

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5025400号
(P5025400)

(45) 発行日 平成24年9月12日(2012.9.12)

(24) 登録日 平成24年6月29日(2012.6.29)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-254337 (P2007-254337) (22) 出願日 平成19年9月28日(2007.9.28) (65) 公開番号 特開2009-82330 (P2009-82330A) (43) 公開日 平成21年4月23日(2009.4.23) 審査請求日 平成22年8月18日(2010.8.18)</p>	<p>(73) 特許権者 000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号 (73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地 (74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所 (74) 代理人 100081411 弁理士 三澤 正義 (72) 発明者 馬場 達朗 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて、所定のパルス繰り返し周波数（PRF）で超音波を送受信するスキャン手段と、

前記スキャン手段によって取得された受信信号を記憶する記憶手段と、

前記受信信号に対して周波数解析を行なってドブラスペクトラム画像を生成する演算手段と、

前記ドブラスペクトラム画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記表示手段に表示されたドブラスペクトラム画像に対する所望のドブラ速度レンジを指定するための入力手段と、

前記入力手段によって入力された前記所望のドブラ速度レンジを受け付けて、前記記憶手段から前記受信信号を読み出し、前記読み出した前記受信信号に対して、前記所望のドブラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従ってリサンプリング処理を行う処理手段と、

を有し、

前記演算手段は、前記処理手段によってリサンプリング処理が行われた前記受信信号に対して、前記所望のドブラ速度レンジに応じた周波数解析を行なうことで新たなドブラスペクトラム画像を生成し、

前記表示制御手段は、前記新たなドブラスペクトラム画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示制御手段は、前記入力手段を介して前記ドプラスペクトラム画像の静止指示を受け付けて、前記ドプラスペクトラム画像を静止させた状態で前記表示手段に表示させ、前記静止させられたドプラスペクトラム画像上に、所望の範囲を囲むことで前記所望のドブラ速度レンジと所望の時間幅とを指定するためのROIマーカを重ねて前記表示手段に表示させ、

前記処理手段は、前記記憶手段から前記所望の時間幅に取得された受信信号を読み出し、前記読み出した前記受信信号に対して、前記ROIマーカによって指定された前記所望のドブラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従ってリサンプリング処理を行うことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記処理手段は、前記所望のドブラ速度レンジに応じて、前記所定のパルス繰り返し周波数を有理数倍に変えたサンプリング周波数に従ってリサンプリング処理を行うことを特徴とする請求項1又は請求項2のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記処理手段は、前記所望のドブラ速度レンジに応じて、前記所定のパルス繰り返し周波数を整数倍に変えたサンプリング周波数でアップサンプリングし、その後、前記所定のパルス繰り返し周波数を整数倍に変えたサンプリング周波数でダウンサンプリングすることで、前記リサンプリング処理を行うことを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記演算手段は、前記処理手段によってリサンプリング処理が行われた前記受信信号に対して、前記所望のドブラ速度レンジに応じて、データ数と窓関数の幅とを変えて前記周波数解析を行なうことで新たなドプラスペクトラム画像を生成することを特徴とする請求項1から請求項4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて、所定のパルス繰り返し周波数(PRF)で超音波を送受信することで取得された受信信号を記憶する記憶手段と、

前記受信信号に対して周波数解析を行なってドプラスペクトラム画像を生成する演算手段と、

30

前記ドプラスペクトラム画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記表示手段に表示されたドプラスペクトラム画像に対する所望のドブラ速度レンジを指定するための入力手段と、

前記入力手段によって入力された前記所望のドブラ速度レンジを受け付けて、前記記憶手段から前記受信信号を読み出し、前記読み出した前記受信信号に対して、前記所望のドブラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従ってリサンプリング処理を行う処理手段と、

を有し、

前記演算手段は、前記処理手段によってリサンプリング処理が行われた前記受信信号に対して、前記所望のドブラ速度レンジに応じた周波数解析を行なうことで新たなドプラスペクトラム画像を生成し、

40

前記表示制御手段は、前記新たなドプラスペクトラム画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、ドプラスペクトラム画像を取得して、ドプラスペクトラム画像の速度レンジを調整する超音波診断装置、及び超音波画像処理装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

超音波ドプラ法を用いることで、診断部位の血流情報を得る超音波診断装置が知られている。超音波ドプラ法は、超音波ドプラ法の原理に基づいて被検体内の血流の情報を得る技術である。被検体内の血流などの流れのある診断部位に向けて超音波を送信すると、ドプラ効果により、送信周波数に対して受信周波数が僅かに偏移する。この偏移周波数（ドプラ偏移周波数）は血流速度に比例し、偏移周波数（ドプラ偏移周波数）の周波数解析を行なうことにより血流情報が得られる。

【 0 0 0 3 】

超音波診断装置は、得られたドプラ信号に対して高速フーリエ変換（FFT）を行い、その周波数分析の結果を、縦軸に周波数 f （速度 v ）、横軸に時間 t としてスペクトラム表示を行い、そのスペクトラム画像を対象として診断で用いる各種項目（パラメータ）の計測が行われる。

10

【 0 0 0 4 】

ところで、パルスドプラ（PW）法では、周波数解析のためのサンプリング周波数 f_s がドプラ偏移周波数よりも低い場合には、エイリアシング現象（折り返し）が起きてしまう。そこで、これを防ぐために、サンプリング周波数に相当するパルス繰り返し周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）を上げ、毎回の観測時間間隔を短くする必要がある。この場合、測定したい位置を指定すると、必然的に最大のPRFが決定され、PRFが決まると、測定できる最高血流速度も決定されてしまう。この計測できる最高血流速度をドプラ速度レンジと称する。

【 0 0 0 5 】

20

ドプラスペクトラム表示を行ったところ、ドプラ速度レンジが小さすぎると、ドプラ波形の折り返し部分が発生する。このような場合、操作者が手動でドプラ速度レンジを大きく設定することで、折り返し部分がナイキスト周波数（PRFの半分）内に収まり、表示上、繋がりの良いドプラスペクトラムが得られる。一方、ドプラ速度レンジが大きすぎるとスケールが大きくなるため、ドプラ波形が小さくなってしまい、観測が困難になる。このような場合、操作者が手動でドプラ速度レンジを小さく設定することで、表示画面の上下いっぱいをも有効に使ったドプラスペクトラムが得られる。また、速度オフセット（BLS：Baseline Shift）を調整することで、ドプラ波形を速度レンジ（縦軸）の所望の位置に表示させることができる。

【 0 0 0 6 】

30

患者や診断部位によって血流速度が異なり、患者や診断部位によって取得されるドプラ波形が異なるため、そのドプラ波形に応じたドプラ速度レンジを設定する必要がある。そのため、操作者は、患者や診断部位が変わるたびに、ドプラ速度レンジに対応するPRFと速度オフセット（BLS）を調整する必要がある。しかしながら、患者や診断部位が変わるたびに、ドプラ速度レンジ（PRF）や速度オフセット（BLS）を調整することは煩雑である。

【 0 0 0 7 】

そこで、ドプラ速度レンジ（PRF）と速度オフセット（BLS）を自動的に決定する手法が提案されている（例えば特許文献1）。

【 0 0 0 8 】

40

従来においては、血流状態を判別して、その判別結果をフィードバックすることでドプラ速度レンジ（PRF）と速度オフセット（BLS）を求めていた。そして、リアルタイムに血流状態を判別することで、ドプラ速度レンジと速度オフセットをリアルタイムに追跡していた。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、過去の血流状態を判別して、ドプラ速度レンジ（PRF）と速度オフセット（BLS）を推定するため、タイムラグが発生する問題があった。また、過去の血流状態と現在以降の血流状態とが一致するとは限らないため、現在以降に取得されるドプラ波形に適したドプラ速度レンジと速度オフセットを求めることは困難であった。

【 0 0 1 0 】

50

また、従来においては、血流状態が安定した時点で操作者がトリガーを与えて、それ以降、ドプラ速度レンジ（PRF）と速度オフセット（BLS）を推定することが行われていた。しかしながら、操作者がトリガーを与えた後に、被検体の呼吸や超音波プローブの位置ずれなどの変動が発生した場合、ドプラ波形に適したドプラ速度レンジと速度オフセットが求められず、再度、推定処理を行う必要があった。

【0011】

【特許文献1】特開2005-185731号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

この発明は上記の問題を解決するものであり、所望のドプラ速度レンジにてドプラスペクトラム画像を表示することが可能な超音波診断装置、及び超音波画像処理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】

【0013】

請求項1に記載の発明は、被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて、所定のパルス繰り返し周波数（PRF）で超音波を送受信するスキャン手段と、前記スキャン手段によって取得された受信信号を記憶する記憶手段と、前記受信信号に対して周波数解析を行なってドプラスペクトラム画像を生成する演算手段と、前記ドプラスペクトラム画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、前記表示手段に表示されたドプラスペクトラム画像に対する所望のドプラ速度レンジを指定するための入力手段と、前記入力手段によって入力された前記所望のドプラ速度レンジを受け付けて、前記記憶手段から前記受信信号を読み出し、前記読み出した前記受信信号に対して、前記所望のドプラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従ってリサンプリング処理を行う処理手段と、を有し、前記演算手段は、前記処理手段によってリサンプリング処理が行われた前記受信信号に対して、前記所望のドプラ速度レンジに応じた周波数解析を行なうことで新たなドプラスペクトラム画像を生成し、前記表示制御手段は、前記新たなドプラスペクトラム画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項6に記載の発明は、被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて、所定のパルス繰り返し周波数（PRF）で超音波を送受信することで取得された受信信号を記憶する記憶手段と、前記受信信号に対して周波数解析を行なってドプラスペクトラム画像を生成する演算手段と、前記ドプラスペクトラム画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、前記表示手段に表示されたドプラスペクトラム画像に対する所望のドプラ速度レンジを指定するための入力手段と、前記入力手段によって入力された前記所望のドプラ速度レンジを受け付けて、前記記憶手段から前記受信信号を読み出し、前記読み出した前記受信信号に対して、前記所望のドプラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従ってリサンプリング処理を行う処理手段と、を有し、前記演算手段は、前記処理手段によってリサンプリング処理が行われた前記受信信号に対して、前記所望のドプラ速度レンジに応じた周波数解析を行なうことで新たなドプラスペクトラム画像を生成し、前記表示制御手段は、前記新たなドプラスペクトラム画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波画像処理装置である。

【発明の効果】

【0014】

この発明によると、表示手段に表示されたドプラスペクトラム画像に対して所望のドプラ速度レンジを指定し、その指定されたドプラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従って、記憶手段に記憶されている受信信号に対してリサンプリング処理と周波数解析を行なうことで、時間分解能と周波数分解を劣化させずに、所望のドプラ速度レンジにてドプラスペクトラム画像を表示することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

10

20

30

40

50

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図1及び図2を参照して説明する。図1は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。図2は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置された処理部を示すブロック図である。

【0016】

この実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、ドブラ処理部4、Bモード処理部13、DSC14、表示制御部15、及びユーザインターフェース(UI)16を備えている。

【0017】

超音波プローブ2には、複数の超音波振動子が所定方向(走査方向)に1例に配置された1次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が2次的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。

10

【0018】

送受信部3は、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波を発生させる送信部(図示しない)と、超音波プローブ2からの信号を受信する受信部(図示しない)とを備えている。

【0019】

送受信部3の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路(チャンネル)の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ2の各超音波振動子に供給するようになっている。送受信部3の送信部は、所定のパルス繰り返し周波数(PRF)に従って、超音波プローブ2に超音波を送信させる。

20

【0020】

また、送受信部3の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ2の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部3によって加算処理された信号を「RF信号」と称する。送受信部3から出力されたRF信号は、ドブラ処理部4又はBモード処理部13に出力される。

30

【0021】

Bモード処理部13は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、Bモード処理部13は、RF信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。Bモード処理部13により生成されたBモード超音波ラスタデータはDSC14に出力される。

【0022】

40

DSC14(Digital Scan Converter:デジタルスキャンコンバータ)は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。DSC14から表示制御部15に画像データが出力され、表示制御部15は画像データに基づく画像を表示部17に表示させる。例えば、DSC14は、Bモード超音波ラスタデータに基づいて2次元情報としての断層像データを生成し、その断層像データを表示制御部15に出力する。表示制御部15はその断層像データに基づく断層像を表示部17に表示させる。

【0023】

ドブラ処理部4は、直交位相検波部5、レンジゲート(RG)処理部6、ウォールフィルタ7、第1メモリ8、処理部9、第2メモリ10、FFT演算部11、及びドブラ波形

50

メモリ 12 を備えている。

【0024】

直交位相検波部 5 は、実部成分及び虚部成分にそれぞれ対応してデジタル方式のミキサ及びローパスフィルタを備え、RF 信号を直交位相検波する。そして、直交位相検波部 5 は、直交位相検波されたデジタル量の I Q 信号を出力する。この検波により RF 信号から、ベースバンドのドブラ信号（実部成分及び虚部成分：I Q 信号）が抽出される。

【0025】

レンジゲート（RG）処理部 6 は、直交位相検波部 5 から出力された I Q 信号を受けて、その I Q 信号の高周波成分を除去してドブラ偏移周波数成分のみからなるドブラ信号を得て、そのうち、被検体内の所望の深さのドブラ信号を抽出する。

10

【0026】

ウォールフィルタ 7 は、レンジゲート処理部 6 からのレンジゲートで指定された被検体内の所定位置のドブラ信号（I Q 信号）から、比較的動きの遅い血管壁、心臓壁などの不要低周波ドブラ信号を除去して、検出すべき血流のドブラ信号（I Q 信号）を抽出する。そして、ウォールフィルタ 7 から出力された I Q 信号は、第 1 メモリ 8 に記憶される。

【0027】

FFT 演算部 11 は、ウォールフィルタ 7 で抽出されたドブラ信号（I Q 信号）に対して周波数解析を行なって、その解析結果であるドブラスペクトラム信号を得る。具体的には、FFT 演算部 11 は、短時間フーリエ変換（STFT）により、時間軸のドブラ信号（I Q 信号）に窓関数を掛けて、周波数軸の信号（ドブラスペクトラム信号）に変換する。FFT 演算部 11 から出力されたドブラスペクトラム信号はドブラ波形メモリ 12 に記憶される。

20

【0028】

表示制御部 15 は、FFT 演算部 11 によって求められたドブラスペクトラム画像を表示部 17 に表示させる。具体的には、表示制御部 15 は、縦軸に周波数 f （速度 v ）、横軸に時間 t が表されたドブラスペクトラム画像を表示部 17 に表示させる。

【0029】

また、操作者が入力部 18 を用いてフリーズ（静止表示）の指示を与えると、表示制御部 15 は、ユーザインターフェース（UI）16 からそのフリーズ指示を受けて、そのフリーズ指示が与えられたタイミングで表示部 17 に表示されているドブラスペクトラム画像を静止させて表示部 17 に表示させる。すなわち、表示制御部 15 は、ある時間の間に取得されたドブラスペクトラム画像を表示部 17 に表示させる。その状態で、表示制御部 15 は、一定の範囲を囲むことで、所望のドブラ速度レンジと所望の時間とを指定するための ROI マーカをドブラスペクトラム画像に重ねて表示部 17 に表示させる。操作者は、この ROI マーカによって、観察を所望するドブラ速度レンジと時間を指定することができる。

30

【0030】

ここで、表示部 17 に表示されるドブラスペクトラム画像について、図 3 を参照して説明する。図 3 は、ドブラ速度レンジを縮小する場合におけるドブラスペクトラム画像を示す図である。

40

【0031】

図 3 (a) に示すように、表示制御部 15 は、縦軸が速度 v （周波数）で横軸が時間 t で表されるドブラスペクトラム画像 100 を表示部 17 に表示させる。さらに、表示制御部 15 は、一定の範囲を囲む ROI マーカ 200 をドブラスペクトラム画像 100 に重ねて表示部 17 に表示させる。この実施形態では、表示制御部 15 は、矩形の範囲を囲む ROI マーカ 200 を生成して、ドブラスペクトラム画像 100 に重ねて表示部 17 に表示させる。

【0032】

操作者は表示部 17 に表示されたドブラスペクトラム画像 100 を観察しながら、入力部 18 を用いて、ROI マーカ 200 をドブラスペクトラム画像 100 上で移動させて、

50

所望のドブラ速度レンジと時間とを指定する。表示制御部 15 は、入力部 18 にて入力された移動指示に従って、ROI マーカ 200 をドブラスペクトラム画像 100 上で移動させて表示部 17 に表示させる。例えば、操作者は入力部 18 を用いて、ROI マーカ 200 の縦軸方向（速度レンジ方向）の幅を変えたり、横軸方向（時間軸方向）の幅を変えたり、ドブラスペクトラム画像 100 上での位置を変えたりして、所望のドブラ速度レンジと所望の時間とを指定する。また、操作者は入力部 18 を用いて所望の速度オフセット（BLS）を指定する。

【0033】

操作者によって指定された所望のドブラ速度レンジと所望の時間は、ユーザインターフェース 16 から表示制御部 15 に出力される。表示制御部 15 は、指定された時間に取得されたドブラスペクトラム画像をドブラ波形メモリ 12 から読み込み、指定されたドブラ速度レンジに従って拡大又は縮小したドブラスペクトラム画像を表示部 17 に表示させる。例えば、ドブラ速度レンジを小さくすることで、ドブラスペクトラム画像を拡大表示することができ、ドブラ速度レンジを大きくすることで、ドブラスペクトラム画像を縮小表示することができる。

【0034】

例えば図 3（a）に示すように、ドブラ速度レンジが大きすぎるとスケールが大きくなるため、ドブラスペクトラム画像が小さくなってしまふ。この場合、図 3（a）に示すように、ROI マーカ 200 によってドブラスペクトラム画像 100 の一部分を指定すると、図 3（b）に示すように、表示制御部 15 は、ROI マーカ 200 によって指定された範囲に含まれるドブラスペクトラム画像 110 をドブラ波形メモリ 12 から読み出して表示部 17 に表示させる。これにより、ドブラスペクトラム画像 100 の一部分が拡大表示されることになる。つまり、ROI マーカ 200 によってより小さいドブラ速度レンジを指定することで、そのドブラ速度レンジに納まるドブラスペクトラム画像が表示されることになる。なお、この段階においては、ドブラスペクトラム画像 110 は、ドブラスペクトラム画像 110 を単純に拡大させた画像（デジタルズームの画像）であるため、画面上における画素あたりの画質が劣化している。また、操作者が入力部 18 を用いて速度オフセット（BLS）を調整することで、表示制御部 15 は、その速度オフセット（BLS）に従って、ドブラスペクトラム画像をドブラ速度レンジ（縦軸）の所望の位置に表示させる。

【0035】

ドブラスペクトラム画像の別の例について図 4 を参照して説明する。図 4 は、ドブラ速度レンジを拡大する場合におけるドブラスペクトラム画像を示す図である。例えばドブラ速度レンジが小さすぎると、図 4（a）に示すように、ドブラスペクトラム画像 300 にエイリアシング現象（折り返し）が発生して表示部 17 に表示される。この場合、図 4（b）に示すように、表示制御部 15 は、ドブラ速度レンジを大きくして、ドブラスペクトラム画像 310 を表示部 17 に表示させる。これにより、ドブラスペクトラム画像 300 が縮小表示されることになる。さらに、表示制御部 15 は、ドブラスペクトラム画像 310 に ROI マーカ 400 を重ねて表示部 17 に表示させる。そして、ROI マーカ 400 によってドブラスペクトラム画像 310 の一部分を指定すると、表示制御部 15 は、ROI マーカ 400 によって指定された範囲に含まれるドブラスペクトラム画像をドブラ波形メモリ 12 から読み出して表示部 17 に表示させる。これにより、ドブラスペクトラム画像 310 の一部分が拡大表示されることになる。なお、この段階においては、拡大されたドブラスペクトラム画像は、単純に拡大された画像（デジタルズームの画像）であるため、画面上における画素あたりの画質が劣化している。また、操作者が入力部 18 を用いて速度オフセット（BLS）を調整することで、表示制御部 15 は、その速度オフセット（BLS）に従って、ドブラスペクトラム画像をドブラ速度レンジ（縦軸）の所望の位置に表示させる。

【0036】

そして、所望の時相間に取得されたドブラスペクトラム画像が所望のドブラ速度レンジ

10

20

30

40

50

内に納まって表示部 17 に表示されるように、操作者は入力部 18 を用いて、時間、ドブラ速度レンジ、及び速度オフセット (B L S) を調整する。入力部 18 を用いて指定された時間、ドブラ速度レンジ、及び速度オフセット (B L S) は、ユーザインターフェース (U I) 16 からドブラ処理部 4 に出力される。

【 0 0 3 7 】

処理部 9 は、操作者によって指定されたドブラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従って、第 1 メモリ 8 から指定された時間取得された I Q 信号を読み出してリサンプリング処理を行う。このとき、指定されたドブラ速度レンジに応じて、パルス繰り返し周波数 (P R F) に相当するサンプリング周波数を有理数倍に変更したサンプリング周波数でリサンプリング処理を行う。具体的には、インターポレータとデシメータを用いること

10

【 0 0 3 8 】

ここで、処理部 9 の構成を図 2 に示す。図 2 に示すように、処理部 9 は、アップサンプリング部 9 1、複素バンドパスフィルタ (C o m p l e x B P F : C B P F) 9 2、9 3、設定部 9 4、合成部 9 5、及びダウンサンプリング部 9 6 を備えている。アップサンプリング部 9 1 は、複素数信号であるドブラ信号 (I Q 信号) を入力する実部成分用及び虚部成分用の 2 チャンネル分の回路で構成されている。また、一方の C B P F 9 2 は、ドブラ信号 (I Q 信号) の正側周波数成分 (F o r w a r d 成分) 側に割り当てられている。他方の C B P F 9 3 は、ドブラ信号 (I Q 信号) の負側周波数成分 (R e v e r s e 成分) 側に割り当てられている。

20

【 0 0 3 9 】

例えば、操作者によって指定されたドブラ速度レンジに対応するサンプリング周波数 $f_{s'}$ でリサンプリングする場合、以下の式 (1) に従って、サンプリング周波数 $f_{s'}$ を規定する。

$$f_{s'} = (N 2 / N 1) \times f_s \cdots \text{式 (1)}$$

ここで、 f_s はサンプリング周波数 (パルス繰り返し周波数 P R F に相当する) である。

$N 1$ 、 $N 2$ は整数である。

すなわち、サンプリング周波数 f_s を有理数倍に変更することで、サンプリング周波数 $f_{s'}$ を規定する。

30

【 0 0 4 0 】

アップサンプリング部 9 1 は、入力されたドブラ信号 (I Q 信号) の信号値の相互間にゼロ (0) 値を挿入することで、出力値のサンプリング周波数を増加させる。これは、ゼロ挿入によって、ドブラ信号の時系列方向の長さが整数 $N 2$ 倍 ($N 2 = 2, 3, \dots$) になるように、実部チャンネル及び虚部チャンネルごとになされる。具体的には、ドブラ信号の信号値の相互間に ($N 2 - 1$) 個のゼロ (0) 値を挿入することで、出力値のサンプリング周波数を $N 2$ 倍に増加させる。しかしながら、ナイキスト周波数が $N 2$ 倍になるため、アップサンプリングにより新たに生じたスペクトル成分を除去するために、アップサンプリング後の信号に対してデジタルローパスフィルタ処理を施す。このデジタルロー

40

【 0 0 4 1 】

ゼロ挿入されたドブラ信号は C B P F 9 2、9 3 にそれぞれ送られ、バンドパスフィルタリングの処理が施される。このバンドパスフィルタリングを行う場合、C B P F 9 2、9 3 それぞれの係数がベースラインのシフト量 (B L S) に応じて制御される。このシフト量 (B L S) の情報は、ユーザインターフェース (U I) 16 から処理部 9 に出力される。

【 0 0 4 2 】

この係数制御された C B P F 9 2、9 3 は、ドブラ信号 (I Q 信号) をフィルタリングする。まず、ドブラスペクトラム画像を表示部 17 に表示させた状態で、操作者が入力部

50

18を操作することで、ドブラスペクトラム画像のベースラインBLをシフトさせる。このシフト量(BLS)の情報は、ユーザインターフェース(UI)16から処理部9に出力される。そして、設定部94は、ユーザインターフェース(UI)16から出力されたベースラインのシフト量(BLS)に応じて、例えば特開2002-325767号公報に記載の方法によって、CBPF92、93のバンド幅及び中心周波数を設定する。この設定は、アップサンプリング部91によるゼロ挿入の倍数N2と、ダウンサンプリング部96による倍数(1/N1)に対応して行われる。

【0043】

ここで、ドブラ信号(IQ信号)の正側周波数成分(Forward成分)側に割り当てられたCBPF92におけるフィルタリング係数Z'とカットオフ周波数fc(fwd)は、以下の式(2)、(3)で与えられる。

$$\text{フィルタリング係数 } Z' = \exp(-j * (BLS / 2)) \cdots \text{式(2)}$$

$$\text{カットオフ周波数 } f_c(fwd) = (N2 / N1) * f_s * (0.5 + BLS) \cdots \text{式(3)}$$

【0044】

また、ドブラ信号(IQ信号)の負側周波数成分(Reverse成分)側に割り当てられたCBPF93におけるフィルタリング係数Z''とカットオフ周波数fc(rev)は、以下の式(4)、(5)で与えられる。

$$\text{フィルタリング係数 } Z'' = \exp(-j * (0.5 - BLS) / 2) \cdots \text{式(4)}$$

$$\text{カットオフ周波数 } f_c(rev) = (N2 / N1) * f_s * (BLS - 0.5) \cdots \text{式(5)}$$

【0045】

CBPF92、93は、上記のフィルタリング係数とカットオフ周波数に従って、ドブラ信号(IQ信号)をフィルタリングする。

【0046】

合成部95は、CBPF92から出力されたドブラ信号の正側周波数成分と、CBPF93から出力されたドブラ信号の負側周波数成分とを合成してダウンサンプリング部96に出力する。

【0047】

ダウンサンプリング部96は、入力されたドブラ信号(IQ信号)のサンプリング周波数を(1/N1)倍にする。ダウンサンプリング部96は、入力されたドブラ信号をN1個間隔でピックアップすることにより、出力信号のサンプリング周波数を減少させる。しかしながら、ダウンサンプル後はナイキスト周波数が半分になるため、折り返しのエイリアシング成分がドブラ信号成分に重なる可能性がある。そのため、ダウンサンプルする前にデジタルローパスフィルタ処理を施して、ナイキスト周波数以上の高周波成分を除去しておく。このデジタルローパスフィルタ処理は、CBPF92、93によって行われる。そして、処理部9から出力されたサンプリング処理後のIQ信号は第2メモリ10に記憶される。

【0048】

例えば、フリーズ状態のドブラスペクトラム画像において、ドブラスペクトラム画像を拡大表示する場合は、ドブラ速度レンジを縮小する。1例として、ドブラ速度レンジを2/3に縮小する場合、アップサンプリング部91は、N2=2としてアップサンプリングを行い、ダウンサンプリング部96は、N1=3としてダウンサンプリングを行う。一方、ドブラスペクトラム画像を縮小表示する場合は、ドブラ速度レンジを拡大する。1例として、ドブラ速度レンジを3/2に拡大する場合、アップサンプリング部91は、N2=3としてアップサンプリングを行い、ダウンサンプリング部96は、N1=2としてダウンサンプリングを行う。このように、処理部9は、パルス繰り返し周波数PRFを有理数倍に変更したサンプリング周波数でリサンプリング処理を行う。

【0049】

10

20

30

40

50

なお、ドブラ速度レンジを拡大する場合であって、 $2 * f_s \leq f_s' < 4 * f_s$ となる場合、処理部 9 は準同形処理を行う。例えば、処理部 9 による処理について、 $antialias(f)$ という関数を定義し、 $f_s'' = antialias(f_s')$ として処理を行う。

【0050】

FFT演算部 11 は、第 2メモリ 10 からリサンプリング後の IQ 信号を読み出して、短時間フーリエ変換 (STFT) により、時間軸のドブラ信号 (IQ 信号) に窓関数を掛けて、周波数軸の信号 (ドブラスペクトラム信号) に変換する。このとき、FFT演算部 11 は、操作者によって指定されたドブラ速度レンジ (サンプリング周波数) の変更に応じて、例えば特開平 11 - 285495 号公報に記載の方法によって、周波数分解能と時間分解能とを調整してドブラスペクトラム信号を生成する。ここで、この処理について簡単に説明する。

10

【0051】

時間分解能 X と周波数分解能 Y は、以下の式 (6)、(7) で求められる。

$$X = (D_x \times N \times K \times M) / (PRF \times S) \dots \text{式(6)}$$

$$Y = D_y / (N \times Ww) \dots \text{式(7)}$$

- D_x : ドブラスペクトラム画像の表示範囲の横軸 (時間軸) 方向の画素数
- D_y : ドブラスペクトラム画像の表示範囲の縦軸 (周波数軸) 方向の画素数
- N : FFT のデータ数
- K : 交互段数
- M : 間引き率
- PRF : パルス繰り返し周波数 (ドブラ速度レンジに相当する)
- S : スクロール速度
- Ww : 窓重み

20

【0052】

なお、FFT のデータ数 N は、2 のべき乗という制約があるが、目的の周波数分解能を実現するための計算上のデータ数は 2 のべき乗にならない場合が多い。そこで、FFT のデータ数 N には、計算上のデータ数以上でそれに最も近い 2 のべき乗を選び、その選んだ FFT のデータ数 N と、計算上のデータ数との不一致を、FFT の窓関数を掛けることで埋めるようにしている。この窓の大きさ (窓幅) を決めるパラメータが、窓重み Ww である。例えば計算上のデータ数が 320 である場合に、FFT のデータ数 N としては 512 が選択され、この場合、窓重み Ww は 5 / 8 に設定される。例えば、時間分解能に対する周波数分解能の比を一定に維持する場合、FFT 演算部 11 は、パルス繰り返し周波数 PRF (ドブラ速度レンジ)、スクロール速度 S、交互段数 K、間引き率 M、D_y が与えられると、操作者の所望の比に維持するための FFT のデータ数 N と窓重み Ww (窓幅) を計算するようになっている。つまり、パルス繰り返し周波数 PRF (ドブラ速度レンジ) が変わった場合 (時間分解能が変わった場合)、それに応じて FFT のデータ数 A4 を調整して周波数分解能を変えて、時間分解能に対する周波数分解能の比を一定にすることになる。

30

【0053】

このデータ数 A4 は、上述したように FFT で扱える 2 のべき乗には必ずしもならない。そこで、計算上のデータ数 A4 以上でそれに最も近い 2 のべき乗を選択し、その選択した FFT のデータ数 N と、両者間の不一致を埋めるための窓重み Ww とを選択する。このような処理によって、ドブラ速度レンジが変わっても、時間分解能 X に対する周波数分解能 Y の比を一定に保つことができる。

40

【0054】

また、周波数分解能が変動しても、時間分解能を操作者が所望する一定値に固定するような処理を行っても良い。例えば、データ数 N が変わったとき、FFT 演算部 11 は、上記式 (6) において、データ数 N 以外のパラメータのうち少なくとも 1 つを変えて、時間分解能を一定値に維持する。また、時間分解能が変動しても、周波数分解能を操作者が所

50

望する一定値に固定するような処理を行っても良い。

【 0 0 5 5 】

ドブラ速度レンジと速度オフセットとが変更されたドブラスペクトラム信号は、FFT演算部11からドブラ波形メモリ12に出力されて、ドブラ波形メモリ12に記憶される。そして、表示制御部15は、ドブラ速度レンジなどが変更されたドブラスペクトラム画像をドブラ波形メモリ12から読み出して、表示部17に表示させる。

【 0 0 5 6 】

ここで、新たに生成されたドブラスペクトラム画像の1例を図3(c)と図4(c)にそれぞれ示す。例えば図3(c)に示すドブラスペクトラム画像120は、ドブラ速度レンジと速度オフセットとが変更されて、処理部9にてリサンプリング処理が施され、さらに、FFT演算部11にてSTFT処理が施されて得られた画像である。一方、図3(b)に示すドブラスペクトラム画像110は、ドブラスペクトラム画像110を単純に拡大して表示した画像である。ドブラスペクトラム画像110は、単純なデジタルズームの画像であるため、画面上における画素あたりの画質が劣化している。一方、再度サンプリング処理とSTFT処理が施されて得られたドブラスペクトラム画像120は、時間分解能と周波数分解能が劣化していない。このように、この実施形態に係る超音波診断装置1によると、時間分解能と周波数分解能を劣化させずに、所望のドブラ速度レンジと速度オフセットで表されるドブラスペクトラム画像120を生成することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

また、図4(c)に示すドブラスペクトラム画像320も同様に、ドブラ測度レンジと速度オフセットとが変更されて、処理部9にてリサンプリング処理が施され、さらに、FFT演算部11にてSTFT処理が施されて得られた画像である。このドブラスペクトラム画像320も、時間分解能と周波数分解能が劣化せずに生成されている。

【 0 0 5 8 】

また、操作者によって所望のドブラ速度レンジ(PRF)と速度オフセット(BLS)が決定されると、ドブラ速度レンジ(PRF)がユーザインターフェース(UI)16から送受信部3に出力され、速度オフセット(BLS)がユーザインターフェース(UI)16からFFT演算部11に出力される。送受信部3は、ユーザインターフェース(UI)16から出力されたドブラ速度レンジ(PRF)を受けると、そのドブラ速度レンジ(PRF)に従って超音波プローブ2に超音波を送受信させる。また、FFT演算部11は、ユーザインターフェース(UI)16から速度オフセット(BLS)を受けると、そのシフト量だけFFT処理の読み出しアドレスを変化させて速度のオフセットを調整する。このように、ドブラ速度レンジと速度オフセットが変更されると、変更されたドブラ速度レンジに従ってスキャンを行ない、変更された速度オフセットによってFFT処理を行う。

【 0 0 5 9 】

なお、ユーザインターフェース(UI)16は、表示部17と入力部18とを備えている。表示部17は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上に断層像、3次元画像又はドブラスペクトラム画像などが表示される。入力部18は、キーボード、マウス、トラックボール、又はTCS(Touch Command Screen)などで構成されている。操作者は、入力部18を用いることで、表示部17の画面上でROIマーカを所望の位置に移動させることができる。

【 0 0 6 0 】

また、入力部18に、ROIマーカの大きさと位置を変えるスイッチを設けても良い。例えば、ROIマーカの縦方向(ドブラ速度レンジ)の拡大又は縮小を指示するためのスイッチAや、ROIマーカの横方向(時間軸)の拡大又は縮小を指示するためのスイッチBを入力部18に設けても良い。また、入力部18に設置されたトラックボールによって、ROIマーカの位置を変えて、観察対象となる時相を選択するようにしても良い。そして、ドブラスペクトラム画像を静止させた状態で、操作者がスイッチA、スイッチB、及びトラックボールを用いることで、ROIマーカを所望の位置に移動させ、また、ROI

10

20

30

40

50

マーカの大きさを所望の大きさに変える。これにより、所望のドブラ速度レンジと所望の時間を指定することができる。

【0061】

また、超音波診断装置1には、図示しない制御部が設置されている。制御部は、送受信部3、ドブラ処理部4、Bモード処理部13、DSC14、表示制御部15、及びユーザインターフェース(UI)16に接続され、各部の動作を制御する。

【0062】

(超音波画像処理装置)

また、超音波の送受信によって取得された受信信号に基づいてドブラスペクトラム画像を生成する超音波画像処理装置を、超音波診断装置の外部に設けても良い。この超音波画像処理装置は、上述したドブラ処理部4、表示制御部15、及びユーザインターフェース(UI)16を備えている。そして、超音波画像処理装置は、操作者によって指定された所望のドブラ速度レンジに応じたサンプリング周波数に従って、受信信号に対してリサンプリング処理を行い、更に、STFT処理を行うことで、そのドブラ速度レンジで表されたドブラスペクトラム画像を生成する。

【0063】

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作について図5を参照して説明する。図5は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【0064】

(ステップS01)

まず、超音波プローブ2と送受信部3とによって、初期設定された所定のパルス繰り返し周波数(PRF)に従って、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波を受信する。送受信部3によって受信された受信信号は、直交位相検波部5、レンジゲート処理部6、及びウォールフィルタ7によって処理が施される。そして、ドブラ信号(IQ信号)が第1メモリ8に順次、記憶されていく。FFT演算部11は、ドブラ信号に対して周波数解析を行なうことでドブラスペクトラム画像を順次、生成していく。FFT演算部11によって生成されたドブラスペクトラム画像は、ドブラ波形メモリ12に順次、記憶される。

【0065】

(ステップS02)

表示制御部15は、ドブラ波形メモリ12からドブラスペクトラム画像を読み出して、縦軸に周波数 f (速度 v)、横軸に時間 t が表されたドブラスペクトラム画像を表示部17に表示させる。

【0066】

(ステップS03)

そして、操作者は表示部17に表示されたドブラスペクトラム画像を観察しながら、入力部18を用いて、所望のタイミングでフリーズ(静止表示)の指示を与える。

【0067】

(ステップS04)

表示制御部15は、ユーザインターフェース(UI)16からそのフリーズ指示を受けて、そのフリーズ指示が与えられたタイミングで表示部17に表示されているドブラスペクトラム画像を静止させて表示部17に表示させる。

【0068】

(ステップS05)

さらに、表示制御部15は、一定の範囲を囲むROIマーカをドブラスペクトラム画像に重ねて表示部17に表示させる。例えば図3(a)に示すように、表示制御部15は、ドブラスペクトラム画像100を固定させて表示部17に表示させ、そのドブラスペクトラム画像100上にROIマーカ200を重ねて表示させる。そして、操作者は表示部1

10

20

30

40

50

7に表示されているドブラスペクトラム画像100を観察しながら、入力部18を用いて、ROIマーカ200の縦軸方向(速度レンジ方向)の幅を変えたり、横軸方向(時間軸方向)の幅を変えたり、位置を変えたりして、所望のドブラ速度レンジと所望の時間とを指定する。また、操作者は入力部18を用いて所望の速度オフセット(BLS)を指定する。このように、操作者はROIマーカを用いて、観察を所望するドブラ速度レンジと時間とを指定する。

【0069】

(ステップS06)

表示制御部15は、ROIマーカ200によって指定された時間取得されたドブラスペクトラム画像をドブラ波形メモリ12から読み込み、指定されたドブラ速度レンジに従って拡大又は縮小したドブラスペクトラム画像を表示部17に表示させる。例えば図3(a)に示すように、ROIマーカ200によってドブラスペクトラム画像100の一部を指定すると、図3(b)に示すように、表示制御部15は、ROIマーカ200によって指定された範囲に含まれるドブラスペクトラム画像110をドブラ波形メモリ12から読み出して表示部17に表示させる。これにより、ドブラスペクトラム画像100の一部が拡大表示されることになる。なお、この段階においては、ドブラスペクトラム画像110は、ドブラスペクトラム画像100を単純に拡大させた画像(デジタルズームの画像)であるため、画面上における画素あたりの画質が劣化している。

10

【0070】

(ステップS07)

そして、操作者は拡大表示又は縮小表示されたドブラスペクトラム画像を観察し、そのドブラスペクトラム画像がドブラ速度レンジに収まって表示されているか確認する。また、表示されているドブラスペクトラム画像の速度オフセットが適した値になっているか確認する。すなわち、観察を所望するドブラスペクトラム画像に対して、ドブラ速度レンジが小さすぎたり大きすぎたりしないか確認する。拡大表示又は縮小表示されたドブラスペクトラム画像がドブラ速度レンジに納まって表示されていない場合や、速度オフセットが適した値になっていない場合は(ステップS07、No)、操作者はROIマーカによって範囲を指定し、その範囲内のドブラスペクトラム画像を観察することで、ドブラスペクトラム画像に適したドブラ速度レンジ内に表示させる(ステップS05、S06)。すなわち、観察を所望するドブラスペクトラム画像に対してドブラ速度レンジが小さすぎたり大きすぎたりする場合は、再度、ROIマーカによって所望の範囲を指定する。

20

30

【0071】

一方、拡大表示又は縮小表示されたドブラスペクトラム画像がドブラ速度レンジに納まって表示され、また、速度オフセットが適した値になっている場合(ステップS07、Yes)、操作者は入力部18を用いて再処理の指示を与える。これにより、操作者によって与えられた所望のドブラ速度レンジと速度オフセットとが、ユーザインターフェース(UI)16から処理部9に出力される。

【0072】

(ステップS08)

処理部9は、第1メモリ8からドブラ信号(IQ信号)を読み出し、指定されたドブラ速度レンジに応じて、パルス繰り返し周波数(PRF)に相当するサンプリング周波数を整数倍に変えたサンプリング周波数で、そのドブラ信号に対してアップサンプリングと、複素バンドパスフィルタによるフィルタリングと、ダウンサンプリングとを行うことで、リサンプリング処理を行う。

40

【0073】

(ステップS09)

FFT演算部11は、新たなサンプリング周波数に従ってリサンプリング処理が施されたドブラ信号に対してSTFT処理を施すことで、新たなドブラスペクトラム信号を生成する。このドブラスペクトラム信号はドブラ波形メモリ12に記憶される。

【0074】

50

(ステップS10)

そして、表示制御部15は、ドブラ波形メモリ12から新たなドブラスペクトラム画像を読み込んで、表示部17に表示させる。これにより、例えば図3(c)に示すように、新たなドブラスペクトラム画像120は、時間分解能と周波数分解能が劣化せずに生成されて表示されることになる。

【0075】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置1によると、フリーズ状態のドブラスペクトラム画像を参照しながらドブラ速度レンジと速度オフセットを変更することで、ドブラスペクトラム画像に適したドブラ速度レンジと速度オフセットを簡便に設定することができる。すなわち、静止しているドブラスペクトラム画像を拡大表示又は縮小表示することで、所望のドブラ速度レンジと速度オフセットを確認することができるため、所望の値を簡便に設定することが可能となる。

10

【0076】

そして、設定されたドブラ速度レンジと速度オフセットに基づいて、FFT処理前のドブラ信号(IQ信号)に対してリサンプリング処理を行い、更に、STFT処理を施すことで、時間分解能と周波数分解能とを劣化させずに、所望のドブラ速度レンジで表されたドブラスペクトラム画像を生成して表示することが可能となる。すなわち、単純にドブラスペクトラム画像をドブラ速度レンジに応じて拡大又は縮小させるだけでなく、設定されたドブラ速度レンジに基づいて再度、リサンプリング処理とSTFT処理を行うことで、時間分解能と周波数分解能を劣化させずに、所望のドブラ速度レンジで表されたドブラスペクトラム画像が得られる。このように、画質を劣化させずに、所望のドブラ速度レンジで表されたドブラスペクトラム画像が得られるため、そのドブラスペクトラム画像に基づいて所望の計測を行うことが可能となる。

20

【0077】

また、計測したい時間に取得されたドブラスペクトラム画像を、所望のドブラ速度レンジと速度オフセットに基づいて再度処理して新たなドブラスペクトラム画像を生成しているため、計測したい時間の新たなドブラスペクトラム画像に基づいて所望の計測を行うことができる。一方、従来技術においては、過去に取得されたドブラスペクトラム画像に基づいて現在以降のドブラ速度レンジを推定するため、推定した後に変動が発生した場合、再度、推定処理を行う必要があるため、安定して計測を行うことが困難であった。これに対して、この実施形態に係る超音波診断装置1によると、過去のドブラスペクトラム画像に基づく推定処理を行う必要がないため、安定してドブラスペクトラム画像による計測を行うことが可能となる。

30

【0078】

また、所望のドブラ速度レンジと速度オフセットが決定されると、送受信部3は、そのドブラ速度レンジ(PRF)に従って超音波プローブ2に超音波を送受信させる。また、FFT演算部11は、その速度オフセット(BLS)に従い、シフト量だけFFT処理の読み出しアドレスを変化させて速度のオフセットを調整する。これにより、ドブラ速度レンジ(PRF)と速度オフセット(BLS)が更新される。

【図面の簡単な説明】

40

【0079】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置された処理部を示すブロック図である。

【図3】ドブラ速度レンジを縮小する場合におけるドブラスペクトラム画像を示す図である。

【図4】ドブラ速度レンジを拡大する場合におけるドブラスペクトラム画像を示す図である。

【図5】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

50

【符号の説明】

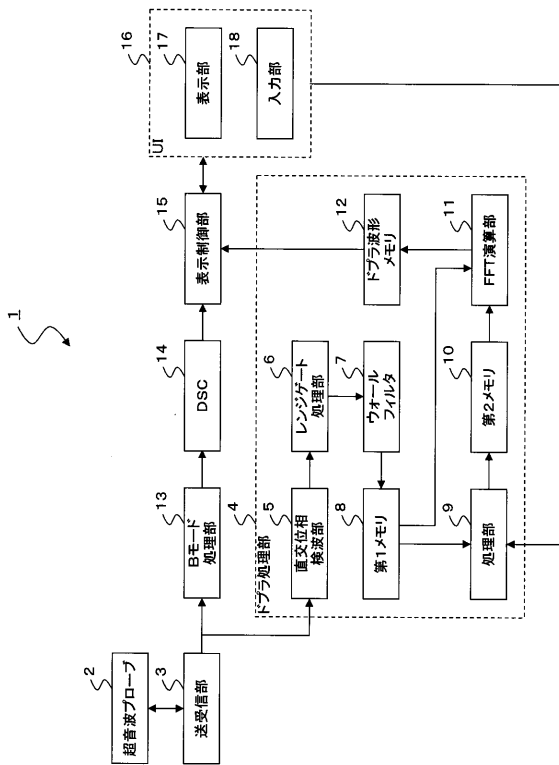
【 0 0 8 0 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 ドブラ処理部
- 5 直交位相検波部
- 6 レンジゲート処理部
- 7 ウォールフィルタ
- 8 第1メモリ
- 9 処理部
- 10 第2メモリ
- 11 FFT演算部
- 12 ドブラ波形メモリ
- 15 表示制御部
- 16 ユーザーインターフェース (UI)
- 17 表示部
- 18 入力部
- 91 アップサンプリング部
- 92、93 CBPF (Complex BPF)
- 94 設定部
- 95 合成部
- 96 ダウンサンプリング部

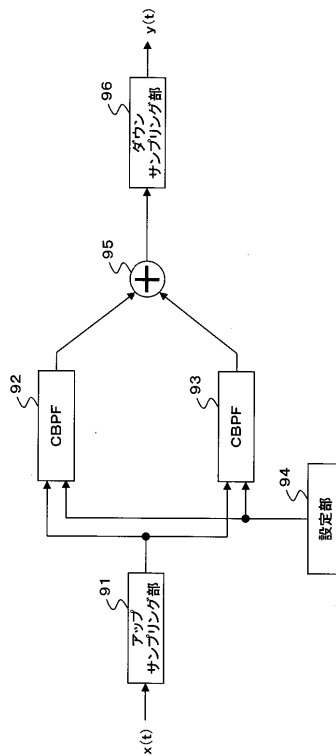
10

20

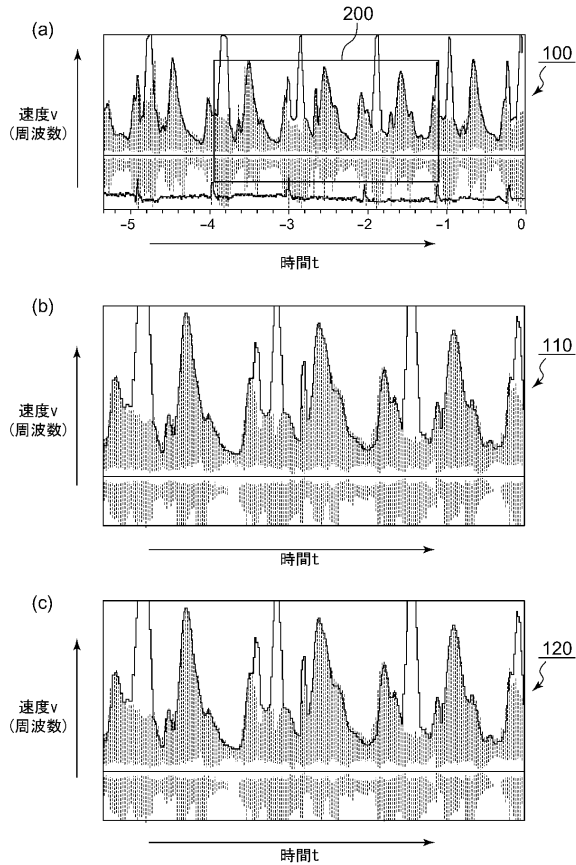
【図1】



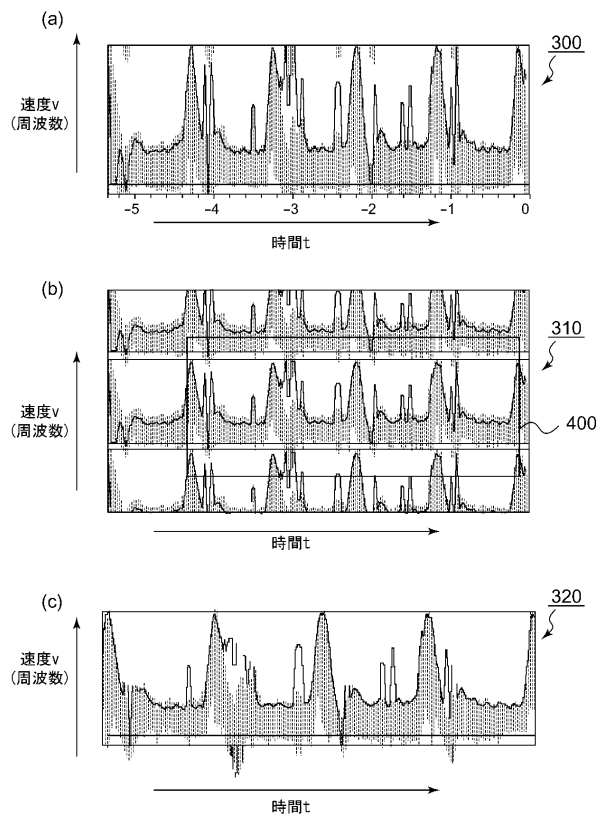
【図2】



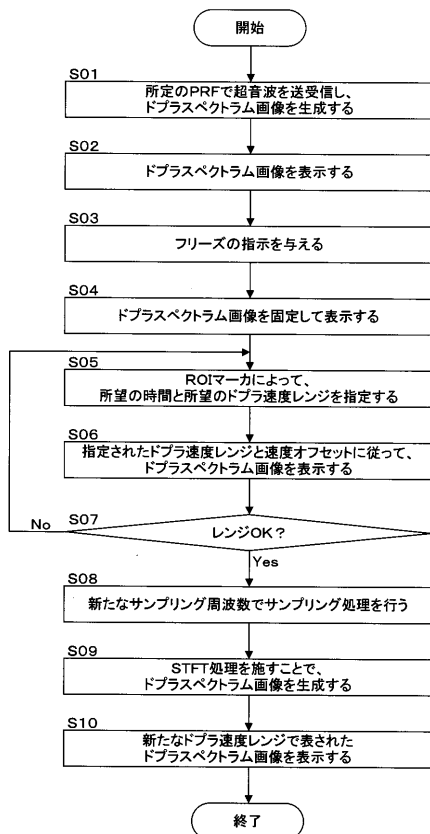
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開昭55-52975(JP,A)

特開2004-187828(JP,A)

特開2005-185731(JP,A)

特開2000-229082(JP,A)

特開2002-143157(JP,A)

特開2006-142006(JP,A)

特開2007-202617(JP,A)

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP5025400B2	公开(公告)日	2012-09-12
申请号	JP2007254337	申请日	2007-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 神山直久		
发明人	馬場 達朗 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/469 G01S7/52034 G01S7/52063 G01S7/52066 G01S15/584		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DE03 4C601/EE06 4C601/EE22 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JB55 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/KK45 4C601/LL05		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2009082330A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，在所需的多普勒速度范围内显示多普勒频谱图像。解决方案：超声波探头2和发送和接收部分3以指定的脉冲重复频率向对象发送和从对象接收超声波以将多普勒信号存储在第一存储器8中。FFT算术部分11通过以下方式生成多普勒频谱图像。对多普勒信号执行频率分析。显示控制部分15使显示部分17显示多普勒频谱图像。当期望的多普勒速度范围由输入部18输入，处理部9读出来自第一存储器8中的多普勒信号，并在对应于期望的多普勒采样频率执行上所读出的多普勒信号的重采样过程速度范围。FFT运算部11通过执行与多普勒速度范围对应的频率分析来生成新的多普勒频谱图像。控制部分15使显示部分17显示多普勒频谱图像。 Z

【 図 2 】

