

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5214920号
(P5214920)

(45) 発行日 平成25年6月19日(2013.6.19)

(24) 登録日 平成25年3月8日(2013.3.8)

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

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2007-192256 (P2007-192256)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成19年7月24日 (2007.7.24)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2009-28083 (P2009-28083A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成21年2月12日 (2009.2.12)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成22年6月25日 (2010.6.25)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の音響出力方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも2つのスピーカと、

超音波プローブから出力されるドブラ信号に基づいて特定部位における被検体の三次元流体情報として、前記被検体の速度、方位角、仰角に関する3つの三次元流体情報を取得する三次元情報取得部と、

前記三次元情報取得部により取得された前記3つの三次元流体情報それぞれについて、当該三次元流体情報に基づいて前記スピーカを鳴動するときの周波数特性、音圧、残響音、前記スピーカの音圧差、又は前記スピーカの位相差の各音響パラメータのいずれかを变化させて、前記音響パラメータに基づいて前記スピーカを鳴動する音響出力部と、
を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記三次元情報取得部は、前記三次元流体情報として、前記速度、方位角、仰角に加え前記被検体の乱流度、拍動を取得することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記音響出力部は、前記被検体の前記速度に応じて少なくとも前記周波数特性、前記音圧又は残響量のうち少なくとも1つを变化させて前記各スピーカを鳴動することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記音響出力部は、前記方位角に応じて少なくとも前記音圧又は前記位相差のうち少な

20

くとも1つを変化させて前記各スピーカを鳴動することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記音響出力部は、前記各スピーカが二次元に配置されている場合、前記仰角に応じて空間音響の伝達特性を用いた擬似特性を付加して前記各スピーカを鳴動することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記音響出力部は、前記仰角に応じて前記擬似特性として少なくとも前記周波数特性を変化させる、又は残響を付加して前記各スピーカを鳴動することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記音響出力部は、前記各スピーカを左右2チャンネルとして配置したバイノーラルシステムを用いる場合、前記方位角、前記仰角に対応した前記位相差を前記各スピーカ間に与えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記音響出力部は、前記各スピーカを左右2チャンネルとして配置したバイノーラルシステムを用いる場合、前記左右2チャンネルの前記各スピーカ間に利得差を与える、又は上下周波数特性を空間音響データに基づいて補正して前記各スピーカ間に与えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記音響出力部は、三次元空間に配置された複数のスピーカを備え、前記三次元情報取得部により取得された前記乱流度に応じて前記各スピーカをそれぞれ鳴動させることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記超音波プローブは、超音波マルチビームを前記被検体に送波し、前記被検体からの反射波を受波することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記複数のスピーカは、二次元又は三次元空間に配置されることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項12】

ディスプレイと、
前記超音波プローブから出力される前記ドプラ信号に基づいて作成される三次元超音波画像データを前記ディスプレイに表示する表示部と、
前記三次元の流れ方向を含む前記三次元流体情報に従って前記三次元超音波画像データ中の前記被検体に色付けを行う色付け部と、
を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記音響出力部は、正弦波又はホワイトノイズを音源とし、これら正弦波又はホワイトノイズを前記被検体の前記速度に応じて振幅変調することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項14】

超音波プローブから出力されるドプラ信号に基づいて特定部位における少なくとも流体である被検体の少なくとも三次元の流れ方向を含む三次元流体情報として前記被検体の速度、方位角、仰角を取得し、

前記被検体の前記速度、前記方位角、前記仰角のうちいずれかに基づいて少なくとも2つのスピーカを鳴動するときの周波数特性、音圧、残響音、前記少なくとも2つのスピーカの音圧差、又は前記少なくとも2つのスピーカの位相差の各音響パラメータに変換し、これら音響パラメータのうち3つの前記音響パラメータを変化させて前記少なくとも2つのスピーカを鳴動して三次元空間の音として出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置の音響出力方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば人体等の生体に流れる血流等の流体である被検体の流れる方向等を音響に変換出力する機能を備えた超音波診断装置及びその音響出力方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波ドプラ診断装置は、超音波プローブから送波する超音波ビームによりパルスドプラ（PWD）と連続ドプラ（CWD）とがあり、いずれも超音波が例えば人体内で動いている血流や組織で反射されるときに、これら血流や組織からの反射波の周波数が入射波の周波数から僅かにずれるドプラ効果を利用して例えば人体内の血流や組織の速度を計測したり、或いは血流をカラーで二次元表示する。

10

【0003】

超音波プローブから出力されるドプラ信号の表示には、例えばドプラ信号を周波数分析して速度に対応するドプラ周波数に変換して表示したり、ドプラ信号を直接スピーカで音により出力する方法がある。このうち、音により出力する方法において、パルスドプラ（PWD）及び連続ドプラ（CWD）のドプラ音は、ドプラ信号を方向分離すなわち血流がどちらの方向であるのかを分離し、超音波プローブに向かってくる例えば血流を正、超音波プローブから遠ざかる血流を負とし、左右に配置された例えば2つのスピーカからオーディオ音として出力している。

20

【0004】

ユーザは、左右に配置された各スピーカから出力されるドプラ音を聴き、このドプラ音の有無によって人体等の超音波断層像中の例えば肝臓内の細かい血管中に流れる血流の有無を感度高くかつ応答性よく検出する。そして、ユーザは、血管中に流れる血流の有無の結果からカラーROI（関心領域）又はパルスドプラ（PWD）により超音波ビームを照射して例えば血流を計測する部位であるレンジゲート（RG）を確定している。

【0005】

しかしながら、ドプラ信号を方向分離して左右に配置された2つのスピーカからオーディオ音として出力するのではなく、例えば超音波プローブの中心又は生体のレンジゲート（RG）を中心とする座標系において血流の方向が三次元空間で把握できることの要求がある。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、超音波プローブの中心又は生体のレンジゲート（RG）を中心とする座標系において血流の方向が三次元空間で取得できる超音波診断装置及び超音波診断装置の音響出力方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の請求項1に記載の超音波診断装置は、少なくとも2つのスピーカと、超音波プローブから出力されるドプラ信号に基づいて特定部位における被検体の三次元流体情報として、被検体の速度、方位角、仰角に関する3つの三次元流体情報を取得する三次元情報取得部と、三次元情報取得部により取得された3つの三次元流体情報それぞれについて、当該三次元流体情報に基づいてスピーカを鳴動するときの周波数特性、音圧、残響音、スピーカの音圧差、又はスピーカの位相差の各音響パラメータのいずれかを変化させて、音響パラメータに基づいてスピーカを鳴動する音響出力部とを具備する。

40

【0008】

本発明の請求項14に記載の超音波診断装置の音響出力方法は、超音波プローブから出

50

力されるドブラ信号に基づいて特定部位における少なくとも流体である被検体の少なくとも三次元の流れ方向を含む三次元流体情報として被検体の速度、方位角、仰角を取得し、被検体の速度、方位角、仰角のうちいずれかに基づいて少なくとも2つのスピーカを鳴動するときの周波数特性、音圧、残響音、少なくとも2つのスピーカの音圧差、又は少なくとも2つのスピーカの位相差の各音響パラメータに変換し、これら音響パラメータのうち3つの音響パラメータを変化させて少なくとも2つのスピーカを鳴動して三次元空間の音として出力する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、超音波プローブの中心又は生体のレンジゲート(RG)を中心とする座標系において血流の方向が三次元空間で取得できる超音波診断装置及び超音波診断装置の音響出力方法を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の一実施の形態について図面を参照して説明する。

図1は超音波ドブラ診断装置のブロック構成図を示す。二次元の超音波プローブ1は、複数のビームから成る超音波マルチビームを例えば人体等の生体2内の血管3内に流れる血流等の流体である被検体4を含む特定部位(以下、レンジゲート:RGと称する)に送波し、このレンジゲートRGからの反射波を受波する。この超音波プローブ1は、複数の超音波振動子を二次元平面上に配列して成り、これら超音波振動子により超音波マルチビームの送波と反射波の受波を行う。

【0011】

図2は超音波プローブ1の二次元プローブ表面を模式的に示すもので、この超音波プローブ1は、二次元平面上に配列された複数の超音波振動子のうち例えば4箇所の各超音波振動子6-1~6-4によりレンジゲートRGからの反射波を受波可能である。なお、超音波振動子6-1、6-3、6-4を用いる場合、超音波振動子6-1と超音波振動子6-4との間隔をエレベーションピッチEpとし、超音波振動子6-1と超音波振動子6-3との間隔をアジマスピッチApとする。これにより、超音波プローブ1は、例えば図3に示すように4箇所の各超音波振動子6-1~6-4によりレンジゲートRGからの各受信ビームF₁~F₄を受波する。

【0012】

マルチビームドブラ信号処理部7は、超音波プローブ1の複数の超音波振動子を例えば電子的に走査し、レンジゲートRGからの各受信ビームF₁~F₄を受波した各超音波振動子6-1~6-4の各出力信号からドブラ信号を検出する。

三次元角度補正速度ベクトル化部8は、マルチビームドブラ信号処理部7により検出された各超音波振動子6-1~6-4のドブラ信号に基づいて血流等の被検体4の三次元の流れ方向及び血流等の被検体4の血流量を表す三次元の流体ベクトルデータとして血流等の被検体4の速度(血流速度)であるベクトルノルムNと、方位角 θ と、仰角 ϕ とを取得する。すなわち三次元の流体ベクトルデータは、 $[N, \theta, \phi]$ により表される。なお、三次元角度補正速度ベクトル化部8は、血流等の被検体4の血流量を表す三次元の流体ベクトルデータのノルムN(血流速度)等の算出をドブラ角度補正を用いて行う。このドブラ角度補正は、超音波ビームの方向と血流等の被検体4の流れ方向(以下、血流方向と称する)との成す角すなわちドブラ角を測定して血流速度の絶対値を求めることである。

【0013】

速度ベクトル変換処理部9は、三次元角度補正速度ベクトル化部8により取得されたベクトルノルムNと、方位角 θ と、仰角 ϕ とに基づいて三次元音響システム10用のオーディオ出力に変換する。この速度ベクトル変換処理部9は、三次元の流体ベクトルデータ $[N, \theta, \phi]$ を (f, a, ϕ) により人工的な音響パラメータに割り付けて (f, a, ϕ) に変換する。なお、fは周波数特性、aは振幅特性、 ϕ はパイノーラルシステムの左右行路差(位相差)である。

10

20

30

40

50

【数 1】

$$\beta(f, a, \Delta) = \alpha(f, a, \Delta) \cdot \begin{bmatrix} N \\ \theta \\ \phi \end{bmatrix}$$

10

【0014】

速度ベクトル変換処理部 9 は、レンジゲート R G からの各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ から検出されるドブラ信号から振幅や周波数成分などを基に生成された音源 $X(t)$ に三次元音響空間変換 を乗算し、三次元音響システム用オーディオ出力 $[y]$ を発生する。

$$[y] = (f, a, \Delta) \cdot X(t)$$

三次元音響システム 10 は、速度ベクトル変換処理部 9 により発生された三次元音響システム用オーディオ出力 $[y]$ を電気 - 音響変換するもので、例えばマルチスピーカシステム、7.1ch を使ったサウンド方式 (7.1 サラウンドシステム)、又はバイノーラルシステムである。

【0015】

20

このような超音波ドブラ診断装置であれば、二次元の超音波プローブ 1 は、複数のビームから成る超音波マルチビームを例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の流体である被検体 4 を含むレンジゲート R G に送波し、このレンジゲート R G からの反射波を受波する。例えば、超音波プローブ 1 は、例えば図 3 に示すように 4 箇所各超音波振動子 $6-1 \sim 6-4$ によりレンジゲート R G からの各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ を受波する。

マルチビームドブラ信号処理部 7 は、超音波プローブ 1 の複数の超音波振動子を例えば電子的に走査し、レンジゲート R G からの各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ を受波した各超音波振動子 $6-1 \sim 6-4$ の各出力信号からドブラ信号を検出する。

【0016】

30

三次元角度補正速度ベクトル化部 8 は、マルチビームドブラ信号処理部 7 により検出された各超音波振動子 $6-1 \sim 6-4$ のドブラ信号に基づいて血流等の被検体 4 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 4 の血流量を表す三次元の流体ベクトルデータとして血流等の被検体 4 の速度 (血流速度) であるベクトルノルム N と、方位角 θ と、仰角 ϕ とを取得する。

【0017】

速度ベクトル変換処理部 9 は、三次元角度補正速度ベクトル化部 8 により取得された三次元の流体ベクトルデータ $[N, \theta, \phi]$ を (f, a, Δ) により人工的な音響パラメータに割り付けて (f, a, Δ) に変換し、ドブラ信号から振幅や周波数成分などを基に生成された音源 $X(t)$ に三次元音響空間変換 を乗算し、三次元音響システム用オーディオ出力 $[y]$ を発生する。

40

三次元音響システム 10 は、例えばマルチスピーカシステム、7.1ch を使ったサウンド方式 (7.1 サラウンドシステム)、又はバイノーラルシステムにより速度ベクトル変換処理部 9 により発生された三次元音響システム用オーディオ出力 $[y]$ を電気 - 音響変換する。

このように上記一実施の形態によれば、二次元の超音波プローブ 1 によりレンジゲート R G から受波された各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ に対応するドブラ信号をマルチビームドブラ信号処理部 7 により検出し、このドブラ信号に基づいて血流等の被検体 4 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 4 の血流量を表す三次元の流体ベクトルデータとして血流等の被検体 4 の速度 (血流速度) であるベクトルノルム N 、方位角 θ 、仰角 ϕ を三次元角度補正

50

速度ベクトル化部 8 により取得し、この三次元の流体ベクトルデータ [N 、 θ 、 ϕ] に基づいて速度ベクトル変換処理部 9 により三次元音響システム用オーディオ出力 [y] を発生し、三次元音響システム 10 を鳴動する。

【 0 0 1 8 】

これにより、超音波プローブ 1 の中心又は生体のレンジゲート R G を中心とする座標系において血流の方向を三次元空間で取得できる。例えば、医師等のオペレータは、血流速度に応じた周波数で、方位角 θ に応じた音圧で、かつ仰角 ϕ に応じた周波数特性の音を聴き、血管 3 内に流れる血流等の流体である被検体 4 の流れる血流方向、血流量等を聴覚でも把握することが可能になる。

【 0 0 1 9 】

次に、本発明の一実施の形態の具体例について説明する。

図 4 は超音波ドブラ診断装置の構成図を示す。二次元の超音波プローブ 1 は、上記同様に、複数のビームから成る超音波マルチビームを例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の流体である被検体 4 を含むレンジゲート R G に送波し、このレンジゲート R G からの反射波を受波する。この超音波プローブ 1 は、複数の超音波振動子を二次元平面上に配列して成り、これら超音波振動子により超音波マルチビームの送波と反射波の受波を行う。この超音波プローブ 1 は、上記図 2 に示すように二次元平面上に配列された複数の超音波振動子のうち例えば 4 箇所の各超音波振動子 6 - 1 ~ 6 - 4 によりレンジゲート R G からの反射波を受波可能である。

【 0 0 2 0 】

走査送受波部 20 は、上記マルチビームドブラ信号処理部 7 に対応するもので、超音波プローブ 1 の複数の超音波振動子を例えば電子的に走査し、各超音波振動子を順次駆動して超音波マルチビームを走査し、かつレンジゲート R G 等からの反射波を受波したときの各超音波振動子の各出力信号からドブラ信号を検出する。

デジタル・スキャン・コンバータ (以下、D S C と称する) 21 は、走査送受波部 20 から出力されたドブラ信号をデジタル変換して画像メモリ等の記憶部 22 に記憶し、この記憶部 22 に記憶したデジタルドブラ信号をディスプレイ 23 ディスプレイ 23 の走査に従って読み出し、アナログ変換してリアルタイムで例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート R G の超音波画像をディスプレイ 23 に表示するもので、三次元画像データ作成部 24 と、三次元情報取得部 25 と、三次元音響出力部 26 と、色付け部 27 と、表示部 28 とを有する。なお、D S C 21 には、ディスプレイ 23 が接続されている。

【 0 0 2 1 】

三次元画像データ作成部 24 は、走査送受波部 20 から出力されたドブラ信号をデジタル変換して例えば予め設定された走査期間分のデジタルドブラ信号を記憶部 22 に記憶することにより複数枚の断層画像得データ (スタックデータ) を取得し、これら断層画像得データを再構成することにより例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート R G の三次元超音波画像データ (ボリュームデータ) を作成する。

【 0 0 2 2 】

三次元情報取得部 25 は、上記三次元角度補正速度ベクトル化部 8 に対応するもので、三次元画像データ作成部 24 により作成された三次元超音波画像データ中の特定部位すなわち例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート R G における血流等の被検体 4 の少なくとも三次元の流れ方向を含む三次元流体情報、すなわち三次元超音波画像データ中における血流等の被検体 4 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 4 の血流量を表す流体ベクトルデータに基づいて三次元流体情報として血流等の被検体 4 の速度 (血流速度) すなわちベクトルノルム N 、方位角 θ 、仰角 ϕ を取得する。又、三次元情報取得部 25 は、三次元流体情報として血流等の被検体 4 の乱流度、拍動を取得する。

【 0 0 2 3 】

ここで、血流等の被検体 4 の血流量を表す流体ベクトルデータのノルム N 等の算出について説明する。超音波ビームの方向と血流等の被検体 4 の血流方向との成す角をドブラ角と称し、超音波ドブラ法による血流速度測定では、検出されるドブラ偏移周波数が血流速度とドブラ角との余弦の積に比例し、ドブラ角度に依存する。そして、ドブラ角度を測定して血流速度の絶対値を求めることをドブラ角度補正と称する。そこで、血流等の被検体 4 の血流量を表す流体ベクトルデータのノルム（血流速度）等の算出は、ドブラ角度補正を用いる。しかるに、ドブラ角度補正について説明する。

【 0 0 2 4 】

図 3 に示すように血流等の被検体 4 を含むレンジゲート R G を挟んだエレベーション（仰角）とアジマス（方位角）との 4 方向の角度は、全て同一の角度 で等しいとする。又、4 つの超音波ビームの真ん中に血流等の被検体 4 を含むレンジゲート R G が存在し、このレンジゲート R G では均質に血流が流れているものとする。

10

エレベーションとアジマスとの 4 方向の各角度（以下、仰角と称する） が小さいので、超音波ビームを走査したときの振り角度によって中心 G から各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ の反射点 $r_1 \sim r_4$ までの各距離は等しいとする。仰角 は、予め既知である。

又、各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ の方向は、レンジゲート R G の中心でも同一方向を向いているものとする。なお、各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ は、ベクトルで表されるものとする。

【 0 0 2 5 】

先ず、二次元断面での計算方法を図 5 を参照して説明する。

【 0 0 2 6 】

20

各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ は、それぞれ超音波プローブ 1 の 4 箇所各超音波振動子 6 - 1 ~ 6 - 4 により受波される。走査送受波部 2 0 は、超音波プローブ 1 の複数の超音波振動子を例えば電子的に走査し、各超音波振動子 6 - 1 ~ 6 - 4 の各出力信号からドブラ信号を検出する。三次元情報取得部 2 5 は、各超音波振動子 6 - 1 ~ 6 - 4 により受波される各ドブラ信号に基づいて下記の演算を行う。

【 0 0 2 7 】

各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ のスカラー量を $f_1 \sim f_4$ とし、血流等の被検体 4 の血流量を表す流体ベクトルすなわち未知の血流ベクトルを F_0 とする。 f_0 は血流ベクトル F_0 のスカラー量である血流速度すなわちベクトルノルム N を示す。又、角度 を方位角とする。ここに、

30

$$f_1 = f_0 * \sin(/ 2 - +)$$

$$f_2 = f_0 * \sin(/ 2 - -)$$

別な表現をすると、

$$f_1 = f_0 * \cos(-)$$

$$f_2 = f_0 * \cos(+)$$

となる。

上記式を展開すると、

$$f_1 = f_0 * (\sin * \cos - \cos * \sin)$$

$$f_2 = f_0 * (\sin * \cos + \cos * \sin)$$

しかるに、

40

$$\tan = \{ (f_1 + f_2) / (f_2 - f_1) \} * \tan$$

となり、方位角 が次式により求められる。

$$= \tan^{-1} \{ (f_1 + f_2) / (f_2 - f_1) \} * \tan$$

又、角度補正後の血流等の被検体 4 の流速 f_0 は、次式により求められる。

【数 2】

$$f_0 = \frac{1}{2} * \sqrt{\frac{(f_2 + f_1)^2}{\cos^2 \phi} + \frac{(f_2 - f_1)^2}{\sin^2 \phi}}$$

【 0 0 2 8 】

50

これを三次元に展開すると、

【数 3】

$$\theta\alpha = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(f_2 + f_1)^2}{\cos^2 \phi} + \frac{(f_2 - f_1)^2}{\sin^2 \phi}} \quad \theta\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{f_1 + f_2}{f_2 - f_1} * \tan \phi \right)$$

$$f_e = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(f_4 + f_3)^2}{\cos^2 \phi} + \frac{(f_4 - f_3)^2}{\sin^2 \phi}} \quad \theta e = \tan^{-1} \left(\frac{f_4 + f_3}{f_4 - f_3} * \tan \phi \right)$$

10

【0029】

が求められる。

【0030】

すなわち、図6乃至図7に示すように各受信ビーム F_1 、 F_2 からアジマス方向の断面 (X-Z平面)、各受信ビーム F_3 、 F_4 からエレベーション方向の断面 (Y-Z平面) の投影ベクトルをそれぞれ二次元の手法を用いて算出する。

この結果、三次元の血流ベクトル F_0 の流速 f_0 が求められる。

【数 4】

$$\vec{f}_0 = (f_a * \cos \theta\alpha, f_e * \cos \theta e, f_e * \sin \theta e) \text{ or } (f_a * \cos \theta\alpha, f_e * \cos \theta e, f_a * \sin \theta\alpha)$$

20

$$|f_0| = \sqrt{f_e^2 + (f_a * \cos \theta\alpha)^2} \text{ or } \sqrt{f_a^2 + (f_e * \cos \theta e)^2}$$

【0031】

しかるに、三次元情報取得部 25 は、三次元流体情報としてレンジゲート RG を始点とする三次元の血流ベクトル F_0 により表される血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 すなわちベクトルノルム N、方位角、仰角 を取得する。なお、仰角 は、予め既知である。

【0032】

三次元音響出力部 26 は、上記速度ベクトル変換処理部 9 に対応するもので、三次元情報取得部 25 により取得されたレンジゲート RG における三次元流体情報としての血流等の被検体 4 のベクトルノルム N、方位角、仰角 を受け取り、これらベクトルノルム N、方位角、仰角 に応じて走査送受波部 20 からのドプラ信号を三次元空間のドプラ音に音響変換して出力する。この三次元音響出力部 26 には、複数のスピーカ 29-1 ~ 29-n が接続されている。これらスピーカ 29-1 ~ 29-n は、例えば二次元又は三次元空間に配置されている。

30

【0033】

図9は各スピーカ 29-1 ~ 29-n の配置の一例を示す。超音波ドプラ診断装置本体 30 が設置され、この超音波ドプラ診断装置本体 30 に隣接して寝台 31 が設置されている。超音波ドプラ診断装置本体 30 のフロント側には、医師等のオペレータ 32 がおり、寝台 31 上には、患者等の被検者 33 が載置されている。医師等のオペレータ 32 は、超音波プローブ 1 を被検者 33 に当てている。

40

複数のスピーカ 29-1 ~ 29-n は、超音波ドプラ診断装置本体 30、オペレータ 32、寝台 31 及び寝台 31 上の被検者 33 を囲む三次元空間に配置されている。複数のスピーカ 29-1 ~ 29-n は、例えば医師等のオペレータ 32 の座席位置を中心とする複数の円周上に等間隔で配置されている。これらスピーカ 29-1 ~ 29-n の配置される各円周は、例えば半径を異ならせたり、位置を異ならせている。これらスピーカ 29-1 ~ 29-n の個数は、例えば 60 個である。

【0034】

三次元音響出力部 26 は、三次元流体情報としての血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 、

50

方位角、仰角に基づいて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動する。これにより、医師等のオペレータ32は、少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nの鳴動を聴くことにより、レンジゲートRGを始点とする三次元の血流ベクトルF₀により表される血流等の被検体4の血流速度f₀、方位角、仰角に対応する音響Sを聴くことになる。

【0035】

この場合、三次元音響出力部26は、血流等の被検体4の血流速度f₀、方位角、仰角に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの三次元のドブラ音の音圧、位相差又は周波数特性のうち少なくとも1つ、又はこれら音圧、位相差又は周波数特性のうち少なくとも2つを組み合わせることで可変することが可能である。例えば、三次元音響出力部26は、血流等の被検体4の血流速度f₀に応じて三次元のドブラ音の少なくとも周波数特性、音圧又は残響量のうち少なくとも1つを変化させて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動する。又、三次元音響出力部26は、方位角に応じて三次元のドブラ音の少なくとも音圧又は位相差のうち少なくとも1つを変化させて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動する。このうち、方位角に応じて位相差を変化させる場合、三次元音響出力部26は、2つのスピーカ、例えばスピーカ16-1、16-n間に位相差を与えてドブラ音を鳴動する。

【0036】

ここで、血流等の被検体4の血流速度f₀、方位角、仰角に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの方式には、第1乃至第3の音響方式がある。

第1の音響方式では、三次元音響出力部26は、血流等の被検体4の血流速度f₀に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの周波数を可変するもので、例えば血流速度f₀が速いと周波数を高くし、血流速度f₀が遅いと周波数を低くする。血流速度f₀に応じて周波数を可変する方法は、例えば2方法ある。第1の方法は、スペクトラムの血流速度f₀の最大流速V_p若しくは平均流速V_mに周波数変調(FM変調)をかける。この周波数変調により血流速度f₀と周波数とが一致する。さらに、スペクトラムのトータルパワーを変換し、エンベロープを作成し、振幅変調(AM変調)をかける。

【0037】

第2の方式では、三次元音響出力部26は、例えば周波数400Hzの正弦波又はホワイトノイズを音源とし、これら正弦波又はホワイトノイズを血流等の被検体4の血流速度f₀に応じて振幅変調する。

なお、三次元音響出力部26は、振幅変調に限らず、FM変調をかけてもよい。

図10はドブラ信号に応じてFM変調を掛けた一例を示し、図11はドブラ信号に応じて正弦波にAM変調を掛けた一例を示し、図12はドブラ信号に応じてホワイトノイズを用いてAM変調を掛けた一例を示す。

【0038】

これと共に三次元音響出力部26は、方位角に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧を可変するもので、例えば方位角が大きくなると音圧を大きくし、方位角が小さくなると音圧を小さくする。特に血流速度f₀に応じた周波数が例えば800Hz以上のときに音圧を可変する。

図13は方位角に対する左右に配置される各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧の制御方法の一例を示す。例えばオペレータ32に対して左側に配置されている各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nの音圧を大きくすると共に、左側に配置されている各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nの音圧を小さくする。反対にオペレータ32に対して左側に配置されている各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nの音圧を小さくすると共に、左側に配置されている各

10

20

30

40

50

スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n の音圧を大きくする。なお、左側に配置されている各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n の音圧の差は、正弦波で例えば 20 dB 以上必要である。

【0039】

さらに、三次元音響出力部 26 は、仰角 θ に応じて少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの周波数特性を変化させる。図 14 は仰角 θ をパラメータとする周波数に対する各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの音圧の制御方法の一例を示す。例えば、三次元音響出力部 26 は、仰角 θ が 90° 等で大きいと、低周波数帯で音圧を小さくし、高周波数帯で音圧を大きくする周波数特性に変化させて各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動する。又、三次元音響出力部 26 は、仰角 θ が 0° 等で小さいと、低周波数帯で音圧を大きくし、高周波数帯で音圧を小さくする周波数特性に変化させて各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動する。なお、前方は、周波数 1.4 KHz で感度大である。

10

【0040】

第 2 の音響方式では、三次元音響出力部 26 は、血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 に応じて少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの音圧を可変するもので、例えば血流速度 f_0 が速いと音圧を大きくし、血流速度 f_0 が遅いと音圧を小さくする。又、三次元音響出力部 26 は、血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 に応じて少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの音の残響量を変化させてもよい。

20

【0041】

これと共に三次元音響出力部 26 は、方位角 ϕ に応じてオペレータ 32 に対して左右に配置された各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの位相差を可変する。左右に配置された各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n 間の位相差は、例えば周波数 800 Hz 以下である。

位相差の算出方法は、次の通りである。ディスプレイ 23 とオペレータ 32 の目との距離を r_a (例えば 100 cm) とし、音速を C ($= 34000 \text{ cm/s}$)、オペレータ 32 の頭部の中心から耳までの距離を H (例えば 12 cm) とする。周波数 f と波長 λ と r_a / λ との関係の一例を次表に示す。

【表 1】

30

表 1

周波数 f	波長 λ	$\Delta r / \lambda$
100Hz	340cm	1/40
1KHz	34cm	1/4
10KHz	3.4cm	3

【0042】

位相差による方位分離可能領域の制約があり、次の通りである。

40

$$- \frac{r_a}{\lambda} < 2 \sin \theta < \frac{r_a}{\lambda}$$

位相差の算出は、二次元平面内において、次式に示す。

【数 5】

$$\Delta r = \sqrt{r^2 + H^2 + 2 * r * H * \cos \theta} - \sqrt{r^2 + H^2 - 2 * r * H * \cos \theta}$$

【0043】

三次元音響出力部 26 は、音源として例えば正弦波信号又はノイズを用いてもよい。

【0044】

さらに、三次元音響出力部 26 は、仰角 θ に応じて少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1

50

、29-2、...、又は29-nを鳴動するとき上記図14に示すような周波数特性に変化して各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧を制御する。

【0045】

第3の音響方式では、三次元音響出力部26は、血流等の被検体4の血流速度 f_0 （ベクトルノルムN）に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの周波数を可変するもので、例えば血流速度 f_0 が速いと周波数を高くし、血流速度 f_0 が遅いと周波数を低くする。

これと共に三次元音響出力部26は、方位角 θ に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧を可変するもので、例えば図13に示すように方位角 θ に対する左右に配置される各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧を制御する。又、三次元音響出力部26は、方位角 θ に応じてオペレータ32に対して左右に配置された各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの位相差を可変する。左右に配置された各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-n間の位相差は、例えば周波数800Hz以下である。位相差の算出方法は、上記した通りである。

【0046】

さらに、三次元音響出力部26は、仰角 ϕ に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するとき上記図14に示すような周波数特性に変化して各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧を制御する。

【0047】

複数のスピーカ29-1～29-nは、超音波ドプラ診断装置本体30、オペレータ32、寝台31及び寝台31上の被検者33を囲む三次元空間に配置するに限らない。例えば、医師等のオペレータ32に対して左右に各1つのスピーカ16-1、16-nを配置してなる2チャンネル（2ch）の空間音響システムすなわち3ディメンジョン（3D）バイノーラルシステムや、7.1chを使ったサウンド方式、5.1chを使ったサウンド方式を用いてもよい。7.1chを使ったサウンド方式は、例えば医師等のオペレータ32に対してセンター前方と、左と、右と、リア左と、リア右と、各横と、ウーファーとにそれぞれスピーカを用いてなる。5.1chを使ったサウンド方式は、例えばセンターと、左と、右と、リア左と、リア右と、ウーファーとにそれぞれスピーカを用いてなる。

【0048】

このようなスピーカ16-1、16-2、...、16-nの配置のうち左右2chのバイノーラルシステム、例えば2つのスピーカ16-1、16-nを用いる場合、三次元音響出力部26は、仰角 ϕ に応じて空間音響の伝達特性を用いた擬似特性を付加して2つのスピーカ16-1、16-nを鳴動する。この場合、三次元音響出力部26は、仰角 ϕ に応じて擬似特性として少なくとも周波数特性を変化させる、又は残響を付加して2つのスピーカ16-1、16-nを鳴動する。なお、左右2chのバイノーラルシステムを用いる場合、仰角 ϕ の方向にスピーカが配置されていないので、三次元音響出力部26は、仰角 ϕ に応じて擬似特性として少なくとも周波数特性を変化させる、又は残響を付加して2つのスピーカ16-1、16-nを鳴動する。

【0049】

又、左右2chのバイノーラルシステムを用いる場合、三次元音響出力部26は、方位角 θ 、仰角 ϕ に対応した位相差を例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に与えて鳴動する。

又、左右2chのバイノーラルシステムを用いる場合、三次元音響出力部26は、左右2チャンネルの例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に利得差を与える、又は上下周波数特性を空間音響データに基づいて補正して例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に与えて鳴動する。

【0050】

10

20

30

40

50

三次元音響出力部 26 は、三次元情報取得部 25 により取得された血流等の被検体 4 の乱流度、拍動に応じて例えば音圧、周波数特性等を変化させて各スピーカ 29 - 1 ~ 29 - n をそれぞれ鳴動させたり、例えば 2 つのスピーカ 16 - 1、16 - n 間の位相差等を変化させて各スピーカ 29 - 1 ~ 29 - n をそれぞれ鳴動させる。

【0051】

色付け部 27 は、三次元情報取得部 25 により取得された血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 (ベクトルノルム N)、方位角、仰角、さらには乱流度、拍動等の三次元流体情報に応じて三次元画像データ作成部 24 により作成された例えば血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート RG の三次元超音波画像データ中の血流方向に色付けを行う。この色付けは、例えば超音波プローブ 1 に向かってくる例えば血流を赤色、超音波プローブ 1 から遠ざかる血流を青色に色付けする。

10

【0052】

表示部 28 は、三次元画像データ作成部 24 により作成された例えば血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート RG の三次元超音波画像データをディスプレイ 23 に表示したり、色付け部 27 により血流方向に色付けされたレンジゲート RG の三次元超音波画像データをディスプレイ 23 に表示する。

【0053】

次に、上記の如く構成された装置の動作について説明する。

超音波プローブ 1 は、走査送受波部 20 によって複数の超音波振動子が例えば電子的に走査され、各超音波振動子が順次駆動されて超音波マルチビームを走査する。これにより、超音波マルチビームが例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート RG に向けて送波される。超音波プローブ 1 は、レンジゲート RG を含む領域からの反射波を受波し、各超音波振動子から信号を出力する。走査送受波部 20 は、レンジゲート RG 等からの反射波を受波したときの各超音波振動子の各出力信号からドプラ信号を検出する。

20

【0054】

DSC 21 は、走査送受波部 20 から出力されたドプラ信号をデジタル変換して画像メモリ等の記憶部 22 に記憶し、この記憶部 22 に記憶したデジタルドプラ信号をディスプレイ 23 の走査に従って読み出し、アナログ変換してリアルタイムで例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート RG の超音波画像をディスプレイ 23 に表示する。

30

【0055】

すなわち、DSC 21 の三次元画像データ作成部 24 は、走査送受波部 20 から出力されたドプラ信号をデジタル変換して例えば予め設定された走査期間分のデジタルドプラ信号を記憶部 22 に記憶することにより複数枚の断層画像得データ(スタックデータ)を取得し、これら断層画像得データを再構成することにより例えば人体等の生体 2 内の血管 3 内に流れる血流等の被検体 4 を含むレンジゲート RG の三次元超音波画像データ(ボリュームデータ)を作成する。

【0056】

三次元情報取得部 25 は、三次元画像データ作成部 24 により作成された三次元超音波画像データ中のレンジゲート RG における血流等の被検体 4 の三次元流体情報、すなわち三次元超音波画像データ中における血流等の被検体 4 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 4 の血流量を表す流体ベクトルデータ、すなわち各超音波振動子 6 - 1 ~ 6 - 4 により受波される各ドプラ信号に基づいて三次元流体情報として血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 、方位角、仰角 を取得する。又、三次元情報取得部 25 は、三次元流体情報として血流等の被検体 4 の乱流度、拍動を取得する。

40

【0057】

三次元音響出力部 26 は、三次元情報取得部 25 により取得されたレンジゲート RG における三次元流体情報としての血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 (ベクトルノルム N)、方位角、仰角 を受け取り、これら血流速度 f_0 (ベクトルノルム N)、方位角、仰

50

角 に応じて走査送受波部 20 からのドプラ信号を三次元空間のドプラ音に音響変換し、複数のスピーカ 29 - 1 ~ 29 - n を鳴動させる。

【 0058 】

例えば、図 9 に示すように血流等の被検体 4 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 4 の血流量を表す流体ベクトルデータがレンジゲート RG を始点とする三次元の血流ベクトル F_0 により表されれば、この三次元の血流ベクトル F_0 により表される血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 (ベクトルノルム N)、方位角、仰角 に対応して三次元音響出力部 26 は、複数のスピーカ 29 - 1 ~ 29 - n を鳴動させる。

この場合、三次元音響出力部 26 は、例えば、三次元の血流ベクトル F_0 のベクトル方向に配置されているスピーカ 29 - 1 ~ 29 - n の音圧が大きくなり、かつ三次元の血流ベクトル F_0 のベクトル方向からの三次元方向の距離が離れるに従ってスピーカ 29 - 1 ~ 29 - n の音圧を小さくする。これにより、医師等のオペレータ 32 は、少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n の鳴動を聴くことにより、レンジゲート RG を始点とする三次元の血流ベクトル F_0 により表される血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 、方位角、仰角 に対応する音響 S を聴くことになる。

10

【 0059 】

さらに、三次元音響出力部 26 は、血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 、方位角、仰角 に応じて少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの三次元のドプラ音の音圧、位相差又は周波数特性のうち少なくとも 1 つ、又はこれら音圧、位相差又は周波数特性のうち少なくとも 2 つを組み合わせることで可変することが可能である。

20

【 0060 】

例えば、第 1 の音響方式では、三次元音響出力部 26 は、例えば血流速度 f_0 が速いと周波数を高くし、血流速度 f_0 が遅いと周波数を低くして少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動する。これと共に三次元音響出力部 26 は、例えば図 13 に示すように方位角 が大きくなると音圧を大きくし、方位角 が小さくなると音圧を小さくして少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動する。

さらに、三次元音響出力部 26 は、例えば図 14 に示すように仰角 が 90° 等で大きいと、低周波数帯で音圧を小さくし、高周波数帯で音圧を大きくする周波数特性に変化させて各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動する。又、三次元音響出力部 26 は、仰角 が 0° 等で小さいと、低周波数帯で音圧を大きくし、高周波数帯で音圧を小さくする周波数特性に変化させて各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動する。これにより、医師等のオペレータは、血流速度 f_0 に応じた周波数で、方位角 に応じた音圧で、かつ仰角 に応じた周波数特性の音を聴くことになる。

30

【 0061 】

第 2 の音響方式では、三次元音響出力部 26 は、例えば血流速度 f_0 が速いと音圧を大きくし、血流速度 f_0 が遅いと音圧を小さくして少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動する。三次元音響出力部 26 は、血流等の被検体 4 の血流速度 f_0 に応じて少なくとも 1 つのスピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するとき音の残響量を変化させてもよい。

40

これと共に三次元音響出力部 26 は、方位角 に応じてオペレータ 32 に対して左右に配置された各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの位相差を可変する。左右に配置された各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n 間の位相差は、例えば周波数 800 Hz 以下である。さらに、三次元音響出力部 26 は、図 14 に示すように仰角 に応じて周波数特性を変化して各スピーカ 29 - 1、29 - 2、...、又は 29 - n を鳴動するときの音圧を制御する。これにより、医師等のオペレータは、血流速度 f_0 に応じた音圧で、方位角 に応じた位相差で、かつ仰角 に応じた周波数特性の音を聴くことになる。

【 0062 】

50

第3の音響方式では、三次元音響出力部26は、例えば血流速度 f_0 が速いと周波数を高くし、血流速度 f_0 が遅いと周波数を低くして少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動する。これと共に三次元音響出力部26は、図13に示すように方位角 に対する左右に配置される各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧を制御する。又、三次元音響出力部26は、方位角 に応じてオペレータ32に対して左右に配置された各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの位相差を可変する。さらに、三次元音響出力部26は、図14に示すように仰角 に応じて周波数特性を変化して各スピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの音圧を制御する。これにより、医師等のオペレータは、血流速度 f_0 に応じた周波数で、方位角 に応じた音圧又は位相差で、かつ仰角 に応じた周波数特性の音を聴くことになる。

10

【0063】

一方、左右2chのバイノーラルシステム、例えば2つのスピーカ16-1、16-nを用いる場合、三次元音響出力部26は、仰角 に応じて空間音響の伝達特性を用いた擬似特性を付加して2つのスピーカ16-1、16-nを鳴動する。この場合、三次元音響出力部26は、仰角 に応じて擬似特性として少なくとも周波数特性を変化させる、又は残響を付加して2つのスピーカ16-1、16-nを鳴動する。

又、左右2chのバイノーラルシステムを用いる場合、三次元音響出力部26は、方位角 、仰角 に対応した位相差を例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に与えて鳴動する。又、左右2chのバイノーラルシステムを用いる場合、三次元音響出力部26は、左右2チャンネルの例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に利得差を与える、又は上下周波数特性を空間音響データに基づいて補正して例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に与えて鳴動する。

20

【0064】

三次元音響出力部26は、三次元情報取得部25により取得された血流等の被検体4の乱流度、拍動に応じて例えば音圧、周波数特性等を変化させて各スピーカ29-1~29-nをそれぞれ鳴動させたり、例えば2つのスピーカ16-1、16-n間の位相差等を変化させて各スピーカ29-1~29-nをそれぞれ鳴動させる。

【0065】

色付け部27は、三次元情報取得部25により取得された血流等の被検体4の血流速度 f_0 、方位角 、仰角 、さらには乱流度、拍動等の三次元流体情報に応じて三次元画像データ作成部24により作成された例えば血管3内に流れる血流等の被検体4を含むレンジゲートRGの三次元超音波画像データ中の血流方向に色付けを行う。この色付けは、例えば超音波プローブ1に向かってくる例えば血流を赤色、超音波プローブ1から遠ざかる血流を青色に色付けする。

30

【0066】

表示部28は、三次元画像データ作成部24により作成された例えば血管3内に流れる血流等の被検体4を含むレンジゲートRGの三次元超音波画像データをディスプレイ23に表示したり、色付け部27により血流方向に色付けされたレンジゲートRGの三次元超音波画像データをディスプレイ23に表示する。

40

【0067】

このように上記一実施の形態によれば、超音波プローブ1における各超音波振動子6-1~6-4により検出される各ドプラ信号に基づいてレンジゲートRGにおける三次元流体情報として血流等の被検体4の血流速度 f_0 （ベクトルノルムN）、方位角 、仰角 を取得し、これら血流速度 f_0 （ベクトルノルムN）、方位角 、仰角 に応じて少なくとも1つのスピーカ29-1、29-2、...、又は29-nを鳴動するときの三次元のドプラ音の音圧、位相差又は周波数特性のうち少なくとも1つ、又はこれら音圧、位相差又は周波数特性のうち少なくとも2つを組み合わせ可変する。

【0068】

これにより、超音波プローブ1の中心又は生体のレンジゲート（RG）を中心とする座

50

標系において血流の方向を三次元空間で取得できる。例えば、第1の音響方式であれば、医師等のオペレータは、血流速度 f_0 に応じた周波数で、方位角 θ に応じた音圧で、かつ仰角 ϕ に応じた周波数特性の音を聴き、血管3内に流れる血流等の流体である被検体4の流れる血流方向、血流量等を聴覚でも把握できる。

同様に、医師等のオペレータは、第2の音響方式であれば、血流速度 f_0 に応じた音圧で、方位角 θ に応じた位相差で、かつ仰角 ϕ に応じた周波数特性の音を聴き、血管3内に流れる血流等の流体である被検体4の流れる血流方向、血流量等を聴覚でも把握できる。医師等のオペレータは、第3の音響方式であれば、血流速度 f_0 に応じた周波数で、方位角 θ に応じた音圧又は位相差で、かつ仰角 ϕ に応じた周波数特性の音を聴き、血管3内に流れる血流等の流体である被検体4の流れる血流方向、血流量等を聴覚でも把握できる。

10

【0069】

左右2chのバイノーラルシステムを用いる場合、三次元音響出力部26は、仰角 ϕ に応じて空間音響の伝達特性を用いた擬似特性を付加して2つのスピーカ16-1、16-nを鳴動したり、又は方位角 θ 、仰角 ϕ に対応した位相差を例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に与えて鳴動できる。さらには、左右2chのバイノーラルシステムを用いる場合、三次元音響出力部26は、左右2チャンネルの例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に利得差を与えたり、又は上下周波数特性を空間音響データに基づいて補正して例えば2つのスピーカ16-1、16-n間に与えて鳴動できる。これによっても血管3内に流れる血流等の流体である被検体4の流れる血流方向、血流量等を聴覚でも把握できる。

20

【0070】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】本発明に係る超音波ドプラ診断装置のブロック構成図。

【図2】同装置における超音波プローブの二次元プローブ表面の模式図。

30

【図3】同装置に適用するドプラ角度補正の方法を説明するための図。

【図4】本発明に係る超音波ドプラ診断装置の一実施の形態を示す具体的な構成図。

【図5】同装置におけるドプラ角度補正を二次元断面で説明するための模式図。

【図6】同装置に適用するドプラ角度補正の方法を説明するための模式図。

【図7】同装置に適用するドプラ角度補正の方法を説明するための模式図。

【図8】同装置に適用するドプラ角度補正の方法を説明するための模式図。

【図9】同装置における複数のスピーカの配置の一例を示す図。

【図10】同装置におけるドプラ信号に応じてFM変調を掛けた一例を示す図。

【図11】同装置におけるドプラ信号に応じて正弦波にAM変調を掛けた一例を示す図。

【図12】同装置におけるドプラ信号に応じてホワイトノイズを用いてAM変調を掛けた一例を示す図。

40

【図13】同装置における方位角に対する左右に配置される各スピーカを鳴動するときの音圧の制御方法の一例を示す図。

【図14】同装置における仰角をパラメータとする周波数に対する各スピーカを鳴動するときの音圧の制御方法の一例を示す図。

【符号の説明】

【0072】

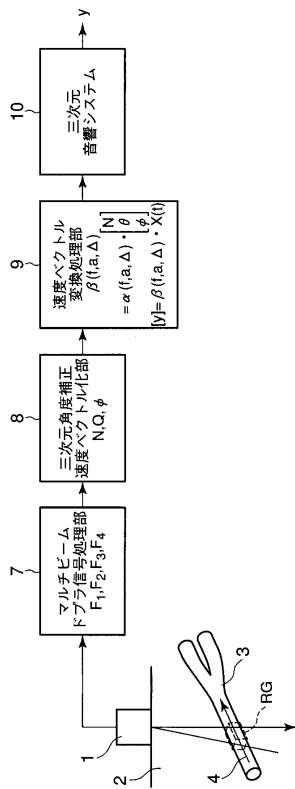
1：超音波プローブ、2：生体、3：血管、4：被検体、5：超音波プローブの二次元プローブ表面、6-1～6-4：超音波振動子、20：走査送受波部、21：デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)、22：記憶部、23：ディスプレイ、24：三次元

50

画像データ作成部、25：三次元情報取得部、26：三次元音響出力部、27：色付け部、28：表示部、29-1～29-n：スピーカ、30：超音波ドブラ診断装置本体、31：寝台、32：オペレータ、33：被検者。

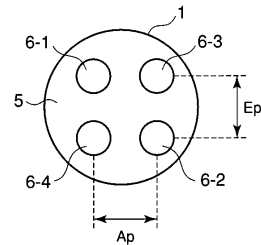
【図1】

図1



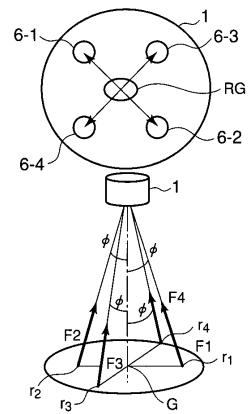
【図2】

図2

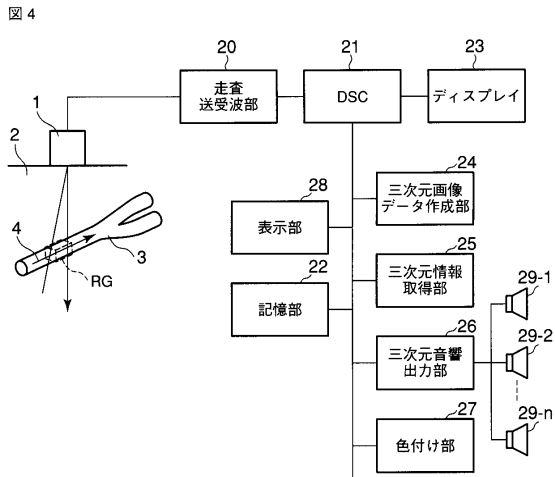


【図3】

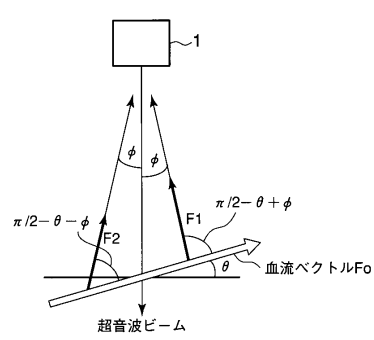
図3



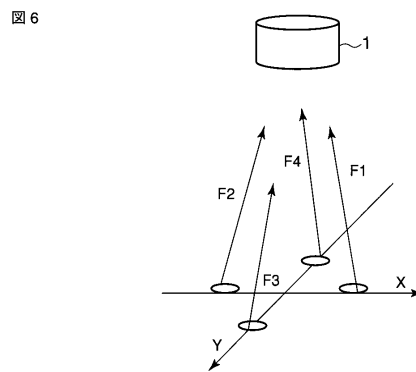
【図4】



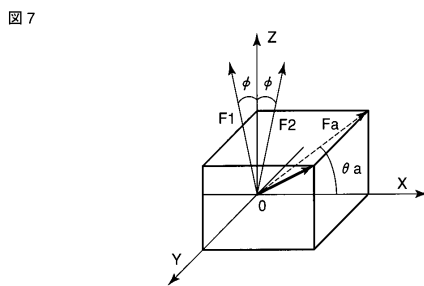
【図5】



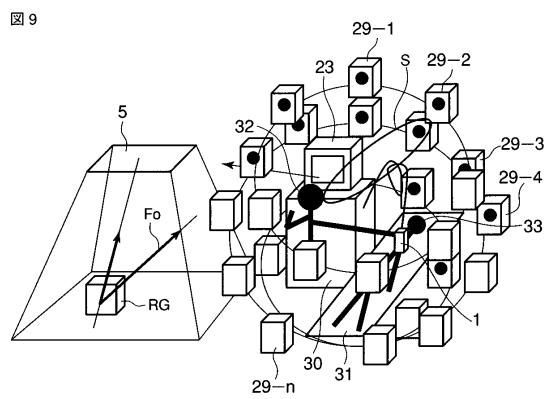
【図6】



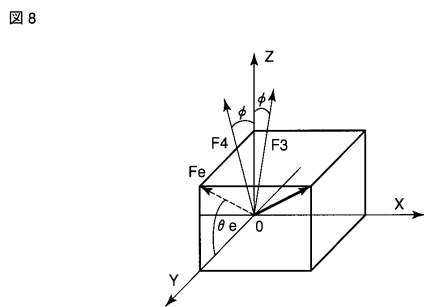
【図7】



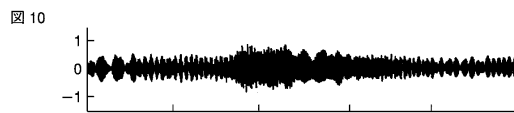
【図9】



【図8】



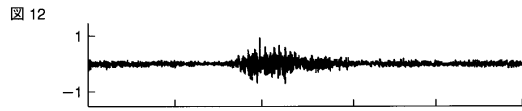
【図10】



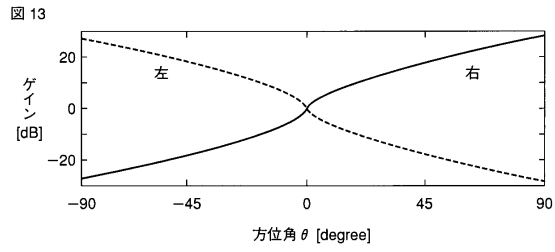
【図11】



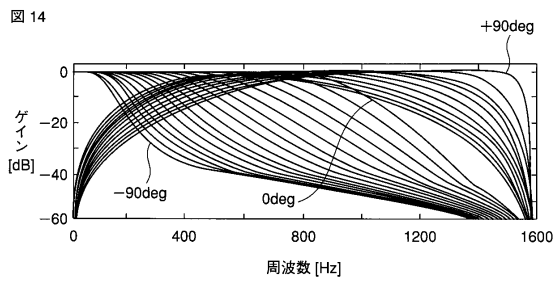
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 馬場 達朗

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平07-116165(JP,A)

特開平03-202052(JP,A)

特開2006-222801(JP,A)

特開平07-312800(JP,A)

特開2000-236599(JP,A)

特開平10-294999(JP,A)

特開2003-220060(JP,A)

特開平05-252600(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备的声输出方法		
公开(公告)号	JP5214920B2	公开(公告)日	2013-06-19
申请号	JP2007192256	申请日	2007-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 神山直久		
发明人	馬場 達朗 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/13 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 G01S15/8984 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/JB16 4C601/JB54 4C601/KK16 4C601/KK19		
代理人(译)	中村诚		
其他公开文献	JP2009028083A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获取超声波探头中心的三维空间或活体范围门 (RG) 周围坐标系中的血流方向。解决方案：对应于接收光束的多普勒信号来自距离门RG的二维超声波探头1的F $SB> 1$ / $SB> -F$ $SB> 4$ / <math>SB>由多波束多普勒信号处理部7检测，并且矢量范数N，获取对象4的速度（血流速度），例如血流，方位角 θ 和仰角 ϕ ，作为表示三维流动方向和血流速度的三维流体矢量数据。基于检测到的多普勒信号，通过三维角度校正速度矢量化部分8进行诸如血流的对象4。然后，由速度矢量转换部分9基于三维流体矢量数据[N, θ 和 ϕ]生成三维声学系统音频输出[y]，以使三维声学系统10发声。

$$\beta(f, a, \Delta) = \alpha(f, a, \Delta) \cdot \begin{bmatrix} N \\ \theta \\ \phi \end{bmatrix}$$