

(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2017-38630

(P2017-38630A)

(43) 公開日 平成29年2月23日(2017.2.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F I
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 11 頁)

(21) 出願番号	特願2015-160356 (P2015-160356)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成27年8月17日 (2015.8.17)		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
		(74) 代理人	100080159
			弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	山本 勝也
			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
		Fターム(参考)	4C601 DD03 DE03 EE04 JB43 JB48 JB50

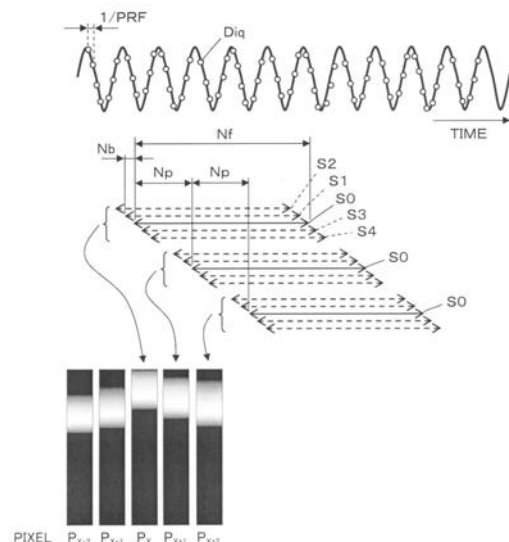
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびドプラ波形画像生成方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】時間分解能を低下することなくドプラ波形画像における黒線の発生を抑制して画質を向上させることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】繰り返し周波数間隔で繰り返し取得される複素データ D_{iq} のうち、第1の始点から設定数 N_f のサンプル点を有するサンプル点群 S_0 の複素データを用いて周波数解析する第1の周波数解析と、それぞれ第1の始点とは異なる第2の始点から設定数 N_f のサンプル点を有するサンプル点群 $S_1 \sim S_4$ の複素データを用いて周波数解析する第2の周波数解析がそれぞれ行われ、これら第1および第2の周波数解析の結果に基づいて各ピクセルに対応するスペクトル信号が取得され、取得されたスペクトル信号に基づいてドプラ波形画像が生成される。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

アレイトランスデューサと、
前記アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、
被検体による超音波エコーを受信した前記アレイトランスデューサから出力される受信信号を処理して整相加算された受信高周波データを生成する受信部と、
前記受信部で生成された受信高周波データを直交検波して複素データを生成する直交検波部と、
第 1 の始点から予め設定された設定数のサンプル点の前記複素データを用いて周波数解析する第 1 の周波数解析部と、前記第 1 の始点とは異なる第 2 の始点から前記設定数のサンプル点の前記複素データを少なくとも 1 組用いて周波数解析する第 2 の周波数解析部を行い、前記第 1 の周波数解析および前記第 2 の周波数解析の結果を用いてドブラ波形画像の各ピクセルに対応するスペクトル信号を取得する周波数解析部と、
前記スペクトル信号を用いて前記ドブラ波形画像を生成するドブラ波形画像生成部とを備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記周波数解析部は、前記第 1 の周波数解析および前記第 2 の周波数解析の結果を最大値処理することにより前記各ピクセルに対するスペクトル信号を取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記周波数解析部は、前記第 1 の周波数解析および前記第 2 の周波数解析の結果を平均処理することにより前記各ピクセルに対するスペクトル信号を取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記周波数解析部は、前記第 2 の周波数解析として、前記第 1 の始点よりも所定数のサンプル点だけ時間的に早い前記第 2 の始点から前記設定数のサンプル点の前記複素データを少なくとも 1 組用いた周波数解析と、前記第 1 の始点よりも所定数のサンプル点だけ時間的に遅い前記第 2 の始点から前記設定数のサンプル点の前記複素データを少なくとも 1 組用いた周波数解析を行う請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記直交検波部で生成された複素データを保存するデータメモリと、
前記設定数および前記第 1 の始点と前記第 2 の始点の間のサンプル点数を指定するための操作部をさらに備え、
前記周波数解析部は、前記データメモリに保存された複素データに対して前記操作部により指定された前記設定数および前記第 1 の始点と前記第 2 の始点の間のサンプル点数に基づいて周波数解析を行う請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記受信部は、
前記アレイトランスデューサから出力される受信信号をデジタル信号に変換する A / D 変換部と、
デジタル信号に変換された受信信号を整相加算するビームフォーマとを含む請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記受信部で生成された受信高周波データに基づいて B モード画像を生成する B モード処理部と、
前記ドブラ波形画像生成部で生成された前記ドブラ波形画像および前記 B モード処理部で生成された前記 B モード画像を表示する表示部をさらに備えた請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信し、

50

被検体による超音波エコーを受信した前記アレイトランスデューサから出力される受信信号を処理して整相加算された受信高周波データを生成し、

生成された受信高周波データを直交検波して複素データを生成し、

第1の始点から予め設定された設定数のサンプル点の前記複素データを用いて周波数解析する第1の周波数解析と、前記第1の始点とは異なる第2の始点から前記設定数のサンプル点の前記複素データを少なくとも1組用いて周波数解析する第2の周波数解析とを行い、前記第1の周波数解析および前記第2の周波数解析の結果を用いてドブラ波形画像の各ピクセルに対応するスペクトル信号を取得し、

前記スペクトル信号を用いて前記ドブラ波形画像を生成する

ドブラ波形画像生成方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置およびドブラ波形画像生成方法に係り、特に、パルスドブラ法または連続波ドブラ法によりドブラ波形画像の生成を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、アレイトランスデューサを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することによりB（輝度）モード画像が生成される。

20

【0003】

さらに、血流情報を取得する目的で、パルスドブラ法等により、ドブラ波形画像を生成してBモード画像と共にディスプレイに表示することが行われている。

このように、Bモード処理とドブラ処理を併せて行う超音波診断装置が、例えば、特許文献1に開示されている。

【0004】

パルスドブラ法においては、繰り返し周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）間隔でアレイトランスデューサを用いた被検体への超音波パルスの送信と被検体からの超音波エコーの受信が繰り返し行われる。超音波の送受信毎にアレイトランスデューサから得られる受信信号は、整相加算された後、直交検波によりドブラ成分を含む複素データに変換され、所定の時間幅で切り取られたサンプル点における複素データがフーリエ変換されてスペクトル信号が取得される。フーリエ変換は、一定数のサンプル点を空けて連続的に行われ、取得されたスペクトル信号に基づいて、時間軸に対する流速の変化を表すドブラ波形画像が生成される。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

40

【特許文献1】特開2003-79625号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、このようにして生成されたドブラ波形画像においては、超音波の送受信の際に発生するスペックル、ドブラ信号同士の干渉等に起因して、黒線が入り、画質の低下を招いていた。

このため、従来は、ドブラ波形画像の画像データに対して時間方向および周波数方向に平滑化の処理を施すことで、黒線を目立たなくしている。

しかしながら、平滑化を行うことにより時間方向の分解能が劣化してしまい、画質を高

50

めようとする、時間分解能が低下し、逆に、時間分解能の低下を抑制すると、黒線が目立って画質が低下するという問題があった。

【0007】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、時間分解能を低下することなくドブラ波形画像における黒線の発生を抑制して画質を向上させることができる超音波診断装置およびドブラ波形画像生成方法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】

【0008】

この発明に係る超音波診断装置は、アレイトランスデューサと、アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、被検体による超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力される受信信号を処理して受信高周波データを生成する受信部と、受信部で生成された受信高周波データを直交検波して複素データを生成する直交検波部と、第1の始点から予め設定された設定数のサンプル点の複素データを用いて周波数解析する第1の周波数解析と、前記第1の始点とは異なる第2の始点から設定数のサンプル点の複素データを少なくとも1組用いて周波数解析する第2の周波数解析とを行い、第1の周波数解析および第2の周波数解析の結果を用いてドブラ波形画像の各ピクセルに対応するスペクトル信号を取得する周波数解析部と、スペクトル信号を用いてドブラ波形画像を生成するドブラ波形画像生成部とを備えるものである。

【0009】

周波数解析部は、第1の周波数解析および第2の周波数解析の結果を最大値処理することにより各ピクセルに対するスペクトル信号を取得することができる。あるいは、周波数解析部は、第1の周波数解析および第2の周波数解析の結果を平均処理することにより各ピクセルに対するスペクトル信号を取得することができる。

周波数解析部は、第2の周波数解析として、第1の始点よりも所定数のサンプル点だけ時間的に早い第2の始点から設定数のサンプル点の複素データを少なくとも1組用いた周波数解析と、第1の始点よりも所定数のサンプル点だけ時間的に遅い第2の始点から設定数のサンプル点の複素データを少なくとも1組用いた周波数解析を行うことができる。

【0010】

好ましくは、直交検波部で生成された複素データを保存するデータメモリと、設定数および第1の始点と第2の始点の間のサンプル点数を指定するための操作部をさらに備え、周波数解析部は、データメモリに保存された複素データに対して操作部により指定された設定数および第1の始点と第2の始点の間のサンプル点数に基づいて周波数解析を行う。

受信部は、アレイトランスデューサから出力される受信信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、デジタル信号に変換された受信信号を整相加算するビームフォーマとを含むことが好ましい。

受信部で生成された受信高周波データに基づいてBモード画像を生成するBモード処理部と、ドブラ波形画像生成部で生成されたドブラ波形画像およびBモード処理部で生成されたBモード画像を表示する表示部をさらに備えることができる。

【0011】

この発明に係るドブラ波形画像生成方法は、アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体による超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力される受信信号を処理して受信高周波データを生成し、生成された受信高周波データを直交検波して複素データを生成し、第1の始点から予め設定された設定数のサンプル点の複素データを用いて周波数解析する第1の周波数解析と、第1の始点とは異なる第2の始点から設定数のサンプル点の複素データを少なくとも1組用いて周波数解析する第2の周波数解析とを行い、第1の周波数解析および第2の周波数解析の結果を用いてドブラ波形画像の各ピクセルに対応するスペクトル信号を取得し、スペクトル信号を用いてドブラ波形画像を生成する方法である。

【発明の効果】

【0012】

10

20

30

40

50

この発明によれば、第 1 の始点から予め設定された設定数のサンプル点の複素データを用いて周波数解析する第 1 の周波数解析と、第 1 の始点とは異なる第 2 の始点から設定数のサンプル点の複素データを少なくとも 1 組用いて周波数解析する第 2 の周波数解析とを行い、第 1 の周波数解析および第 2 の周波数解析の結果を用いてドブラ波形画像の各ピクセルに対応するスペクトル信号を取得し、スペクトル信号を用いてドブラ波形画像を生成するので、時間分解能を低下することなくドブラ波形画像における黒線の発生を抑制して画質を向上させることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

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

10

【図 2】実施の形態 1 における受信部の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】実施の形態 1 における B モード処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図 4】実施の形態 1 におけるドブラ処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図 5】実施の形態 1 におけるドブラ処理部内の FFT で行われる周波数解析処理を説明するための図である。

【図 6】パルスドブラモード時における表示画像を示す図である。

【図 7】(A) は、画像データに対して時間方向の平滑化を行うことで生成された従来のドブラ波形画像を示し、(B) は、実施の形態 1 で生成されたドブラ波形画像を示す図である。

【図 8】実施の形態 2 におけるドブラ処理部内の FFT で行われる周波数解析処理を説明するための図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態 1

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、アレイトランスデューサ 1 を備え、このアレイトランスデューサ 1 に送信部 2 および受信部 3 が接続されている。受信部 3 には、B モード処理部 4 およびドブラ処理部 5 が並列に接続され、これら B モード処理部 4 およびドブラ処理部 5 に表示制御部 6 を介して表示部 7 が接続されている。

30

また、送信部 2 および受信部 3 に送受信制御部 8 が接続され、B モード処理部 4、ドブラ処理部 5、表示制御部 6 および送受信制御部 8 に装置制御部 9 が接続されている。さらに、装置制御部 9 に、操作部 10 と格納部 11 がそれぞれ接続されている。

【0015】

アレイトランスデューサ 1 は、1 次元又は 2 次元に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。これらの超音波トランスデューサは、それぞれ送信部 2 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。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) 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) に代表される高分子圧電素子、PMN-PT (マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶等からなる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る。

40

【0016】

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、圧電体が伸縮し、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て、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、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。

【0017】

送信部 2 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、送受信制御部 8 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、アレイトランスデューサ 1 の複数の

50

超音波トランスデューサ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それぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサに供給する。

【 0 0 1 8 】

受信部 3 は、図 2 に示されるように、増幅部 1 2 と A / D 変換部 1 3 とビームフォーマ 1 4 が順次直列に接続された構成を有している。受信部 3 は、アレイトランスデューサ 1 の各超音波トランスデューサから送信される受信信号を増幅部 1 2 で増幅し、A / D 変換部 1 3 で A / D 変換した後、送受信制御部 8 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、ビームフォーマ 1 4 で各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、整相加算され超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信高周波データが生成される。

10

【 0 0 1 9 】

B モード処理部 4 は、図 3 に示されるように、信号処理部 1 5 と D S C (Digital Scan Converter) 1 6 と画像処理部 1 7 が順次直列に接続された構成を有している。

信号処理部 1 5 は、受信部 3 で生成された受信高周波データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

D S C 1 6 は、信号処理部 1 5 で生成された 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 (ラスター変換) する。

画像処理部 1 7 は、D S C 1 6 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 6 に出力する。

20

【 0 0 2 0 】

ドブラ処理部 5 は、いわゆるパルスドブラ法によりドブラ波形画像を生成するもので、図 4 に示されるように、直交検波部 1 8 とハイパスフィルタ 1 9 と F F T (Fast Fourier Transformer) 2 0 とドブラ波形画像生成部 2 1 が順次直列に接続されると共に直交検波部 1 8 の出力端にデータメモリ 2 2 が接続された構成を有している。

直交検波部 1 8 は、受信部 3 で生成された受信高周波データに参照周波数のキャリア信号を混合することで、受信高周波データを直交検波して複素データに変換する。

ハイパスフィルタ 1 9 は、いわゆるウォールフィルタ (Wall Filter) として機能するもので、直交検波部 1 8 で生成された複素データから被検体の体内組織の運動に由来する周波数成分を除去する。

30

【 0 0 2 1 】

F F T 2 0 は、複数のサンプル点の複素データをフーリエ変換することにより周波数解析してスペクトル信号を生成する。

ドブラ波形画像生成部 2 1 は、F F T 2 0 で生成されたスペクトル信号を時間軸上に揃えつつ各周波数成分の大きさを輝度で表すことによりドブラ波形画像信号を生成する。ドブラ波形画像は、横軸に時間軸を示し、縦軸にドブラシフト周波数すなわち流速を示し、波形の輝度が各周波数成分におけるパワーを表すものである。

また、データメモリ 2 2 は、直交検波部 1 8 で受信高周波データから変換された複素データを保存する。

40

【 0 0 2 2 】

表示制御部 6 は、B モード処理部 4 により生成された B モード画像信号に基づいて、表示部 7 に B モード画像を表示させると共に、パルスドブラモード時にドブラ処理部 5 により生成されたドブラ波形画像信号に基づいて、表示部 7 にドブラ波形画像を表示させる。

表示部 7 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 6 の制御の下で、B モード画像およびドブラ波形画像を表示する。

【 0 0 2 3 】

送受信制御部 8 は、装置制御部 9 から伝送される各種の制御信号に基づき、繰り返し周波数 (P R F) 間隔で被検体への超音波パルスの送信と被検体からの超音波エコーの受信が繰り返し行われるように、送信部 2 および受信部 3 を制御する。

50

装置制御部 9 は、操作者により操作部 10 から入力された指令に基づいて、B モード処理部 4、ドブラ処理部 5、表示制御部 6 および送受信制御部 8 の制御を行う。ドブラ処理部 5 の F F T 2 0 と装置制御部 9 により、周波数解析部が構成されている。

操作部 10 は、操作者が入力操作を行うためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

格納部 11 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、D V D - R O M、S D カード、C F カード、U S B メモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

【0024】

ここで、ドブラ処理部 5 の F F T 2 0 の動作について図 5 を参照して説明する。

F F T 2 0 は、装置制御部 9 による制御の下で、繰り返し周波数 (P R F) 間隔で繰り返し取得される複素データ $D i q$ のうち、第 1 の始点から複数のサンプル点で構成されるサンプル点群 $S 0$ の複素データ $D i q$ をフーリエ変換して周波数解析を行うが、サンプル点群 $S 0$ だけでなく、それぞれ第 1 の始点とは異なる第 2 の始点から複数のサンプル点で構成されるサンプル点群 $S 1 \sim S 4$ の複素データ $D i q$ に対しても、それぞれフーリエ変換して周波数解析を行う。

【0025】

それぞれのサンプル点群 $S 0 \sim S 4$ は、予め設定された設定数 $N f$ のサンプル点を含んでいる。サンプル点群 $S 1$ は、サンプル点群 $S 0$ よりも個数 $N b$ のサンプル点だけ時間的に早く取得されたもので、サンプル点群 $S 2$ は、サンプル点群 $S 1$ よりもさらに個数 $N b$ のサンプル点だけ時間的に早く取得されたものである。また、サンプル点群 $S 3$ は、サンプル点群 $S 0$ よりも個数 $N b$ のサンプル点だけ時間的に遅く取得されたもので、サンプル点群 $S 4$ は、サンプル点群 $S 3$ よりもさらに個数 $N b$ のサンプル点だけ時間的に遅く取得されたものである。

【0026】

そして、F F T 2 0 は、サンプル点群 $S 0$ に対する第 1 の周波数解析とサンプル点群 $S 1 \sim S 4$ に対する第 2 の周波数解析の結果に基づいて、ピクセル P_x に対応する 1 つのスペクトル信号を取得する。このとき、F F T 2 0 は、サンプル点群 $S 0$ に対する第 1 の周波数解析およびサンプル点群 $S 1 \sim S 4$ に対する第 2 の周波数解析の結果を最大値処理することにより、すなわち、それぞれの解析結果における各周波数成分のパワーの最大値を抽出することでピクセル P_x に対するスペクトル信号を取得することができる。

あるいは、F F T 2 0 は、サンプル点群 $S 0$ に対する第 1 の周波数解析およびサンプル点群 $S 1 \sim S 4$ に対する第 2 の周波数解析の結果を平均処理することにより、ピクセル P_x に対するスペクトル信号を取得してもよい。

【0027】

ピクセル P_x に対するスペクトル信号を取得した後、F F T 2 0 は、同様にして、ピクセル P_x に隣接するピクセル P_{x+1} に対応するスペクトル信号を取得する。すなわち、F F T 2 0 は、ピクセル P_{x+1} に対して第 1 の始点から設定数 $N f$ のサンプル点を有するサンプル点群 $S 0$ の複素データ $D i q$ に対する第 1 の周波数解析だけでなく、それぞれ第 1 の始点とは異なる第 2 の始点から設定数 $N f$ のサンプル点を有するサンプル点群 $S 1 \sim S 4$ の複素データ $D i q$ に対して第 2 の周波数解析を行い、これら第 1 の周波数解析および第 2 の周波数解析の結果に基づいて、ピクセル P_{x+1} に対応する 1 つのスペクトル信号を取得する。

なお、ピクセル P_x に対する第 1 の始点とピクセル P_{x+1} に対する第 1 の始点は、互いに隣接するピクセルの間隔に対応するサンプル点数 $N p$ だけ離れている。

このようにして、ドブラ波形画像の各ピクセルに対応するそれぞれのスペクトル信号が取得される。図 5 には、5 つのピクセル $P_{x-2} \sim P_{x+2}$ に対応するそれぞれのスペクトル信号が例示されている。

【0028】

例えば、繰り返し周波数 P R F を 5 0 0 0 H z、表示部 7 に表示されるドブラ波形画像

のスイープ時間 T_s を 4 秒、ドブラ波形画像の時間軸に沿ったピクセル数 P_N を 640、周波数解析を行うサンプル点の設定数 N_f を 128 としたとき、互いに隣接するピクセルの間隔に対応するサンプル点数 N_p は、

$$N_p = 5000 \times 4 / 640 = 31$$

となる。

また、互いに隣接するサンプル点群 $S_0 \sim S_4$ の間のサンプル点数 N_b は、最小値 $N_{b_{MIN}} = 1$ から最大値 $N_{b_{MAX}}$ までの任意の値とすることができる。最大値 $N_{b_{MAX}}$ は、次式により表される。

$$N_{b_{MAX}} = N_{p_{MAX}} / 2 < (PRF_{MAX} \times T_{s_{MAX}} / P_N) / 2$$

ここで、 $N_{p_{MAX}}$ はサンプル点数 N_p の最大値、 PRF_{MAX} は繰り返し周波数 PRF の最大値、 $T_{s_{MAX}}$ はドブラ波形画像のスイープ時間 T_s の最大値、 P_N はドブラ波形画像の時間軸に沿ったピクセル数である。

例えば、スイープ時間 T_s の最大値 $T_{s_{MAX}} = 10$ 秒、繰り返し周波数 PRF の最大値 $PRF_{MAX} = 15.6 \text{ kHz}$ として、サンプル点数 N_p の最大値 $N_{p_{MAX}} = 244$ の場合には、サンプル点数 N_b の最大値 $N_{b_{MAX}} = N_{p_{MAX}} / 2 = 122$ となる。

ただし、周辺のサンプル点群 $S_1 \sim S_4$ のうち、サンプル点群 S_0 から最も離れたサンプル点群 S_2 または S_4 との間隔 $2 \times N_b$ の値が、互いに隣接するピクセルの間隔に対応するサンプル点数 N_p の $1/2$ より小さく設定されることが好ましい。

【0029】

図5では、第2の周波数解析を行うサンプル点群として、サンプル点群 S_0 よりも時間的に早く取得された2つのサンプル点群 S_1 および S_2 と、サンプル点群 S_0 よりも時間的に遅く取得された2つのサンプル点群 S_3 および S_4 を用いたが、第2の周波数解析を行うサンプル点群の数 N_g は、適宜選択することができる。また、サンプル点群 S_0 よりも時間的に早く取得されたサンプル点群の数と、サンプル点群 S_0 よりも時間的に遅く取得されたサンプル点群の数は、同一である必要はなく、互いに異なる数でもよい。

なお、繰り返し周波数 PRF 、ドブラ波形画像のスイープ時間、周波数解析を行うサンプル点の設定数 N_f 、互いに隣接するサンプル点群の間のサンプル点数 N_b 、周波数解析を行う周辺のサンプル点群の数 N_g 、並びに、第1および第2の周波数解析の結果に基づく各ピクセルに対する1つのスペクトル信号の取得方法（最大値処理または平均処理）は、操作部10を介して装置制御部9に入力することができるものとする。

【0030】

次に、この実施の形態1に係る超音波診断装置の動作を説明する。

まず、送信部2からの駆動信号に従ってアレイトランスデューサ1の複数の超音波トランスデューサから超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサから受信信号が受信部3に出力され、増幅部12で増幅され、A/D変換部13でA/D変換された後、ビームフォーマ14で整相加算されて、受信高周波データが生成される。この受信高周波データは、Bモード処理部4において、信号処理部15で包絡線検波処理が施されることでBモード画像信号となり、DSC16および画像処理部17を経て表示制御部6に出力され、表示制御部6によりBモード画像が表示部7に表示される。

【0031】

ここで、操作者が操作部10を操作することにより、パルスドブラモードを選択すると、図6に示されるように、表示部7の画面31が、Bモード画像32とドブラ波形画像33の領域に二分され、Bモード画像32上にゲート34が重畳表示される。ゲート34は、操作部10の操作により、Bモード画像32上を自由に移動させることができ、例えば、Bモード画像32に表示されている頸動脈の血管35内における血液の流速を計測するために、ゲート34が血管35の上に位置するように操作される。

なお、繰り返し周波数 PRF 、ドブラ波形画像のスイープ時間、サンプル点の設定数 N_f 、互いに隣接するサンプル点群の間のサンプル点数 N_b 、第2の周波数解析を行うサンプル点群の数 N_g 、並びに、第1および第2の周波数解析の結果に基づく各ピクセルに対

10

20

30

40

50

応する 1 つのスペクトル信号の取得方法（最大値処理または平均処理）は、操作部 10 を介して予め装置制御部 9 に設定されているものとする。

【0032】

ゲート 34 の位置は、装置制御部 9 から送受信制御部 8 に伝送され、送受信制御部 8 より送信部 2 および受信部 3 が制御されて、ゲート 34 を通る特定の方位に向けた超音波パルスの送信と超音波エコーの受信が繰り返し周波数（PRF）間隔で繰り返し行われる。

受信部 3 で生成された受信高周波データは、ドブラ処理部 5 の直交検波部 18 で複素データに変換され、データメモリ 22 に保存されると共に、ハイパスフィルタ 19 で被検体の体内組織の運動に由来する周波数成分が除去された後、FFT 20 に出力される。

10

【0033】

FFT 20 においては、予め設定されているサンプル点の設定数 N_f 、互いに隣接するサンプル点群の間のサンプル点数 N_b 、第 2 の周波数解析を行うサンプル点群の数 N_g 、並びに、スペクトル信号の取得方法に基づいて、第 1 の始点から設定数 N_f のサンプル点を有する 1 個のサンプル点群における複素データ D_{iq} を用いて周波数解析する第 1 の周波数解析と、それぞれ第 2 の始点から設定数 N_f のサンプル点を有する N_g 個のサンプル点群における複素データ D_{iq} を用いて周波数解析する第 2 の周波数解析とを行い、これら第 1 および第 2 の周波数解析の結果に基づいて各ピクセルに対応するスペクトル信号を取得する。

【0034】

20

そして、FFT 20 で取得されたスペクトル信号に基づきドブラ波形画像生成部 21 でドブラ波形画像信号が生成され、図 6 に示されるように、表示制御部 6 により表示部 7 の画面 31 にドブラ波形画像 33 が表示される。ドブラ波形画像 33 の横軸に時間軸が示され、縦軸に血管 35 内の血液の流速が示される。このとき、各ピクセルに対するスペクトル信号から生成されたドブラ波形画像信号は、時間方向にも周波数方向にも平滑化されることなく、ドブラ波形画像生成部 21 で生成されたドブラ波形画像信号に基づいてドブラ波形画像 33 の表示が行われる。

なお、B モード画像取得用の超音波ビームの送受信とドブラ波形画像取得用の超音波ビームの送受信を時分割で行うことにより、表示部 7 の画面 31 に B モード画像 32 とドブラ波形画像 33 を同時に表示することができる。

30

【0035】

上述したように、装置制御部 9 に制御された FFT 20 が、各ピクセルに対して、第 1 の始点から設定数 N_f のサンプル点を有する 1 個のサンプル点群における複素データ D_{iq} を周波数解析する第 1 の周波数解析だけでなく、それぞれ第 1 の始点とは異なる第 2 の始点から設定数 N_f のサンプル点を有する N_g 個のサンプル点群における複素データ D_{iq} を周波数解析する第 2 の周波数解析を行い、これら第 1 および第 2 の周波数解析の結果に基づいて各ピクセルに対応するスペクトル信号を取得するので、従来のように、ドブラ波形画像の画像データに対して平滑化処理を施す必要がなく、このため、時間分解能を低下させずにドブラ波形画像における黒線の発生を抑制することができる。

【0036】

40

具体的に、従来の方法、すなわち、第 1 の始点から設定数 N_f のサンプル点の複素データ D_{iq} を周波数解析するだけで、第 1 の始点とは異なる第 2 の始点から設定数 N_f のサンプル点については周波数解析を行わない方法で生成したドブラ波形画像を図 7 (A) に示す。ここで、繰り返し周波数 PRF を 5000 Hz、ドブラ波形画像のスweep 時間を 4 秒、ドブラ波形画像の時間軸に沿ったピクセル数を 640、周波数解析に用いたサンプル点の設定数 N_f を 128 とした。

ドブラ波形画像に、黒線 BL が明確に現れていることがわかる。

【0037】

これに対して、繰り返し周波数 PRF、ドブラ波形画像のスweep 時間、ドブラ波形画像の時間軸に沿ったピクセル数、周波数解析に用いたサンプル点の設定数 N_f を図 7 (A)

50

）の場合と同一にしたまま、実施の形態 1 の方法で、第 1 の始点から設定数 N_f のサンプル点を有するサンプル点群 S_0 における複素データ D_{iq} を用いて周波数解析する第 1 の周波数解析と、それぞれ第 1 の始点とは異なる第 2 の始点から設定数 N_f のサンプル点を有するサンプル点群 $S_1 \sim S_4$ における複素データ D_{iq} を用いて周波数解析する第 2 の周波数解析を行って生成したドブラ波形画像を図 7 (B) に示す。

図 7 (A) の画像に現れていた黒線 BL が目立たなくなっていることがわかる。

このように、この発明によれば、時間分解能を低下することなく黒線の発生を抑制して画質を向上させることが可能となる。

【 0 0 3 8 】

なお、ドブラ処理部 5 の直交検波部 1 8 で変換された複素データがデータメモリ 2 2 に保存されているので、周波数解析に用いるサンプル点の設定数 N_f 、互いに隣接するサンプル点群の間のサンプル点数 N_b 、および、第 2 の周波数解析を行うサンプル点群の数 N_g のうちの少なくとも 1 つを変更して操作部 1 0 から入力することにより、変更した条件で新たにドブラ波形画像を生成し直すこともできる。

【 0 0 3 9 】

実施の形態 2

上記の実施の形態 1 では、第 2 の周波数解析を行うサンプル点群として、第 1 の周波数解析を行うサンプル点群 S_0 よりも時間的に早く取得された 2 つのサンプル点群 S_1 および S_2 と、サンプル点群 S_0 よりも時間的に遅く取得された 2 つのサンプル点群 S_3 および S_4 を用いたが、図 8 に示されるように、サンプル点群 S_0 よりも時間的に早く取得された 2 つのサンプル点群 S_1 および S_2 のみを用いて第 2 の周波数解析を行い、第 1 の周波数解析と第 2 の周波数解析の結果に基づいて各ピクセルに対応する 1 つのスペクトル信号を取得してもよい。このようにしても、時間分解能を低下することなく黒線の発生を抑制して画質を向上させることができる。

【 0 0 4 0 】

また、第 1 の周波数解析を行うサンプル点群 S_0 よりも時間的に早く取得された 1 つ、あるいは、3 つ以上のサンプル点群を第 2 の周波数解析を行うサンプル点群として使用することもできる。

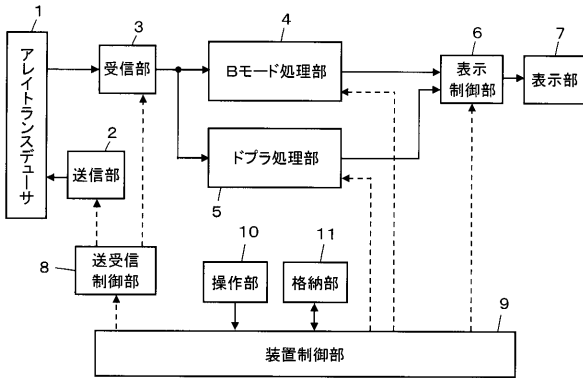
同様に、第 1 の周波数解析を行うサンプル点群 S_0 よりも時間的に遅く取得された 1 つ以上のサンプル点群を第 2 の周波数解析を行うサンプル点群として使用してもよい。

【 符号の説明 】

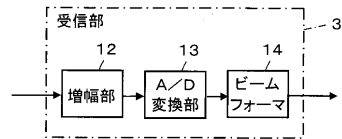
【 0 0 4 1 】

1 アレイトランスデューサ、2 送信部、3 受信部、4 Bモード処理部、5 ドブラ処理部、6 表示制御部、7 表示部、8 送受信制御部、9 装置制御部、10 操作部、11 格納部、12 増幅部、13 A/D変換部、14 ビームフォーマ、15 信号処理部、16 DSC、17 画像処理部、18 直交検波部、19 ハイパスフィルタ、20 FFT、21 ドブラ波形画像生成部、22 データメモリ、31 画面、32 Bモード画像、33 ドブラ波形画像、34 ゲート、35 血管、PRF 繰り返し周波数、 D_{iq} 複素データ、 $S_0 \sim S_4$ サンプル点群、 N_g サンプル点群の数、 $P_{x-2} \sim P_{x+2}$ ピクセル、 N_f 各ピクセルに対応するサンプル点の設定数、 N_b 互いに隣接するサンプル点群の間のサンプル点数、 N_p 互いに隣接するピクセルの間隔に対応するサンプル点数。

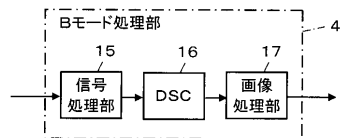
【図 1】



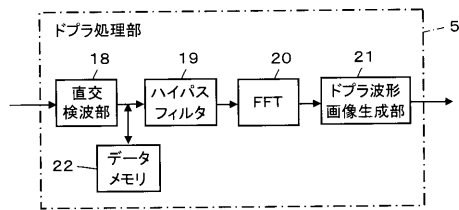
【図 2】



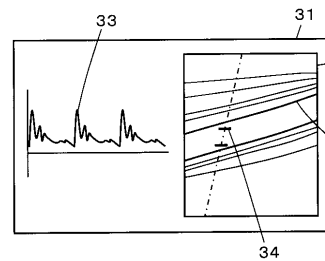
【図 3】



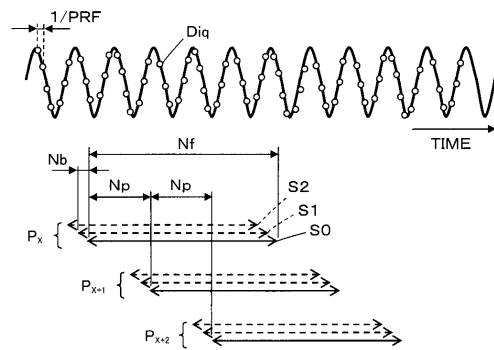
【図 4】



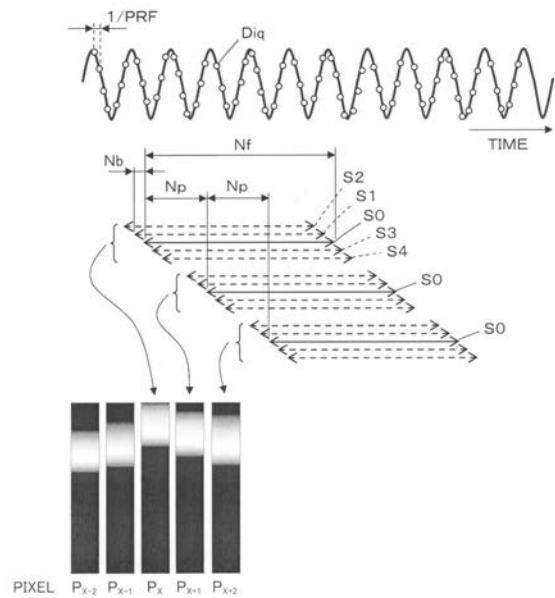
【図 6】



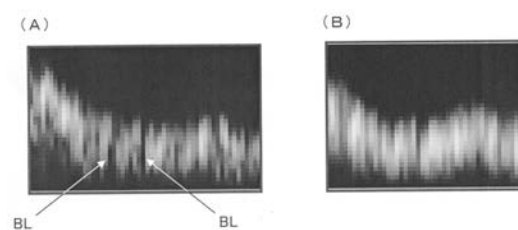
【図 8】



【図 5】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备和多普勒波形图像生成方法		
公开(公告)号	JP2017038630A	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2015160356	申请日	2015-08-17
[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		
[标]发明人	山本勝也		
发明人	山本 勝也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/488 A61B8/52 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207 G01S7/52046 G01S7/52066 G01S7/52074 G01S15/8915 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/06.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/JB43 4C601/JB48 4C601/JB50		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP6411969B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够抑制多普勒波形图像中的黑线生成并且在不降低时间分辨率的情况下提高图像质量的超声波诊断装置。复杂的数据DIQ的出被反复重复频率间隔获得，使用具有从第一起始点设定数Nf个采样点S0复数数据样本点组频率分析的第一频率分析使用复杂的数据样本点组S1〜S4的第二频率频率分析具有采样点设定数Nf个不同的第二起始从所述第一起始点，分别并且，基于第一和第二频率分析的结果获取与每个像素对应的光谱信号，并且基于所获取的光谱信号生成多普勒波形图像。

