

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5771297号

(P5771297)

(45) 発行日 平成27年8月26日(2015. 8. 26)

(24) 登録日 平成27年7月3日(2015. 7. 3)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2014-33296 (P2014-33296)
(22) 出願日 平成26年2月24日(2014. 2. 24)
審査請求日 平成26年11月5日(2014. 11. 5)

(73) 特許権者 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 長野 智章
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内

審査官 富永 昌彦

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】

血液が流れる対象組織を含むビーム走査領域に対して超音波を送受波することにより得られた受信信号に基づいて、前記対象組織の断層画像を形成する断層画像形成部と、

前記断層画像を解析することにより、前記対象組織における基準部位を抽出する断層画像解析部と、

前記基準部位に基づいて、前記対象組織内の前記基準部位とは異なる位置における血流運動を計測するためのドブラ計測位置を特定する位置特定部と、

前記ドブラ計測位置に対して超音波を送受波することにより得られた受信信号に基づいて、前記ドブラ計測位置における血流運動を示すドブラ波形を形成するドブラ波形形成手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記受信信号に基づいて、前記対象組織内の血流の空間的な速度分布を表す血流情報を生成する血流情報生成部と、

をさらに含み、

前記位置特定部は、前記基準部位及び前記血流情報に基づいて、前記ドブラ計測位置を特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記断層画像解析部は、前記基準部位に基づいて解析範囲を画定し、

前記位置特定部は、前記血流の空間的な速度分布における前記解析範囲内の速度分布部分に基づいて、前記ドプラ計測位置を特定する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置特定部は、前記解析範囲のうち、血流速度が最も大きい位置に基づいて前記ドプラ計測位置を特定する、

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】

前記位置特定部は、前記基準部位、及び、前記対象組織の拍動周期において選択された
特定時相の血流情報に基づいて、前記ドプラ計測位置を特定する、

10

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記特定時相は、前記ドプラ計測位置において特定方向の血流が発現する時相である、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記対象組織は心臓であり、

前記基準部位は前記心臓の弁輪部である、

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 8】

20

前記対象組織は心臓であり、

前記基準部位は前記心臓の心腔の輪郭である、

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 9】

前記位置特定部は、前記基準部位に基づいて前記対象組織内に複数のドプラ計測位置を
特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記位置特定部は、前記基準部位に基づいて前記対象組織内に血流の複数の流れ方向に
応じて複数のドプラ計測位置を特定する、

30

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記複数のドプラ計測位置からドプラ波形の表示対象となる特定のドプラ計測位置を選
択する計測位置選択部、

をさらに備える、

ことを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、ドプラ計測における計測位置を自動的に設定
するための技術に関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受波し、これにより得られた受信信号に
基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波診断装置は、ドプラ効果を利用して計
測対象の移動方向や移動速度を検出するドプラ計測機能を備えている。ドプラ計測機能は
、例えば血流速度を測定するために用いられる。

【0003】

ドプラ計測にはいくつかの方式がある。例えば、カラードプラと呼ばれる、広い範囲に
おいてドプラ計測を行い、当該範囲における血流の流速分布を示すカラードプラ画像を得

50

る方式や、連続波ドプラと呼ばれる、ある超音波ビーム上の広い範囲にわたって連続波を利用してドプラ計測を行う方式や、パルスドプラと呼ばれる、超音波ビーム上のある局所領域においてパルス波を利用してドプラ計測を行う方式がある。いずれの方式においても、計測範囲或いは計測位置を適切に設定しなければならない。ユーザは操作パネルに設けられるトラックボール等を用いて、画面上において領域枠、線、及びカーソルを動かし、計測範囲或いは計測位置を指定する操作を行う。

【0004】

例えば心臓における左室流入血流速度を計測する場合、ユーザは僧帽弁付近の血流部上にパルスドプラ用の計測位置（カーソル）を設定する。また、右室流入血流速度を計測する場合は三尖弁付近の血流部上に、左室流出血流速度を計測する場合は大動脈弁付近の血流部上に計測位置を設定してドプラ計測を実施する。それぞれの位置における血流速度を正確に計測するためには、ドプラ計測位置を正確に設定することが肝要であり、ユーザには熟練した指定操作が求められる。ユーザは、ドプラ計測を実施する度にこのような煩雑な操作を行わなければならない。そこで、ドプラ計測における計測位置を自動的に設定する技術が求められている。

10

【0005】

特許文献1では、ドプラモードの方向と深度の指定作業を自動化してカーソル（ドプラ計測位置）の設定精度を向上させる方法が提案されている。特許文献1に記載された装置は、カラードプラが示す血流速度分布データにおいて血流速度が最大になる位置を検出し、この位置に連続波ドプラやパルスドプラの計測位置を設定している。また、1心拍期間内に得られた複数フレームのカラー画像データから血流の速度が最大となる点を抽出し、この点をドプラ計測位置としている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2002-306485号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1に記載の発明においては、血流速度のみからドプラ計測のための計測位置を設定している。しかし、血流速度は激しく変化するのが一般的であり、また折り返し現象もあるため、ドプラ計測の位置の精度が問題になる虞がある。或いは、ユーザ所望のドプラ計測位置でない他の位置に血流が最大となる位置が存在する場合、当該位置に計測位置が設定されてしまうことになり、必ずしもユーザが望む位置にドプラ計測位置が設定されない虞がある。

30

【0008】

本発明の目的は、ドプラ計測位置を高精度に自動設定する超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、血液が流れる対象組織を含むビーム走査領域に対して超音波を送受波することにより得られた受信信号に基づいて、前記対象組織の断層画像を形成する断層画像形成部と、前記断層画像を解析することにより、前記対象組織における基準部位を抽出する断層画像解析部と、前記基準部位に基づいて、前記対象組織内の前記基準部位とは異なる位置における血流運動を計測するためのドプラ計測位置を特定する位置特定部と、前記ドプラ計測位置に対して超音波を送受波することにより得られた受信信号に基づいて、前記ドプラ計測位置における血流運動を示すドプラ波形を形成するドプラ波形形成手段と、を備えるものである。また、望ましくは、前記対象組織は心臓であり、前記基準部位は前記心臓の弁輪部又は心腔の輪郭である。

40

【0010】

50

上記構成によれば、超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて形成された断層画像から、断層画像に含まれる対象組織における特定組織像あるいは特定組織位置としての基準部位が抽出される。抽出される基準部位はドプラ計測位置を特定するために抽出されるものであり、望ましくは、ドプラ計測の目的、対象等に応じた基準部位が抽出される。基準部位が抽出されると、当該基準部位に基づいて対象組織内にドプラ計測位置が特定される。基準部位とドプラ計測位置は異なる位置であってよく、望ましくは、基準部位とドプラ計測位置の位置関係を示す関係式等に基づいて、基準部位からドプラ計測位置が特定される。特定されたドプラ計測位置においてドプラ計測（連続波ドプラ計測、パルスドプラ計測）が行われることで、ドプラ計測位置における血流運動を示すドプラ波形が生成される。

10

【0011】

ドプラ計測は血流を計測するものであるため、ドプラ計測位置は血流が流れる位置、すなわち断層画像において形状を描出できない位置に設定されるものである。したがって、血流の形態上の特徴から直接的にドプラ計測位置を設定するのは難しい。例えば、心臓が有する僧帽弁の付け根部分である弁輪位置（基準部位）と、左室流入血流を計測する場合における適切なドプラ計測位置との間には所定の位置関係がある。このような関係を利用して、位置を安定的に抽出し易い弁輪位置に基づいてドプラ計測位置を特定することで、ドプラ計測位置を高精度に、安定的に設定することができる。

【0012】

望ましくは、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて、前記対象組織内の血流の空間的な速度分布を表す血流情報を生成する血流情報生成部と、をさらに含み、前記位置特定部は、前記基準部位及び前記血流情報に基づいて、前記ドプラ計測位置を特定する。望ましくは、前記断層画像解析部は、前記基準部位に基づいて解析範囲を画定し、前記位置特定部は、前記血流の空間的な速度分布における前記解析範囲内の速度分布部分に基づいて、前記ドプラ測定位置を特定する。また、望ましくは、前記位置特定部は、前記解析範囲のうち、血流速度が最も大きい位置に基づいて前記ドプラ計測位置を特定する。

20

【0013】

組織の断層画像に基づく基準部位のみならず、対象組織内の血流の速度分布をも考慮してドプラ計測位置を特定すれば、より適切位置に正しくドプラ計測位置を定められる。例えば心臓において左室流入血流を計測する場合、血流の流速が最大となる位置が適切なドプラ計測位置となる。このように、適切なドプラ計測位置は、血流速度に応じて決定される場合が少なくない。したがって、基準部位のみならず、血流の速度分布をも考慮してドプラ計測位置を特定することで、ドプラ計測位置の精度を向上させることができる。

30

【0014】

望ましくは、前記位置特定部は、前記基準部位、及び、前記対象組織の拍動周期において選択された特定時相の血流情報に基づいて、前記ドプラ計測位置を特定する。また、望ましくは、前記特定時相は、前記ドプラ計測位置において特定方向の血流が発現する時相である。

【0015】

上記構成によれば、対象組織の拍動周期において、適切な時相においてドプラ計測位置を特定することができる。対象組織における血流の速度分布は、対象組織の拍動周期における時相により異なる場合がある。例えば、心臓においては、収縮期と拡張期とでは、心臓内部における血流の速度分布は大きく異なる。したがって、例えば左室流入血流を計測する場合、左室流入血流の血流速度が最大となる時相において計測するのが好ましい場合があり、このような場合、当該時相において血流速度が最大となる位置にドプラ計測位置が特定されるのが好ましい。そこで、時相を考慮してドプラ計測位置を特定することで、よりの確な位置にドプラ計測位置を設定することが可能になる。

40

【0016】

望ましくは、前記位置特定部は、複数の前記ドプラ計測位置を特定する。また、望ましくは、前記位置特定部は、前記血流の流れ方向に応じた複数のドプラ計測位置を特定する

50

。また、望ましくは、超音波診断装置は、前記複数のドプラ計測位置からドプラ波形の表示対象となる特定のドプラ計測位置を選択する計測位置選択部、をさらに備え、前記ドプラ波形形成手段は、選択された前記特定のドプラ計測位置に対して超音波を送受波して得られた受信信号に基づいてドプラ波形を形成する。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、ドプラ計測位置を高精度に自動設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】 本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

10

【図2】 基準部位に基づいて特定されたドプラ計測位置の例を示す図である。

【図3】 血流の速度分布に基づいて特定されたドプラ計測位置の例を示す図である。

【図4】 基準部位及び血流の速度分布に基づいて特定されたドプラ計測位置の例を示す図である。

【図5】 基準部位に基づいて特定された複数のドプラ計測位置の例を示す図である。

【図6】 逆流位置におけるドプラ計測がパルスドプラモードから連続波ドプラモードに切り替えられた様子を示す図である。

【図7】 基準部位に基づいて特定されたカラードプラの計測範囲の例を示す図である。

【図8】 基準部位に基づいて特定された組織ドプラの計測位置の例を示す図である。

【図9】 本実施形態に係る超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャートである。

20

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明に係る超音波診断装置の実施形態について説明する。なお、本発明は以下の実施形態に限定されるものではない。図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

【0020】

プローブ10は、対象組織に対して超音波の送受波を行う超音波探触子である。対象組織は血液が流れる生体組織であり、本実施形態では心臓である。血管その他の循環器組織が対象となってもよい。プローブ10は複数の振動素子からなるアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子によって超音波ビームBが形成される。また、超音波ビームBを電子走査することにより走査面Sが形成される。電子走査方式としては、例えば電子セクタ走査方式や電子リニア走査方式等があげられる。プローブ10は、いわゆる2Dアレイ振動子を有し3次元データが取得可能となってもよい。後述するように、プローブ10により超音波ビームが走査されることで得られる受信信号に基づいて、対象組織の断層画像や、対象組織内の血流分布を示すカラードプラ画像が取得される。また、特定の方位（及び深さ）に対してドプラ観測を行うことにより血流の速度スペクトルの時間変化を示すドプラ波形等が形成される。

30

【0021】

送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子を励振する複数の送信信号をプローブ10へ送ること、プローブ10において超音波を発生させる。また、送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子から得られる複数の受信信号を整相加算処理して受信ビームすなわち整相加算処理後の受信信号（ビームデータ）を形成する。このように、送受信部12は、送信ビームフォーマと受信ビームフォーマの機能を備えている。

40

【0022】

画像形成部14は、送受信部12からの受信信号に基づいて種々の画像を形成する。画像形成部14は、断層画像形成部16及びカラードプラ画像形成部18を含んで構成されている。

【0023】

断層画像形成部16は、ユーザにより設定される撮像設定、例えば、超音波ビームの走査範囲やゲイン設定等に基づいて、送受信部12からの受信信号から超音波画像である断

50

層画像を生成する。断層画像は、本実施形態において、対象組織の断面が画像として表されたBモード画像である。断層画像は2次元或いは3次元の画像であってよい。断層画像は記憶部36に記憶されるとともに、表示制御部30によって表示部32に表示される。

【0024】

カラー Doppler 画像形成部18は、ユーザにより設定された領域において行われた Doppler 計測により得られた受信信号に基づいて、対象組織内の血流の速度分布を算出する。そして、算出された速度分布に基づいて、速度の輝度値への変換及び色付け等を行い、これにより血流を示す色が重畳されたカラー Doppler 画像を生成する。なお、後述する表示制御部30は画像合成機能を有しており、断層画像形成部16が形成した断層画像上にカラー Doppler 画像を合成し、これによりカラーフローマッピング(CFM)画像を形成する。

10

【0025】

カラー Doppler 画像においては、血流の流れ方向及び流速に応じて異なる色相や明度で着色される。例えば、プローブ10方向への血流の流れ(順流)は赤で着色され、その逆方向の流れ(逆流)は青で着色される。分散(流速の乱れ)は、赤又は青に緑を加色することで表現される。流速は、例えば流速が速いほどその位置の色の明度が高くなる等、流速に応じて明度や色相が変化させられることにより表現される。カラー Doppler 画像は、送受信部12からの受信信号に応じて常時更新される。カラー Doppler 画像は、記憶部36に記憶されるとともに、表示制御部30によって表示部32に表示される。

【0026】

断層画像解析部20は、断層画像形成部16により形成された断層画像を画像処理技術により解析し、対象組織における基準部位を抽出する。基準部位とは、断層画像において所定の特徴を示す部位であり、後述の Doppler 計測位置特定部22により Doppler 計測位置が特定される際に参照される部位である。例えば、対象組織が心臓の場合、心腔の輪郭や弁輪位置等である。心腔の輪郭は、断層画像においてパターンマッチングや動的輪郭モデルを適用することで抽出する。また、弁輪位置、すなわち心臓内の弁(僧帽弁や三尖弁等)の付け根の所定領域は、断層画像において高輝度となることを利用し、輝度検出により輝度が所定値以上である位置を弁輪位置と特定する。基準部位の抽出方法としては、他にも、Active Appearance Model や学習法を用いることができる。

20

【0027】

断層画像解析部20がどのような基準部位を抽出するかは、ユーザにより設定される断面種類や計測項目に応じて決定される。断面種類とは、例えば「心尖部4腔断面」であり断層画像に含まれる対象組織とその断面を表す情報である。また、計測項目とは、例えば「左室流入血流」であり、Doppler 計測の計測対象を示す情報である。例えば、断面種類が「心尖部4腔断面」であり、計測項目が「左室流入血流」である場合、断層画像解析部20は、Doppler 計測位置は僧帽弁間に特定されるべきであると判断し、僧帽弁に近接している僧帽弁の弁輪位置を基準部位として抽出する。

30

【0028】

Doppler 計測位置特定部22は、断層画像解析部20で抽出された基準部位に基づいて Doppler 計測位置を特定する。特定方法としては、例えば基準部位と Doppler 計測位置との位置関係を定義する関係式を利用する。関係式の導出には回帰分析を用いることができる。回帰分析とは、過去のデータから基準部位と Doppler 計測位置との位置関係を特定する方法である。例えば、過去に設定された Doppler 計測位置を示す座標と当該 Doppler 計測位置が設定されたときの基準部位の座標とが関連付けられたデータを蓄積し、当該蓄積されたデータから基準部位と Doppler 計測位置との関係を示す式を導出する方法である。

40

【0029】

また、例えば対象組織の輪郭に基づいて Doppler 計測位置を特定する場合は、パターンマッチング法を用いる。対象組織の複数の輪郭形状パターンと、それぞれのパターンに対する適切な Doppler 計測位置を示す情報とを関連付けたパターンデータを記憶部36に記憶させておき、断層画像解析部20が抽出した対象組織の輪郭形状に近い輪郭形状パターンを特定し、当該パターンに関連付けられている位置を Doppler 計測位置として特定する。パタ

50

ーンデータは、断面種類毎に複数設けられるのが好ましい。

【0030】

対象組織（特に心臓等）は拍動するものであり、その拍動周期の時相により基準部位と適切なドブラ計測位置との位置関係が異なる場合がある。したがって、上記関係式やパターンデータは時相（心臓の場合、例えば拡張早期、拡張中期、拡張末期、収縮早期、収縮中期、収縮末期等）毎に設けられるのが好適であり、計測時の時相に応じた関係式やパターンデータを用いるのが好適である。測定時の時相は、例えば計測項目に応じて自動的に設定されてもよい。制御部26が、後述する生体信号計測器24が計測する生体信号に基づいてドブラ計測位置特定部22を制御することで、対象組織の時相を考慮したドブラ計測位置の特定を行う。

10

【0031】

ドブラ計測位置特定部22は、カラードブラ画像形成部18が形成したカラードブラ画像を用いてドブラ計測位置を特定するようにしてもよい。ドブラ計測位置特定部22が参照するのは、カラードブラ画像が有する、対象組織内の血流の速度分布である。例えば、連続波ドブラやパルスドブラの計測では、血流が安定している位置にドブラ計測位置を特定するのが好ましい。血流が安定している位置とは、血流の速度分布において流速の変化が小さく、且つ、血流速度の分散が小さい位置である。このような場合、カラードブラ画像において、例えば色相の勾配が小さく、且つ、色相に緑成分が少ない位置にドブラ計測位置を特定する。また、逆流の検出を目的とする場合、血流速度が逆流を示し且つ速度が最大の位置にドブラ計測位置を特定するのが好ましい。この場合は、カラードブラ画像において、例えば色相が青であり、その明度が最大となる位置にドブラ計測位置を特定する。

20

【0032】

血流の速度分布も、対象組織の拍動周期における時相に応じて変化する。例えば、僧帽弁間においても時相に応じて、血流速度が異なる。そして、計測項目が「左室流入血流」である場合は、僧帽弁間の血流速度が最大となる時相及び位置において計測するのが好ましい。ドブラ計測位置特定部22は、僧帽弁間の血流速度が最大となる時相における血流速度が最大の位置にドブラ計測位置を特定する。僧帽弁間の血流速度が最大となる時相は、例えば複数の時相において取得されるカラードブラ画像に基づいて特定してもよい、計測項目毎に所定の時相が関連付けられていてもよい。このように、血流分布情報に基づいてドブラ計測位置を特定する場合においても、時相を考慮してドブラ計測位置を特定するのが好ましい。

30

【0033】

ドブラ計測位置特定部22は、断層画像解析部20が抽出した基準部位及び血流の速度分布の双方に基づいてドブラ計測位置を特定するようにしてもよい。例えば、基準部位に基づいて特定された位置と血流の速度分布に基づいて特定された位置との中点をドブラ計測位置として特定する、或いは基準部位に基づいて特定された位置と血流の速度分布に基づいて特定された位置とが異なる位置である場合は、別の時相における基準部位及びカラードブラ画像に基づいて再度ドブラ計測位置を特定する等、基準部位とカラードブラ情報を均等に考慮してドブラ計測位置を特定してもよい。

40

【0034】

また、基準部位と血流の速度分布を段階的に用いてドブラ計測位置を特定するようにしてもよい。例えば、形態情報に基づいてある広さを有する解析範囲を画定し、血流の速度分布を解析することで、画定された解析範囲内からドブラ計測位置を特定するようにしてもよい。例えば、解析範囲内において最も血流速度が速い位置をドブラ計測位置として特定する。

【0035】

ドブラ計測位置特定部22は、複数のドブラ計測位置を特定することができる。例えば、基準部位として僧帽弁の弁輪位置及び三尖弁の弁輪位置を抽出し、これらに基づいて、僧帽弁間と三尖弁間の2つの位置にドブラ計測位置を特定する。或いは、血流の速度分布

50

に基づいて、順流と逆流のそれぞれ血流が最大となる位置にドプラ計測位置を特定するようにしてもよい。

【0036】

ドプラ計測位置特定部22は、基準部位に基づいて、カラードプラ画像を形成するためのドプラ計測を行う範囲を特定してもよい。例えば、心腔の輪郭の端部から所定のマージンを有した範囲を確定し、当該範囲をドプラ計測の範囲とする。

【0037】

ドプラ計測位置特定部22は、組織ドプラ計測位置を特定してもよい。組織ドプラとは対象組織の所定部位の速度を計測するものである。ドプラ計測位置特定部22は、例えば心臓内の弁輪部について組織ドプラを計測したい場合は、断層画像を解析して弁輪位置を抽出し、当該弁輪位置を組織ドプラの計測位置とする。

10

【0038】

生体信号計測器24は、対象組織の生体信号を受信して生体信号データを生成する。生体信号データは、例えば心電波形や心音波形等である。生体信号データは、上述の通りドプラ計測位置特定部22の動作のタイミングを制御するために用いられる。生体信号データは表示制御部30に送られ表示部32に表示されるとともに、記憶部36に記憶される。

【0039】

制御部26は、例えばCPUであり、システム全体を制御するとともに、生体信号計測器24からの生体信号データを用いて、カラードプラ画像形成部18及びドプラ計測位置特定部22の動作タイミングを制御する。また、入力部34からユーザにより入力される指示に基づく制御を行うように動作する。

20

【0040】

ドプラ波形形成部28は、ドプラ計測位置特定部22が特定したドプラ計測位置において行われた連続波ドプラ又はパルスドプラ等によるドプラ計測により得られた受信信号に基づいて、計測結果であるドプラ波形を生成する。ドプラ波形は、常時更新されるものであり、記憶部36に記憶されるとともに、表示制御部30によって表示部32に表示される。

【0041】

表示制御部30は、画像形成部14、生体信号計測器24、及びドプラ波形形成部28から出力される信号に対して処理を行い処理後のデータを表示部32に出力する。

30

【0042】

表示部32は、例えばCRT、LCDといったモニタであり、画像形成部14が形成した断層画像及びカラードプラ画像、生体信号計測器24により計測される生体信号波形、及びドプラ波形形成部28が形成したドプラ波形が表示される。

【0043】

入力部34は、装置の各種操作を行うインターフェイスであり、キーボード、トラックボール、スイッチ、ダイヤル等の入力機器である。また、音声入力が可能であってもよい。入力部34は、ドプラ計測を行う断面の種類や、計測項目を設定するために用いられる。

40

【0044】

記憶部36は、画像形成部14による断層画像及びカラードプラ画像、ドプラ計測位置特定部22により特定されたドプラ計測位置、生体信号計測器24により計測された生体信号波形、及びドプラ波形形成部28により形成されたドプラ波形が記憶される。また、超音波診断装置が有する種々の機能を動作させるためのプログラムや計測演算や推定演算の方式が格納されている。記憶部36は、例えば半導体メモリ、光ディスク、磁気ディスク等の記憶媒体である。或いは、ネットワークで接続される外部記憶媒体でもよい。

【0045】

以上が本実施形態に係る超音波診断装置の構成である。以下、本実施形態に係る超音波診断装置において特定されるドプラ計測位置の例を説明する。

50

【0046】

図2は、基準部位に基づいて特定されたドプラ計測位置の例を示す図である。図1を参照しながら図2を説明する。図2は、表示部32に表示される画面が示された図であり、左側に断層画像形成部16により形成されたBモード画像50、右側にドプラ波形形成部28により形成されたドプラ波形66及び生体信号計測器24により計測された心電波形68が表示されている。

【0047】

Bモード画像50は対象組織である心臓52の断層画像であり、心臓の左心室、左心房、右心室、及び右心房の断面が示されている。心臓52は右心室と右心房の間に存在する三尖弁54及び左心室と左心房の間に存在する僧帽弁56を有しており、これらの弁もBモード画像50上において示されている。

10

【0048】

弁輪位置60は僧帽弁56の付け根部分であり、断層画像解析部20によりBモード画像50に対して輝度検出を実行することにより特定される位置である。図2は、計測項目が「左室流入血流」に設定されており、ドプラ計測位置特定部22により、弁輪位置60に基づいてドプラ計測位置64aが特定された例である。ドプラ計測位置64aを特定する基準となった弁輪位置60が強調表示されており、これによりユーザはドプラ計測位置64aが特定された基準となった部位を把握することができる。弁輪位置60の強調表示はされなくても構わない。また、ドプラ計測位置64aは心腔輪郭62に基づいて特定されてもよく、弁輪位置60及び心腔輪郭62の双方に基づいて特定されてもよい。

20

【0049】

血流のドプラ計測位置のように、Bモード画像50上において形状が描出されない位置を自動的に直接設定することは難しい。したがって、本実施形態では、心臓内部の基準部位からドプラ計測すべき位置を特定している。例えば、ドプラ計測位置を心腔の輪郭を基準とした位置とすることで、ドプラ計測位置を高精度に安定的に設定することができる。また、弁部分においてドプラ計測を行いたいとき等には、所望のドプラ計測位置に近い位置であり、かつ位置変動のばらつきが比較的少ない弁輪位置に基づいてドプラ計測位置を特定することで、ドプラ計測位置をより高精度に設定することができる。

【0050】

ドプラ計測位置64aにはドプラ計測位置を示すカーソルが表示される。これにより、ユーザは特定されたドプラ計測位置を把握することができる。カーソルは、パルスドプラモードにおいては、受信信号をサンプリングするゲートに相当するサンプルゲートを表す。また、連続波ドプラモードにおいては、カーソルは、送信ビームと受信ビームとのクロスポイントであるサンプルボリュームを表す。なお、図2に示されているカーソルはパルスドプラモードにおけるカーソルである。

30

【0051】

ドプラ波形66は、カーソルが示すドプラ計測位置64aにおけるドプラ計測の結果を示す波形である。ドプラ波形における横軸は時間を表し、縦軸は血液の流速を表す。心電波形68は、心臓52の活動の様子を電氣的に示す波形であり、生体信号計測器24が取得した生体信号に基づいて生成される。心電波形68の横軸は時間を表し、縦軸は電圧を表す。心電波形68により、ユーザは、ドプラ波形66と心臓52の拍動周期における時相との関係を把握することができる。

40

【0052】

断面種類欄70は、Bモード画像50の断面種類を表示する欄である。断面種類は、ユーザにより入力部34から入力されてもよいし、或いは、断層画像解析部20がBモード画像に対して画像処理を行うことにより、断面種類を自動判定させるようにしてもよい。図2に示されたBモード画像50の断面種類は「心尖部4腔断面」である。計測項目欄72は、ドプラ計測の対象を表示する欄である。計測項目は、ユーザにより入力部34から入力される。計測項目に基づいて、断層画像解析部20が基準部位としてどの部分を抽出するのか、或いは基準部位に対してどの位置にドプラ計測位置を特定するのかが決定され

50

る。

【0053】

図3は、血流の速度分布に基づいて特定されたドプラ計測位置の例を示す図である。図3には、CFM画像80が表示されており、CFM画像80には血流の流速分布82が示されている。流速分布82は、順流は赤、逆流は青で着色されており、流速はその明度で示されている。例えば、図3に示される左室拡張期（左室流入期）においては、流速分布82が左室内腔側に描出される。流速分布82は弁尖から左室内腔側に向かってジェット模様に描出されるので、ジェット模様内の流速が安定している部分においてドプラ計測を行うことが好ましい。そこで、流速分布82データの中で、流速が速く（例えば流速分布82において明度が高く）、かつ、流速の分散が小さい（例えば流速分布82において色相の緑成分が少ない）位置を検出する。この検出位置を詳細に推定されたドプラ計測位置とする。

10

【0054】

図4は、基準部位及び血流の速度分布に基づいて特定されたドプラ計測位置の例を示す図である。まず、弁輪位置60又は心腔輪郭62に基づいて、解析範囲84を画定する。解析範囲84は、適切なドプラ計測位置となり得る範囲である。解析範囲84の画定にあたり計測項目を考慮してもよい。図4では解析範囲84が矩形となっているが、これを円形や楕円等の形状、或いは離散的な範囲としてもよい。次いで、血流の流速分布82に基づいて、画定した解析範囲84内からドプラ計測位置64cを特定する。例えば解析範囲84内において血流速度が最大となる位置をドプラ計測位置64cとして特定する。

20

【0055】

図4の例のように、基準部位と血流の速度分布の双方に基づいてドプラ計測位置を特定することで、その精度をより向上させることができる。例えば、基準部位のみに基づいてドプラ計測位置を特定する場合は、回帰分析やパターンマッチング等の統計的手法によりドプラ計測位置が特定されるため、特定されたドプラ計測位置と正確なドプラ計測位置（例えば血流速度が最大となる位置）との間にわずかな差が生じる虞がある。一方、血流の速度分布のみに基づいてドプラ計測位置を特定する場合、流速分布82上においてユーザが希望する位置（例えば僧帽弁間）以外に血流速度が最大となる位置（例えば三尖弁間）が存在する場合、ユーザの意図に反し三尖弁間にドプラ計測位置が特定されてしまう虞がある。しかし、基準部位及び計測項目に基づいて解析範囲84を画定することで、ユーザが望まない位置へドプラ計測位置が特定されてしまうことを防ぎ、且つ、解析範囲84内で血流の速度分布を考慮することで、計測毎に適切な位置にドプラ計測を特定することが可能にしている。

30

【0056】

図5は、基準部位に基づいて特定された複数のドプラ計測位置の例を示す図である。ドプラ計測位置は、複数特定されることが可能である。例えば、計測項目が「僧帽弁順流及び逆流」に設定されている場合、まず図2に示す例同様に、弁輪位置60或いは心腔輪郭62に基づいて僧帽弁順流に対応するドプラ計測位置64aを特定する。次に、弁輪位置60或いは心腔輪郭62に基づいて、僧帽弁逆流が発生する位置にドプラ計測位置64dに特定する。当然ながら、ドプラ計測位置64aと64dは、異なる関係式或いはパターンを用いて特定される。もちろん、図3に示すように血流の速度分布に基づいてドプラ計測位置64a及び64dを特定してもよいし、図4に示すように基準部位及び血流の速度分布の双方に基づいてドプラ計測位置64a及び64dを特定してもよい。また、1つの弁に対する順流と逆流ではなく、例えば、左室流入血流（僧帽弁）と右室流入血流（三尖弁）等、異なる弁に対する複数のドプラ計測位置を特定してもよい。

40

【0057】

順流ドプラ波形90は、ドプラ計測位置64aにおけるドプラ計測の結果を示す波形であり、逆流ドプラ波形92はドプラ計測位置64dにおけるドプラ計測の結果を示す波形である。これら2つの波形が同時に表示されることが可能である。また、ユーザによりチェックボックス100がクリック等されることで、順流ドプラ波形90又は逆流ドプラ波

50

形 9 2 の表示を消すことが可能である。このとき、表示されないドプラ波形に対応するドプラ計測位置を示すカーソルが破線で表示される、或いは異なる色で表示されるのが好適である。なお、生体信号に基づいて、計測期間を心臓の拍動周期における収縮期に限定してもよい。被検者によっては逆流が存在しない場合があるが、その場合は、逆流ドプラ波形 9 2 に代えて「逆流無し」を示す情報を画面に表示するようにしてもよい。

【0058】

複数のドプラ計測位置を示す複数のカーソルが同時に表示されることにより、ユーザは、特定された複数のドプラ計測位置を同時に確認することができる。また、簡単な操作で複数のドプラ計測位置に対応するドプラ波形の表示を切り替えることを可能にしている。さらに、例えば順流と逆流のドプラ波形を心電波形 6 8 と時相を揃えて表示させることで、順流ドプラ波形 9 0 と逆流ドプラ波形 9 2 及び心電波形 6 8 との対応関係を容易に把握することができる。

10

【0059】

図 6 は、逆流位置におけるドプラ計測がパルスドプラモードから連続波ドプラモードに切り替えられた様子を示す図である。一般に、逆流位置においては、血流の速度が速くなる場合が多い。したがって、逆流位置においては、高速な流れの測定に適した連続波ドプラモードで計測するのが好ましい。図 6 の例においては、例えば計測項目が「僧帽弁逆流」であり、逆流を計測するドプラ計測位置 1 0 0 が特定された場合、当該ドプラ計測位置におけるドプラ計測のモードが自動的にパルスドプラモードから連続波ドプラモードに切り替えられる。そして、連続波ドプラモードにより計測された逆流連続波ドプラ波形 1 1 2 が表示される。連続波ドプラモードのカーソル形状はパルスドプラモードのカーソルと異なるものであるのが好適である。図 6 の例においても、連続波ドプラモードのドプラ計測位置 1 1 0 を示すカーソルは円状になっている。また、血流の速度分布も考慮して、逆流位置における血流速度が所定値以上である場合にのみ、ドプラモードを連続波ドプラモードに変更するようにしてもよい。逆流位置におけるドプラモードを自動的に連続波ドプラモードに変更することにより、ユーザの操作の手間を省きつつ、適切なドプラモードを選択することを可能にしている。

20

【0060】

図 7 は、基準部位に基づいて特定されたカラードプラの計測範囲の例を示す図である。図 7 に示す例は、断面種類が「心尖部 4 腔断面」、計測項目が「左室流入血流」であり、左室全体を囲むようにカラードプラ計測範囲 1 2 0 が画定されている。カラードプラは血流を所定範囲において計測するものであるので、左室の輪郭である心腔輪郭 6 2 に基づいてカラードプラ計測範囲 1 2 0 が画定される。具体的には、心腔輪郭 6 2 の端部から所定のマージンをもった範囲をカラードプラ計測範囲 1 2 0 とする。また、左右の弁輪位置 6 0 が含まれるような扇形をカラードプラ計測範囲 1 2 0 としてもよい。カラードプラ計測範囲を自動的に特定することにより、カラードプラ計測範囲を適切な範囲とするとともにユーザの手間を軽減することを可能にしている。

30

【0061】

図 8 は、基準部位に基づいて特定された組織ドプラの計測位置の例を示す図である。図 8 は、計測項目が「左室流入血流及び僧帽弁輪速度」に設定された例である。左室流入血流に対するドプラ計測位置 6 4 a の特定については図 2 の例と同様であるが、図 8 においては、僧帽弁輪速度を計測するための組織ドプラモードのドプラ計測位置 1 3 0 を自動的に特定している。ドプラ計測位置 1 3 0 は、基準部位に基づいて特定される。例えば、図 2 等の例と同様に、断層画像から弁輪位置を抽出し、抽出した弁輪位置をドプラ計測位置 1 3 0 に特定する。図 8 に示されるように、左室流入血流のドプラ波形 6 6 と、ドプラ計測位置 1 3 0 におけるドプラ計測の結果である組織ドプラ波形 1 3 2 と、心電波形 6 8 とが並列に表示される。組織ドプラ計測位置を自動的に特定することにより、組織ドプラ計測位置を適切な位置に特定するとともにユーザの手間を軽減することを可能にしている。

40

【0062】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置の処理の流れを説明する。図 9 は、本実施形態

50

に係る超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャートである。図1を参照しながら、図9のフローチャートについて説明する。

【0063】

ステップS10において、断層画像形成部16は、送受信部12からの信号に基づいて断層画像であるBモード画像を形成する。

【0064】

ステップS12において、断層画像解析部20は画像認識技術を用いて、ステップS10で形成されたBモード画像の断面種類を判別する。画像認識技術としては、例えばパターンマッチング法、部分空間法、Bag of Features法などの既存の画像認識技術を用いることができる。断面の種類としては、心臓の場合、心尖部2腔断面、心尖部3腔断面、心尖部4腔断面、傍胸骨長軸断面、傍胸骨短軸断面等である。

10

【0065】

ステップS14において、ドプラ計測位置特定部22は、ユーザにより設定された計測項目を取得する。計測項目としては、左室流入血流、僧帽弁逆流等である。

【0066】

ステップS16において、ステップS14において取得した計測項目に基づいて、当該計測項目が示す計測対象を計測するのに最も適している時相を特定する。例えば、計測項目が「僧帽弁逆流」である場合は、時相を収縮期に特定する。

【0067】

ステップS18において、断層画像解析部20は、ステップS14で取得した計測項目に基づいて、ステップS16で特定された時相におけるBモード画像からドプラ計測位置を特定するための基準部位を抽出する。

20

【0068】

ステップS20において、制御部26は、カラードプラモードが起動中であるか否かを判定する。

【0069】

ステップS20でカラードプラモードが起動中でないと判定された場合、ステップS22において、ドプラ計測位置特定部22は、ステップS18で抽出した基準部位に基づいてドプラ計測位置を特定する。

【0070】

ステップS16でカラードプラモードが起動中であると判定された場合、ステップS24において、ドプラ計測位置特定部22は、ステップS18で抽出した基準部位に基づいて、ドプラ計測位置の候補となる解析範囲を画定する。

30

【0071】

ステップS26において、ドプラ計測位置特定部22は、ステップS24で画定された解析範囲内において、血流の速度分布に基づいて最も血流速度が高い位置をドプラ計測位置として特定する。

【0072】

ステップS22又はS26でドプラ計測位置が特定されると、ステップS28において、ドプラ波形形成部28は、自動的にドプラ計測を開始する。ドプラ計測の開始前に、表示部32上においてBモード画像はフリーズされる。

40

【0073】

ステップS30において、ドプラ波形形成部28は、ステップS22又はS26において特定されたドプラ計測位置においてドプラ計測を行い、ドプラ波形を生成する。

【0074】

ステップS32において、表示制御部30は、ステップS30において生成されたドプラ波形を表示部32に表示させる。ドプラ波形と同時に、Bモード画像或いはカラードプラ画像、これらの画像上に表示されるドプラ計測位置を示すカーソル、さらには、ドプラ波形と並列して生体信号計測器24が計測した心電波形を並列して表示する。

【0075】

50

上述のように、本実施形態によれば、断層画像上で特定される対象組織における基準部位に基づいてドプラ計測位置を特定することで、ドプラ計測位置を高精度に自動設定することが可能になる。また、血流の速度分布を併せて考慮してドプラ計測位置を特定することで、ドプラ計測位置の精度をさらに向上させている。

【符号の説明】

【0076】

10 プローブ、12 送受信部、14 画像形成部、16 断層画像形成部、18
カラードプラ画像形成部、20 断層画像解析部、22 ドプラ計測位置特定部、24
生体信号計測器、26 制御部、28 ドプラ波形形成部、30 表示制御部、32 表
示部、34 入力部、36 記憶部、50 Bモード画像、52 心臓、54 三尖弁、
56 僧帽弁、60 弁輪位置、62 心腔輪郭、64 a～d ドプラ計測位置、66
ドプラ波形、68 心電波形、80 CFM画像、82 流速分布、84 解析範囲、9
0 順流ドプラ波形、92 逆流ドプラ波形、100 チェックボックス、110 連続
波ドプラモードのドプラ計測位置、112 逆流連続波ドプラ波形、120 カラード
プラ計測範囲、130 組織ドプラモードのドプラ計測位置、132 組織ドプラ波形。

10

【要約】

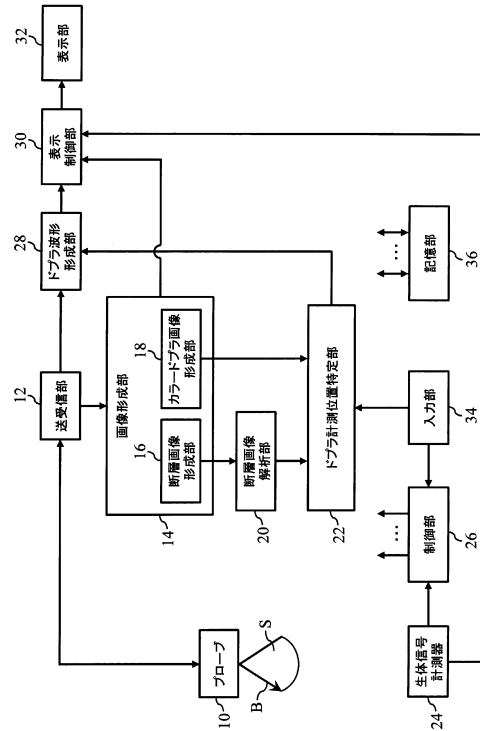
【課題】超音波診断装置において、ドプラ計測位置を高精度に自動特定する。

【解決手段】断層画像形成部16は、対象組織に対して超音波を送受波して得られる受信信号に基づいて、対象組織の断層画像を形成する。断層画像解析部20は、形成された断層画像を画像処理技術により解析し、対象組織における基準部位を抽出する。ドプラ計測位置特定部22は、抽出された基準部位に基づいて、ドプラ計測位置を特定する。ドプラ波形形成部28は、特定されたドプラ計測位置においてドプラ計測を行い、ドプラ波形を形成する。形成された断層画像、特定されたドプラ計測位置を示すカーソル、及び形成されたドプラ波形は表示部32に表示される。ドプラ計測位置の特定に際して更にカラードプラ画像が参照されてもよい。

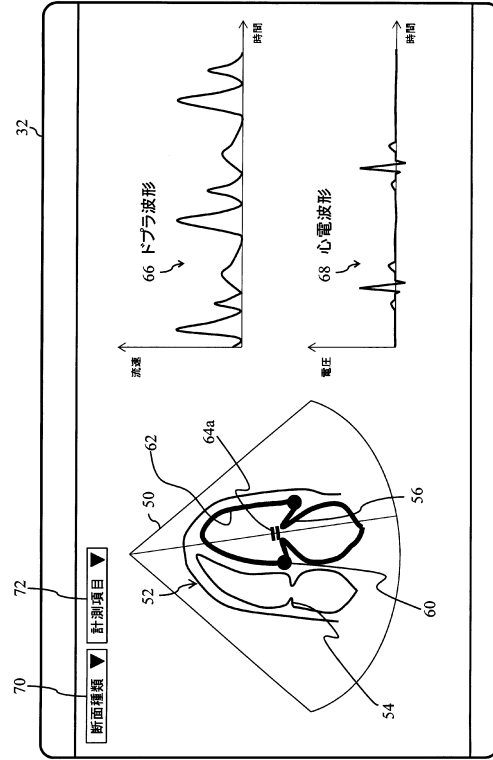
20

【選択図】図1

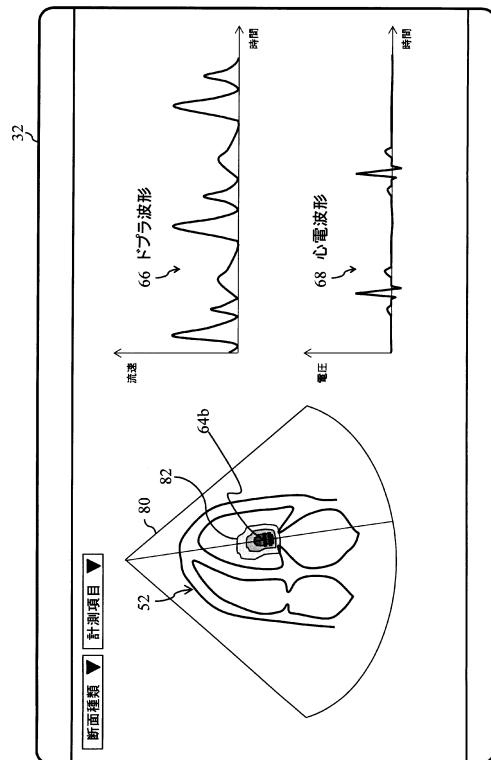
【図 1】



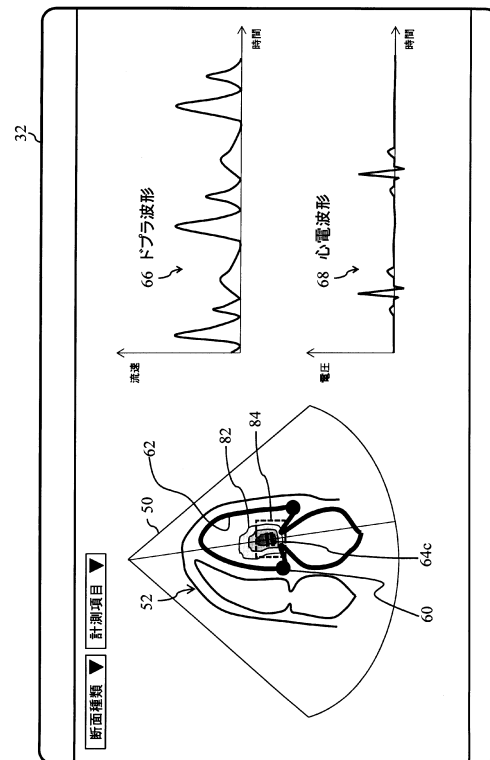
【図 2】



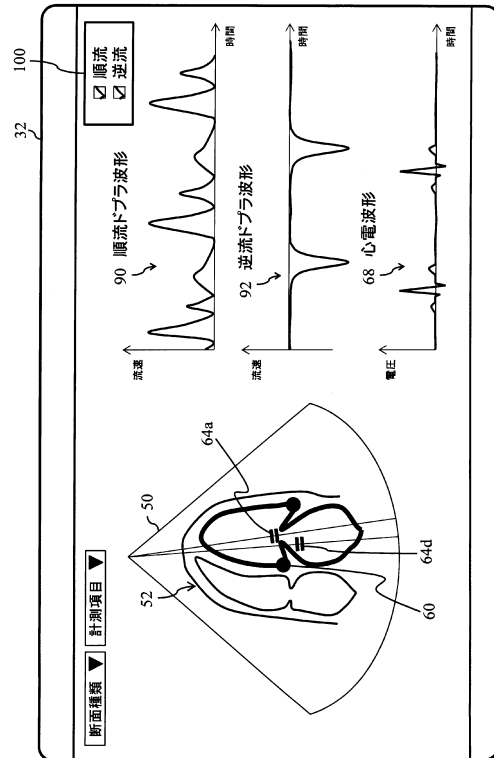
【図 3】



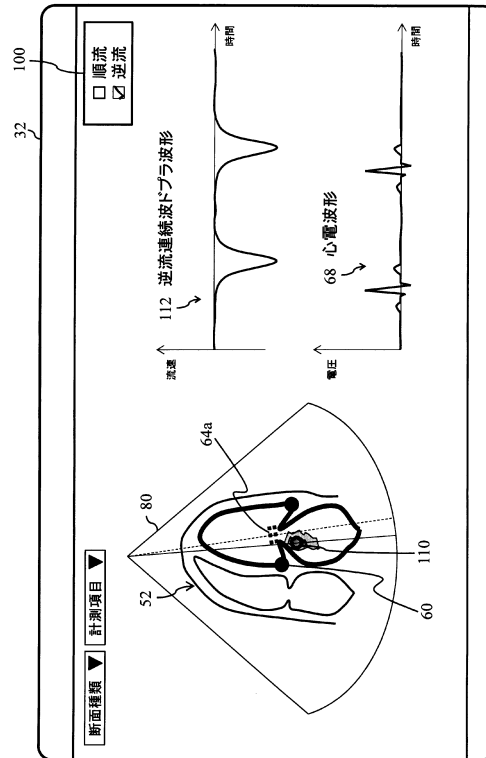
【図 4】



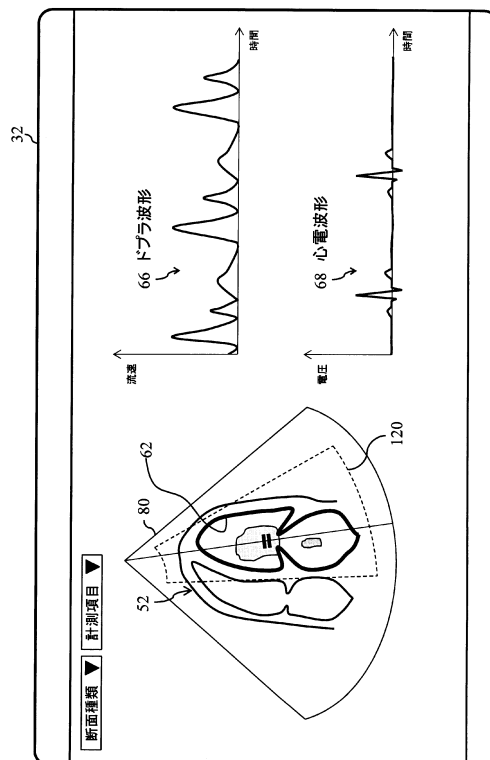
【図 5】



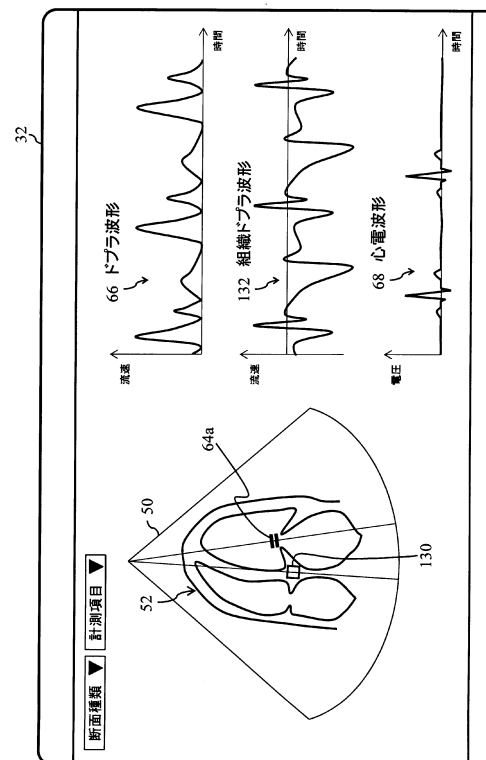
【図 6】



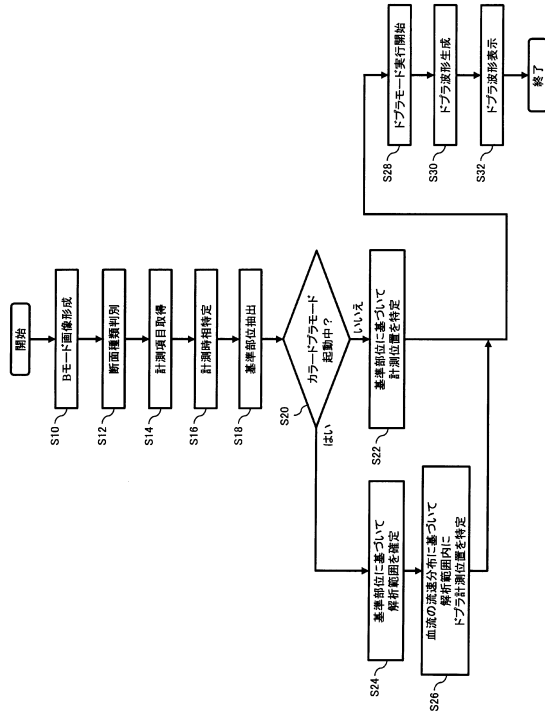
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2011-078626 (JP, A)
特開 2014-018392 (JP, A)
特開 2013-176492 (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		
公开(公告)号	JP5771297B1	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	JP2014033296	申请日	2014-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	長野 智章		
发明人	長野 智章		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB16 4C601/JB17 4C601/JB18 4C601/JB50 4C601/JC09 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2015156960A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声波诊断设备中自动高精度地指定多普勒测量位置。断层图像形成单元16基于通过将超声波发射到目标组织和从目标组织接收超声波而获得的接收信号来形成目标组织的断层图像。断层图像分析单元20通过图像处理技术分析所形成的断层图像，并且提取目标组织中的参考部位。多普勒测量位置指定单元22基于提取的参考部分来指定多普勒测量位置。多普勒波形形成单元28在指定的多普勒测量位置处执行多普勒测量并形成多普勒波形。在显示单元32上显示所形成的断层图像，指示指定的多普勒测量位置的光标以及所形成的多普勒波形。当指定多普勒测量位置时，还可以参考彩色多普勒图像。[选型图]图1

(21) 出願番号	特願2014-33296 (P2014-33296)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成26年2月24日 (2014. 2. 24)		日立アロカメディカル株式会社
審査請求日	平成26年11月5日 (2014. 11. 5)		東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人YK I 国際特許事務所
		(72) 発明者	長野 智章
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立アロカメディカル株式会社内
		審査官	富永 昌彦
最終頁に続く			