

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003－70789

(P2003－70789A)

(43)公開日 平成15年3月11日(2003.3.11)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テマコード^{*}（参考）

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

G 0 1 P 5/00

G 0 1 P 5/00

C 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L（全 14数）

(21)出願番号 特願2001－266426(P2001－266426)

(22)出願日 平成13年9月3日(2001.9.3)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 近藤 祐司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二（外2名）

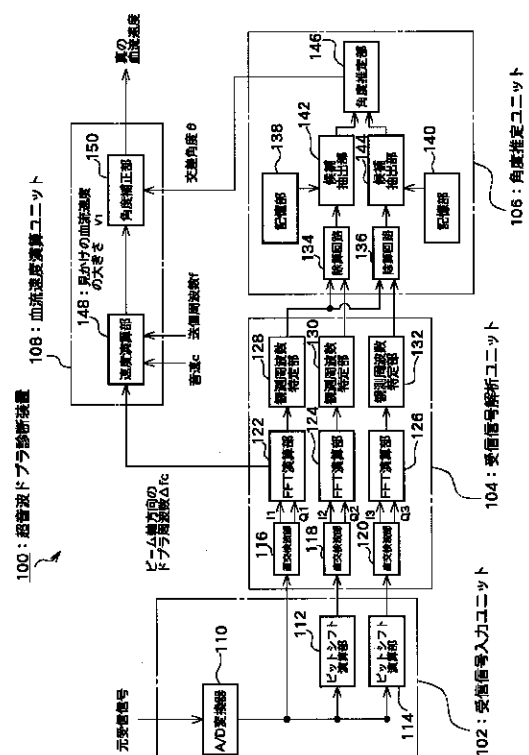
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波ドプラ診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波ドプラ法を用いて血流速度を測定する際に、構成が簡単で、且つ容易に角度補正を行うことができる超音波ドプラ診断装置を提供すること。

【解決手段】 超音波ドプラ診断装置100は、ある超音波ビームに対応した元受信信号を受け取り、複数の受信信号を生成する受信信号入力ユニット102、各受信信号のドプラ周波数解析を行う受信信号解析ユニット104、波数解析結果から交差角度を演算する角度推定ユニット106、ビーム軸方向に対応するドプラ周波数 Δf_c と交差角度 θ とに基づき真の血流速度を求める血流速度演算部108とからなる。受信信号解析ユニット104は、受信信号に対応した複数のドプラ周波数のスペクトルごとに観測周波数を特定し、それら観測周波数をもとに、角度推定ユニット106は血流に対する超音波ビームの交差角度を演算する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ビーム軸の方位が一致し且つビーム幅が異なる複数の超音波ビームに対応した複数の受信信号を生成する生成手段と、
前記各受信信号ごとにドプラ成分の周波数解析を実行し、前記複数の超音波ビームに対応した複数の周波数解析結果を出力する周波数解析手段と、
前記複数の超音波ビームに対応した複数の周波数解析結果に基づいて、血流に対する前記ビーム軸の交差角度を推定する角度推定手段と、
を備えることを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記周波数解析結果は前記ドプラ成分のスペクトルであり、
前記角度推定手段は、前記各超音波ビームごとのスペクトルに基づいて前記交差角度を推定することを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記角度推定手段は、
前記各超音波ビームごとにそのスペクトルから当該超音波ビームのビーム幅によって規定される観測周波数を特定する観測周波数特定部と、
前記各超音波ビームごとの観測周波数から前記軸交差角度を演算する角度推定部と、
を備えることを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 4】 請求項 3 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記観測周波数特定部は、前記観測周波数として、前記 30
スペクトル上において前記超音波ビームにおけるビームエッジ方位に対応した周波数を特定することを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 5】 請求項 3 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記観測周波数特定部は、前記スペクトルの波形に基づいて観測周波数を特定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 5 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記観測周波数特定部は、前記スペクトルにおける周波数軸方向の強度変化に基づいて観測周波数を特定することを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 7】 請求項 5 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記観測周波数特定部は、前記スペクトルをその周波数軸方向に積算して得られる積算値に基づいて観測周波数を特定することを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 8】 請求項 5 記載の超音波ドプラ診断装置において、

前記観測周波数特定部は、前記スペクトルをその強度軸方向に積算して得られる積算値に基づいて観測周波数を特定することを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 9】 請求項 3 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記観測周波数特定部は、
前記複数の超音波ビームに対応した複数のスペクトルのうちの基本スペクトルに対して当該基本スペクトルの観測周波数を特定し、当該観測周波数に基づいて前記基本 10
スペクトル以外の各スペクトルの強度軸方向の閾値を決定する閾値決定部を備え、
前記決定された閾値に基づいて前記基本スペクトル以外の各スペクトル上における観測周波数を特定することを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 10】 請求項 3 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記角度推定部は、前記各超音波ビームごとの観測周波数から前記交差角度を求める角度推定テーブルを含むことを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 11】 請求項 3 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記複数の受信信号は 3 つの異なるビーム幅に対応する 3 つの受信信号であり、
前記角度推定部は、
前記 3 つの受信信号に対応する 3 つの観測周波数を入力し、1 つの観測周波数に対する他の 2 つの観測周波数の除算結果として、第 1 比率及び第 2 比率を求める比率演算部と、
前記第 1 比率の大きさと前記軸交差角度の候補とを対応付けた第 1 テーブルと、
前記第 2 比率の大きさと前記軸交差角度の候補とを対応付けた第 2 テーブルと、
前記第 1 テーブルを用いて特定される複数の候補と前記第 2 テーブルを用いて特定される複数の候補とを突き合わせて、前記交差角度を推定する突き合わせ演算部と、
を含むことを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 12】 請求項 1 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記生成手段は、
40 超音波ビームを形成し当該超音波ビームに対応した受信信号を出力する送受波部と、
前記受信信号のレベル調整によって、ビーム幅が異なる複数の超音波ビームに対応した複数の受信信号を電子的に生成する生成部と、
を含むことを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【請求項 13】 請求項 1 記載の超音波ドプラ診断装置において、
前記複数の受信信号の少なくとも 1 つから血流速度を演算する手段と、
50 前記血流速度の大きさを前記交差角度によって補正する

手段と、
を含むことを特徴とする超音波ドプラ診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波ドプラ診断装置に関し、特に血流速度を正確に測定する超音波ドプラ診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】血管内の血流の速度を測定する方法として、超音波ドプラ法が知られている。この方法において、まず血流に対してある入射角度をなす超音波が送波され、血流から反射された超音波エコーが受波される。そして、送波した超音波の周波数に対して、反射された超音波エコーの周波数の偏移分であるドプラ偏移周波数が検出され、これにより血流の速度が演算される。

【0003】しかし、上記の測定で得られるのは、血流に対する超音波ビームの交差角度（入射角度）に依存した速度成分である。真の血流速度を求めるためには、入射角度を特定し、その入射角度に基づいて血流速度の大きさを補正する必要がある。そこで、従来においては、ユーザがマニュアルで血流方向を画像上で決定し、超音波の入射角度を入力する方法がとられていた。この従来*

$$\Delta f_1 = 2 \times f \times (v/c) \times \cos(\theta_1) \quad (\text{数式1})$$

【数2】

$$\Delta f_2 = 2 \times f \times (v/c) \times \cos(\theta_2) \quad (\text{数式2})$$

ここで、相対角度 $\Delta\theta$ を用いれば、数式2を次のように書き表わすことができる。

$$\Delta f_2 = 2 \times f \times (v/c) \times \cos(\theta_1 + \Delta\theta) \quad (\text{数式3})$$

したがって、数式1及び数式3から、真の血流速度の大きさ v は以下のように表わされる。

$$v = c / (2 \times f \times \sin(\Delta\theta) \times ((\Delta f_1)^2 - 2 \times \Delta f_1 \times \Delta f_2))$$

2

よって、血流速度 v の大きさは、送信周波数 f 、音速 c 、ドプラ偏移周波数 Δf_1 、 Δf_2 、相対角度 $\Delta\theta$ がわかれば求めることができる。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記方法によると、血流速度の専用の2つの超音波探触子が必要であり、装置の規模も大きく高価なものとなる。また、複数の超音波ビームの相互干渉を防ぐために、それぞれの測定タイミングをずらす必要があるなど、特別な送受信制御が必要になる。

【0011】本発明は、上記課題を解決するためになされたものであり、その目的は、超音波ドプラ法を用いて血流速度を測定する場合において、簡易な構成で、正確に血流速度を測定できるようにすることにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】（1）上記目的を達成するために、本発明に係る超音波ドプラ診断装置は、ビーム軸の方位が一致し且つビーム幅が異なる複数の超音波

*手法によると、血流速度の測定ごとに画像上にて血流方向を指定しなければならず、煩雑である。また、リアルタイムで血流速度の大きさを求めることができない。

【0004】そこで、専用の2つの超音波探触子を利用し、同じ測定点に対して異なる入射角度にて超音波を送波し、2方向から反射波を受け、これにより血流速度の大きさを測定する方法が提案されている。

【0005】この方法を図11を用いて説明する。超音波探触子151、152は、血流に対してそれぞれの超音波探触子151、152から生成される超音波ビーム153、154の入射角度が異なるように配置される。超音波ビーム153、154の血流に対する入射角度はそれぞれ θ_1 、 θ_2 で表わされる。超音波ビーム153、154に対するドプラ周波数を測定する際には、二つの入射角度 θ_1 、 θ_2 の相対角度 $\Delta\theta = \theta_1 - \theta_2$ のみがあらかじめわかっている。

【0006】送信周波数 f 、音速 c 、真の血流速度の大きさを v とすると、各入射角度にて得られるドプラ偏移周波数 Δf_1 、 Δf_2 は以下ようになる。

【0007】

【数1】

【0008】

【数3】

【0009】

【数4】

（2） Δf_2 に対応した複数の受信信号を生成する生成手段と、各前記受信信号ごとにドプラ成分の周波数解析を実行し、前記複数の超音波ビームに対応した複数の周波数解析結果を出力する周波数解析手段と、前記複数の超音波ビームに対応した周波数解析結果に基づいて、血流に対する前記ビーム軸の交差角度を推定する角度推定手段と、を備えることを特徴とする。

【0013】いま、超音波探触子を起点として深さ方向に沿って広がった超音波ビームを想定すると、当該超音波ビームのビームエッジ方向は非平行となり、このことから理解されるように、超音波ビームが通過する血流上の各地点における超音波（成分）の入射角度は厳密には一定とはならない。つまり、超音波ビームの幅方向に沿って入射角度が連続的に変化し、その変化内容あるいは変化幅はビーム軸が同じであればビーム幅に依存する。特に、ビームエッジ方位における入射角度はビーム幅に依存する。

【0014】以上の前提の下、ビーム軸方位が一致し且

つビーム幅が異なる複数の超音波ビームについて検討すると、それぞれの超音波ビームについて血流上の入射角度の変化内容は互いに異なり、特に、ビームエッジ方位における入射角度は超音波ビーム間で相違することになる。このため、各超音波ビームごとのドプラ成分の周波数解析結果には、超音波ビーム間における入射角度の変化幅の相違が現れる。そこで、本発明は、そのようなビーム幅の違いによる周波数解析結果の相違に注目し、その相違を利用して、各超音波ビーム共通のビーム軸が血流となす交差角度を推定するものである。

【0015】上記説明では超音波探触子を起点として深さ方向に沿って広がった超音波ビームを想定したが、少なくとも血流上において超音波ビーム間でビームエッジ方位が異なればよく、例えば、複数の超音波ビームはフォーカスされたものであってもよい。また、血流における超音波ビームの通過領域において血流速度が一様である場合が望ましいが、一様でない場合であっても、その通過領域において血流速度一定とみなして角度推定を行うことができる。

【0016】更に、複数の超音波ビームは、同時又は順次実際に形成することも可能であるが、望ましくは、1つの超音波ビームを実際に形成し、その受信信号を電子的に処理して仮想的に複数の超音波ビームを生成するようにしてもよい。なお、前者の場合、上記生成手段は、超音波を送受波するための超音波探触子、送受信回路などを含んでもよく、また後者の場合は、さらに電子処理前の元となる受信信号を入力して複数の受信信号を生成する回路などを含むようにしてもよい。

【0017】(2) 望ましくは、周波数解析結果は前記ドプラ成分のスペクトルであり、前記角度推定手段は、前記各超音波ビームごとのスペクトルを利用して前記交差角度を推定する。ビーム幅の異なりが各超音波ビームのスペクトルの相違となって現れるので、それを利用して交差角度を推定するものである。

【0018】望ましくは、前記角度推定手段は、前記各超音波ビームごとにそのスペクトルから当該超音波ビームのビーム幅によって規定される観測周波数を特定する観測周波数特定部と、前記各超音波ビームごとの観測周波数から前記交差角度を演算する角度推定部と、を備える。

【0019】観測周波数は、各超音波ビームごとの入射角度の変化幅の違いを反映した周波数として、一定条件の下で特定されるものであり、望ましくは、後述のようにビームエッジ方位において観測されるドプラ周波数である。なお、ビームエッジは、メインビームのビーム軸方向の音場を基準とし、そのビーム軸から音場が所定量だけ減衰した方位として定義されるものである。

【0020】望ましくは、前記観測周波数特定部は、前記観測周波数として、前記スペクトル上において前記超音波ビームにおけるビームエッジ方位に対応した観測周

波数を特定することを特徴とする。

【0021】スペクトルにおけるピークは、一般には、強度が最も大きいビーム軸方位で観測されるドプラ周波数に相当し、周波数がそのピークに対応した周波数位置から両側に離れるに従って、対応するスペクトルの強度は低下する。そして、スペクトルの裾位置（立ち上がり地点、立ち下がり地点）は、ビームエッジ方位にて観測されるドプラ周波数に相当する。このような関係に基づいて、ビームエッジ方位における観測周波数を特定することができる。

【0022】望ましくは、前記観測周波数特定部は、前記スペクトルの波形に基づいて観測周波数を特定する。望ましくは、前記観測周波数特定部は、前記スペクトルにおける周波数軸方向の強度変化に基づいて観測周波数を特定することを特徴とする。望ましくは、前記観測周波数特定部は、前記スペクトルをその周波数軸方向に沿って積算して得られる積算値に基づいて観測周波数を特定することを特徴とする。また、望ましくは、前記観測周波数特定部は、前記スペクトルをその強度軸方向に沿って積算して得られる積算値に基づいて観測周波数を特定する。

【0023】上記のように構成すれば、スペクトル上に種々のノイズが存在してそのままでは観測周波数の特定が困難な場合にも、ノイズの性状に応じて、ノイズに左右されずに観測周波数を特定することができる。

【0024】望ましくは、前記観測周波数特定部は、前記複数の超音波ビームに対応した複数のスペクトルのうちの基本スペクトルに対して当該基本スペクトルの観測周波数を特定し、当該観測周波数に基づいて前記基本スペクトル以外の各スペクトルのスペクトル強度軸方向の閾値を決定する閾値決定部を備え、前記決定された閾値に基づいて前記基本スペクトル以外の各スペクトル上における観測周波数を特定することを特徴とする。

【0025】望ましくは、前記角度推定部は、前記各超音波ビームごとの観測周波数から前記交差角度を求める角度推定テーブルを含むことを特徴とする。上記構成によれば、特定される観測周波数と求めるべき交差角度との関係が複雑な場合においても、角度推定テーブルを用いて、容易に交差角度を求めることができる。

【0026】望ましくは、前記複数の受信信号は異なるビーム幅で得られた3つの受信信号であり、前記角度推定部は、前記3つの受信信号に対応する3つの観測周波数を入力し、1つの観測周波数に対する他の2つの観測周波数の除算結果として、第1比率及び第2比率を求める比率演算部と、前記第1比率の大きさと前記軸交差角度の候補とを対応付けた第1テーブルと、前記第2比率の大きさと前記軸交差角度の候補とを対応付けた第2テーブルと、前記第1テーブルを用いて特定される複数の候補と前記第2テーブルを用いて特定される複数の候補とを突き合わせて、前記交差角度を推定する突き合わせ

演算部とを含む。

【0027】望ましくは、前記生成手段は、超音波ビームを形成し当該超音波ビームに対応した受信信号を出力する送受波部と、前記受信信号のレベル調整によって、ビーム幅が異なる複数の超音波ビームに対応した複数の受信信号を電子的に生成する生成部と、を含むことを特徴とする。上記構成によれば、実際にビーム幅の異なる超音波ビームを複数形成する必要がなくなる。

【0028】望ましくは、前記複数の受信信号の少なくとも1つから血流速度を演算する手段と、前記血流速度を前記軸交差角度によって補正する手段と、を含むことを特徴とする。上記補正は、演算された速度に対して行ってもよいし、その演算前のドプラ周波数に対して行ってもよい。

【0029】

【発明の実施の形態】図1～図8を用いて、本発明の実施形態に係る角度補正の原理を説明する。

【0030】図1は、血管11内を流れている血流と、探触子12により形成された3つの超音波ビーム14、15、16との関係を示した図である。ここでは、原理説明のため、各超音波ビーム14、15、16は二次元断面画像上に図示されている。

【0031】探触子12の先端部内には、この例では、複数の振動素子からなるアレイ振動子（図示せず）が設けられている。もちろん、単振動子を利用することもできる。各超音波ビーム14、15、16は、ここでは送波ビーム及び受波ビームを合成した合成ビームである。

【0032】図1のモデルにおいては、血管11内を流れる血流が層流であると仮定し、すなわち速度一定であることを仮定しており、その速度の大きさを v とする。

【0033】図示されるように、各超音波ビーム14、15、16のビーム軸17の方位は一致しており、ビーム軸17の血流に対する交差角度（入射角度）は θ である。また、各超音波ビーム14、15、16は、互いに異なるビーム幅をもち、図示の例では、超音波ビーム14、15、16の順で小さくなっている。

【0034】符号18、21は、ビーム軸17を含む断面に現れる超音波ビーム14の両ビームエッジを表している。また、符号19、22は、同じ断面上に現れる超音波ビーム15の両ビームエッジを表し、符号20、23は、超音波ビーム16の両ビームエッジを表す。

【0035】各超音波ビーム14、15、16の一方のビームエッジ18、19、20とビーム軸17となす角度は、順番に ϕ 、 $\phi - \Delta\phi 1$ 、 $\phi - \Delta\phi 2$ となる。ここで、 $\Delta\phi 1$ 、 $\Delta\phi 2$ は、超音波ビーム14の広がり角度 ϕ に対する超音波ビーム15、超音波ビーム16の広がり角度の減少分（減少角度）である。

【0036】各超音波ビーム14、15、16はビーム軸17上にて最大音圧をもち、ビーム軸17から遠ざかるに従ってその音圧は徐々に低下していく。各ビームエ

ッジ18～23は、各超音波ビーム14、15、16のビーム軸方向の音場を基準とし、そのビーム軸から音場が所定量だけ減衰した方位として定義されるものである。なお、前記所定量の値が変化すれば、それに応じて各超音波ビーム14、15、16のビーム幅もそれぞれ変化して以前とは異なった値を取るが、各ビーム幅間の大小関係は変わらない。

【0037】ビーム幅が深さに応じて広がっていることにより、各超音波ビーム14、15、16内において、超音波ビームが通過する血流上の各地点における入射角度は連続的に変化している。また、その入射角度の変化幅が各超音波ビーム14、15、16ごとに異なっている。超音波ビーム14の場合、 $\theta - \phi$ から $\theta + \phi$ に至る変化幅をもち、超音波ビーム15の場合は、 $\theta - \phi + \Delta\phi 1$ から $\theta + \phi - \Delta\phi 1$ に至る変化幅をもち、超音波ビーム16の場合は、 $\theta - \phi + \Delta\phi 2$ から $\theta + \phi - \Delta\phi 2$ に至る変化幅をもつ。

【0038】各超音波ビーム14、15、16内にて最小値をとる入射角度（最小入射角度） $\theta - \phi$ 、 $\theta - \phi + \Delta\phi 1$ 、 $\theta - \phi + \Delta\phi 2$ は、それぞれビームエッジ18、19、20方位における超音波成分の入射角度であり、また、各超音波ビーム14、15、16内にて最大値をとる入射角度（最大入射角度） $\theta + \phi$ 、 $\theta + \phi - \Delta\phi 1$ 、 $\theta + \phi - \Delta\phi 2$ はビームエッジ21、22、23方位における超音波成分の入射角度である。最小入射角度及び最大入射角度は、超音波ビームごとに異なっており、各超音波ビーム14、15、16のビーム幅に依存する。

【0039】上記のように、超音波ビームの入射角度がビーム幅に応じた一定の広がりをもつために、各超音波ビーム14、15、16にて観測される血流の流速もビーム幅に応じた一定の広がりをもつ。その結果、探触子12により受信された信号を周波数解析すると、後述するように、ドプラ周波数がビーム幅に応じた広がりをもっていることがわかる。

【0040】図2は、超音波ビーム14、15、16に対応する各受信信号を周波数解析して得られたドプラ周波数のスペクトルを表わす図である。横軸はスペクトルの強度を表わし、縦軸は周波数を表わす。

【0041】スペクトル24、25、26は、それぞれ超音波ビーム14、15、16に対応するスペクトルである。各スペクトル24、25、26は、音圧が最も高いビーム軸の方位で観測されるドプラ周波数 Δf_c にピークをもつ。ピーク位置が同一であるのは、超音波ビーム14、15、16のビーム軸が共通であるためである。

【0042】各スペクトル24、25、26は、周波数がピークとなる周波数 Δf_c の位置から離れるに従って（図中、上下方向）対応するスペクトル強度が低下する。スペクトル24、25、26の両裾位置における周

波数は、ビームエッジ方位において観測されたドプラ周波数（観測周波数）である。これは、ビーム軸から遠ざかるに従って、各超音波ビーム 14, 15, 16 の音圧が徐々に低下するためである。

【0043】スペクトル 24 の場合、高周波数側における裾位置の周波数 Δf_h は、ビームエッジ 18（図 1 参照）におけるドプラ周波数であり、低周波数側における裾位置の周波数 Δf_l はビームエッジ 21 におけるドプラ周波数である。同様に、スペクトル 26 の両裾位置における周波数 Δf_{1h} 、 Δf_{1l} はそれぞれビームエッジ 19, 22 におけるドプラ周波数であり、スペクトル 26 の両裾位置における周波数 Δf_{2h} 、 Δf_{2l} はそれぞれビームエッジ 20, 23 におけるドプラ周波数である。

【0044】本実施形態においては、各超音波ビーム 14, 15, 16 における最小入射角度 $\theta - \phi$ 、 $\theta - \phi +$

$$\Delta f_h = 2 \times f \times (v/c) \times \cos(\theta - \phi) \quad (\text{数式 5})$$

【数 6】

$$\Delta f_{1h} = 2 \times f \times (v/c) \times \cos(\theta - \phi + \Delta \phi_1) \quad (\text{数式 6})$$

【数 7】

$$\Delta f_{2h} = 2 \times f \times (v/c) \times \cos(\theta - \phi + \Delta \phi_2) \quad (\text{数式 7})$$

次に、上記 3 つの観測周波数 Δf_h 、 Δf_{1h} 、 Δf_{2h} から数式 5～数式 7 をもとに交差角度 θ を求める方法について説明する。

【0048】まず、数式 5～数式 7 から v を消去する

$$\Delta f_{1l} / \Delta f = \cos(\theta - \phi + \Delta \phi_1) / \cos(\theta - \phi) \quad (\text{数式 8})$$

【数 9】

$$\Delta f_{2l} / \Delta f = \cos(\theta - \phi + \Delta \phi_2) / \cos(\theta - \phi) \quad (\text{数式 9})$$

上式において、方程式の数が 2 つであるのに対して、未知パラメータの数が θ 、 ϕ 、 $\Delta \phi_1$ 、 $\Delta \phi_2$ と 4 つある

【0050】本実施形態においては、上記問題を解決するために超音波ビーム間に相関関係がある複数の超音波ビームを用いる。具体的には、超音波ビーム 15 を超音波ビーム 14 の音場強度を全方位一律に 6 dB 低減させた超音波ビームとし、超音波ビーム 16 を超音波ビーム 14 の音場強度を全方位一律に 18 dB 低減させた超音波ビームであるとする。但し、同様の超音波ビームを実際の 3 回の送受波によって形成するようにしてもよい。

【0051】図 3 は、超音波ビームの指向性を表わす図である。横軸は、超音波ビームのビーム軸に対する方位を表わし、縦軸は超音波ビームの相対的な音場強度を表わす。

【0052】実線で表わされる音場パターン 28 は、あらかじめ測定又はシミュレーションで求められた超音波ビーム 14 のビームパターン（音場）である。その中心（角度 0° ）にはメインビームがあり、その両側にサイドローブが存在する。破線で表わされる音場パターン 30 は、音場パターン 28 の音場強度を一律に 6 dB 低減

* $\Delta \phi_1$ 、 $\theta - \phi + \Delta \phi_2$ に対応するドプラ周波数 Δf_h 、 Δf_{1h} 、 Δf_{2h} （観測周波数）を利用し、これらの観測周波数 Δf_h 、 Δf_{1h} 、 Δf_{2h} を用いて、交差角度 θ を演算する。

【0045】観測周波数 Δf_h 、 Δf_{1h} 、 Δf_{2h} はビーム幅の違いに依存しそれを反映したものであり、つまりビーム幅によって規定される。それ故、後述するように各超音波ビームの受信信号（ドプラ成分）を周波数解析して得られたスペクトル上において特定されるものである。

【0046】これら観測周波数 Δf_h 、 Δf_{1h} 、 Δf_{2h} は、それぞれ対応する最小入射角度 $\theta - \phi$ 、 $\theta - \phi + \Delta \phi_1$ 、 $\theta - \phi + \Delta \phi_2$ 、送信周波数 f 、音速 c を用いて次式で表わされる。

【0047】

【数 5】

と、下記の連立方程式が得られる。

【0049】

【数 8】

させることにより仮想的に得られる（これは図 1 の超音波ビーム 15 の音場パターンに相当する）。なお、縦軸の目盛は超音波ビーム 14 のメインビームのピーク強度を 1 として規格化している。

【0053】図示のように、ある強度レベル 32（図中、一点鎖線参照）を定めると、その強度レベル 32 によって超音波ビーム 14 の角度幅（広がり角度の 2 倍： $2 \times \phi$ ）と、超音波ビーム 15 の角度幅（ $2 \times (\phi - \Delta \phi_1)$ ）とが定まり、これらの角度幅には相関関係があることがわかる。図中、上下方向に強度レベル 32 を変化させれば、超音波ビーム 14 の角度幅（ $2 \times \phi$ ）が変化し、それに応じて 6 dB 低減させた場合の角度幅（ $2 \times (\phi - \phi_1)$ ）も変化する。これは、強度レベル 32 を変化させることによって、強度レベル 32 によって定義される超音波ビーム 14、及び超音波ビーム 15 の各ビーム幅が変化していると解釈できる。

【0054】ちなみに、超音波ビーム 16 に相当する音場パターンは、音場パターン 28 を電子的に一律に 18 dB 低減させることによって、上記の音場パターン 30 と同様に生成可能である。この音場の低減は実際の装置においては後述するように受信信号のレベルシフト（振幅圧縮）によって行うことが可能である。

【0055】図4は、超音波ビーム14の角度幅($2 \times \phi$)と超音波ビーム15の角度幅($2 \times (\phi - \Delta \phi 1)$)との関係(-6 dB 関係)、及び、超音波ビーム14の角度幅($2 \times \phi$)と超音波ビーム16の角度幅($2 \times (\phi - \Delta \phi 2)$)との関係(-18 dB 関係)を表わす図である。

【0056】横軸は、超音波ビーム14の角度幅を表わし、縦軸は超音波ビーム14の角度幅に対する他の超音波ビーム(超音波ビーム15、16)の角度幅の差($2 \times \Delta \phi 1$ 、 $2 \times \Delta \phi 2$)を表している。符号34は上記

−6 dB関係に対応したグラフであり、符号36は上記−18 dB関係に対応したグラフである。

【0057】つまり、超音波ビーム間に上記の−6 dB関係及び−18 dB関係がある場合(強度を一律に所定量ダウンさせた関係がある場合)、超音波ビーム14の広がり角度 ϕ が決まれば、 $\Delta \phi 1$ 及び $\Delta \phi 2$ が定量的に定まる。数式8、9に戻ると、パラメータ ϕ 、 $\Delta \phi 1$ 、 $\Delta \phi 2$ は三者相関関係にあり、よって、それらのうち1つが特定されると他の2つを特定可能となる。すなわち、それらパラメータは1つのパラメータに集約でき

【0058】図4で示される関係を用いて、 $\Delta \phi 1$ 、 $\Delta \phi 2$ を上記連立方程式(数式8、数式9)から消去すれば、実質に残るパラメータは θ 及び ϕ となる。その結果、パラメータの数と方程式の数が一致するので、当該連立方程式を解くことができ、交差角度 θ の値を求めることができる。

【0059】なお、本実施形態においては探触子により実際に形成される超音波ビームは超音波ビーム14のみであり、超音波ビーム15、16は、超音波ビーム14

に対応して得られる受信信号を電子的に処理して、仮想的に得ることとする。こうすれば、1回の超音波の送受信で、3つの超音波ビームを同時形成してそれらの信号解析を実時間で行うことができる。

【0060】ちなみに、利得(送信強度あるいは受信感度)を異ならせた3つの超音波ビームを実際に形成することも考えられるが、利得を変更するとビームパターンが変わってしまう場合があるため、その場合には各超音波ビームごとにそのビームパターンをあらかじめ計測し又はシミュレーションして求めておき、基準となる超音波ビームを1つ定めて、その超音波ビームの角度幅と他の2つの超音波ビームの角度幅との関係(図4参照)を求めておく必要がある。

$$\Delta f c = 2 \times f \times (v/c) \times \cos(\theta) \quad (\text{数式10})$$

見かけの血流速度の大きさ $v1$ は、

$$v1 = v \times \cos(\theta) = \Delta f c \times c / (2 \times f) \quad (\text{数式11})$$

と表わされる。従って、上記交差角度 θ の情報及び、次式

$$[\text{数12}] \quad v = v1 / \cos(\theta) \quad (\text{数式12})$$

の関係を使って、見かけの血流速度の大きさ $v1$ の値を

*【0061】次に、図5、図6を用いて、測定された観測周波数 $\Delta f h$ 、 $\Delta f 1 h$ 、 $\Delta f 2 h$ を使って、上記連立方程式を数値的に解き、交差角度 θ を求める方法を示す。図5は、数式8にて定まる交差角度 θ (横軸)と比率 $\Delta f 1 h / \Delta f h$ (縦軸)との関係を表わす図である。符号38~46は、広がり角度 ϕ の値を $10^\circ \sim 30^\circ$ まで刻み 5° で変化させた場合のグラフを示している。

【0062】例えば、 $\Delta f 1 h / \Delta f h = 0.7$ で表わされる直線48と各グラフ38~46との交点A1~A5で表わされる5つの(θ 、 ϕ)の組が、上記連立方程式の解の候補となる。

【0063】図6は、図5と同様に、数式9にて定まる交差角度 θ (横軸)と比率 $\Delta f 2 h / \Delta f h$ (縦軸)との関係を表わす図である。符号50~58は、広がり角度 ϕ の値を $10^\circ \sim 30^\circ$ まで刻み 5° で変化させた場合のグラフである。

【0064】例えば、 $\Delta f 2 h / \Delta f h = 0.6$ で表わされる直線60と各グラフ50~58との交点B1~B5で表わされる5つの(θ 、 ϕ)の組が、上記連立方程式の解の候補となる。

【0065】そこで、図5を用いて得られた解候補A1~A5と、図6を用いて得られた解候補B1~B5とを突き合わせて、 θ 及び ϕ の値が一致するものが見つければ、その組(θ 、 ϕ)を上記連立方程式の解とみなす。

【0066】上記の例では、A3とB3がともに(θ 、 ϕ) = (70° 、 20°)であることがわかるので、これが上記連立方程式を満たす解である。すなわち、例えば、観測周波数の比率が $\Delta f 1 h / \Delta f h = 0.7$ 、 $\Delta f 2 h / \Delta f h = 0.6$ である場合は、その交差角度 θ は 70° であることがわかる。

【0067】本実施形態においては、 ϕ のとり得る範囲として $10^\circ \sim 30^\circ$ としたが、もちろん ϕ の取り得る範囲はこれに限られるものではない。また、広がり角度 ϕ の刻みを小さくすることにより、求める解の精度を更に向上させることができる。

【0068】上記交差角度 θ の情報を用いて真の血流速度を求めるためには、例えば、まず従来同様にビーム軸方向のドプラ周波数 $\Delta f c$ をあらかじめ測定して見かけの血流速度 $v1$ を得る。送信周波数 f 、音速 c 、血流速度の大きさ v としたとき、ドプラ周波数 $\Delta f c$ が次式の関係にあるので、

【数10】

【数11】

補正し、真の血流速度の大きさ v の情報を得る。

【0069】次に、上述したスペクトルから観測周波数を特定する方法について、更に図7~図9を用いて説明する。

【0070】図7～図9に示されているスペクトルは、それぞれドプラ周波数のスペクトルを示す図であり、各図の横軸はスペクトル強度を表わし、縦軸はドプラ周波数成分を表わす。

【0071】図7は、第1の観測周波数の特定方法を説明する図である。まず、ドプラ周波数のピークが含まれる周波数領域62をマニュアルであるいは自動的に設定する。次に周波数領域62内にて、スペクトル64のうち雑音と思われるバックグラウンド部分66（図7

(a)中、斜線部参照)を特定し、もとのスペクトル64からバックグラウンド部分66を減算する（図7

(b)参照)。次に、バックグラウンド部分66が減算されたスペクトル68に対して、高周波数側から周波数軸方向にスペクトルの強度変化をサーチして、スペクトル成分が最初に出現する周波数を観測周波数 Δf_r とする。ここで、バックグラウンド部分22の決め方としては、事前に雑音の平均的な信号レベルを計測しておき、それを用いる。また、スペクトル成分が最初に出現する周波数を決める方法としては、例えばスペクトルの強度変化の度合が、あらかじめ決めておいた基準値を超えた場合にスペクトル成分が出現したとみなすようにすればよい。この方法は、雑音のスペクトルがあらかじめ既知である場合に有用である。

【0072】図8は、第2の観測周波数の特定方法を説明する図である。

【0073】まず、対象となる周波数領域70に対し、周波数軸方向に沿ってスペクトル72を積分して全体の積分値（図8(a)中、斜線部参照)を求める。次に高周波数側から周波数軸方向にスペクトル72を積分していき（図8(b)中、斜線部参照)、その積分値が全体の積分値に対して所望の割合、例えば10%（図8

(c)中斜線部参照)に至った時点の周波数を観測周波数 Δf_r とする。この方法は、雑音部分の波形レベルが、必ずしも低レベルでない場合に有効である。

【0074】図9は第3の観測周波数の特定方法を説明する図である。

【0075】スペクトル74には、血流からのドプラ成分に対応したスペクトル76以外に、アーチファクトによる雑音ピーク78が存在する。

【0076】図8の方法と同様に、まず、対象となる周波数領域73に対し、周波数軸方向にスペクトル74を積分する。

【0077】次に、上記周波数領域73内にてスペクトル74の強度が極大となる位置（図8(a)中、点P、Q)を探索し、当該複数の極大点及び及びスペクトルの強度変化等に基づいてスペクトル強度が最大となる（図8(a)中、点P)ピークを含むスペクトルをドプラ成分のスペクトルと特定する。次に、特定したスペクトル76に対し、スペクトル強度の大きさが最大となる位置から、強度軸に沿ってスペクトル強度が減少する方向に

積分する。その積分値が最初に求めた積分値に対する所望の割合、例えば90%に至った時点で積分操作を終了する。終了時点におけるスペクトル強度に対応する周波数のうち、高周波数側のものを観測周波数 Δf_r とする。ここで、当該積分操作はスペクトル76のみに対して行われ、雑音ピーク78が存在する部分は、積分しない。

【0078】こうすれば、強いピーク形状の雑音が存在する場合においても、そのピーク値がドプラ成分のスペクトルのピーク値よりも小さい場合に、雑音を除去して観測周波数を特定することができる。

【0079】以上、3種類の観測周波数の特定方法について説明したが、上記各方法は、ビーム幅の異なる超音波ビームごとに得られる複数のスペクトルの各々に対して同じ方法を用いてもよいし、超音波ビームごとに異なる方法を用いてもよい。

【0080】また、ビーム幅の異なる超音波ビームごとに得られる複数のスペクトルから基本となるスペクトルを一つ選択し、その選択されたスペクトルに対して、まず上記いずれかの方法を用いて観測周波数を特定する。観測周波数が特定されれば、その周波数に対応したスペクトルの強度が定まるので、当該スペクトル強度を閾値として、残りのスペクトルの観測周波数を特定するようにしてもよい。

【0081】なお、図1で示された各超音波ビーム14, 15, 16は深さ方向に沿って広がった形状で示されているが、これは原理説明のための図である。本発明においては、実際の超音波ビームの形状は上記図示した形状である必要はなく、超音波ビーム間で血流に対する交差角度の変化幅が異なっていれば良い。例えば各超音波ビームがフォーカスビームであっても各超音波ビームで血流に対する交差角度の変化幅が異なっていれば、本発明が成立することは明らかである。

【0082】また、本実施形態においては、観測周波数として血流に最小交差角度で入射する超音波（成分）のドプラ周波数(Δf_h 、 Δf_{1h} 、 Δf_{2h})を用いたが、観測周波数として用いるドプラ周波数は上記に限られるものでなく、例えば血流に最大交差角度で入射する超音波（成分）のドプラ周波数(Δf_l 、 Δf_{1l} 、 Δf_{2l})を用いても良い。

【0083】次に、上記原理が適用された超音波ドプラ診断装置100について図10を用いて説明する。

【0084】超音波ドプラ診断装置100は、受信信号入力ユニット102、受信信号解析ユニット104、及び、角度推定ユニット106、血流速度演算ユニット108を有する。受信信号入力ユニット102は、あるビーム幅を有する単一の超音波ビームに対応した受信信号（元受信信号）を受け取り、受取った元受信信号に基づいて互いに異なったビーム幅を有する超音波ビームに対応した複数の受信信号（2つの受信信号）を電子処理に

より生成する。なお、元受信信号は本実施形態においてそのまま出力される。受信信号解析ユニット104は、受信信号入力ユニット102から出力された3つの受信信号を入力し、各受信信号のドブラ周波数解析（FFT解析）を行う。角度推定ユニット106は、複数の周波数解析結果から交差角度を演算するものである。血流速度演算ユニット108は、ビーム軸方向に対応するドブラ周波数 Δf_c と交差角度 θ とに基づき、真の血流速度を求めるものである。

【0085】受信信号入力ユニット102は、A/D変換器110、ビットシフト演算部112、114とから構成される。A/D変換器110は、入力した送受信に係る超音波ビームに対応する元受信信号を入力し、入力した元受信信号をアナログ値からデジタル値に変換する。デジタル値に変換された元受信信号は、その後、3つに分岐され、1つは、直接、受信信号解析ユニット104に出力される。残りの2つは、それぞれビットシフト演算部112、114を介して出力される。

【0086】ビットシフト演算部112は、A/D変換器110でデジタル化された元受信信号のデータを1ビット分ビットシフトする。1ビットのビットシフトは元受信信号を -6 dB にて低減する（ $1/2$ 倍する）ことに相当する。ビットシフト演算部114は、A/D変換器110でデジタル化された元受信信号のデータを3ビット分ビットシフトする。3ビットのビットシフトは元受信信号を -18 dB にて低減する（ $1/8$ 倍する）ことに相当する。もちろん、ビットシフト量は諸条件に応じて適宜設定可能であり、それをユーザー可変できるようにしてもよい。

【0087】受信信号解析ユニット104は、直交検波部116、118、120、FFT演算部122、124、126、及び、観測周波数特定部128、130、132から構成される。

【0088】直交検波部116は、A/D変換器110から直接入力される元受信信号を入力し、それを送信周波数をもった基準信号と乗算し、これによりドブラ周波数だけをもった信号を抽出して、それを複素の検波信号I1、Q1として出力する。FFT演算部122は、検波信号I1、及びQ1をもとに複素フーリエ変換（IFFT）演算を実行し、リアルタイムで周波数分析を行って、ドブラ周波数のスペクトルを得る（図2参照）。なお、FFT演算部122はビーム軸方向のドブラ周波数（平均周波数）を前記スペクトル上で特定し、その情報を観測周波数特定部128に出力する。

【0089】観測周波数特定部128は、図7乃至図9を用いて説明した方法にて、ドブラ周波数スペクトルから最小交差角度にて入反射される信号成分のドブラ周波数を観測周波数 Δf_h として特定する。

【0090】直交検波部118、FFT演算部124、及び、観測周波数特定部130は、 -6 dB の減衰度

て減衰された受信信号に対して、A/D変換器110から直接入力される元受信信号に対する上記一連の処理を行い、観測周波数 Δf_{1h} を特定する。ただし、直交検波部118の出力する検波信号をI2、Q2とする。

【0091】直交検波部120、FFT演算部126、観測周波数特定部132は、 -18 dB の減衰度にて減衰された受信信号に対して、A/D変換器110から直接入力される元受信信号に対する上記一連の処理を行い、観測周波数 Δf_{2h} を特定する。ただし、直交検波部120の出力する検波信号をI3、Q3とする。

【0092】角度推定ユニット106は、除算回路134、136、記憶部138、140、候補抽出部142、144、及び、角度推定部146からなる。

【0093】除算回路134は、観測周波数 Δf_h 、 Δf_{1h} の除算を実行し、比率 $\Delta f_{1h}/\Delta f_h$ を出力する。乗算回路136は、観測周波数 Δf_h 、 Δf_{2h} の除算を実行し、比率 $\Delta f_{2h}/\Delta f_h$ を出力する。

【0094】記憶部138は、複数の広がり角度 ϕ の値ごとに、数式8で表わされる関係に基づいて交差角度 θ の値と $\Delta f_{1h}/\Delta f_h$ の値が対応づけられた表（図5参照）を第1角度推定テーブルとして記憶している。記憶部140は、複数の広がり角 ϕ の値ごとに、数式9で表わされる関係に基づいて交差角度 θ の値と対応する $\Delta f_{2h}/\Delta f_h$ の値とが対応づけられた表（図6参照）を第2角度推定テーブルとして記憶している。

【0095】候補抽出部142は、元受信信号及び受信信号から得られたドブラ周波数のスペクトルから特定した観測周波数の比率 $\Delta f_{1h}/\Delta f_h$ と第1角度推定テーブルとに基づいて、数式8及び数式9からなる連立方程式の解の候補として、複数の交差角度の値と広がり角度の値の組（ θ 、 ϕ ）を抽出する。解候補抽出部144は、元受信信号及び受信信号から得られたドブラ周波数のスペクトルから特定した観測周波数の比率 $\Delta f_{2h}/\Delta f_h$ と第2角度推定テーブルとに基づいて、数式8及び数式9からなる連立方程式の解候補として複数の交差角度の値と広がり角度の値の組（ θ 、 ϕ ）を抽出する。

【0096】角度推定部146は、候補抽出部142から得られた複数の候補と候補抽出部144から得られた複数の候補とを突き合わせて、上記連立方程式の解となる1つの組（ θ 、 ϕ ）を判別する。

【0097】血流速度演算ユニット108は、速度演算部148、角度補正部150とからなる。

【0098】速度演算部148は、FFT演算部122より得られたビーム軸方向のドブラ周波数 Δf_c 、送信周波数 f 、音速 c の値を入力し、それらの値から上記数式11に基づいて、ビーム軸方向の見かけの血流速度の大きさ v_1 を演算する。

【0099】角度補正部150は、角度推定部146により推定された交差角度 θ 、及び速度演算部148により得られた見かけの血流速度の大きさ v_1 から上記数式

【０１００】なお、図１０においては上述した原理を実現するための要部構成が示されており、超音波の送受波を行う超音波探触子、画像形成部、表示処理部などの公知の構成については図示省略されている。一般に、超音波探触子としては、複数の振動素子からなるアレイ振動子を有するものが用いられる。その超音波探触子は、体表面上に当接して用いられ、あるいは、体腔内に挿入して用いられるものである。

【図4】 超音波ビームの広がり角度 ϕ と、 $\Delta\phi_1$ 、 $\Delta\phi_2$ との関係を示す図である。

【図6】 観測周波数の比から交差角度を推定する方法を説明する図である。

【図8】 第2の観測周波数を特定する方法を示す図である。

【図9】 第3の観測周波数を特定する方法を示す図である。

【図１０】 本発明の実施の形態に係る超音波ドプラ診断装置の構成を示す図である。

【図11】 従来の超音波ドプラ診断装置の構成を示す図である。

12 探触子、14, 15, 16 超音波ビーム、20
ビーム軸、24, 25, 26 スペクトル、108

血液速度演算ユニット、１１０ Ａ／Ｄ変換器、１１
２，１１４ ビットシフト演算部、１１６，１１８，１
２０ 直交検波部、１２２，１２４，１２６ ＦＦＴ演
算部、１２８，１３０，１３２ 観測周波数特定部、１
３４，１３６ 除算回路、１３８，１４０ 記憶部、１
４２，１４４ 候補抽出部、１４６ 角度推定部、１５
０ 角度補正部。

【０１０２】また、本実施形態においては、ビットシフト演算は、直交検波部１１６～１２０に入力される前の元受信信号及び受信信号に対して行われるが、直交検波後の検波信号に対して行うようにしても良い。

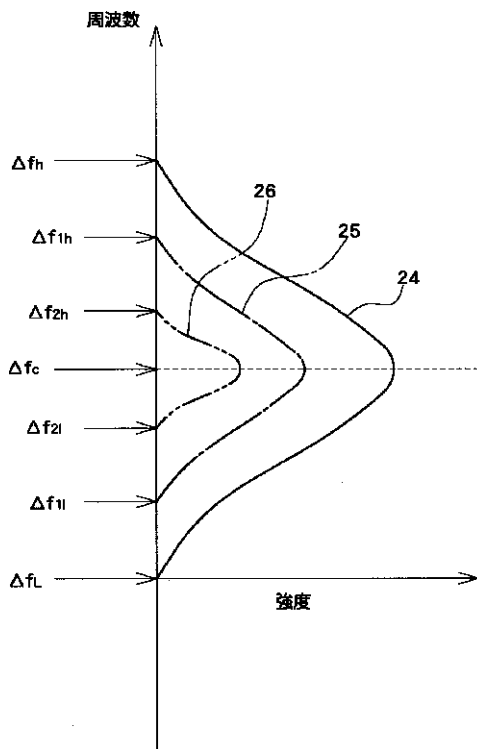
【発明の効果】本発明は、上記のように構成したので簡易な構成で、正確に血流速度を測定できる超音波ドプラ診断装置を提供することにある。

【図面の簡単な説明】

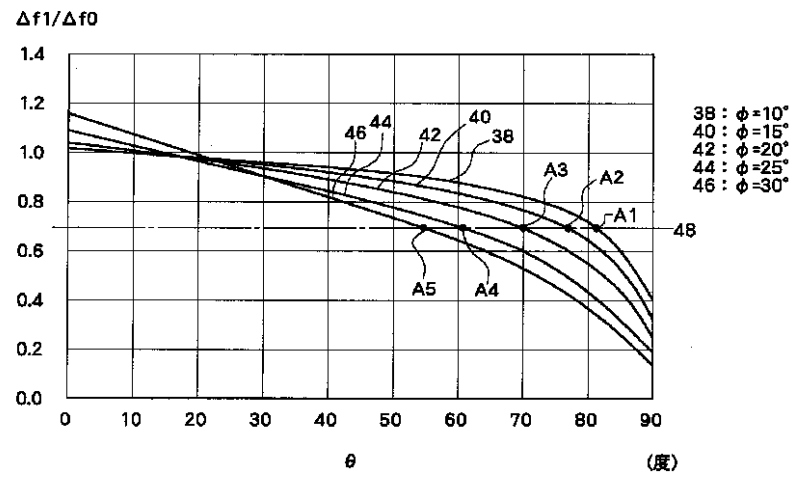
【図 1】 本発明の実施の形態に係る交差角度推定の原理を説明する図である。

【図2】 ドプラ周波数のスペクトルを示す図である。

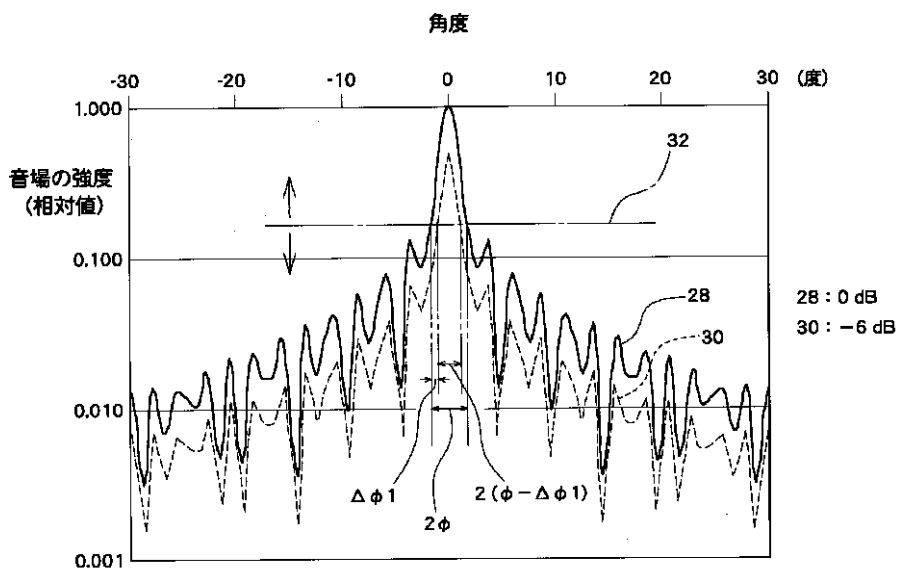
【図2】



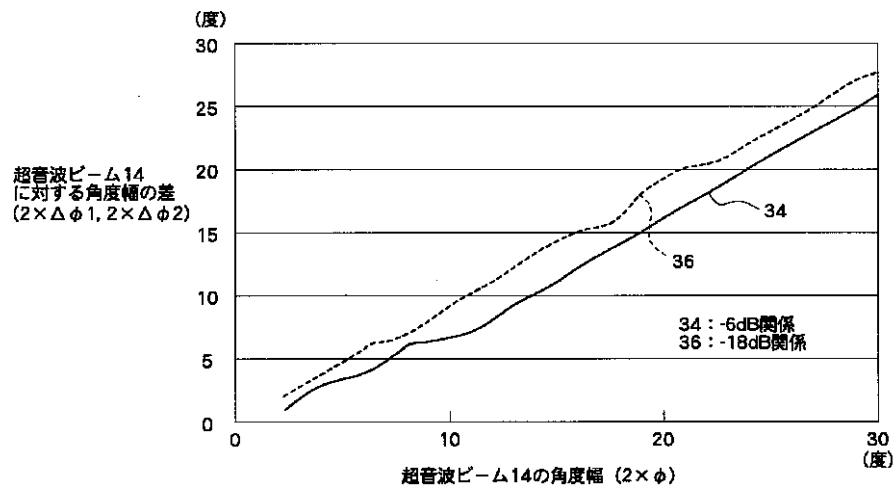
【図5】



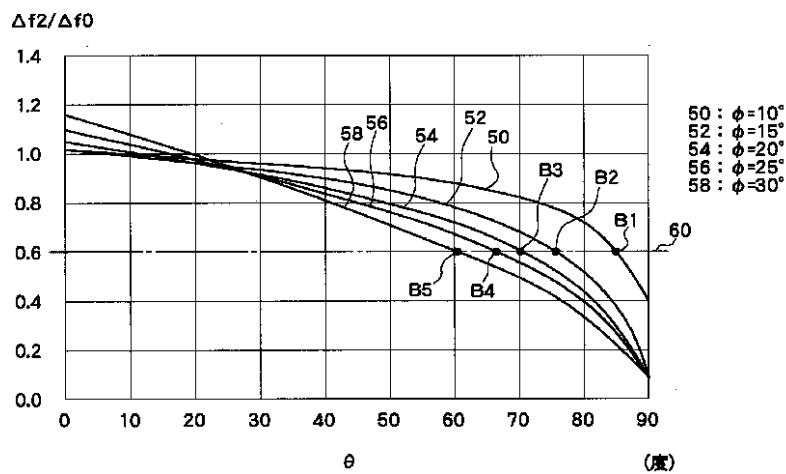
【図3】



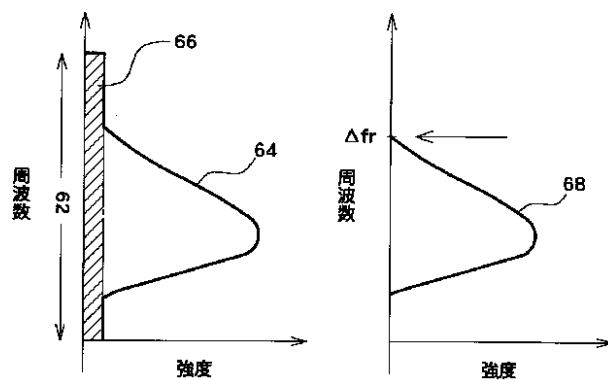
【図4】



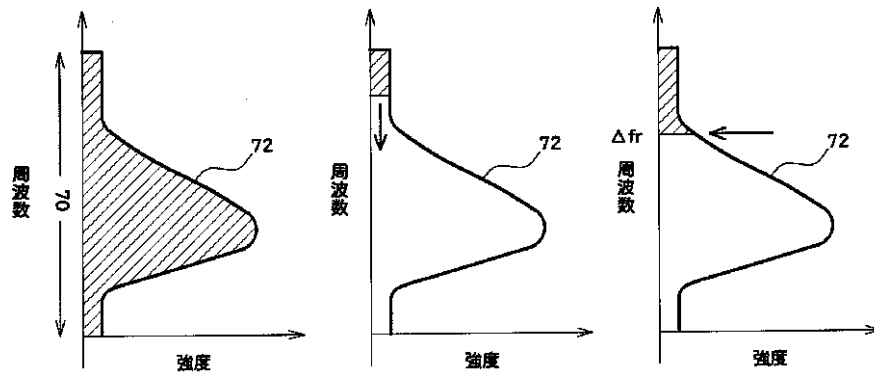
【図6】



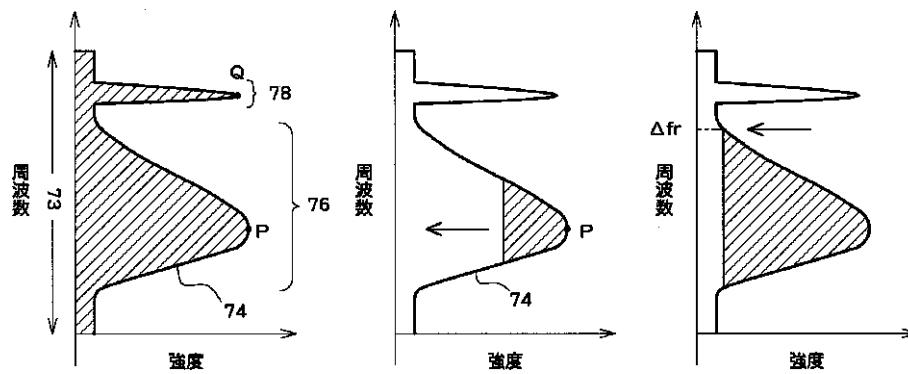
【図7】



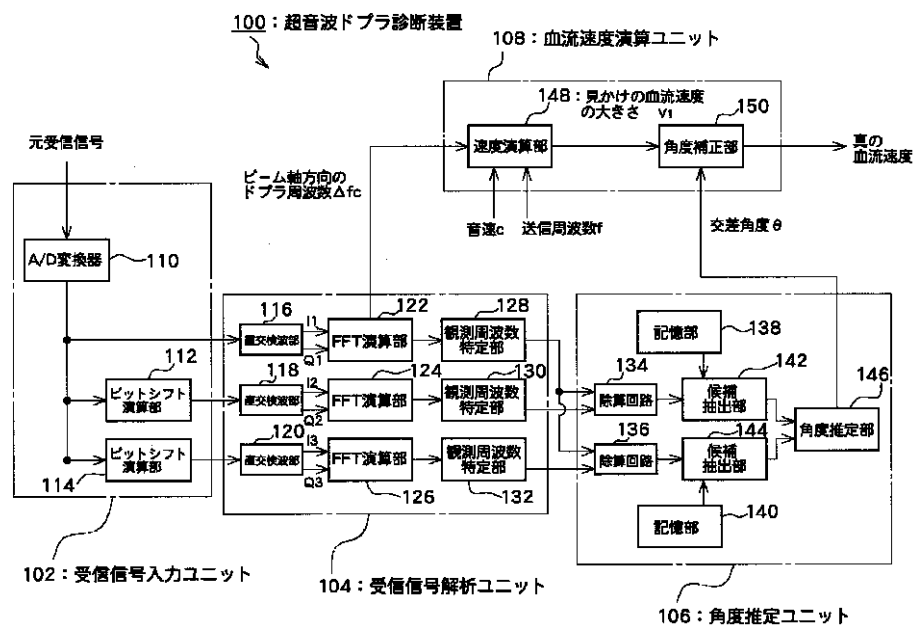
【図8】



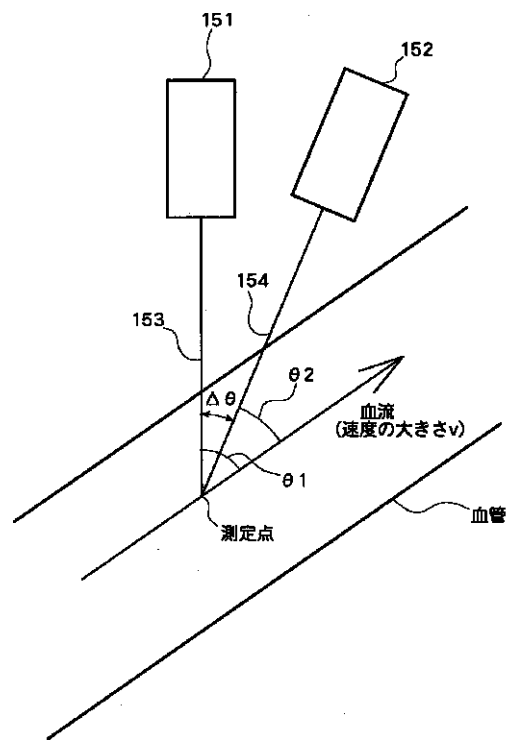
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 DD01 DD02 EE11 EE15
 GB02 HH54 JB03 JB17 JB22
 JB27 JB30 JB34 JB50 KK09
 4C601 DD03 DE01 EE09 EE12 GB01
 GB03 JB19 JB21 JB23 JB24
 JB34 JB35 JB40 JB46 JB49
 JB51 JB60

解决的问题：提供一种超声波多普勒诊断装置，该超声波多普勒诊断装置具有简单的结构并且在使用超声波多普勒法测量血流速度时能够容易地进行角度校正。超声波多普勒诊断装置（100）接收与超声波束相对应的原始接收信号并生成多个接收信号，接收信号输入单元（102）以及对每个接收信号进行多普勒频率分析的接收信号分析。单元104包括：角度估计单元106，其根据波数分析结果计算交叉角；以及血流速度计算单元108，其基于与束轴方向和交叉角 θ 相对应的多普勒频率 Δf_c 获得真实血流速度。接收信号分析单元104针对与接收信号相对应的多个多普勒频率的每个频谱来识别观察频率，并且角度估计单元106基于这些观察频率来估算超声波束相对于血流的交叉角。要做。

