

(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2009-153919

(P2009-153919A)

(43) 公開日 平成21年7月16日(2009.7.16)

(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 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-338277 (P2007-338277)
(22) 出願日 平成19年12月27日 (2007.12.27)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 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 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

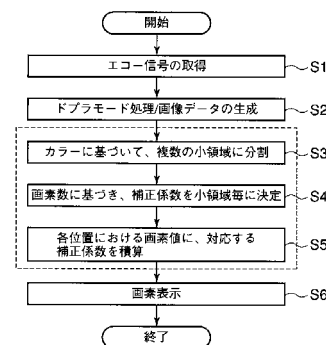
(57) 【要約】

【課題】カラードブラモードによって撮像された画像データを用いて、正常な血流と微細な逆流とを容易に区別することができる超音波画像を生成可能な超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】カラードブラモードによって撮像されたドプラ画像データを速度 - 分散表示する場合において、カラーの違いによって画像を複数の小領域に分割し、ピクセル数が少ない小領域については異常血流としての逆流成分と考えられることから当該小領域内の画素値を維持又は強調するように補正計数を決定し、一方、ピクセル数が多い小領域については正常血流としての乱流成分と考えられることから当該小領域内の画素値を低下させるように補正係数を決定し、これを用いて補正処理を行う。

【選択図】 図3

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の所定の領域に対してドプラモードによる超音波送受信を実行し、速度に応じてカラーが割り当てられた超音波画像データを発生するデータ発生手段と、

前記超音波画像データを、割り当てられたカラーに応じて複数の小領域に分割し、前記各小領域に含まれる画素数に基づいて、補正係数を小領域毎に決定する計算手段と、

前記各補正係数を対応する前記小領域毎に積算することで、前記超音波画像データに対する補正処理を実行する補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記計算手段は、相対的に画素数が多い小領域については当該小領域内の画素値を低下させるように前記補正係数を 1 未満の値として決定し、相対的に画素数が少ない小領域については当該小領域内の画素値を維持又は強調させるように前記補正係数を 1 以上の値として決定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記計算手段は、

前記小領域毎の画素値の平均値に基づいて、補正係数の値が 1 未満である小領域から、含まれる画素値を維持又は強調させる小領域を選択し、

前記当該選択された全ての小領域の補正係数を 1 以上の値に修正し、

前記補正手段は、修正された前記補正係数を用いて、前記補正処理を実行すること、

を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波が送信される前記所定の領域の大きさ及び形状に基づいて、読み出しデータ量が最小になるように、メモリへ書き込む場合の前記超音波画像データの向きを判定し、前記判定した向きに従って前記超音波画像データをメモリに書き込む書き込み手段をさらに具備し、

前記計算手段、前記補正手段は、前記判定した向きに従ってメモリに書き込まれた前記超音波画像データを用いて、前記各処理を実行すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波画像データは、三次元画像データであることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体の所定の領域に対してドプラモードによる超音波送受信を実行し、速度に応じてカラーが割り当てられた超音波画像データを、割り当てられたカラーに応じて複数の小領域に分割し、前記各小領域に含まれる画素数に基づいて、補正係数を小領域毎に決定する計算手段と、

前記各補正係数を対応する前記小領域毎に積算することで、前記超音波画像データに対する補正処理を実行する補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 7】

コンピュータに、

被検体の所定の領域に対してドプラモードによる超音波送受信を実行し、速度に応じてカラーが割り当てられた超音波画像データを、割り当てられたカラーに応じて複数の小領域に分割させ、前記各小領域に含まれる画素数に基づいて、補正係数を小領域毎に決定させる計算機能と、

前記各補正係数を対応する前記小領域毎に積算することで、前記超音波画像データに対する補正処理を実行させる補正機能と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、正常な血流と微細な逆流とを容易に区別することができる超音波画像を生成可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

10

【0003】

ところで、このような超音波診断装置を用いてカラードブラモードにより例えば循環器の画像診断を行う際に、逆流の視認性を向上させるために用いられる機能として、速度 - 分散表示がある。一般に、逆流では分散値が高くなるため、速度 - 分散表示を用いた場合、逆流と正常な血流との分別が易くなる。

【0004】

20

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特願2006-17772

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、正常な血流内であっても、ある程度の分散が存在する場合がある。係る場合、従来の速度 - 分散表示機能では、逆流と正常な血流とを視認によって区別することができる程度の視認性を確保することができない可能性がある。

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、カラードブラモードによって撮像された画像データを用いて、正常な血流と微細な逆流とを容易に区別することができる超音波画像を生成可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0008】

請求項1に記載の発明は、被検体の所定の領域に対してドブラモードによる超音波送受信を実行し、速度に応じてカラーが割り当てられた超音波画像データを発生するデータ発生手段と、前記超音波画像データを、割り当てられたカラーに応じて複数の小領域に分割し、前記各小領域に含まれる画素数に基づいて、補正係数を小領域毎に決定する計算手段と、前記各補正係数に対応する前記小領域毎に積算することで、前記超音波画像データに対する補正処理を実行する補正手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0009】

請求項6に記載の発明は、被検体の所定の領域に対してドブラモードによる超音波送受信を実行し、速度に応じてカラーが割り当てられた超音波画像データを、割り当てられたカラーに応じて複数の小領域に分割し、前記各小領域に含まれる画素数に基づいて、補正係数を小領域毎に決定する計算手段と、前記各補正係数に対応する前記小領域毎に積算することで、前記超音波画像データに対する補正処理を実行する補正手段と、を具備するこ

50

とを特徴とする超音波画像処理装置である。

【0010】

請求項7に記載の発明は、コンピュータに、被検体の所定の領域に対してドプラモードによる超音波送受信を実行し、速度に応じてカラーが割り当てられた超音波画像データを、割り当てられたカラーに応じて複数の小領域に分割させ、前記各小領域に含まれる画素数に基づいて、補正係数を小領域毎に決定させる計算機能と、前記各補正係数を対応する前記小領域毎に積算することで、前記超音波画像データに対する補正処理を実行させる補正機能と、を具備することを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【0011】

10

以上本発明によれば、カラードプラモードによって撮像された画像データを用いて、正常な血流と微細な逆流とを容易に区別することができる超音波画像を生成可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0013】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、スキャンコンバータ25、データ処理部26、制御プロセッサ(CPU)28、内部記憶部29、インタフェース部30を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

20

【0014】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

30

【0015】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール13s、マウス13c、キーボード13d等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

40

【0016】

モニター14は、スキャンコンバータ25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0017】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイ

50

ミングで、プローブ 12 に駆動パルスを印加する。

【0018】

なお、超音波送信ユニット 21 は、制御プロセッサ 28 の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0019】

超音波受信ユニット 22 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 12 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0020】

Bモード処理ユニット 23 は、送受信ユニット 21 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、スキャンコンバータ 25 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した Bモード画像としてモニター 14 に表示される。

【0021】

ドプラ処理ユニット 24 は、送受信ユニット 21 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報はスキャンコンバータ 25 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター 14 にカラー表示される。

【0022】

スキャンコンバータ 25 は、超音波スキャンの走査線信号列を、Bモード処理部 23、ドプラ処理部 24、データ処理部 26 から受け取ったデータを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。スキャンコンバータ 25 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該スキャンコンバータ 25 に入る以前のデータは、例えば空間的位置毎の振幅値或いは輝度値の集合であり、「生データ」と呼ばれる。

【0023】

データ処理部 26 は、制御プロセッサ 28 からの制御に基づいて、スキャンコンバージョン前の生データ、或いはスキャンコンバージョン後の画像データを用いて、後述する乱流成分補正機能に従う処理（乱流成分補正処理）を実行する。

【0024】

制御プロセッサ 28 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ 28 は、内部記憶部 29 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

内部記憶部 29 は、後述のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、乱流成分補正機能を実現するためのプログラム、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 29 のデータは、インタフェース回路 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0025】

10

20

30

40

50

インタフェース部 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0026】

（乱流成分補正機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する、乱流成分補正機能について説明する。

【0027】

図 2（a）は、典型的な正常血流内における乱流成分を示す図であり、図 2（b）、（c）は、典型的な異常血流として発生する逆流成分を示す図である。図 2（a）、図 2（b）、（c）を比較して解るように、異常血流として発生する逆流成分は、正常血流内における乱流成分に比して、小さく噴出すると言える。本機能は、この点に着目し、この機能は、カラードプラモードによって撮像された画像データ（ドプラ画像データ）を速度 - 分散表示する場合において、カラーの違いによって画像を複数の小領域に分割し、ピクセル数が少ない小領域については異常血流としての逆流成分と考えられることから当該小領域内の画素値を維持又は強調するように補正計数を決定し、一方、ピクセル数が多い小領域については正常血流としての乱流成分と考えられることから当該小領域内の画素値を低下させるように補正係数を決定し、これを用いて補正処理を行うものである。

【0028】

この機能により、速度 - 分散表示を行う場合において、例えば正常血流内で高い分散値を有する乱流成分及び逆流成分を低減させつつ、異常血流としての乱流成分逆流成分を維持又は強調することができる。

【0029】

なお、本実施形態では、説明を具体的にするために、スキャンコンバージョン後のデータである画像データに対して、当該診断非有効成分低減機能を適用する場合を例とする。しかしながら、当該機能は、データ形式に拘泥されず、スキャンコンバージョン前のデータである生データに対しても適用可能である。

【0030】

また、本実施形態では、超音波診断装置 1 によって乱流成分補正機能を実現する場合を例として説明する。しかしながら、本乱流成分補正機能を実現するために、超音波画像の撮像機能は必須ではない。例えば、専用プログラムを医用ワークステーション等の超音波画像処理装置にインストールし、予め取得された生データ超音波画像データに対して、本乱流成分補正機能を実現するようにしてもよい。

【0031】

図 3 は、乱流成分補正機能に従う処理（乱流成分補正処理）の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。同フローチャートにおいて、ステップ S3 乃至ステップ S5 までは診断非有効成分低減処理に対応する。

【0032】

〔超音波走査（エコー信号の取得）：ステップ S1〕

まず、制御プロセッサ 28 は、所定のスキャンシーケンスに従ってドプラモード撮像を実行し、エコー信号を取得する（ステップ S1）。

【0033】

〔ドプラモード処理（画像データの生成）：ステップ S2〕

次に、ドプラモード処理ユニット 23 は、取得されたエコー信号に対して対数増幅、包絡線検波処理などを施し、生データを生成する。スキャンコンバータ 25 は、Bモード処理ユニット 23 から受け取った生データを用いて、各位置の速度に応じて所定のカラー（色彩）が割り当てられた（着色された）ドプラ画像データを生成する（ステップ S2）。

【0034】

〔カラーに基づく小領域分割：ステップ S3〕

次に、データ処理部 26 は、ドプラ画像上の各画素に割り当てられたカラーに基づいて

10

20

30

40

50

、ドブラ画像を着色に応じた複数の小領域に分割する（ステップS3）。すなわち、ドブラ画像データは、各位置（各画素）の速度に応じて所定のカラーが割り当てられたものである。データ処理部26は、この画素毎のカラー（例えば赤、青、緑等）に基づいて、ドブラ画像を着色に応じた複数の小領域（すなわち、速度に応じた複数の小領域）に分割する。

【0035】

〔画素数に基づき、小領域毎に補正係数を決定：ステップS4〕

次に、データ処理部26は、各小領域に含まれる画素数に基づき、小領域毎に補正係数を決定する（ステップS4）。すなわち、データ処理部26は、まず、各小領域につき、含まれる画素数を計算する。次に、データ処理部26は、例えば図4に示す画素数と補正係数との対応関係に基づいて、画素数が多い小領域については当該小領域内の画素値を低下させるように（すなわち、1未満の値となるように）、一方画素数が少ない小領域については当該小領域内の画素値を維持又は強調させるように（すなわち、1以上の値となるように）、各小領域についての補正係数を決定する。

【0036】

なお、本ステップの係数決定の手法は、図4に示した例に拘泥されない。例えば、内部記憶装置29に予め記憶される所定の計算式、対応テーブル等によっても係数を決定することができる。すなわち、画素数が多い小領域については当該小領域内の画素値を低下させるように、一方画素数が少ない小領域については当該小領域内の画素値を維持又は強調させるように補正係数を定義するものであれば、補正係数の決定手法は、どのようなものであってもよい。

【0037】

〔各位置における画素値に、対応する補正係数を積算：ステップS5〕

次に、データ処理部26は、各小領域に含まれる画素値に、小領域毎に決定された補正係数を積算することで、乱流成分補正処理を実行する（ステップS5）。ドブラ画像上において、この補正により、異常血流としての逆流成分に対応する小領域については、当該小領域内の画素値を維持又は強調され、正常血流としての乱流成分に対応する小領域については、当該小領域内の画素値を低下される。

【0038】

〔超音波画像の表示：ステップS6〕

次に、モニター14は、データ処理部26からのビデオ信号に基づいて、異常血流としての逆流成分が正常血流としての乱流成分に対して相対的に強調された超音波画像を、所定の形態で表示する（ステップS6）。

【0039】

（データ量低減化機能）

次に、本超音波診断装置が有するデータ量低減化機能について説明する。この機能は、フレーム毎の超音波画像データを回転させ、メモリへの書き込みデータ総量/メモリからの読み出しデータ総量を低減化させるものである。当該機能に従う処理（データ量低減化処理）を例えば診断非有効成分低減処理前に実行することで、超音波画像表示までのスループットを向上させることができ、リアルタイム性の高い超音波画像表示を実現することができる。

【0040】

図5(a)、(b)、(c)は、本データ量低減化処理を説明するための一例を示した図である。セクタスキャンによる超音波走査が行われた場合には、スキャンコンバート後の画像データは、図5(a)に示すような扇型となる。係る扇形の画像データをメモリに書き込み/読み出しする場合、従来の装置では、図5(a)に示すような矩形状の領域に書き込み読み出ししている。従って、例えば領域S1、S2、S3の様な超音波画像データ以外の不要な領域についても書き込み/読み出しを行うこととなっていた。

【0041】

本データ量低減化処理では、例えばデータ処理部26が、超音波走査領域の形状や大き

10

20

30

40

50

さに基づいて、得られた超音波画像データを例えば図5(b)に示すように、画像データを含む矩形領域の面積が最小となる様に回転させ、当該画像データを書き込み/読み出しするためのメモリ領域を最小化する。この様に最小化されたメモリ領域に書き込まれた画像データに対して、既述の診断非有効成分低減処理を実行し、その後、図5(c)に示すように、画像データが元の向きとなるように回転させる。これにより、メモリへの書き込みデータ総量/メモリからの読み出しデータ総量を低減化させることができ、超音波画像表示までのスループットを向上させることができる。その結果、リアルタイム性の高い超音波画像表示を実現することができる。

【0042】

また、例えば図6(a)に示すように、超音波走査領域が超音波照射面に対して斜め方向である場合にも、図6(b)に示すように、画像データを含む矩形領域の面積が最小となる様に回転させ、当該画像データを書き込み/読み出しするためのメモリ領域を最小化する。そして、既述の診断非有効成分低減処理を実行した後、図6(c)に示すように、画像データが元の向きとなるように回転させる。これにより、超音波画像表示までのスループットを向上させることができ、リアルタイム性の高い超音波画像表示を実現することができる。

【0043】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0044】

本実施形態に係る超音波診断装置では、この機能は、カラードブラモードによって撮像された画像データドブラ画像データをカラーに応じて小領域に分割し、それぞれに含まれる画素数に応じて小領域毎に、画素数が多い小領域については当該小領域内の画素値を低下させるように、一方画素数が少ない小領域については当該小領域内の画素値を維持又は強調させるように補正係数を決定する。また、小領域毎に決定された補正係数を積算することで、ドブラ画像上において、異常血流としての逆流成分に対応する小領域については、当該小領域内の画素値を維持又は強調され、正常血流としての乱流成分に対応する小領域については、当該小領域内の画素値を低下される乱流成分補正処理を実行する。これにより、異常血流としての逆流成分が正常血流としての乱流成分に対して相対的に強調された超音波画像を提供することができる。その結果、超音波画像上において、異常血流としての逆流成分と正常血流としての乱流成分とを識別し易くことができ、画像診断における観察作業の負担軽減、画像診断の質の向上等に寄与することができる。

【0045】

また、本超音波診断装置では、画像データをメモリに書き込む際、データの書き込み/読み出しのデータ量が最小になるように、超音波走査範囲を回転処理させ、処理対象となるデータ量を低減化させることができる。その結果、超音波画像表示までのスループットを向上させることができ、リアルタイム性の高い超音波画像表示を実現することができる。

【0046】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。症例によっては、異常血流としての逆流成分に対応する画素の数が正常血流としての乱流成分に対応する画素の数に比して顕著に少なくならない場合(すなわち、異常血流としての逆流成分が比較的大きく発生する場合)がある。このような症例に対して、各小領域に含まれる画素の数のみを基準として、異常血流としての逆流成分と正常血流としての乱流成分とを判別した場合、超音波画像上において、異常血流としての逆流成分と正常血流としての乱流成分とを識別することが困難になると予測される。

【0047】

このような不具合を解消するために、本実施形態に係る超音波診断装置は、異常血流としての逆流成分の分散値は、正常血流としての乱流成分の分散値に比して一般的に高くなることに着目し、小領域毎の分散値を用いて異常血流としての逆流成分と正常血流としての

10

20

30

40

50

乱流成分とを判別し、補正係数を調整する機能を有する。

【 0 0 4 8 】

図 7 は、本実施形態に係る乱流成分補正処理の流れを示したフローチャートである。なお、ステップ S 1 1 乃至ステップ S 1 4 については、それぞれ第 1 の実施形態で述べたステップ S 1 乃至ステップ S 4 の各処理と略同様である。

【 0 0 4 9 】

[小領域毎の平均値を計算：ステップ S 1 5]

次に、データ処理部 2 6 は、各小領域につき、それぞれに含まれる画素の値の平均値を計算する（ステップ S 1 5 ）。

【 0 0 5 0 】

[補正係数が 1 未満の小領域から画素値を維持させる小領域を選択：ステップ S 1 6]

次に、データ処理部 2 6 は、小領域毎の平均値に基づいて、補正係数が 1 未満である小領域から、含まれる画素値を維持させる（又は強調させる）小領域を選択する（ステップ S 1 5 ）。すなわち、症例によっては、逆流成分が、多くの画素数を含む小領域に対応する場合がある。このような症例を的確に映像化するため、例えばデータ処理部 2 6 は、ステップ S 1 4 において決定された補正係数が 1 未満である小領域のうち、所定の閾値以上の平均値を持つものを選択する。

【 0 0 5 1 】

[補正係数の修正：ステップ S 1 7]

次に、データ処理部 2 6 は、ステップ S 1 6 において選択された全ての小領域の補正係数を 1（又はそれ以上）に修正する（ステップ S 1 7 ）。

【 0 0 5 2 】

[各位置における画素値に、対応する補正係数を積算：ステップ S 1 8]

次に、データ処理部 2 6 は、各小領域に含まれる画素値に、小領域毎に決定された補正係数を積算することで、乱流成分補正処理を実行する（ステップ S 1 8 ）。ドブラ画像上において、この補正により、異常血流としての逆流成分に対応する小領域については、当該小領域内の画素値を維持又は強調され、正常血流としての乱流成分に対応する小領域については、当該小領域内の画素値を低下される。また、画素数を含む小領域に対応する逆流成分についても、取りこぼすことなく、正常血流に比して強調して映像化することができる。

【 0 0 5 3 】

[超音波画像の表示：ステップ S 1 9]

次に、モニター 1 4 は、データ処理部 2 6 からのビデオ信号に基づいて、異常血流としての逆流成分が正常血流としての乱流成分に対して相対的に強調された超音波画像を、所定の形態で表示する（ステップ S 1 9 ）。

【 0 0 5 4 】

以上述べた校正によれば、第 1 の実施形態に係る乱流成分補正機能によって決定された補正係数が 1 未満である小領域から、小領域毎の平均値に基づいて、含まれる画素値を維持させる（又は強調させる）小領域を選択し、当該選択された全ての小領域の補正係数を 1 に修正する。従って、画素数を含む小領域に対応する逆流成分についても、取りこぼすことなく、正常血流に比して強調して映像化することができる。その結果、超音波画像上において、異常血流としての逆流成分と正常血流としての乱流成分とを識別し易くすることができる。画像診断における観察作業の負担軽減、画像診断の質の向上等に寄与することができる。

【 0 0 5 5 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 5 6 】

（ 1 ）本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーショ

10

20

30

40

50

ン等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0057】

（2）上記実施形態においては、二次元の超音波画像データに対して乱流成分補正処理を実行する場合を例として説明した。しかしながら、本乱流成分補正処理は二次元画像データに拘泥されない。例えば、カラーに基づいて三次元画像データを小領域に分割し、それぞれに含まれるボクセル数に基づいて、既述の乱流成分補正処理を実行するようにしてもよい。

10

【0058】

（3）超音波画像を観察する場合、一般に、ある最大輝度値に対して、ある指定した輝度値以上に変化がなければ、画像データを更新しても視覚的に変化を感じない。従って、上記実施形態において、例えば乱流成分補正処理前又は乱流成分補正処理後の隣接するフレーム間で位置の対応する画素値を比較し、その差が全ての画素において所定の値より小さい場合には、時刻の新しいフレームの画像データを後段の処理に送らないようにしてもよい。この様な構成によれば、データ処理量を減少させることができ、リアルタイム性の高い画像を提供することができる。

【0059】

20

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0060】

以上本発明によれば、カラードプラモードによって撮像された画像データを用いて、正常な血流と微細な逆流とを容易に区別することができる超音波画像を生成可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0061】

30

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2（a）は、典型的な正常血流内における乱流成分を示す図であり、図2（b）、（c）は、典型的な異常血流として発生する逆流成分を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る乱流成分補正処理の流れを示したフローチャートである。

【図4】図4は、画素数と補正係数との対応関係の一例を示した図である。

【図5】図5（a）、（b）、（c）は、データ量低減化処理を説明するための一例を示した図である。

【図6】図6（a）、（b）、（c）は、データ量低減化処理を説明するための他の例を示した図である。

40

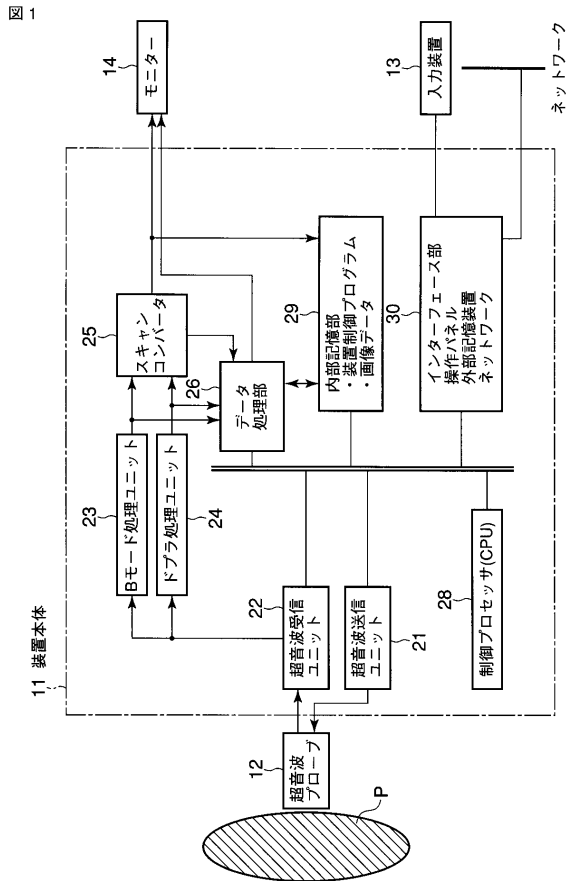
【図7】図7は、第2の実施形態に係る乱流成分補正処理の流れを示したフローチャートである。

【符号の説明】

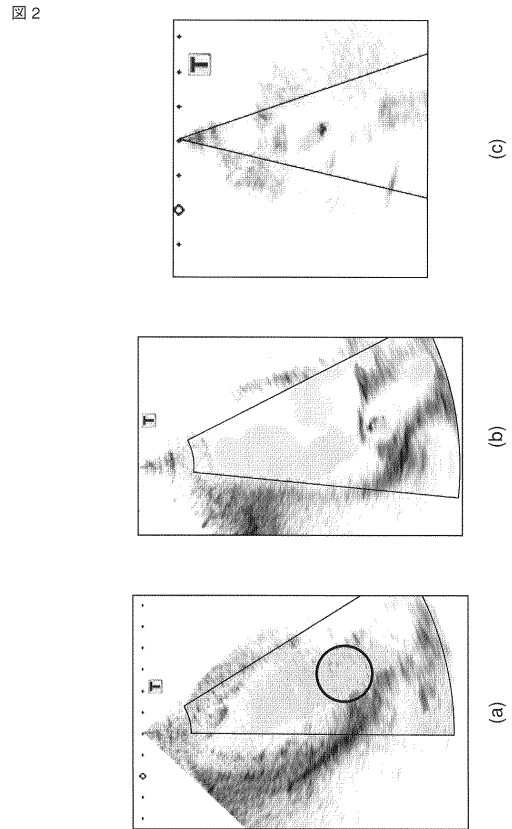
【0062】

10...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、25...スキャンコンバータ、26...データ処理部、28...制御プロセッサ、29...内部記憶部、30...インタフェース部

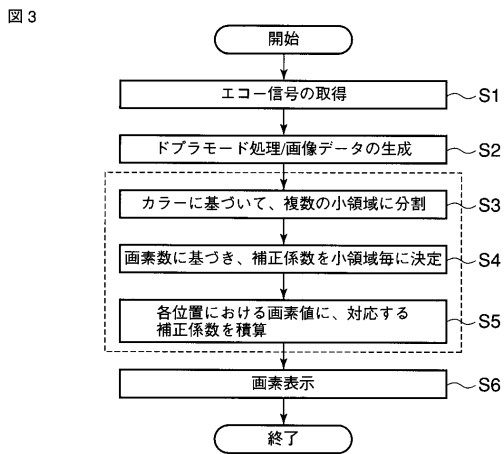
【図 1】



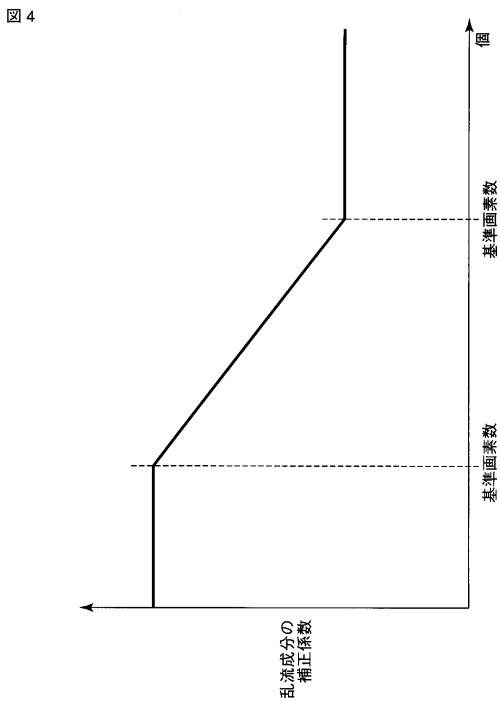
【図 2】



【図 3】

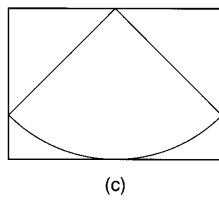
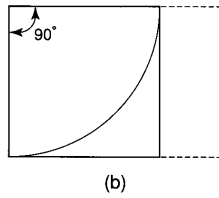
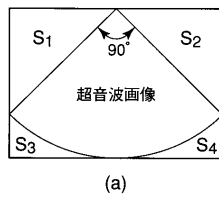


【図 4】



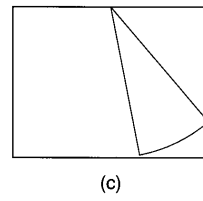
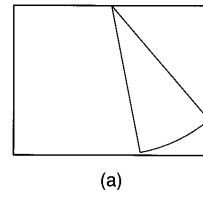
【図 5】

図 5



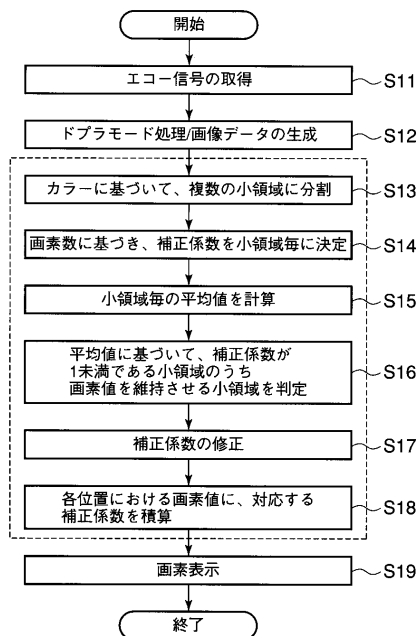
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



フロンツページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 今村 智久
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 栗田 康一郎
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 坂口 文康
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE04 JB51 JC04 KK03 KK06 KK19

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2009153919A	公开(公告)日	2009-07-16
申请号	JP2007338277	申请日	2007-12-27
[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		
[标]发明人	今村智久 栗田康一郎 坂口文康		
发明人	今村 智久 栗田 康一郎 坂口 文康		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/JB51 4C601/JC04 4C601/KK03 4C601/KK06 4C601/KK19		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5196994B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够通过使用通过彩色多普勒模式等捕获的图像数据来生成能够容易地区分正常血流和精细逆流的超声图像的超声诊断设备等。在以速度分散方式显示以彩色多普勒模式成像的多普勒图像数据的情况下，根据色差将图像划分为多个小区域，并且在具有少量像素的小区域中，异常血流由于可以将其视为反向流动分量，因此确定校正系数以保持或强调小区域中的像素值。另一方面，对于具有大量像素的小区域，可以将其视为正常血流的湍流分量。确定校正系数以便降低小区域中的像素值，并且使用校正系数执行校正处理。点域

図3

