

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、前記被検体における微小間隔の各部位からの各反射波を受波する超音波プローブと、

前記超音波プローブから出力される各ドブラ信号に基づいて前記特定部位における前記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を取得する三次元情報取得部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記三次元情報取得部は、前記超音波プローブから出力される各ドブラ信号に基づいて少なくとも前記超音波プローブにより受波する前記各反射波の大きさと方位とに基づいて前記三次元流体情報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。

10

【請求項 3】

超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、前記被検体からの前記特定部位内に有する互いに隣接する複数部位からの各反射波を受波する超音波プローブと、

前記超音波プローブから出力される各ドブラ信号に基づいて前記特定部位における前記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を取得する三次元情報取得部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記超音波プローブは、前記複数部位からの前記各反射波を受波する縦横方向に等ピッチで複数配置された複数の超音波振動子を有し、

前記複数の超音波振動子は、前記複数部位からの前記各反射波をそれぞれ同一の仰角で受波する、

ことを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数の超音波振動子は、互いに隣接する 4 箇所の前記部位からの前記各反射波をそれぞれ同一の仰角で受波することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記複数の超音波振動子は、前記各反射波を受波する前記仰角が可変であることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記三次元情報取得部は、前記超音波プローブから出力される前記ドブラ信号に基づいて前記被検体の三次元の流れ方向及び前記被検体の流量を表す流体ベクトルデータを取得し、この流体ベクトルデータに基づいて前記三次元流体情報として前記被検体の流れる速度、方位角、仰角を取得することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記三次元情報取得部は、前記超音波プローブから出力される前記複数部位に対応する前記各ドブラ信号に基づいて少なくとも前記超音波プローブにより受波する前記複数部位からの前記各反射波の各大きさと各方位とに基づいて前記三次元流体情報を取得することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記三次元情報取得部は、前記超音波プローブから出力される前記ドブラ信号に基づいて前記被検体の三次元の流れ方向及び前記被検体の流量を表す各流体ベクトルデータを前記複数部位毎に取得し、これら流体ベクトルデータを加算平均して少なくとも前記被検体の速度を求めることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記三次元情報取得部は、前記超音波プローブから出力される前記ドブラ信号に基づいて前記被検体の三次元の流れ方向及び前記被検体の流量を表す各流体ベクトルデータを前記複数部位毎に取得し、これら流体ベクトルデータを前記各超音波振動子が配置された縦

50

横方向の各ピッチで正規化して速度変化を求め、この速度変化に基づいて前記被検体の速度分布をカラーマッピングすることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

パルスドブラ法又はカラードブラ断層法のいずれか一方により前記被検体を含む領域の三次元超音波画像を取得することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

超音波プローブによって超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、かつ前記被検体における微小間隔の各部位からの各反射波を受波し、

前記超音波プローブから出力されるドブラ信号に基づいて前記特定部位における前記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を取得する、
ことを特徴とする超音波による速度測定方法。

10

【請求項 1 3】

超音波プローブによって超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、かつ前記被検体からの前記特定部位内に有する互いに隣接する複数部位からの各反射波を受波し、

前記超音波プローブから出力される各ドブラ信号に基づいて前記特定部位における前記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を取得する、
ことを特徴とする超音波による速度測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、ドブラ角度を測定して血流速度の絶対値を求めるドブラ角度補正に係り、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速度を測定する超音波診断装置及び超音波による速度測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波ドブラ診断装置は、超音波ビームを体内に照射し、例えば体内の血管中に流れる血液からの反射波を受波し、超音波ビームが血流で反射するときに反射波の周波数が入射する超音波ビームの周波数から僅かにずれるドブラ効果を利用して血流の速度を測定する。ところが、超音波ドブラ診断装置では、血流からの反射波の方向と血流方向との成す角度の影響を受けるために、血流方向の流速を直接測定するのに困難がある。

30

【0003】

すなわち、超音波ドブラ診断装置は、超音波プローブから出力されるドブラ信号に基づいて二次元超音波断層像データを作成してディスプレイに表示する。医師等のユーザは、二次元超音波断層像データに含まれる血管の走行方向の画像情報からドブラ角度補正を行って血流速度の真値を得ようとするが、二次元超音波断層像データ内でドブラ角度補正を行って得られた血流速度も三次元方向となる奥行き方向の影響を補正しきれず、ドブラ角度補正を行って得られた血流速度は、信憑性に乏しい。

ドブラ角度補正は、パルスドブラ法（PWD）を用いて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）における血流速度を測定するのが通常であり、カラードブラ断層法では、ドブラ角度補正を行っていない。

40

【0004】

ドブラ角度補正としては、例えば次のような技術がある。第 1 の技術として非特許文献 1 は、二次元で血流速度を測定するもので、例えば図 20 に示すように超音波ビームの送受信器 1 と受信器 2 とを角度 θ_1 を成して設け、この角度 θ_1 及び血流の流れのベクトル B の方向に対する送受信器 1 と受信器 2 との成す各角度 θ_{10} 、 θ_{11} に基づいて二次元で血流速度を求める。図 21 は送受信器 1 及び受信器 2 を模式的に示す。なお、Tx は送信器を示し、Rx1、Rx2 は受信器を示す。送受信器（Tx、Rx1）1 は、血管 12 を含む領域に超音波ビームを送信すると共に、受信器（Rx2）2 は、血管 12 からの反射波を受波する。

50

【 0 0 0 5 】

第 2 の技術として非特許文献 2 がある。この非特許文献 2 は、三次元で血流速度を測定することを開示するもので、図 2 2 の模式図に示すように送信器 (Tx) 4 及び 2 つの受信器 (Rx 1、Rx 2) 5、6 を有する。送信器 (Tx) 4 は、血管 1 2 を含む領域に超音波ビームを送信すると共に、各受信器 (Rx 1、Rx 2) 5、6 は、それぞれ血管 1 2 からの各反射波を受波する。

【非特許文献 1】Jorgen Arendet Jensen, "Estimation of blood velocities using ultrasound: A signal processing approach", Cambridge University Press, New York, 1996

【非特許文献 2】Robin Steel and Peten J. Fish, "Error Propagation Bounds in Dual and Triple Beam Vector Doppler Ultrasound", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL. 49, NO. 9, SEPTEMBER 2002 10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、血流等の被検体の流れ速度及びその流れ方向を正確に取得できる超音波診断装置及び超音波による速度測定方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の請求項 1 に記載の超音波診断装置は、超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、被検体における微小間隔の各部位からの各反射波を受波する超音波プローブと、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少なくとも三次元の流れ方向を含む三次元流体情報を取得する三次元情報取得部とを具備する。 20

【 0 0 0 8 】

本発明の請求項 3 に記載の超音波診断装置は、超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、被検体からの特定部位内に有する互いに隣接する複数部位からの各反射波を受波する超音波プローブと、超音波プローブから出力される各ドプラ信号に基づいて特定部位におけ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を取得する三次元情報取得部とを具備する。

【 0 0 0 9 】 30

本発明の請求項 1 2 に記載の超音波による速度測定方法は、超音波プローブによって超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、かつ被検体における微小間隔の各部位からの各反射波を受波し、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少なくとも三次元の流れ方向を含む三次元流体情報を取得する。

【 0 0 1 0 】

本発明の請求項 1 3 に記載の超音波による速度測定方法は、超音波プローブによって超音波マルチビームを特定部位に流れる被検体に送波し、かつ被検体からの特定部位内に有する互いに隣接する複数部位からの各反射波を受波し、超音波プローブから出力される各ドプラ信号に基づいて特定部位におけ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を取得する。 40

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、血流等の被検体の流れ速度及びその流れ方向を正確に取得できる超音波診断装置及び超音波による速度測定方法を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の第 1 の実施の形態について図面を参照して説明する。

図 1 は超音波ドプラ診断装置の構成図を示す。超音波プローブ 1 0 は、複数のビームから成るパルスの超音波マルチビームを例えば人体等の生体 1 1 内の血管 1 2 内に流れる血流等の流体である被検体 1 3 を含む特定部位 (以下、レンジゲート: RG と称する) に送 50

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 10 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。

【0013】

走査送受波部 14 は、超音波プローブ 10 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 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。

ディジタル・スキャン・コンバータ（以下、D S C と称する）15 は、走査送受波部 14 から出力されたドブラ信号をディジタル変換して画像メモリ等の記憶部 16 に記憶し、この記憶部 16 に記憶したディジタルドブラ信号をディスプレイ 17 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 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G の超音波画像をディスプレイ 17 に表示するもので、三次元画像データ作成部 18 と、三次元情報取得部 19 と表示部 20 とを有する。なお、D S C 15 には、ディスプレイ 17 が接続されている。

【0014】

三次元画像データ作成部 18 は、走査送受波部 14 から出力されたドブラ信号をディジタル変換して例えば予め設定された走査期間分のディジタルドブラ信号を記憶部 16 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 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 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。

【0015】

三次元情報取得部 19 は、三次元画像データ作成部 18 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 11 内の血管 13 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G における血流等の被検体 13 の少なくとも三次元の流れ方向を含む三次元流体情報を取得する。この三次元情報取得部 19 は、超音波プローブ 10 から出力される各ドブラ信号に基づいて超音波プローブ 10 により受波する各反射波の大きさと方位とに基づいて三次元流体情報を取得する。

すなわち、図 2 及び図 3 に示すように超音波プローブ 10 は、複数の超音波振動子を二次元平面に設けたプローブ表面 21 を有する。レンジゲート R G からの受信ビーム K_1 のベクトルの方位を θ_1 、 θ_1 、 θ_1 とし、血管 13 の走行方向のベクトルの方位を θ_2 、 θ_2 、 θ_2 とすると、三次元情報取得部 19 は、受信ビーム K_1 のベクトルにより表される血流速度と、受信ビーム K_1 のベクトルの方位 θ_1 、 θ_1 、 θ_1 と、血管 13 の走行方向の方位 θ_2 、 θ_2 、 θ_2 とに基づいて三次元流体情報としてのレンジゲート R G における血流等の被検体 13 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 13 の血流量を表す流体ベクトルデータ K_2 を取得する。

【0016】

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 10 は、走査送受波部 14 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 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G に向けて送波される。超音波プローブ 10 は、レンジゲート R G 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 14 は、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。

【0017】

D S C 15 は、走査送受波部 14 から出力されたドブラ信号をディジタル変換して画像メモリ等の記憶部 16 に記憶し、この記憶部 16 に記憶したディジタルドブラ信号をディスプレイ 17 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

10

20

30

40

50

生体 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G の超音波画像をディスプレイ 17 に表示する。すなわち、D S C 15 の三次元画像データ作成部 18 は、走査送受波部 14 から出力されたドプラ信号をディジタル変換して例えば予め設定された走査期間分のディジタルドプラ信号を記憶部 16 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 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 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。

【0018】

三次元情報取得部 19 は、三次元画像データ作成部 18 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 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G における血流等の被検体 13 の少なくとも三次元の流れ方向を含む三次元流体情報を取得する。すなわち、三次元情報取得部 19 は、図 2 及び図 3 に示すように受信ビーム K_1 のベクトルにより表される血流速度と、受信ビーム K_1 のベクトルの方位 θ_1 、 ϕ_1 、 ψ_1 と、血管 13 の走行方向の方位 θ_2 、 ϕ_2 、 ψ_2 とに基づいて三次元流体情報としてのレンジゲート R G における血流等の被検体 13 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 13 の血流量を表す流体ベクトルデータ K_2 を取得する。

10

【0019】

このように上記第 1 の実施の形態によれば、超音波プローブ 10 によって超音波マルチビームを例えば人体等の生体 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G に送波し、かつ被検体 13 における微小間隔の各部位からの各反射波を受波し、この超音波プローブ 10 から出力されるドプラ信号に基づいてレンジゲート R G における血流等の被検体 13 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 13 の血流量を表す流体ベクトルデータ K_2 を取得する。これにより、血流等の被検体の流れ速度及びその流れ方向を正確に取得できる。

20

【0020】

次に、本発明の第 2 の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、図 1 と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明は省略する。

図 4 は超音波ドプラ診断装置の構成図を示す。超音波プローブ 10 は、複数のビームから成るパルスの超音波マルチビームを例えば人体等の生体 11 内の血管 12 内に流れる血流等の流体である被検体 13 を含む特定部位（以下、レンジゲート：R G と称する）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 10 は、いわゆる $n * m$ のスキャンビームを用いる。n、m はそれぞれ 2 以上である。ここでは $2 * 2$ （2 by 2）スキャンビームを用いる。

30

この超音波プローブ 10 は、複数の超音波振動子（Tx、Rx）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。図 5 は超音波プローブ 10 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 10 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（Rx1 ~ Rx4）10-1 ~ 10-4 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。なお、超音波振動子 10-1、10-3、10-4 を用いる場合、超音波振動子 10-1 と超音波振動子 10-4 との間隔をエレベーションピッチ E_p とし、超音波振動子 10-1 と超音波振動子 10-3 との間隔をアジマスピッチ A_p とする。

40

【0021】

ディジタル・スキャン・コンバータ（以下、D S C と称する）15 は、走査送受波部 14 から出力されたドプラ信号をディジタル変換し、このディジタルドプラ信号を信号処理部 S C によってディスプレイ 17 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 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G の超音波画像をディスプレイ 17 に表示する。なお、ディジタルドプラ信号は、画像メモリ等の記憶部 16 に記憶される。信号処理部 S C は、三次元画像データ作成部 18 と、三次元情報取得部 21 と、表示部 20 との機能を有する。

50

【 0 0 2 2 】

三次元情報取得部 2 1 は、三次元画像データ作成部 1 8 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 1 1 内の血管 1 2 内に流れる血流等の被検体 1 3 を含むレンジゲート R G における血流等の被検体 1 3 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 1 3 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 1 3 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 1 3 の速度（血流速度）、方位角、仰角を取得する。

【 0 0 2 3 】

ここで、血流等の被検体 1 3 の血流量を表す流体ベクトルデータのノルム等の算出について説明する。ここで、超音波ビームの方向と血流等の被検体 1 3 の流れ方向（以下、血流方向と称する）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 1 3 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 6 に示すように血流等の被検体 1 3 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 1 3 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。

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。

【 0 0 2 5 】

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。

図 7 は超音波プローブ 1 0 から超音波マルチビームを送信したときの各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ とレンジゲート R G との関係を示す。レンジゲート R G は、血管 1 2 上に設定した微小間隔の複数の部位、例えば 4 つの小レンジゲート $R G_1 \sim R G_4$ から成る。各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ は、それぞれ各小レンジゲート $R G_1 \sim R G_4$ からの反射波である。

【 0 0 2 6 】

先ず、二次元断面での計算方法を図 8 を参照して説明する。

【 0 0 2 7 】

各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ は、それぞれ超音波プローブ 1 0 の 4 箇所の各超音波振動子 1 0 - 1 ~ 1 0 - 4 により受波される。走査送受波部 1 4 は、超音波プローブ 1 0 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 1 0 - 1 ~ 1 0 - 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 1 は、各超音波振動子 1 0 - 1 ~ 1 0 - 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 8 】

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 1 3 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を示す。又、角度を方位角とする。ここに、

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

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

別な表現をすると、

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

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

となる。

10

20

30

40

50

上記式を展開すると、

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

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

しかるに、

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

となり、方位角 θ が次式により求められる。

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

又、角度補正後の血流等の被検体 13 の流速 f_0 は、次式により求められる。

【数 1】

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

10

【0029】

これを三次元に展開すると、

【数 2】

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

$$\theta_a = \tan^{-1} \left(\frac{f_1 + f_2}{f_2 - f_1} * \tan \phi \right)$$

20

$$f_e = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(f_4 + f_3)^2}{\cos^2 \phi} + \frac{(f_4 - f_3)^2}{\sin^2 \phi}}$$

$$\theta_e = \tan^{-1} \left(\frac{f_4 + f_3}{f_4 - f_3} * \tan \phi \right)$$

【0030】

が求められる。

【0031】

すなわち、図 9 乃至図 11 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。

30

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 3】

$$\vec{f_0} = (f_a * \cos \theta_a, f_e * \cos \theta_e, f_a * \sin \theta_e) \text{ 又は } (f_a * \cos \theta_a, f_e * \cos \theta_e, f_a * \sin \theta_a)$$

$$|f_0| = \sqrt{f_e^2 + (f_a * \cos \theta_a)^2} \text{ 又は } \sqrt{f_a^2 + (f_e * \cos \theta_e)^2}$$

40

【0032】

しかるに、三次元情報取得部 21 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 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を取得する。なお、仰角は、予め既知である。この場合、三次元情報取得部 21 は、2 by 2 スキャンビーム等の超音波マルチビームを用いるので、複数のビームによって複数の血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を取得する。

【0033】

DS C 15 は、走査送受波部 14 から出力されたドプラ信号をディジタル変換して信号処理部に送るが、超音波プローブ 10 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ので、

50

次のような受信遅延加算回路を備える。

図 1 2 は遅延線を用いた受信遅延加算回路 2 2 の構成図を示す。この受信遅延加算回路 2 2 は、超音波プローブ 1 0 から超音波マルチビームを送信したときの各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ に対応する例えば 4 チャンネルの各受信遅延加算回路 2 2 - 1 ~ 2 2 - 4 から成る。受信遅延加算回路 2 2 - 1 は、複数のプリアンプ $PA_1 \sim PA_i$ を備える。これらプリアンプ $PA_1 \sim PA_i$ は、超音波プローブ 1 0 の各超音波振動子に対応して設けられ、各超音波振動子から出力される各ドブラ信号をそれぞれ増幅する。すなわち、各プリアンプ $PA_1 \sim PA_i$ は、各超音波振動子の配列数 i に対応する。各プリアンプ $PA_1 \sim PA_i$ の各出力端子には、それぞれ各遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ が接続されている。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ は、例えば D S C 1 5 内における主制御部からの制御信号を受けて動作制御される。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ は、超音波プローブ 1 0 における超音波マルチビームの 1 スキャン毎の開始時と終了時との間の遅れを補正し、1 つの三次元超音波画像データを作成させるもので、それぞれ超音波マルチビームのスキャン位置に応じてそれぞれ異なる各遅延時間に設定されている。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ の各出力端子は、加算器 S に接続されている。この加算器 S は、各遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ の各出力を加算して信号処理部 S C に送る。

10

【 0 0 3 4 】

受信遅延加算回路 2 2 - 2 は、複数の遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ を備える。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ は、例えば D S C 1 5 内における主制御部からの制御信号を受けて動作制御される。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ は、超音波プローブ 1 0 における超音波マルチビームの 1 スキャン毎の開始時と終了時との間の遅れを補正し、1 つの三次元超音波画像データを作成させるもので、それぞれ超音波マルチビームのスキャン位置に応じてそれぞれ異なる各遅延時間に設定されている。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ の各出力端子は、加算器 S に接続されている。この加算器 S は、各遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ の各出力を加算して信号処理部 S C に送る。なお、信号処理部 S C は、受信遅延加算回路 2 2 - 2 専用を設けてもよい。

20

【 0 0 3 5 】

各受信遅延加算回路 2 2 - 3、2 2 - 4 も受信遅延加算回路 2 2 - 2 と同様に、複数の遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ を備える。これら受信遅延加算回路 2 2 - 3、2 2 - 4 は、受信遅延加算回路 2 2 - 2 と同一構成であるので、図 1 2 における具体的な構成の図示は省略する。各遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ は、例えば D S C 1 5 内における主制御部からの制御信号を受けて動作制御される。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ は、超音波プローブ 1 0 における超音波マルチビームの 1 スキャン毎の開始時と終了時との間の遅れを補正し、1 つの三次元超音波画像データを作成させるもので、それぞれ超音波マルチビームのスキャン位置に応じてそれぞれ異なる各遅延時間に設定されている。これら遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ の各出力端子は、加算器 S に接続されている。この加算器 S は、各遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ の各出力を加算して信号処理部 S C に送る。なお、信号処理部 S C は、受信遅延加算回路 2 2 - 3、2 2 - 4 専用を設けてもよい。

30

【 0 0 3 6 】

図 1 3 は乗算器を用いた受信遅延加算回路 2 3 の構成図を示す。各プリアンプ $PA_1 \sim PA_i$ の各出力端子には、それぞれ各ローパスフィルタ $L P F_1 \sim L P F_i$ を介して各乗算器 $M P L_1 \sim M P L_i$ が接続されている。これら乗算器 $M P L_1 \sim M P L_i$ は、それぞれ主制御部からの参照信号を受け、各ローパスフィルタ $L P F_1 \sim L P F_i$ を通過した各ドブラ信号と参照信号との乗算を行う。これら乗算器 $M P L_1 \sim M P L_i$ の各出力端子は、加算器 S に接続されている。この加算器 S は、各乗算器 $M P L_1 \sim M P L_i$ の各出力を加算する。この加算器 S の出力端子には、ローパスフィルタ $L P F_o$ を介して乗算器 $M P L_o$ が接続されている。この乗算器 $M P L_o$ は、ローパスフィルタ $L P F_o$ の出力信号と参照信号との乗算を行って信号処理部 S C に送る。

40

【 0 0 3 7 】

図 1 4 は遅延回路と乗算器との組み合わせによる受信遅延加算回路 2 4 の構成図を示す

50

。なお、図 12 及び図 13 と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明は省略する。各プリアンプ $PA_1 \sim PA_i$ の各出力端子には、それぞれ各ローパスフィルタ $LPF_1 \sim LPF_i$ を介して各乗算器 $MPL_1 \sim MPL_i$ が接続されている。これら乗算器 $MPL_1 \sim MPL_i$ の各出力端子は、各遅延回路 $DL_1 \sim DL_i$ を介して加算器 S に接続されている。この加算器 S の出力端子には、ローパスフィルタ LPF_o を介して乗算器 MPL_o が接続されている。この乗算器 MPL_o は、ローパスフィルタ LPF_o の出力信号と参照信号との乗算を行って信号処理部 SC に送る。

【0038】

表示部 20 は、三次元情報取得部 21 により取得された複数のビームによる複数の血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角 をディスプレイ 10 に表示する。又、表示部 20 は、三次元画像データ作成部 18 により作成された例えば血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 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 10 に表示する。又、表示部 20 は、ドプラ信号に基づくドプラ偏移周波数から超音波プローブ 10 に向かう血流を正、超音波プローブ 10 から遠ざかる血流を負として血流の速度成分 f_0 を輝度により表したスペクトル表示をディスプレイ 17 に行う。この場合、三次元情報取得部 21 は、複数のビームから複数の血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 を取得するので、これら血流速度 f_0 を加算した IQ データを用いる。又、ドプラ角度補正は、 $1 / \cos(\quad) / \cos(\quad)$ により行う。表示部 20 は、血流等の被検体 13 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 10 に表示する場合、ディスプレイ 10 の画面上のレンジゲート RG の位置に合わせてボリューム上、マルチプレーン上で角度補正マークを方位角、仰角 に従ってディスプレイ 10 に表示する。

【0039】

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 10 は、走査送受波部 14 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 12 内に流れる血流等の被検体 13 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 10 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 14 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。

【0040】

次に、 $DISC8$ は、走査送受波部 14 から出力されたドプラ信号をディジタル変換して画像メモリ等の記憶部 9 に記憶し、この記憶部 9 に記憶したディジタルドプラ信号をディスプレイ 10 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 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート RG の超音波画像をディスプレイ 10 に表示する。すなわち、 $DISC8$ の三次元画像データ作成部 18 は、走査送受波部 14 から出力されたドプラ信号をディジタル変換して例えば予め設定された走査期間分のディジタルドプラ信号を記憶部 9 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 12 内に流れる血流等の被検体 13 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。

【0041】

次に、三次元情報取得部 21 は、三次元画像データ作成部 18 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 11 内の血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート RG における血流等の被検体 13 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 13 の三次元の流れ方向及び血流等の被検体 13 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 13 の速度（血流速度）、方位角、仰角を取得する。この三次元情報取得部 21 は、上記説明の通り血流等の被検体 13 の血流量を表す流体ベクトルデータのノルム（血流速度）等の算出にドプラ角度補正を用い

る。

しかるに、三次元情報取得部 21 は、かかるドブラ角度補正を用い、三次元流体情報としてレンジゲート R G 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 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を取得する。この場合、三次元情報取得部 21 は、2 by 2 スキャンビーム等の超音波マルチビームを用いるので、複数のビームによって複数の血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を取得する。

【0042】

表示部 20 は、三次元情報取得部 21 により取得された複数のビームによる複数の血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角をディスプレイ 10 に表示する。又、表示部 20 は、三次元画像データ作成部 18 により作成された例えば血管 12 内に流れる血流等の被検体 13 を含むレンジゲート R G の三次元超音波画像データをディスプレイ 10 に表示する。又、表示部 20 は、ドブラ信号に基づくドブラ偏移周波数から超音波プローブ 10 に向かう血流を正、超音波プローブ 10 から遠ざかる血流を負として血流の速度成分 f_0 を輝度により表したスペクトル表示をディスプレイ 17 に行う。

【0043】

このように上記第 2 の実施の形態によれば、超音波プローブ 10 により超音波マルチビームを送信し、この超音波プローブ 10 から出力される各ドブラ信号に基づいて三次元情報取得部 21 によりレンジゲート R G における三次元流体情報として血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を取得するので、血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を正確に取得できる。各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ の各仰角が常に一定になるので、超音波プローブ 10 と被検体 13 との距離が長くなってもドブラ角度補正の精度を低下することなく、血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を正確に取得できる。

【0044】

図 15 は血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 の推定に対する誤差評価シミュレーションの結果を示す。同図は本装置と従来として第 1 の技術 (Dr. Jansen の文献) 及び非特許文献 1 との各誤差評価シミュレーションの結果を示す。2 by 2 スキャンビームを用いた場合での仰角が大きい程精度が高くなる。なお、従来では、超音波プローブ 10 と被検体 13 との距離が長くなると、ドブラ角度補正の精度が低下し、臨界点を超えるとエラーになる傾向にあり、血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を正確に取得できなくなる。

【0045】

又、2 by 2 スキャンビーム等の超音波マルチビームを用いるので、複数のビームによって複数の血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を取得できるので、例えば複数の血流速度 f_{01} 、 f_{02} 、...、 f_{0j} の平均 ($f_{01} + f_{02} + \dots + f_{0j} / j$) を表示し、マニュアルでドブラ角度補正を行うことと、速度補正した三次元の血流ベクトル F_0 の血流速度 f_0 、方位角、仰角との表示とを切り替えるようにしてもよい。

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。

【0046】

超音波プローブ 10 における各超音波振動子 ($R \times 1 \sim R \times 4$) 10-1 ~ 10-4 は、例えば図 16 (a) (b) 乃至図 19 (a) (b) に示すように用いてもよい。図 16 (a) は各超音波振動子 ($R \times 2 \sim R \times 4$) 10-2 ~ 10-4 を用いた場合の被検体 13 として例えば血流方向の流速 k の測定領域 W_1 を示し、同図 (b) は送信される超音波マルチビーム f_{01} 及び受信ビーム F_{24} 、 F_{34} を示す。図 17 (a) は各超音波振動子 ($R \times 1$ 、 $R \times 2$ 、 $R \times 4$) 10-1、10-2、10-4 を用いた場合の被検体 13

として例えば血流方向の流速の測定領域 W_2 を示し、同図 (b) は送信される超音波マルチビーム f_{02} 及び受信ビーム F_{24} 、 F_{12} を示す。図 18 (a) は各超音波振動子 ($R \times 1 \sim R \times 3$) 10 - 1 ~ 10 - 3 を用いた場合の被検体 13 として例えば血流方向の流速の測定領域 W_3 を示し、同図 (b) は送信される超音波マルチビーム f_{03} 及び受信ビーム F_{12} 、 F_{13} を示す。図 19 (a) は各超音波振動子 ($R \times 1$ 、 $R \times 3$ 、 $R \times 4$) 10 - 1、10 - 3、10 - 4 を用いた場合の被検体 13 として例えば血流方向の流速の測定領域 W_4 を示し、同図 (b) は送信される超音波マルチビーム f_{04} 及び受信ビーム F_{13} 、 F_{34} を示す。

【0047】

パルスドプラ法 (PWD) を用いて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 における血流速度を測定する場合、レンジゲート RG の形状を可変することが可能である。又、超音波診断装置におけるカラー等のパイプレン走査、すなわち互いに交差する 2 つの断層像データをほぼ同時にリアルタイムで取得する走査法において、カラーパイプレン走査での厚みアジマス可変することが可能である。

【0048】

超音波プローブ 10 における各超音波振動子 ($R \times 1 \sim R \times 4$) 10 - 1 ~ 10 - 4 等は、レンジゲート RG 等からの各反射波を受波する仰角を可変にしてもよい。例えば 2 by 2 スキャンビームを用いた場合、仰角が大きくなる程血流等の被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角を取得する精度が高くなる。

三次元情報取得部 18 は、超音波プローブ 10 から出力されるドプラ信号に基づいて被検体 13 の三次元の流れ方向及び被検体 13 の流量を表す各流体ベクトルデータを複数部位毎に取得し、これら流体ベクトルデータを加算平均して少なくとも被検体 13 の速度を求めるようにしてもよい。例えば、三次元情報取得部 18 は、上記図 7 に示す 4 つの小レンジゲート $RG_1 \sim RG_4$ からの各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ を表す各流体ベクトルを加算平均して血流等の被検体 13 の速度を求めるようにしてもよい。カラードプラ断層法では、血流速度に応じてカラーで表示する、例えば白黒の B モード像に血流情報をカラーで重ね合わせて表示するので、このカラーの血流情報を三次元情報取得部 18 により求められた血流等の被検体 13 の速度から取得してもよい。

【0049】

三次元情報取得部 18 は、超音波プローブ 10 から出力される各ドプラ信号に基づいて血流等の被検体 13 の三次元の流れ方向及びその流量を表す各流体ベクトルデータを複数部位毎に取得、例えば上記図 7 に示す 4 つの小レンジゲート $RG_1 \sim RG_4$ からの各受信ビーム $F_1 \sim F_4$ を表す各流体ベクトルを取得し、これら流体ベクトル間の加速度、すなわちこれら流体ベクトル間をエレベーションピッチ又はアジマスピッチのいずれか一方又は両方で正規化して速度変化を求め、この速度変化に基づいてその分散度の評価パラメータを求めたり、又はこの評価パラメータから血流等の被検体 13 の速度分布のカラーマッピングを求めてもよい。

【0050】

血流ベクトル F_0 は、ベクトルでかつ三次元超音波画像データの三次元座標上にあるので、通常の流体のポストプロセッサによる表示が可能である。例えば、コンター図プロット、流線表示によるベクトル図プロット、変形図、グラフ図、流跡トレースによるパーティクルトレースなどにより表示することが可能である。

パイプレン走査を含む超音波診断装置により取得される三次元超音波画像データから求められる断層像データにおいて、アジマス情報以外に、エレベーション情報も含むので、断層像データに厚み方向の補正が入った精度の高い血流等の被検体 13 の血流量を表す流体ベクトルデータのノルム (血流速度) を求めることができる。又、断層像データに厚み方向に遠ざかる血流又は近づく血流であるかをカラーマッピングで表示することができる。例えば、超音波プローブ 10 の方向に対して遠ざかる血流を赤色に設定すると共に近づく血流を青色に表示したり、断層像データに厚み方向に対して遠ざかる血流を赤色に設定すると共に近づく血流を青色に表示する。

10

20

30

40

50

被検体 13 の血流速度 f_0 、方位角、仰角 を用いれば、パイプレンブルアイズ表示時に、交差面の例えば血流をそれぞれの面に応じた例えばベクトル量、矢印、流線による表示ができる。

【0051】

超音波プローブ 10 から送信される超音波マルチビームと受信ビームとの成す方位角が小さい程レンジゲート R G における例えばカラーマッピングに必要な血流情報を正確に反映する。一方、超音波マルチビームと受信ビームとの成す方位角 が大きい程血流速度 f_0 の測定精度が高くなる。従って、先ず、超音波マルチビームと受信ビームとの成す方位角 を大きくして血流速度 f_0 を求め、この後に、超音波マルチビームと受信ビームとの成す方位角 を小さくしてカラーマッピングの画像を取得するのがよい。

10

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図 1】本発明に係る超音波ドブラ診断装置の第 1 の実施の形態を示す構成図。

【図 2】同装置により血流の方向及びその大きさの推定を説明するための模式図。

【図 3】同装置により血流の方向及びその大きさの推定を説明するための受信ビーム方位と血管の走行方向の方位とを示す図。

【図 4】本発明に係る超音波ドブラ診断装置の第 2 の実施の形態を示す構成図。

【図 5】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。

【図 6】同装置に適用するドブラ角度補正の方法を説明するための図。

【図 7】同装置により血流の方向及びその大きさの推定を説明するための模式図。

20

【図 8】同装置におけるドブラ角度補正を二次元断面で説明するための模式図。

【図 9】同装置に適用するドブラ角度補正の方法を説明するための模式図。

【図 10】同装置に適用するドブラ角度補正の方法を説明するための模式図。

【図 11】同装置に適用するドブラ角度補正の方法を説明するための模式図。

【図 12】同装置における遅延回路を用いた受信遅延加算回路の構成図。

【図 13】同装置における乗算器を用いた受信遅延加算回路の構成図。

【図 14】同装置における遅延回路と乗算器との組み合わせによる受信遅延加算回路の構成図。

【図 15】同装置に対する血流等の被検体の血流速度の推定に対する誤差評価シミュレーションの結果を示す図。

30

【図 16】同装置における超音波振動子の利用方法の一例を説明するための図。

【図 17】同装置における超音波振動子の利用方法の一例を説明するための図。

【図 18】同装置における超音波振動子の利用方法の一例を説明するための図。

【図 19】同装置における超音波振動子の利用方法の一例を説明するための図。

【図 20】従来のドブラ角度補正を説明するための送受信器と受信器との配置図。

【図 21】同送受信器と受信器との模式図。

【図 22】従来の他のドブラ角度補正を説明するための送受信器と受信器との模式図。

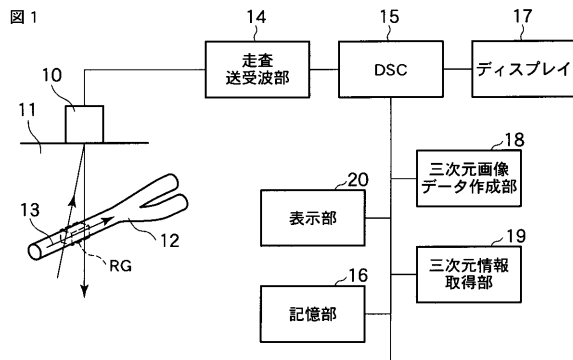
【符号の説明】

【0053】

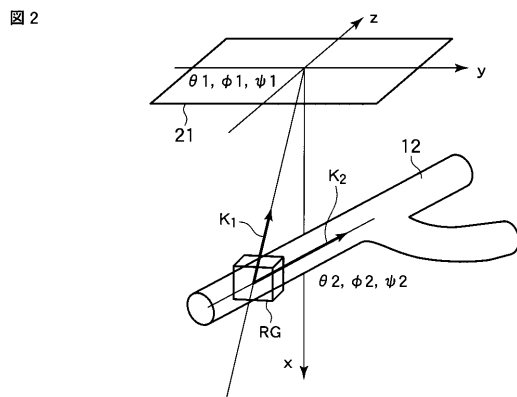
10：超音波プローブ、10-1～10-4：超音波振動子、11：生体、12：血管、13：被検体、14：走査送受波部、15：デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)、16：記憶部、17：ディスプレイ、18：三次元画像データ作成部、19：三次元情報取得部、20：表示部、21：三次元情報取得部、22～23：受信遅延加算回路、22-1～22-4：受信遅延加算回路、PA₁～PA_i：プリアンプ、DL₁～DL_i：遅延回路、S：加算器、LPF₁～LPF_i：ローパスフィルタ、MPL₁～MPL_i：乗算器、LPF₀：ローパスフィルタ、MPL₀：乗算器、SC：信号処理部、RG：レンジゲート、RG₁～RG₄：小レンジゲート。

40

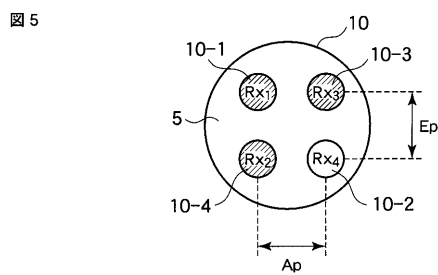
【図 1】



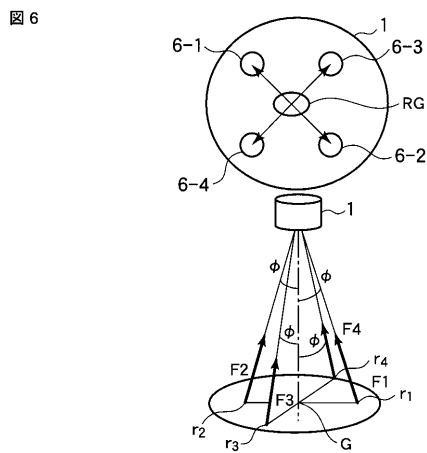
【図 2】



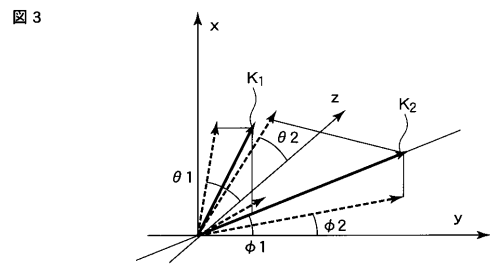
【図 5】



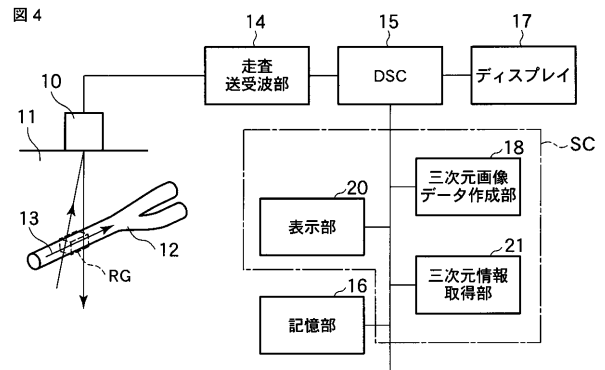
【図 6】



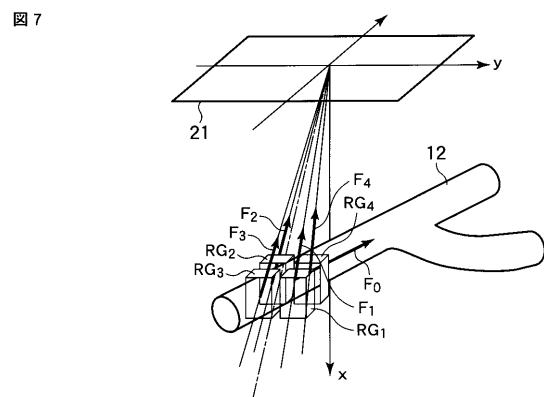
【図 3】



【図 4】

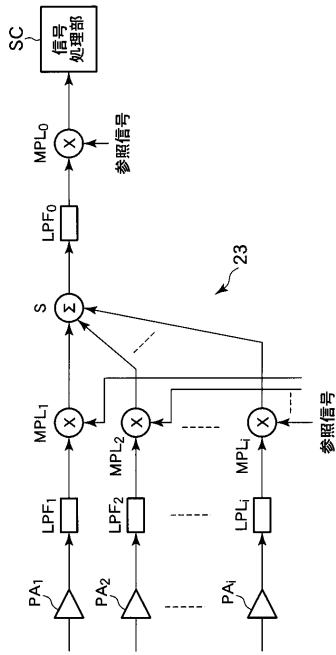


【図 7】



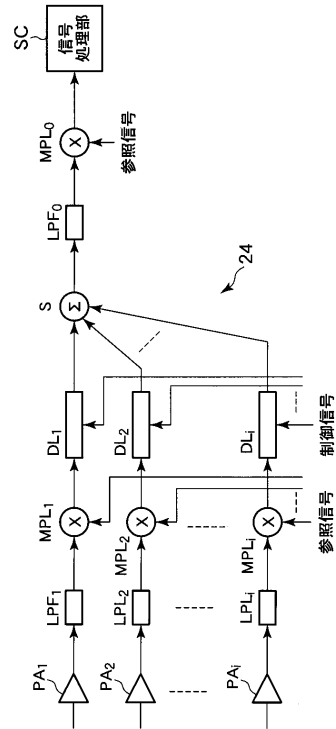
【図 13】

図 13



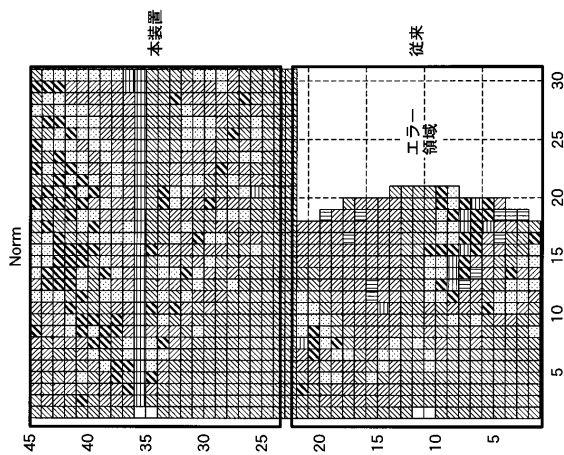
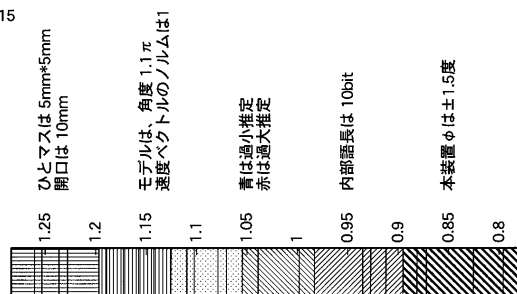
【図 14】

図 14



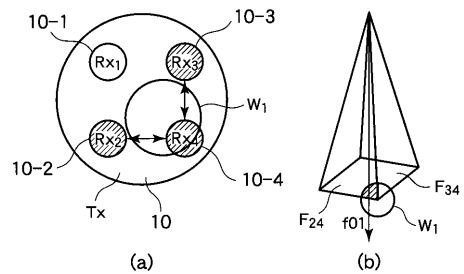
【図 15】

図 15



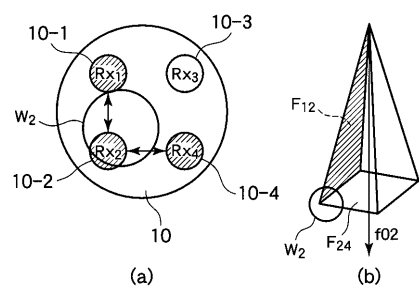
【図 16】

図 16

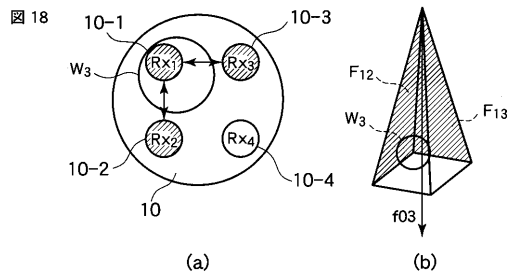


【図 17】

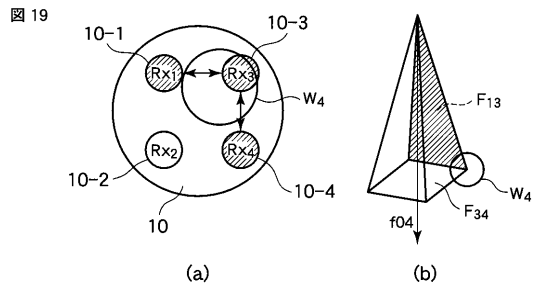
図 17



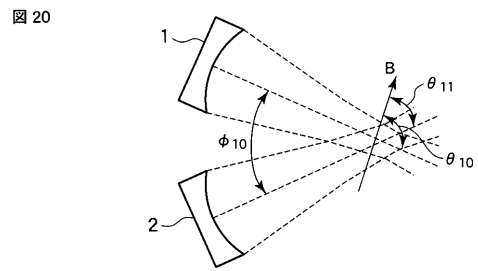
【図 18】



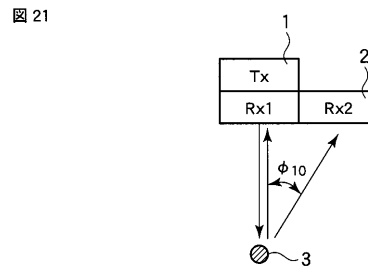
【図 19】



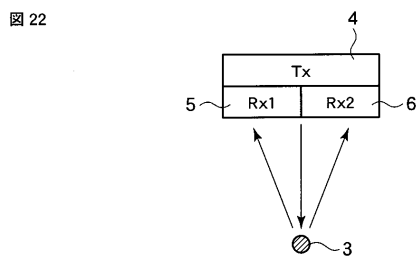
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(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 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 小笠原 洋一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD04 DE03 EE09 EE11 GB06 HH27 JB48 JB54 JC25

KK19

专利名称(译)	超声波诊断装置和使用超声波的速度测量方法		
公开(公告)号	JP2008301892A	公开(公告)日	2008-12-18
申请号	JP2007149466	申请日	2007-06-05
[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		
[标]发明人	馬場達朗 小笠原洋一		
发明人	馬場 達朗 小笠原 洋一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD04 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/HH27 4C601/JB48 4C601/JB54 4C601/JC25 4C601/KK19		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5478814B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确地获取诸如血流的对象的流速和流动方向。

ZSOLUTION: 超声波诊断装置通过超声波探头10发送超声波多波束,并获取血流速度 f_0 ,方位角 θ 和样本13的高度 φ ,例如血流量。三维信息获取部分21基于从超声探头10输出的多普勒信号在距离门RG中的三维流体信息。

