管勾配線ＢＬに垂直な勾配垂直線ＮＬに沿って、浅部方向に定められた長さを有する範囲において、Ｂモード強度の変化量が極大値となる箇所を血管前壁Ｗ１として検出する。ここで、図１８に示すように、血管勾配線ＢＬは、表示部８の画面上における水平方向すなわちＸ方向に沿って延びており、勾配垂直線ＮＬは、表示部８の画面上における鉛直方向すなわちＹ方向に沿って延びている。また、後壁検出部３８は、例えば、前壁検出部３７と同様に、指定位置ＳＰから勾配垂直線ＮＬに沿って深部方向に定められた長さを有する範囲において、Ｂモード強度の変化量が極大値となる箇所を血管後壁Ｗ２として検出する。

【００７３】

続くステップＳ３３において、座標取得部４１は、ステップＳ３１で回転される前のＢモード画像ＵＢにおける血管勾配線ＢＬの傾きだけＢモード画像ＵＢ１を逆回転させた場合、すなわち、血管勾配線ＢＬの傾きが当初の傾きと一致するようにＢモード画像ＵＢ１を逆回転させた場合における血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標を取得する。この際に、座標取得部４１は、例えば、Ｂモード画像ＵＢ１における血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標に対して座標変換演算を行うことにより、血管勾配線ＢＬの当初の傾きだけＢモード画像ＵＢ１を逆回転させた場合の血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標を算出することができる。

このようにして、平滑化処理が行われたＢモード画像ＵＢにおいて、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標が取得されると、実施の形態３における血管壁検出の動作が終了する。

【００７４】

ここで、実施の形態２の超音波診断装置を用い、Ｂモード画像ＵＢを血管勾配だけ回転させ且つ水平方向に沿って平滑化処理を施したＢモード画像ＵＢ１における、勾配垂直線ＮＬ上の輝度プロファイルおよび勾配垂直線ＮＬ上の隣接する各点の輝度の差分（変化量）のプロファイルの一例を図１９に示す。輝度の差分に基づいて、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２が検出されている。検出された血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２から、血管径が、３．６７ｍｍとして算出された。

【００７５】

これに対して、同一のＢモード画像ＵＢに対して水平方向に沿って平滑化処理を施した後に、当初の血管勾配だけ回転させた場合の、同一の勾配垂直線ＮＬ上の輝度プロファイルおよび勾配垂直線ＮＬ上の隣接する各点の輝度の差分（変化量）のプロファイルの一例を図２０に示す。輝度の差分に基づいて、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２が検出され、検出された血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２から、血管径が、３．３９ｍｍとして算出された。図１９に示される輝度プロファイルは、図２０に示される輝度プロファイルよりも、鋭い形状を有することがわかる。

【００７６】

このように、血管領域ＢＲが水平方向に対して当初の血管勾配だけ傾斜した方向に延びているＢモード画像ＵＢに対して、水平方向に沿った平滑化処理を施してから、Ｂモード画像ＵＢを回転させた場合には、回転後のＢモード画像ＵＢ１に対して水平方向に沿った平滑化処理を施す場合に比べて、血管径が小さく算出されている。

図１９に示す輝度プロファイルにより算出された血管径を用いて血管の断面積が算出された場合と、図２０に示す輝度プロファイルにより算出された血管径を用いて血管の断面積が算出された場合とにおいて、血流量計測部１３により計測された血流量を比較すると、図１９に示す輝度プロファイルを用いた場合の血流量は、図２０に示す輝度プロファイルを用いた場合の血流量よりも、約１５％も低下したものとなった。

【００７７】

以上のように、本発明の実施の形態３に係る超音波診断装置によれば、血管勾配線ＢＬが表示部８の画面上における水平方向に沿って延びるようにＢモード画像ＵＢを回転して

Ｂモード画像ＵＢ１を取得し、取得されたＢモード画像ＵＢ１に対して水平方向の平滑化処理を行った後、Ｂモード画像ＵＢ１を当初の血管勾配だけ逆回転させた場合における血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標を取得するため、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を正確に検出し、正確な血流量を計測することが可能となる。

【００７８】

なお、実施の形態３では、座標取得部４１が、Ｂモード画像ＵＢ１上の血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標に対して座標変換を行うことにより、Ｂモード画像ＵＢ１を当初の血管勾配だけ逆回転させた場合の血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標を算出する例を説明したが、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標を算出する方法は、これに限定されない。例えば、座標取得部４１は、Ｂモード画像ＵＢ１を当初の血管勾配だけ逆回転させ、逆回転されたＢモード画像上において血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の座標を取得することもできる。

【００７９】

実施の形態４

図２１に、実施の形態４に係る超音波診断装置において用いられる血管壁検出部１０Ｃの内部構成を示す。血管壁検出部１０Ｃは、血管領域検出部３３と、血管勾配検出部３６と、上側検出領域設定部４２と、下側検出領域設定部４３と、前壁検出部３７と、後壁検出部３８とが、直列に接続された構成を有している。実施の形態４に係る超音波診断装置は、図１に示す実施の形態１の超音波診断装置１において、血管壁検出部１０の代わりに血管壁検出部１０Ｃを用いたものであり、血管壁検出部１０Ｃ以外は、実施の形態１の超音波診断装置１と同一の構成を有している。また、血管壁検出部１０Ｃの血管領域検出部３３は、図５に示す血管壁検出部１０の血管領域検出部３３と同一であり、血管壁検出部１０Ｃの血管勾配検出部３６、前壁検出部３７および後壁検出部３８は、それぞれ、図１２に示す血管壁検出部１０Ａの血管勾配検出部３６、前壁検出部３７および後壁検出部３８と同一である。

【００８０】

血管壁検出部１０Ｃの上側検出領域設定部４２は、図２２に示されるように、血管領域ＢＲの輪郭の位置に基づいて上側基準点Ｐ１を設定し、設定された上側基準点Ｐ１を基準として、上側検出領域Ｒ１を設定する。ここで、上側基準点Ｐ１は、血管領域ＢＲ内において、指定位置ＳＰよりも浅部且つ勾配垂直線ＮＬ上に設定された点である。また、上側検出領域Ｒ１は、血管前壁Ｗ１を探索するための領域であり、血管領域ＢＲの内外にわたるように上側基準点Ｐ１から勾配垂直線ＮＬに沿って長さＨ１だけ浅部方向に延び、且つ、上側基準点Ｐ１が中央となるように長さＬ１だけ血管勾配線ＢＬに沿った方向と平行な方向に沿って延びる矩形の形状を有している。ここで、上側基準点Ｐ１は、血管領域ＢＲの輪郭よりも、例えば、１～２ｍｍ程度だけ血管領域ＢＲの内側に位置するように設定される。

【００８１】

血管壁検出部１０Ｃの下側検出領域設定部４３は、血管領域ＢＲの輪郭の位置に基づいて下側基準点Ｐ２を設定し、設定された下側基準点Ｐ２を基準として、下側検出領域Ｒ２を設定する。ここで、下側基準点Ｐ２は、血管領域ＢＲ内において、指定位置ＳＰよりも深部且つ勾配垂直線ＮＬ上に設定された点である。また、下側検出領域Ｒ２は、血管後壁Ｗ２を探索するための領域であり、血管領域ＢＲの内外にわたるように下側基準点Ｐ２から勾配垂直線ＮＬに沿って長さＨ２だけ深部方向に延び、且つ、下側基準点Ｐ２が中央となるように長さＬ２だけ血管勾配線ＢＬに沿った方向と平行な方向に沿って延びる矩形の形状を有している。ここで、下側基準点Ｐ２は、上側基準点Ｐ１と同様に、血管領域ＢＲの輪郭よりも１～２ｍｍ程度だけ血管領域ＢＲの内側に位置するように設定される。

【００８２】

前壁検出部３７および後壁検出部３８は、それぞれ、上側検出領域Ｒ１内および下側検出領域Ｒ２内の各点のＢモード画像信号の強度（輝度）、各点のＢモード画像信号の強度の変化量に基づいて血管前壁境界線および血管後壁境界線を検出することができる。例え

ば、図示しないが、前壁検出部３７は、上側検出領域Ｒ１内において、勾配垂直線ＮＬに平行な探索線を、血管勾配線ＢＬに平行な方向に移動させながら、この探索線上を浅部方向に探索することにより、Ｂモード強度の変化量が極大となる箇所を血管前壁Ｗ１として検出することができる。同様に、後壁検出部３８は、下側検出領域Ｒ２内において、勾配垂直線ＮＬに平行な探索線を、血管勾配線ＢＬに平行な方向に移動させながら、この探索線上を深部方向に探索することにより、Ｂモード強度の変化量が極大となる箇所を血管後壁Ｗ２として検出することができる。

【００８３】

また、各点のＢモード画像信号の強度、各点のＢモード画像信号の強度の変化量を含む評価関数をもとに、動的計画法を用いて血管前壁境界線および血管後壁境界線を検出することもできる。さらに、国際公開２０１１／０９９１０２Ａ１に開示されているように、血管壁の基準パターンを示すテンプレートに基づくパターン類似度を利用して血管前壁境界線および血管後壁境界線を検出することもできる。

【００８４】

また、上側検出領域Ｒ１内および下側検出領域Ｒ２内に勾配垂直線ＮＬと平行に延びる複数の探索線を想定し、例えば、特許第５８４４３２５号に開示されているように、各探索線上において血管壁境界候補点を決定し、輝度情報、特に強度情報、エッジ情報を用いて、決定された血管壁境界候補点の血管壁境界点としての確度を表す第１の評価値を算出し、決定された血管壁境界候補点を含み且つ隣接する探索線との類似度を表す第２の評価値を算出し、第１の評価値と第２の評価値とに基づいて血管壁境界候補点の中から血管壁境界点を決定するための第３の評価値を算出して、血管前壁境界線および血管後壁境界線を検出することもできる。

ここで、上記の「第２の評価値」として、類似度の代わりに、決定された血管壁境界候補点の探索線間の深さ方向の飛び量を用いることもできる。すなわち、各探索線上において血管壁境界候補点を決定し、決定された血管壁境界候補点の血管壁境界点としての確度を表す第１の評価値を算出し、決定された血管壁境界候補点の探索線間の深さ方向の飛び量に基づく第２の評価値を算出し、第１の評価値と第２の評価値とに基づいて血管壁境界候補点の中から血管壁境界点を決定するための第３の評価値を算出して、血管前壁境界線および血管後壁境界線を検出することもできる。

【００８５】

次に、図２３に示すフローチャートを用いて、実施の形態４における血管壁検出の動作を説明する。このフローチャートにおけるステップＳ２１は、図１４に示す実施の形態２におけるステップＳ２１と同一である。

まず、ステップＳ２１において、血管壁検出部１０Ｃの血管勾配検出部３６は、操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰを含む所定の範囲内において、血管領域ＢＲに対して画像解析を施すことにより、血管勾配を表す血管勾配線ＢＬを検出する。

【００８６】

次に、ステップＳ４１において、血管壁検出部１０Ｃの上側検出領域設定部４２は、血管領域ＢＲ内において、指定位置ＳＰよりも浅部且つ勾配垂直線ＮＬ上に上側基準点Ｐ１を設定し、設定された上側基準点Ｐ１を基準として、Ｂモード画像上に上側検出領域Ｒ１を設定する。

続くステップＳ４２において、血管壁検出部１０Ｃの前壁検出部３７は、ステップＳ４１で設定されたＢモード画像上の上側検出領域Ｒ１を探索することにより、血管前壁Ｗ１を検出する。

【００８７】

ステップＳ４３において、血管壁検出部１０Ｃの下側検出領域設定部４３は、血管領域ＢＲにおいて、指定位置ＳＰよりも深部且つ勾配垂直線ＮＬ上に下側基準点Ｐ２を設定し、設定された下側基準点Ｐ２を基準として、Ｂモード画像上に下側検出領域Ｒ２を設定する。

続くステップＳ４４において、血管壁検出部１０Ｃの後壁検出部３８は、ステップＳ４

３で設定されたＢモード画像上の下側検出領域Ｒ２を探索することにより、血管後壁Ｗ２を検出する。

【００８８】

このようにして血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２が検出されると、実施の形態４における血管壁検出の動作が終了する。

以上から、実施の形態４に係る超音波診断装置によれば、血管領域ＢＲの内部に設定された上側基準点Ｐ１および下側基準点Ｐ２をそれぞれ基準として上側検出領域Ｒ１および下側検出領域Ｒ２を設定し、上側検出領域Ｒ１および下側検出領域Ｒ２において血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出するため、血管領域ＢＲ内において、例えば超音波の多重反射に起因するＢモード強度の極大点が現れたとしても、この極大点を誤って検出することなく、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を正確に検出することができる。

【００８９】

なお、上側検出領域Ｒ１の長さＨ１および長さＬ１と、下側検出領域Ｒ２の長さＨ２および長さＬ２は、互いに同一の値を有していてもよく、あるいは、互いに異なっていてもよい。また、上側検出領域Ｒ１および下側検出領域Ｒ２は、矩形形状に限るものではなく、上側検出領域Ｒ１および下側検出領域Ｒ２の形状には限定されない。

【００９０】

また、実施の形態４においても、上述した実施の形態３と同様に、Ｂモード画像ＵＢを血管勾配だけ回転させて取得されたＢモード画像ＵＢ１に対して、水平方向の平滑化処理を施した後に、上側検出領域Ｒ１および下側検出領域Ｒ２内を探索して血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出することもできる。このようにすれば、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２をより正確に検出し、正確な血流量を計測することが可能となる。

【００９１】

実施の形態５

図２４に、実施の形態５に係る超音波診断装置１Ａの構成を示す。この超音波診断装置１Ａは、図１に示す実施の形態１の超音波診断装置１において、血管壁検出部１０の代わりに図１２に示す実施の形態２における血管壁検出部１０Ａを用い、勾配修正受付部１９をさらに設けたものである。

【００９２】

実施の形態５に係る超音波診断装置１Ａにおいて、操作部１６に、勾配修正受付部１９が接続され、勾配修正受付部１９に、装置制御部１５が接続されている。また、送信部３、受信部４、表示制御部７、画像生成部９、血管壁検出部１０Ａ、ゲート設定部１１、断面積算出部１２、血流量計測部１３、平均血流速度算出部１４、装置制御部１５、位置指定受付部１８および勾配修正受付部１９により、プロセッサ２１Ａが構成されている。

【００９３】

ここで、血管壁検出部１０Ａの血管勾配検出部３６により、操作部１６を介してユーザにより指定された指定位置ＳＰを含む所定の範囲において、管の走行方向に概ね平行な血管勾配線ＢＬが自動的に検出されるが、実施の形態５においては、操作部１６を介してユーザが血管勾配線ＢＬの傾きを微調整することができる。この際に、例えば、ユーザは、操作部１６として勾配修正ダイヤルを用い、この勾配修正ダイヤルを回転させることにより、血管勾配線ＢＬの傾きを変化させることができる。プロセッサ２１Ａの勾配修正受付部１９は、このような、操作部１６を介したユーザによる血管勾配線ＢＬの傾きの修正を受け付ける。

【００９４】

血管壁検出部１０Ｃの前壁検出部３７および後壁検出部３８は、勾配修正受付部１９が受け付けた、ユーザによる血管勾配線ＢＬの傾きの修正に基づいて、修正された血管勾配線ＢＬの傾きに対して垂直な方向に探索を行うことにより、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２を検出し直す。

プロセッサ２１Ａの断面積算出部１２は、前壁検出部３７および後壁検出部３８により検出された血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の位置に基づいて血管径を算出し直し、算出

した血管径に基づいて血管の断面積を算出する。

【００９５】

プロセッサ２１Ａの平均血流速度算出部１４は、操作部１６を介してユーザにより修正された血管勾配線ＢＬの傾きに基づいて、平均血流速度を算出し直す。

プロセッサ２１Ａの血流量計測部１３は、断面積算出部１２により算出し直された血管の断面積と、平均血流速度算出部１４により算出し直された平均血流速度とに基づいて、数式（１）を用いることにより、血流量ＶＦを算出し直す。

【００９６】

以上から、実施の形態５に係る超音波診断装置１Ａによれば、血管壁検出部１０Ａの血管勾配検出部３６により自動的に検出された血管勾配を、操作部１６を介してユーザが修正し、修正された血管勾配に基づいて、血流量ＶＦが算出されるため、より正確な血流量ＶＦを得ることが可能となる。

【００９７】

なお、実施の形態５では、血管勾配線ＢＬの傾きを修正する方法の一例として、操作部１６として勾配修正ダイヤルを用いることを説明しているが、ユーザがマニュアル操作により血管勾配線ＢＬの傾きを修正できれば、この方法に限定されない。例えば、操作部１６として、血管勾配線ＢＬの傾きを調整するための勾配修正ボタンを用い、ユーザが勾配修正ボタンを押す度に血管勾配線ＢＬの傾きを定められた角度ずつ変化させることにより、血管勾配線ＢＬの傾きを微調整することもできる。また、操作部１６がタッチパネルにより構成され、タッチパネルが表示部８に内蔵されている場合には、仮想的な勾配修正ダイヤルおよび勾配修正ボタン等を表示部８に表示させ、ユーザが仮想的な勾配修正ダイヤルおよび勾配修正ボタン等を操作することにより、血管勾配線ＢＬの傾きを微調整することができる。

【００９８】

また、実施の形態５では、操作部１６を介してユーザにより微調整された血管勾配線ＢＬの傾きに基づいて、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の検出が再度行われているが、血管前壁Ｗ１および血管後壁Ｗ２の再検出を行わずに、血流量の計測を再度行うこともできる。この際に、微調整された血管勾配線ＢＬの傾きに基づいて、ドプラ処理部６におけるパルスドプラのスケールを変更して平均血流量算出部１４により平均血流速度を算出し直し、この平均血流速度と、血管勾配線ＢＬの傾きを微調整する前に断面積算出部１２により算出された血管の断面積とを用いて血流量計測部１３が血流量の計測を再度行うことができる。

【００９９】

上述した実施の形態１～５に係る超音波診断装置は、表示部８にタッチセンサを組み合わせて、タッチセンサを操作部１６として使用する可搬型の超音波診断装置に適用することもできる。このような可搬型の超音波診断装置とすれば、緊急治療等の際に、屋外における診断にも有効なものとなる。

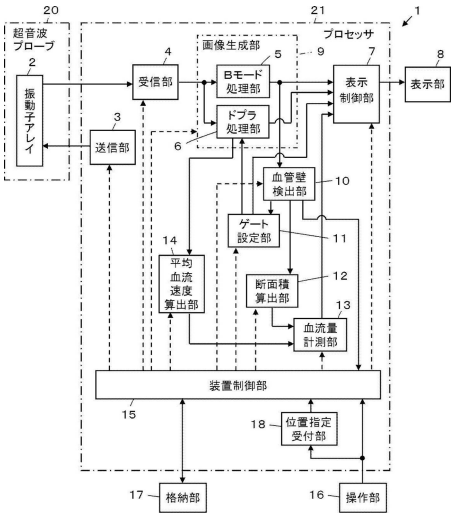
【符号の説明】

【０１００】

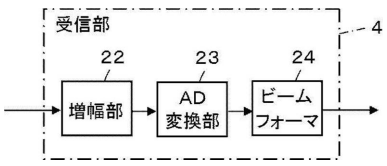
１　超音波診断装置、２　振動子アレイ、３　送信部、４　受信部、５　Ｂモード処理部、６　ドプラ処理部、７　表示制御部、８　表示部、９　画像生成部、１０，１０Ａ，１０Ｂ，１０Ｃ　血管壁検出部、１１　ゲート設定部、１２　断面積算出部、１３　血流量計測部、１４　平均血流速度算出部、１５　装置制御部、１６　操作部、１７　格納部、１８　位置指定受付部、１９　勾配修正受付部、２０　超音波プローブ、２１　プロセッサ、２２　増幅部、２３　ＡＤ変換部、２４　ビームフォーマ、２５　信号処理部、２６　ＤＳＣ、２７　画像処理部、２８　直交検波部、２９　ハイパスフィルタ、３０　高速フーリエ変換部、３１　ドプラ波形画像生成部、３２　データメモリ、３３　血管領域検出部、３４　閉区間設定部、３５　閉区間探索部、３６　血管勾配検出部、３７　前壁検出部、３８　後壁検出部、３９　画像回転部、４０　平滑化部、４１　座標取得部、４２　上側検出領域設定部、４３　下側検出領域設定部、Ａ１　カーソルステア角度、ＢＬ

血管勾配線、ＢＲ　血管領域、Ｃ　中心位置、ＤＢ　血管径、ＤＧ　ドプラゲート、ＥＰ１，ＥＰ２　エッジ点、Ｈ１，Ｈ２，Ｌ１，Ｌ２　長さ、ＭＶ　計測値、ＮＬ　勾配垂直線、Ｐ１　上側基準点、Ｐ２　下側基準点、Ｒ　閉区間、Ｒ１　上側検出領域、Ｒ２　下側検出領域、ＲＬ，ＲＬ１，ＲＬ２　探索線、ＳＬ　走査線、ＳＰ　指定位置、ＳＶ　鉛直線、ＵＢ，ＵＢ１　Ｂモード画像、ＵＤ　ドプラ波形画像、Ｗ１　血管前壁、Ｗ２　血管後壁、Ｘ，Ｙ　方向。

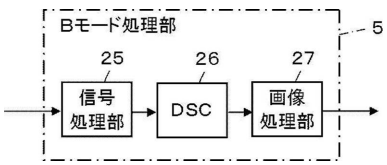
【図１】



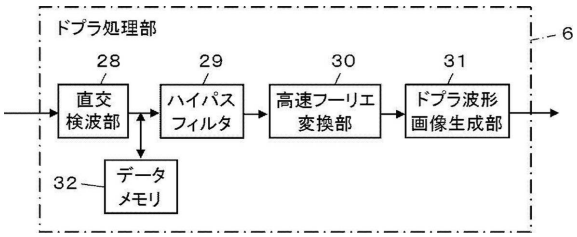
【図２】



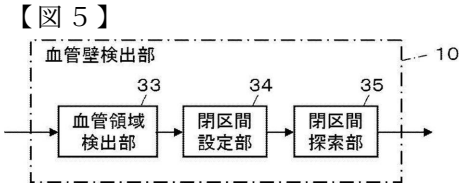
【図３】



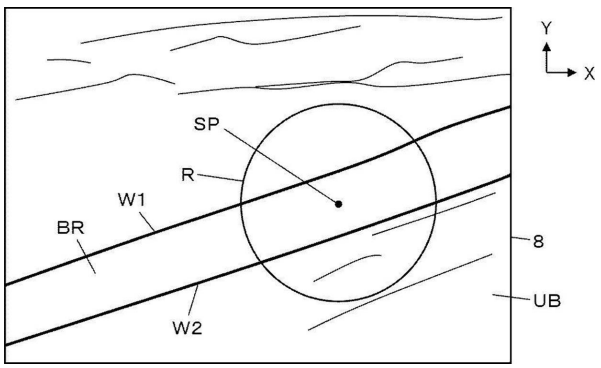
【図４】



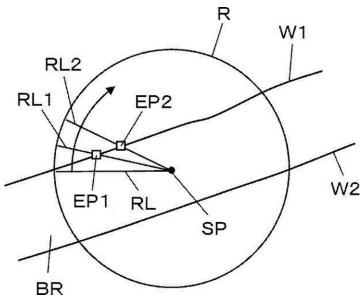
【図５】



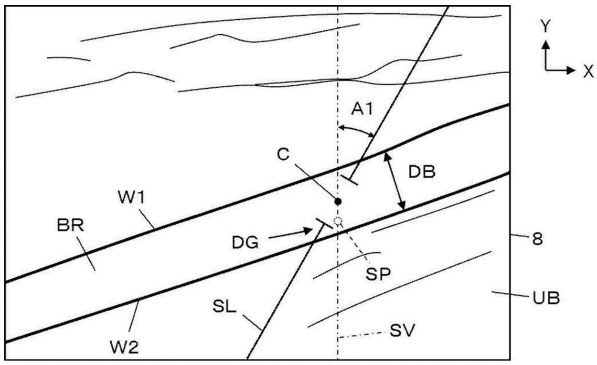
【図６】



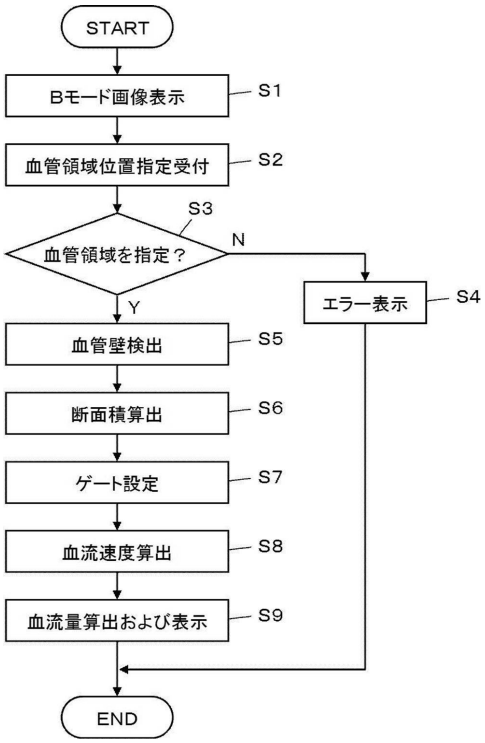
【図７】



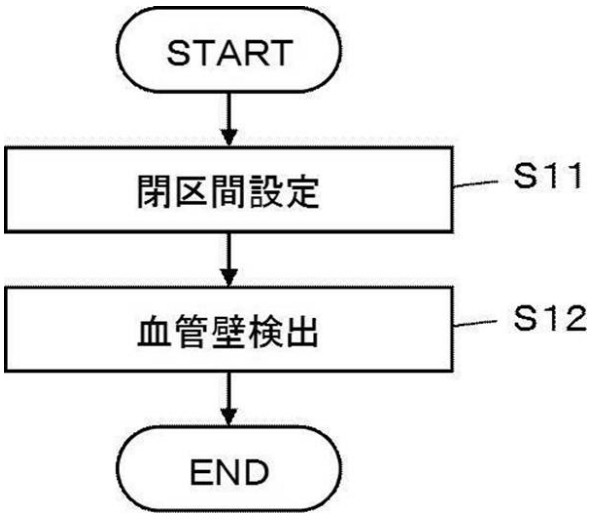
【図８】



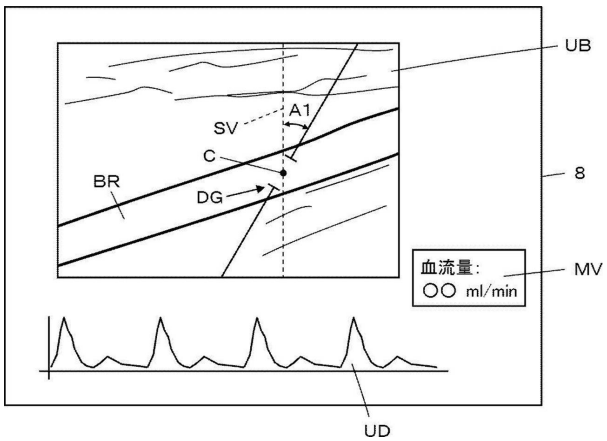
【図９】



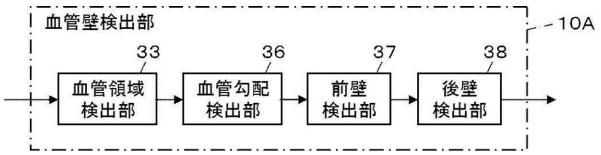
【図１０】



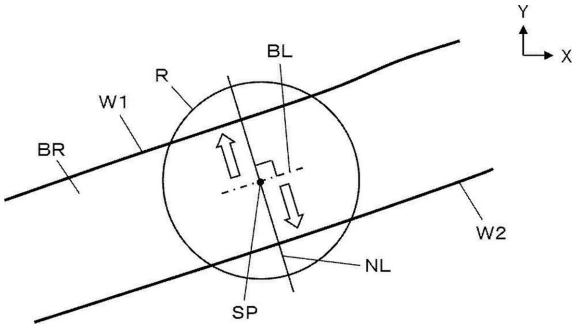
【図１１】



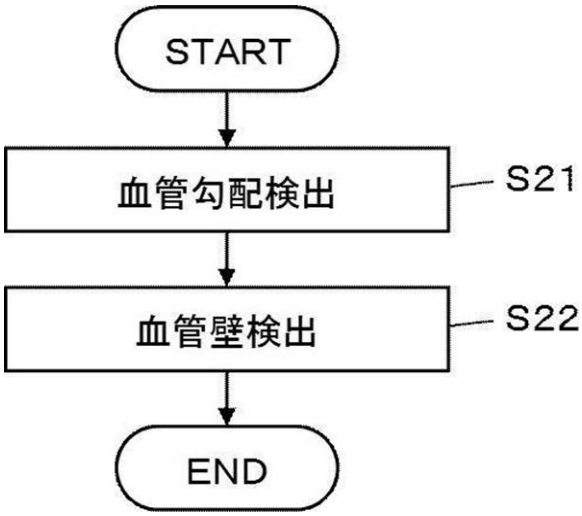
【図１２】



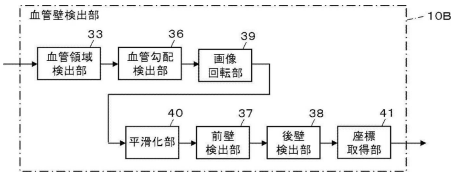
【図１３】



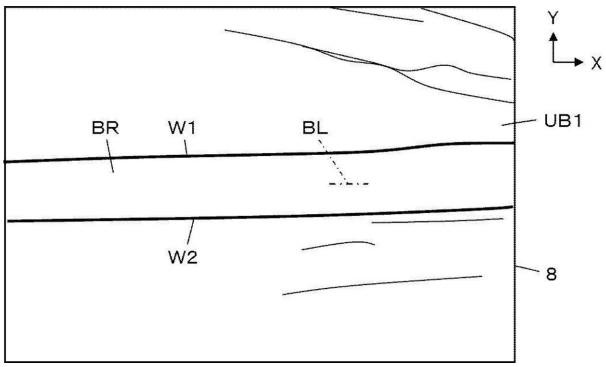
【図１４】



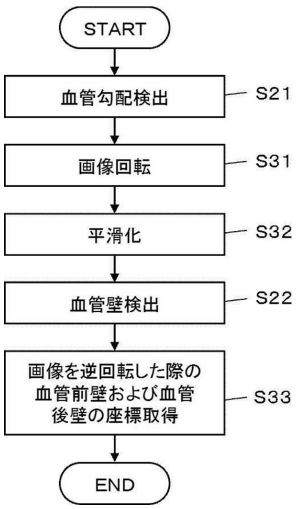
【図１５】



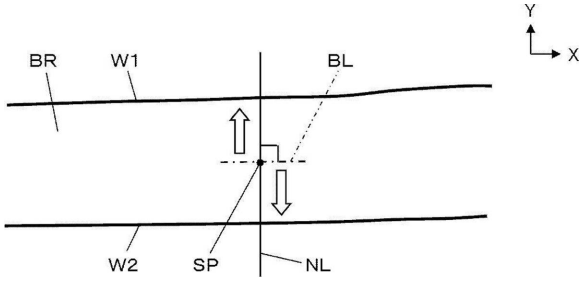
【図１６】



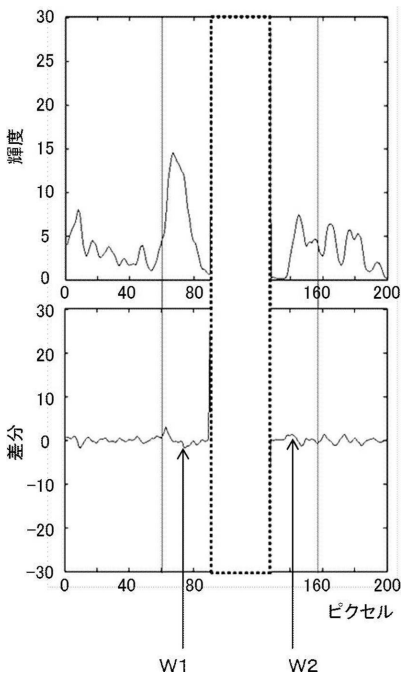
【図１７】



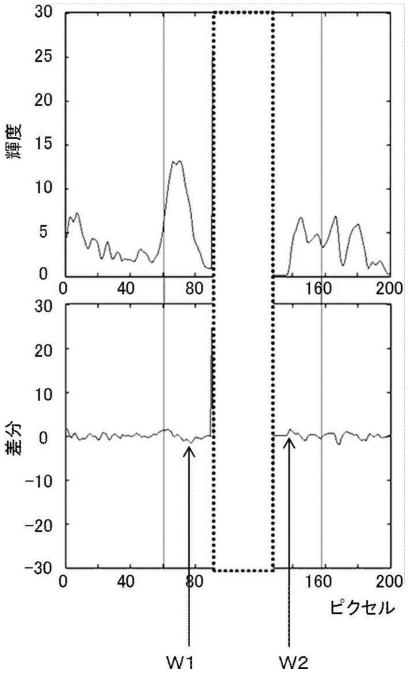
【図１８】



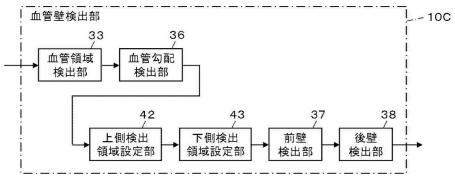
【図１９】



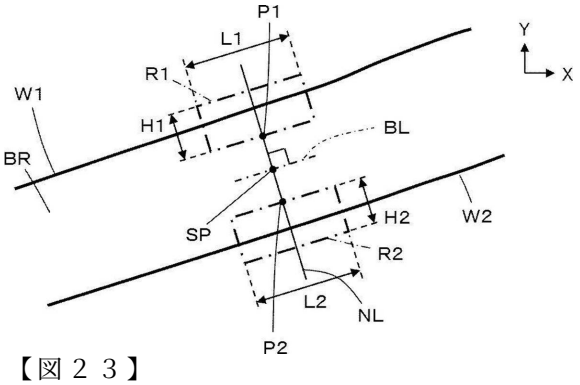
【図２０】



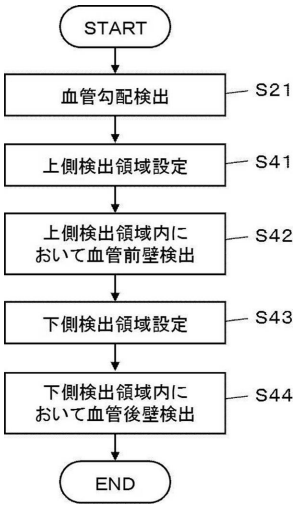
【図２１】



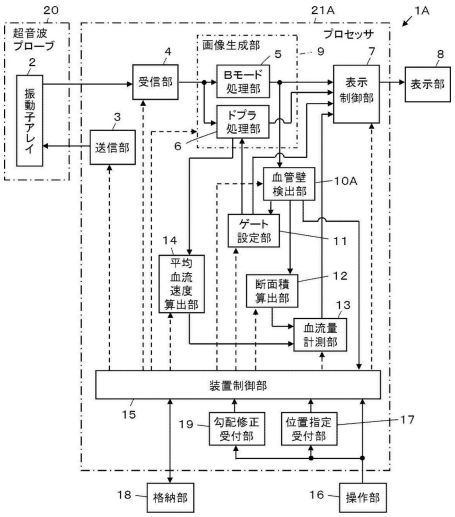
【図２２】



【図２３】



【図２４】



フロントページの続き

(56)参考文献　特開平10－216129（ＪＰ，Ａ）
特許第4749592（ＪＰ，Ｂ２）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　８／００－８／１５