

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-89309

(P2004-89309A)

(43) 公開日 平成16年3月25日(2004.3.25)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-252336 (P2002-252336)
(22) 出願日 平成14年8月30日 (2002.8.30)(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(74) 代理人 100098017
弁理士 吉岡 宏嗣
(72) 発明者 三竹 毅
東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内
Fターム(参考) 4C301 DD01 DD04 EE10 EE13 HH03
JB06 JB34 JC14 KK07 KK09
4C601 DD03 DE01 DE03 EE07 EE11
HH04 JB04 JB34 JB49 JC15
JC20 JC21 KK09

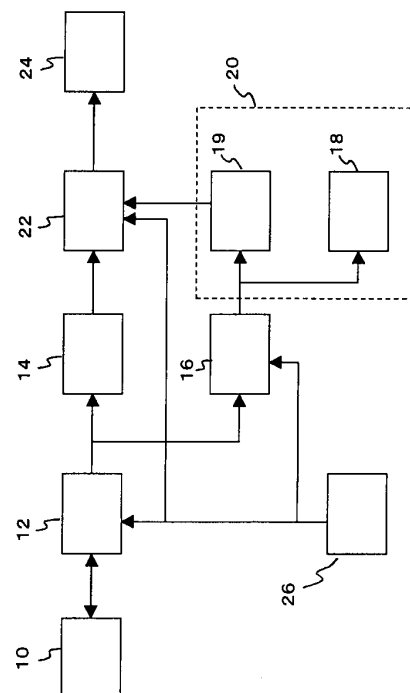
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 計測可能な範囲を越える血流の最大流速及び方向を迅速かつ容易に把握する。

【解決手段】 探触子10と、超音波送受信部12と、ドプラ信号処理部16と、表示画像構成部22と、表示部24とを備え、ドプラ信号処理部16から出力される周波数スペクトル分布について、周波数軸方向に少なくとも2つの周波数スペクトル分布に離散するいずれか一方の周波数スペクトル分布を、周波数軸方向に沿って超音波パルスの繰り返し周波数から定まる計測可能な最大血流速に対応した周波数の2倍の周波数分だけシフトさせて合成し、合成された周波数スペクトル分布を前記表示画像構成部22に出力する血流画像調整手段を設ける。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ超音波を送受信する探触子と、該探触子を駆動して超音波パルスを送信すると共に前記被検体から発生する前記超音波パルスの反射信号を受信する超音波送受信部と、該超音波送受信部により受信された反射信号から血流によるドプラ偏位の周波数スペクトルを演算するドプラ信号処理部と、該ドプラ信号処理部の信号から血流速を表す画像を構成する機能を有する表示画像構成部と、該血流速を表す画像を表示する表示部とを含む超音波診断装置において、

前記ドプラ信号処理部から出力される周波数スペクトル分布について、周波数軸方向に少なくとも 2 つの周波数スペクトル分布に離散するいずれか一方の周波数スペクトル分布を、周波数軸方向に沿って前記超音波パルスの繰り返し周波数から定まる計測可能な最大血流速に対応した周波数の 2 倍の周波数分だけシフトさせて合成し、合成された周波数スペクトル分布を前記表示画像構成部に出力する血流画像調整手段を設けたことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

前記表示部は、血流速を表す第 1 の軸と該第 1 の軸に直交して計測時間を表す第 2 の軸とを有し、該第 2 の軸に沿って順方向及び逆方向の最大血流速が描出される線図を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】

被検体へ超音波を送受信する探触子と、該探触子を駆動して超音波パルスを送信すると共に前記被検体から発生する前記超音波パルスの反射信号を受信する超音波送受信部と、該超音波送受信部により受信された反射信号から血流によるドプラ偏位の周波数スペクトルを演算するドプラ信号処理部と、該ドプラ信号処理部の信号から血流速を表す画像を構成する機能を有する表示画像構成部と、該血流速を表す画像を表示する表示部とを含む超音波診断装置において、 20

前記ドプラ信号処理部により演算した周波数スペクトルの周波数レンジ幅を高周波側と低周波側の両側に拡大する拡大領域をそれぞれ付加し、該付加された拡大領域におけるスペクトル値をゼロに初期化する手段を有し、

前記周波数スペクトルの周波数ゼロ軸を基線とし、該基線により二つに分割された領域におけるスペクトルの総和をそれぞれ算出して比較し、比較した総和の大きい方の領域を血流順方向と、小さい方の領域を血流逆方向と判別する血流方向判別部を備え、 30

前記血流順方向と判別された領域に連結する前記拡大領域と前記血流逆方向と判別された領域のスペクトル値を互いに置換し、置換された周波数スペクトルを前記表示画像構成部に出力するデータ置換部を備えてなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、具体的には血流速の計測に関する。

【0002】 40

【従来の技術】

超音波診断装置は、被検体の表面に探触子を当て、探触子から被検体に超音波を送信すると共に被検体から射出される超音波の受信信号を送受信部により受信し、受信信号に基づいて観察部位の画像を構成するものとして知られている。

【0003】

このような超音波診断装置において、血流速を計測する場合、超音波ドプラ法とパルス反射法とを併用する方法すなわち超音波パルスドプラ法が用いられることが多い。超音波パルスドプラ法は、連続波の一部分を一定周期で繰り返すパルス波とし、パルス波を所望の深さの部位に放射し、放射された部位から射出される受信信号に基づいて深部の血流速を計測するものである。 50

【0004】

この超音波パルスドプラ法では、計測できる最大血流速は制限を受けることが一般に知られている。すなわち、超音波パルスドプラ法では、超音波パルスの繰り返し周期（ T ）の半分以下の時間でないと血流信号が検出されないという制約があるので、繰り返し周波数（ T ）の逆数に相当する超音波繰り返し周期（ PRF ）も制約を受ける。それゆえ、繰り返し周波数（ PRF ）と相関するドプラシフト周波数（ f_d ）が限定されるので、ドプラシフト周波数（ f_d ）から算出される例えば血流速の計測範囲も制限を受けることになる。

【0005】

このとき、計測する血流速が計測可能な範囲を越えると、いわゆるエイジアリングとして知られる折り返し現象が生じる。例えば、心臓が収縮するときに血流速を計測すると、心臓収縮時の血流速は比較的速いため、血流速が計測可能な範囲を越えることがある。そのとき、順方向の血流速の一部が逆方向の血流とみなされて血流速を表す画像すなわちグラフが離散して表示されることがある。それゆえ、その画面を観察しても視覚的に血流の方向及び最大流速を把握することが困難となる。

【0006】

そこで、従来、ゼロシフトという操作を行うことにより血流速の観察できる範囲を見かけ上広げている。例えば、血流速を表す縦軸と計測時間を表す横軸とを有する線図において、血流速がゼロである横軸すなわち基線を上下にずらして移動させることにより、血流速の表示領域を広げるようにしている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来のゼロシフト操作では、血流速の画像を観察しながら基線を手作業により微妙にずらして調整する必要があるため、調整作業が煩雑で時間がかかるという問題がある。

【0008】

本発明の課題は、計測可能な範囲を越える血流の最大流速及び方向を迅速かつ容易に把握することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体へ超音波を送受信する探触子と、探触子を駆動して超音波パルスを送信すると共に被検体から発生する超音波パルスの反射信号を受信する超音波送受信部と、超音波送受信部により受信された反射信号から血流によるドプラ偏位の周波数スペクトルを演算するドプラ信号処理部と、ドプラ信号処理部の信号から血流速を表す画像を構成する機能を有する表示画像構成部と、血流速を表す画像を表示する表示部とを備え、ドプラ信号処理部から出力される周波数スペクトル分布について、周波数軸方向に少なくとも2つの周波数スペクトル分布に離散するいずれか一方の周波数スペクトル分布を、周波数軸方向に沿って超音波パルスの繰り返し周波数から定まる計測可能な最大血流速に対応した周波数の2倍の周波数分だけシフトさせて合成し、合成された周波数スペクトル分布を表示画像構成部に出力する血流画像調整手段を設けたことを特徴とする。

【0010】

すなわち、計測する血流速が計測可能な範囲すなわち超音波パルスの繰り返し周波数（ PRF ）から定まる最大血流速を越えると、いわゆる折り返し現象が生じる。つまり、反射信号から演算される血流によるドプラ偏位の周波数スペクトル分布が、中心周波数から離れた周波数域に例えば2つのスペクトル分布が離散して現れる。その離散した周波数スペクトル分布のいずれか一方を、周波数軸方向に沿って超音波パルスの繰り返し周波数（ PRF ）から定まる最大血流速に対応した周波数の2倍の周波数分だけシフトすることにより、離散した周波数スペクトルをほぼ正規曲線形で連続した周波数スペクトル分布にすることができる。それゆえ、その周波数スペクトル分布に基づいて画像を構成すると、計測す

る血流速度が計測可能範囲を越える場合でも、時間軸に対する血流速度の線図を連続した血流速度波形として表示することができる。したがって、血流速度波形を観察することにより、最大血流速度と血流方向を視覚的及び直感的に把握することができる。

【0011】

例えば、ドプラ信号処理部により演算した周波数スペクトルの周波数レンジ幅を高周波側と低周波側の両側に拡大する拡大領域をそれぞれ付加し、付加された拡大領域におけるスペクトル値をゼロに初期化する。そして、周波数スペクトルの周波数ゼロ軸を基線とし、基線により二つに分割された領域におけるスペクトルの総和をそれぞれ算出して比較し、比較した総和の大きい方の領域を血流順方向と、小さい方の領域を血流逆方向と判別する。さらに、血流順方向と判別された領域に連結する拡大領域と血流逆方向と判別された領域のスペクトル値を互いに置換し、置換された周波数スペクトルを表示画像構成部に出力する。

10

【0012】

このとき、血流速度を表す第1の軸と第1の軸に直交して計測時間を表す第2の軸とを有し、第2の軸に沿って順方向及び逆方向の最大血流速度が描出される線図を表示することができる。これにより、血流速度がゼロである例えば横軸を上下に移動させずとも、同一画面に順方向と逆方向の最大血流速度を同時に表示することができるので、表示画面を観察するだけで、例えば心臓の最大血流速度と血流方向を迅速かつ容易に把握することができる。

【0013】

【発明の実施の形態】

20

本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。図1は本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図に示すとおり、本実施形態は、被検体へ超音波を送受信する探触子10と、探触子10を駆動して超音波を送信すると共に被検体から射出される超音波の信号を受信する超音波送受信部12が設けられている。また、超音波送受信部12により受信された受波信号から反射信号を抽出して断層像信号を演算する断層像信号処理部14と、超音波送受信部12により受信された受波信号から血流によるドプラ偏位の周波数スペクトルを演算するドプラ信号処理部16とが備えられている。そして、ドプラ信号処理部16からの周波数スペクトル群をシフトさせる血流画像調整部20が設けられ、また血流画像調整手段20からの周波数スペクトルと断層像信号処理部14からの信号に基づいて血流速度を表す画像を構成する機能を有する表示画像構成部22が備えられ、表示画像構成部22により構成された血流速度を表す画像を表示する表示部24が設けられて構成されている。

30

【0014】

また、血流画像調整部20には、ドプラ信号処理部16により出力された周波数スペクトル群から血流方向を判別する血流方向判別部18と、血流方向判別部18により判別された血流方向に応じて周波数スペクトルを調整するデータ処理部19とが含まれて構成されている。

【0015】

このように構成される超音波診断装置の動作について説明する。被検体の表面に探触子10を当て、探触子10から連続波の一部分を一定周期で繰り返すパルス波を所望の深さの観察部位に送信する。これにより、観察部位から射出される受信信号が制御部26の信号に基づいて超音波送受信部12により受信される。受信信号から断層像信号処理部14によりBモード断層像用の信号が演算されるとともに、ドプラ信号処理部16のFFTすなわち高速フーリエ変換を用いた周波数解析により例えば64点の周波数スペクトルが出力される。ドプラ信号処理部16の周波数スペクトルから血流方向判別部18により血流方向が判別される。そして、判別された血流方向に応じてデータ処理部19により周波数領域の調整が行われる。データ処理部19からの周波数スペクトルと、断層像信号処理部14からの断層像の信号から表示画像構成部22により血流速度を表す画像が構成されて表示部24により表示される。

40

【0016】

50

このような超音波診断装置において、例えば、心臓が収縮する時の血流速を計測すると、血流速が計測可能な最大血流速を越えることがあり、いわゆる折り返し現象が生じて表示部 24 の血流速の画像が離散して表示される。そのように離散して表示された画像からでは血流の方向や最大流速を視覚的に把握することが困難となる。

【0017】

そこで、本実施形態では、血流速を表す画像を表示画像構成部 22 により構成する前に、ドプラ信号処理部 16 の周波数スペクトルから血流方向判別部 18 により血流方向を判別し、判別された血流方向に応じてデータ処理部 19 により周波数スペクトルの周波数領域を調整する。これにより、計測可能な最大血流速を越える場合でも、血流速を表す画像が離散されずにほぼ連続した画像として表示部 24 に表示される。

10

【0018】

なお、計測可能な最大血流速度 V_{max} は、PRF（超音波の繰り返し周波数）を F_m 、生体内の超音波の音速を c 、超音波の周波数を f 、血流に対する超音波の入射角を θ とすると、(1) 式のように表せる。

【0019】

【数 1】

$$V_{max} = \frac{\frac{c}{2 \times F_m}}{2 \times f \times \cos \theta} \quad \dots \quad (1)$$

20

ここで、本発明の特徴部について説明する。図 2 は、血流方向の判別手順と周波数スペクトルにおける周波数領域の置換処理の一例を示すフローチャートである。

ステップ 100：周波数スペクトルの周波数領域を拡大する。例えば、ドプラ信号処理部 16 から出力された例えば 64 点の周波数スペクトルにおいて、その周波数領域を正方向側に拡大する第 1 の拡大領域と、負方向側に拡大する第 2 の拡大領域が血流方向判別部 18 により付加される。ここで、付加される第 1 の拡大領域の範囲は、周波数スペクトルの正方向の最大周波数 (f_{max}) から、 f_{max} の例えば 2 倍の周波数 ($2 f_{max}$) までの領域とする。また、第 2 の拡大領域の範囲は、周波数スペクトルの負方向の最大周波数 ($-f_{max}$) から、 $-f_{max}$ の例えば 2 倍の周波数 ($-2 f_{max}$) までの領域とする。

30

ステップ 101：拡大した周波数領域を初期化する。例えば、第 1 及び第 2 の拡大領域の周波数スペクトルは全てゼロに初期化される。

ステップ 102：二つに分割された周波数スペクトルの総和を求める。例えば、ステップ 101 に示す周波数スペクトルにおいて、周波数ゼロ軸によって周波数軸の正方向と負方向の二つに分割された領域における周波数スペクトルの総和がそれぞれ算出される。

ステップ 103：血流の方向を判別する。例えば、ステップ 102 の処理により算出された正方向及び負方向の領域における周波数スペクトルの総和が比較される。

ステップ 104：周波数領域の置換処理を行う。例えば、正方向領域における周波数スペクトルの総和が負方向領域の総和より大きい場合、負方向領域と第 2 拡大領域における周波数を互いに置換する。

40

ステップ 105：周波数領域の置換処理を行う。例えば、負方向領域における周波数スペクトルの総和が正方向領域の総和より大きい場合、正方向領域と第 1 拡大領域における周波数を互いに置換すなわち入れ替える。

ステップ 106：血流スペクトルの画像を構成する。ステップ 104 及びステップ 105 により置換処理された周波数スペクトルから血流速を表す画像が表示画像構成部 22 により構成される。

ステップ 107：血流速を表す画像が表示部 107 により表示される。

【0020】

このような処理手順により、周波数スペクトルの周波数レンジ幅を拡大するとともに、周

50

波数スペクトルから血流方向を判別し、判別された血流方向に応じて周波数スペクトルをステップ104、105に示す手順により置換して並び替えているので、計測可能な最大血流速を越える血流を測定する場合でも、周波数スペクトルは離散せずにほぼ連続した周波数スペクトルとなる。したがって、連続した周波数スペクトルから画像を構成して表示部24により表示すると、表示画像はほぼ連続した血流速を表す波形画像となる。それゆえ、表示画像を観察するだけで血流の方向と最大流速を視覚的に迅速かつ容易に把握することができる。

【0021】

図3は、血流方向判別部18の処理の一例を示した概念図である。まず、図に示すように、ドプラ信号処理部16からの64点の周波数スペクトルは、周波数ゼロ軸を基線として負方向領域 $f_1 \cdots f_{32}$ と正方向領域 $f_{33} \cdots f_{64}$ に分割される。ここで、 f_1 に格納された周波数スペクトルは逆方向の最大血流速に対応しており、また f_{64} に格納された周波数スペクトルは順方向の最大血流速に対応している。したがって、 f_1 から f_{64} までの周波数スペクトルの周波数レンジ幅は、PRFから定まる最大血流速に対応した周波数を2倍した周波数レンジ幅と等しくなっている。

10

【0022】

次に、この64点の周波数スペクトルの周波数領域すなわち周波数レンジ幅すなわち計測可能な血流速の範囲が拡大される。例えば、正方向領域 $f_{33} \cdots f_{64}$ の正方向側に第1の拡大領域 $f_{33}' \cdots f_{64}'$ が付加され、また、負方向領域 $f_1 \cdots f_{32}$ の負方向側に第2の拡大領域 $f_1' \cdots f_{32}'$ が付加される。このとき、付加された第1拡大領域 $f_{33}' \cdots f_{64}'$ 及び第2拡大領域 $f_1' \cdots f_{32}'$ の周波数スペクトルは、全てゼロに初期化される。

20

【0023】

また、拡大領域が付加された周波数スペクトルにおいて、負方向領域 $f_1 \cdots f_{32}$ の周波数スペクトルの総和と、正方向領域 $f_{33} \cdots f_{64}$ の周波数スペクトルの総和がそれぞれ算出され、算出された総和の大きさが比較される。その結果、正方向領域の方が負方向領域に比べて大きい場合、血流の方向は順方向であると判別し、また負方向領域の方が正方向領域に比べて大きい場合、血流の方向は逆方向であると判別する。

【0024】

図4は、データ置換部19における処理の一例を示した概念図である。図4Aに示すように、負方向領域の周波数スペクトルの総和が正方向領域の周波数スペクトルの総和より大きい場合、例えば、第2拡大領域 $f_1' \cdots f_{32}'$ と正方向領域 $f_{33} \cdots f_{64}$ が置換される。置換された周波数スペクトルは、 $f_{33} \cdots f_{64}$ 、 $f_1 \cdots f_{32}$ 、 $f_1' \cdots f_{32}'$ 、 $f_{33}' \cdots f_{64}'$ という順に並び替えられる。

30

【0025】

同様に、図4Bに示すように、正方向領域の周波数スペクトルの総和が負方向領域の周波数スペクトルの総和より大きい場合、例えば、第1拡大領域 $f_{33}' \cdots f_{64}'$ と負方向領域 $f_1 \cdots f_{32}$ が置換される。すなわち、周波数スペクトルは、 $f_1' \cdots f_{32}'$ 、 $f_{33}' \cdots f_{64}'$ 、 $f_{33} \cdots f_{64}$ 、 $f_1 \cdots f_{32}$ という順に並び替えられる。

【0026】

このように、血流判別部18により判別した血流の方向に従って周波数スペクトルすなわち流速スペクトルを置換して並び替えることにより、離散する周波数スペクトルを連続させることができる。この動作は、言い換えれば、次のことを意味する。つまり、計測する血流速が計測可能範囲を越えることにより周波数スペクトル分布が周波数軸方向に少なくとも2つの周波数スペクトル分布に離散した場合、2つに離散した周波数スペクトルのいずれか一方の周波数スペクトル分布を、周波数軸方向に沿ってPRFから定まる計測可能な最大血流速に対応した周波数の2倍の周波数分だけシフトして合成する。したがって、いわゆる折り返し現象が生じる場合でも、ほぼ正規曲線状に連続した周波数スペクトルに基づいて画像を構成できるので、血流速を表す画像を離散させずに連続して表示部24に表示することができる。

40

50

【0027】

図5は、血流速が計測可能な最大血流速 V_{max} を越えて計測されたとき、表示部24に表示された線図の一例である。線図の縦軸は血流速を表し、横軸は計測時間を表している。図5Aは、本実施形態を適用せずに血流速を計測して表示した画像の一例である。図に示すように、計測した血流速が計測可能な最大血流速 V_{max} を越えると、血流速を示す波形がいわゆる折り返し現象により折り返って表示されている。それゆえ、折り返って離散した画像からでは、例えば心臓の収縮時に計測した血流の方向や流速を視覚的に把握することが難しい。

【0028】

これに対して、図5Bは、本実施形態を適用して血流速を計測して表示した画像の一例である。図に示すように、縦軸の目盛の最大値は、従来の計測可能な最大血流速 V_{max} から例えば V_{max} の2倍である $2V_{max}$ に拡大されている。そして、線図に、血流速を表す画像すなわち流速スペクトルがほぼ連続した波形として描出されている。このとき、縦軸の正方向すなわち順方向の血流における最大血流速と、縦軸の負方向すなわち逆方向の血流における最大血流速とが横軸に沿って交互に表示されている。このように、順方向及び逆方向の最大血流速が同一画面上に同時に表示されるので、例えば拡張と収縮を繰り返す心臓の血流速を計測する場合でも、表示画像を観察するだけで血流の方向と最大流速を視覚的に迅速かつ容易に把握することができる。

【0029】

以上、実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明に係る超音波診断装置はこれに限られるものではない。例えば、図2に示すステップ103の処理において、血流方向判別部18により正方向領域の周波数スペクトルの平均値と、負方向領域の周波数スペクトルの平均値を比較して血流方向を判別してもよい。また、それぞれの領域における周波数スペクトル領域の重心の位置に応じて血流方向を判別してもよい。要は、血流方向判別部18により順方向領域と逆方向領域における周波数スペクトルの大小を判定できればよい。

【0030】

また、血流方向判別部18により付加される拡大領域の最大値は、計測可能な最大血流速 V_{max} の2倍に限るものではなく、適宜に拡大領域の範囲を決めることができる。

【0031】

また、血流方向判別部18にリジェクション回路を備えることが好ましい。このリジェクション回路により、出力された強い信号をクラッタ、すなわち心臓や呼吸による臓器の動きにより生じる反射信号とみなして除去することができ、またノイズ成分を除去することができる。

【0032】

また、図5に示す線図と、断層像信号処理部14の受信信号から構成した断層像とを併せて表示することが好ましい。これにより、例えば心臓の拡張及び収縮時における血流速を画面に表示された心臓の状態に関連付けて把握することができ、心臓の血流に関する診断を迅速かつ正確に行うことができる。

【0033】

【発明の効果】

以上述べたとおり、本発明によれば、計測可能な範囲を越える血流の最大流速及び方向を迅速かつ容易に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】本発明の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図3】本発明に係る血流方向判別部における処理の概念図である。

【図4】本発明に係るデータ置換部における処理の概念図である。

【図5】本発明を適用して表示した血流速を表す画像である。

【符号の説明】

10 探触子

10

20

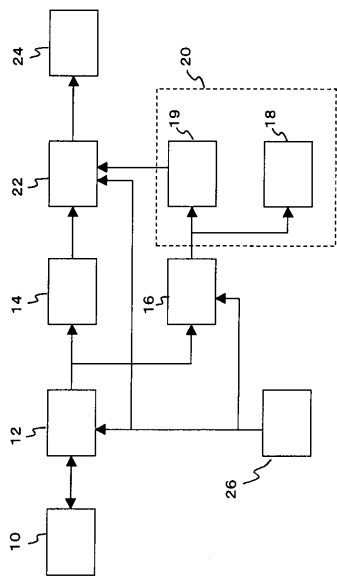
30

40

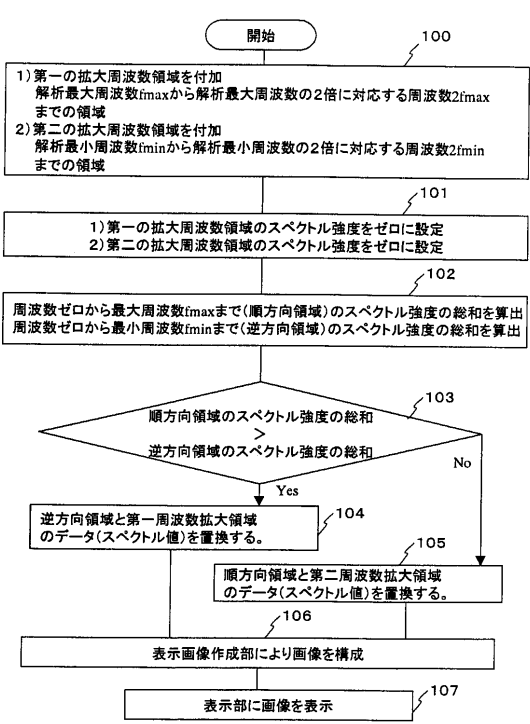
50

- 1 2 超音波送受信部
- 1 6 ドプラ信号処理部
- 1 8 血流方向判別部
- 1 9 データ置換部
- 2 0 血流画像調整部
- 2 2 表示画像構成部
- 2 4 表示部

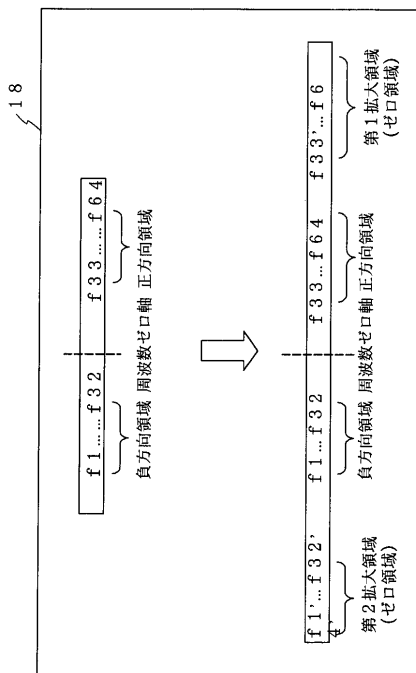
【図 1】



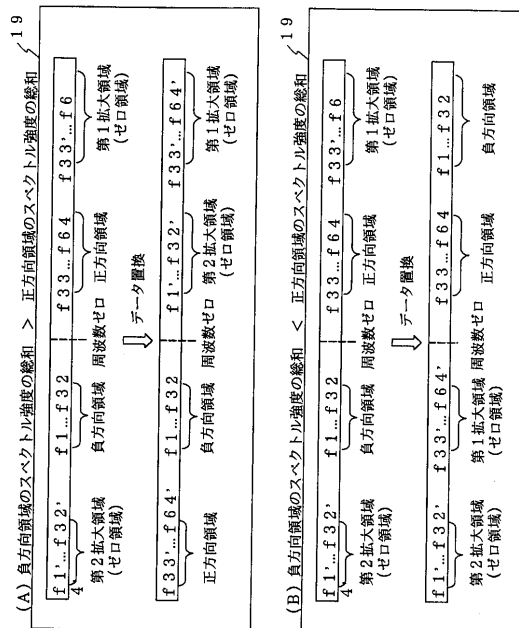
【図 2】



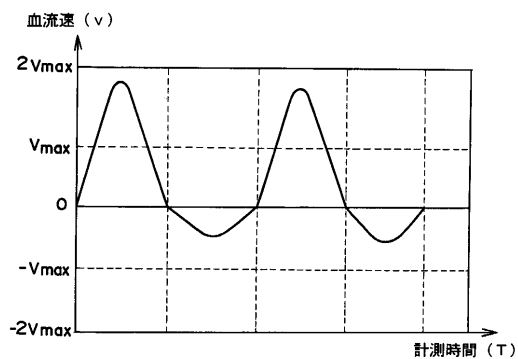
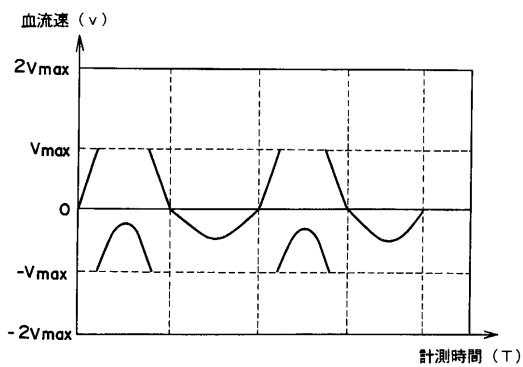
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004089309A	公开(公告)日	2004-03-25
申请号	JP2002252336	申请日	2002-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	三竹 毅		
发明人	三竹 毅		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE10 4C301/EE13 4C301/HH03 4C301/JB06 4C301/JB34 4C301/JC14 4C301/KK07 4C301/KK09 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/HH04 4C601/JB04 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK09 4C601/HH06 4C601/KK17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：快速轻松地掌握最大流速和超过可测量范围的血流方向。 解决方案：提供探头10，超声波发送/接收单元12，多普勒信号处理单元16，显示图像形成单元22和显示单元24，并提供从多普勒信号处理单元16输出的频谱分布。 对于在频率轴方向上在至少两个频谱分布中离散的频谱分布中的大约一个，该频率对应于根据沿该频率轴方向的超声脉冲的重复频率确定的可测量的最大血流速度。 提供了一种血流图像调节装置，其将频率偏移两次并对其进行合成，并将合成的频谱分布输出至显示图像构建单元。 [选型图]图1

