

(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2015-104583

(P2015-104583A)

(43) 公開日 平成27年6月8日(2015.6.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号

特願2013-248738 (P2013-248738)

(22) 出願日

平成25年11月29日 (2013.11.29)

(71) 出願人 390029791

日立アロカメディカル株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(74) 代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

(74) 代理人 100120053

弁理士 小田 哲明

(72) 発明者 林 達也

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

日立アロカメディカ

ル株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE22 JB12 JB30

JB39 JB43 JB46 JB53 KK18

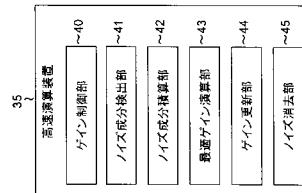
(54) 【発明の名称】超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体の診断部位(計測部位)から得られたカラードプラ画像の増幅率(ゲイン)を最適化することができる超音波画像撮像装置を提供する。

【解決手段】複数フレームのカラードプラ画像の増幅率を変化させるゲイン制御部40と、ドプラ信号強度の第1の閾値を用いて、前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が高い高周波成分と前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が低い低周波成分とを区別し、前記低周波成分をノイズとして検出するノイズ成分検出部41と、前記カラードプラ画像の各フレームにおける前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度を積算するノイズ成分積算部42と、前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度の積算値に関連付けられた前記増幅率に基づいて、所定の前記積算値に対応する前記増幅率を最適ゲインとして演算する最適ゲイン演算部43とを備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数フレームのカラードプラ画像の増幅率を変化させるゲイン制御部と、ドプラ信号強度の第1の閾値を用いて、前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が高い高周波成分と前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が低い低周波成分とを区別し、前記低周波成分をノイズとして検出するノイズ成分検出部と、

前記カラードプラ画像の各フレームにおける前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度を積算するノイズ成分積算部と、

前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度の積算値に関連付けられた前記増幅率に基づいて、所定の前記積算値に対応する前記増幅率を最適ゲインとして演算する最適ゲイン演算部と

を備えることを特徴とする超音波画像撮像装置。

【請求項 2】

前記最適ゲイン演算部は、前記積算値と前記増幅率の関係を近似した関数において、所定の前記積算値に対応する前記増幅率を前記最適ゲインとして演算することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 3】

前記最適ゲイン演算部は、前記積算値の基準線を設定し、前記基準線に基づいて前記積算値を選択し、選択された前記積算値に関連付けられた前記増幅率に基づいて、所定の前記積算値に対応する前記増幅率を前記最適ゲインとして演算することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 4】

前記ゲイン制御部は、所定の増加率又は減少率に基づいて、連続する前記複数フレームのカラードプラ画像の前記増幅率を変化させることを特徴とする請求項1乃至3の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 5】

前記ゲイン制御部は、現在の増幅率を基準とする所定の範囲内で前記カラードプラ画像の前記増幅率を変化させることを特徴とする請求項1乃至4の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 6】

前記カラードプラ画像の画質に関連する画質パラメータが変更されたとき及び所定の時間が経過したときのうち少なくとも1つの条件が満たされたときに、前記最適ゲインを更新するための最適ゲイン更新命令を出力するゲイン更新部を備えることを特徴とする請求項1乃至5の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 7】

前記画質パラメータは、前記カラードプラ画像の表示レンジ、参照周波数信号の周波数、超音波ビームのフォーカス、前記カラードプラ画像の速度レンジ、超音波ビームの走査線密度、及び体動除去のためのフィルタのうち少なくとも1つを表す数値を含むことを特徴とする請求項1乃至6の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 8】

前記ドプラ信号強度の第2の閾値を用いて、前記第2の閾値より前記ドプラ信号強度が高い高周波成分と前記第2の閾値より前記ドプラ信号強度が低い低周波成分とを区別し、前記最適ゲインに対応する前記第2の閾値より低い低周波成分をノイズとして前記カラードプラ画像から消去するノイズ消去部を備えることを特徴とする請求項1乃至7の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 9】

前記最適ゲイン演算部は、前記最適ゲインを算出した後に、オフセット値を用いて、前記最適ゲインに前記オフセット値を加算又は減算した値を最終的な前記増幅率とすることを特徴とする請求項1乃至8の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記ノイズ成分積算部は、前記各フレームに設定された所定の領域における前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度を積算することを特徴とする請求項1乃至9の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

【請求項11】

複数フレームのカラードプラ画像の増幅率を変化させ、

ドプラ信号強度の第1の閾値を用いて、前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が高い高周波成分と前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が低い低周波成分とを区別し、前記低周波成分をノイズとして検出し、

前記カラードプラ画像の各フレームにおける前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度を積算し、

前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度の積算値に関連付けられた前記増幅率に基づいて、所定の前記積算値に対応する前記増幅率を最適ゲインとして演算することを特徴とする超音波画像撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像撮像装置に関し、特に、カラードプラ計測機能を有する超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波断層像（Bモード画像）を撮像する超音波画像撮像装置では、探触子からの受信信号を増幅させて輝度信号に変換する増幅器の増幅率を、画像データの輝度分布の累積ヒストグラム曲線上の予め定めた累積頻度値に対応する輝度値に基づいて補正することが提案されている（例えば特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第4454293号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来の超音波画像撮像装置は、1フレームの画像を取得し、1フレームの画像の輝度分布の累積ヒストグラム曲線を用いて受信信号を輝度信号に変換する増幅器の増幅率（ゲイン）を補正している。一方、血流の流れなどが画像化されたカラードプラ画像について増幅率（ゲイン）を補正する場合、輝度情報は最適な指標にならない。

【0005】

本発明は、カラードプラ画像について、複数のフレームの増幅率（ゲイン）をそれぞれ変化させることにより、被検体の診断部位（計測部位）から得られたカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を最適化することが可能な超音波画像撮像装置及び超音波画像撮像方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の超音波画像撮像装置は、複数フレームのカラードプラ画像の増幅率を変化させるゲイン制御部と、ドプラ信号強度の第1の閾値を用いて、前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が高い高周波成分と前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が低い低周波成分とを区別し、前記低周波成分をノイズとして検出するノイズ成分検出部と、前記カラードプラ画像の各フレームにおける前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度を積算するノイズ成分積算部と、前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度の積算値に関連付けられた前記増幅率に基づいて、所定の前記積算値に対応する前記増幅率を最適ゲインとして演算する最適ゲイン演算部とを備える。

【0007】

この構成によれば、カラードプラ画像について、複数のフレームの増幅率（ゲイン）をそれぞれ変化させることにより、ドプラ信号強度の積算値に増幅率（ゲイン）を関連付け、所定の積算値に対応する増幅率（ゲイン）を最適ゲインとしてすることで、被検体の診断部位（計測部位）から得られたカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を最適化することができる。

【発明の効果】

【0008】

本発明は、被検体の診断部位（計測部位）から得られたカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を最適化することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施の形態に係る超音波画像撮像装置の一例を示した図である。

【図2】本実施の形態に係る画像処理部の一例を示した図である。

【図3】本実施の形態に係る高速演算装置の一例を示した図である。

【図4】連続する複数フレームのカラードプラ画像の増幅率（カラーゲイン）を変化させたことを示す図である。

【図5】ノイズ成分検出部により用いられる信号強度の閾値の一例を示した図である。

【図6】増幅率（カラーゲイン）を変化させた場合における各フレームのノイズ成分の積算値を示した図である。

20

【図7】ノイズ成分のドプラ信号の積算値から最適ゲインが演算されることを示した図である。

【図8】近似関数と基準線との交点のゲインが最適ゲインとして演算されることを示した図である。

【図9】ノイズ消去部により用いられる信号強度の閾値の一例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の実施の形態の超音波画像撮像装置について、図面を用いて説明する。図1は、本実施の形態に係る超音波画像撮像装置の一例を示した図である。本実施の形態に係る超音波画像撮像装置は、被検体の診断部位について複数フレームのカラードプラ画像を撮影し、カラードプラ画像に基づいて2次元超音波画像や3次元超音波画像を表示する。

30

【0011】

図1に示すように、超音波画像撮像装置1は、超音波探触子101、送信器102、受波回路103、A/D変換器104、カラードプラ画像生成部111、断層画像生成部112、画像処理部113、及び表示部114を備える。カラードプラ画像生成部111は、位相比較器105、MTIフィルタ106、自己相関演算部107、スキャンコンバータ108、及びカラーエンコーダ109を備える。

【0012】

超音波探触子101は、被検体の診断部位に対し超音波（超音波ビーム）を送受信する。送信器102は、超音波探触子101から送波される超音波パルスを生成する。超音波探触子101は、送信器102で生成された超音波パルスを、被検体の診断部位110に向けて等間隔Tで繰り返し送波する。受波回路103は、超音波探触子101を介して、診断部位110から反射した超音波パルスを受波し、受信ゲイン処理を施す。A/D変換器104は、受信ゲイン処理を施された超音波信号をデジタル信号に変換する。カラードプラ画像生成部111は、超音波探触子101から得られるドプラ信号を処理し、カラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を変化させて、複数フレームのカラードプラ画像を生成する。

【0013】

カラードプラ画像生成部111は、デジタル信号に変換された超音波信号に基づいてドプラ信号から被検体の診断部位のカラードプラ画像を生成する。位相比較器105は、参

40

50

照周波数信号と参照周波数信号を90°移相した信号とを用いて、デジタル信号に変換された超音波信号のcos成分とsin成分を生成する。MTIフィルタ(高域通過型MTIフィルタ)106は、cos成分とsin成分の信号の低周波成分(クラッタ成分)を減衰し、高周波成分(血流成分)を抽出する。自己相関演算部107は、抽出された高周波成分(血流成分)を増幅率(ゲイン)に従って増幅し、増幅された高周波成分について周波数解析を行うことにより、ドプラ偏移周波数を算出する。また、自己相関演算部107は、抽出された高周波成分に基づいて、血流の平均速度、血流速度の分散、及び血流量に対応するパワーなどを演算する。スキャンコンバータ108は、各演算結果をテレビ走査方式に従ってカラーエンコーダ109に出力する。カラーエンコーダ109は、カラーマップなどを用いて、血流の速度や分散などに対応するカラー化処理を施す。

10

【0014】

断層画像生成部112は、A/D変換器104によりデジタル信号に変換された超音波信号から断層画像(Bモード画像)を生成する。画像処理部113は、カラードプラ画像と断層画像を重畳して表示部114に表示させる。

【0015】

図2は、本実施の形態に係る画像処理部113の一例を示した図である。図2に示すように、画像処理部113は、データバス30、通信ポート33、及び画像構成部34を備え、カラードプラ画像生成部111、断層画像生成部112、表示部114、及び操作部180に電気的に接続されている。画像構成部34は、高速演算装置35、RAM36、磁気ディスク装置37、及びCPU38を備える。

20

【0016】

データバス30は、データバス30に電気的に接続される各構成要素の間でデータを伝送する。通信ポート33は、複数フレームのカラードプラ画像データ、カラードプラ画像における診断部位(計測部位)の速度、反射強度、及び周波数偏移の分散に関する各データ及び断層画像データを、カラードプラ画像生成部111及び断層画像生成部112から取り込み、画像構成部34に出力する。画像構成部34は、通信ポート33から入力された複数フレームのカラードプラ画像における診断部位(計測部位)の速度、反射強度、及び周波数偏移の分散に関する各データに対して画像処理を施す。RAM36及び磁気ディスク装置37は、複数フレームのカラードプラ画像データや診断部位(計測部位)の各データを記憶する。高速演算装置35は、RAM36及び磁気ディスク装置37からデータを読み出して2次元画像処理や3次元画像処理を行い、血流の流れなどが画像化されたカラードプラ画像を表示部114に出力する。操作部180は、操作者からのコマンドを入力する。CPU38は、超音波画像撮像装置1の各構成要素の動作を制御する。

30

【0017】

図3は、本実施の形態に係る高速演算装置35の一例を示した図である。高速演算装置35は、複数フレームのカラードプラ画像の増幅率(ゲイン)をそれぞれ変化させることにより、被検体の診断部位(計測部位)から得られたカラードプラ画像の増幅率(ゲイン)を最適化する。図3に示すように、高速演算装置35は、ゲイン制御部40、ノイズ成分検出部41、ノイズ成分積算部42、最適ゲイン演算部43、ゲイン更新部44、及びノイズ消去部45を備える。

40

【0018】

図4は、フローファントムを用いて、連続する複数フレームのカラードプラ画像の増幅率(カラーゲイン)を変化させたことを示す図である。図4(a)に示すように、増幅率(カラーゲイン)を高くするほど、高周波成分である血流成分のドプラ信号が増幅されるが、低周波成分であるノイズも増幅される。図4(b)の低周波成分である組織はドプラ信号強度が低いので、高周波成分である血流成分に比べて低輝度で表示部114に表示される。増幅率(カラーゲイン)を高くするほど、暗い部分(低輝度)である組織にノイズが顕著に視認されるが、増幅されたノイズは明るい部分(高輝度)である血流成分にも同様に存在する。特に、高速の血流成分ほどドプラ信号強度が低く低輝度となるので、高速の血流成分を観察する場合は、ノイズが顕著に視認されることにより、血流成分に混入す

50

るノイズの影響が大きくなる。したがって、カラードプラ画像の増幅率（カラーゲイン）を最適化する必要がある。

【0019】

図4(a)に示すように、ゲイン制御部40は、カラードプラ画像生成部111（自己相関演算部107）におけるカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を変化させる。ゲイン制御部40は、所定の増加率又は減少率に基づいて、増幅率（ゲイン）を増加又は減少させながら、連続する複数フレームのカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を変化させる。また、ゲイン制御部40は、現在の増幅率（例えば、最適ゲイン演算部43により演算された最適ゲイン）を基準とする所定の範囲内でカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を変化させてもよい。例えば、ゲイン制御部40は、現在のゲイン以上の所定の範囲内でカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を変化させてもよい。また、ゲイン制御部40は、現在のゲインを中心値とする所定の範囲内でカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を変化させてもよい。増幅率（ゲイン）を変化させて撮像された複数のカラードプラ画像は、RAM36に保存される。

10

【0020】

ノイズ成分検出部41は、信号強度（ドプラ信号強度）の閾値（第1の閾値）を用いて、閾値（第1の閾値）より信号強度が高い高周波成分と閾値（第1の閾値）より信号強度が低い低周波成分とを区別し、低周波成分をノイズ成分として検出する。図5は、ノイズ成分検出部41により用いられる信号強度の閾値の一例を示した図である。図5に示すように、増幅率（カラーゲイン）と閾値（第1の閾値）は関連付けられており、増幅率（カラーゲイン）が高くなるほど閾値（第1の閾値）が高くなる。なお、図5のドプラ信号強度は輝度値で表されており、縦軸は0～255の値で表されている。ノイズ成分検出部41は、増幅率（ゲイン）を変化させて撮像された複数のカラードプラ画像をRAM36から読み出し、ドプラ信号強度の閾値を用いてノイズ成分を検出する。

20

【0021】

ノイズ成分積算部42は、カラードプラ画像の各フレームのノイズ成分のピクセル数をカウントし、各フレームにおけるピクセルごとのノイズ成分の信号強度（ドプラ信号強度）を積算する。図4(a)に示すように、増幅率（カラーゲイン）を高くするほど、ノイズ成分のドプラ信号強度も増幅されるので、ノイズ成分積算部42によるノイズ成分の積算値も増加する。

30

【0022】

図6は、増幅率（カラーゲイン）を変化させた場合における各フレームのノイズ成分の積算値F(g)を示した図である。図6に示すように、ノイズ成分の積算値F(g)は、増幅率（カラーゲイン）を高くするほど増加する。ゲインgを変化させたときの各フレームのピクセル位置(x, y)の成分（ドプラ信号強度）をf(x, y, g)で表した場合、各フレームのノイズ成分f_noise(x, y, g)を用いると、ノイズ成分の積算値F(g)は、式(1)で表される。なお、図6のノイズ成分の積算値F(g)は輝度値で表されている。

【0023】

$$F(g) = f_{noise}(x, y, g) \dots \dots \dots (1)$$

40

【0024】

最適ゲイン演算部43は、ノイズ成分積算部42によるノイズ成分のドプラ信号強度の積算値F(g)に関連付けられた増幅率（カラーゲイン）に基づいて、所定の積算値F(g)に対応する増幅率を最適ゲインGとして演算する。最適ゲイン演算部43は、積算値F(g)と増幅率（カラーゲイン）の関係を近似した関数において、所定の積算値F(g)に対応する増幅率（カラーゲイン）を最適ゲインGとして演算する。

【0025】

図7は、ノイズ成分のドプラ信号の積算値F(g)から最適ゲインが演算されることを示した図である。図7に示すように、最適ゲイン演算部43は、増幅率（カラーゲイン）を変化させた場合における各フレームのノイズ成分の積算値F(g)がプロットされたグ

50

ラフを一次関数 $L(x, y)$ で近似することにより、最適ゲイン G を演算する。最適ゲイン演算部 43 は、一次関数 $L(x, y)$ の x 軸切片（すなわち、 $L(x, 0)$ における x の値）を最適ゲイン G として演算する。

【0026】

この場合、最適ゲイン演算部 43 は、ノイズ成分の積算値 $F(g)$ の基準線 51 を設定し、基準線 51 以上でプロットされたノイズ成分の積算値 $F(g)$ を一次関数 $L(x, y)$ で近似することにより、最適ゲイン G を演算する。また、最適ゲイン演算部 43 は、ノイズ成分の積算値 $F(g)$ の基準線 51, 52 を設定し、基準線 51, 52 の間でプロットされたノイズ成分の積算値 $F(g)$ を一次関数 $L(x, y)$ で近似することにより、最適ゲイン G を演算してもよい。このように、最適ゲイン演算部 43 は、ノイズ成分の積算値 $F(g)$ の基準線 51, 52 を設定し、基準線 51, 52 に基づいて積算値 $F(g)$ を選択し、選択された積算値 $F(g)$ に関連付けられた増幅率（カラーゲイン）に基づいて（例えば、関数 $L(x, y)$ に基づいて）、所定の積算値（ $F(g) = 0$ ）に対応する増幅率を前記最適ゲイン G として演算する。なお、近似関数 $L(x, y)$ は、二次関数以上の高次関数であってもよい。

10

【0027】

また、図 8 に示すように、最適ゲイン演算部 43 は、ノイズ成分の積算値 $F(g)$ の基準線 53（ $F(g) = C$ ）を設定し、近似関数 $L(x, y)$ と基準線 53 との交点 P のゲイン（すなわち、 $L(x, C)$ における x の値）を最適ゲイン G として演算してもよい。このように、最適ゲイン演算部 43 は、ノイズ成分の積算値 $F(g)$ の基準線 53 を設定し、基準線 53 に基づいて積算値 $F(g)$ を選択し、選択された積算値 $F(g)$ に関連付けられた増幅率（カラーゲイン）に基づいて（例えば、関数 $L(x, y)$ に基づいて）、所定の積算値（ $F(g) = C$ ）に対応する増幅率を最適ゲイン G として演算する。

20

【0028】

最適ゲイン演算部 43 により演算された最適ゲイン G は自己相関演算部 107 に入力され、自己相関演算部 107 は、抽出された高周波成分（血流成分）を最適ゲイン G に従って増幅する。この結果、カラードプラ画像について、複数のフレームの増幅率（ゲイン）をそれぞれ変化させることにより、被検体の診断部位（計測部位）から得られたカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を最適化することが可能となる。

30

【0029】

表示部 114 がカラードプラ画像を表示しているときに、図 2 の操作部 180 の操作パネルから最適ゲイン演算命令が出力される（例えば、操作者によりゲイン最適化ボタンが押下される）ことにより、最適ゲイン演算部 43 が最適ゲイン G の演算を開始するようにしてもよい。この結果、不適切な増幅率（カラーゲイン）でカラードプラ画像が描出されている場合に、操作者がゲイン最適化ボタンを押下することで、最適な増幅率（カラーゲイン）でカラードプラ画像が描出される。

30

【0030】

ゲイン更新部 44 は、カラードプラ画像の画質に関連する画質パラメータが変更されたとき及び所定の時間が経過したときのうち少なくとも 1 つの条件が満たされたときに、最適ゲイン演算部 43 が最適ゲイン G の演算を行って最適ゲイン G を更新するための最適ゲイン更新命令を出力する。画質パラメータは、カラードプラ画像の表示レンジ、参照周波数信号の周波数、超音波ビームのフォーカス、カラードプラ画像の速度レンジ、超音波ビームの走査線密度、及び体動除去のためのフィルタのうち少なくとも 1 つを表す数値を含む。

40

【0031】

例えば、ゲイン更新部 44 は、カラードプラ画像のダイナミックレンジが変更されたときに、最適ゲイン演算部 43 が最適ゲイン G を更新するための最適ゲイン更新命令を出力する。

【0032】

また、カラードプラ画像が描出されている場合に、ゲイン更新部 44 は、所定の時間（

50

例えば、5秒)が経過するごとに割り込み信号を発生させ、最適ゲイン演算部43が最適ゲインGを更新するための最適ゲイン更新命令を出力する。この場合、ゲイン更新部44は所定の時間(例えば、5秒)ごとに最適ゲイン更新命令を出力し、最適ゲイン演算部43は所定の時間(例えば、5秒)ごとに最適ゲインGを更新する。

【0033】

この結果、カラードプラ画像の画質の変更により、不適切な増幅率(カラーゲイン)でカラードプラ画像が描出されている場合に、自動的に更新された最適な増幅率(カラーゲイン)でカラードプラ画像が描出される。

【0034】

ノイズ消去部45は、信号強度(ドプラ信号強度)の閾値(第2の閾値)を用いて、閾値(第2の閾値)より信号強度が高い高周波成分と閾値(第2の閾値)より信号強度が低い低周波成分とを区別し、最適ゲインGに対応する信号強度の閾値(第2の閾値)より低い低周波成分をノイズとしてカラードプラ画像から消去(カット)する。図9(a)は、ノイズ消去部45により用いられる信号強度の閾値の一例を示した図である。図9(a)に示すように、増幅率(カラーゲイン)と閾値(第2の閾値)は関連付けられており、増幅率(カラーゲイン)が高くなるほど閾値(第2の閾値)が高くなる。なお、図9(a)のドプラ信号強度は輝度値で表されており、縦軸は0~255の値で表されている。図9(a)のノイズ消去部45により用いられる信号強度の閾値(第2の閾値)は、図5のノイズ成分検出部41により用いられる信号強度の閾値(第1の閾値)と同じ閾値を用いてもよいし、異なる閾値を用いてもよい。

10

20

【0035】

ノイズ消去部45は、信号強度(ドプラ信号強度)の閾値を用いて、最適ゲインGに対応する信号強度の閾値Tより低い低周波成分をノイズとして、フィルタなどによりカラードプラ画像から消去(カット)する。この結果、図9(b)に示すように、閾値Tより低い低周波成分をノイズが除去されたカラードプラ画像を描出することができる。

【0036】

以上、本発明にかかる実施の形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【0037】

例えば、最適ゲイン演算部43は、最適ゲインを算出した後に、オフセット値を用いて、最適ゲインにオフセット値を加算又は減算した値を最終的な増幅率(カラーゲイン)としてカラードプラ画像生成部111(自己相関演算部107)に出力してもよい。オフセット値は、操作部180により調整可能である。

30

【0038】

また、ノイズ成分積算部42は、各フレームにおけるピクセルごとのノイズ成分の信号強度(ドプラ信号強度)を積算する。この場合、ノイズ成分積算部42は、各フレームに設定された所定の領域におけるノイズ成分の信号強度(ドプラ信号強度)を積算してもよい。この結果、ノイズ成分積算部42は、フレームの全領域において信号強度を積算する必要はなく、フレームより小さい領域において信号強度を積算するので、演算量及び演算時間が減少することにより、最適ゲインGの演算速度が速くなる。

40

【0039】

また、図7では、複数の積算値F(g)がプロットされているが、少なくとも2つの積算値F(g)がプロットされれば、最適ゲイン演算部43は、2つの積算値F(g)を通過する一次関数L(x, y)により、最適ゲインGを演算することができる。この結果、最適ゲイン演算部43は、少ない積算値F(g)に基づいて最適ゲインGを演算するので、演算量及び演算時間が減少することにより、最適ゲインGの演算速度が速くなる。

【0040】

また、本実施の形態に係る超音波画像撮像方法は、複数フレームのカラードプラ画像の増幅率を変化させ、ドプラ信号強度の第1の閾値を用いて、前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が高い高周波成分と前記第1の閾値より前記ドプラ信号強度が低い低周波成分

50

とを区別し、前記低周波成分をノイズとして検出し、前記カラードプラ画像の各フレームにおける前記ノイズ成分の前記ドプラ信号強度を積算し、前記ドプラ信号強度の積算値に関連付けられた前記増幅率に基づいて、所定の積算値に対応する増幅率を最適ゲインとして演算する。

【産業上の利用可能性】

【0041】

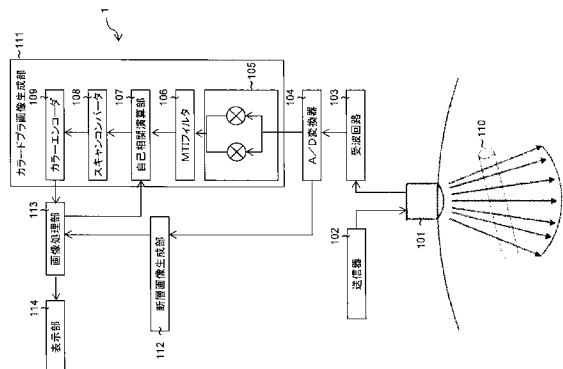
本発明は、被検体の診断部位（計測部位）から得られたカラードプラ画像の増幅率（ゲイン）を最適化することができ、カラードプラ計測機能を有する超音波画像撮像装置などとして有用である。

【符号の説明】

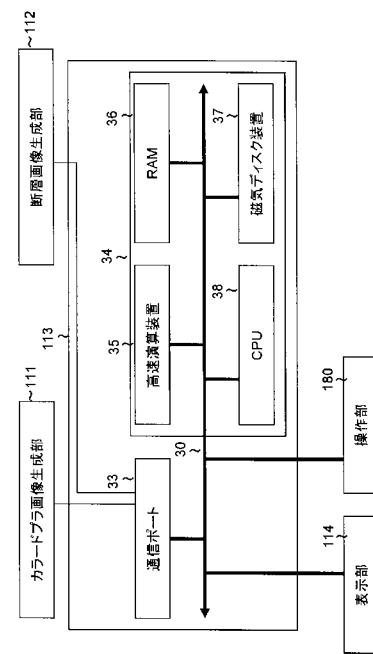
【0042】

1	超音波画像撮像装置	10
3 0	データバス	
3 3	通信ポート	
3 4	画像構成部	
3 5	高速演算装置	
3 6	R A M	
3 7	磁気ディスク装置	
3 8	C P U	
4 0	ゲイン制御部	20
4 1	ノイズ成分検出部	
4 2	ノイズ成分積算部	
4 3	最適ゲイン演算部	
4 4	ゲイン更新部	
4 5	ノイズ消去部	
1 0 1	超音波探触子	
1 0 2	送信器	
1 0 3	受波回路	
1 0 4	A / D 変換器	
1 0 5	位相比較器	30
1 0 6	M T I フィルタ	
1 0 7	自己相関演算部	
1 0 8	スキャンコンバータ	
1 0 9	カラーエンコーダ	
1 1 0	診断部位	
1 1 1	カラードプラ画像生成部	
1 1 2	断層画像生成部	
1 1 3	画像処理部	
1 1 4	表示部	
1 8 0	操作部	40

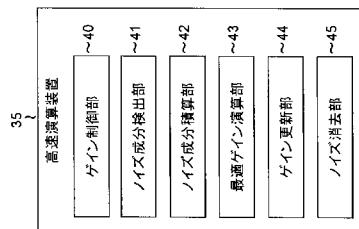
【図1】



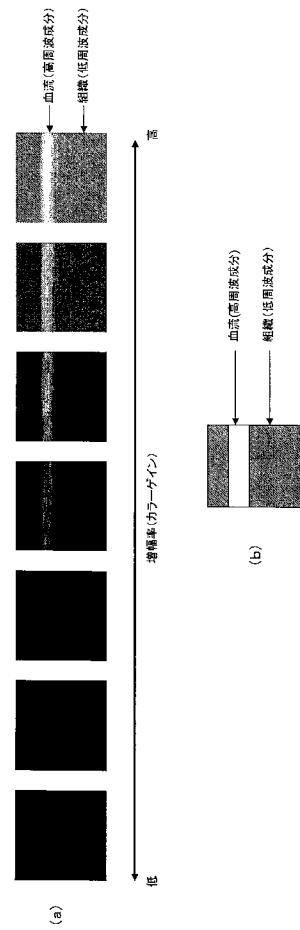
【図2】



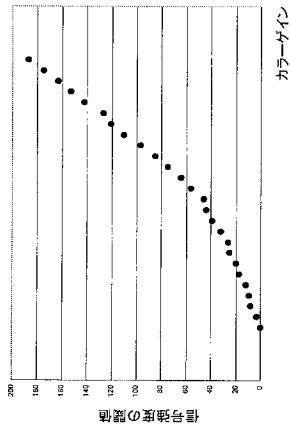
【図3】



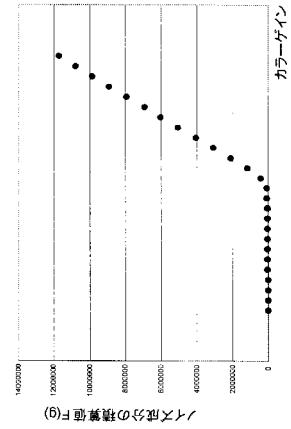
【図4】



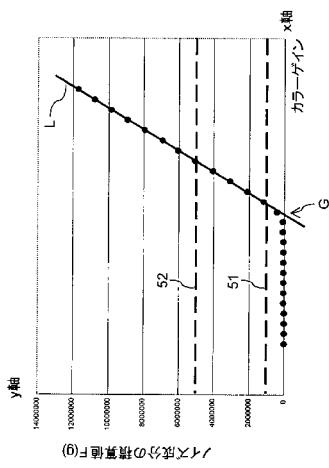
【図5】



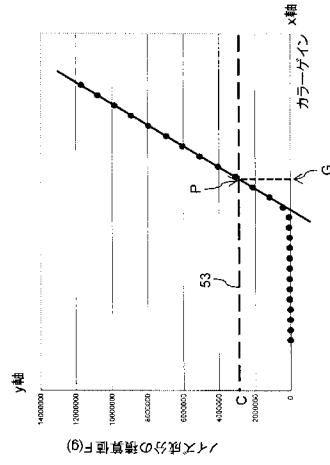
【図6】



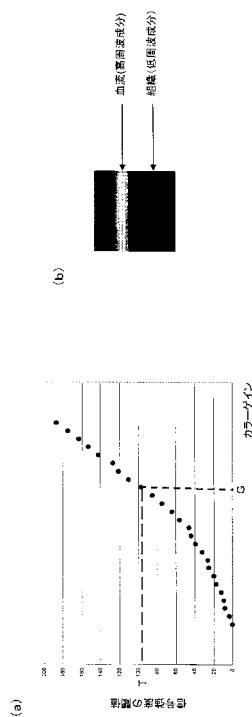
【図7】



【図8】



【図9】



专利名称(译)	超声图像拾取装置和超声图像拾取方法		
公开(公告)号	JP2015104583A	公开(公告)日	2015-06-08
申请号	JP2013248738	申请日	2013-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	林達也		
发明人	林達也		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE22 4C601/JB12 4C601/JB30 4C601/JB39 4C601/JB43 4C601/JB46 4C601/JB53 4C601/KK18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声成像设备，其能够优化从被检体的诊断区域（测量区域）获得的彩色多普勒图像的放大因子（增益）。增益控制单元（40），用于通过使用多普勒信号强度的第一阈值来改变多个帧的彩色多普勒图像的放大因子以及具有高于第一阈值的多普勒信号强度的高频分量，以及区分其多普勒信号强度低于第一阈值的低频分量，以及将低频分量检测为噪声的噪声分量检测单元41以及彩色多普勒图像的每一帧中的噪声分量的多普勒信号。基于与对噪声分量的强度和多普勒信号强度进行积分的噪声分量积分单元42相关联的放大因子，计算与预定积分值相对应的放大因子作为最佳增益。以及最佳增益计算器43。[选择图]图3

