

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4928886号  
(P4928886)

(45) 発行日 平成24年5月9日(2012.5.9)

(24) 登録日 平成24年2月17日(2012.2.17)

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

請求項の数 12 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2006-258754 (P2006-258754)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成18年9月25日(2006.9.25)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2008-73422 (P2008-73422A)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成20年4月3日(2008.4.3)	(74) 代理人	100149803 弁理士 藤原 康高
審査請求日	平成21年9月11日(2009.9.11)	(72) 発明者	内堀 孝信 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波計測方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波の送受信を行なう振動素子を備えた超音波プローブと、  
前記振動素子に対して送受信を行わせるよう制御する送受信手段と、  
前記送受信手段によって得られた受信信号を処理し交叉する少なくとも2つの複数画像断面の各々に対応する画像データと、前記画像データに対して設定されたサンプルゲートによって定まる関心部位を含み、且つ前記複数画像断面の各々に対して交叉する位置である交叉画像断面に対応する画像データとを生成する画像データ生成手段と、  
前記受信信号のうち、前記サンプルゲートによって定まる前記関心部位に対応するドブラ成分を検出してドブラスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成手段と、  
前記サンプルゲートによって定まる前記関心部位を起点として血流方向あるいは反射体の移動方向を示す方向ベクトルを、前記複数画像断面及び前記交叉画像断面とに基づいて、3次元空間上に設定する方向ベクトル設定手段と、  
前記複数画像断面及び前記交叉画像断面の各々に前記方向ベクトルを投影した投影ベクトルを、前記複数画像断面及び前記交叉画像断面の各々の画像データに重畳表示する表示手段と、  
前記方向ベクトルの設定情報に基づいて前記血流方向あるいは反射体の移動方向に対する超音波の入射角度を計測する入射角度計測手段と、  
前記入射角度に基づいて前記ドブラスペクトラムデータを補正するスペクトラムデータ補正手段とを

10

20

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記投影ベクトル表示手段は、前記交叉画像断面において、

前記複数画像断面の各々の位置を示すマーカと、前記複数画像断面の各々における投影ベクトルを、前記交叉画像断面に更に投影した第2の投影ベクトルとを更に表示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】

前記超音波プローブは、2次元配列された複数個の振動素子を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 2 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像データ生成手段は、前記受信信号を処理して2次元Bモード画像データ及び2次元カラードプラ画像データの少なくとも何れかを生成することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記スペクトラムデータ生成手段は、前記受信信号の直交位相検波によって検出した前記ドプラ成分をFFT分析し、得られた周波数スペクトラムを時系列的に配列して前記ドプラスペクトラムデータを生成することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記複数画像断面を設定する画像断面設定手段を備え、前記画像断面設定手段は、所定の基準画像断面（第1の画像断面）に対して設定された前記サンプルゲートによって定まる前記関心部位を含み前記基準画像断面と交叉する1つあるいは複数の第2の画像断面を設定することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数画像断面に対する前記方向ベクトルの投影成分を算出する投影成分演算手段を備え、前記方向ベクトル設定手段は、前記複数画像断面の各々において生成された画像データに重畳表示される前記方向ベクトルの投影成分に基づき、前記方向ベクトルを前記血流方向あるいは反射体の移動方向へ設定することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記方向ベクトル設定手段は、前記複数画像断面に対する方向ベクトルの投影成分と、前記サンプルゲートに基づいて定まる前記関心部位を含み前記複数画像断面の各々に対し所定角度で交叉した平面に対する前記方向ベクトルの投影成分に基づき、前記方向ベクトルを前記血流方向あるいは反射体の移動方向へ設定することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記スペクトラムデータ補正手段は、前記超音波の入射角度に基づいて前記ドプラスペクトラムデータにおける血流速度あるいはドプラ周波数を補正することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示手段は、前記画像データ生成手段が生成した複数画像断面の画像データをリアルタイム表示することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示手段は、前記複数画像断面の各々において得られた複数画像断面の画像データの少なくとも何れかと、前記スペクトラムデータ補正手段によって補正された前記ドプラスペクトラムデータを並列表示することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

サンプルゲート設定手段が、第1の画像断面において生成された第1の画像データの関

10

20

30

40

50

心部位に対してサンプルゲートを設定するステップと、  
画像断面設定手段が、前記サンプルゲートを含み前記第1の画像断面と交叉する第2の画像断面を設定するステップと、  
画像断面設定手段が、前記サンプルゲートを含み前記第1及び第2の画像断面の各々と交叉する第3の画像断面を設定するステップと、  
方向ベクトル設定手段が、前記サンプルゲートを起点とし、前記サンプルゲートを起点として血流方向あるいは反射体の移動方向を示す方向ベクトルを、前記第1乃至第3の画像断面とに基づいて、3次元空間上に設定される方向ベクトルを設定するステップと、  
投影成分演算手段が、前記第1乃至第3の画像データに対する前記方向ベクトルの投影成分を算出するステップと、  
前記方向ベクトル設定手段が、前記第1乃至第3の画像データに対して重畳表示された前記投影成分に基づいて前記方向ベクトルの方向を更新するステップと、  
入射角度計測手段が、更新された前記方向ベクトルの情報に基づいて前記関心部位に対する超音波の入射角度を計測するステップと、  
スペクトラムデータ生成手段が、前記関心部位からの受信超音波に基づく受信信号を処理してドプラスペクトラムデータを生成するステップと、  
スペクトラムデータ補正手段が、前記ドプラスペクトラムデータを前記超音波の入射角度に基づいて補正するステップとを  
有することを特徴とする超音波計測方法。

10

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波のドブラ効果を利用して、生体内の血流の流速情報や組織の移動情報などの計測を行なう超音波診断装置及び超音波計測方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルス（送信超音波）を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波（受信超音波）を上記振動素子により電気信号に変換してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像が容易に観察できるため、各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドブラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードブラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠のものとなっている。

30

【0003】

一方、被検体の関心部位における血流速度を定量的且つ正確に得る方法としてドプラスペクトラム法がある。このドプラスペクトラム法では、前記関心部位に対し所定時間間隔で複数回の超音波送受信を行ない、血球などの移動反射体において反射した受信超音波に対し送信超音波の中心周波数と略等しい周波数を有する基準信号を用いた直交位相検波を行なってドブラ信号を検出する。そして、このドブラ信号の中から上述の関心部位におけるドブラ信号をサンプルゲートによって抽出し、抽出した所定区間のドブラ信号をFFT分析することにより周波数スペクトラムを計測する。

40

【0004】

更に、当該被検体の関心部位から得られる一連のドブラ信号に対し周波数スペクトラムの計測を所定時間間隔で繰り返し、得られた複数の周波数スペクトラムを時系列的に配列することによって、所謂ドプラスペクトラムデータを生成する。周波数スペクトラムの時間的变化を示すドプラスペクトラムデータは、通常、縦軸にドブラ周波数あるいは血流速度、横軸に時間が設定され、各周波数成分の大きさ（パワー）は輝度によって表現される。尚、サンプルゲートが被検体の関心部位に対して正確に設定されていることを確認する

50

ために、サンプルゲートの設定はBモード画像データあるいはカラードプラ画像データの観測下にて行なわれ、このとき、サンプルゲートの位置はこれらの画像データにおいてサンプルゲートマーカとして表示される。

【0005】

ところで、被検体の関心部位から得られる反射超音波のドプラ偏移周波数に基づいて血流速度を計測する場合、実際に計測される血流速度は、超音波の送受信方向に沿った速度成分であり、送受信方向と血流方向が一致しない場合には真の血流速度を捉えることはできない。

【0006】

そこで、被検体に対する2次元超音波走査により2次元のBモード画像データやカラードプラ画像データの生成を可能とする超音波診断装置では、2次元画像データ上の関心部位における血管の走行方向と超音波送信方向との交叉角度（以下では、超音波ビームの入射角度と呼ぶ。）を計測し、FFT分析によって得られた血流速度を上述の入射角度によって補正する方法が行なわれている（例えば、特許文献1参照。）。

10

【0007】

この場合、まず、2次元画像データ上に表示された血管の関心部位に対するサンプルゲートの設定と、このサンプルゲートを起点とした血管の走行方向を示すベクトル（以下では、方向ベクトルと呼ぶ。）の設定が行なわれる。次いで、前記サンプルゲートを通過する超音波送信方向と血管走行の方向ベクトルとの交叉角度（即ち、血管走行に対する超音波ビームの入射角度）が算出され、この超音波ビームの入射角度に基づいて血流速度の補正が行なわれる。

20

【0008】

しかしながら、上述の方法によって得られた血管走行の方向ベクトルは2次元画像データの断面内において設定されるものであり、必ずしも真の方向ベクトルを示していない。即ち、真の方向ベクトルが2次元画像データの断面内に存在しない場合には相変わらず血流速度を正確に計測することはできない。

【0009】

一方、近年では、振動素子が2次元配列された超音波プローブを用いることによって生体内の3次元データ（ボリュームデータ）を収集することが可能となり、このボリュームデータを用い超音波ビームの入射角度に起因する誤差を補正する方法が提案されている（例えば、特許文献2参照。）。

30

【0010】

ボリュームデータの収集が可能な超音波診断装置を用いて血流速度の計測を行なう場合、関心部位の縦断面情報が含まれる2次元データを前記ボリュームデータの中から抽出することにより好適な2次元画像データを生成することができる。そして、この2次元画像データに対して設定された方向ベクトル（真の方向ベクトル）に基づいて計測された超音波ビームの入射角度を用いることによりドプラスペクトラムデータを高精度で補正することができる。

【特許文献1】特開平04-108435号公報

【特許文献2】特開2005-95278号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、上述の特許文献2に記載された方法によれば、ボリュームデータの中から抽出した2次元データに基づいて方向ベクトルが設定されているため、ボリュームデータの収集や2次元データの抽出に多くの時間を要する。このため、拍動性あるいは呼吸性の移動を伴う臓器の血流計測に上述の方法を適用することは困難である。

【0012】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波のドプラ効果を用いて生体組織の移動速度や血流速度を計測する際に、超音波ビームの入射角度に起

50

因する計測誤差を短時間かつ高精度で補正することが可能な超音波診断装置及び超音波計測方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受信を行なう振動素子を備えた超音波プローブと、前記振動素子に対して送受信を行わせるよう制御する送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号を処理し交叉する少なくとも2つの複数画像断面の各々に対応する画像データと、前記画像データに対して設定されたサンプルゲートによって定まる関心部位を含み、且つ前記複数画像断面の各々に対して交叉する位置である交叉画像断面に対応する画像データとを生成する画像データ生成手段と、前記受信信号のうち、前記サンプルゲートによって定まる前記関心部位に対応するドブラ成分を検出してドブラスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成手段と、前記サンプルゲートによって定まる前記関心部位を起点として血流方向あるいは反射体の移動方向を示す方向ベクトルを、前記複数画像断面及び前記交叉画像断面とに基づいて、3次元空間上に設定する方向ベクトル設定手段と、前記複数画像断面及び前記交叉画像断面の各々に前記方向ベクトルを投影した投影ベクトルを、前記複数画像断面及び前記交叉画像断面の各々の画像データに重畳表示する表示手段と、前記方向ベクトルの設定情報に基づいて前記血流方向あるいは反射体の移動方向に対する超音波の入射角度を計測する入射角度計測手段と、前記入射角度に基づいて前記ドブラスペクトラムデータを補正するスペクトラムデータ補正手段とを備えた。

10

20

【0014】

又、実施形態の超音波計測方法は、サンプルゲート設定手段が、第1の画像断面において生成された第1の画像データの関心部位に対してサンプルゲートを設定するステップと、画像断面設定手段が、前記サンプルゲートを含み前記第1の画像断面と交叉する第2の画像断面を設定するステップと、画像断面設定手段が、前記サンプルゲートを含み前記第1及び第2の画像断面の各々と交差する第3の画像断面を設定するステップと、方向ベクトル設定手段が、前記サンプルゲートを起点とし、前記サンプルゲートを起点として血流方向あるいは反射体の移動方向を示す方向ベクトルを、前記第1乃至第3の画像断面とに基づいて、3次元空間上に設定される方向ベクトルを設定するステップと、投影成分演算手段が、前記第1乃至第3の画像データに対する前記方向ベクトルの投影成分を算出するステップと、前記方向ベクトル設定手段が、前記第1乃至第3のの画像データに対して重畳表示された前記投影成分に基づいて前記方向ベクトルの方向を更新するステップと、入射角度計測手段が、更新された前記方向ベクトルの情報に基づいて前記関心部位に対する超音波の入射角度を計測するステップと、スペクトラムデータ生成手段が、前記関心部位からの受信超音波に基づく受信信号を処理してドブラスペクトラムデータを生成するステップと、スペクトラムデータ補正手段が、前記ドブラスペクトラムデータを前記超音波の入射角度に基づいて補正するステップとを有する。

30

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、超音波のドブラ効果を用いて生体組織の移動速度や血流速度を計測する際に、移動方向あるいは血流方向の3次元的な設定を容易に行なうことができるため超音波ビームの入射角度に起因する計測誤差を短時間かつ高精度で補正することが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0017】

以下に述べる本発明の実施例では、当該被検体に対し複数枚の画像データを生成すると

50

共に血流計測が要求される血管の関心部位から得られるドプラ信号に基づいてドプラスペクトラムデータを生成する際、第1の画像データにおける血管の関心部位に対しサンプルゲートを設定し、このサンプルゲートを含み第1の画像データと交叉する第2の画像データを生成する。次いで、血管走行の方向ベクトルを、サンプルゲートを起点として設定し、前記画像データの各々に対する方向ベクトルの投影成分がこれらの画像データにおける血管の走行方向と一致するように方向ベクトルの方向を更新する。そして、更新された方向ベクトルに基づいて関心部位に対する超音波ビームの入射角度を計測し、この入射角度を用いてドプラスペクトラムデータにおける血流速度あるいはドプラ周波数を補正する。

【0018】

尚、以下では、振動素子が2次元配列された超音波プローブを有するセクタ走査方式の超音波診断装置を用いて交叉する複数枚のBモード画像データを生成し、これらのBモード画像データに基づいて方向ベクトルの設定と超音波ビーム入射角度の計測を行なう場合について述べるがこれに限定されるものではない。

【0019】

(装置の構成)

以下では、本発明の実施例における超音波診断装置の構成と各ユニットの基本動作につき図1乃至図5を用いて説明する。尚、図1は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置を構成する送受信部及び超音波データ生成部のブロック図である。

【0020】

図1に示す超音波診断装置100は、交叉する複数画像断面の各々に沿って超音波の送受信を行なう複数個の振動素子を有した超音波プローブ1と、これら振動素子の各々に対し駆動パルスを提供すると共に前記振動素子から得られる複数チャンネルの受信信号を整相加算(所定方向からの受信超音波に基づく受信信号を位相合わせして加算合成)する送受信部2と、送受信部2から出力された整相加算後の受信信号を処理してBモードデータやドプラスペクトラムデータ等の超音波データを生成する超音波データ生成部3と、超音波データ生成部3において生成されたBモードデータを順次保存して複数画像断面におけるBモード画像データを生成する画像データ生成部4と、超音波データ生成部3において生成されたドプラスペクトラムデータの血流速度に対し超音波ビームの入射角度に基づいた補正を行なう速度補正部5を備えている。

【0021】

又、超音波診断装置100は、後述の入力部9にて設定あるいは更新された方向ベクトルの複数画像断面への投影成分を算出する投影成分演算部6と、この投影成分が重畳された複数画像断面におけるBモード画像データや速度補正部5においてその血流速度が補正されたドプラスペクトラムデータを表示する表示部7と、送信超音波の中心周波数と略等しい周波数を有する連続波あるいは矩形波を発生し送受信部2及び超音波データ生成部3へ供給する基準信号発生部8と、画像断面の設定、サンプルゲートの設定、方向ベクトルの設定及び更新、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部9と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部10を備えている。

【0022】

超音波プローブ1は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行なうものであり、2次元配列された複数個(N個)の微小な振動素子をその先端部に有している。この振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。そして、これらの振動素子は、Nチャンネルのケーブルを介して送受信部2の送信部21及び受信部22に接続されている。尚、超音波プローブ1にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。以下では、セクタ走査対応の超音波プローブ1を用いた場合について述べるがこれに限定されない。

【0023】

10

20

30

40

50

次に、送受信部 2 及び超音波データ生成部 3 の具体的な構成につき図 2 を用いて説明する。図 2 に示した送受信部 2 は、被検体の所定方向に対し送信超音波を放射するための駆動パルスを送受信部 2 の超音波プローブ 1 の振動素子へ供給する送信部 2 1 と、これらの振動素子から得られた N チャンネルの受信信号に対し整相加算を行なう受信部 2 2 を備え、送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 1 1 と、送信遅延回路 2 1 2 と、駆動回路 2 1 3 を備えている。レートパルス発生器 2 1 1 は、被検体内に放射する送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生部 8 から供給される連続波あるいは矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路 2 1 2 へ供給する。

【 0 0 2 4 】

送信遅延回路 2 1 2 は、例えば、送信に使用される振動素子と同数 ( N チャンネル ) の独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定方向に送信超音波を放射するための遅延時間を前記レートパルスに与える。そして、 N チャンネルから構成される駆動回路 2 1 3 は、超音波プローブ 1 に内蔵された振動素子を駆動するための駆動パルスを送信遅延回路 2 1 2 から供給される上述のレートパルスに基づいて生成する。

【 0 0 2 5 】

一方、受信部 2 2 は、プリアンプ 2 2 1 と、受信遅延回路 2 2 2 と、加算器 2 2 3 を備えている。プリアンプ 2 2 1 は、振動素子により受信超音波から電気信号に変換された微小な受信信号を増幅して十分な S / N を確保する。又、受信遅延回路 2 2 2 は、所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と、所定方向からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間をプリアンプ 2 2 1 から出力される受信信号に与える。そして、受信遅延回路 2 2 2 において所定の遅延時間が与えられた受信信号は加算器 2 2 3 へ送られ、この加算器 2 2 3 において加算合成 ( 整相加算 ) される。

【 0 0 2 6 】

次に、超音波データ生成部 3 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から出力される受信信号に対し所定の信号処理を行なって B モードデータを生成する B モードデータ生成部 3 1 と、前記受信信号から検出したドブラ信号を周波数分析してドプラスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成部 3 2 を備えている。

【 0 0 2 7 】

B モードデータ生成部 3 1 は、対数変換器 3 1 1 と包絡線検波器 3 1 2 と A / D 変換器 3 1 3 を備えている。対数変換器 3 1 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から供給された受信信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調し、包絡線検波器 3 1 2 は、対数変換された受信信号を包絡線検波して振幅情報のみを検出する。そして、 A / D 変換器 3 1 3 は、包絡線検波器 3 1 2 の出力信号を A / D 変換して B モードデータを生成する。

【 0 0 2 8 】

一方、スペクトラムデータ生成部 3 2 は、  $\pi/2$  移相器 3 2 1、ミキサ 3 2 2 - 1 及び 3 2 2 - 2、LPF (ローパスフィルタ) 3 2 3 - 1 及び 3 2 3 - 2、SH (サンプルホールド回路) 3 2 4 - 1 及び 3 2 4 - 2 を備えており、更に、BPF (バンドパスフィルタ) 3 2 5 - 1 及び 3 2 5 - 2、A / D 変換器 3 2 6 - 1 及び 3 2 6 - 2、FFT (Fast-Fourier-Transform) 分析器 3 2 7 を備えている。そして、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から供給された受信信号を直交位相検波してドブラ信号を検出し、得られたドブラ信号に対して FFT 分析を行なう。

【 0 0 2 9 】

次に、スペクトラムデータ生成部 3 2 の構成と基本動作につき図 3 のタイムチャートを参照して更に詳しく説明する。受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から出力された受信信号 ( 図 3 の ( c ) ) は、スペクトラムデータ生成部 3 2 のミキサ 3 2 2 - 1 及び 3 2 2 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この受信信号の中心周波数と略等しい周波数をもった基準信号発生部 8 の基準信号 ( 図 3 の ( a ) ) はミキサ 3 2 2 - 1 の第 2 の入力端子に直接供給され、  $\pi/2$  移相器 3 2 1 を介することにより位相が 90 度だけシフトした基準信号はミキサ 3 2 2 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。そして、ミキサ 3 2 2 - 1 及び 3 2 2

10

20

30

40

50

- 2の出力は、LPF 323 - 1及び323 - 2に送られ、加算器223から出力される受信信号の周波数と基準信号発生部8から供給される基準信号の周波数との和の成分が除去され、差の成分のみがドブラ信号として検出される(図3の(d))。

【0030】

次に、SH 324 - 1及び324 - 2には、LPF 323 - 1及び323 - 2から出力されたドブラ信号と、システム制御部10が基準信号発生部8の基準信号を分周して生成したサンプリングパルス(サンプルゲートパルス)が供給され(図3の(e))、このサンプルゲートパルスの発生タイミングに対応した距離に位置する関心部位からのドブラ信号のみがサンプルホールドされる(図3の(f))。尚、このサンプルゲートパルスは、送信超音波の放射タイミングを示す周期 $T_r$ のレートパルス(図3の(b))から所定時間( $T_s$ )後に発生し、この発生タイミングは入力部9の操作者によって任意に設定される。

10

【0031】

即ち、操作者は、遅延時間 $T_s$ を変更することによって超音波プローブ1から距離 $L_g$ だけ離れた関心部位からのドブラ信号を選択的に検出することが可能となる。尚、超音波プローブ1から関心部位までの距離 $L_g$ と遅延時間 $T_s$ は、生体組織の音速度を $C$ とすれば、 $2L_g / C = T_s$ の関係にある。

【0032】

次に、SH 324 - 1及び324 - 2から出力された関心部位のドブラ信号に重畳する階段状のノイズ成分(図3の(f))は、BPF 325 - 1及び325 - 2によって除去され(図3の(g))、平滑化された上記ドブラ信号は、A/D変換器326 - 1及び326 - 2によってデジタル信号に変換された後FFT分析器327へ供給される。尚、上述のBPF 325 - 1及び325 - 2は、血流速度より遅い移動速度を有する血管や生体組織等に起因したドブラ信号(クラッタ信号)を排除する機能をも併せもっている。

20

【0033】

一方、FFT分析器327は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、前記記憶回路は、A/D変換器326 - 1及び326 - 2から出力されたドブラ信号の保存を行ない、前記演算回路は、前記記憶回路に保存された一連のドブラ信号の所定区間においてFFT分析を行なって周波数スペクトラムを算出する。更に、FFT分析器327は、FFT分析を上述のドブラ信号に対して所定時間間隔で繰り返し行ない、このとき得られた複数の周波数スペクトラムを時系列的に配列してドブラスペクトラムデータを生成する。

30

【0034】

図1に戻って、画像データ生成部4は記憶回路を備え、画像データの生成と保存を行なう機能を有している。即ち、被検体の交叉する複数画像断面に沿って送受信方向を順次変更しながら超音波送受信を繰り返すことによって得られた一連のBモードデータを前記記憶回路に保存することにより、複数画像断面の各々に対して2次元のBモード画像データを生成する。

【0035】

次に、速度補正部5は、サンプルゲートを起点として設定された方向ベクトルの設定情報と前記サンプルゲートに対する超音波送信方向に関する情報に基づいて血管の走行方向(血流方向)に対する超音波ビームの入射角度を計測する入射角度計測部51と、得られた入射角度を用いてドブラスペクトラムデータにおける血流速度あるいはドブラ周波数を補正するスペクトラムデータ補正部52を備えている。尚、上述の方向ベクトルの設定情報は、入力部9からシステム制御部10を介して供給され、サンプルゲートに対する超音波送信方向の情報は、システム制御部10から供給される。

40

【0036】

一方、投影成分演算部6は、血管走行を示す方向ベクトルの設定情報を入力部9から受信し、複数画像断面の各々に対する方向ベクトルの投影成分を算出する。

【0037】

表示部7は、図示しない表示用データメモリと変換回路とモニタを備え、Bモード画像

50

データやドブラスペクトラムデータ、更には、入力部 9 から入力される被検体情報等を示す文字や数字などは上記表示用データメモリで合成され、変換回路において D / A 変換とテレビフォーマット変換が行われた後、CRT あるいは液晶などのモニタに表示される。

【 0 0 3 8 】

又、本実施例では、画像データ生成部 4 において生成された複数画像断面の各々における B モード画像データと速度補正部 5 のスペクトラムデータ補正部 5 2 において補正されたドブラスペクトラムデータの表示が表示部 7 において行なわれる。このとき、複数画像断面において生成された複数の B モード画像データの各々には、投影成分演算部 6 によって算出された方向ベクトルの当該画像断面に対する投影成分が重畳表示される。

【 0 0 3 9 】

次に、入力部 9 は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを備え、被検体に対し画像断面を設定する画像断面設定部 9 1 と、前記画像断面において得られた B モード画像データの関心部位にサンプルゲートを設定するサンプルゲート設定部 9 2 と、サンプルゲートを起点として方向ベクトルを設定する方向ベクトル設定部 9 3 を備えている。更に、入力部 9 では、被検体情報の入力、画像データの選択、超音波データ生成条件の設定、各種コマンド信号の入力等も上述の入力デバイスや表示パネルを用いて行なわれる。

【 0 0 4 0 】

システム制御部 1 0 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、装置の初期設定時に入力部 9 に行なわれる被検体情報の入力、画像データの選択、超音波データ生成条件の設定等に関する情報は前記記憶回路に保存され、前記 CPU は、これらの初期設定情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 が備える各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

【 0 0 4 1 】

又、システム制御部 1 0 は、入力部 9 の画像断面設定部 9 1 から供給される複数画像断面の設定情報に基づいて、前記複数画像断面における B モード画像データの生成を目的とした超音波送受信方向の制御を送受信部 2 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信遅延回路 2 2 2 に対して行ない、更に、入力部 9 のサンプルゲート設定部 9 2 から供給されるサンプルゲートの設定情報に基づいて、サンプルゲートに対する超音波送信方向の情報を速度補正部 5 の入射角度計測部 5 1 へ供給する。

【 0 0 4 2 】

次に、速度補正部 5 の入射角度計測部 5 1 において行なわれる超音波ビームの入射角度計測方法につき図 4 を用いて更に詳しく説明する。尚、ここでは、互いに直交する 2 つの画像断面において得られた B モード画像データを用い超音波ビームの入射角度を計測する場合について述べるが、3 つ以上の画像断面において得られた画像データを用いてもよい。

【 0 0 4 3 】

超音波ビームの入射角度計測方法を示す図 4 の図 4 ( a ) は、直交する第 1 の B モード画像データ P 1 及び第 2 の B モード画像データ P 2 と血管 B V の関心部位に設定されたサンプルゲート S G 及び方向ベクトル D V との関係を模式的に示したものであり、図 4 ( b ) は、第 1 の B モード画像データ P 1 及び第 2 の B モード画像データ P 2 の各々において表示される血管 B V の血管断面 B V P 1 及び B V P 2 と方向ベクトル D V の投影成分 D V P 1 及び D V P 2 を示している。尚、方向ベクトル D V の起点位置は、入力部 9 のサンプルゲート設定部 9 2 が血管 B V に対して設定したサンプルゲート S G に基づいて設定され、その方向は入力部 9 の方向ベクトル設定部 9 3 からの設定 / 更新情報に基づいて制御される。

【 0 0 4 4 】

例えば、B モード画像データの観測下にて超音波プローブ 1 の位置や画像断面の位置を調整することにより、血流計測が要求される血管 B V の関心部位を含む基準画像断面 ( 第 1 の画像断面 ) を設定する。次いで、入力部 9 のサンプルゲート設定部 9 2 は、第 1 の画

10

20

30

40

50

像断面において生成され表示部 7 に表示された第 1 の B モード画像データ P 1 の関心部位にサンプルゲート S G を設定し、入力部 9 の画像断面設定部 9 1 は、サンプルゲート S G を含み第 1 の画像断面と直交する第 2 の画像断面を設定する。そして、第 1 の画像断面にて得られた第 1 の B モード画像データ P 1 と第 2 の画像断面にて得られた第 2 の B モード画像データ P 2 は表示部 7 において図 4 ( b ) に示すように並列表示され、B モード画像データの各々にはサンプルゲート S G を起点として任意の方向に設定された方向ベクトル D V の投影成分 D V P 1 及び D V P 2 が重畳表示される。

【 0 0 4 5 】

次いで、入力部 9 の方向ベクトル設定部 9 3 は、B モード画像データ P 1 及び P 2 に表示された血管 B V の断面 B V P 1 及び B V P 2 に基づく血管の走行方向と、投影成分 D V P 1 及び D V P 2 の方向とが一致するように設定された方向ベクトルの方向を更新し、更新された方向ベクトルの情報を速度補正部 5 の入射角度計測部 5 1 へ供給する。

10

【 0 0 4 6 】

そして、入射角度計測部 5 1 は、方向ベクトル設定部 9 3 から供給された方向ベクトルの設定情報とシステム制御部 1 0 から供給されたサンプルゲートに対する超音波送信方向の情報に基づいて血管走行に対する超音波ビームの入射角度を計測する。

【 0 0 4 7 】

次に、速度補正部 5 のスペクトラムデータ補正部 5 2 によって行なわれるドプラスペクトラムデータの補正方法について述べる。送信超音波の中心周波数を  $f_c$ 、被検体組織の音速を  $C$ 、血流速度を  $V$ 、血流方向（即ち、血管の走行方向）に対する超音波ビームの入射角度を  $\theta$  とした場合、血球からの反射超音波が有するドプラ偏移周波数  $f_d$  は次式 ( 1 ) によって表すことができる。

20

【 数 1 】

$$f_d = \frac{2Vf_c \cos\theta}{C} \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 8 】

従って、血流速度  $V$  は、次式 ( 2 ) によって算出することができる。

【 数 2 】

$$V = \frac{f_d C}{2f_c \cos\theta} \quad \dots (2)$$

30

【 0 0 4 9 】

この場合、従来のような 1 枚の 2 次元画像データを用いて超音波ビームの入射角度を算出する方法は、既に述べた理由により大きな誤差が発生し正確な血流速度  $V$  を計測することが困難である。これに対して、本実施例では 3 次元領域における真の超音波入射角度を計測することができるため、正確な血流速度  $V$  を得ることができる。

【 0 0 5 0 】

次に、本実施例における B モード画像データ及びドプラスペクトラムデータの表示例につき図 5 を用いて説明する。

40

【 0 0 5 1 】

図 5 は、表示部 7 のモニタに表示される B モード画像データ及びドプラスペクトラムデータの具体例を示したものであり、上部領域には互いに直交する第 1 の B モード画像データ P 1 と第 2 の B モード画像データ P 2 が並列表示され、夫々の画像データには、図 4 において示した血管 B V の血管断面 B V P 1 及び B V P 2 や方向ベクトル D V の投影成分 D V P 1 及び D V P 2、更には、サンプルゲート S G が表示されている。

【 0 0 5 2 】

一方、図 5 の下部領域には、周波数スペクトラムの時系列的な変化を示すドプラスペクトラムデータ D S D が表示され、このドプラスペクトラムデータ D S D における縦軸の目

50

盛りは、補正後の血流速度あるいはドプラ周波数に基づいて更新される。

【 0 0 5 3 】

(ドプラスペクトラムデータの補正手順)

次に、本実施例におけるドプラスペクトラムデータの補正手順につき図 6 のフローチャートに沿って説明する。尚、ここでも説明を簡単にするために、互いに直交する 2 つの画像断面に対して B モード画像データを生成する場合について述べるが、3 つ以上の画像断面に対して B モード画像データを生成してもよい。又、画像断面の交叉角度は任意に設定しても構わない。

【 0 0 5 4 】

ドプラスペクトラムデータの生成に先立って超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 9 にて被検体情報の入力、画像データの選択、超音波データ生成条件の設定等を行ない、これらの初期設定情報をシステム制御部 1 0 の記憶回路に保存する。本実施例では、画像データとして B モード画像データの選択を行なう (図 6 のステップ S 1 )。

【 0 0 5 5 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ 1 の先端部 (超音波送受信面) を当該被検体の体表面に配置し、任意に設定した第 1 の画像断面における送受信方向 1 に対して超音波送受信を行なう。即ち、図 2 に示した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、基準信号発生部 8 から供給された基準信号を分周して周期  $T_r$  のレートパルスを生成し、このレートパルスを送信遅延回路 2 1 2 に供給する。

【 0 0 5 6 】

送信遅延回路 2 1 2 は、送信超音波を所定距離に収束するための遅延時間と、送受信方向 1 に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 から出力されたレートパルスに基づいて生成した駆動パルスを超音波プローブ 1 の振動素子に供給して被検体内に送信超音波を放射する。

【 0 0 5 7 】

被検体内に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器の境界面あるいは組織にて反射し、又、送信超音波が心臓壁や血球など動きのある反射体で反射する場合は、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。被検体組織にて反射した受信超音波は、前記振動素子によって受信されて電気的な受信信号に変換され、この受信信号は、プリアンプ 2 2 1 にて増幅された後受信遅延回路 2 2 2 に送られる。

【 0 0 5 8 】

受信遅延回路 2 2 2 は、所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と、送受信方向 1 に対し強い受信指向性を持たせるための遅延時間をプリアンプ 2 2 1 から出力された受信信号に与え、この受信信号を加算器 2 2 3 へ供給する。そして、加算器 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 から出力された複数チャンネルの受信信号を整相加算し超音波データ生成部 3 へ供給する。

【 0 0 5 9 】

超音波データ生成部 3 の B モードデータ生成部 3 1 へ送られた整相加算後の受信信号は、対数変換、包絡線検波、A / D 変換がなされた後、図 1 に示した画像データ生成部 4 の記憶回路に保存される。

【 0 0 6 0 】

送受信方向 1 に対する B モードデータの生成と保存が終了したならば、同様の手順により送受信方向 2 (  $2 = 1 + \quad$  )、 3 (  $3 = 1 + 2 \quad$  ) . . . に対し超音波の送受信を繰り返し行ない、このとき得られた B モードデータも送受信方向に対応させて画像データ生成部 4 の記憶回路に保存される。即ち、画像データ生成部 4 の記憶回路において基準画像断面 (第 1 の画像断面) における第 1 の B モード画像データが生成され、この第 1 の B モード画像データは、表示部 7 のモニタにリアルタイム表示される。

【 0 0 6 1 】

次いで、操作者は、表示部 7 に表示された第 1 の B モード画像データを観測しながら暫定的に設定された第 1 の画像断面の方向を順次更新し、血管の関心部位の表示を可能とす

10

20

30

40

50

る方向に第1の画像断面を再設定する(図6のステップS2)。そして、再設定された第1の画像断面における第1のBモード画像データを上述と同様な方法によって生成し、得られた第1のBモード画像データを表示部7にリアルタイム表示する(図6のステップS3)。

#### 【0062】

次に、操作者は、入力部9のサンプルゲート設定部92を操作することによって第1のBモード画像データに表示された血管の関心部位にサンプルゲートを設定し(図6のステップS4)、更に、入力部9の画像断面設定部91を操作することによって前記サンプルゲートを含み第1の画像断面に直交する第2の画像断面を設定する(図6のステップS5)。

10

#### 【0063】

一方、画像断面設定部91から第2の画像断面の位置情報を受信したシステム制御部10は、送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路222に対して遅延時間制御信号を供給し、第1の画像断面の場合と同様にして、第2の画像断面における送受信方向1、2( $2 = 1 + \quad$ )、3( $3 = 1 + 2 \quad$ )・・・に対し超音波送受信を行なう、そして、このとき画像データ生成部4において生成された第2のBモード画像データは、表示部7において第1のBモード画像データと共にリアルタイム表示される(図6のステップS6)。

#### 【0064】

表示部7にて同時表示された第1のBモード画像データ及び第2のBモード画像データを観察した操作者は、これらのBモード画像データを観察しながら入力部9の方向ベクトル設定部93を操作することによりBモード画像データに示されたサンプルゲートを起点とする方向ベクトルを任意の方向に設定する。この場合、入力部9に備えられたトラックボールを操作することにより方向ベクトルの方向設定は短時間かつ容易に行なうことができる。

20

#### 【0065】

方向ベクトル設定部93より方向ベクトルの設定情報を受信した投影成分演算部6は、前記方向ベクトルの第1の画像断面及び第2の画像断面に対する投影成分を算出する。そして、得られた投影成分を表示部7へ供給し、第1のBモード画像データ及び第2のBモード画像データに重畳して表示する。

30

#### 【0066】

次に、操作者は、入力部9の方向ベクトル設定部93を操作することにより、第1のBモード画像データ及び第2のBモード画像データに表示された血管の走行方向と上述の投影成分の方向とが一致するように方向ベクトルの方向を更新し、更新された方向ベクトルの情報を速度補正部5の入射角度計測部51へ供給する(図6のステップS7)。

#### 【0067】

そして、入射角度計測部51は、方向ベクトル設定部93から供給された方向ベクトルの設定情報とシステム制御部10から供給されたサンプルゲートに対する超音波送信方向の情報に基づいて血管走行に対する超音波ビームの入射角度を計測する(図6のステップS8)。

40

#### 【0068】

一方、上述のステップS4において第1のBモード画像データに対しサンプルゲートが設定されたならば、Bモード画像データ生成用の超音波送受信と交互して前記サンプルゲートの方向に対する超音波送受信が行なわれ、このとき、送受信部2の受信部22から出力された受信信号は、超音波データ生成部3のスペクトラムデータ生成部32へ供給される。

#### 【0069】

スペクトラムデータ生成部32は、受信部22から供給された受信信号をミキサ322及びLPF323により直交位相検波してドプラ信号を検出し、SH324へ供給する。SH324にはサンプルゲート設定部92にて設定されたサンプルゲートの位置(深さ)

50

に対応するサンプルゲートパルスがシステム制御部 10 から供給され、このサンプルゲートパルスに従ってドプラ信号がサンプルホールドされる。そして、SH324 の出力は、BPF325 において平滑化された後、A/D変換器326 においてデジタル信号に変換されてFFT分析器327 の記憶回路に一旦保存される。

【0070】

FFT分析器327 の演算回路は、前記記憶回路に保存された所定区間のドプラ信号をFFT分析して周波数スペクトラムを算出し、このFFT分析を一連のドプラ信号に対して所定時間間隔で繰り返す。そして、このとき得られた複数の周波数スペクトラムを時系列的に配列しドプラスペクトラムデータを生成する(図6のステップS9)。

【0071】

次に、速度補正部5 のスペクトラムデータ補正部52 は、スペクトラムデータ生成部32 によって生成されたドプラスペクトラムデータの血流速度あるいはドプラ周波数の値を入射角度計測部51 によって計測された超音波ビームの入射角度に基づいて補正し(図6のステップS10)、補正後のドプラスペクトラムデータを表示部7 において第1のBモード画像データ及び第2のBモード画像データと共にリアルタイム表示する(図6のステップS11)。但し、ドプラスペクトラムデータは第1のBモード画像データや第2のBモード画像データに対して独立に表示しても構わない。

【0072】

以上述べた本実施例によれば、超音波のドプラ効果を用いて血流速度を計測する際に、血流方向を3次元的に把握することができるため超音波ビームの入射角度に起因する計測誤差を高精度で補正することが可能となる。

【0073】

特に、上述の実施例では、交叉するBモード画像データの各々において血流方向を示す方向ベクトルの投影成分と血管像が重畳表示されるため、正確な方向ベクトルの設定が可能となり、精度の高い補正を行なうことができる。

【0074】

又、交叉する複数のBモード画像データの生成と表示は略リアルタイムで行なうことができるため、呼吸性あるいは拍動性の動きがある血管や臓器の血流計測においても高精度の補正が可能となる。

【0075】

更に、上述の補正はボリュームデータを収集する必要がないため特許文献2に記載された方法と比較して短時間かつ簡単な操作によって行なうことができ、検査における操作者の負担が軽減される。

【0076】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、補正されたドプラスペクトラムデータの表示に際し、ドプラスペクトラムデータの縦軸に示された血流速度あるいはドプラ周波数の目盛りを超音波ビームの入射角度に基づいて補正する場合について述べたが、前記入射角度に基づいてドプラスペクトラムデータの振幅を伸長あるいは圧縮して表示してもよい。

【0077】

又、上述の実施例では、交叉する複数の画像断面において生成されたBモード画像データを用いてサンプルゲートの設定や方向ベクトルの設定/更新等を行なったが、カラードプラ画像データあるいはBモード画像データとカラードプラ画像データを用いて上述の設定を行なってもよい。特に、カラードプラ画像データを用いることにより、血流方向の把握が更に容易になる。尚、カラードプラ画像データの生成方法については、例えば、特開2005-81082号公報等に記載されているため詳細な説明は省略する。

【0078】

更に、複数の画像断面に対して投影された方向ベクトルの投影成分に基づいて方向ベクトルの更新を行なったが、例えば、図7に示すようにサンプルゲートSGを含み複数画像断

10

20

30

40

50

面の各々に対して垂直あるいは所定角度で交叉する平面（紙面）を設定し、この平面上に投影された前記方向ベクトルの観測を追加することにより方向ベクトルの設定／更新は更に容易となる。尚、図7において、IP1及びIP2は第1の画像断面及び第2の画像断面を示し、DVP1及びDVP2は第1の画像断面及び第2の画像断面に対する方向ベクトルDVの投影成分を示している。

【0079】

一方、上述の実施例では、複数の振動素子が2次元配列された超音波プローブ1を用い交叉する2つのBモード画像データを生成したが、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブあるいは単一の振動素子を有した超音波プローブを機械的に高速移動させて複数の画像データを生成してもよい。又、被検体に対する超音波走査方式は、実施例に示したセクタ走査方式に限定されるものではなく、リニア走査方式やコンベックス走査方式等の他の走査方式であっても構わない。

10

【0080】

更に、操作者が入力部9の方向ベクトル設定部93を操作することにより方向ベクトルの設定／更新を行なう場合について述べたが、複数の画像データにおける血管断面データと前記画像データの各々に投影された方向ベクトルの投影成分を画像処理することによって方向ベクトルの設定／更新を自動的に行なってもよい。

【0081】

又、上述の実施例では、超音波のドプラ効果を用いて得られる被検体の血流速度を補正する場合について述べたが、生体組織等の移動速度に対して同様の補正を行なってもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0082】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置を構成する送受信部及び超音波データ生成部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例におけるスペクトラムデータ生成部の基本動作を示すタイムチャート。

【図4】同実施例における超音波ビームの入射角度計測方法を説明するための図。

【図5】同実施例におけるBモード画像データ及びドプラスペクトラムデータの表示例を示す図。

30

【図6】同実施例におけるドプラスペクトラムデータの補正手順を示すフローチャート。

【図7】同実施例における方向ベクトル投影方法の変形例を示す図。

【符号の説明】

【0083】

1 ... 超音波プローブ

2 ... 送受信部

2 1 ... 送信部

2 2 ... 受信部

3 ... 超音波データ生成部

3 1 ... Bモードデータ生成部

40

3 2 ... スペクトラムデータ生成部

4 ... 画像データ生成部

5 ... 速度補正部

5 1 ... 入射角度計測部

5 2 ... スペクトラムデータ補正部

6 ... 投影成分演算部

7 ... 表示部

8 ... 基準信号発生部

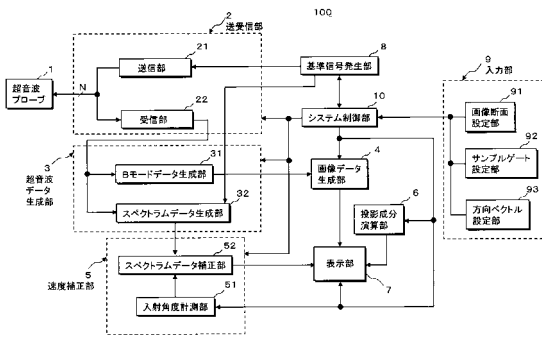
9 ... 入力部

9 1 ... 画像断面設定部

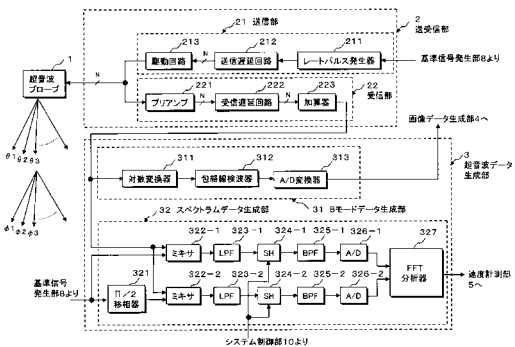
50

- 9 2 ... サンプルゲート設定部
- 9 3 ... 方向ベクトル設定部
- 1 0 ... システム制御部
- 1 0 0 ... 超音波診断装置

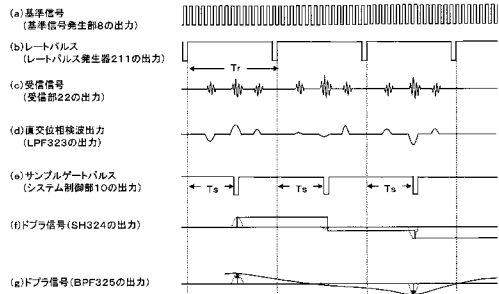
【図1】



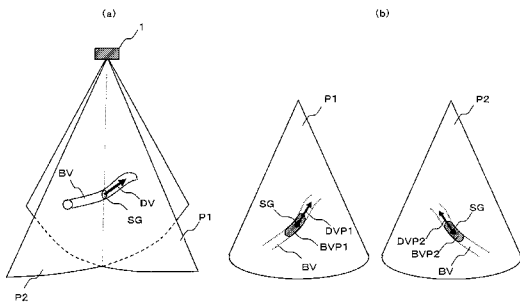
【図2】



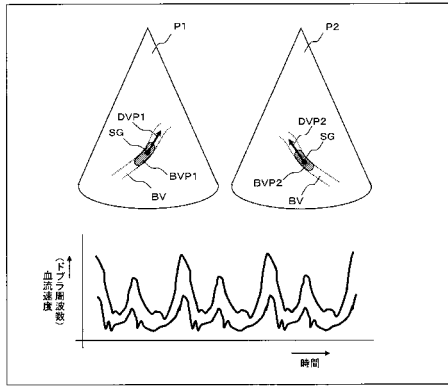
【図3】



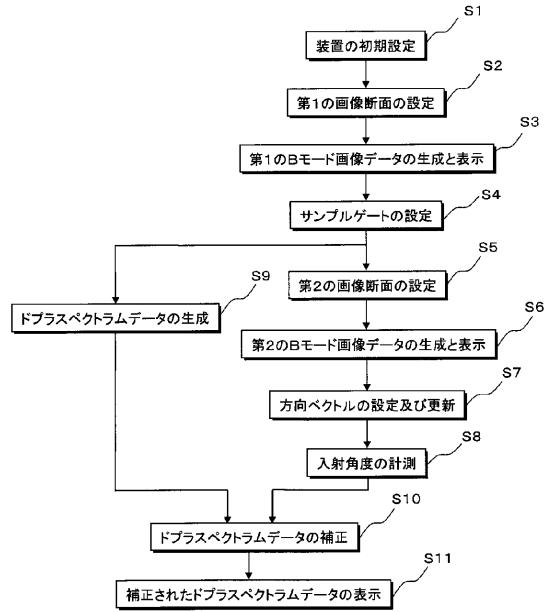
【図4】



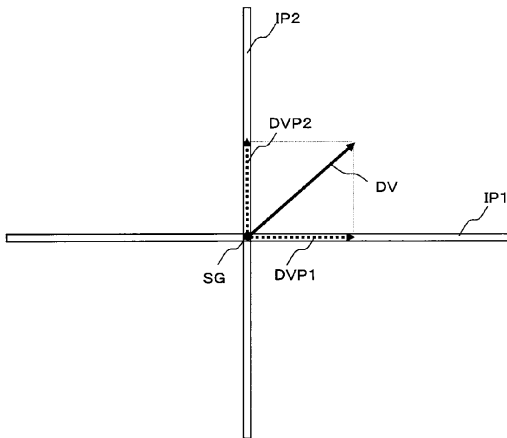
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

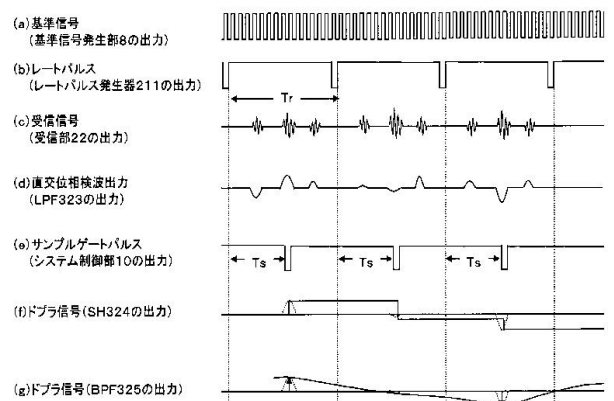
審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平02 - 246948 (JP, A)  
特開2005 - 095278 (JP, A)  
特開平04 - 108435 (JP, A)

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波計測方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4928886B2</a>	公开(公告)日	2012-05-09
申请号	JP2006258754	申请日	2006-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	内堀孝信		
发明人	内堀 孝信		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/ JB16 4C601/ JB49 4C601/ JB54 4C601/ KK12 4C601/ KK17 4C601/ KK19 4C601/ KK25		
代理人(译)	藤原 康高		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2008073422A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：以高精度校正由超声波束的入射角引起的血流测量误差。  
 ZOLUTION：当从感兴趣区域获取的多普勒信号生成多普勒频谱数据时，生成具有由样本门设置部分92在第一图像数据的感兴趣区域中设置并且与第一图像数据交叉的样本门的第二图像数据。在受试者的图像数据中指示的血管的一部分。方向矢量设置部分93更新方向矢量，使得设置为在样本门开始的血流方向矢量的每个图像数据的投影元素可以与图像数据中的血流方向匹配。入射角测量部分51根据更新的方向矢量测量超声波束朝向感兴趣区域的入射角，并且光谱数据校正部分52用入射角校正多普勒频谱数据。  
 Z



【 図 4 】