

(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2009-279243

(P2009-279243A)

(43) 公開日 平成21年12月3日(2009.12.3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F1
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-135558 (P2008-135558)
(22) 出願日 平成20年5月23日(2008.5.23)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 雨宮 慎一
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD04 DE03 EE06 JB24

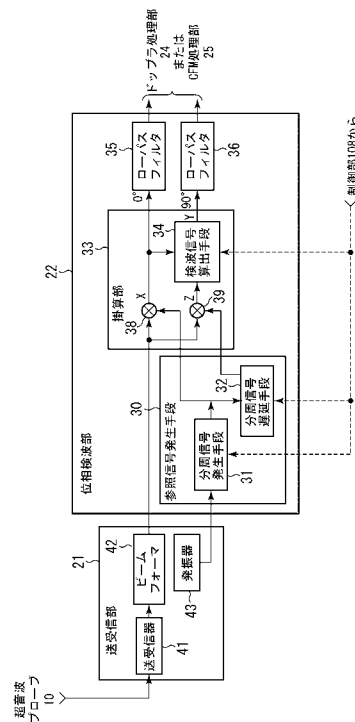
(54) 【発明の名称】 ドップラ装置および超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 選択可能なドップラ周波数の変化幅ステップを、小さくすることができるドップラ装置および超音波撮像装置を提供することを実現する。

【解決手段】 分周信号発生手段31により、基準周波数を正の整数NでN倍分周し、このN倍分周信号を、位相検波部22の参照交流信号として用いるので、設定可能なドップラ周波数の変化幅ステップを小さなものとし、オペレータがドップラ周波数を詳細に調整することを可能とし、ひいては正確なドップラ情報の収集を行うことを実現させる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブにより受信された受信信号に参照交流信号を乗算し、前記受信信号の 0 度および 90 度の直交検波信号を求める掛算部と、
基準周波数を有する基準周波数信号を分周することにより、前記参照交流信号を発生する参照信号発生手段と、
を備えるドップラ装置であって、
前記参照信号発生手段は、N を正の整数とする場合に、前記基準周波数の $1/N$ の周波数を有する分周信号を発生させる分周信号発生手段および前記分周信号を、前記基準周波数の周期の整数倍遅延させた遅延信号を発生させる分周信号遅延手段を有し、
前記掛算部は、前記分周信号および前記遅延信号を前記参照交流信号とする前記受信信号の乗算結果に基づいて、前記直交検波信号を算出する検波信号算出手段を備えることを特徴とするドップラ装置。

10

【請求項 2】

前記ドップラ装置は、前記 N の値を示す分周情報を入力する入力部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載のドップラ装置。

【請求項 3】

前記入力部は、前記基準周波数の $1/N$ の周波数を示す周波数情報の入力に基づいて、前記分周情報を求めることを特徴とする請求項 2 に記載のドップラ装置。

20

【請求項 4】

前記分周信号遅延手段は、前記遅延信号の遅延時間を、前記分周信号の位相が $\pi/2$ 移動する時間近傍の値にすることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載のドップラ装置。

【請求項 5】

前記検波信号算出手段は、前記遅延時間の間に生じる前記分周信号の位相変化と $\pi/2$ との差分である直交位相誤差を用いて、前記直交検波信号の算出を行うことを特徴とする請求項 4 に記載のドップラ装置。

【請求項 6】

被検体に対して超音波を、送信および受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブにより受信された受信信号に参照交流信号を乗算し、前記受信信号の 0 度および 90 度の直交検波信号を求める掛算部と、
基準周波数を有する基準周波数信号を分周することにより、前記参照交流信号を発生する参照信号発生手段と、
を備える超音波撮像装置であって、
前記参照信号発生手段は、N を正の整数とする場合に、前記基準周波数の $1/N$ の周波数を有する分周信号を発生させる分周信号発生手段および前記分周信号を、前記基準周波数の周期の整数倍遅延させた遅延信号を発生させる分周信号遅延手段を有し、
前記掛算部は、前記分周信号および前記遅延信号を前記参照交流信号とする前記受信信号の乗算結果に基づいて、前記直交検波信号を算出する検波信号算出手段を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

30

40

【請求項 7】

前記分周信号遅延手段は、前記遅延信号の遅延時間を、前記分周信号の位相が $\pi/2$ 移動する時間近傍の値にすることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記検波信号算出手段は、前記遅延時間の間に生じる前記分周信号の位相変化と $\pi/2$ との差分である直交位相誤差を用いて、前記算出を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【0001】

この発明は、超音波の受信信号に参照交流信号を乗算し、直交検波信号を求めるドップラ装置および超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波撮像装置では、被検体の断層画像情報を取得すると共に、被検体内の血流情報を取得するためのドップラ信号の取得も行われる。このドップラ信号の取得では、例えば、被検体からの反射超音波の直交検波により周波数の偏移を検出し、FFT (Fast Fourier Transform) 等を用いて解析する(例えば、特許文献1参照)。

10

【0003】

ドップラを用いた被検体の観察では、診断部位に応じて、最適な送信超音波の送信周波数および反射超音波を検波する参照交流信号の検波周波数が選択される。送信周波数および検波周波数は、概ね2~8MHz程度の周波数であり、診断部位により、例えば腹部大動脈では2MHz程度、頸動脈等の動静脈では4MHz程度、末梢血管等では8MHz程度の周波数が用いられる。

【0004】

直交検波を行う参照交流信号は、基準信号を分周することにより発生され、位相が $\pi/2$ 異なる2つの交流信号からなる。図7は、基準信号および2つの参照交流信号の一例を示す説明図である。参照交流信号は、基準信号の4倍分周により形成され、2つの参照交流信号の $\pi/2$ の位相差は、基準信号の1クロックが参照交流信号の $\pi/2$ の位相差に相当するので、基準信号に同期させることにより形成される。

20

【0005】

図7では、4倍分周の場合を例示したが、一般にKを正の整数として、基準信号の基準周波数fに対して参照交流信号の周波数を $f/4K$ とすることにより、2つの参照交流信号間に正確な $\pi/2$ の位相差を形成することができる。

【0006】

ここで、基準信号の周波数が160MHzの場合には、ドップラ周波数として、 $f/4K$ に該当する8.00MHz($K=5$)、6.67MHz($K=6$)、5.71MHz($K=7$)、5.00MHz($K=8$)、4.44MHz($K=9$)、4.00MHz($K=10$)等の中から、いずれか1つが選択される。

30

【0007】

これらの周波数は、ドップラ信号の取得の際に、適宜最適なドップラ信号が取得されるようにボリューム(volume)等を用いて調整される。

【非特許文献1】日本電子機械工業会編、「改訂 医用超音波機器ハンドブック」、コロナ社、1997年1月20日、p.116~119

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上記背景技術によれば、ドップラ周波数を調整する際に、選択可能な周波数の変化幅ステップが、大きなものとなっていた。すなわち、オペレータは、感覚的に周波数を一層精密に調整したい場合にも、周波数の変化幅の制約により、詳細な周波数の設定には制限を受けていた。

40

【0009】

特に、これら周波数の変化幅は、ドップラ周波数が上昇すると大きくなり、4MHz以上では、概ね1MHz~0.5MHz程度の大きさを有するものとなる。

【0010】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するためになされたものであり、選択可能なドップラ周波数の変化幅ステップを、小さくすることができるドップラ装置および超音波撮像装置を提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0011】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、第1の観点の発明にかかるドップラ装置は、超音波プローブにより受信された受信信号に参照交流信号を乗算し、前記受信信号の0度および90度の直交検波信号を求める掛算部と、基準周波数を有する基準周波数信号を分周することにより、前記参照交流信号を発生する参照信号発生手段と、を備えるドップラ装置であって、前記参照信号発生手段は、Nを正の整数とする場合に、前記基準周波数の1/Nの周波数を有する分周信号を発生させる分周信号発生手段および前記分周信号を、前記基準周波数の周期の整数倍遅延させた遅延信号を発生させる分周信号遅延手段を有し、前記掛算部は、前記分周信号および前記遅延信号を前記参照交流信号とする前記受信信号の乗算結果に基づいて、前記直交検波信号を算出する検波信号算出手段を備えることを特徴とする。

10

【0012】

この第1の観点による発明では、基準周波数の1/Nの周波数を、ドップラ周波数とする。

【0013】

また、第2の観点の発明にかかるドップラ装置は、第1の観点到に記載のドップラ装置において、前記Nの値を示す分周情報を入力する入力部を備えることを特徴とする。

【0014】

この第2の観点の発明では、分周情報であるNの値を、設定可能とする。

20

【0015】

また、第3の観点の発明にかかるドップラ装置は、第2の観点到に記載のドップラ装置において、前記入力部が、前記基準周波数の1/Nの周波数を示す周波数情報の入力に基づいて、前記分周情報を求めることを特徴とする。

【0016】

この第3の観点の発明では、周波数により、分周情報のNを指定する。

【0017】

また、第4の観点の発明にかかるドップラ装置は、第1ないし3の観点的いずれか1つに記載のドップラ装置において、前記分周信号遅延手段が、前記遅延信号の遅延時間を、前記分周信号の位相が $\pi/2$ 移動する時間近傍の値にすることを特徴とする。

30

【0018】

この第4の観点の発明では、遅延時間を、分周信号の位相変化が概ね $\pi/2$ となる様にする。

【0019】

また、第5の観点の発明にかかるドップラ装置は、第4の観点到に記載のドップラ装置において、前記検波信号算出手段が、前記遅延時間の間に生じる前記分周信号の位相変化と $\pi/2$ との差分である直交位相誤差を用いて、前記直交検波信号の算出を行うことを特徴とする。

【0020】

この第5の観点の発明では、検波信号算出手段は、遅延時間に生じる位相変化の90度からのずれである位相誤差を補正し、正確な直交検波信号の算出を行う。

40

【0021】

また、第6の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、被検体に対して超音波を、送信および受信する超音波プローブと、前記超音波プローブにより受信された受信信号に参照交流信号を乗算し、前記受信信号の0度および90度の直交検波信号を求める掛算部と、基準周波数を有する基準周波数信号を分周することにより、前記参照交流信号を発生する参照信号発生手段と、を備える超音波撮像装置であって、前記参照信号発生手段は、Nを正の整数とする場合に、前記基準周波数の1/Nの周波数を有する分周信号を発生させる分周信号発生手段および前記分周信号を、前記基準周波数の周期の整数倍遅延させた遅延信号を発生させる分周信号遅延手段を有し、前記掛算部は、前記分周信号および前記遅延信

50

号を前記参照交流信号とする前記受信信号の乗算結果に基づいて、前記直交検波信号を算出する検波信号算出手段を備えることを特徴とする。

【0022】

この第6の観点の発明では、基準周波数の $1/N$ の周波数を、ドップラ周波数とする。

【0023】

また、第7の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第6の観点に記載の超音波撮像装置において、前記分周信号遅延手段が、前記遅延信号の遅延時間を、前記分周信号の位相が $\pi/2$ 移動する時間近傍の値にすることを特徴とする。

【0024】

この第7の観点の発明では、遅延時間を、分周信号の位相変化が概ね $\pi/2$ となる様に
10

【0025】

また、第8の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第7の観点に記載の超音波撮像装置において、前記検波信号算出手段が、前記遅延時間の間に生じる前記分周信号の位相変化と $\pi/2$ との差分である直交位相誤差を用いて、前記算出を行うことを特徴とする。

【0026】

この第8の観点の発明では、検波信号算出手段は、遅延時間に生じる位相変化の 90° からのずれである位相誤差を補正し、正確な直交検波信号の算出を行う。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、設定可能なドップラ周波数を基準周波数の $1/N$ として、ドップラ周波数の変化幅ステップを小さなものとし、被検体の血流を検査する際に、ドップラ周波数を詳細に調整することができる。
20

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかるドップラ装置を含む超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0029】

まず、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の全体構成について説明する。図1は、本実施の形態にかかる超音波撮像装置100の全体構成を示すブロック(block)図である。この超音波撮像装置は、超音波プローブ(probe)10、画像取得部102、画像メモリ(memory)部104、画像表示制御部105、表示部106、入力部107および制御：処理部108を含む。
30

【0030】

超音波プローブ10は、超音波を送受信するための部分、つまり被検体20の撮像断面に超音波を照射し、被検体20の内部から反射された超音波を受信する。ドップラ(Doppler)効果を用いた血流の観測では、フェイズドアレイ(phased array)型のプローブ等が用いられる。超音波プローブ10は、超音波の照射方向を扇形に変化させて電子走査を行う。後に詳述するように、超音波プローブ10は、電子走査方向に
40

【0031】

画像取得部102は、送受信部、Bモード(mode)処理部、ドップラ処理部、CFM(Colour Flow Mapping)処理部等を含む。これら処理部等の詳細な機能については、後述する図2において説明する。

【0032】

画像メモリ部104は、大容量メモリをなし、2次元断層画像情報、時間変化する2次元断層画像情報であるシネ(cine)画像情報等を記憶する。
50

【0033】

画像表示制御部105は、Bモード処理部で生成されたBモード画像情報およびドップラ処理部で生成された血流情報画像等の表示フレームレート(frame rate)変換、並びに、画像表示の形状や位置制御を行う。

【0034】

表示部106は、CRT(Cathode Ray Tube)あるいはLCD(Liquid Crystal Display)等からなり、Bモード画像あるいはドップラ画像等の表示を行う。

【0035】

入力部107は、キーボード(keyboard)等からなり、オペレータにより、操作情報が入力される。入力部107は、例えば、Bモードによる表示あるいはドップラ処理の表示を選択するための操作情報、ドップラ処理を行う際のドップラ周波数の情報が入力される。

10

【0036】

制御：処理部108は、入力部107から入力された操作情報および予め記憶したプログラム(program)やデータ(data)に基づいて、上述した超音波プローブ10を含む超音波撮像装置各部の動作を制御する。

【0037】

図2は、画像取得部102の構成を示すブロック図である。画像取得部102は、送受信部21、Bモード処理部23、位相検波部22、ドップラ処理部24およびCFM処理部25を含む。

20

【0038】

送受信部21は、超音波プローブ10と同軸ケーブル(cable)により接続されており、電気信号を発生するパルサー(pulsar)、受信した超音波信号の初段増幅を行う初段増幅器、送信および受信の際に電子フォーカス(focus)を行うビームフォーマ(beam former)、全システムを同期させて動作させる場合の基準となる基準信号を発生する発振器等を含む。

【0039】

送受信部21は、フェイズドアレイ型の超音波プローブ10を用いて連続波ドップラを行う場合には、例えば超音波プローブ10が有する1次元圧電素子アレイの右半分を送信を行い、左半分を受信を行う等のことが行われる。また、送受信部21は、パルスドップラ(pulse Doppler)を行う場合には、概ねBモードの撮像時と同様のビームフォーミング(beam forming)を行う。

30

【0040】

Bモード処理部23は、送受信部で増幅された反射超音波エコー信号からBモード画像をリアルタイム(real time)で生成する処理を行う。

【0041】

位相検波部22は、ビームフォーミングが行われた受信信号を直交検波する。この直交検波では、受信超音波の中心周波数からの偏移成分のみからなる検波信号が抽出される。なお、位相検波部22は、受信信号をA/D変換器を用いてデジタル化することにより、ASIC(application specific integrated circuit)等を用いて構成することができる。

40

【0042】

ドップラ処理部24は、位相検波部22で検波された受信信号に対して、サンプルホールド(sample hold)およびフーリエ(Fourier)変換等のことを行い、ドップラスペクトル(Doppler spectrum)を取得する。このドップラスペクトルは、例えばMモード画像と共に表示部106に表示される。

【0043】

CFM処理部25は、位相検波部22で検波された受信信号に対して、ウォールフィルター(wall filter)処理、自己相関演算処理等を行い、局所的な血流情報を

50

リアルタイムに取得する。この血流情報は、血流の平均速度、スペクトルの分散およびパワー（power）値と言った情報を含み、強度に応じた色づけがなされて表示部106に表示される。

【0044】

図3は、送受信部21および位相検波部22の構成を示すブロック図である。送受信部21は、送受信器41、ビームフォーマ42および発振器43を含む。送受信器41は、超音波プローブ10の圧電素子を駆動する電圧波形を発生するパルサーおよび圧電素子で受信された電気信号の初段増幅器を含む。ビームフォーマ42は、送受信で電子フォーカスを行う際の信号の遅延および加算を行う。発振器43は、超音波撮像装置100の全システムを同期させて動作させる際に基準とされる基準周波数の基準信号を発生する。

10

【0045】

位相検波部22は、参照信号発生手段30、掛算部33およびローパスフィルタ35、36を含み、さらに参照信号発生手段30は、分周信号発生手段31および分周信号遅延手段32を含み、掛算部33は、乗算器38および39、並びに検波信号算出手段34を含む。

【0046】

分周信号発生手段31は、制御部108からの分周情報に基づいて、発振器27で発生される基準周波数 f の基準信号を分周し、低い周波数の分周信号を形成する。ここで、制御部108からの分周情報は、正の整数 N で示される数値情報で、分周信号発生手段31は、基準周波数 f を $1/N$ にした周波数 f/N の N 倍分周信号を発生する。後に、この N 倍分周信号は、検波を行う際の0度の参照交流信号として用いられる。

20

【0047】

図4は、位相検波部22の各部の動作を示すタイムチャート（time chart）である。図4の上部には、発振器27で発生される基準信号が図示されている。この基準信号は、周波数 f を有する矩形波である。基準信号の下部には、分周信号発生手段31で発生される N 倍分周信号が図示されている。図4では、基準周波数 f の基準信号を、 $N=18$ 倍に分周する場合を例示した。

【0048】

図3に戻り、分周信号遅延手段32は、 N 倍分周信号に対して位相が概ね90度、すなわち概ね $\pi/2$ だけ位相遅延した遅延信号を生成する。後に、この遅延信号は、検波を行う際の90度の参照交流信号として用いられる。

30

【0049】

分周信号遅延手段32は、制御部108からの分周情報に基づいて、 N 倍分周信号を遅延させる。分周信号遅延手段32で行われる遅延動作は、発振器27で発生される基準信号に同期して行われ、基準周波数 f の周期 $T=1/f$ の整数倍の遅延が行われる。ここで、この周期 T の時間遅延は、 N 倍分周信号に $2\pi/N$ の位相変化を生じさせる。

【0050】

従って、この遅延動作は、 N が4の倍数である場合には、 N 倍分周信号の位相の遅延量を正確に $\pi/2$ とすることが出来る。一方、 N が4の倍数でない場合には、 N 倍分周信号の位相の遅延量を正確に $\pi/2$ とすることが出来ない。

40

【0051】

分周信号遅延手段32は、上述した N 倍分周信号を遅延させる位相量を、 $\pi/2$ に近似した量とする。分周信号遅延手段32は、例えば、制御部108から入力される整数値 N の分周情報に基づいて、遅延位相量 D を、

【0052】

$$D = [N/4] \times 2\pi / N$$

で求まる大きさにする。なお、 $[]$ はガウス（Gauss）の記号で、 $[]$ 内の数値が有する整数部分の値を有する。

【0053】

図4には、基準信号を $N=18$ 倍に分周した場合の N 倍分周信号およびその遅延信号が

50

例示されている。遅延信号の遅延位相量 D は、基準信号の 4 つクロックからなる $D = 4 / 9$ となる。一方、 $D < \pi / 2$ であるので、遅延信号は、検波を行う際の 90 度の参照交流信号とするには、 $d = \pi / 2 - D$ の位相誤差を含むものとなる。

【0054】

ここで、遅延位相量 D は、 N が 4 の倍数である場合には、正確に $\pi / 2$ となるが、一般に N が正の整数である場合には、 $\pi / 2$ よりも小さな値で、最も $\pi / 2$ に近似した値となる。例えば、 $N = 10$ の場合には、 $D = 2\pi / 5 = 0.4\pi$ となり、 $\pi / 2 = 0.5\pi$ より小さな値となる。

【0055】

図 3 に戻り、掛算部 33 は、乗算器 38 および 39、並びに検波信号算出手段 34 を含み、分周信号発生手段 31 から出力される N 倍分周信号および分周信号遅延手段 32 から出力される遅延信号を用いて、0 度および 90 度の正確な直交検波信号を生成する。

10

【0056】

乗算器 38 は、ビームフォーマ 42 から出力される反射超音波の受信信号と、 N 倍分周信号を乗算し、0 度の検波信号 X を生成する。検波信号 X は、受信信号を $A \sin(\omega t + \phi)$ 、 N 倍分周信号である参照交流信号を $\sin(N\omega t)$ とすると、

【0057】

$$X = A \sin(\omega t + \phi) \times \sin(N\omega t)$$

となる。ここで、 ω は送受信の中心周波数、 t は時間、 ϕ は時間による変化項を含む血流等による周波数および位相の偏移成分である。

20

【0058】

乗算器 39 は、ビームフォーマ 42 から出力される反射超音波の受信信号と、 N 倍分周信号の遅延信号を乗算し、90 度の疑似検波信号 Z を生成する。疑似検波信号 Z は、受信信号を $A \sin(\omega t + \phi)$ 、遅延信号である参照交流信号は、 $\pi / 2$ からの位相誤差 d を含むので $\cos(\omega t + d)$ とすると、

【0059】

$$Z = A \sin(\omega t + \phi) \times \cos(\omega t + d)$$

となる。ここで、 d は、分周信号遅延手段 32 で N 倍分周信号に加えられる遅延位相量の $\pi / 2$ からのずれの大きさを示す位相誤差で、

30

【0060】

$$d = (2\pi / N) \times (N / 4 - [N / 4])$$

で与えられる。 $[]$ は、ガウスの記号である。

【0061】

検波信号算出手段 34 は、検波信号 X 、疑似検波信号 Z および位相誤差 d を用いて、位相誤差のない 90 度の検波信号 Y を算出する。90 度の検波信号 Y は、受信信号を $A \sin(\omega t + \phi)$ 、90 度の参照交流信号を $\cos(\omega t)$ とすると、

【0062】

$$Y = A \sin(\omega t + \phi) \times \cos(\omega t)$$

となる。上述した検波信号 X 、疑似検波信号 Z および位相誤差 d を、三角関数の加法定理を用いて展開すると、検波信号 Y は、

40

【0063】

$$Y = 1 / \cos(d) \times (Z + X \times \sin(d))$$

で与えられる。検波信号算出手段 34 は、上式を用いて、検波信号 Y を算出する。なお、位相誤差 d は、 $\pi / 2$ からの誤差成分であり、かつ実際に $N = 23$ 程度の数値であることを考慮する、0, 2 程度、角度では 10 度程度以下の小さな値となる。従って、上式を用いた検波信号 Y の算出は、三角関数の近似計算を、少ない項数でもって、高速かつ精度良く行うことができる。

【0064】

ローパスフィルタ 35 および 36 は、0 度の検波信号 X および 90 度の検波信号 Y に含

50

まれる不要な高調波成分を除去する低域通過型のフィルタである。これにより、位相検波部 22 は、ドップラ効果による周波数の偏移成分のみからなる 0 度および 90 度の直交検波信号を得る。

【0065】

つぎに、本実施の形態にかかるドップラ装置を含む超音波撮像装置 100 の動作について、図 5 を用いて説明する。図 5 は、超音波撮像装置 100 の動作を示すフローチャートである。オペレータは、入力部 107 からドップラモードを選択し（ステップ S501）、被検体 20 に超音波プローブ 10 を接触させる（ステップ S502）。

【0066】

その後、オペレータは、ドップラ周波数を入力部 107 から設定し（ステップ S503）、ドップラ音または表示部 106 のドップラスペクトルを参照しつつ被検体 20 の検査を行う（ステップ S504）。

【0067】

図 6 (A) は、入力部 107 から設定可能なドップラ周波数を示す説明図である。ここでは、一例として基準周波数が $f = 160 \text{ MHz}$ の場合に、検査で良く用いられる 3 ~ 8 MHz の範囲の設定可能周波数を示した。本実施の形態では、基準周波数 f を、入力部 107 から設定される正の整数 N で分周するので、設定可能周波数は、 f / N の値を有するものとなる。任意の正の整数 N は、 K を正の整数、 P を $0 \leq P < 4$ の整数とすると、

【0068】

$$N = 4 \times K + P$$

により現せる。例えば、 $N = 20$ ($K = 5, P = 0$) の場合には、 $160 / 20 = 8 \text{ MHz}$ が設定可能となる。以下、 $N = 21$ ($K = 5, P = 1$)、 22 ($K = 5, P = 2$)、 23 ($K = 5, P = 3$) … に応じて、 7.62 MHz 、 7.27 MHz 、 6.96 MHz … のドップラ周波数が設定可能となる。

【0069】

ここで、5 ~ 8 MHz では、概ね 0.2 ~ 0.4 MHz ステップで周波数の設定が可能となっており、3 ~ 5 MHz では、概ね 0.1 ~ 0.2 MHz ステップで周波数の設定が可能となっている。

【0070】

図 6 (B) は、参考までに基準周波数が $f = 160 \text{ MHz}$ であり、 N が 4 の倍数である場合の設定可能周波数を示す説明図である。4 の倍数である N は、 K を正の整数として、 $N = 4K$ により現せる。設定可能ドップラ周波数は、 $N = 20$ ($K = 5$) の 8 MHz の次は、 $N = 24$ ($K = 6$) となり、 6.67 MHz となる。5 ~ 8 MHz では、概ね 0.5 ~ 1.0 MHz ステップで周波数の設定が可能となり、3 ~ 5 MHz では、概ね 0.5 MHz ステップで周波数の設定が可能となる。これは、上述した N が正の整数である場合の設定可能なドップラ周波数の変化幅ステップと比較して、各ステップの周波数変化幅が概ね 2 倍の大きさとなる。

【0071】

なお、入力部 107 からのドップラ周波数の設定は、設定可能な周波数情報を表示部 106 に表示し、マウス等により選択することにより行われる。また、表示部 106 に表示されるドップラ周波数を、入力部 107 のキー操作により設定可能周波数の範囲で変化させ、オペレータが所望するドップラ周波数のところで、決定キーの入力により設定することもできる。

【0072】

その後、オペレータは、検査情報に基づいて、ドップラ周波数が適切かどうかを判定する（ステップ S505）。オペレータは、ドップラ周波数が適切でないとして判定した場合には（ステップ S505 否定）、ステップ S503 に移行し、再度ドップラ周波数の設定を行う。また、オペレータは、ドップラ周波数が適切であると判定した場合には（ステップ S505 肯定）、検査情報に基づいて、被検体 20 の診断を行い（ステップ S506）、本処理を終了する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

上述してきたように、本実施の形態では、分周信号発生手段 3 1 により、基準周波数 f を正の整数 N で N 倍分周し、この N 倍分周信号を、位相検波部 2 2 の参照交流信号として用いているので、設定可能なドップラ周波数の変化幅ステップを小さなものとし、オペレータがドップラ周波数を詳細に調整することを可能とし、ひいては正確なドップラ情報の収集を行うことができる。

【 0 0 7 4 】

また、本実施の形態では、超音波撮像装置 1 0 0 に含まれるドップラ機能について説明したが、超音波撮像装置 1 0 0 に含まれる超音波プローブ 1 0、送受信部 2 1、位相検波部 2 2、ドップラ処理部 2 4、表示部 1 0 6 および入力部 1 0 7 等のみからなるドップラ装置を構成し、全く同様に機能させることもできる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 5 】

【 図 1 】 超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 実施の形態にかかる画像取得部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 実施の形態の送受信部および位相検波部の構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 位相検波部の各部の動作を示す説明図である。

【 図 5 】 実施の形態にかかる超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。

【 図 6 】 実施の形態にかかる超音波撮像装置の選択可能なドップラ周波数を示す説明図である。

20

【 図 7 】 基準信号の 4 倍分周を示す説明図である。

【 符号の説明 】

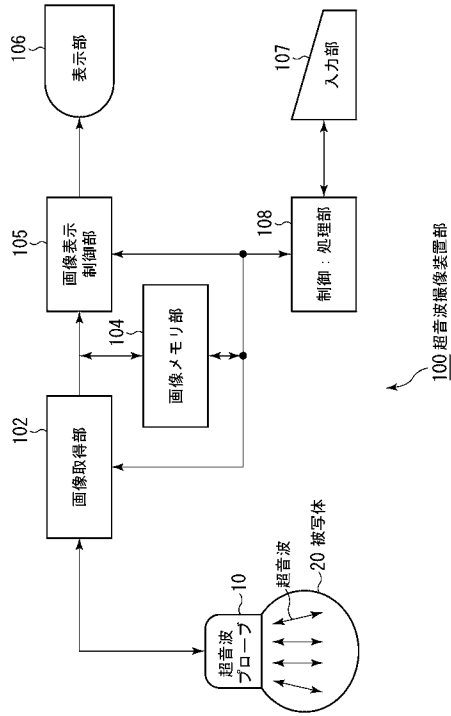
【 0 0 7 6 】

- 1 0 超音波プローブ
- 2 0 被検体
- 2 1 送受信部
- 2 2 位相検波部
- 2 3 Bモード処理部
- 2 4 ドップラ処理部
- 2 5 C F M 処理部
- 2 7 発振器
- 3 1 分周信号発生手段
- 3 2 分周信号遅延手段
- 3 3 掛算部
- 3 4 検波信号算出手段
- 3 5、3 6 ローパスフィルタ
- 3 8、3 9 乗算器
- 4 1 送受信器
- 4 2 ビームフォーマ
- 4 3 発振器
- 1 0 0 超音波撮像装置
- 1 0 2 画像取得部
- 1 0 4 画像メモリ部
- 1 0 5 画像表示制御部
- 1 0 6 表示部
- 1 0 7 入力部
- 1 0 8 制御：処理部

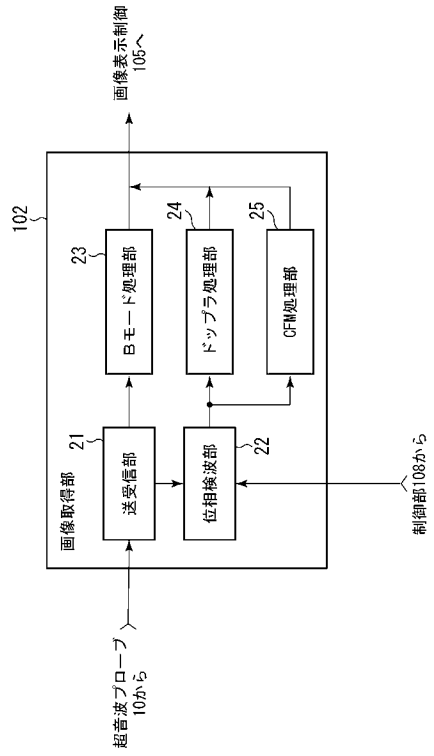
30

40

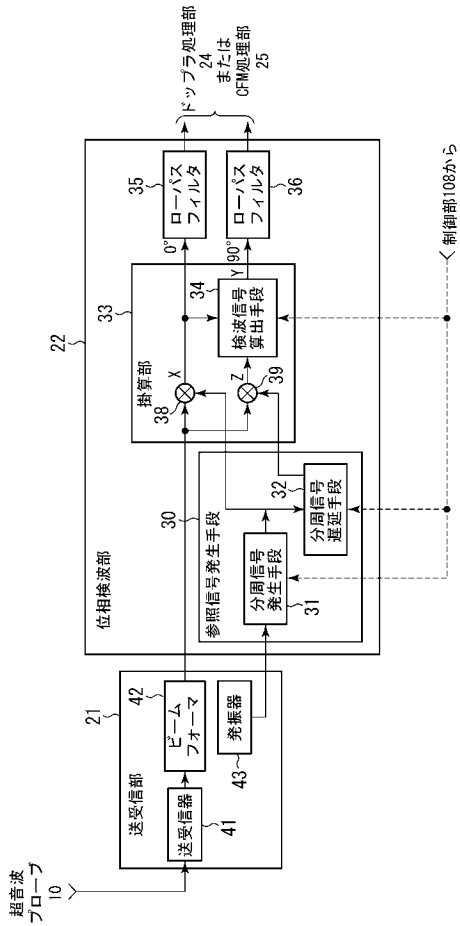
【 図 1 】



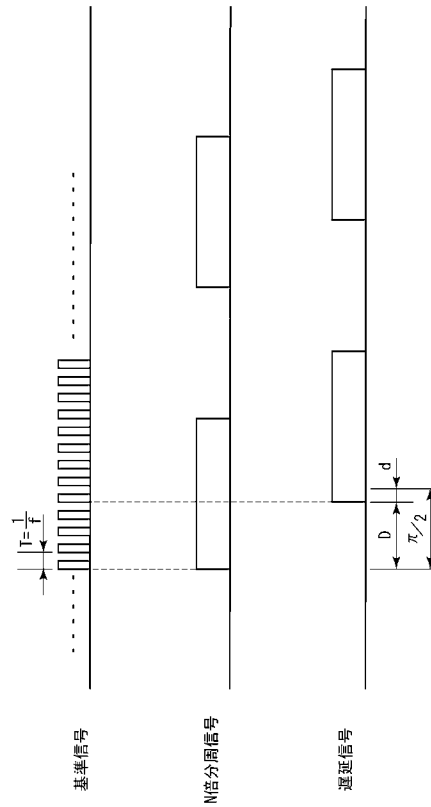
【 図 2 】



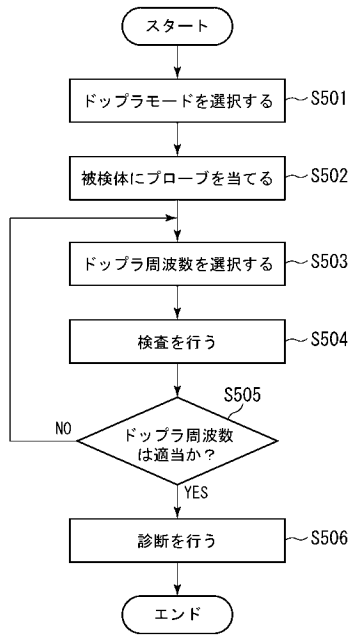
【 図 3 】



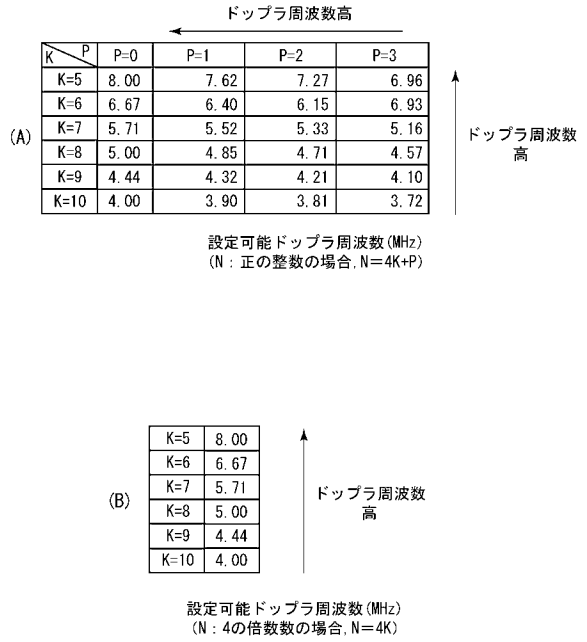
【 図 4 】



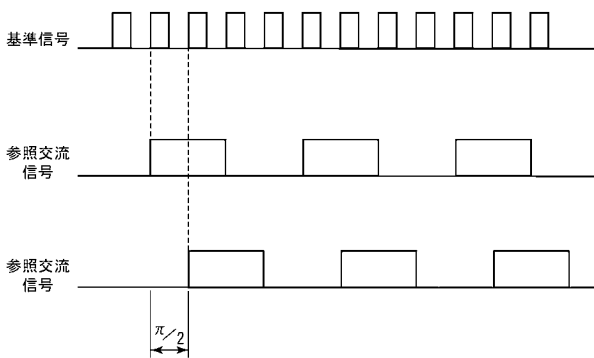
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	多普勒装置和超声波成像装置		
公开(公告)号	JP2009279243A	公开(公告)日	2009-12-03
申请号	JP2008135558	申请日	2008-05-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宮慎一		
发明人	雨宮 慎一		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DE03 4C601/EE06 4C601/JB24		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5477937B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供能够减小可选择多普勒频率的变化宽度步长的多普勒设备和超声波成像设备。 解决方案：分频信号产生装置31用正整数N对参考频率进行N次分频，并使用N次分频信号作为相位检测部分22的参考AC信号，从而得到可设置的多普勒改变频率宽度的步骤变小，使得操作者可以详细调整多普勒频率并最终实现多普勒信息的准确采集。 点域

