

(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2016-135187
(P2016-135187A)

(43) 公開日 平成28年7月28日(2016.7.28)

(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 7 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2015-11436 (P2015-11436)
(22) 出願日 平成27年1月23日(2015.1.23)

(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 川端 章裕
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD04 DD09 DD15
DE04 GB04 HH28 JB24 JB28
JB30 JC37 KK02 KK12 KK19

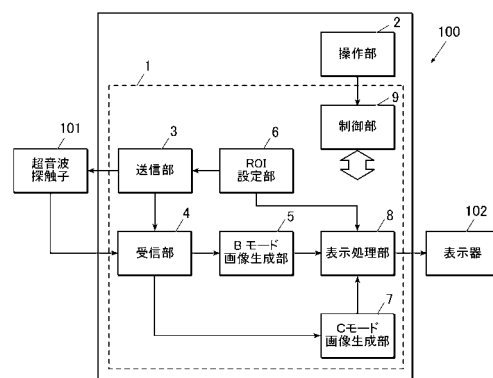
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置、超音波画像生成方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】複数ラインの並列受信におけるCモード画像上で、ゲイン低下による信号の凹みが補償され、且つ、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅の発生を防ぐことである。

【解決手段】超音波画像診断装置100は、受信部4により、超音波探触子101からの1ラインの前記送信超音波に対応して並列受信された複数ラインの前記反射超音波に対応する受信信号を生成し、Cモード画像生成部7により、複数ラインの受信信号から血流の状態を示す血流信号を算出し、血流信号にモーフォロジー処理を施し、モーフォロジー処理が施された血流信号を含む血流信号をCモード画像に変換する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に送信超音波を送信し反射超音波を受信する超音波探触子が接続可能な超音波診断装置であって、

前記超音波探触子への送信信号を生成する送信部と、

前記超音波探触子からの 1 ラインの前記送信超音波に対応して並列受信された複数ラインの前記反射超音波に対応する受信信号を生成する受信部と、

前記複数ラインの受信信号から血流の状態を示す血流信号を算出する血流信号算出部と

、
前記血流信号にモーフォロジー処理を施すモーフォロジー処理部と、

前記モーフォロジー処理が施された血流信号を含む血流信号を C モード画像に変換する C モード画像変換部と、を備える超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記血流信号算出部は、前記血流信号として血流のパワーを算出し、

前記モーフォロジー処理部は、前記モーフォロジー処理として、前記算出されたパワーに膨張処理を施し、当該膨張処理が施されたパワーに収縮処理を施す請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記モーフォロジー処理部は、

前記膨張処理として、C モード画像の各画素上に構造要素を移動させるとともに、当該構造要素上の原点の画素に対応するパワーを当該構造要素上のパワーが最大の点の画素に対応するパワーに置き換え、

20

前記収縮処理として、C モード画像の各画素上に前記構造要素を移動させるとともに、当該構造要素上の原点の画素に対応するパワーを当該構造要素上のパワーが最小の点の画素に対応するパワーに置き換える請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記血流信号算出部は、前記血流信号として血流速度を算出し、

前記モーフォロジー処理部は、

前記膨張処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する血流速度を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する血流速度に置き換え、

30

前記収縮処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する血流速度を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する血流速度に置き換える請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記血流信号算出部は、前記血流信号として血流の分散を算出し、

前記モーフォロジー処理部は、

前記膨張処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する分散を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する分散に置き換え、

40

前記収縮処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する分散を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する分散に置き換える請求項 3 又は 4 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

送信信号の入力によって被検体に送信超音波を送信し反射超音波を受信する超音波探触子からの 1 ラインの前記送信超音波に対応して並列受信された複数ラインの前記反射超音波に対応する受信信号を生成する受信工程と、

前記複数ラインの受信信号から血流の状態を示す血流信号を算出する血流信号算出工程と、

前記血流信号にモーフォロジー処理を施すモーフォロジー処理工程と、

前記モーフォロジー処理が施された血流信号を含む血流信号を C モード画像に変換する C モード画像変換工程と、を含む超音波画像生成方法。

50

【請求項 7】

コンピュータを、

送信信号の入力によって被検体に送信超音波を送信し反射超音波を受信する超音波探触子からの 1 ラインの前記送信超音波に対応して並列受信された複数ラインの前記反射超音波に対応する受信信号を生成する受信部、

前記複数ラインの受信信号から血流の状態を示す血流信号を算出する血流信号算出部、

前記血流信号にモーフォロジー処理を施すモーフォロジー処理部、

前記モーフォロジー処理が施された血流信号を含む血流信号を C モード画像に変換する C モード画像変換部、

として機能させるためのプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置、超音波画像生成方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波探触子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。

【0003】

20

超音波画像診断装置は、超音波探触子を介して被検体内部に向けて超音波を送受信することで得られる反射超音波に基づき、被検体内部情報を超音波画像として画像化するものである。この超音波画像には、B (Brightness) モード時に得る B モード画像と、この B モード画像上に重畳表示される C (Color Flow) モード時に得る C モード画像 (カラードプラ画像) と、がある。

【0004】

B モード画像は、反射超音波の振幅強度を輝度で表示することで被検体の内部組織を画像化した画像である。

【0005】

一方、C モード画像は、B モード画像中に指定した関心領域 (以下、関心領域 (Region Of Interest) を「ROI」と称する。) 内において、血流情報をカラー (色) 表示した画像である。この C モード画像は、ROI 内の血流情報を、例えば、超音波探触子に近づく方向の血流を赤色成分で、遠ざかる方向の血流を青色成分に割当てて表示された画像であって、B モード画像上に重畳表示される。

30

【0006】

超音波探触子には、超音波を送受信する複数の振動子が配列されている。C モード時のスキャン時には、各振動子が超音波送受信を同一方向 (音線) に n ($n: 2$ 以上の整数) 回繰り返し行う。繰り返しの間隔は、一定でなければいけない。これを ROI 内の各音線に対して順に処理することによって 1 フレーム分のスキャンを行う。

【0007】

40

また、1 方向 (1 ライン) の送信超音波の送信に対応して、被検体からの 4 方向 (4 ライン) の反射超音波を同時に並列受信する QSP (Quad Signal Processing: 4 並列受信) により C モード画像のスキャンを行う超音波診断装置が知られている (特許文献 1 参照)。QSP では、1 方向の送信超音波の送信に対応して、被検体からの 1 方向の反射超音波を受信する SSP (Single Signal Processing: 非並列受信) に比べて、超音波の送受信回数が 4 分の 1 になる。このため、QSP のフレームレートを SSP のフレームレートの 4 倍にすることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

50

【特許文献1】特開2006-223736号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、QSPでは、4本の受信ラインのうち、送信ラインから離れた外側の2本の受信ラインで信号ゲインが低下する。この信号ゲイン低下が、Cモード画像では、縦縞になって現れるおそれがあった。例えば、信号ゲイン低下により、Cモードのパワー信号が、ノイズ除去のためのキーホールフィルターの閾値を下回ると、ノイズとして除去されてしまい、Cモード画像の縦縞となって顕著に影響が現れる。

【0010】

図17(a)、図17(b)を参照して、従来のQSPを用いた超音波画像診断装置によるCモード画像を説明する。図17(a)は、従来の超音波画像診断装置におけるVモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。図17(b)は、従来の超音波画像診断装置におけるPモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。ただし図17(a)、図17(b)ともに、課題を明瞭に示すために、超音波診断装置において一般的に実施されている空間フィルターやCモード画像変換などを省いて処理した画像を示している。

【0011】

図17(a)に示すV(血流速度)モードでのCモード画像において、背景を黒色で表し、青色を濃いグレーで表し、赤を中間のグレーで表し、黄色を薄いグレーで表しており、以下のVモードでのCモード画像の図でも同様である。図17(b)に示すPモードでのCモード画像において、背景を黒色で表し、オレンジを通常のグレーで表し、黄色を薄いグレーで表しており、以下のPモードでのCモード画像の図でも同様である。

【0012】

図17(a)に示すように、従来のQSPを用いた超音波画像診断装置のPモードでの頸動脈のCモード画像は、QSPによる4ラインごとの縦縞が表れている。図17(b)に示すように、従来のQSPを用いた超音波画像診断装置のPモードでの頸動脈のCモード画像は、QSPによる4ラインごとの縦縞が表れている。

【0013】

上記低下した信号ゲインを補償する方法が満たすべき条件としては、
 (a) . (Cモード画像上で)ゲイン低下による信号の凹みを補償できること、
 (b) . 細い血流がつぶれないこと、
 (c) . 血流の辺縁がボケて広がらないこと、
 (d) . 背景ノイズが増幅されないこと、
 の4つがある。

【0014】

単純に外側の2ラインのゲインを高くすると、条件(d)が満たされない。特に、カラーゲインの設定を高くすると、背景ノイズが縦縞になってCモード画像上に現れる。

【0015】

また、重み付け平均によるスムージング処理では、条件(b)、(c)が満たされなく、条件(a)でも凹みが完全には無くならない。

【0016】

本発明の課題は、複数ラインの並列受信におけるCモード画像上で、ゲイン低下による信号の凹みが補償され、且つ、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅の発生を防ぐことである。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、
 被検体に送信超音波を送信し反射超音波を受信する超音波探触子が接続可能な超音波診断装置であって、
 前記超音波探触子への送信信号を生成する送信部と、

10

20

30

40

50

前記超音波探触子からの1ラインの前記送信超音波に対応して並列受信された複数ラインの前記反射超音波に対応する受信信号を生成する受信部と、

前記複数ラインの受信信号から血流の状態を示す血流信号を算出する血流信号算出部と、

前記血流信号にモーフォロジー処理を施すモーフォロジー処理部と、

前記モーフォロジー処理が施された血流信号を含む血流信号をCモード画像に変換するCモード画像変換部と、を備える。

【0018】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波画像診断装置において、

前記血流信号算出部は、前記血流信号として血流のパワーを算出し、

前記モーフォロジー処理部は、前記モーフォロジー処理として、前記算出されたパワーに膨張処理を施し、当該膨張処理が施されたパワーに収縮処理を施す。

10

【0019】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の超音波画像診断装置において、

前記モーフォロジー処理部は、

前記膨張処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素を移動させるとともに、当該構造要素上の原点の画素に対応するパワーを当該構造要素上のパワーが最大の点の画素に対応するパワーに置き換え、

前記収縮処理として、Cモード画像の各画素上に前記構造要素を移動させるとともに、当該構造要素上の原点の画素に対応するパワーを当該構造要素上のパワーが最小の点の画素に対応するパワーに置き換える。

20

【0020】

請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の超音波画像診断装置において、

前記血流信号算出部は、前記血流信号として血流速度を算出し、

前記モーフォロジー処理部は、

前記膨張処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する血流速度を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する血流速度に置き換え、

前記収縮処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する血流速度を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する血流速度に置き換える。

30

【0021】

請求項5に記載の発明は、請求項3又は4に記載の超音波画像診断装置において、

前記血流信号算出部は、前記血流信号として血流の分散を算出し、

前記モーフォロジー処理部は、

前記膨張処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する分散を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する分散に置き換え、

前記収縮処理の前記構造要素の移動とともに、前記構造要素上の原点の画素に対応する分散を前記パワーの置き換え元の点の画素に対応する分散に置き換える。

【0022】

請求項6に記載の発明の超音波画像生成方法は、

送信信号の入力によって被検体に送信超音波を送信し反射超音波を受信する超音波探触子からの1ラインの前記送信超音波に対応して並列受信された複数ラインの前記反射超音波に対応する受信信号を生成する受信工程と、

前記複数ラインの受信信号から血流の状態を示す血流信号を算出する血流信号算出工程と、

前記血流信号にモーフォロジー処理を施すモーフォロジー処理工程と、

前記モーフォロジー処理が施された血流信号を含む血流信号をCモード画像に変換するCモード画像変換工程と、を含む。

40

【0023】

請求項7に記載の発明のプログラムは、

コンピュータを、

50

送信信号の入力によって被検体に送信超音波を送信し反射超音波を受信する超音波探触子からの1ラインの前記送信超音波に対応して並列受信された複数ラインの前記反射超音波に対応する受信信号を生成する受信部、

前記複数ラインの受信信号から血流の状態を示す血流信号を算出する血流信号算出部、
前記血流信号にモーフォロジー処理を施すモーフォロジー処理部、

前記モーフォロジー処理が施された血流信号を含む血流信号をCモード画像に変換するCモード画像変換部、
として機能させる。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、複数ラインの並列受信におけるCモード画像上で、ゲイン低下による信号の凹みを補償でき、且つ、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅の発生を防ぐことができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明の第1の実施の形態による超音波画像診断装置の構成を示す概略ブロック図である。

【図2】超音波画像診断装置のハードウェアの主要な構成を示す図である。

【図3】QSPにおける超音波の送受信を示す図である。

【図4】Cモード画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

【図5】(a)は、直交検波回路の内部構成を示すブロック図である。(b)は、複素平面表示の複素ドプラー信号を示す図である。

【図6】コーナータン制御部によるドプラー信号I, Qの格納を示す図である。

【図7】MTIフィルターの遮断特性を示す図である。

【図8】(a)は、第1の実施の形態におけるVモード、V-Tモードでのノイズカットフィルター部の内部構成を示すブロック図である。(b)は、第1の実施の形態におけるPモードでのノイズカットフィルター部の内部構成を示すブロック図である。

【図9】(a)は、構造要素を示す図である。(b)は、構造要素の移動経路を示す図である。

【図10】血流領域及び非血流領域におけるモーフォロジー処理の概念図である。

【図11】(a)は、血流速度及びパワーとの座標平面におけるキーホールフィルターの除去する信号成分を示す図である。(b)は、複素座標平面におけるキーホールフィルターの除去する信号成分を示す図である。

【図12】(a)は、第2の実施の形態におけるVモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。(b)は、第2の実施の形態におけるPモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。

【図13】(a)は、第2の実施の形態におけるVモード、V-Tモードでのノイズカットフィルター部の内部構成を示すブロック図である。(b)は、第2の実施の形態におけるPモードでのノイズカットフィルター部の内部構成を示すブロック図である。

【図14】(a)は、第2の実施の形態におけるVモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。(b)は、第2の実施の形態におけるPモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。

【図15】第3の実施の形態におけるVモード、V-Tモードでのノイズカットフィルター部の内部構成を示すブロック図である。

【図16】第4の実施の形態におけるVモード、V-Tモードでのノイズカットフィルター部の内部構成を示すブロック図である。

【図17】(a)は、従来の超音波画像診断装置におけるVモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。(b)は、従来の超音波画像診断装置におけるPモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【0026】

以下、本発明の第1、第2、第3、第4の実施の形態に係る超音波画像診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0027】

(第1の実施の形態)

図1～図12を参照して、本発明の第1の実施の形態を説明する。図1は、本実施の形態による超音波画像診断装置100の構成を示す概略ブロック図である。図1の超音波画像診断装置100は、超音波探触子101及び表示器102が接続された状態を示している。

10

【0028】

図1に示す超音波画像診断装置100は、制御器1及び操作部2を備える。制御器1は、送信部3、受信部4、Bモード画像生成部5、ROI設定部6、Cモード画像生成部7、表示処理部8及び制御部9を含んでいる。

【0029】

図2は、超音波画像診断装置100のハードウェアの主要な構成を示す図である。ハードウェアの観点では、超音波画像診断装置100は、例えば、パルサー52、ADコンバーター54、増幅器53、送信ビームフォーマー55、受信ビームフォーマー56、Bモード画像処理器58、Cモード画像処理器59、メモリ60及び演算処理器61によって構成される。超音波探触子101は超音波を送受信する複数の圧電変換素子51を含み、ケーブルとコネクタまたは無線通信手段などを介して超音波画像診断装置100に接続される。パルサー52、ADコンバーター54及び増幅器53は、圧電変換素子51の数に対応して複数用意される。メモリ60には、図1に示す各構成要素の機能を実現するための手順を規定したプログラム、及び、各構成要素を所定の手順で動作させることにより、超音波画像診断装置100、超音波探触子101及び表示器102を制御し、以下のBモード画像及びCモード画像の生成及び表示するための手順を規定したプログラムが記憶されている。これらのプログラムがメモリ60から逐次読み出され、演算処理器61により実行される。

20

【0030】

図1に示す各構成要素は、図2に示すハードウェアを用いて構成される。

30

【0031】

送信部3は、パルサー52及び送信ビームフォーマー55によって構成される。受信部4は、増幅器53及びADコンバーター54及び受信ビームフォーマー56によって構成される。Bモード画像生成部5は、Bモード画像処理器58によって構成され、Cモード画像生成部7は、Cモード画像処理器59によって構成され、表示処理部8は、Bモード画像処理器58及びCモード画像処理器59によって構成される。

【0032】

ROI設定部6の機能は、ソフトウェアによって実現される。具体的には、メモリ60に記憶されたプログラムを演算処理器61が実行することにより、ROI設定部6の機能が実現される。つまり、ROI設定部6は、プログラムによって構成されているともいえる。

40

【0033】

上述したハードウェアの構成は一例であって種々の改変が可能である。例えば、Bモード画像生成部5やCモード画像生成部7の機能は、ソフトウェアにより実現してもよい。また、送信ビームフォーマー55及び受信ビームフォーマー56の機能をソフトウェアにより実現してもよい。演算処理器61及びメモリ60を含むパソコンをこれらのハードウェアの代わりに用いてもよい。

【0034】

また、制御器1の各機能ブロックについて、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能

50

を典型的には集積回路である L S I (Large Scale Integration) として実現することもできる。これらは個別に 1 チップ化されてもよいし、一部または全てを含むように 1 チップ化されてもよい。なお、ここでは、L S I としたが、集積度の違いにより、I C (Integrated Circuit)、システム L S I、スーパー L S I、ウルトラ L S I と呼称されることもある。

【 0 0 3 5 】

また、集積回路化の手法は L S I に限るものではなく、専用回路または汎用プロセッサで実現してもよい。L S I 製造後に、プログラムすることが可能な F P G A (Field Programmable Gate Array) や、L S I 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサ (ReConfigurable Processor) を利用してもよい。

10

【 0 0 3 6 】

さらには、半導体技術の進歩または派生する別技術により L S I に置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。

【 0 0 3 7 】

上述したように、超音波探触子 1 0 1 は、一次元方向に配列された複数の圧電変換素子 5 1 を有し、この圧電変換素子 5 1 それぞれが後述する送信部 3 からの送信電気信号を超音波へと変換し、超音波ビームを生成する。従って、操作者は、被計測物である被検体表面に超音波探触子 1 0 1 を配置することで、被検体内部に超音波ビームを照射することができる。そして、超音波探触子 1 0 1 は、被検体内部からの反射超音波を受信し、複数の圧電変換素子 5 1 でその反射超音波を受信電気信号へと変換して後述する受信部 4 に供給する。

20

【 0 0 3 8 】

なお、本実施の形態においては、超音波探触子 1 0 1 は、複数の圧電変換素子 5 1 が一次元方向に配列された超音波探触子 1 0 1 を例に説明するが、これに限定されるものではない。例えば、複数の圧電変換素子 5 1 が 2 次元に配列された超音波探触子 1 0 1 や一次元方向に配列された複数の圧電変換素子 5 1 が揺動する超音波探触子 1 0 1 などを用いることも可能である。また、制御部 9 の制御に基づき、送信部 3 は、超音波探触子 1 0 1 が使用する圧電変換素子 5 1 を選択し、圧電変換素子 5 1 に電圧を与えるタイミングや電圧の値を個々に変化させることによって、超音波探触子 1 0 1 が送信する超音波ビームの照射位置や照射方向を制御することができる。

30

【 0 0 3 9 】

また、超音波探触子 1 0 1 は、後述する送信部 3 や受信部 4 の一部の機能を含んでもよい。例えば、超音波探触子 1 0 1 は、送信部 3 から出力された送信電気信号を生成するための制御信号 (以下、「送信信号」とする。) に基づき、超音波探触子 1 0 1 内で送信電気信号を生成し、この送信信号を圧電変換素子 5 1 により超音波に変換するとともに、受信した反射超音波を受信電気信号に変換し、超音波探触子 1 0 1 内で受信電気信号に基づき後述する受信信号を生成する構成が挙げられる。

【 0 0 4 0 】

さらに、超音波探触子 1 0 1 は、超音波画像診断装置 1 0 0 とケーブルを介して電氣的に接続された構成が一般的であるが、これに限定されるものではなく、例えば、超音波探触子 1 0 1 は、超音波画像診断装置 1 0 0 との間で、送信信号や受信信号の送受信を無線通信により行う構成であってもよい。ただし、係る構成の場合は、超音波画像診断装置 1 0 0 及び超音波探触子 1 0 1 に無線通信可能な通信部を備える構成となることは言うまでもない。

40

【 0 0 4 1 】

表示器 1 0 2 は、超音波画像診断装置 1 0 0 (後述する表示処理部 8) から出力された画像を表示する、いわゆるモニタである。なお、本実施の形態においては、表示器 1 0 2 が、超音波画像診断装置 1 0 0 に接続される構成を示しているが、例えば、表示器 1 0 2 と後述の操作部 2 が一体として構成され、操作部 2 の操作が表示器 1 0 2 をタッチ操作することにより行われる、いわゆるタッチパネル式の超音波画像診断装置の場合には、超音

50

波画像診断装置100と表示器102とを一体として構成されることになる。ただし、本願においては、超音波画像診断装置100と表示器102とを一体として構成される場合も、「表示器102が超音波画像診断装置100に接続されている」とすることにする。

【0042】

操作部2は、操作者から入力を受け取り、操作者の入力に基づく指令を超音波画像診断装置100、具体的には制御器1の制御部9に出力する。操作部2は、Bモード画像のみを表示させるモード（以下、「Bモード」とする。）か、Bモード画像上にCモード画像を重畳表示させるモード（以下、「Cモード」とする。）を、操作者が選択することができる機能を備える。そして、操作部2は、操作者がBモード画像上のCモード画像を表示させるROIの位置を指定する機能も含まれる。また、表示させるCモード画像としては、さらに、血流の状態を示す血流信号としての血流速度Vにより血流の流速及び方向をカラー表示するVモードと、血流信号としての血流のパワーPにより血流のパワーをカラー表示するPモードと、血流速度V、血流信号としての分散Tにより血流の流速及び分散をカラー表示するV-Tモードと、の表示モードのCモード画像があるものとする。操作部2は、操作者からCモードの入力を受け付けた場合に、さらにその表示モードの入力も受け付けるものとする。なお、Cモード画像の表示モードには、T（分散）モード、dP（方向付パワー）モード等を含めてもよい。

10

【0043】

送信部3は、少なくとも送信部3で送信信号を生成し、超音波探触子101に超音波ビームを送信させる送信処理を行う。一例として、送信部3は、圧電変換素子51を有する超音波探触子101から超音波ビームを送信するための送信信号を生成する送信処理を行い、この送信信号に基づき超音波探触子101に対して所定のタイミングで発生する高圧の送信電気信号を供給することで、超音波探触子101の圧電変換素子51を駆動させる。これにより、超音波探触子101は、送信電気信号を超音波へと変換することで、被計測物である被検体に超音波ビームを照射することができる。

20

【0044】

送信部3は、Cモード画像を表示させる場合には、Bモード画像を表示させるための送信処理に加え、Cモード画像を表示させるための送信処理が行われる。例えば、Bモード画像を表示させるための電気的な送信信号を供給した後に、Cモード画像を表示させるためのQSP（4列並列受信）用の電気的な送信信号を同一方向（同一ライン）にn（nは例えば6～12）回繰り返し供給することを、ROI設定部6で設定されたROIの全方向（全ライン）に対して行う。また、送信部3は、送信処理時にBモード画像用の送信処理或いはCモード画像用の送信処理の付加情報を指定しておき、この付加情報を受信部4に供給する。

30

【0045】

図3は、QSPにおける超音波の送受信を示す図である。図3に示すように、QSPでは、送信部3で生成される1方向（1ライン）の送信信号に基づく超音波探触子101からの一度の送信超音波の送信に対応して、その左右4方向（4ライン）分の反射超音波を超音波探触子101で同時に並列受信する。QSPによれば、1フレームをスキャンするための超音波の送受信回数を少なくできるので、フレームレートの向上に有効である。

40

【0046】

受信部4は、QSPに対応する反射超音波に基づく電気的なRF（Radio Frequency）信号としての受信信号を生成する受信処理を行う。受信部4は、例えば、QSPにより超音波探触子101で反射超音波を受信し、その反射超音波に基づき変換された受信電気信号に対し、受信電気信号を増幅してA/D変換を行うことで受信信号を生成する。そして、送信部3による送信処理及び受信部4による受信処理を行うことで1枚の画像フレームに対応する複数の受信信号を取得し、これを繰り返し連続して行うことで受信部4は、複数の画像フレームに対応する複数の受信信号を取得する。

【0047】

図3に示すように、QSPの並列受信の4ラインの外側の2ラインは、送信位置から遠

50

くなるため、受信部 4 で生成する外側の 2 ラインの受信信号のゲインが、内側の 2 ラインのゲインに比べて低下する。本実施の形態では、外側の 2 ラインの受信信号のゲインの低下が後述するモーフロジー処理により補償される。

【 0 0 4 8 】

受信部 4 は、送信部 3 から付加情報を取得し、取得した付加情報が B モード画像用の付加情報であれば受信信号を B モード画像生成部 5 に供給し、取得した付加情報が C モード画像用の付加情報であれば受信信号を C モード画像生成部 7 に供給する。以下、B モード画像生成用の受信信号を「B モード受信信号」、C モード画像生成用の受信信号を「C モード受信信号」と称することとする。

【 0 0 4 9 】

なお、本実施の形態においては、生成した画像フレームに係る受信信号を、受信部 4 が、B モード画像用か C モード画像用かを選別して各ブロックに供給する構成としたが、これに限定されるものではなく、例えば、生成した画像フレームに係る受信信号を、B モード画像生成部 5 及び C モード画像生成部 7 のそれぞれで選別する構成であってもよい。

【 0 0 5 0 】

また、上述の C モード画像を表示させるための送信部 3、受信部 4 の送受信処理は、上記のものに限定されるものではない。例えば、送信部 3、受信部 4 の送受信処理は、6 並列受信等、他の複数並列受信に対応する送受信処理としてもよい。

【 0 0 5 1 】

B モード画像生成部 5 は、一般的な超音波画像診断装置と同様の構造を備え、主に B モード受信信号の振幅を解析して、被検体の内部構造が画像化されたデータ（以下、「B モード画像データ」とする。）を生成する。この B モード画像データは、表示器 1 0 2 に表示するためのデータであって、主に受信信号の信号強度に応じて輝度信号へと変換され、その輝度信号を直交座標系に対応するように座標変換が施された画像信号である。B モード画像生成部 5 で生成された B モード画像データは、表示処理部 8 に供給される。

【 0 0 5 2 】

R O I 設定部 6 は、操作者が操作部 2 の操作により指定した B モード画像上の所望の位置に R O I を設定する。そして、R O I 設定部 6 は、B モード画像上の所望の位置に設定された R O I に係る情報を送信部 3 及び表示処理部 8 に供給する。送信部 3 は、この R O I に係る情報を用いて、R O I が指定された範囲内の被検体に対して C モードに対応した送信処理を行うことができる。

【 0 0 5 3 】

C モード画像生成部 7 は、受信部 4 で取得した C モードでの受信信号に基づき C モード画像を生成する。図 4 は、C モード画像生成部 7 の内部構成を示すブロック図である。図 4 に示すように、具体的には、C モード画像生成部 7 は、直交検波回路 7 1 と、コーナータン制御部 7 2 と、MTI フィルター 7 3 と、相関演算部 7 4 と、データ変換部 7 5 と、ノイズカットフィルター部 7 6 と、フレーム間フィルター 7 7 と、C モード画像変換部 7 8 と、を有し、それぞれ以下の機能を実行する。

【 0 0 5 4 】

直交検波回路 7 1 は、受信部 4 で取得した C モードでの受信信号を直交検波することにより、取得した C モードでの受信信号と、参照信号との位相差を算出し、複素ドブラー信号を取得する。図 5 (a) は、直交検波回路 7 1 の内部構成を示すブロック図である。図 5 (b) は、複素平面表示の複素ドブラー信号を示す図である。

【 0 0 5 5 】

図 5 (a) に示すように、直交検波回路 7 1 は、乗算部 7 1 1 , 7 1 2 と、LPF (Low Pass Filter) 7 1 3 , 7 1 4 と、を有する。C モードでの受信信号を $a \cdot \sin(\omega_0 + \omega_d)t$ で表すものとする。 ω_0 は、参照波の角振動数である。乗算部 7 1 1 は、C モードでの受信信号と参照波 ($\sin \omega_0 t$) との乗算を行う。乗算部 7 1 2 は、C モードでの受信信号と参照波 ($\cos \omega_0 t$) との乗算を行う。

【 0 0 5 6 】

10

20

30

40

50

LPF713は、乗算部711の乗算結果の信号の高周波成分をフィルタリングして、複素ドブラー信号の実成分であるドブラー信号Iとして出力する。LPF714は、乗算部712の乗算結果の信号の高周波成分をフィルタリングして、複素ドブラー信号の虚成分であるドブラー信号Qとして出力する。すると、図5(b)に示すように、ドブラー信号I、Qは、複素平面上で、複素ドブラー信号 $z = I + jQ = A e^{j\theta}$ (j:虚数単位)として表される。

【0057】

振幅A、位相 θ は、参照波の角振動数 ω_0 に対応する周波数 f_0 を中心とする帯域の信号成分の振幅、位相である。このように、直交検波回路71は、振幅A、位相 θ を検出できる。

【0058】

図6は、コーナータン制御部72によるドブラー信号I、Qの格納を示す図である。図6に示すように、コーナータン制御部72は、直交検波回路71から出力されたドブラー信号I、Qを、同一音響線(ライン)毎に、超音波探触子101から被検体への深さ方向と、超音波の送受信の繰り返し回数n(アンサンプル数)のアンサンプル方向と、に配列してメモリ(図示略)に格納し、深さ毎にドブラー信号I、Qをアンサンプル方向に読み出す。

【0059】

図6における「()」は、(音響線方向のラインの番号、アンサンプル方向の繰り返し回数の番号)である。図6では、アンサンプル数が8の例である。実際には、アンサンプル方向の番号毎のドブラー信号I、Qのデータは、ヘッダ部と、実データ部と、を含む。コーナータン制御部72は、メモリに格納されたドブラー信号I、Qの実データ部を、深さ毎に読み出す。

【0060】

受信信号(ドブラー信号I、Q)は、Cモード画像生成に必要な血流の信号成分に加えて、不要な血管壁や組織等の情報(クラッター成分)も混在している。MTIフィルター73は、コーナータン制御部72から出力されたドブラー信号I、Qをフィルタリングしてクラッター成分を除去する。図7は、MTIフィルター73の遮断特性を示す図である。

【0061】

図7において、横軸にドブラー偏移周波数を取り、縦軸に信号強度を取り、MTIフィルター73の遮断特性を点線で表す。血流成分は、高周波、小振幅の特性を有し、クラッター成分は、低周波、大振幅の特性を有する。図7に示すように、MTIフィルター73は、クラッター成分を除去し、血流成分を透過するハイパスフィルターとしての遮断特性を有する。

【0062】

相関演算部74は、次式(1)により、MTIフィルター73によりフィルタリングされたドブラー信号I、Q(複素ドブラー信号z)から、ドブラー信号の自己相関演算の平均値S(位相差ベクトルの平均値)の実部D及び虚部Nを算出する。

【数1】

$$S = \sum_{k=1}^{n-1} z_k^* \cdot z_{k+1} = D + jN \quad \dots (1)$$

【0063】

データ変換部75は、MTIフィルター73によりフィルタリングされたドブラー信号I、Qや、ドブラー信号の自己相関演算の平均値Sの実部D及び虚部Nから、血流速度V、パワーP、分散Tを算出する。より具体的には、データ変換部75は、次式(2)により、ドブラー信号の自己相関演算の平均値Sの実部D及び虚部Nから、血流速度Vを算出する。

10

20

30

40

【数 2】

$$V = \tan^{-1} \frac{N}{D} \quad \dots (2)$$

【0064】

また、データ変換部 75 は、次式 (3) により、ドプラー信号 I, Q (複素ドプラー信号 z) から、ドプラー信号の強度の平均値としてのパワー P を算出する。

【数 3】

$$P = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |z_k|^2 \quad \dots (3)$$

10

【0065】

また、データ変換部 75 は、次式 (4) により、ドプラー信号 I, Q (複素ドプラー信号 z) から、位相差ベクトルの大きさとパワーとの比 (但し、1 から引いて大小を逆転したものの) としての分散 T を算出する。

【数 4】

$$T = 1 - \frac{\sqrt{D^2 + N^2}}{P} \quad \dots (4)$$

【0066】

図 8 (a) は、本実施の形態における V モード、V - T モードでのノイズカットフィルター部 76 の内部構成を示すブロック図である。図 8 (b) は、本実施の形態における P モードでのノイズカットフィルター部 76 の内部構成を示すブロック図である。ノイズカットフィルター部 76 は、データ変換部 75 により算出されたパワー P にモーフォロジー処理を施し、QSP の並列受信の外側のラインのゲイン低下を保障し、モーフォロジー処理を施したパワー P と、血流速度 V、分散 T と、をフィルタリングする。図 8 (a)、図 8 (b) に示すように、ノイズカットフィルター部 76 は、モーフォロジー処理部 761 と、キーホールフィルター 762 と、空間フィルター 763 と、を有する。

20

【0067】

図 8 (a)、図 8 (b) に示すように、V モード、V - T モード、P モードのいずれにおいても、モーフォロジー処理部 761 は、データ変換部 75 により算出されたパワー P にモーフォロジー処理を施す。モーフォロジー処理は、物体形状に対する特徴を抽出する処理であり、構造要素と呼ばれる基本図形を用いて、対象図形に対し膨張処理 (Dilation) や収縮処理 (Erosion)、又はそれらを組み合わせた処理を施すことにより特徴抽出を行う。膨張処理は、図形の境界部分を構造要素の原点が通るように動かしたとき、構造要素が通った軌跡の部分だけ図形を膨張させる処理である。収縮処理は、膨張処理と同じように構造要素を動かしたとき、対象図形と構造要素の軌跡が重なった領域を収縮する処理である。本実施の形態では、モーフォロジー処理部 761 は、クロージング処理として、データ変換部 75 により算出されたパワー P に、膨張処理及び収縮処理を順に施す。

30

【0068】

構造要素は、任意の形状とサイズをもつ行列で構成される。図 9 (a) は、構造要素 200 を示す図である。図 9 (b) は、構造要素 200 の移動経路を示す図である。図 9 (a) に示すように、本実施の形態で用いられる構造要素 200 は、原点 201 と、原点 201 の左右に配置された隣接点 202, 203 と、を有する。ここで、血流信号により構成される 1 フレームの C モードの血流信号データを C モードフレーム 300 とする。図 9 (b) に示すように、データ変換部 75 により算出された血流速度 V に対応する 1 フレームの C モードフレーム 300 上で、構造要素 200 が、同一の深さである左上端から右上端へのライン方向へ原点 201 が全ラインの各画素 (C モードフレーム 300 はいわゆる画像ではないが、C モードフレームを構成する個々のデータを画素と表記する。以下、同じ。) を通るように移動され、次いで、一段下の左端から右端へ同様に移動される。これらの移動を繰り返すことにより、原点 201 が C モードフレーム 300 の全画素を通るように、構造要素 200 が移動される。なお、構造要素 200 として、3 点の横並びの形状

40

50

のものを用いたが、これに限定されるものではなく、他の数の点、形状のものを用いてもよい。

【 0 0 6 9 】

モーフォロジー処理部 7 6 1 は、モーフォロジー処理の膨張処理として、上記の構造要素 2 0 0 の移動とともに、次式 (5) により、構造要素 2 0 0 の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム 3 0 0 の各画素に対応する原点 2 0 1 のパワー P の値を変更する。

【 数 5 】

$$P = \max_i P_i \quad \dots (5)$$

【 0 0 7 0 】

式 (5) において、左辺の P が原点 2 0 1 の変更後のパワー P の値であり、右辺の P_i が構造要素 2 0 0 の各点のパワー P の値である。つまり、膨張処理において、原点 2 0 1 の画素に対応するパワー P の値が、構造要素 2 0 0 の 3 点の中で最大のパワー P の点の画素に対応するパワー P の値に置き換えられる。但し、構造要素 2 0 0 を移動させる対象の Cモードフレーム 3 0 0 の各画素に対応するパワー P そのものを変更するものではなく、当該 Cモードフレーム 3 0 0 とは別にパワー P の変更後の Cモードフレームの各画素に対応するパワー P を設定するものとし、以下の構造要素 2 0 0 の移動を伴う他の処理においても同様である。

【 0 0 7 1 】

そして、膨張処理の後、モーフォロジー処理部 7 6 1 は、収縮処理として、上記の構造要素 2 0 0 の再度の移動とともに、次式 (6) により、構造要素 2 0 0 の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム 3 0 0 の各画素に対応する原点 2 0 1 のパワー P の値を変更する。

【 数 6 】

$$P = \min_i P_i \quad \dots (6)$$

【 0 0 7 2 】

式 (6) において、左辺の P が原点 2 0 1 の変更後のパワー P の値であり、右辺の P_i が構造要素 2 0 0 の各点のパワー P の値である。つまり、収縮処理において、原点 2 0 1 の画素に対応するパワー P の値が、構造要素 2 0 0 の 3 点の中で最小のパワー P の点の画素に対応するパワー P の値に置き換えられる。

【 0 0 7 3 】

図 1 0 は、血流領域及び非血流領域におけるモーフォロジー処理の概念図である。図 1 0 において、Q S P の 4 ラインの並列受信のうち、反射超音波の内側の 2 ラインを「内」で表し、外側の 2 ラインを「外」で表し、縦方向を血流信号の信号レベルにとる。血流領域における外側の隣り合う 2 ラインを含む 4 ラインの領域を、領域 R 1 , R 2 とし、非血流領域における外側の隣り合う 2 ラインを含む 4 ラインの領域を、領域 R 3 とする。領域 R 1 , R 2 において、モーフォロジー処理部 7 6 1 のモーフォロジー処理により、Q S P により信号レベルが低下した外側の 2 ラインに対応するパワー P は、上向きの矢印で示すように高められて補償される。また、領域 R 3 において、モーフォロジー処理部 7 6 1 のモーフォロジー処理は、血流の辺縁に対応するパワー P の信号レベルが変更されず影響がない。

【 0 0 7 4 】

図 1 1 (a) は、血流速度 V 及びパワー P との座標平面におけるキーホールフィルター 7 6 2 の除去する信号成分を示す図である。図 1 1 (b) は、複素座標平面におけるキーホールフィルター 7 6 2 の除去する信号成分を示す図である。

【 0 0 7 5 】

キーホールフィルター 7 6 2 は、Cモード画像のフレームを構成するパワー P、血流速度 V、分散 T をフィルタリングして、ノイズを除去する。図 8 (a) に示すように、Vモード、V-Tモードにおいて、キーホールフィルター 7 6 2 は、モーフォロジー処理部 7

10

20

30

40

50

61によりモーフォロジ処理が施されたパワーPと、データ変換部75により算出された血流速度Vと、により設定された除去する領域の血流速度Vを除去して、血流速度Vをフィルタリングする。Vモード、V-Tモードにおいて、血流速度Vは、画像表示(色付け)に使用される。図8(b)に示すように、Pモードにおいて、キーホールフィルター762は、モーフォロジ処理部761によりモーフォロジ処理が施されたパワーPと、データ変換部75により算出された血流速度Vと、により設定された除去する領域のパワーPを除去して、パワーPをフィルタリングする。Pモードにおいて、パワーPは、画像表示(色付け)に使用される。

【0076】

キーホールフィルター762は、図11(a)に示すように、血流速度V、パワーPのうち、横軸に血流速度V、縦軸にパワーPをとる平面において、斜線で表した範囲(領域)の信号成分を除去する2次元LUT(Look Up Table)として構成される。キーホールフィルター762が「キーホールフィルター」と呼ばれるのは、図11(a)の座標平面の信号成分を除去する領域が、複素座標平面において、図11(b)に示す鍵穴の形状の領域となるからである。図11(b)において、血流速度Vがベクトルの位相角になり、パワーPがベクトルの大きさになる。

10

【0077】

より具体的には、Vモード、V-Tモードにおいて、キーホールフィルター762は、血流速度Vが所定閾値より小さい領域の血流信号を、クラッターノイズとみなし、パワーPが所定閾値より小さい領域の血流信号を、背景ノイズとみなして、これらの領域の血流速度Vを除去する。また、Pモードにおいて、キーホールフィルター762は、血流速度Vが所定閾値より小さい領域の血流信号を、クラッターノイズとみなし、パワーPが所定閾値より小さい領域の血流信号を、背景ノイズとみなして、これらの領域のパワーPを除去する。

20

【0078】

空間フィルター763は、Cモード画像のフレームを構成する血流速度V、パワーP、分散Tのデータをスムージングするための2次元の加重平均フィルターである。図8(a)に示すように、Vモード又はV-Tモードにおいて、空間フィルター763は、キーホールフィルター762によりフィルタリングされた血流速度Vと、データ変換部75により算出された分散Tとをフィルタリングする。図8(b)に示すように、Pモードにおいて、空間フィルター763は、キーホールフィルター762によりフィルタリングされたパワーPをフィルタリングする。

30

【0079】

フレーム間フィルター77は、ノイズカットフィルター部76によりフィルタリングされた血流速度V、パワーPと、分散Tと、のうち、操作部2で操作入力された表示モードに対応して、Cモード画像を構成する各フレームの血流成分について、フレーム間の変化を滑らかにし残像を残すようにフィルタリングを行う。

【0080】

Cモード画像変換部78は、フレーム間フィルター77によりフィルタリングされた血流速度V、パワーP、分散Tを、Cモード画像に変換して生成する。

40

【0081】

表示処理部8は、表示器102に表示させる表示画像データを構築し、表示器102にその表示画像データを表示させる処理を行う。特に、Bモードが選択されている場合は、超音波画像として、Bモード画像生成部5で生成したBモード画像を表示画面データ中に表示させる処理を行う。また、Cモードが選択されている場合は、超音波画像として、Bモード画像生成部5で生成したBモード画像上に選択されたROIの位置に、Cモード画像生成部7で生成したCモード画像を重畳させた合成画像データを生成し、これを表示画面データ中に表示させる処理を行う。

【0082】

図12(a)、図12(b)を参照して、超音波画像診断装置100によるCモード画

50

像のゲイン補償の表示結果を説明する。図12(a)は、本実施の形態におけるVモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。図12(b)は、本実施の形態におけるPモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。ただし、超音波診断装置において一般的に実施されている空間フィルターやCモード画像変換などを省いて処理した画像を示している。

【0083】

図12(a)に示すように、超音波画像診断装置100のモーフロジー処理が施されたパワーPと、血流速度V、分散Tと、に基づくVモードでの頸動脈のCモード画像は、図17(a)の従来の超音波画像診断装置によるVモードでの頸動脈のCモード画像に比べて、QSPによる4ラインごとの縦縞が補償されている。また、図12(a)のCモード画像は、細かい血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅も発生していない。

10

【0084】

図12(b)に示すように、超音波画像診断装置100のモーフロジー処理が施されたパワーPと、血流速度Vと、に基づくPモードでの頸動脈のCモード画像は、図17(b)の従来の超音波画像診断装置によるPモードでの頸動脈のCモード画像に比べて、QSPによる4ラインごとの縦縞が補償されている。また、図12(b)のCモード画像は、細かい血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅も発生していない。

【0085】

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置100は、送信部3により、超音波探触子101への送信信号を生成し、受信部4により、超音波探触子101からの1ラインの送信超音波に対応して並列受信された4ラインの反射超音波に対応する受信信号を生成し、直交検波回路71、コーナータン制御部72、MTIフィルター73、相関演算部74、データ変換部75により、4ラインの受信信号からパワーP、血流速度V、分散Tを算出し、モーフロジー処理部761により、パワーPにモーフロジー処理を施し、Cモード画像変換部78により、モーフロジー処理が施されたパワーPを含む血流信号をCモード画像に変換する。モーフロジー処理部761は、前記算出されたパワーPに膨張処理を施し、膨張処理が施されたパワーPに収縮処理を施す。モーフロジー処理部761は、膨張処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素200を移動させるとともに、構造要素200上の原点201の画素に対応するパワーPを構造要素200上のパワーPが最大の点の画素に対応するパワーPに置き換え、収縮処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素200を移動させるとともに、構造要素200上の原点201の画素に対応するパワーPを構造要素上のパワーPが最小の点の画素に対応するパワーPに置き換える。

20

30

【0086】

このため、QSPでのPモード、Vモード、V-TモードのCモード画像上で、並列受信の外側のラインに対応するゲイン低下による信号の凹みを補償でき、且つ、細かい血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅の発生を防ぐことができる。

【0087】

(第2の実施の形態)

図13及び図14を参照して、本発明に係る第2の実施の形態を説明する。本実施の形態は、第1の実施の形態と同様に超音波画像診断装置100を用いるが、モーフロジー処理部761の動作が第1の実施の形態と異なる。このため、第1の実施の形態と同じ部分の説明を省略し、主としてモーフロジー処理部761の説明を行う。

40

【0088】

図13(a)は、本実施の形態におけるVモード、V-Tモードでのノイズカットフィルター部76の内部構成を示すブロック図である。図13(b)は、本実施の形態におけるPモードでのノイズカットフィルター部76の内部構成を示すブロック図である。

【0089】

50

図13(a)、図13(b)に示すように、Vモード、V-Tモード、Pモードのいずれにおいても、モーフォロジー処理部761は、データ変換部75により算出されたパワーP及び血流速度Vにモーフォロジー処理を施す。本実施の形態では、モーフォロジー処理部761は、クロージング処理として、データ変換部75により算出されたパワーPに、膨張処理及び収縮処理を順に施し、このパワーPの変更に応じて血流速度Vの値を変更する。

【0090】

本実施の形態においても、モーフォロジー処理部761は、図9(b)に示すように、Cモードフレーム300上で構造要素200を移動させる。

【0091】

モーフォロジー処理部761は、モーフォロジー処理の膨張処理として、上記の構造要素200の移動とともに、次式(7)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201のパワーPの値を変更する。

【数7】

$$P = P_{i_{max}} \quad \dots (7)$$

【0092】

式(7)において、左辺のPが原点201の変更後のパワーPの値であり、右辺の $P_{i_{max}}$ が点 i_{max} のパワーPの値である。ただし点 i_{max} は、構造要素200の3点の中で最大のパワーPのある点を示す。つまり、膨張処理において、原点201の画素に対応するパワーPの値が、構造要素200の3点の中で最大のパワーPの点の画素に対応するパワーPの値に置き換えられる。

【0093】

さらに、モーフォロジー処理部761は、上記膨張処理と並行して、上記の構造要素200の移動とともに、次式(8)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201の血流速度Vの値を変更する。

【数8】

$$V = V_{i_{max}} \quad \dots (8)$$

【0094】

式(8)において、左辺のVが原点201の変更後の血流速度Vの値であり、右辺の $V_{i_{max}}$ が点 i_{max} の血流速度Vの値である。つまり、原点201の画素に対応する血流速度Vの値が、構造要素200の3点の中で最大のパワーPの点の画素に対応する血流速度Vの値に置き換えられる。

【0095】

そして、膨張処理の後、モーフォロジー処理部761は、収縮処理として、上記の構造要素200の再度の移動とともに、次式(9)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201のパワーPの値を変更する。

【数9】

$$P = P_{i_{min}} \quad \dots (9)$$

【0096】

式(9)において、左辺のPが原点201の変更後のパワーPの値であり、右辺の $P_{i_{min}}$ が点 i_{min} のパワーPの値である。ただし、点 i_{min} は、構造要素200の3点の中で最小のパワーPのある点を示す。つまり、収縮処理において、原点201の画素に対応するパワーPの値が、構造要素200の3点の中で最小のパワーPの点の画素に対応するパワーPの値に置き換えられる。

【0097】

さらに、モーフォロジー処理部761は、上記収縮処理と並行して、上記の構造要素200の再度の移動とともに、次式(10)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201の血流速度Vの値を変更する。

。

10

20

30

40

50

【数 10】

$$V = V_{i_{min}} \quad \dots (10)$$

【0098】

式(10)において、左辺の V が原点201の置き換え後の血流速度 V の値であり、右辺の $V_{i_{min}}$ が点 i_{min} の血流速度 V の値である。つまり、原点201の画素に対応する血流速度 V の値が、構造要素200の3点の中で最小のパワー P の点の画素に対応する血流速度 V の値に置き換えられる。

【0099】

図14(a)、図14(b)を参照して、超音波画像診断装置100によるCモード画像のゲイン補償の表示結果を説明する。図14(a)は、本実施の形態におけるVモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。図14(b)は、本実施の形態におけるPモードでの頸動脈のCモード画像を示す図である。

10

【0100】

図14(a)に示すように、超音波画像診断装置100のモーフォロジー処理が施されたパワー P 、血流速度 V と、分散 T と、に基づくVモードでの頸動脈のCモード画像は、図17(a)の従来の超音波画像診断装置によるVモードでの頸動脈のCモード画像に比べて、QSPによる4ラインごとの縦縞が補償されている。また、図14(a)のCモード画像は、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅も発生していない。

【0101】

図14(b)に示すように、超音波画像診断装置100のモーフォロジー処理が施されたパワー P 、血流速度 V に基づくPモードでの頸動脈のCモード画像は、図17(b)の従来の超音波画像診断装置によるPモードでの頸動脈のCモード画像に比べて、QSPによる4ラインごとの縦縞が補償されている。また、図14(b)のCモード画像は、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅も発生していない。

20

【0102】

以上、本実施の形態によれば、モーフォロジー処理部761は、膨張処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素200を移動させるとともに、構造要素200上の原点201の画素に対応するパワー P を構造要素200上のパワー P が最大の点の画素に対応するパワー P に置き換え、収縮処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素200を移動させるとともに、構造要素200上の原点201の画素に対応するパワー P を構造要素200上のパワー P が最小の点の画素に対応するパワー P に置き換える。モーフォロジー処理部761は、膨張処理の構造要素200の移動とともに、構造要素200上の原点201の画素に対応する血流速度 V を前記パワー P の置き換え元の点の画素に対応する血流速度 V に置き換え、収縮処理の構造要素200の移動とともに、構造要素200上の原点201の画素に対応する血流速度を前記パワー P の置き換え元の点の画素に対応する血流速度 V に置き換える。

30

【0103】

このため、QSPでのPモード、Vモード、V-Tモード等のCモード画像上で、ゲイン低下による信号の凹みを補償でき、且つ、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅の発生を防ぐことができる。また、パワー P が低く S/N (Signal to Noise)比が低い点のパワー P をモーフォロジー処理で持ち上げてしまい、不適切な血流速度 V が表示されることを低減できる。

40

【0104】

(第3の実施の形態)

図15を参照して、本発明に係る第3の実施の形態を説明する。本実施の形態は、第1の実施の形態と同様に超音波画像診断装置100を用いるが、モーフォロジー処理部761の動作が第1の実施の形態と異なる。このため、第1の実施の形態と同じ部分の説明を省略し、主としてモーフォロジー処理部761の説明を行う。

【0105】

50

図15は、本実施の形態におけるVモード、V-Tモードでのノイズカットフィルター部76の内部構成を示すブロック図である。

【0106】

図15に示すように、Vモード、V-Tモードのいずれにおいても、モーフォロジー処理部761は、データ変換部75により算出されたパワーP及び分散Tにモーフォロジー処理を施す。本実施の形態では、モーフォロジー処理部761は、クロージング処理として、データ変換部75により算出されたパワーPに、膨張処理及び収縮処理を順に施し、このパワーPの変更に応じて分散Tの値を変更する。

【0107】

本実施の形態においても、モーフォロジー処理部761は、図9(b)に示すように、Cモードフレーム300上で構造要素200を移動させる。

10

【0108】

モーフォロジー処理部761は、モーフォロジー処理の膨張処理として、上記の構造要素200の移動とともに、式(7)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201のパワーPの値を変更する。つまり、膨張処理において、原点201の画素に対応するパワーPの値が、構造要素200の3点の中で最大のパワーPの点の画素に対応するパワーPの値に置き換えられる。

【0109】

さらに、モーフォロジー処理部761は、上記膨張処理と並行して、上記の構造要素200の移動とともに、次式(11)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、C

20

【数11】

$$T = T_{i_{max}} \quad \dots (11)$$

【0110】

式(11)において、左辺のTが原点201の変更後の分散Tの信号値であり、右辺の $T_{i_{max}}$ が点 i_{max} の分散Tの値である。つまり、原点201の画素に対応する分散Tの値が、構造要素200の3点の中で最大のパワーPの点の画素に対応する分散Tの値に置き換えられる。

【0111】

そして、膨張処理の後、モーフォロジー処理部761は、収縮処理として、上記の構造要素200の再度の移動とともに、式(9)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201のパワーPの値を変更する。つまり、収縮処理において、原点201の画素に対応するパワーPの値が、構造要素200の3点の中で最小の点の画素に対応するパワーPの値に置き換えられる。

30

【0112】

さらに、モーフォロジー処理部761は、上記収縮処理と並行して、上記の構造要素200の再度の移動とともに、次式(12)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201の分散Tの値を変更する。

【数12】

$$T = T_{i_{min}} \quad \dots (12)$$

40

【0113】

式(12)において、左辺のTが原点201の変更後の分散Tの値であり、右辺の $T_{i_{min}}$ が点 i_{min} の分散Tの値である。つまり、原点201の画素に対応する分散Tの値が、構造要素200の3点の中で最小のパワーPの点の画素に対応する分散Tの値に置き換えられる。

【0114】

本実施の形態での超音波画像診断装置100のモーフォロジー処理が施されたパワーP、分散Tと、血流速度Vと、に基づくVモードでの頸動脈のCモード画像は、QSPによる4ラインごとの縦縞が補償され、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅も発生しない。

50

【 0 1 1 5 】

Pモードでは、Cモード画像の生成に分散Tを使わない。このため、本実施の形態のPモードでの超音波画像診断装置100の動作は、図8(b)に示すように、第1の実施の形態における動作と同様となる。

【 0 1 1 6 】

以上、本実施の形態によれば、モーフォロジ処理部761は、膨張処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素200を移動するとともに、構造要素200上の原点201の画素に対応するパワーPを構造要素200上のパワーPが最大の点の画素に対応するパワーPに置き換え、収縮処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素200を移動させるとともに、構造要素200上の原点201の画素に対応するパワーPを構造要素200上のパワーPが最小の点の画素に対応するパワーPに置き換える。モーフォロジ処理部761は、膨張処理の構造要素200の移動とともに、構造要素200上の原点201の画素に対応する分散Tを前記パワーPの置き換え元の点の画素に対応する分散Tに置き換え、収縮処理の構造要素200の移動とともに、構造要素200上の原点201の画素に対応する分散Tを前記パワーPの置き換え元の点の画素に対応する分散Tに置き換える。

10

【 0 1 1 7 】

このため、QSPでのPモード、Vモード、V-Tモード等のCモード画像上で、ゲイン低下による信号の凹みを補償でき、且つ、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅の発生を防ぐことができる。また、パワーPが低くS/N値が低い点のパワーPをモーフォロジ処理で持ち上げてしまい、不適切な分散Tが表示されることを低減できる。

20

【 0 1 1 8 】

(第4の実施の形態)

図16を参照して、本発明に係る第4の実施の形態を説明する。本実施の形態は、第1の実施の形態と同様に超音波画像診断装置100を用いるが、モーフォロジ処理部761の動作が第1の実施の形態と異なる。このため、第1の実施の形態と同じ部分の説明を省略し、主としてモーフォロジ処理部761の説明を行う。

【 0 1 1 9 】

図16は、本実施の形態におけるVモード、V-Tモードでのノイズカットフィルター部76の内部構成を示すブロック図である。

30

【 0 1 2 0 】

図16に示すように、Vモード、V-Tモードのいずれにおいても、モーフォロジ処理部761は、データ変換部75により算出されたパワーP、血流速度V及び分散Tにモーフォロジ処理を施す。本実施の形態では、モーフォロジ処理部761は、クロージング処理として、データ変換部75により算出されたパワーPに、膨張処理及び収縮処理を順に施し、このパワーPの変更に応じて、血流速度V、分散Tの値を変更する。

【 0 1 2 1 】

本実施の形態においても、モーフォロジ処理部761は、図9(b)に示すように、Cモードフレーム300上で構造要素200を移動させる。

40

【 0 1 2 2 】

モーフォロジ処理部761は、モーフォロジ処理の膨張処理として、上記の構造要素200の移動とともに、式(7)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201のパワーPの値を変更する。つまり、膨張処理において、原点201のパワーPの信号値が、構造要素200の3点の中で最大のパワーPの点のパワーPの値に置き換えられる。

【 0 1 2 3 】

さらに、モーフォロジ処理部761は、上記膨張処理と並行して、上記の構造要素200の移動とともに、式(8)により、構造要素200の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム300の各画素に対応する原点201の血流速度Vの信号値を変更する。つま

50

り、原点 201 の画素に対応する血流速度 V の値が、構造要素 200 の 3 点の中で最大のパワー P の点の画素に対応する血流速度 V の信号値に置き換えられる。

【0124】

さらに、モーフロジー処理部 761 は、上記膨張処理と並行して、上記の構造要素 200 の移動とともに、式 (11) により、構造要素 200 の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム 300 の各画素に対応する原点 201 の分散 T の値を変更する。つまり、原点 201 の画素に対応する分散 T の値が、構造要素 200 の 3 点の中で最大のパワー P の点の画素に対応する分散 T の値に置き換えられる。

【0125】

そして、膨張処理の後、モーフロジー処理部 761 は、収縮処理として、上記の構造要素 200 の再度の移動とともに、式 (9) により、構造要素 200 の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム 300 の各画素に対応する原点 201 のパワー P の値を変更する。つまり、収縮処理において、原点 201 の画素に対応するパワー P 値が、構造要素 200 の 3 点の中で最小のパワー P の点の画素に対応するパワー P の値に置き換えられる。

【0126】

さらに、モーフロジー処理部 761 は、上記収縮処理と並行して、上記の構造要素 200 の再度の移動とともに、式 (10) により、構造要素 200 の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム 300 の各画素に対応する原点 201 の血流速度 V の信号値を変更する。つまり、原点 201 の画素に対応する分散 T の信号値が、構造要素 200 の 3 点の中で最小のパワー P の点の画素に対応する血流速度 V の信号値に変更される。

【0127】

さらに、モーフロジー処理部 761 は、上記収縮処理と並行して、上記の構造要素 200 の再度の移動とともに、式 (12) により、構造要素 200 の各点の信号値を用いて、Cモードフレーム 300 の各画素に対応する原点 201 の分散 T の値を変更する。つまり、原点 201 の画素に対応する分散 T の値が、構造要素 200 の 3 点の中で最小のパワー P の点の画素に対応する分散 T の値に置き換えられる。

【0128】

本実施の形態での超音波画像診断装置 100 のモーフロジー処理が施されたパワー P 、血流速度 V 、分散 T に基づく V モードでの頸動脈の Cモード画像は、QSP による 4 ラインごとの縦縞が補償され、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広がり及び背景ノイズの増幅も発生しない。

【0129】

Pモードでは、Cモード画像の生成に分散 T を使わない。このため、本実施の形態の Pモードでの超音波画像診断装置 100 の動作は、図 8 (b) に示すように、第 1 の実施の形態における動作と同様となる。

【0130】

以上、本実施の形態によれば、モーフロジー処理部 761 は、膨張処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素 200 を移動させるとともに、構造要素 200 上の原点 201 の画素に対応するパワー P を構造要素 200 上のパワー P が最大の点の画素に対応するパワー P に置き換え、収縮処理として、Cモード画像の各画素上に構造要素 200 を移動させるとともに、構造要素 200 上の原点 201 の画素に対応するパワー P を構造要素 200 上のパワー P が最小の点の画素に対応するパワー P に置き換える。モーフロジー処理部 761 は、膨張処理の構造要素 200 の移動とともに、構造要素 200 上の原点の画素に対応する血流速度 V 、分散 T を前記パワー P の置き換え元の点の画素に対応する血流速度 V 、分散 T に置き換え、収縮処理の構造要素 200 の移動とともに、構造要素 200 上の原点の画素に対応する血流速度 V 、分散 T を前記パワー P の置き換え元の点の画素に対応する血流速度 V 、分散 T に置き換える。

【0131】

このため、QSPでのPモード、Vモード、V-Tモード等のCモード画像上で、ゲイン低下による信号の凹みを補償でき、且つ、細い血流のつぶれ、血流の辺縁のボケた広が

10

20

30

40

50

り及び背景ノイズの増幅の発生を防ぐことができる。また、パワーPが低くS/N値が低い点のパワーPをモーフォロジ処理で持ち上げてしまい、不適切な血流速度V、分散Tが表示されることを低減できる。

【0132】

なお、上記実施の形態における記述は、本発明に係る好適な超音波画像診断装置及び超音波画像生成方法の一例であり、これに限定されるものではない。

【0133】

例えば、上記各実施の形態において、キーホールフィルタ762は、Vモード、V-Tモードにおいて、パワーP、血流速度Vを用いて設定された除去する領域に対応する血流速度Vを除去し、Pモードにおいて、パワーP、血流速度Vを用いて設定された除去する領域に対応するを除去する構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、キーホールフィルタ762は、Vモード、V-Tモードにおいて、パワーP、血流速度Vを用いて設定された除去する領域に対応するパワーP、血流速度V、分散Tを除去し、Pモードにおいて、パワーP、血流速度Vを用いて設定された除去する領域に対応するパワーP、血流速度Vを除去する構成としてもよい。

10

【0134】

また、上記各実施の形態において、Cモード画像処理器59がCモード画像生成部7の動作を行う構成としたが、これに限定されるものではない。Cモード画像生成部7の動作に対応する処理をプログラムの実行(例えば、演算処理器61(制御部9)によるメモリ60上のプログラムの実行)により行う構成としてもよい。本発明に係るプログラムのコンピュータ読み取り可能な媒体は、メモリ60としたが、この例に限定されない。その他のコンピュータ読み取り可能な媒体として、フラッシュメモリ等の不揮発性メモリ、CD-ROM等の可搬型記録媒体を適用することが可能である。また、本発明に係るプログラムのデータを通信回線を介して提供する媒体として、キャリアウエーブ(搬送波)も本発明に適用される。

20

【0135】

また、以上の実施の形態における超音波画像診断装置100を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【符号の説明】

【0136】

100 超音波画像診断装置

1 制御器

2 操作部

3 送信部

4 受信部

5 Bモード画像生成部

6 ROI設定部

7 Cモード画像生成部

71 直交検波回路

711, 712 乗算部

713, 714 LPF

72 コーナーターン制御部

73 MTIフィルター

74 相関演算部

75 データ変換部

76 ノイズカットフィルター部

761 モーフォロジ処理部

762 キーホールフィルタ

763 空間フィルタ

77 フレーム間フィルタ

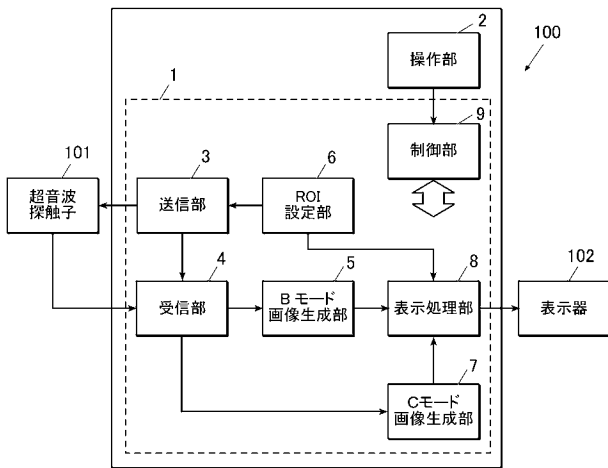
30

40

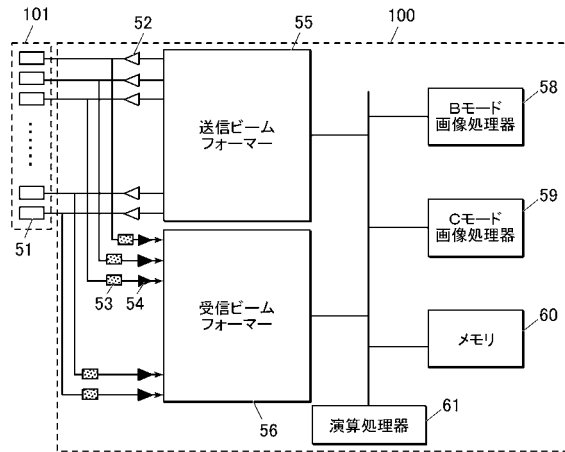
50

- 7 8 Cモード画像変換部
- 8 表示処理部
- 9 制御部
- 5 1 圧電変換素子
- 5 2 パルサー
- 5 3 増幅器
- 5 4 A/Dコンバーター
- 5 5 送信ビームフォーマー
- 5 6 受信ビームフォーマー
- 5 8 Bモード画像処理器
- 5 9 Cモード画像処理器
- 6 0 メモリ
- 6 1 演算処理器
- 1 0 1 超音波探触子
- 1 0 2 表示器

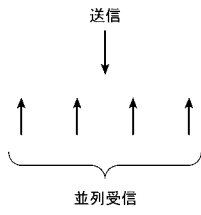
【図1】



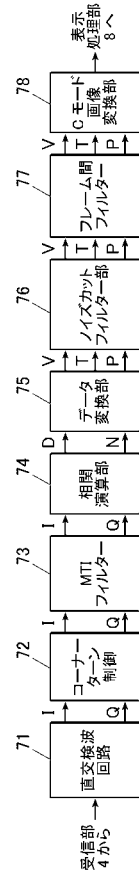
【図2】



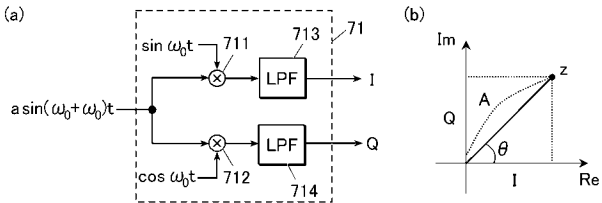
【 図 3 】



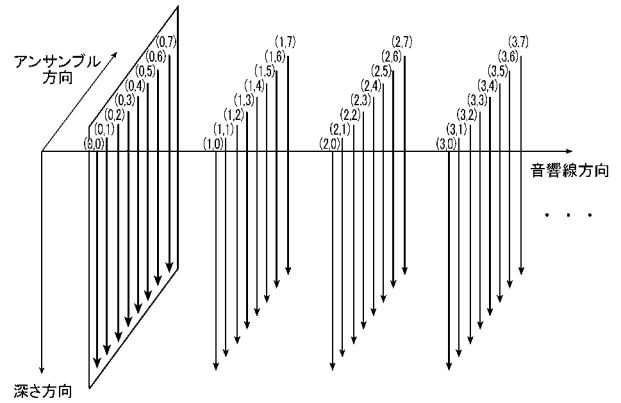
【 図 4 】



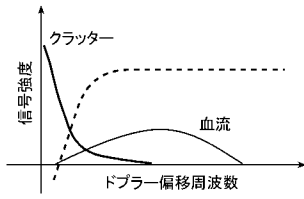
【 図 5 】



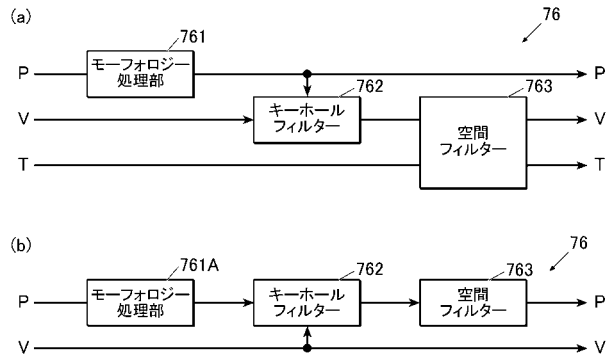
【 図 6 】



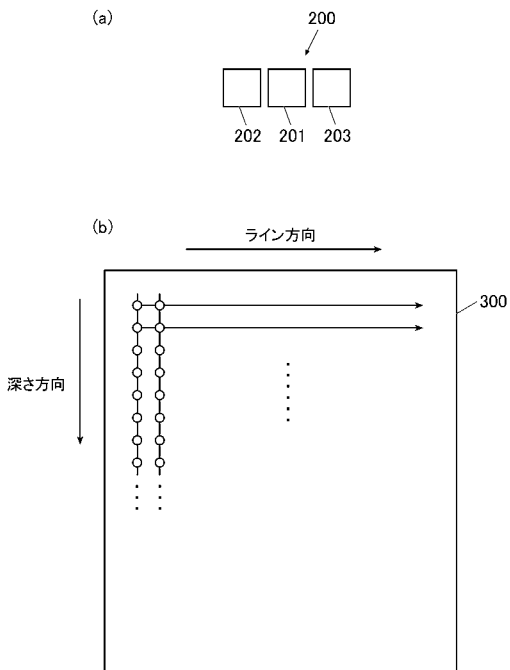
【 図 7 】



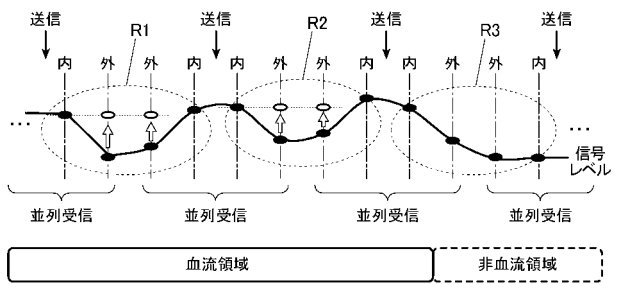
【 図 8 】



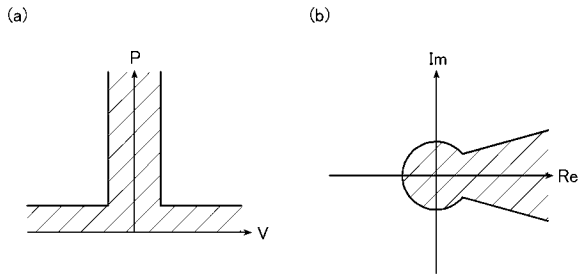
【 図 9 】



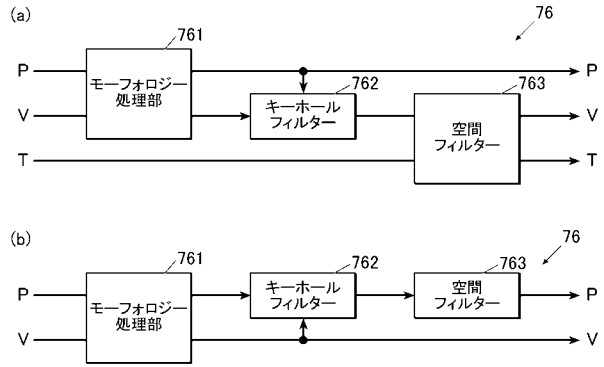
【 図 10 】



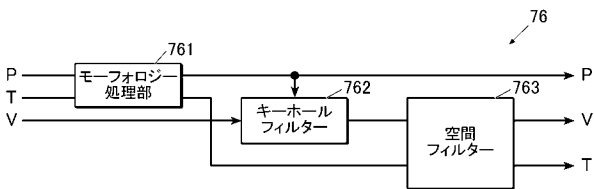
【 図 1 1 】



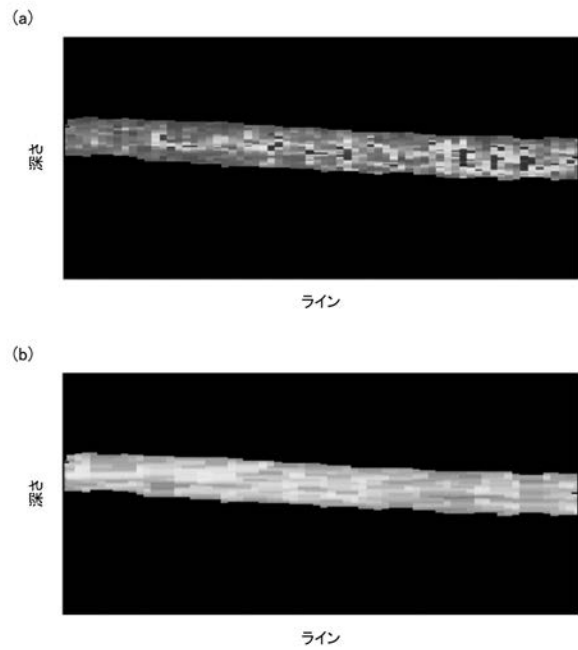
【 図 1 3 】



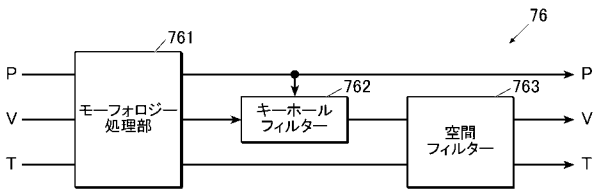
【 図 1 5 】



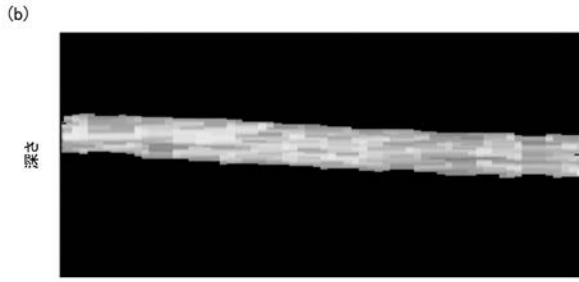
【 図 1 2 】



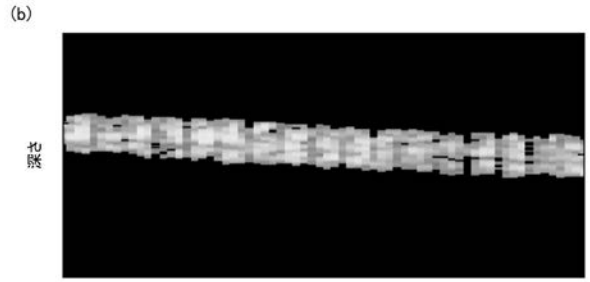
【 図 1 6 】



【 図 1 4 】



【 図 1 7 】



专利名称(译)	超声波图像诊断装置，超声波图像生成方法以及程序		
公开(公告)号	JP2016135187A	公开(公告)日	2016-07-28
申请号	JP2015011436	申请日	2015-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	川端章裕		
发明人	川端 章裕		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD04 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/GB04 4C601/HH28 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19		
其他公开文献	JP6451343B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：补偿由于并行接收多条线而导致的C模式图像增益降低而导致的信号凹痕，从而导致稀薄的血流塌陷，血流外围边缘模糊以及背景噪声放大。这是为了预防。超声波诊断成像设备100对应于由接收单元4并行接收的多行反射超声波，该接收单元4对应于从超声波探头101发送的超声波的一行。产生接收信号，C模式图像生成单元7根据多条线的接收信号计算表示血流状态的信号，对该血流信号进行形态学处理，并执行经过形态学处理的血流。包括该信号的血流信号被转换成C模式图像。[选型图]图1

