

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4230904号
(P4230904)

(45) 発行日 平成21年2月25日(2009.2.25)

(24) 登録日 平成20年12月12日(2008.12.12)

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

請求項の数 4 (全 10 頁)

| | |
|---|--|
| <p>(21) 出願番号 特願2003-434645 (P2003-434645) (22) 出願日 平成15年12月26日(2003.12.26) (65) 公開番号 特開2005-185763 (P2005-185763A) (43) 公開日 平成17年7月14日(2005.7.14) 審査請求日 平成17年9月12日(2005.9.12)</p> | <p>(73) 特許権者 390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 100075258 弁理士 吉田 研二 (74) 代理人 100096976 弁理士 石田 純 (72) 発明者 本川 勝史 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内 審査官 川上 則明</p> |
|---|--|

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】

血流に対して超音波を送受波する送受波部と、
 前記送受波部を制御して、偏向角度が互いに対称関係にある2本の角度計測ビームを形成する送受制御部と、
 前記2本の角度計測ビームによって取得されるドプラ情報に基づいて、各角度計測ビーム方向における前記血流の速度成分を演算する速度成分演算部と、
 前記各角度計測ビーム方向の速度成分を利用して、前記血流の血流角度を演算する血流角度演算部と、
 を有し、
 前記送受制御部は、前記演算された血流角度に基づいて、前記血流に対してより小さい角度で交差する速度計測ビームを形成し、
前記速度計測ビームは、前記2本の角度計測ビームの中から選択される、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

血流に対して超音波を送受波する送受波部と、
 前記送受波部を制御して、偏向角度が互いに対称関係にある2本の角度計測ビームを形成する送受制御部と、
 前記2本の角度計測ビームによって取得されるドプラ情報に基づいて、各角度計測ビーム方向における前記血流の速度成分を演算する速度成分演算部と、

前記各角度計測ビーム方向の速度成分を利用して、前記血流の血流角度を演算する血流角度演算部と、

血流速度を演算する血流速度演算部と、

を有し、

前記送受制御部は、血流の速度成分の計測値がより大きい速度計測ビームを形成し、

前記速度計測ビームは、前記2本の角度計測ビームの中から選択され、

前記血流速度演算部は、前記速度計測ビームを利用して得られる血流の速度成分、前記速度計測ビームの偏向角度、および、前記演算された血流角度に基づいて血流速度を演算する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項3】

請求項1または2に記載の超音波診断装置において、

前記送受制御部は、各振動素子ごとの遅延時間データを含むフォーカステーブルを利用して、前記2本の角度計測ビームを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項1または2に記載の超音波診断装置において、

前記送受制御部は、開口内における各振動素子ごとの遅延時間データであって各偏向角度ごとの遅延時間データを含むフォーカステーブルを利用して、開口位置を制御することにより、所定の偏向角度で計測ポイントを通る前記2本の角度計測ビームを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【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、特に超音波の送受波により血流速度を演算する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ドプラ法により血流速度を計測する超音波診断装置においてドプラ情報から直接計測できる速度情報は、ドプラ計測用ビーム方向の血流速度情報である。つまり、血流方向に対して、斜めに交差するドプラ計測用ビーム方向の血流速度成分が計測される。従って、血流方向の血流速度を計測するためには、ドプラ計測用ビームと血流との交差角度を利用して、ビーム方向の血流速度成分から血流方向の真の血流速度を導出することが望ましい。ドプラ計測用ビームと血流との交差角度を求める際、ディスプレイに表示される断層画像上において、ユーザが交差角度を設定する手法が知られている。しかし、この手法ではユーザによる繁雑な操作が必要となる。

30

【0003】

ユーザによる交差角度の設定操作を回避するために、2本のドプラ計測用ビームを利用して血流方向の真の血流速度を演算する手法も存在する（例えば、特許文献1など）。この手法では、2本のドプラ計測用ビームの各々の方向における血流速度成分と2本のドプラ計測用ビーム間の角度から、真の血流速度が演算される。

40

【0004】

【特許文献1】特開平4-92649号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一方、ドプラ法により血流速度を計測する超音波診断装置において、血管のBモード画像と血流速度結果を反映させたドプラ波形とを同時表示する手法が知られている。この場合、Bモード画像を形成するための超音波ビームの送受波と血流速度を計測するための超音波ビームの送受波とを時分割で行う、いわゆる時分割スキャンが実行される。

50

【0006】

ところが、特許文献1のようにドプラ計測用ビームを2本用いる場合、時分割スキャンにおいて血流速度を計測する際にビーム2本分の送受波時間が必要となる。このため、ビーム1本で血流速度を計測する場合に比べて、速度計測用のビーム1本分のスキャン時間を短くする、あるいは、Bモード画像用のスキャン時間を短くするなどの犠牲が強いられる。

【0007】

そこで本発明は、血流速度を演算する改良された超音波診断装置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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、血流に対して超音波を送受波する送受波部と、前記送受波部を制御して、互いに異なる偏向角度による少なくとも2本の角度計測ビームを形成する送受制御部と、前記少なくとも2本の角度計測ビームによって取得されるドプラ情報に基づいて、各角度計測ビーム方向における前記血流の速度成分を演算する速度成分演算部と、前記各角度計測ビーム方向の速度成分を利用して、前記血流の血流角度を演算する血流角度演算部と、を有し、前記送受制御部は、前記演算された血流角度に基づいて、前記血流に対してより小さい角度で交差する速度計測ビームを形成する、ことを特徴とする。

【0009】

この構成によれば、速度計測ビームが血流に対してより小さい角度で交差するため、比較的大きな速度成分を取得することができ、より高い精度で速度成分の計測が可能になる。しかも、血流角度が演算されているため、1本の速度計測ビームに関する速度成分から血流方向の真の血流速度を求めることが可能になる。なお、速度計測ビームは、血流の速度成分の計測値がより大きいビームとして形成されてもよい。

【0010】

望ましくは、前記送受制御部は、各振動素子ごとの遅延時間データを含むフォーカステーブルを利用して、前記少なくとも2本の角度計測ビームを形成することを特徴とする。なお、速度計測ビームを形成する際にフォーカステーブルを利用してもよい。望ましくは、前記送受制御部は、開口内における各振動素子ごとの遅延時間データであって各偏向角度ごとの遅延時間データを含むフォーカステーブルを利用して、開口位置を制御することにより、所定の偏向角度で計測ポイントを通る前記少なくとも2本の角度計測ビームを形成する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましくは、前記速度計測ビームは、前記少なくとも2本の角度計測ビームの中から選択される、ことを特徴とする。望ましくは、前記送受制御部は、偏向角度が互に対称関係にある2本の角度計測ビームを形成する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明により血流速度を演算する改良された超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0014】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成図である。

【0015】

プローブ10は、超音波パルスを送受波してエコーデータを取得する超音波探触子である。このプローブ10は、複数の振動素子を有しており、電子走査によって超音波ビームが走査される。電子走査方式としては、例えばリニア走査やセクタ走査などが挙げられる

10

20

30

40

50

。本実施形態に係る超音波診断装置は、血管の性状を計測するのに適しており、計測にあたっては、超音波ビームの走査によって形成される走査面が血管を含むように、プローブ10の生体表面への当接位置や当接姿勢が調整される。

【0016】

送受信部12は、プローブ10に対して送信信号を供給し、また、プローブ10から出力される各振動素子ごとのエコーデータに対して増幅や整相加算などの処理を行う。送受信部12の動作は送受信制御部14によって制御される。

【0017】

送受信制御部14は、送信ビームの形成及び受信ビームの形成を行うための送受信制御を実行する。つまり、送受信制御部14は、送受信部12を制御して超音波ビームをステアリングさせてBモード画像用の走査面を形成し、また、血管の血流角度を計測するための角度計測ビームや血流速度を計測するための速度計測ビームを形成する。Bモード画像用の超音波ビームと、計測ビーム（角度計測ビームおよび速度計測ビーム）は、時分割スキャンによって形成される。なお、計測ビームを形成する場合、ビーム角度設定部16においてビームの偏向角度が設定され、開口位置設定部18においてビームの開口位置が設定される。計測ビームの設定手法については、後に図3を利用して詳述する。

10

【0018】

血流速度成分演算部20は、計測ビーム上における血管内のエコーデータからドプラ情報を抽出し、抽出したドプラ情報に基づいて血流速度成分を演算する。ドプラ情報の抽出には従来周知の技術が利用される。つまり、血流速度成分演算部20は、送波したパルスとその受波結果との比較からパルスに含まれる周波数成分のドプラシフトを検出し、計測ビーム方向における血流の速度成分を演算する。

20

【0019】

血流角度演算部22は、計測ビームのうちの角度計測ビームから得られる角度計測ビーム方向における血流の速度成分の演算結果と角度計測ビームの偏向角度から、血流角度を演算する。以下、血流角度の演算について説明する。

【0020】

図2は、血流角度の演算を説明するための図であり、図2には、プローブ10、血管40、第1角度計測ビーム42および第2角度計測ビーム44の位置関係が示されている。以下、図1に示した部分には図1の符号を付して、血流角度の演算について説明する。

30

【0021】

プローブ10は、その送受波面が被験者の体表60に当接され、被験者体内の血管40に対して超音波を送受波する。図2には、送受波される超音波のうち、第1角度計測ビーム42および第2角度計測ビーム44の2本の計測ビームが示されている。なお、プローブ10は、時分割スキャン走査により図示されないBモード画像形成用の超音波ビームも形成する。

【0022】

第1角度計測ビーム42は、プローブ10の開口A52で形成される。つまり、プローブ10が有する複数の振動素子のうちの開口A52に含まれる複数の振動素子によって、偏向角度θで第1角度計測ビーム42が形成される。ここで、偏向角度θとは、プローブ10の送受波面の法線hに対する角度であり、ビーム角度設定部16において設定される角度である。一方、第2角度計測ビーム44は、プローブ10の開口B54で形成される。つまり、開口B54に含まれる複数の振動素子によって第2角度計測ビーム44が形成され、その偏向角度は0度、つまり法線hの方向にビームが形成される。開口A52と開口B54はオーバーラップしていてもよい。つまり、開口A52と開口B54において振動素子が共用されてもよい。なお、偏向角度と開口の設定については、後に図3を利用して詳述する。

40

【0023】

第1角度計測ビーム42および第2角度計測ビーム44は、血管40内に設定された計測ポイント46を通るように形成される。計測ポイント46は、血管40内で血流速度を

50

計測するポイントであり、ユーザによって設定される。ユーザは、表示部 30 に表示される血管 40 の B モード画像を見ながら、その画面上において、操作パネル 32 を利用して計測ポイント 46 を設定する。

【 0024 】

血流角度演算部 22 は、図 2 に示される偏向角度 α 、速度成分 Y および速度成分 Z から、法線 h に対する血流の角度である血流角度 θ を算出する。偏向角度 α は、第 1 角度計測ビーム 42 の偏向角度であり、ビーム角度設定部 16 から出力される角度設定情報から得られる。速度成分 Y および速度成分 Z は、それぞれ、第 1 角度計測ビーム 42 方向および第 2 角度計測ビーム 44 方向における血流の速度成分であり、血流速度成分演算部 20 において演算される。

10

【 0025 】

速度成分 Z と血流速度 X (血流方向の真の血流の流速) は次式の関係を満たしている。

【 数 1 】

$$\begin{aligned} Z &= X * \cos \alpha \\ X &= Z / \cos \alpha \quad \dots \quad (1) \end{aligned}$$

また、速度成分 Y と血流速度 X は次式の関係を満たしている。

【 数 2 】

$$\begin{aligned} Y &= X * \cos (\alpha - \beta) \\ X &= Y / \cos (\alpha - \beta) \quad \dots \quad (2) \end{aligned}$$

20

(1) 式および (2) 式から次式が導かれる。

【 数 3 】

$$\begin{aligned} Z / \cos \alpha &= Y / \cos (\alpha - \beta) \\ Y / Z &= \cos (\alpha - \beta) / \cos \alpha \quad \dots \quad (3) \end{aligned}$$

30

(3) 式に加法定理を利用して整理すると以下ようになる。

【 数 4 】

$$\begin{aligned} Y / Z &= (\cos \alpha * \cos \beta + \sin \alpha * \sin \beta) / \cos \alpha \\ &= \cos \beta + \tan \alpha * \sin \beta \\ \tan \alpha &= (Y / Z - \cos \beta) / \sin \beta \quad \dots \quad (4) \end{aligned}$$

(4) 式に示されるように、偏向角度 α 、速度成分 Y および速度成分 Z から $\tan \alpha$ が算出され、血流角度 θ も算出される。また、算出された血流角度 θ を (1) 式または (2) 式に代入して、血流速度 X を算出することもできる。以上のようにして、血流角度演算部 22 において血流角度 θ が算出される。

40

【 0026 】

図 1 に戻り、送受信制御部 14 は、血流角度演算部 22 から取得した血流角度 θ に基づいて、第 1 角度計測ビーム (図 2 の符号 42) および第 2 角度計測ビーム (図 2 の符号 44) のうち、血流に対する角度が小さい方を速度計測ビームとして選択する。または、血流の速度成分の計測値が大きい方を速度計測ビームとして選択する。つまり、より速度成分の計測精度が高い計測ビームを選択する。図 2 の例では、第 1 角度計測ビーム 42 と血流速度 X との角度は () であり、第 2 角度計測ビーム 44 と血流速度 X との角度は

50

である。従って第1角度計測ビーム42が速度計測ビームとして選択される。

【0027】

速度計測ビームが設定されると、送受信制御部14は、Bモード画像形成用の超音波ビームと速度計測ビームとの時分割スキャンを実行させる。また、血流速度成分演算部20は、速度計測ビームから得られる血流の速度成分を演算する。

【0028】

なお、速度計測ビームは、二つの角度計測ビームからの選択に限定されない。つまり、角度計測ビームとは異なるビームをさらに形成し、それを速度計測ビームとしてもよい。この場合、角度計測ビームよりもさらに血流に対する角度が小さいことが望ましい。

【0029】

ドプラ処理部24は、速度計測ビームにおける血流速度成分、速度計測ビームの偏向角度および血流角度から血流速度を算出する。図2の例で、第1角度計測ビーム42が速度計測ビームとして選択された場合、速度成分Yが血流速度成分演算部20で演算され、偏向角度がビーム角度設定部16において設定され、また、血流角度は血流角度演算部22で既に演算されている。ドプラ処理部24は、前述の(2)式にこれらの値を代入して血流速度Xを算出する。このように、1本の速度計測ビームにより血流方向の流速が計測される。

【0030】

本実施形態では、1本の速度計測ビームにより血流方向の流速が計測されるため、2本の速度計測ビームを利用する場合に比べて、パルス繰り返し周波数を高めることができる。つまり、2本の速度計測ビームを利用して時分割スキャンを行う装置の場合、速度計測用に割り当てられたスキャン時間内に2本の速度計測ビームに対して送信パルスを供給するのに対して、本実施形態では、同じスキャン時間内に1本の速度計測ビームに対してのみ送信パルスを供給すればよいためである。

【0031】

パルスドプラ法により検出可能な最大検出可能流速 V_{max} は、パルス繰り返し周波数PRFおよび送信パルスの周波数 F_0 に依存して、 $V_{max} = (PRF \times C) / 4F_0$ となる(Cは音速)。つまり、パルス繰り返し周波数に依存して最大検出可能流速が定まる。本実施形態では、2本の速度計測ビームを利用する場合に比べて、パルス繰り返し周波数を高めることができるため、最大検出可能流速も高まる。

【0032】

血流方向の流速が計測されると、ドプラ処理部24は、時々刻々変化する血流速度を算出して、例えば、横軸を時刻、縦軸を血流速度とする血流速度の変化波形などのドプラ波形を形成する。そして、表示画像形成部28は、ドプラ処理部24で形成されたドプラ波形およびBモード処理部26で形成されたBモード画像から表示画像を形成する。例えば、ドプラ波形を左側に、Bモード画像を右側に並置した表示画像を形成する。形成された表示画像は表示部30に表示される。

【0033】

図3は、計測ビーム(角度計測ビームおよび速度計測ビーム)の設定手法を説明するための図であり、送受信制御部で利用されるフォーカステーブルが示されている。以下、図1および図2に示した部分には図1および図2の符号を付して、計測ビームの設定手法を説明する。

【0034】

フォーカステーブルは、開口内における各振動素子ごとの遅延時間が示されたテーブルであり、複数の偏向角度について各偏向角度ごとの遅延時間が示されている。図3では、横軸に振動素子番号が示され、縦軸に遅延時間が示されている。そして、遅延時間データとして、偏向角度 0° フォーカス深さ50mm(0° 50mm)70、偏向角度 0° フォーカス深さ90mm(0° 90mm)72、偏向角度 $+5^\circ$ フォーカス深さ50mm(5° 50mm)74、偏向角度 $+5^\circ$ フォーカス深さ90mm(5° 90mm)76の各データが示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

振動素子番号とは、プローブ10内のある開口内における素子番号（例えば、開口の一方端から順次割り当てられた整数）である。また、遅延時間データの0°50mm70とは、偏向角度0°でフォーカス深さが50mmの計測ビームを形成する際のデータであり、ある開口内において、各振動素子番号に対応する振動素子に対して設定されるべき遅延時間が示されている。つまり、送受信制御部14は、偏向角度、開口位置およびフォーカス点に応じて、必要な遅延時間データを利用して、各振動素子の遅延時間を設定する。

【 0 0 3 6 】

フォーカス点は、例えば、流速の計測ポイント（図2の符号46）に設定される。ビーム角度設定部16は、フォーカステーブルに登録されている遅延時間データから所定角度のデータ（例えば、図3の5°50mm74）を選択して計測ビームの偏向角度を決定する。遅延時間データが選択されると、開口位置設定部18は、選択された遅延時間データによって形成されるビームが設定されたフォーカス点を通るように開口位置を制御する。

【 0 0 3 7 】

図4は、開口位置の制御を説明するための図である。例えば、図3の5°50mm74を利用して、開口位置P80で計測ビーム84を形成すると、計測ビーム84（破線）が計測ポイント46を通過しない。そこで、開口位置設定部18は、開口位置P'82に開口を移動させ、計測ビーム84（実線）が計測ポイント46を通過するように設定する。このようにして、所定の偏向角度の計測ビームが計測ポイント46を通過するように形成される。また、開口位置設定部18において、開口位置を移動させても計測ビームが計測ポイント46を通過しない場合には、ビーム角度設定部16において別の遅延時間データが選択され、新たに選択された遅延時間データで形成された計測ビームに対する開口位置制御を行う。このため、図3に示される遅延時間データ以外にも、様々な偏向角度に対応した遅延時間データを登録しておくことが望ましい。例えば、偏向角度に関して、1°ごとに-30°から+30°までの遅延時間データを登録しておく。このように、予め登録された遅延時間データを利用して、比較的簡単に計測ビームを形成することができる。

【 0 0 3 8 】

図5は、角度計測ビームの別の設定例を説明するための図であり、図5には、プローブ10、血管40、第1角度計測ビーム42'および第2角度計測ビーム44'の位置関係が示されている。

【 0 0 3 9 】

図2に示したものと同様に、プローブ10は、その送受波面が被験者の体表60に当接され、被験者体内の血管40に対して超音波を送受波する。第1角度計測ビーム42'は、プローブ10の開口A52で形成され、その偏向角度はαである。一方、第2角度計測ビーム44'は、プローブ10の開口C56で形成され、その偏向角度はβである。このようにプローブ10の中心線90に対して左右対称に二つの角度計測ビームが形成される。

【 0 0 4 0 】

図5に示す位置関係において、速度成分Z'と血流速度X'（血流方向の真の血流の流速）は次式の関係を満たしている。

【数5】

$$Z' = X' * \cos(\alpha + \beta) \quad \dots \quad (5)$$

また、速度成分Y'と血流速度X'は次式の関係を満たしている。

【数6】

$$Y' = X' * \cos(\alpha - \beta) \quad \dots \quad (6)$$

10

20

30

40

50

(5)式および(6)式から次式が導かれる。

【数7】

$$\begin{aligned} Y' / Z' &= \cos(\alpha - \beta) / \cos(\alpha + \beta) \\ &= \cos((\alpha + \beta) - 2\beta) / \cos(\alpha + \beta) \\ &= \cos 2\beta + \tan(\alpha + \beta) * \sin 2\beta \\ \tan(\alpha + \beta) &= (Y' / Z' - \cos 2\beta) / \sin 2\beta \quad \dots \quad (7) \end{aligned}$$

(7)式に示されるように、偏向角度、速度成分Y'および速度成分Z'から血流角度が算出される。以上のようにして、血流角度演算部(図1の符号22)において血流角度が算出される。

10

【0041】

図5に示されるように、二つの角度計測ビームが左右対称に形成されると、二つの角度計測ビームの形成に利用される遅延時間データについても中心線90の位置において対称なデータを利用することができる。つまり、例えば、第1角度計測ビーム42'の遅延時間データとして図3の偏向角度+5°フォーカス深さ50mm74のデータを利用した場合、第2角度計測ビーム44'の遅延時間データは、図3の偏向角度+5°フォーカス深さ50mm74のデータを図3において左右反転させたデータとなる。このように、左右対称な二つの角度計測ビームを利用する場合、一方の角度計測ビームに対応する遅延時間データのみを登録しておくことで、反転処理により、他方の遅延時間データを得ることができる。

20

【0042】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】血流角度の演算を説明するための図である。

【図3】計測ビームの設定手法を説明するための図である。

【図4】開口位置の制御を説明するための図である。

30

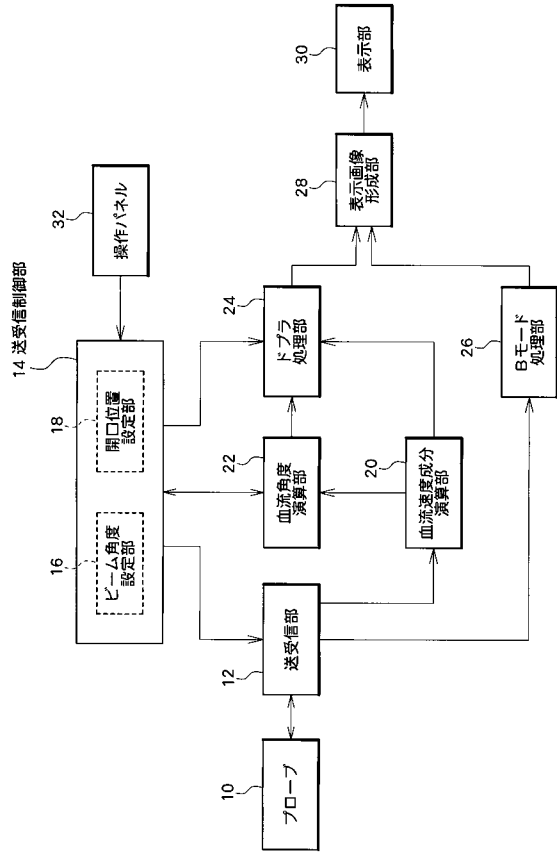
【図5】角度計測ビームの別の設定例を説明するための図である。

【符号の説明】

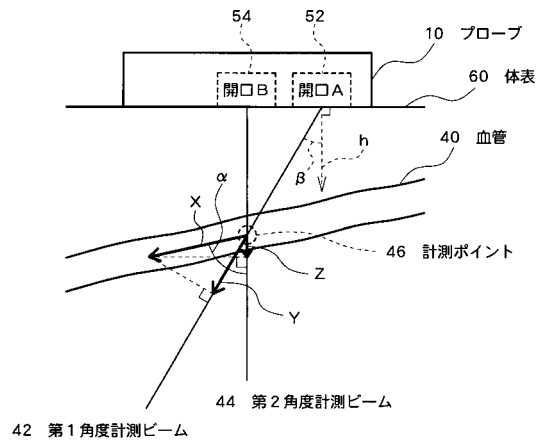
【0044】

16 ビーム角度設定部、18 開口位置設定部、20 血流速度成分演算部、22 血流角度演算部、24 ドブラ処理部。

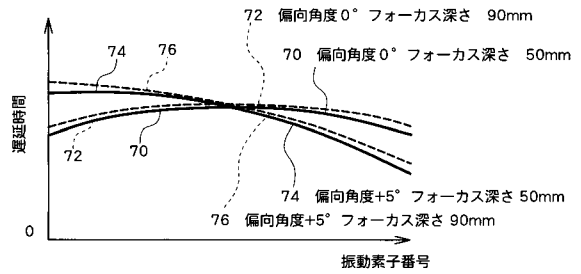
【図1】



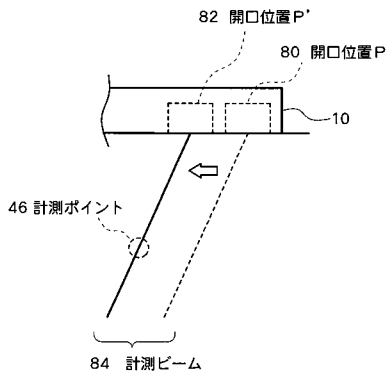
【図2】



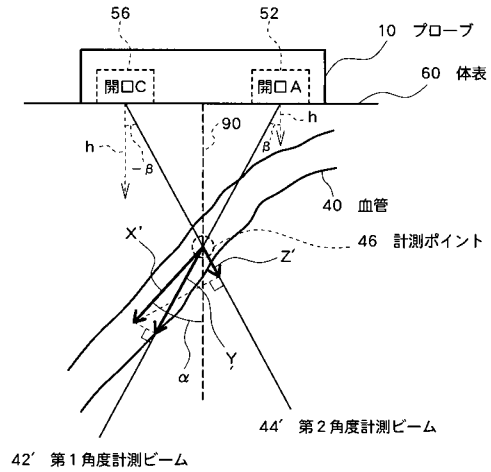
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05 - 123319 (JP, A)
特開平11 - 089838 (JP, A)
特開昭61 - 031135 (JP, A)
特開2000 - 139913 (JP, A)
特開平07 - 204204 (JP, A)
特開2000 - 139921 (JP, A)
特開平10 - 165399 (JP, A)
特表2003 - 535639 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP4230904B2 | 公开(公告)日 | 2009-02-25 |
| 申请号 | JP2003434645 | 申请日 | 2003-12-26 |
| [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) | 阿洛卡有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 阿洛卡有限公司 | | |
| [标]发明人 | 本川勝史 | | |
| 发明人 | 本川 勝史 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| FI分类号 | A61B8/06 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/GB12 4C601/HH22 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB54 4C601/KK12 4C601/KK17 | | |
| 代理人(译) | 吉田健治 石田 纯 | | |
| 审查员(译) | 川上 則明 | | |
| 其他公开文献 | JP2005185763A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够计算血流速度的改进的超声诊断设备。解决方案：血流速度分量计算部分20从测量光束处的血管中的回波数据中提取多普勒信息，并基于提取的多普勒信息计算血流速度分量。血流角度计算部分22基于从测量光束的两个角度测量光束获得的每个角度测量光束方向上的血流速度分量和每个角度测量光束的偏转角度来计算血流角度。双向传动控制部分14基于由血流角度计算部分22获得的血角以较小的角度产生与血流交叉的速度测量光束。血流速度分量计算部分20计算血流速度分量。它可以从速度测量光束中获得。

【 図 5 】

