

(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2015-131060

(P2015-131060A)

(43) 公開日 平成27年7月23日(2015.7.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-5328 (P2014-5328)
(22) 出願日 平成26年1月15日 (2014.1.15)(71) 出願人 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YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 岡田 孝
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
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 FF03 FF04 GA21
GA30 JC26 JC33 KK12 KK25
KK31

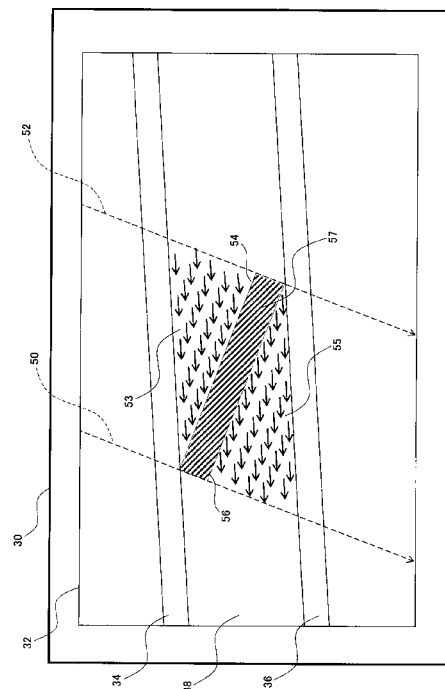
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】血流速度を求めることが困難な領域がある場合に、その領域を適切に表示することを目的とする。

【解決手段】リニア走査面の左端のドブラ計測用超音波ビーム50、リニア走査面の右端のドブラ計測用超音波ビーム52、前壁34および後壁36で囲まれる領域が、超音波ビーム通過領域として求められる。表示画像形成部は、前壁面、積分経路54および右端のドブラ計測用超音波ビームによって囲まれる上側の略三角形の領域を第1の積分領域53として求める。さらに、表示画像形成部は、後壁面、積分経路56、および左端のドブラ計測用超音波ビーム52によって囲まれる下側の略三角形の領域を第2の積分領域55として求める。表示画像形成部は、超音波ビーム通過領域から、第1の積分領域53および第2の積分領域55を取り除いた領域を不確定領域57として求める。不確定領域57は、例えば、ハッチングによって示される。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部を制御して、前記送受信部によって送受信される超音波のビームを走査する制御部と、

前記送受信部で受信された超音波に基づき、断層画像データを生成する断層画像データ生成部と、

前記送受信部で受信された超音波に基づき、各超音波ビーム方向について血流速度の超音波ビーム方向成分を求めるドプラ計測部と、

時間経過と共に生成される複数の断層画像データに基づいて、循環器の壁面の運動速度を求める運動検出部と、

各超音波ビーム方向について求められた前記超音波ビーム方向成分と、前記壁面の運動速度とに基づいて、各超音波ビーム方向に対し、超音波ビームに直交する方向についての血流速度の成分である直交方向成分を求める速度演算部と、

前記複数の断層画像データのうち少なくとも 1 つに基づく断層画像と共に、前記直交方向成分が求められなかった不確定領域を表示部に表示する表示処理部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理部は、

前記超音波ビーム方向成分および前記直交方向成分に基づいて、超音波ビーム走査面における血流速度を前記表示部に表示することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記運動検出部は、

前記複数の断層画像データが示す各断層画像から前記壁面の像を検出する検出部と、

各断層画像から検出された前記壁面の像に基づいて、前記壁面の運動速度を求める演算部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記循環器は血管を含み、

前記制御部は、

前記超音波ビームを前記血管の長手方向に対して垂直でない方向とし、前記超音波ビームを前記血管の長手方向に沿ってリニア走査することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記速度演算部は、

前記壁面の運動速度に基づく値を積分の初期値とし、前記壁面上の位置を積分開始位置として、各超音波ビームに直交する方向に沿った積分を行うことにより前記直交方向成分を求め、

40

前記表示処理部は、

前記超音波ビームが走査された領域のうち、前記壁面上の積分開始位置が定まらず、前記積分の経路が通過しない領域を前記不確定領域として求めることを特徴とする超音波診断装置。

【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、血流速度を計測する装置に関する。

【背景技術】

50

【0002】

ドブラ法によって被検体の血流速度を計測する超音波診断装置が広く用いられている。このような超音波診断装置では、ベクトル量である血流速度を矢印等によって断層画像に重ねて表示することで、血管、心臓等の循環器の診断が行われる。血流速度の超音波ビーム方向の成分はドブラ法によって計測され、超音波ビームに直交する方向の成分（直交方向成分）は演算によって求められる。血流速度の直交方向成分を求める技術としては、特許文献1に記載されているものがある。

【0003】

図8には、特許文献1に先行技術として記載されている速度検出処理が概念的に示されている。この処理は、連続の式から血流速度の直交方向成分 V_{θ} を求めるものである。初めに各超音波ビーム方向について、血流速度の超音波ビーム方向成分 V_r がドブラ法により計測される。そして、超音波ビームに直交する直交経路Cにおいて、直交方向成分 V_{θ} の直交経路方向への変化量が超音波ビーム方向成分 V_r を用いて求められ、さらに、直交経路Cに沿って変化量を積分することで、直交方向成分 V_{θ} が求められる。積分開始位置Pは、心臓、血管等の循環器の壁面W上の位置であり、積分の初期値は、積分開始位置Pの運動速度の直交経路方向成分 V_w である。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-192643号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記の速度検出処理では、直交経路Cにおける積分開始位置Pは循環器の壁面W上の位置とされ、積分の初期値は、積分開始位置Pの運動速度の直交経路方向成分 V_w とされる。積分開始位置Pは断層画像に基づいて求められ、積分の初期値は時間経過と共に順次取得される複数の断層画像に基づいて求められる。

【0006】

しかし、断層画像によっては、積分開始位置Pおよび積分の初期値が得られない場合があり、血流速度の直交方向成分を求めることが困難な場合がある。血流速度を求めることが困難な領域がある場合には、診断の妨げとなることがある。

30

【0007】

本発明は、血流速度を求めることが困難な領域がある場合に、その領域を適切に表示することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部を制御して、前記送受信部によって送受信される超音波のビームを走査する制御部と、前記送受信部で受信された超音波に基づき、断層画像データを生成する断層画像データ生成部と、前記送受信部で受信された超音波に基づき、各超音波ビーム方向について血流速度の超音波ビーム方向成分を求めるドブラ計測部と、時間経過と共に生成される複数の断層画像データに基づいて、循環器の壁面の運動速度を求める運動検出部と、各超音波ビーム方向について求められた前記超音波ビーム方向成分と、前記壁面の運動速度とに基づいて、各超音波ビーム方向に対し、超音波ビームに直交する方向についての血流速度の成分である直交方向成分を求める速度演算部と、前記複数の断層画像データのうち少なくとも1つに基づく断層画像と共に、前記直交方向成分が求められなかった不確定領域を表示部に表示する表示処理部と、を備えることを特徴とする。

40

【0009】

本発明における送受信部は、例えば、プローブ、およびプローブに送信信号を出力し、プローブから受信信号を取得する送受信回路を備えるものとする。本発明によれば、血流

50

速度の直交方向成分が求められなかった不確定領域が表示される。これによって、循環器の診断が容易となる。不確定領域は、断層画像に重ねて表示してもよい。この場合、断層画像および不確定領域が重なる領域は、一方が他方を透過するように表示してもよい。

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記表示処理部は、前記超音波ビーム方向成分および前記直交方向成分に基づいて、超音波ビーム走査面における血流速度を前記表示部に表示する。

【0011】

本発明によれば、超音波ビーム方向成分および直交方向成分を含むベクトル量として、血流速度が表示される。直交方向成分が求められなかった領域は、不確定領域として表示されるため、循環器の診断における誤認を低減できる。

10

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記運動検出部は、前記複数の断層画像データが示す各断層画像から前記壁面の像を検出する検出部と、各断層画像から検出された前記壁面の像に基づいて、前記壁面の運動速度を求める演算部と、を備える。

【0013】

本発明によれば、循環器の壁面を検出する技術を用いて、壁面の運動速度が求められる。これによって、例えば、循環器の壁面を検出して断層画像と重ねて表示する処理と共に、血流速度の直交方向成分を求める処理を実行することができる。

【0014】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記循環器は血管を含み、前記制御部は、前記超音波ビームを前記血管の長手方向に対して垂直でない方向とし、前記超音波ビームを前記血管の長手方向に沿ってリニア走査する。

20

【0015】

本発明によれば、超音波ビームがリニア走査される。これによって、直交座標系において確立された演算方法を用いたデータ処理が可能となる。

【0016】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記速度演算部は、前記壁面の運動速度に基づく値を積分の初期値とし、前記壁面上の位置を積分開始位置として、各超音波ビームに直交する方向に沿った積分を行うことにより前記直交方向成分を求め、前記表示処理部は、前記超音波ビームが走査された領域のうち、前記壁面上の積分開始位置が定まらず、前記積分の経路が通過しない領域を前記不確定領域として求める。

30

【0017】

本発明によれば、血流速度の直交方向成分を求めるための演算と共に、不確定領域が求められる。これによって、不確定領域を求める処理が簡単となる。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、血流速度を求めることが困難な領域がある場合に、その領域を適切に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0019】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】断層画像と血流速度ビーム方向成分との関係を概念的に示す図である。

【図3】質量保存則に基づく積分における処理を概念的に示す図である。

【図4】表示部に表示される画像の例を示す図である。

【図5】積分の初期値として補助定数が設定される位置を概念的に示す図である。

【図6】セクタ走査による断層画像およびドプラ計測用超音波ビームを概念的に示す図である。

【図7】表示部に表示される画像の例を示す図である。

【図8】先行技術に係る速度検出処理を概念的に示す図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0020】

図1には、本発明の実施形態に係る超音波診断装置が示されている。超音波診断装置は、被検体に対して送受信される超音波のビームを走査し、受信された超音波に基づいて断層画像を表示すると共に、被検体の血管内の血流速度を計測して表示する。血流速度は、方向および大きさを有するベクトル量であり、矢印等の図形や、色および輝度の組み合わせ、または2つの成分値によって表示される。

【0021】

計測において、プローブ10は被検体の表面に接触した状態とされる。プローブ10は、複数の超音波振動子を備える。送受信回路12は、制御部14による制御に基づいてプローブ10の各超音波振動子に送信信号を送信する。これによって、プローブ10からは超音波が送信される。被検体内で反射した超音波がプローブ10の各超音波振動子で受信されると、各超音波振動子は、電気信号を送受信回路12に出力する。送受信回路12は、各超音波振動子から出力された電気信号に対してレベル調整等を行うと共に整相加算を行う。

【0022】

超音波診断装置は、次のようなBモード計測によって断層画像を表示する。送受信回路12は、制御部14による制御に従い、プローブ10において送信超音波ビームを形成し、その送信超音波ビームを被検体に対して走査する。また、送受信回路12は、制御部14による制御に従い、プローブ10の各超音波振動子から出力された電気信号を整相加算して受信信号を生成し、断層画像データ生成部16に出力する。これによって、送受信回路12において受信超音波ビームが形成され、その受信超音波ビームに応じた受信信号が、送受信回路12から断層画像データ生成部16に出力される。

【0023】

断層画像データ生成部16は、各超音波ビーム方向に対して得られた受信信号に基づいて断層画像データを生成し、表示処理部20に出力する。表示処理部20は、断層画像データに基づく断層画像を表示部30に表示する。

【0024】

超音波診断装置は、次のようなドブラ計測によって血流速度を求め、断層画像に重ねて血流速度を表示部30に表示する。Bモード計測用の超音波の送受信と、ドブラ計測用の超音波の送受信とは時分割で行われ、Bモード計測およびドブラ計測は時分割で行われる。

【0025】

送受信回路12は、制御部14による制御に従い、プローブ10において送信超音波ビームを形成し、その送信超音波ビームを被検体に対して走査する。また、送受信回路12は、制御部14による制御に従い、プローブ10の各超音波振動子から出力された電気信号を整相加算して受信信号を生成し、ドブラ計測部18に出力する。これによって、送受信回路12において受信超音波ビームが形成され、その受信超音波ビームに応じた受信信号が、ドブラ計測用の受信信号として送受信回路12からドブラ計測部18に出力される。ドブラ計測部18は、各超音波ビーム方向に対して得られた受信信号のドブラシフト周波数を解析し、各超音波ビーム上の各位置における血流速度の超音波ビーム方向成分（以下、血流速度ビーム方向成分とする。）を求める。ドブラ計測部18は、血流速度ビーム方向成分が求められた各位置の座標値と共に、血流速度ビーム方向成分を表示処理部20に出力する。

【0026】

図2には、断層画像32と血流速度ビーム方向成分40との関係が概念的に示されている。この例では、プローブ10によって形成される超音波ビーム42が、x軸正方向に対して角度φだけ傾けられ、y軸方向に超音波ビーム42がリニア走査されている。断層画像32には、血管の前壁34および後壁36の像が現れている。前壁34および後壁36に挟まれた領域は血管内腔38である。超音波ビームは血管の長手方向に対して垂直でな

10

20

30

40

50

い方向とされ、血管の長手方向に沿ってリニア走査される。図 2 には、ドブラ計測によって求められた各血流速度ビーム方向成分 40 が、矢印によって概念的に示されている。

【0027】

図 1 のドブラ計測部 18 は、血流速度ビーム方向成分を求めるものの、超音波ビームに直交する方向の成分を求めることはできない。そこで、表示処理部 20 は、以下に説明する質量保存則に基づく積分によって、断層画像データ生成部 16 から時間経過と共に順次出力される複数の断層画像データと、各位置における血流速度ビーム方向成分とに基づいて、血流速度の超音波ビームに直交する方向の成分（以下、直交方向成分とする。）を求める。

【0028】

図 3 には、質量保存則に基づく積分における処理が概念的に示されている。質量保存則に基づく積分においては、超音波ビーム方向に α 軸、超音波ビームに直交する方向に β 軸が定められる。図 3 に示される例では、超音波ビーム方向が x 軸方向（縦方向）に対し角度 φ だけ傾けられている。

【0029】

直交方向成分 V_β は、血流速度ビーム方向成分 V_α の α 軸方向の変化量（ $\partial V_\alpha / \partial \alpha$ ）を、 β 軸方向に積分することで求められる。すなわち、点 Q における直交方向成分 $V_\beta(Q)$ は次の（数 1）によって表される。

【0030】

【数 1】

$$V_\beta(Q) = - \int_P^Q \frac{\partial V_\alpha}{\partial \alpha} d\beta + V_\beta(P)$$

【0031】

ここで、積分開始位置 P は、関心領域 44 内における前壁面上または後壁面上の位置である。前壁面上の位置を積分開始位置とすることが可能な場合には、前壁面上の点を積分開始位置 P とし、後壁面上の位置を積分開始位置とすることが可能な場合には、後壁面上の点を積分開始位置 P とすればよい。（数 1）の右辺は、偏微分および積分で表されているが、実際の演算は、積分経路上の各位置における V_α の差分を加算合計することで行われる。

【0032】

例えば、図 3 の点 Q1 における直交方向成分 $V_\beta(Q1)$ は、後壁面上の位置 P1 を積分開始位置とし、点 Q1 に至る β 軸方向の積分経路 46 に沿って、血流速度ビーム方向成分 V_α の α 軸方向の変化量を積分することで求められる。また、点 Q2 における直交方向成分 $V_\beta(Q2)$ は、前壁面上の位置 P2 を積分開始位置とし、点 Q2 に至る β 軸方向の積分経路 48 に沿って、血流速度ビーム方向成分 V_α の α 軸方向の変化量を積分することで求められる。

【0033】

図 1 の表示処理部 20 がこれらの積分値を求めるに際しては、積分開始位置 P における運動速度の β 軸方向成分 $V_\beta(P)$ が積分の初期値として必要である。そこで、表示処理部 20 は、断層画像データ生成部 16 から時間経過と共に順次出力される複数の断層画像データに基づいて、積分開始位置 P の運動速度の β 軸方向成分を積分の初期値として求める。そして、求められた積分の初期値を用いて質量保存則に基づく積分を行い、血管内腔 38 における各位置 Q における直交方向成分 $V_\beta(Q)$ を求める。

【0034】

表示処理部 20 が、質量保存則に基づく積分に基づいて血流速度を求め、断層画像と共に血流速度を表示部 30 に図形表示する具体的な処理について説明する。この処理の前提として、制御部 14、送受信回路 12、プローブ 10、および断層画像データ生成部 16

10

20

30

40

50

は、Bモード計測によって断層画像データを生成する処理を繰り返し実行するものとする。これによって、断層画像データ生成部16は、時間経過と共に複数の断層画像データを表示処理部20に順次出力する。

【0035】

表示処理部20は、断層画像データ生成部16から順次出力される断層画像データに基づいて、断層画像を動画として表示部30に表示する。また、表示処理部20は、1つの断層画像データに基づいて、断層画像を静止画として表示部30に表示してもよい。

【0036】

血管領域設定部28は、トラックボール、マウス等のユーザインターフェースを備える。血管領域設定部28は、表示部30に表示された断層画像を参照したユーザの操作に基づいて、表示部30に表示された断層画像上に血流速度を求める関心領域を設定する。

10

【0037】

運動検出部22は、複数の断層画像データが示す各断層画像から血管壁面の像を検出する検出部、および、各断層画像から検出された血管壁面の像に基づいて、血管壁面の運動速度を求める演算部を有する。すなわち、運動検出部22は、断層画像データに基づいて、断層画像上の関心領域における血管壁面の像を検出し、検出された血管壁面の像に積分開始位置を設定する。そして、過去に遡った複数画像分の複数の断層画像データ、例えば、時間を前後して生成された2つの断層画像データに基づいて、積分開始位置の運動速度の β 軸方向成分を積分の初期値として求める。速度演算部24は、求められた積分の初期値を用いて質量保存則に基づく積分を行い、積分経路上の各位置における直交方向成分を

20

【0038】

運動検出部22は、前壁面および後壁面のそれぞれに沿って複数の積分開始位置を設定し、速度演算部24は、各積分開始位置から質量保存則に基づく積分を行う。これによって、血管内腔の各位置における直交方向成分が求められる。前壁面に設定された積分開始位置に対する質量保存則に基づく積分、および、後壁面に設定された積分開始位置に対する質量保存則に基づく積分によって、2つの直交方向成分が重複して求められる位置が生じ得る。このような位置については、特許文献1に記載されているように、2つの直交方向成分を重み付け加算して、1つの直交方向成分を求めてもよい。

【0039】

30

このような処理によって、血管内腔の各位置に対し、血流速度ベクトル方向成分および直交方向成分によって表される血流速度が求められる。表示画像形成部26は、血管内腔の各位置における血流速度を図形表示する血流速度データを生成し、断層画像に血流速度を示す図形を重ねた画像を表示部30に表示する。

【0040】

制御部14は、送受信回路12を制御して、ドブラ計測用の超音波ビームを繰り返しリニア走査する。これに伴い、運動検出部22および速度演算部24は、血管内腔の各位置における血流速度をリニア走査ごとに順次求める。表示画像形成部26は、血流速度データを順次生成し、断層画像に血流速度を示す図形を重ねた画像を表示部30に順次表示する。これによって、血管の運動と共に血流速度が表示部30に表示される。

40

【0041】

上記のように運動検出部22は、血管壁面の像を検出する。表示画像形成部26は、運動検出部22の処理結果に基づいて、断層画像に血管壁面の像を線で示す等、血管壁面の像を強調して表示する処理を実行してもよい。

【0042】

なお、ドブラ計測用の超音波ビームが通過しなかった領域については、血流速度は求められない。そのため、このような領域に血流速度は表示されない。また、ドブラ計測用の超音波ビームが通過した領域であっても、質量保存則に基づく積分の積分開始位置が定まらず、積分経路が通過しなかった領域については、直交方向成分が求められない。そこで、表示画像形成部26は、積分開始位置が定まらず、積分経路が通過しなかった領域を不

50

確定領域として求め、不確定領域を表示部 30 に表示する。

【0043】

表示画像形成部 26 が不確定領域を求める処理について説明する。上述のように、ドプラ計測部 18 からは、血流速度ビーム方向成分が求められた各位置の座標値が出力されており、表示画像形成部 26 は、各位置の座標値に基づいて、超音波ビーム通過領域を求める。

【0044】

次に表示画像形成部 26 は、質量保存則に基づく積分の積分経路が通過した積分領域を求める。この処理は、速度演算部 24 から各積分経路を表す情報を取得することで行われる。表示画像形成部 26 は、超音波ビーム通過領域から積分領域を取り除いた領域を不確定領域として求める。

10

【0045】

図 4 には、表示部 30 に表示される画像が例示されている。この例では、リニア走査面の左端のドプラ計測用超音波ビーム 50、リニア走査面の右端のドプラ計測用超音波ビーム 52、前壁 34 および後壁 36 で囲まれる領域が、超音波ビーム通過領域として求められる。

【0046】

また、表示画像形成部 26 は、前壁面、積分経路 54 および右端のドプラ計測用超音波ビーム 52 によって囲まれる上側の略三角形の領域を第 1 の積分領域 53 として求める。ここで、積分経路 54 は、左端のドプラ計測用超音波ビーム 50 と前壁面との交点を通る積分経路である。さらに、表示画像形成部 26 は、後壁面、積分経路 56、および左端のドプラ計測用超音波ビーム 50 によって囲まれる下側の略三角形の領域を第 2 の積分領域 55 として求める。ここで、積分経路 56 は、右端のドプラ計測用超音波ビーム 52 と後壁面との交点を通る積分経路である。

20

【0047】

表示画像形成部 26 は、超音波ビーム通過領域から、第 1 の積分領域 53 および第 2 の積分領域 55 を取り除いた領域を不確定領域 57 として求める。図 4 には、不確定領域 57 が、ハッチングによって示されている。

【0048】

表示画像形成部 26 は、第 1 の積分領域 53 および第 2 の積分領域 55 に、血流速度を断像画像に重ねて表示部 30 に図形表示する。表示画像形成部 26 は、不確定領域 57 には血流速度を表示しない。

30

【0049】

なお、両端のドプラ計測用超音波ビームの間隔が十分に広い場合や、血管の延伸方向と各ドプラ計測用超音波ビームの方向とがなす角度が十分小さい場合には、不確定領域は生じず、不確定領域は表示部 30 に表示されない。ここでは、右端および左端のドプラ計測用超音波ビームを表示部 30 に表示しているが、これらのドプラ計測用超音波ビームは表示部 30 に表示されなくてもよい。

【0050】

このような処理によれば、血流速度の直交方向成分が求められない不確定領域が表示部 30 に明確に表示される。これによって、循環器の診断が容易となる。

40

【0051】

次に、質量保存則に基づく積分の応用例について説明する。上記の質量保存則に基づく積分では、超音波ビーム通過領域のうち、不確定領域については直交方向成分を求めないものとした。本応用例は、予め設定された補助定数を積分の初期値として用いることで、不確定領域について直交方向成分を求めるものである。

【0052】

図 5 には、積分の初期値として補助定数が設定される位置が、線分 AB によって概念的に表されている。線分 AB は、右端のドプラ計測用超音波ビーム 52 のうち、不確定領域 57 を仕切る部分に対応する。運動検出部 22 は、線分 AB に沿って複数の積分開始位置

50

を設定し、各積分開始位置に積分の初期値として補助定数を設定する。各補助定数には、例えば、ユーザの操作によって適切な値が設定される。また、第1の積分領域53または第2の積分領域55で求められた血流速度の平均値、中央値等の統計値に基づいて各補助定数が設定されてもよい。速度演算部24は、線分AB上の各積分開始位置に対して、 β 軸方向の経路に沿って質量保存則に基づく積分を行い、各積分経路上の各位置における直交方向成分を求める。

【0053】

このような処理によって、不確定領域57の各位置に対し、血流速度ビーム方向成分および直交方向成分によって表される血流速度が求められる。表示画像形成部26は、不確定領域57の各位置における血流速度を図形表示する血流速度データを生成し、断層画像に血流速度を示す図形を重ねた画像を表示部30に表示する。

10

【0054】

図5には、不確定領域57に対して求められた血流速度が矢印によって示されている。表示画像形成部26は、血流速度を示す矢印が透過して見えるように、不確定領域57のハッチングを表示してもよい。

【0055】

このような処理によれば、補助定数を用いることで、不確定領域について直交方向成分を求め、血流速度を求めることができる。さらに、血流速度を求めることが困難である不確定領域を、ユーザに明示することができる。

【0056】

次に、超音波ビームをセクタ走査する実施形態について説明する。超音波診断装置の構成は、リニア走査を行う場合の構成と同様であるため、ここでは図1を援用する。セクタ走査は、超音波ビームを揺動させて、超音波ビーム方向を変化させるものである。制御部14は、送受信回路12を制御して、プローブ10においてBモード計測用超音波ビームおよびドプラ計測用超音波ビームを時分割で形成し、各超音波ビームを被検体に対してセクタ走査する。

20

【0057】

断層画像データ生成部16は、セクタ走査に応じて送受信回路12から出力された受信信号に基づいて断層画像データを生成し、表示処理部20に出力する。ドプラ計測部18は、セクタ走査に応じて送受信回路12から出力された受信信号に基づいて、各超音波ビーム上の各位置での血流速度ビーム方向成分を求め、表示処理部20に出力する。

30

【0058】

図6には、セクタ走査による断層画像58およびドプラ計測用超音波ビーム59が概念的に示されている。この断層画像58は、心臓の左心房60および左心室62を示している。左心室62のうち破線で示された部分は、測定条件が良好でないことによって像が得られなかった部分である。図6においては、超音波ビーム方向が r 軸方向とされ、超音波ビームに直交する方向が θ 軸方向とされている。

【0059】

ドプラ計測用超音波ビーム59は、セクタ走査によって送受信点Oを中心に揺動する。ドプラ計測部18においては、各方位における超音波ビーム59上の各位置での血流速度ビーム方向成分 V_r (r 軸方向成分)が求められる。

40

【0060】

超音波ビーム59上の各位置での直交方向成分 V_θ (θ 軸方向成分)は、質量保存則に基づく積分によって求められる。運動検出部22は、断層画像データに基づいて、左心房60の壁面および左心室62の壁面に沿って複数の積分開始位置を設定する。そして、過去に遡った複数の画像分の複数の断層画像データ、例えば、時間を前後して生成された2つの断層画像データに基づいて、断層画像58上に設定された積分開始位置の運動速度の θ 軸方向成分を積分の初期値として求める。図6の点Pは、複数の積分開始位置のうちの1つを示している。

【0061】

50

速度演算部 24 は、積分開始位置 P に対して θ 軸方向に質量保存則に基づく積分を行い、積分経路上の点 Q における直交方向成分 $V_{\theta}(Q)$ を求める。具体的には、点 Q における直交方向成分 $V_{\theta}(Q)$ は次の (数 2) によって表される。

【0062】

【数 2】

$$V_{\theta}(Q) = - \int_P^Q \left(V_r + r \frac{\partial V_r}{\partial r} \right) d\theta + V_{\theta}(P)$$

10

【0063】

この質量保存則に基づく積分の初期値 $V_{\theta}(P)$ は、積分開始位置 P の運動速度の θ 軸方向成分であり、上述のように、運動検出部 22 によって求められる。(数 2) の右辺は、偏微分および積分で表されているが、実際の演算は、積分経路上の各位置における $(r \cdot V_r)$ の差分を加算合計することで行われる。

【0064】

このような処理によって、左心房 60 および左心室 62 の各位置に対し、血流速度が求められる。表示画像形成部 26 は、左心房 60 および左心室 62 の各位置における血流速度を矢印等の図形で表示する血流速度データを生成し、断層画像に血流速度を示す図形を重ねた画像を表示部 30 に表示する。

20

【0065】

上述のリニア走査を行う実施形態と同様の処理によって、表示画像形成部 26 は、不確定領域 66 を表示部 30 に表示する。図 6 の例では、不確定領域 66 がハッチングによって示されている。不確定領域 66 は、断層画像 58 において左心室 62 の左右の内壁面の像が得られなかったために、質量保存則に基づく積分が行われなかった領域である。

【0066】

なお、セクタ走査を行う本実施形態においても、リニア走査を行う実施形態と同様、積分の初期値として補助定数を設定することで、不確定領域 66 における直交方向成分を求めてもよい。

【0067】

30

図 7 には、表示部 30 に表示される画像の例が示されている。表示部 30 には、左心房 60 および左心室 62 の像が表示されている。左心房 60 および左心室 62 には、血流速度が色彩 68 によって示されている。色彩 68 は、例えば、プローブから遠ざかる方向を青、プローブに近づく方向を赤、その他の方向を中間色とする。また、血流速度の大きさが大きい程、色彩 68 を表示する際の輝度を大きくしてもよい。不確定領域 66 はハッチングによって示されている。

【0068】

本発明に係る超音波診断装置によれば、血流速度が完全に求められない不確定領域が表示部に明示される。これによって、循環器の診断における誤認を低減できる。

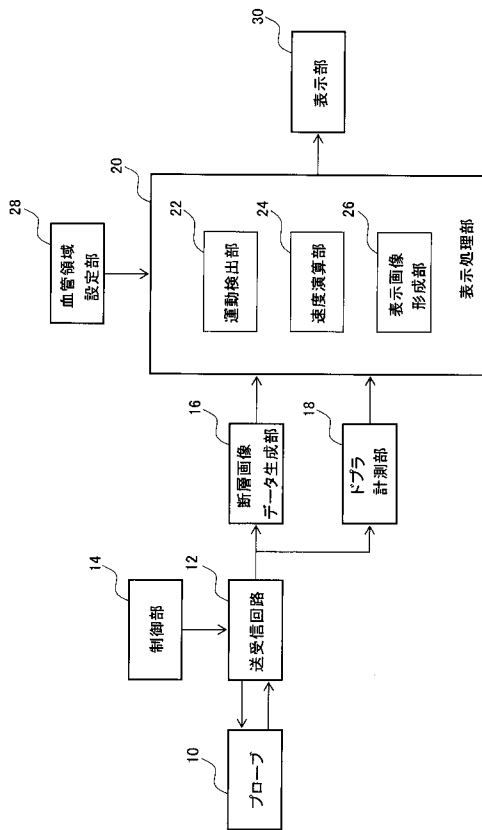
【符号の説明】

40

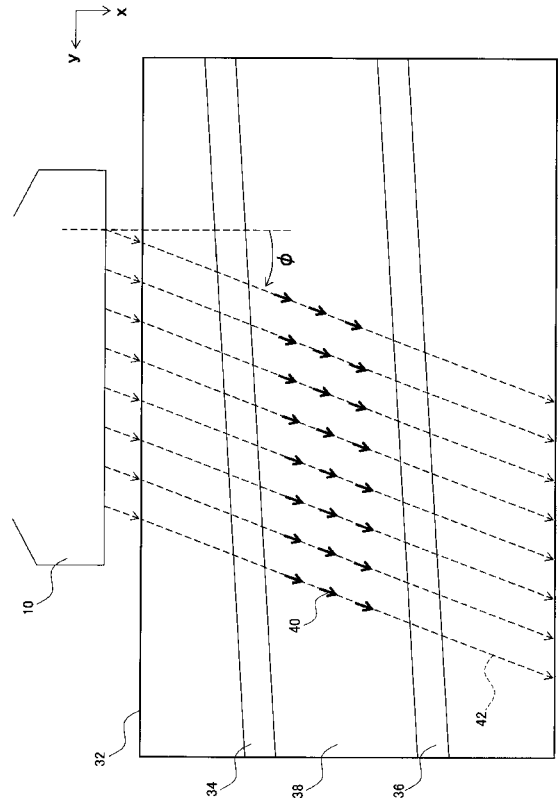
【0069】

10 プローブ、12 送受信回路、14 制御部、16 断層画像データ生成部、18 ドプラ計測部、20 表示処理部、22 運動検出部、24 速度演算部、26 表示画像形成部、28 血管領域設定部、30 表示部、32, 58 断層画像、34 前壁、36 後壁、38 血管内腔、40 血流速度ビーム方向成分、42, 50, 52 超音波ビーム、44 関心領域、46, 48, 54, 56, 64 積分経路、53 第 1 の積分領域、55 第 2 の積分領域、57, 66 不確定領域、60 左心房、62 左心室。

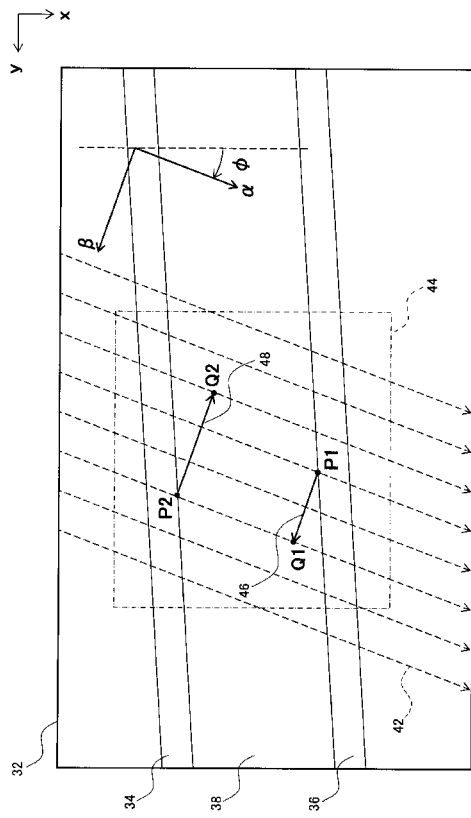
【 図 1 】



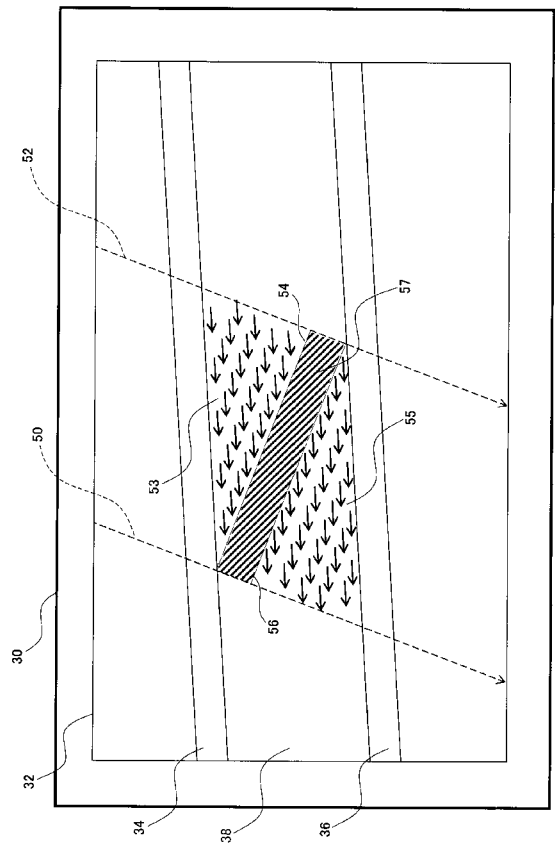
【 図 2 】



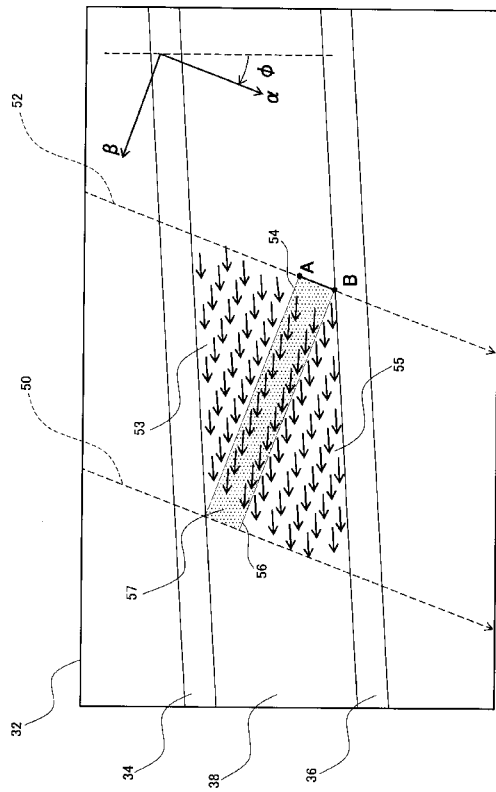
【 図 3 】



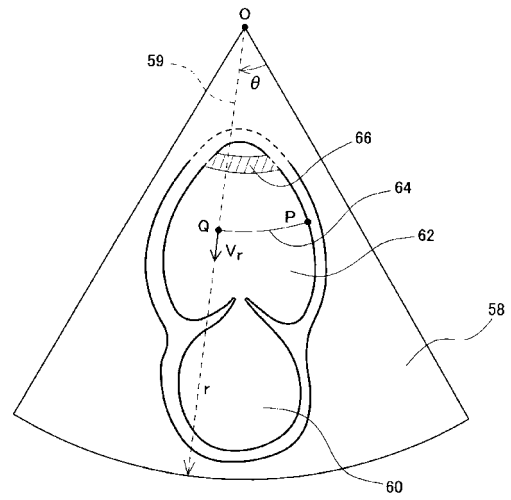
【 図 4 】



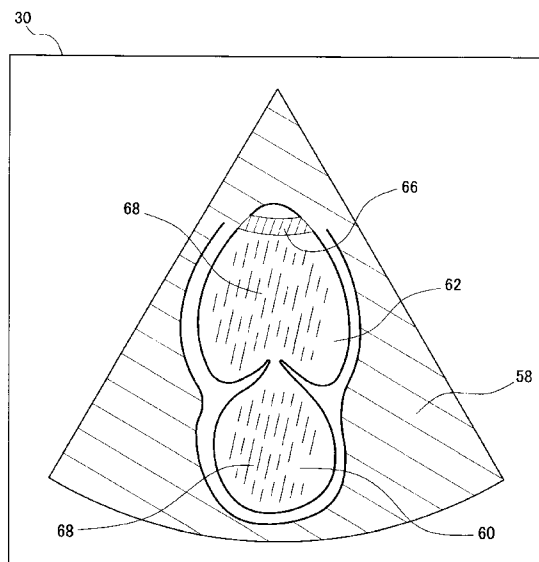
【図 5】



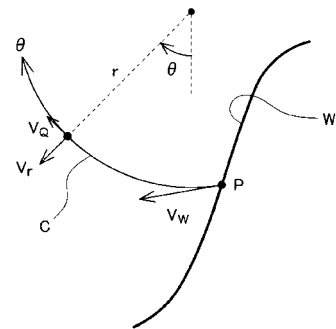
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015131060A	公开(公告)日	2015-07-23
申请号	JP2014005328	申请日	2014-01-15
[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		
[标]发明人	岡田孝		
发明人	岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF04 4C601/GA21 4C601/GA30 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-5328 (P2014-5328) 平成26年1月15日 (2014.1.15)	(71) 出願人 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YK I 国際特許事務所 (72) 発明者 岡田 孝 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 Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 FF03 FF04 GA21 GA30 JC26 JC33 KK12 KK25 KK31
-------	-----------------------	--	--

解决的问题：适当显示难以获得血流速度的区域。 解决方案：在线性扫描平面的左端用于多普勒测量的超声波束50，在线性扫描平面的右端用于多普勒测量的超声波束52，被前壁34和后壁36包围的区域是超声束通过区域。是必需的。显示图像形成单元获得由前壁表面，积分路径54和最右边的多普勒测量超声波束包围的上三角区域作为第一积分区域53。此外，显示图像形成单元获得由后壁表面，积分路径56和最左侧的多普勒测量超声波束52围绕的下部大致三角形区域作为第二积分区域55。显示图像形成单元获得通过从超声束通过区域去除第一积分区域53和第二积分区域55作为不确定区域57而获得的区域。不确定区域57例如由阴影线表示。[选择图]图4