

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5416499号
(P5416499)

(45) 発行日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)

(24) 登録日 平成25年11月22日 (2013. 11. 22)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2009-172040 (P2009-172040)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成21年7月23日 (2009. 7. 23)	(74) 代理人	100110777 弁理士 宇都宮 正明
(65) 公開番号	特開2010-82425 (P2010-82425A)	(74) 代理人	100100413 弁理士 渡部 温
(43) 公開日	平成22年4月15日 (2010. 4. 15)	(72) 発明者	佐藤 智夫 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
審査請求日	平成23年12月9日 (2011. 12. 9)	審査官	宮川 哲伸
(31) 優先権主張番号	特願2008-225415 (P2008-225415)		
(32) 優先日	平成20年9月3日 (2008. 9. 3)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、

互いに中心周波数が異なり直交する直交周波数分割多重波の周波数成分をそれぞれ有する複数のパルスを含むパルス列を同一方向に送信するように、複数の駆動信号を前記超音波探触子に供給する送信系信号処理手段と、

前記パルス列を同一方向から受信した前記超音波探触子から出力される各受信信号に含まれている異なる周波数成分を有する複数のパルスをパルス圧縮し、圧縮されたパルスに基づいてBモード画像信号を生成する第1の受信系信号処理手段と、

前記受信信号に含まれている異なる周波数成分を有する複数のパルスをバンドパスフィルタ処理によって分離し、各パルスに受信フォーカス処理を施した後に、各パルスの周波数成分に、対応する中心周波数を有する局部発振信号を乗算して直交検波することによりベースバンド信号を生成し、該ベースバンド信号が有する位相情報に基づいて各パルスにおける周波数偏移を検出してドプラ画像信号を生成する第2の受信系信号処理手段と、を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第1の受信系信号処理手段が、前記受信信号に含まれている異なる周波数成分を有する複数のパルスをパルス圧縮する際に、該受信信号に含まれていない周波数成分を補間する、請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記第 2 の受信系信号処理手段が、受信フォーカス処理が施された複数のパルスを直交検波することにより生成された複数のベースバンド信号をそれぞれのパルス間隔に応じて遅延させ、該複数のベースバンド信号を加算する、請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 の受信系信号処理手段が、複数のフレームにおいて受信フォーカス処理が施された複数のパルスを直交検波することにより生成された複数のベースバンド信号が有する位相情報に基づいて、異なるフレームに属する複数のパルス間における周波数偏移を検出する、請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用に用いられる超音波診断装置においては、通常、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子（プローブ）が用いられる。複数の超音波トランスデューサから送信される超音波ビームによって被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波エコーの強度に基づいて、被検体の組織に関する画像情報（Bモード画像）が得られる。また、超音波エコーに含まれているドプラ効果による周波数変移情報に基づいて、被検体内における血液の移動に関する情報（ドプラ画像）が得られる。

20

【0003】

カラーモード（カラーフローマッピングモード）においては、通常の B モード画像に、ドプラ効果によって得られる 2 次元カラードプラ画像が合成されて、合成された画像が表示される。そのために、B モード画像を取得するための送信の途中で、ドプラ画像を取得するための送信が行われるので、1 フレーム当りの送信回数が増加してフレームレートが低下してしまう。また、ドプラ効果の検出における感度を確保するために、同一方向に複数回（4～10 回）の送信を行うので、空間分解能も悪くなる。そこで、カラーモードにおける画像生成時間の短縮が望まれている。

30

【0004】

関連する技術として、特許文献 1 には、画像生成時間を短縮し、さらに、画像信号の S/N を向上させることにより、微小な対象や動いている対象を鮮明に表示し、微小な部位の正確な観測を行うことを目的とする超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、周波数の異なる複数の送信信号を用いてダイナミックフォーカシングにより送信超音波ビームおよび受信超音波ビームの生成を行い、これらの超音波ビームを電子走査して画像生成を行う超音波診断装置であって、（イ）各送信信号の周波数スペクトルの中心周波数において、他の送信信号の周波数スペクトルのレベルが予め定めたレベル以下となるように周波数と振幅形状を設定し、これらの複数の送信信号を送受信繰り返し周期毎の送信許容時間内において周波数の高い順に予め定められた間隔で発生する送信信号発生手段と、（ロ）前記送信信号発生手段が発生する各送信信号を送信してダイナミックフォーカシングにより送信超音波ビームを形成する送信ビーム形成手段と、（ハ）前記送信信号発生手段が発生する各送信信号を送信して受信された受信信号について、ダイナミックフォーカシングにより受信超音波ビームを生成し、その受信超音波ビームの出力を周波数分析して各送信信号の中心周波数成分を抽出し、それを時系列に並べる周波数分析手段と、（ニ）前記周波数分析手段で抽出された各時系列の信号について、相互相関処理を行うことにより 1 超音波ライン上の画像信号を生成する相関処理部とを具備する。

40

【0005】

50

しかしながら、特許文献1には、カラーモードについては特に記載されていない。また、非特許文献1には、一般的なパルスドプラ装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2004-321647号公報（第6-7頁、図2）

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】（社）日本電子機械工業会編、「医用超音波機器ハンドブック」、改訂版、コロナ社、1997年1月20日、p. 118-131

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、ドプラ効果によって得られる2次元カラードプラ画像がBモード画像に合成されるカラーモードにおいても、画像生成時間を短縮してフレームレートを向上させることが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、互いに中心周波数が異なり直交する直交周波数分割多重波の周波数成分をそれぞれ有する複数のパルスを含むパルス列を同一方向に送信するように、複数の駆動信号を超音波探触子に供給する送信系信号処理手段と、パルス列を同一方向から受信した超音波探触子から出力される各受信信号に含まれている異なる周波数成分を有する複数のパルスをパルス圧縮し、圧縮されたパルスに基づいてBモード画像信号を生成する第1の受信系信号処理手段と、受信信号に含まれている異なる周波数成分を有する複数のパルスをバンドパスフィルタ処理によって分離し、各パルスに受信フォーカス処理を施した後に、各パルスの周波数成分に、対応する中心周波数を有する局部発振信号を乗算して直交検波することによりベースバンド信号を生成し、該ベースバンド信号が有する位相情報に基づいて各パルスにおける周波数偏移を検出してドプラ画像信号を生成する第2の受信系信号処理手段とを具備する。

20

30

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、直交周波数分割多重波の周波数成分をそれぞれ有する複数のパルスを含むパルス列を同一方向に送受信することにより、複数のパルスをパルス圧縮してBモード画像信号を生成すると共に、複数のパルスはドプラ画像信号の生成にも利用できるので、カラーモードにおいても画像生成時間を短縮してフレームレートを向上させることが可能となる。

【発明を実施するための形態】

【0011】

40

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、複数の超音波トランスデューサ10aを含む超音波探触子10と、走査制御部11と、送信制御部12と、複数の超音波トランスデューサ10aに対応する複数のチャンネルを有する送受信部20と、Bモード画像用ビームフォーマ32と、Bモード画像信号生成部33と、Bモード画像用DSC34と、ドプラ画像用ビームフォーマ42と、ドプラ検出部43と、ドプラ画像用DSC44と、画像表示制御部51と、表示部52と、操作卓61と、制御部62と、格納部63とを有している。

【0012】

50

超音波探触子10の複数の超音波トランスデューサ10aは、印加される複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する。これらの超音波トランスデューサ10aは、1次元又は2次元状に配列されて、トランスデューサアレイを構成している。

【0013】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成されている。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝播した超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0014】

走査制御部11は、被検体内の所定の撮像エリアを超音波ビームによって走査する場合に、超音波探触子10から送信される超音波ビームの送信方向、受信方向、焦点深度、及び、超音波トランスデューサアレイの開口径を設定することができる。走査制御部11は、それらの設定に基づいて、送信制御部12、Bモード画像用ビームフォーマ32、及び、ドプラ画像用ビームフォーマ42を制御する。

【0015】

送信制御部12は、走査制御部11において設定された送信方向に応じた送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10aの駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部12は、複数の超音波トランスデューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【0016】

送受信部20は、複数の超音波トランスデューサ10aに対応する複数のチャンネルを有している。送受信部20の各チャンネルは、駆動信号発生部13と、送受信切換部14と、前置増幅器21と、可変利得増幅器22と、ローパスフィルタ23と、A/D変換器24と、パルス圧縮部31と、パルス分離部41とを含んでいる。

【0017】

駆動信号発生部13は、送信制御部12において設定された遅延時間に基づいて、対応する超音波トランスデューサ10aに供給すべき駆動信号を発生するパルサ等を含んでいる。複数の駆動信号発生部13は、複数の超音波トランスデューサ10aから送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波探触子10に供給しても良いし、複数の超音波トランスデューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波探触子10に供給しても良い。

【0018】

ここで、送信制御部12及び複数の駆動信号発生部13は、送信系信号処理手段を構成しており、互いに中心周波数が異なり直交する直交周波数分割多重（Orthogonal Frequency Division Multiplexing：OFDM）波の周波数成分をそれぞれ有する複数のパルスを含むパルス列を同一方向に送信するように、複数の駆動信号を超音波探触子10に供給する。1つのパルス列は、所定のパルス間隔で生成されるN個のパルスによって構成される（Nは2以上の整数）。本実施形態によれば、中心周波数が異なり直交する周波数成分をそれぞれ有する複数のパルスを圧縮することによりBモード画像信号が得られ、それらのパルスを直交検波することによりドプラ画像信号が得られるので、画像生成時間を短縮してフレームレートを向上させることができる。

【0019】

送受信切換部 14 は、超音波探触子 10 への駆動信号の出力と超音波探触子 10 からの受信信号の入力とを切り換える。被検体内で反射された超音波エコーを受信した超音波トランスデューサ 10a から出力される受信信号は、前置増幅器 21 及び可変利得増幅器 22 によって増幅され、ローパスフィルタ 23 によって帯域制限されて、A/D 変換器 24 によってデジタルの受信信号に変換される。A/D 変換器 24 は、デジタルの受信信号をパルス圧縮部 31 及びパルス分離部 41 に供給する。

【0020】

パルス圧縮部 31 は、互いに中心周波数が異なり直交する直交周波数分割多重波の周波数成分をそれぞれ有する複数のパルスを含むパルス列を同一方向から受信した超音波探触子 10 から出力される受信信号に含まれている異なる周波数成分を有する複数のパルスをパルス圧縮する。

10

【0021】

図 2 は、図 1 におけるパルス圧縮部の構成例を示す図である。以下においては、1 つのパルス列が 4 つのパルスを含む場合について説明する ($N=4$)。第 i 番目のパルスは、パルス変調された周波数 f_i の正弦波を含んでいる ($i=1, 2, 3, 4$)。パルス圧縮部 31 は、それぞれの中心通過周波数が $f_1 \sim f_4$ である 4 個のバンドパスフィルタ 71 $\sim$ 74 と、それぞれの遅延時間が $\tau_1 \sim \tau_3$ である 3 個の遅延素子 81 $\sim$ 83 と、4 つの周波数成分を加算する加算器 90 とによって等価的に表される。ここで、遅延時間 $\tau_1 \sim \tau_3$ は、パルス列のパルス間隔に対応している。

【0022】

20

図 3 は、図 2 の位置 A におけるパルス列の波形を示す図である。図 3 に示すように、1 つのパルス列は、中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する周波数成分をそれぞれ含む第 1 $\sim$ 第 4 のパルスが所定のパルス間隔で時系列に並ぶことによって構成されている。ここで、第 1 のパルスと第 4 のパルスとの間のパルス間隔は τ_1 であり、第 2 のパルスと第 4 のパルスとの間のパルス間隔は τ_2 であり、第 3 のパルスと第 4 のパルスとの間のパルス間隔は τ_3 である。

【0023】

図 4 は、図 2 の位置 B における複数のパルスの波形を示す図である。図 2 に示すバンドパスフィルタ 71 $\sim$ 74 によって、中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する周波数成分をそれぞれ含む第 1 $\sim$ 第 4 のパルスが抽出され、図 2 に示す遅延素子 81 $\sim$ 83 によって、第 1 $\sim$ 第 4 のパルスのタイミングが揃えられ、加算器 90 によって、第 1 $\sim$ 第 4 のパルスが加算される。このようにしてパルス圧縮が行われ、圧縮された短パルスが生成される。

30

【0024】

図 5 は、パルス圧縮を周波数軸上で説明するための図である。図 5 に示すように、加算器 90 によって、中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する狭帯域の周波数成分が加算されて、広帯域の周波数成分を有する圧縮されたパルスが生成される。

【0025】

図 6 は、圧縮されたパルスのスペクトルを詳細に示す図である。中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する第 1 $\sim$ 第 4 の周波数成分は互いに直交しているので、例えば、第 2 の周波数成分の中心周波数（ピーク周波数） f_2 においては、他の周波数成分がゼロとなっている。

40

【0026】

ただし、合成される周波数成分の数が少ない場合には、広帯域の周波数成分を有する短パルスを構成するための情報が不足してしまう。そのような場合には、図 1 に示すパルス圧縮部 31 が、受信信号に含まれている異なる周波数成分を有する複数のパルスをパルス圧縮する際に、受信信号に含まれていない周波数成分を補間するようにしても良い。

【0027】

図 7 は、周波数成分の補間を説明するための図である。図 7 に示すように、中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する 4 つの周波数成分の間に、中心周波数 f_{12} 、 f_{23} 、 f_{34} を有する 3 つの周波数成分を補間することにより、不足している情報が追加されて、スペクトルが滑らかに連続するようになる。そのような補間は、例えば、受信信号をフーリエ変換し

50

、周波数軸上において、中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する 4 つの周波数成分に基づいて所望の周波数成分を追加し、その後逆フーリエ変換を行うことによって実現することができる。

【0028】

再び図 1 を参照すると、B モード画像用ビームフォーマ 3 2 は、超音波エコーの受信方向及び焦点深度に応じた複数の遅延パターン（位相整合パターン）を有しており、走査制御部 1 1 によって設定された受信方向及び焦点深度に従って、複数チャンネルのパルス圧縮部 3 1 によって圧縮された複数のパルスにそれぞれの遅延を与え、複数のパルスを加算することにより、受信フォーカス処理を施す。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた圧縮パルス（B モード音線信号）が形成される。

10

【0029】

B モード画像信号生成部 3 3 は、B モード音線信号に包絡線検波処理を施し、さらに、Log（対数）圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施して、B モード画像信号を生成する。B モード画像用 DSC 3 4 は、生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。以上において、パルス圧縮部 3 1 ～ B モード画像用 DSC 3 4 は、第 1 の受信系信号処理手段を構成している。

【0030】

パルス分離部 4 1 は、それぞれの中心通過周波数が $f_1 \sim f_4$ である 4 個のバンドパスフィルタを含んでおり、中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する周波数成分をそれぞれ含む 4 種類のパルスを分離する。各チャンネルのパルス分離部 4 1 において分離された 4 種類のパルスは、4 個のドプラ画像用ビームフォーマ 4 2 にそれぞれ供給される。

20

【0031】

各々のドプラ画像用ビームフォーマ 4 2 は、超音波エコーの受信方向及び焦点深度に応じた複数の遅延パターン（位相整合パターン）を有しており、走査制御部 1 1 によって設定された受信方向及び焦点深度に従って、複数チャンネルのパルス分離部 4 1 から出力される複数のパルスにそれぞれの遅延を与え、複数のパルスを加算することにより、受信フォーカス処理を施す。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたパルス（ドプラ音線信号）が形成される。

【0032】

ドプラ検出部 4 3 は、4 個のドプラ画像用ビームフォーマ 4 2 から供給される各パルスの周波数成分に、対応する中心周波数を有する局部発振信号を乗算して直交検波することによりベースバンド信号を生成し、該ベースバンド信号が有する位相情報に基づいて各パルスにおける周波数偏移を検出して、ドプラ画像信号を生成する。

30

【0033】

図 8 は、図 1 におけるドプラ検出部の構成例を示す図である。ドプラ検出部 4 3 は、それぞれの発振周波数が $f_1 \sim f_4$ である 4 個の局部発振器 1 1 1 ～ 1 1 4 と、4 個の直交検波器 1 2 1 ～ 1 2 4 と、それぞれの遅延時間が $\tau_1 \sim \tau_3$ である 3 種類の遅延素子 1 3 1 ～ 1 3 3 と、4 つの Q 信号を加算する加算器 1 4 1 と、4 つの I 信号を加算する加算器 1 4 2 と、加算後の Q 信号及び I 信号に基づいてベースバンド信号の位相を算出する位相演算部 1 5 0 と、ベースバンド信号の位相を微分して周波数偏移を算出する微分演算部 1 6 0 とによって等価的に表される。

40

【0034】

直交検波器 1 2 1 は、2 個のミキサ（乗算器）1 2 1 a 及び 1 2 1 b と、 90° 移相器 1 2 1 c と、2 個のローパスフィルタ 1 2 1 d 及び 1 2 1 e と、位相演算部 1 2 1 f とによって等価的に表される。

【0035】

第 1 のドプラ画像用ビームフォーマ 4 2 から供給される中心周波数 f_1 を有する周波数成分は、ミキサ 1 2 1 b によって、局部発振器 1 1 1 の発振信号と乗算されて、ローパスフィルタ 1 2 1 e に供給される。また、局部発振器 1 1 1 の発振信号は、 90° 移相器 1 2 1 c によって位相が 90° 回転される。第 1 のドプラ画像用ビームフォーマ 4 2 から供

50

給される中心周波数 f_1 を有する周波数成分は、ミキサ 121a によって、位相が 90° 回転された発振信号と乗算されて、ローパスフィルタ 121d に供給される。

【0036】

これにより、直交検波が行われて、ローパスフィルタ 121d 及び 121e から、複素ベースバンド信号を構成する Q 信号（虚数成分）及び I 信号（実数成分）がそれぞれ出力される。位相演算部 121f は、Q 信号及び I 信号に基づいて、 $\tan^{-1}(Q/I)$ の演算を行うことにより、複素ベースバンド信号の位相偏移を表す位相偏移信号を求める。

【0037】

直交検波器 122～124 の構成及び動作も、直交検波器 121 と同様である。直交検波器 121～123 から出力される位相偏移信号は、遅延素子 131～133 にそれぞれ入力されて、4 種類の位相偏移信号 $\theta_1 \sim \theta_4$ のタイミングが揃えられる。従って、4 種類の位相偏移信号 $\theta_1 \sim \theta_4$ を加算平均することによって、検出精度を高めることができる。さらに、加算平均された位相偏移信号を微分することによって、複数のパルスにおける周波数偏移を表す周波数偏移信号が求められ、周波数偏移信号に基づいて、被検体内における移動体の速度を表すドプラ画像信号が求められる。

【0038】

一方、直交検波器 121～123 から出力される Q 信号及び I 信号は、遅延素子 131～133 にそれぞれ入力されて、4 種類の Q 信号及び I 信号のタイミングが揃えられる。加算器 141 が 4 種類の Q 信号を加算し、加算器 142 が 4 種類の I 信号を加算することによって、周波数偏移を算出する際の検出精度を高めることができる。位相演算部 150 は、加算後の Q 信号及び I 信号に基づいて、 $\tan^{-1}(Q/I)$ の演算を行うことにより、4 種類のパルスにおける位相偏移を平均的に表す平均位相偏移信号 ϕ を求める。さらに、微分演算部 160 は、平均位相偏移信号 ϕ を微分することによって、複数のパルスにおける周波数偏移を表す周波数偏移信号を求め、さらに、周波数偏移信号に基づいて、被検体内における移動体の速度を表すドプラ画像信号を求める。

【0039】

図 9 は、図 8 に示すドプラ検出部の動作を詳しく説明するための図である。図 9 に示すように、各フレームにおいて複数のパルス列が受信される。それらのパルス列に含まれているパルスを、 $P(i, j, k)$ で表す。ここで、 i はフレームの番号を表しており、 j は各フレームにおけるパルス列の番号を表しており、 k は各パルス列におけるパルス番号を表している。また、各パルス列において、第 1 番目のパルス $P(i, j, 1) \sim$ 第 4 番目のパルス $P(i, j, 4)$ は、中心周波数 $f_1 \sim f_4$ を有する周波数成分をそれぞれ含んでいる。

【0040】

図 10 は、図 9 に示すパルス列を直交検波することによって得られる Q 信号及び I 信号を示す図である。パルス $P(i, j, k)$ を直交検波することによって、Q 信号 $Q(i, j, k)$ 及び I 信号 $I(i, j, k)$ が得られる。

【0041】

図 11A～図 11C は、図 10 に示す Q 信号及び I 信号に基づいて得られる位相偏移を示す図である。図 10 に示す Q 信号 $Q(i, j, k)$ 及び I 信号 $I(i, j, k)$ に基づいて、 $\tan^{-1}(Q(i, j, k)/I(i, j, k))$ の演算を行うことにより、各パルスにおける位相偏移を表す位相偏移信号 $\theta(i, j, k)$ が得られる。

【0042】

図 11A は、高速の移動速度（流速）を検出する場合を示しており、位相偏移信号 $\theta(i, j, 1)$ 、 $\theta(i, j, 2)$ 、 $\theta(i, j, 3)$ 、 $\theta(i, j, 4)$ 、・・・に基づいて、被検体内における移動体の速度が検出される。図 11B は、一般的な移動速度（流速）を検出する場合を示しており、位相偏移信号 $\theta(i, j, k)$ を各パルス列において平均化した平均位相偏移信号 $\phi(i, j)$ に基づいて、被検体内における移動体の速度が検出される。図 11C は、低速の移動速度（流速）を検出する場合を示しており、フレーム間の平均位相偏移信号 $\phi(1, j)$ 、 $\phi(2, j)$ 、・・・に基づいて、被検体内にお

10

20

30

40

50

ける移動体の速度が検出される。

【0043】

再び図1を参照すると、ドブラ画像用DSC44は、ドブラ検出部43によって生成されたドブラ画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。以上において、パルス分離部41～ドブラ画像用DSC44は、第2の受信系信号処理手段を構成している。

【0044】

画像表示制御部51は、カラーモードにおいて、Bモード画像用DSC34から供給される画像信号とドブラ画像用DSC44から供給される画像信号とを合成することにより、表示用の画像信号を生成する。

10

【0045】

操作卓61は、キーボードや、調整ツマミや、マウス等を含んでおり、オペレータが命令や情報を超音波診断装置に入力する際に用いられる。制御部62は、操作卓61を用いて入力された命令や情報に基づいて、超音波診断装置の各部を制御する。本実施形態においては、走査制御部11、送信制御部12、パルス圧縮部31～画像表示制御部51、及び、制御部62が、中央演算装置（CPU）と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェアとによって構成されるが、これらをデジタル回路又はアナログ回路によって構成しても良い。上記のソフトウェアは、格納部63に格納される。格納部63における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

20

【0046】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

図12は、本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。第2の実施形態においては、図1に示す第1の実施形態における送受信部20及びドブラ検出部43の替わりに、送受信部20a及びドブラ検出部43aが用いられている。その他の点に関しては、第1の実施形態と同様である。

【0047】

送受信部20aにおいて、パルス分離部41aは、それぞれの中心通過周波数が $f_1 \sim f_4$ である4個のバンドパスフィルタに加えて、それぞれの遅延時間が $\tau_1 \sim \tau_3$ である3個の遅延素子を含んでいる。これらは、図2に示すパルス圧縮部のバンドパスフィルタ71～74及び遅延素子81～83の役割りを兼ねることができる。従って、第2の実施形態においては、パルス圧縮部31aが加算器のみによって構成されている。また、ドブラ検出部43aにおいて、図8に示す遅延素子131～133が不要になる。

30

【0048】

本発明の第2の実施形態において、パルス分離部41a、パルス圧縮部31a、Bモード画像用ビームフォーマ32、Bモード画像信号生成部33、及び、Bモード画像用DSC34は、第1の受信系信号処理手段を構成している。また、パルス分離部41a、ドブラ画像用ビームフォーマ42、ドブラ検出部43a、及び、ドブラ画像用DSC44は、第2の受信系信号処理手段を構成している。

40

【産業上の利用可能性】

【0049】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1におけるパルス圧縮部の構成例を示す図である。

【図3】図2の位置Aにおけるパルス列の波形を示す図である。

【図4】図2の位置Bにおける複数のパルスの波形を示す図である。

【図5】パルス圧縮を周波数軸上で説明するための図である。

50

【図 6】 圧縮されたパルスのスペクトルを詳細に示す図である。

【図 7】 周波数成分の補間を説明するための図である。

【図 8】 図 1 におけるドプラ検出部の構成例を示す図である。

【図 9】 図 8 に示すドプラ検出部の動作を詳しく説明するための図である。

【図 10】 図 9 に示すパルス列を直交検波することによって得られる Q 信号及び I 信号を示す図である。

【図 11A】 図 10 に示す Q 信号及び I 信号に基づいて得られる位相偏移を示す図である。

【図 11B】 図 10 に示す Q 信号及び I 信号に基づいて得られる位相偏移を示す図である。

【図 11C】 図 10 に示す Q 信号及び I 信号に基づいて得られる位相偏移を示す図である。

【図 12】 本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0051】

- 10 超音波探触子
- 10a 超音波トランスデューサ
- 11 走査制御部
- 12 送信制御部
- 13 駆動信号発生部
- 14 送受信切換部
- 20、20a 送受信部
- 21 前置増幅器
- 22 可変利得増幅器
- 23 ローパスフィルタ
- 24 A/D変換器
- 31、31a パルス圧縮部
- 32 Bモード画像用ビームフォーマ
- 33 Bモード画像信号生成部
- 34 Bモード画像用 DSC
- 41、41a パルス分離部
- 42 ドプラ画像用ビームフォーマ
- 43、43a ドプラ検出部
- 44 ドプラ画像用 DSC
- 51 画像表示制御部
- 52 表示部
- 61 操作卓
- 62 制御部
- 63 格納部
- 71～74 バンドパスフィルタ
- 81～83 遅延素子
- 111～114 局部発振器
- 121～124 直交検波器
- 131～133 遅延素子
- 141、142 加算器
- 150 位相演算部
- 160 微分演算部

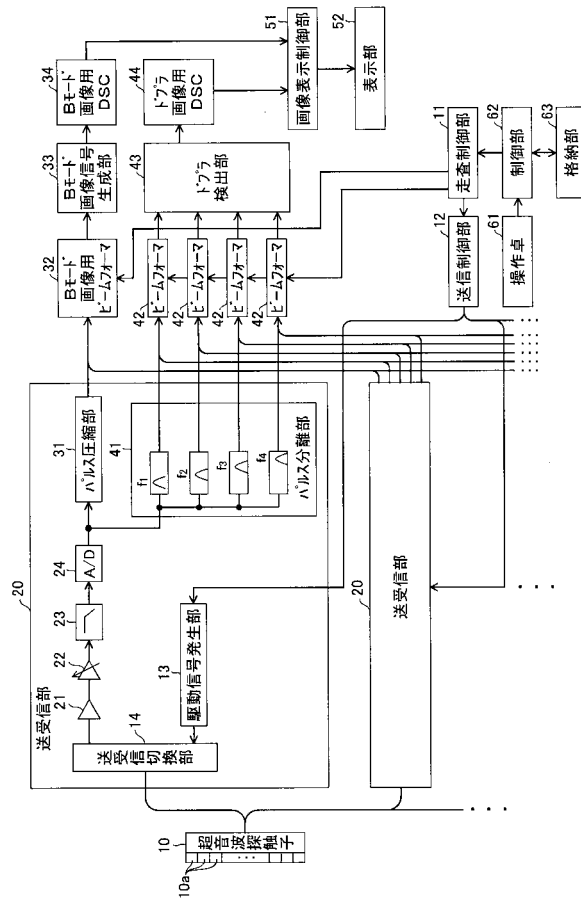
10

20

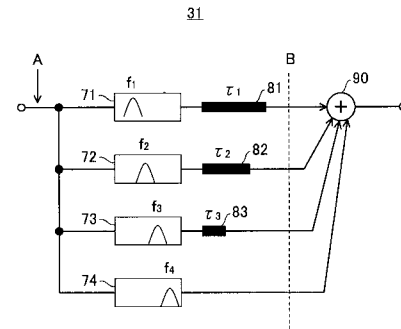
30

40

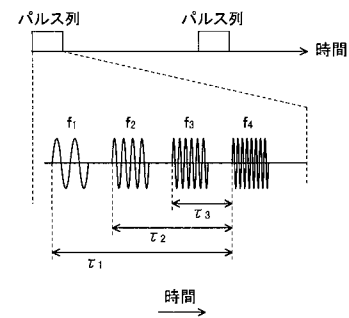
【図 1】



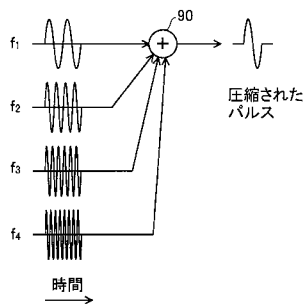
【図 2】



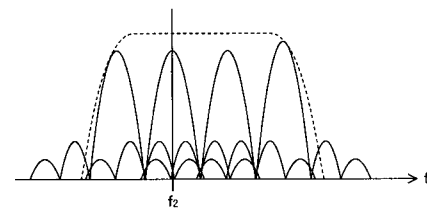
【図 3】



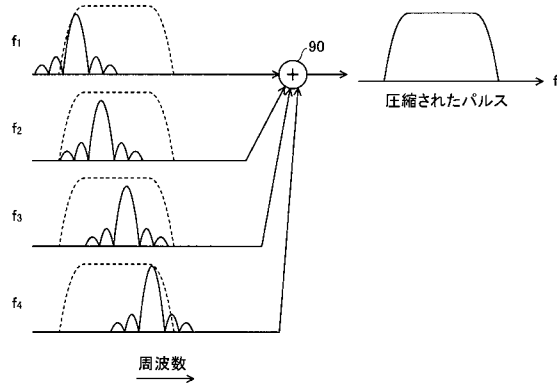
【図 4】



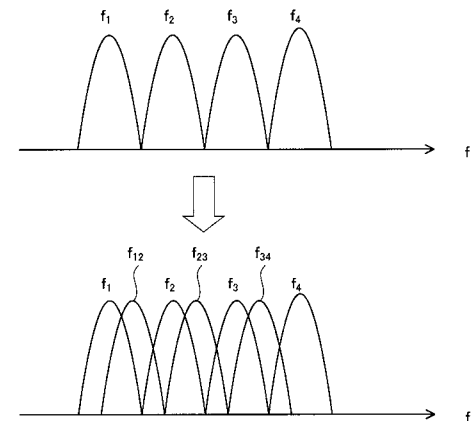
【図 6】



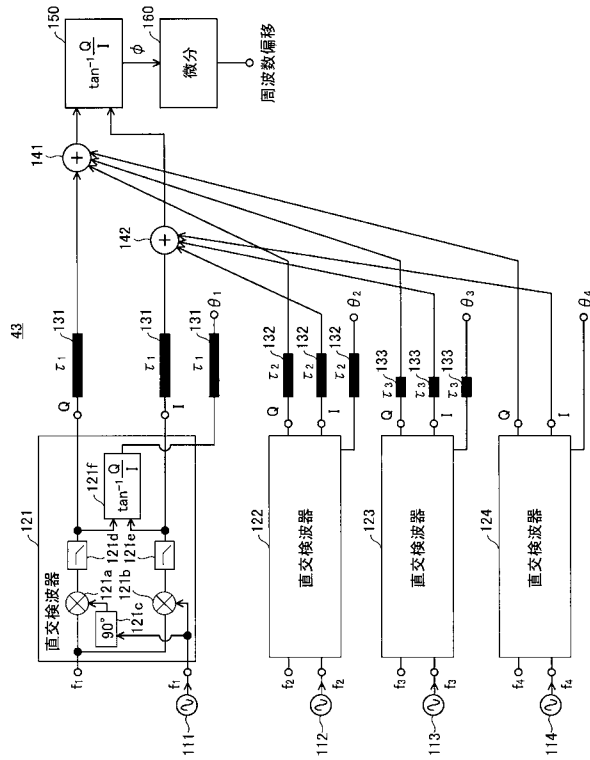
【図 5】



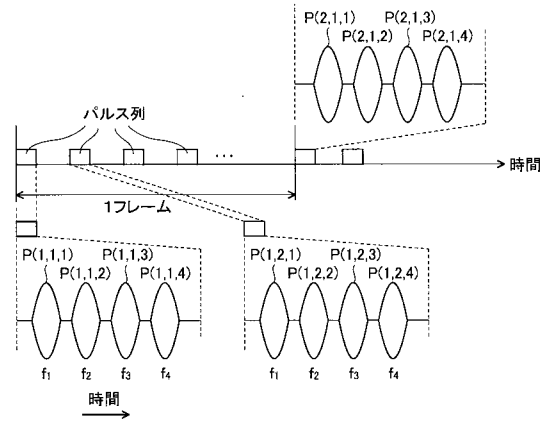
【図 7】



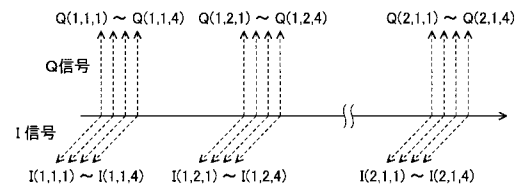
【図 8】



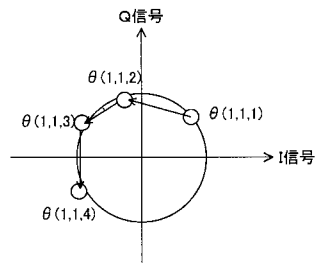
【図 9】



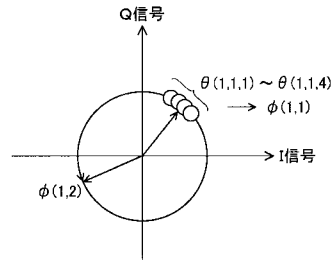
【図 10】



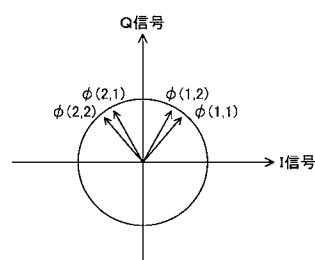
【図 11 A】



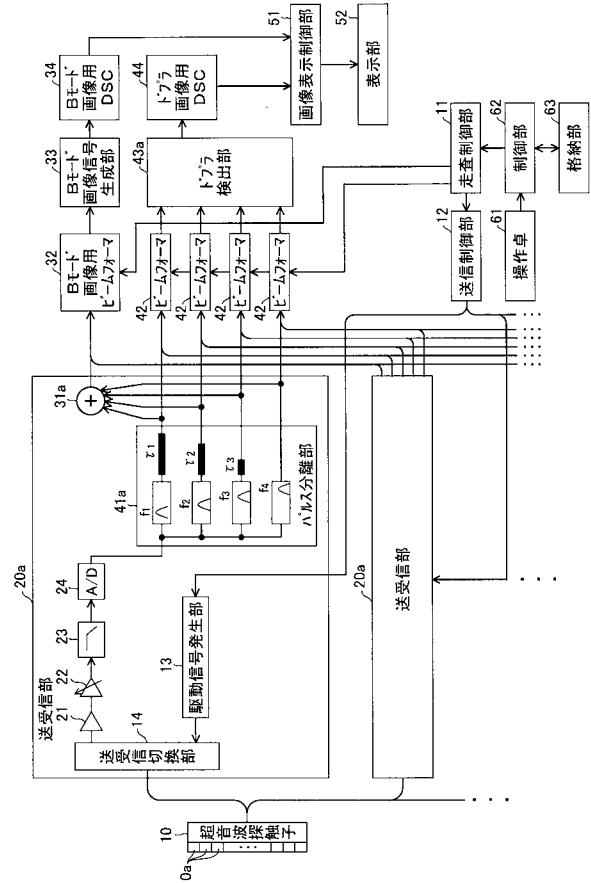
【図 11 B】



【図 11 C】



【図 12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-025905 (JP, A)
特開2005-253949 (JP, A)
特開2004-321647 (JP, A)
特開2004-222824 (JP, A)
特開平08-182680 (JP, A)
特開平08-024258 (JP, A)
特開平05-277110 (JP, A)

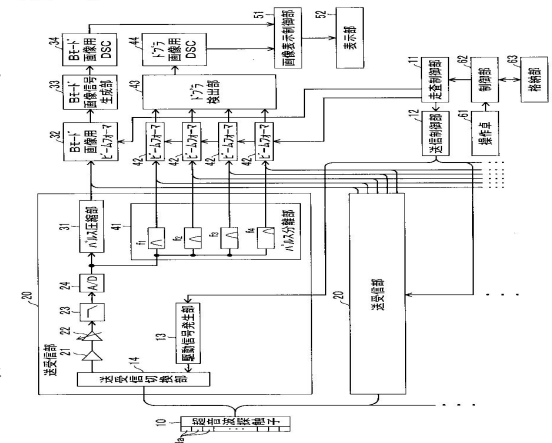
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5416499B2	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	JP2009172040	申请日	2009-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8959 A61B8/14 A61B8/488 G01S15/8952 G01S15/8961 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/HH06 4C601/JB24 4C601/JB26 4C601/JB31 4C601/JB39 4C601/JC20		
代理人(译)	宇都宫正明		
优先权	2008225415 2008-09-03 JP		
其他公开文献	JP2010082425A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，即使在二维彩色多普勒图像被合成为B模式图像的彩色模式中，该超声诊断设备也可以缩短图像生成时间以提高帧速率。ZSOLUTION：超声波诊断装置根据多个驱动信号发送超声波，并且配备有超声波探头，该超声波探头包括多个换能器以通过接收超声波回波输出多个接收信号，基于发送的信号处理装置提供多个驱动信号到超声波探头，以便在相同的方向上发送脉冲序列，包括分别具有正交频分复用波的频率分量的多个脉冲，这些频率分量具有相互不同的中心频率并且正交，并且基于接收信号处理装置用于压缩具有不同频率分量的多个脉冲，所述多个脉冲包括在从相同方向接收脉冲序列的超声波探头输出的各个接收信号中，并且基于压缩脉冲产生B模式图像信号。Z

【图1】



【图4】

【图】

【图】

【图】