

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4746758号
(P4746758)

(45) 発行日 平成23年8月10日 (2011. 8. 10)

(24) 登録日 平成23年5月20日 (2011. 5. 20)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2001-123744 (P2001-123744)
 (22) 出願日 平成13年4月23日 (2001. 4. 23)
 (65) 公開番号 特開2002-607 (P2002-607A)
 (43) 公開日 平成14年1月8日 (2002. 1. 8)
 審査請求日 平成20年4月21日 (2008. 4. 21)
 (31) 優先権主張番号 09/557255
 (32) 優先日 平成12年4月24日 (2000. 4. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 シード・オマー・イシュラク
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・フォ
 ックスポイント・ノース・ビーチ・ドライ
 ブ、8 0 3 5 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 Bモード及びカラー・フロー・モードでの強化された流れ撮像を結合することによる超音波画像表示

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波システム (1) においてグレイ・スケール動作モードからのデータとカラー・フ
 ロー動作モードからのデータとを結合することにより被検体 (S) の画像を表示する装置
 であって、前記被検体内に超音波のビームを送信し、該送信された超音波に応答して発生
 される前記被検体からのエコー超音波を受信して、該エコー超音波を対応する受信信号へ
 変換するのに適したトランスデューサ (1 0) と、前記グレイ・スケール動作モードにお
 いて、前記トランスデューサが第 1 の超音波を送信して、該第 1 の超音波に
 応答して受信されるエコー超音波に
 応答して第 1 の受信信号を発生するように、複数の前記ビームの各
 々に沿って第 1 の所定の回数にわたって前記トランスデューサ (1 0) をパルス駆動する
 と共に、前記カラー・フロー動作モードにおいて、前記トランスデューサが第 2 の超音波
 を送信して、該第 2 の超音波に
 応答して受信されるエコー超音波に
 応答して第 2 の受信信号を発生するように、複数の前記ビームの各々に沿って第 2 の所定の回数にわたって前記
 トランスデューサ (1 0) をパルス駆動するように接続されている送信器 (1 4) と、2
 次元で前記被検体の各部分の運動を表わすグレイ・スケール・データを生成するように前
 記第 1 の受信信号に
 応答する第 1 の受信チャンネル (9 G) と、前記被検体の各部分の運動
 を表わすカラー・フロー・データを生成するように前記第 2 の受信信号に
 応答する第 2 の
 受信チャンネル (9 C) と、前記グレイ・スケール・データの少なくとも一部と前記カラー
 ・フロー・データの少なくとも一部とを結合して、結合された信号を発生するように構成
 されているプロセッサ (1 2 6) と、前記被検体の各部分の運動がカラー付きグレイ・ス

10

20

ケール画像により表示されるように、前記結合された信号に応答して画像を表示する表示器(19)と、を備え、前記第1の受信信号は振幅値を画定しており、前記第1の受信チャンネルは前記振幅値の少なくとも幾つかを減算する、装置。

【請求項2】

前記グレイ・スケール動作モードは、前記運動の視覚化を可能にするように修正されたB動作モードを含んでいる請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記カラー・フロー動作モードは、カラー・フロー・パワー動作モードを含んでいる請求項2に記載の装置。

【請求項4】

前記カラー・フロー動作モードは、カラー・フロー速度動作モードを含んでいる請求項2に記載の装置。

【請求項5】

前記第2の所定の回数は6～16の範囲にある請求項1に記載の装置。

【請求項6】

前記第1の所定の回数は2～4の範囲にある請求項1に記載の装置。

【請求項7】

前記第1の受信チャンネル(9G)はウォール・フィルタを含んでいる請求項5に記載の装置。

【請求項8】

前記カラー・フロー・データは前記第2の受信信号のパワーを表わす請求項3に記載の装置。

【請求項9】

前記カラー・フロー・データは前記被検体の各部分の速度を表わす請求項4に記載の装置。

【請求項10】

超音波システム(1)においてグレイ・スケール動作モードからのデータとカラー・フロー動作モードからのデータとを結合することにより被検体(S)の画像を表示する方法であって、前記グレイ・スケール動作モードにおいて、複数の超音波ビームの各々に沿って第1の所定の回数にわたって前記被検体(S)内に超音波のビームを送信する工程と、前記グレイ・スケール動作モードにおいて、前記送信された超音波に応答して発生される前記被検体からの第1のエコー超音波を受信する工程と、該第1のエコー超音波を対応する第1の受信信号へ変換する工程と、前記カラー・フロー動作モードにおいて、複数の超音波ビームの各々に沿って第2の所定の回数にわたって前記被検体内に超音波のビームを送信する工程と、前記カラー・フロー動作モードにおいて、前記送信された超音波に応答して発生される前記被検体からの第2のエコー超音波を受信する工程と、該第2のエコー超音波を対応する第2の受信信号へ変換する工程と、前記第1の受信信号に応答して2次元で前記被検体の各部分の運動を表わすグレイ・スケール・データを生成する工程と、前記第2の受信信号に応答して前記被検体の各部分の運動を表わすカラー・フロー・データを生成する工程と、結合された信号を発生するように、前記グレイ・スケール・データの少なくとも一部と前記カラー・フロー・データの少なくとも一部とを結合する工程と、前記被検体の各部分の運動がカラー付きグレイ・スケール画像により表示されるように、前記結合された信号に応答して画像を表示する工程と、を含んで、前記第1の受信信号は振幅値を画定しており、前記第1の受信チャンネルは前記振幅値の少なくとも幾つかを減算する、方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般的には、医療診断の目的での人体の解剖学的構造の超音波撮像に関する。具体的には、本発明は、人体内の運動する体液又は組織に超音波を送信し、次いでそこから

10

20

30

40

50

反射した超音波エコーを検出することにより、運動する体液又は組織を撮像する（造影剤を用いる場合も用いない場合もある）方法及び装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【 発明の背景 】

1998年4月23日に発明者リチャード・チャオ等により出願され、本出願人に譲渡された米国特許出願第09/065,212号、発明の名称「Bモード超音波における強化された流れ撮像のための方法及び装置」において、出願人は、グレイ・スケール・データを用いてBモードで流れの血行力学及び組織の運動の視覚化を可能にする新規の手法（以下、「グレイ・スケール・フロー」と呼ぶ）を記載している。この修正Bモード法は、連続したBモード様ファイアリング（高分解能の場合）を減算して時間にわたる変化（運動又は流れ）を表示することにより、微細分解能及び高フレーム・レートの撮像を提供する。しかしながら、カラー・フロー撮像に比べて帯域幅が広くファイアリングの回数が少ないので感度が制限される。加えて、静止組織からの信号及び流れからの信号が同等に処理されてBモード表示を用いて表示されるため、静止領域と流れ領域との間の画像分割の可能性が制限される。本発明は、かかる問題点に対処して解決法を提供する。

10

【 0 0 0 3 】

【 発明の概要 】

好ましい実施形態は、グレイ・スケール動作モード及びカラー・フロー動作モードの両方を用いて血流及び組織運動の2次元画像を表わすデータを取得する超音波システムにおいて有用である。被検体の画像は、グレイ・スケール動作モードからのデータとカラー・フロー動作モードからのデータとを結合することにより表示される。

20

【 0 0 0 4 】

より具体的には、複数の超音波ビームを被検体内に送信して、送信した超音波に応答して被検体からエコー超音波を受信する。エコー超音波は、対応する受信信号へ変換される。送信、受信及び変換は好ましくは、超音波トランスデューサによって行なわれる。トランスデューサはグレイ・スケール動作モードにおいては、ビームのうち1つに沿って第1の所定の回数にわたってパルス駆動されて、トランスデューサが第1の超音波を送信すると共に、該第1の超音波に応答して受信されたエコー超音波に第1の受信信号を発生するようにしている。トランスデューサはカラー・フロー動作モードにおいては、ビームのうち1つに沿って第2の所定の回数にわたってパルス駆動されて、トランスデューサが第2の超音波を送信すると共に、該第2の超音波に第2の受信信号を発生するようにしている。被検体の各部分の運動を表わすグレイ・スケール・フロー・データ及びカラー・フロー・データが生成される。これらのデータは好ましくは、それぞれ第1の受信チャンネル及び第2の受信チャンネルにおいて生成される。グレイ・スケール・フロー・データの少なくとも一部とカラー・フロー・データの少なくとも一部とが、好ましくはプロセッサによって結合される。結合されたデータに応じた画像が、好ましくは表示装置によって表示される。結果として、被検体の各部分の運動がカラー強調されたグレイ・スケール画像によって表示される。

30

【 0 0 0 5 】

以上の手法を用いると、グレイ・スケール・データの時間的利点及び分解能の利点を保ちながら、感度を増大させると共に、カラー・データの付加を通じて流れ領域と組織領域との間の区別を明確化することができる。

40

【 0 0 0 6 】

【 発明の実施の形態 】

図1を参照して述べると、本発明の好適実施形態に従って形成されている超音波イメージング・システム1が、別個に駆動される複数のトランスデューサ素子12を備えたトランスデューサ・アレイ10を含んでおり、送信器14によって発生されるパルス波形によってエネルギーを与えられるトランスデューサ素子の各々が単位バーストの超音波エネルギーを発生する。被検体（S）から反射してトランスデューサ・アレイ10に帰投した超音波エネルギーは、受信を行なう各々のトランスデューサ素子12によって電気信号へ変換され

50

、一組の送受信（Ｔ／Ｒ）スイッチ１８を介して受信器１６に別個に印加される。Ｔ／Ｒスイッチは典型的には、送信電子回路によって発生される高電圧から受信電子回路を保護するダイオードである。送信信号によって、ダイオードは受信器への信号を遮断したり制限したりする。送信器１４及び受信器１６は、マスタ・コントローラ２０の制御の下で操作者による命令に応答して動作する。１回の完全な走査は、送信器１４が瞬間的にオンにゲート制御されて各々のトランスデューサ素子１２にエネルギーを与え、引き続いて各々のトランスデューサ素子１２によって発生されたエコー信号が受信器１６に印加されるといった一連のエコーの取得により行われる。１つのチャンネルは、他のチャンネルが未だ送信している間に受信を開始してもよい。受信器１６は、各々のトランスデューサ素子からの別個のエコー受信信号を結合して単一のエコー信号を発生し、この単一のエコー信号を用いて表示モニタ１９上に画像の１本の線を形成する。

10

【０００７】

マスタ・コントローラ２０の指令下で、送信器１４は、超音波エネルギーが指向性を有する集束したビームとして送信されるようにトランスデューサ・アレイ１０を駆動する。このことを達成するために、送信ビームフォーマ２６によって複数のパルサ２４に対してそれぞれの時間遅延が付与される。マスタ・コントローラ２０は音波パルスが送信される条件を決定する。この情報によって、送信ビームフォーマ２６は、パルサ２４によって発生されるべき送信パルスの各々についてタイミング及び振幅を決定する。各々の送信パルスの振幅は、各々のパルサへの給電電圧を設定する高電圧コントローラ等であるアポダイゼーション生成回路３６によって生成される。次いで、パルサ２４は、トランスデューサ・アレイ１０の素子１２の各々に対してＴ／Ｒスイッチ１８を介して送信パルスを送る。Ｔ／Ｒスイッチ１８は、トランスデューサ・アレイに存在している可能性のある高電圧から時間ゲイン制御（ＴＧＣ）増幅器２８を保護している。加重は、アポダイゼーション生成回路３６の内部で生成される。アポダイゼーション生成回路３６は、送信ビームフォーマ２６から加重データを得てこのデータをパルサ２４に印加する一組のデジタル・アナログ変換器を含み得る。送信集束時間遅延を従来の態様で適当に調節すると共に、送信アポダイゼーション加重を調節することにより、送信ビームを形成するように超音波ビームを指向させて集束させることができる。

20

【０００８】

各々の送信ビームに沿って連続したレンジに位置する被検体Ｓ内の物体から反射した超音波エネルギー波の各々の単位バーストによってエコー信号が発生される。エコー信号は、各々のトランスデューサ素子１２によって別個に感知され、特定の時間点におけるエコー信号の大きさ（すなわち振幅）のサンプルが、特定のレンジにおいて生じた反射の量を表わす。反射点と各々のトランスデューサ素子１２との間の伝播経路に差があるので、エコー受信信号は同時に検出されるわけではなく、また、各エコー受信信号の振幅は等しくならない。受信器１６は、各々の受信チャンネルに設けられているそれぞれのＴＧＣ増幅器２８を介して別個のエコー信号を増幅する。ＴＧＣ増幅器によって与えられる増幅の量は、ＴＧＣ回路（図示されていない）によって駆動される制御経路（図示されていない）を通じて制御され、ＴＧＣ回路は、マスタ・コントローラ、及びポテンシオメータの手動操作によって設定される。次いで、増幅されたエコー信号は、受信ビームフォーマ３０へ供給される。受信ビームフォーマの各々の受信チャンネルが、それぞれのＴＧＣ増幅器２８によってそれぞれのトランスデューサ素子１２に結合されている。

30

40

【０００９】

マスタ・コントローラ２０の指令下で、受信ビームフォーマ３０は、送信されたビームの方向を追尾する。受信ビームフォーマ３０は、各々の増幅されたエコー信号に対して適正な時間遅延及び受信アポダイゼーション加重を付与し、これらの信号を加算して、１つの超音波ビームに沿って特定のレンジに位置する点から反射した全超音波エネルギーを正確に示すエコー受信信号を形成する。受信集束時間遅延は、特殊化されたハードウェアを用いて実時間で算出されるか、又はルックアップ・テーブルから読み込まれる。受信チャンネルはまた、受信されたパルスをフィルタ処理するための回路構成要素（サーキットリ）を有

50

している。

【 0 0 1 0 】

送信器 1 4 は 2 つの動作モードを有している。グレイ・スケール・モードでは、トランスデューサ 1 0 は各々の超音波ビームに沿って 2 回 ~ 4 回にわたってパルス駆動される。カラー・フロー・モードでは、トランスデューサ 1 0 は各々の超音波ビームに沿って 6 回 ~ 1 6 回にわたってパルス駆動される。用いられるパルスの細部は 2 つのモードの間で異なり、カラー・フロー・ファイアリングと比較するとグレイ・スケール・ファイアリングの方が一般的には高い周波数、広い帯域、及び可能性としては符号化されたパルスを用いる。代替的には、2 つのモードが同じ組のファイアリングを用いて、各々のモードが同じデータ集合を何らかの異なる方式で処理するようにすることも可能である。

10

【 0 0 1 1 】

時間遅延した受信信号は、受信器 1 6 によってグレイ・スケール・モード及びカラー・フロー・モードの両方で処理されて、処理のための 2 つのチャンネル、すなわちグレイ・スケール・フロー・データを処理するためのグレイ・スケール・チャンネル 9 G 及びカラー・フロー・データを処理するためのカラー・フロー・チャンネル 9 C へ供給される。チャンネル 9 G 及び 9 C の出力は、従来の表示モニタ 1 9 による表示向けに信号を準備する従来のスキャン・コンバータ 1 5 へ送られる。グレイ・スケール・モード（例えば B モード）では、信号の包絡線がエッジ強調及び対数圧縮等の何らかの追加処理を施されて検波される。スキャン・コンバータ 1 5 は、チャンネル 9 G 及び 9 C からデータを受け取り、これらのデータを表示に望ましい画像へ変換する。具体的には、スキャン・コンバータ 1 5 は、音波画像データを、極座標（ $R - \theta$ ）のセクタ型フォーマットから、ビデオ・レートの適当にスケーリングされたデカルト座標の表示ピクセル・データへ変換する。次いで、走査変換（スキャン・コンバート）されたこれらの音波データは、表示モニタ 1 9 上に表示するように供給され、表示モニタ 1 9 は、グレイ・スケール・モードからのデータ及びカラー・フロー・モードからのデータをカラー付きグレイ・スケール画像として画像化する。各々の送信ビーム毎に、それぞれの走査線が表示される。

20

【 0 0 1 2 】

さらに続けて図 1 を参照して述べると、グレイ・スケール・モードでは、各々のパルサへ送信系列 3 8 を N 回にわたって供給することにより、送信開口にある各々のトランスデューサ素子 1 2 が同じ波形を用いて N 回にわたってパルス駆動される。パルサ 2 4 は、発生される超音波エネルギーが各回の送信ファイアリングについてビームとして方向制御され、すなわちテアリング（steering）されるように、トランスデューサ・アレイ 1 0 の素子 1 2 を駆動する。このことを達成するために、送信系列 3 8 に応答してパルサによって発生されるそれぞれのパルス波形に対して、送信集束時間遅延 3 7 が付与される。送信集束時間遅延を従来の態様で適当に調節することにより、超音波ビームを所望の送信焦点位置に集束させることができる。

30

【 0 0 1 3 】

グレイ・スケール・モードでの各回の送信毎に、トランスデューサ素子 1 2 からのエコー受信信号が、受信ビームフォーマのそれぞれの受信チャンネル 4 0 へ供給される。マスタ・コントローラ 2 0 の指令下で、受信ビームフォーマは、送信されたビームの方向を追尾する。受信ビームフォーマは、受信されたエコー信号に対して適正な受信集束時間遅延 4 2 を付与し、これらのエコー信号を加算して、送信ビームに沿って特定の位置から反射した全超音波エネルギーを正確に示すエコー信号を形成する。時間遅延した受信信号は、特定の送信焦点位置に集束した N 回の送信ファイアリングの各回について、受信加算器 4 4 において加算される。連続した送信ファイアリングについての加算後の各受信信号は、ウォール・フィルタ 4 6 へ供給され、ウォール・フィルタ 4 6 は、N 回の送信ファイアリングに跨がるフィルタ処理を行なった後に、B モード中間プロセッサ 8 G へフィルタ処理後の信号を供給し、B モード中間プロセッサ 8 G は、ファイアリングからファイアリングにかけてフィルタ処理された信号の包絡線を形成する。後処理（エッジ強調及び対数圧縮を含めた）並びに走査変換の後に、表示モニタ 1 9 によって 1 本の走査線が表示される。この手順

40

50

は、結果として得られる画像を構成する各々の走査線におけるすべての焦点ゾーン位置について繰り返される。

【 0 0 1 4 】

本発明の好適実施形態によれば、フィルタ 4 6 は、受信加算器 4 4 の出力に結合された入力を有する F I R フィルタ 4 8 と、F I R フィルタ 4 8 に結合された入力及びグレイ・スケール B モード・ユニット 8 G に結合された出力を有するベクトル加算器 5 0 とを含んでいる。加算器 5 0 は、グレイ・スケール・モードにおいてビームに沿ってパルス動作しているトランスデューサ 1 0 から得られた受信信号に対応してその入力において受信した隣接するファイアリングに跨がる同一のレンジ点からの振幅値を実効的に減算する。F I R フィルタは、符号化されたパルスの帯域幅成形又は復号を行なうために用いることができ、各回の送信ファイアリングについて、M 個のフィルタ係数から成るそれぞれの組を受け取るための M 個のフィルタ・タップを有する。n 回目の送信ファイアリングについてのフィルタ係数は、 $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ であり、ここで、 a_n は n 回目の送信ファイアリングについてのスカラ加重であり、 $n = 0, 1, \dots, N - 1$ であり、 $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ は、F I R フィルタ 4 8 が受信信号内の所望の基本周波数又は所望の高（もしくは低）調波周波数の大部分を通過させるように、又は符号化された波形を実効的に復号するように選択されている一組のフィルタ係数である。スカラ加重 $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ は、所定の閾値よりも速い速度で運動している反射体からの信号を選択的に通過させるファイアリングに跨がる「ウォール（壁）」・フィルタを形成している。フィルタ係数 $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ は、各回の送信ファイアリングについて、マスタ・コントローラによってフィルタ係数メモリ 5 2 からフィルタへ供給される。例えば、1 回目の送信ファイアリングについては、フィルタ係数の組 $a_0 c_0, a_1 c_1, \dots, a_0 c_{M-1}$ が F I R フィルタへ供給され、2 回目の送信ファイアリングについては、フィルタ係数の組 $a_1 c_0, a_1 c_1, \dots, a_1 c_{M-1}$ が F I R フィルタへ供給され、以下同様に続く。フィルタ係数は、診断応用に応じてプログラム可能になっている。フィルタ係数の様々な組をマスタ・コントローラのメモリ内のルックアップ・テーブルに記憶することができ、所望の係数の組をシステム操作者が選択し得るようにすることができる。送信ファイアリングの数 $N = 2$ であるような応用の場合には、フィルタ係数の組の対がメモリに記憶され、選択された対の一方の組のフィルタ係数が、1 回目の送信ファイアリングの前に F I R フィルタへ転送され、この選択された対の他方の組のフィルタ係数が、1 回目の送信ファイアリングの後に且つ 2 回目の送信ファイアリングの前に F I R フィルタへ転送される。同様に、送信ファイアリングの数 $N = 3$ であるような応用の場合には、1 回目乃至 3 回目のファイアリングから得られる受信信号をフィルタ処理するのに用いるように、2 つ又は 3 つの組のフィルタ係数がメモリに記憶される。送信ファイアリングの数 $N > 3$ であるような応用についても同様の手順を踏む。N 回の送信ファイアリングについての連続した F I R フィルタ出力信号がベクトル加算器 5 0 に蓄積される。次いで、ベクトル加算器の出力信号は、従来のグレイ・スケール B モード処理を施され、続いて走査変換されて表示される。

【 0 0 1 5 】

本発明の一つの好適実施形態によれば、対応するトランスデューサ・アレイの基本周波数を中心とする N 個の同一の又は符号化された（この場合には同一ではない）広帯域パルスから成る一つの系列が、アレイによって特定の送信焦点位置へ送信される。受信時には、所望の受信周波数を中心とする帯域通過フィルタが、所望の受信成分を実質的に単離する。次いで、ウォール・フィルタが N 回の送信にわたって流れ信号を抽出する。図 5 に示すような流れフィルタが、2 つの段階を含み得る。すなわち、第 1 の段階 5 4 は、基本成分の大部分を抽出し、第 2 の段階 5 6 は、高域通過ウォール・フィルタによって静止した基本成分を実質的に抑制する。高（低）調波流れ信号を実効的に抽出する、具体的には造影剤を撮像するためにも、同じ形式の処理を行なうことができる。

【 0 0 1 6 】

基本流れフィルタの両段階ともが図 1 に示す F I R フィルタ 4 8 において具現化される。

MタップFIRフィルタ48が受信信号内の基本周波数の大部分を通過させるように一組のフィルタ係数 $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ が選択される。加えて、所与の送信焦点位置についてFIRフィルタのそれぞれの出力信号が加算されるときに、基本信号がファイアリングに跨がって高域通過フィルタ処理されるように $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ のウォール・フィルタ加重56が選択される。次いで、加算された信号は従来の方式でグレイ・スケールBモード処理され、すなわち包絡線検波、対数圧縮等を施される。

【0017】

本発明の上述の好適実施形態によれば、グレイ・スケールBモード流れ画像は、チャンネル9Cのカラー・フロー・データに従ってカラー化される。加えて、Bモード画像の幾分かの静止成分をウォール・フィルタを通じて供給することができるため、診断者が医療診断時に既知の解剖学的な標識に対する血液の流れを観測し得ようになる。このBモード画像の通過供給(フィード・スルー)は、ウォール・フィルタ加重のうち1つに摂動を加えることにより達成される。例えば、図5の流れ図に示すように、1回目の送信ファイアリングについての加重 a_0 に量 α だけ摂動を加えることができる。Bモード通過供給により、従来のBモード画像の上にカラー化された流れ画像を重ね合わせて表示することが可能になる。

【0018】

再び図1を参照して述べると、カラー・フロー動作モードにおいては、トランスデューサ10は各々の超音波ビームに沿って6回~16回にわたってパルス駆動される。従って、受信器30は、グレイ・スケール動作モード及びカラー・フロー動作モードについて別個の受信信号を生成し、これらの信号がチャンネル9G及びチャンネル9Cにおいて別個に処理される。

【0019】

図1の説明を続けると、ビームフォーマ30は、遅延付きのチャンネル・データを加算して、ビーム加算された信号を出力し、この信号は復調器(図示されていない)によって同相及び直角位相(I/Q)の信号成分へ復調される。復調器からのBモードのI出力及びQ出力は、グレイ・スケールBモード処理用の中間プロセッサ8Gへ送信され、復調器からのカラー・フローのI出力及びQ出力は、カラー処理用の中間プロセッサ8Cへ送信される。

【0020】

図2は、カラー・フロー・チャンネル9C用の中間プロセッサ8Cを示す。復調器からのI/Q信号成分は、インタリーブされている可能性のあるファイアリングからのデータをバッファリングして所与のレンジのセルにおいて各ファイアリングに跨がる点から成るベクトルとしてデータを出力することを目的とするコーナ・ターナ・メモリ117に記憶される。データは「ファスト・タイム(fast time)」式で受信され、すなわち各回のファイアリング毎に(ベクトルに沿って)レンジを下降する順に受信される。コーナ・ターナ・メモリの出力は、「スロー・タイム(slow time)」式に再配列されており、すなわち各々のレンジ・セル毎にファイアリング順に再配列されている。結果として得られた「スロー・タイム」式I/Q信号サンプルはウォール・フィルタ119を通過し、ウォール・フィルタ119は静止した組織又は極く低速で運動する組織に対応するあらゆるクラッタを除去する。次いで、フィルタ処理後の出力は、パラメータ推定器111へ供給され、パラメータ推定器111は、レンジ・セル情報を中間的な自己相関パラメータN、D及びR(0)へ変換する。N及びDは、自己相関方程式の分子及び分母であり、次のように示される。

【0021】

【数1】

10

20

30

40

$$N = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i) \quad (2)$$

$$D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}) \quad (3)$$

10

【 0 0 2 2 】

ここで、 I_i 及び Q_i は、ファイアリング i についての復調後のベースバンド化された入力データであり、 M はパケット内のファイアリングの回数である。 $R(0)$ は、パケット内のファイアリングの回数にわたる有限の和として近似され、次の通りになる。

【 0 0 2 3 】

【 数 2 】

$$R(0) = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{(I_i^2 + Q_i^2 + I_{i+1}^2 + Q_{i+1}^2)}{2} \quad (4)$$

20

【 0 0 2 4 】

プロセッサが、 N 及び D を各々のレンジ・セル毎の大きさ及び位相へ変換する。用いられる方程式は次の通りである。

【 0 0 2 5 】

$$|R(T)| = (N^2 + D^2)^{1/2} \quad (5)$$

$$\phi(R(T)) = \tan^{-1}(N/D) \quad (6)$$

【 0 0 2 6 】

パラメータ推定器は、大きさ及び位相の値を処理して、パワー、速度、及び乱流又は分散の各推定値を表わす値を有する信号とし、それぞれ導体 1 1 1 A、1 1 1 B 及び 1 1 1 C 上へ送信する。位相は平均ドブラ周波数を算出するのに用いられ、平均ドブラ周波数は後に示すように速度に比例している。また、 $R(0)$ 及び $|R(T)|$ (大きさ) は乱流を推定するのに用いられる。

30

【 0 0 2 7 】

ヘルツ単位での平均ドブラ周波数は、 N 及び D の位相、並びにパルス繰り返し時間 T から得られる。

【 0 0 2 8 】

【 数 3 】

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi T} \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] = \frac{1}{2\pi T} (\phi(R(T))) \quad (7)$$

40

【 0 0 2 9 】

平均速度は、下記のドブラ・シフト方程式を用いて算出される。流れ方向とサンプリング方向との間の角度である θ は未知であるので、 $\cos \theta$ は 1.0 であるものと仮定される。

【 0 0 3 0 】

【 数 4 】

$$\bar{v} = \frac{\bar{f}}{f_0} \frac{c}{2 \cos \theta} \quad (8)$$

【 0 0 3 1 】

好ましくは、パラメータ推定器は、平均ドプラ周波数を中間的な出力として算出するのではなく、ルックアップ・テーブルを用いてプロセッサの位相出力から直

【 0 0 3 2 】

【 外 1 】

接 $\bar{v}$ を算出する。

10

【 0 0 3 3 】

乱流は、平均ドプラ周波数の分散の 2 次級数展開として時間領域において算出することができる。乱流の時間領域表現は、ゼロ遅れ及び 1 段遅れの自己相関関数 $R(0)$ 及び $R(T)$ をそれぞれ算出することを含んでいる。正確な自己相関関数は、パケット内のファイアリングの回数の範囲内での既知のデータにわたる有限の和によって近似される。

【 0 0 3 4 】

$\sigma^2 = [2 / (2\pi T)^2] [1 - (|R(T)| / R(0))] \quad (9)$ 。

【 0 0 3 5 】

20

平均値信号 $\phi(R(T))$ は、流動する反射体の平均ドプラ周波数シフトの推定値であり、延いては平均血流速度に比例している。分散信号 σ^2 は、ベースバンド・エコー信号の流れ信号成分の周波数の拡がりを示している。この値は、乱流が多くて速度の混成である一方で層流は極めて狭い範囲の速度を有しているので、流れの乱れの指標となる。流動する反射体からの信号の強度を示すためには、信号 $R(0)$ が、ドプラ・シフトした流れ信号における帰投パワーの量を示す。

【 0 0 3 6 】

導体 1 1 1 A 上の信号パワーはデータ圧縮モジュール 1 1 3 を通って出力経路 1 1 3 A へ到る。モジュール 1 1 3 は複数の群を成すデータ圧縮曲線に従ってデータを圧縮する。異なる走査応用のために異なる群の曲線を用意することができる。例えば、1 つの群の曲線を腎臓走査のために用意する一方、他の群の曲線を頸動脈走査のために用意する。典型的には、群当たり約 3 の曲線が存在する。信号のダイナミック・レンジはデータ圧縮に用いられる曲線に従って変化する。各々の群内の曲線は、ダイナミック・レンジが増大する順序で配列されている。利用者が走査応用を選択すると、コントローラ 2 0 が既定の曲線を設定する。ダイナミック・レンジは、表示器 1 9 上に形成される強度又はルーメンの範囲を制御する。

30

【 0 0 3 7 】

図 3 を参照して述べると、グレイ・スケール・チャンネル 9 G 用のグレイ・スケール B モード中間プロセッサ 8 G は、量 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ を算出することにより、ビーム加算された受信信号の包絡線を形成する包絡線検波器 1 1 0 を含んでいる。信号の包絡線に対数圧縮 (図 3 のブロック 1 1 2) 等の何らかの追加の B モード処理を施して 2 次元画像を表わす表示データを形成し、スキャン・コンバータ 1 5 (図 1) へ出力する。

40

【 0 0 3 8 】

再び図 1 を参照して述べると、カラー・フロー推定値及び B フロー・グレイ・スケール表示データがスキャン・コンバータ 1 5 へ送られると、スキャン・コンバータ 1 5 はデータをビデオ表示用の 2 次元 X Y フォーマットへ変換する。走査変換されたフレームはビデオ・プロセッサ 1 7 へ渡されて、ビデオ・プロセッサ 1 7 は基本的には、ビデオ・データをビデオ表示のために表示用のカラー・マップとグレイ・スケール画像フレームとを結合したものへマッピングする。次いで、画像フレームはビデオ・モニタ 1 9 へ送られて表示される。典型的には、カラー付きグレイ・スケール画像については、速度又はパワーのいず

50

れかがグレイ・スケールで表示される。システム制御はホスト・コンピュータ（図示されていない）に集中化されており、ホスト・コンピュータは操作者インタフェイス（例えばキーボード）を介して操作者入力を受け取って、様々なサブシステムを制御する。

【0039】

一般的には、Bフロー・グレイ・スケール画像については、表示データはスキャン・コンバータ15によってビデオ表示用のXYフォーマットへ変換される。走査変換されたフレームはビデオ・プロセッサ17へ渡されて、ビデオ・プロセッサ17はビデオ・データをビデオ表示のためのグレイ・スケール又はグレイ・マッピングとしてマッピングする。次いで、グレイ・スケール画像フレームはビデオ・モニタ19へ送られて表示される。

【0040】

ビデオ・モニタ19によって表示される画像は、各々のデータが表示器のそれぞれのピクセルの強度又は輝度を指示しているようなデータから成る画像フレームから形成されている。画像フレームは例えば、256×256のデータ・アレイ等で構成され、データ・アレイ内の各々の強度データがピクセルの輝度を指示する8ビットの二進数となっている。表示モニタ19上の各々のピクセルの輝度は、周知の態様でデータ・アレイ内の対応する要素の値を読み取ることにより絶えず更新される。各々のピクセルが強度値を有しており、該強度値は呼び掛けを行なった超音波パルスに応答したそれぞれのサンプル空間の後方散乱体の断面積と、用いられているグレイ・マップとの関数となっている。

【0041】

図4を参照して述べると、システム制御はホスト・コンピュータ又はプロセッサ126に集中化されており、プロセッサ126は操作者インタフェイス（図示されていない）を介して操作者入力を受け取って、様々なサブシステムを制御する。プロセッサ126はまた、システムのタイミング信号及び制御信号を発生し、中央処理ユニット（CPU）130とランダム・アクセス・メモリ132とを含んでいる。キーボード129を用いてCPU130にデータを入力する。CPU130は、取得された生データに基づいてグレイ・マップ及びカラー・マップを構築するのに用いられるルーチンを記憶する読み出し専用メモリを内部に組み入れている。

【0042】

スキャン・コンバータ15は、極座標メモリ122とXYメモリ124とを含んでいる。メモリ122に極座標（R-θ）セクタ・フォーマットで記憶されているグレイ・スケールBモード・フロー・データ及びカラー・フロー強度データは、適当にスケールされたデカルト座標ピクセル表示データへ変換されて、XYメモリ124に記憶される。カラー・フロー速度データはメモリ位置122CVに記憶され、カラー・フロー・パワー・データはメモリ位置122CPに記憶され、グレイ・スケール・Bモード・フロー・データはメモリ位置122Gに記憶される。また、カラー・フロー速度データはメモリ位置124CVにも記憶され、カラー・フロー・パワー・データはメモリ位置124CPに記憶され、Bフロー・グレイ・スケール・データはメモリ位置124Gに記憶される。走査変換されたフレームはビデオ・プロセッサ17に渡されて、ビデオ・プロセッサ17はデータをビデオ表示用のカラー付きグレイ・マップへマッピングする。カラー・フロー・データは本質的に、カラー化される正しいBモード・フロー・データ・ピクセルを識別する道具として利用される。次いで、カラー付きグレイ・スケール画像フレームはビデオ・モニタへ送られて表示される。

【0043】

音波サンプル・データの連続したフレームは、先入れ先出し方式でシネ・メモリ128に記憶される。カラー速度フレームはメモリ位置128CVに記憶され、カラー・パワー・フレームはメモリ位置128CPに記憶され、Bフロー・グレイ・スケール・フレームはメモリ位置128Gに記憶される。カラーの関心領域においては、表示ピクセルに対応するカラー速度データ及びカラー・パワー・データの各々のワード毎に、該ピクセルに対応するBフロー・グレイ・スケール・データの対応するワードが存在している。シネ・メモリは、バックグラウンドで稼働する循環的な画像バッファのようなものであり、音波サン

10

20

30

40

50

ブル・データを絶えず取り込んで、実時間で利用者に対して表示する。利用者がシステムをフリーズさせると、利用者は、シネ・メモリに以前に取り込まれている音波サンプル・データを見る能力を有するようになる。

【 0 0 4 4 】

C P U 1 3 0 は、システム制御バス 1 3 4 を介して極座標メモリ 1 2 2、X Y メモリ 1 2 4 及びシネ・メモリ 1 2 8 を制御する。具体的には、C P U 1 3 0 は、極座標メモリ 1 2 2 から X Y メモリ 1 2 4 へのデータの流れ、X Y メモリ 2 4 からビデオ・プロセッサ 1 7 及びシネ・メモリ 1 2 8 へのデータの流れ、並びにシネ・メモリからビデオ・プロセッサ 1 7 及び C P U 1 2 6 自体へのデータの流れを制御する。C P U はまた、グレイ・マップ、カラー・マップ、及びグレイ・スケール・マップとカラー・マップとを結合したものをビデオ・プロセッサにロードする。

10

【 0 0 4 5 】

画像フレームは、連続的な方式でシネ・メモリ 1 2 8 に収集される。シネ・メモリ 1 2 8 は、単一画像閲覧及び多数画像ループ閲覧のための常駐のデジタル画像記憶容量、並びに様々な制御機能を提供している。単一画像のシネ再生時に表示される関心領域は、該画像の取得時に用いられた領域である。シネ・メモリはまた、画像をプロセッサ 1 2 6 を介してデジタル保管装置（図示されていない）へ転送するためのバッファの役割も果たしている。

【 0 0 4 6 】

好適実施形態は、図 6 のブロック図によって示すように、カラー・フロー・データ（速度又はパワー）とグレイ・スケール・データとを結合する。チャンネル 9 G 及びチャンネル 9 C の各々のデータ経路が別個に処理されてから結合されて、結果が表示器 1 9 へ送られる。所望の結果に応じて正しい処理及び結合アルゴリズム 1 1 は変わる。例えば、グレイ・スケール・フロー・データとカラー・フロー・データとを単純に加算して表示してよい。この場合には、結合された画像内に両方の撮像モードの特性が現われるようにするために、グレイ・スケール・データ及びカラー・フロー・データの大きさ及びダイナミック・レンジを調節する必要がある場合がある。代替的には、グレイ・スケール・フロー・ピクセルをカラー化するか否かを決定するためにシステムが後に用いる閾値としてカラー・フロー・データを用いることもできる。他のカラー化方法は当業者には明らかであろう。

20

【 0 0 4 7 】

加えて、結合アルゴリズムは、一旦、カラー・フロー・データ及びグレイ・スケール・フロー・データの両方が生成されたら（図 1 の 8 C 及び 8 G の後）、単一の経路内の任意の位置（例えば、受信チャンネル 9 C 及び 9 G 内の任意の位置）で具現化してよい。例えば、カラー・フロー・データ及びグレイ・スケール・データの各々が表示フォーマットに変換されて補間された（すなわち走査変換された）後に、メモリ 1 2 4 C V 及び 1 2 4 G から、又はメモリ 1 2 4 C P 及び 1 2 4 G からのカラー・フロー・データとグレイ・スケール・データとをピクセル毎に結合することができる。同様のデータの結合をメモリ 1 2 8 C V、1 2 8 C P 及び 1 2 8 G からのデータについて行なうこともできる。また、メモリ 1 2 2 C V 及び 1 2 4 G から、又はメモリ 1 2 2 C P 及び 1 2 2 G からのカラー・フロー・データとグレイ・スケール・フロー・データとを結合してもよい。結合されたデータから、表示器 1 9 上でのカラー付きグレイ・スケール画像の形成を可能にする結合された信号が得られる。

30

40

【 0 0 4 8 】

グレイ・スケール・フローとカラー・フローとの結合の位置は、カラー・フロー・データが取得されている位置を決定しているカラー・フロー関心領域（C F R O I）1 6 0（図 7）によって制御される。カラー・フロー R O I 1 6 0 の寸法及び位置を調節して、合成モードで視野の一部を表示したり全部を表示したりすることができる。R O I 1 6 0 より外部の領域は、グレイ・スケール・データのみを用いて処理されて、表示器 1 9 の領域 1 5 0 に表示される。

【 0 0 4 9 】

50

図 7 は、R O I 1 6 0 内に、システム 1 を用いて取得された結合されたカラー・フロー及びグレイ・スケール画像を表わしている。画像は、動脈壁 1 6 2 及び 1 6 4 を有する頸動脈の分枝領域 1 6 6 を示している。この場合には、ピクセルに基づく結合アルゴリズム 1 1 が用いられた。カラー・フロー・データ処理は、従来のパワー・ドプラ撮像と同様であったが、特殊化されたカラー・マップを用いて、パワー値をカラー・ピクセルへ変換した。システム 1 に従って生成されたグレイ・スケール・データは無修正で処理された。メモリ 1 2 4 C P 及び 1 2 4 G からのデータをグレイ・マップ生成器 1 3 6 内のアルゴリズムに従って結合した。より明確に述べると、グレイ・スケール及びカラー・フロー P D I ピクセルを、各々の赤緑青 (R G B) 値を加算して結果を R O I 1 6 0 内に表示することにより結合した。画像の左側に表示されているカラー・マップのダイナミック・レンジ及び強度を減少させると、データの結合の後のグレイ・スケール・ダイナミクスを見ることが可能になり、コントラストの飽和及び損失を回避した。カラー・フロー P D I 及びグレイ・スケールの配合は、カラー・グレイ・スケール画像を表示している C F R O I 1 6 0 によって画定される領域に制限した。残りの画像領域 1 5 0 は、チャンネル 9 G によって生成されたグレイ・スケール・データのみを用いて表示した。

10

【 0 0 5 0 】

当業者は、特許請求の範囲によって画定される本発明の要旨及び範囲から逸脱せずに好適実施形態を変更し改変し得ることを理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に従って形成されている超音波イメージング・システムの好ましい形態の概略ブロック図である。

20

【図 2】図 1 に示すカラー・フロー受信チャンネルの一部の概略ブロック図である。

【図 3】図 1 に示すグレイ・スケール受信チャンネルの一部の概略ブロック図である。

【図 4】図 1 に示すシステムの各部のさらなる細部を示す概略ブロック図である。

【図 5】本発明の好ましい一実施形態による B モード通過供給を伴った B モード (基本) 流れフィルタ処理を示す流れ図である。

【図 6】本発明に従ってグレイ・スケール・データとカラー・フロー・データとを結合した好ましいモードを示す概略ブロック図である。

【図 7】好適実施形態による表示の形態の一例の略図である。

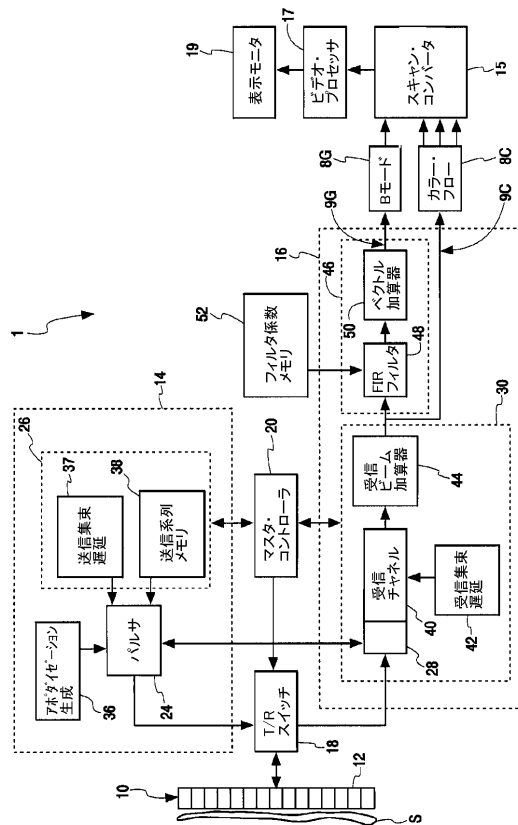
30

【符号の説明】

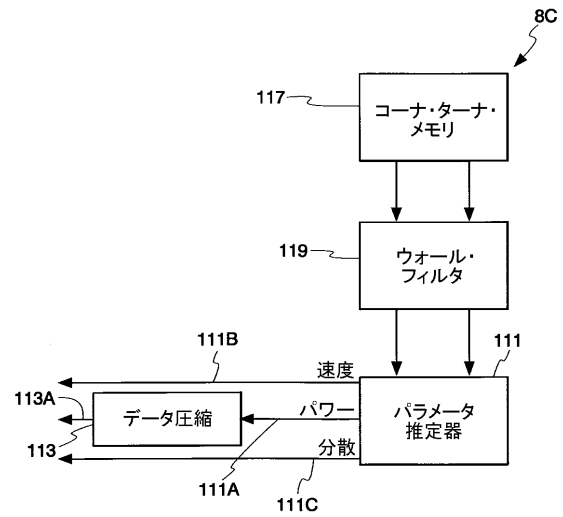
- 1 超音波イメージング・システム
- 8 C、8 G 中間プロセッサ
- 9 C カラー・フロー・チャンネル
- 9 G グレイ・スケール・チャンネル
- 1 0 トランスデューサ・アレイ
- 1 2 トランスデューサ素子
- 1 4 送信器
- 1 5 スキャン・コンバータ
- 1 6 受信器
- 2 6 送信ビームフォーマ
- 2 8 時間ゲイン制御 (T G C) 増幅器
- 3 0 受信ビームフォーマ
- 4 6 ウォール・フィルタ
- 1 2 6 ホスト・コンピュータ
- 1 5 0 グレイ・スケール画像領域
- 1 6 0 カラー・フロー関心領域
- 1 6 2、1 6 4 動脈壁
- 1 6 6 頸動脈分枝領域

40

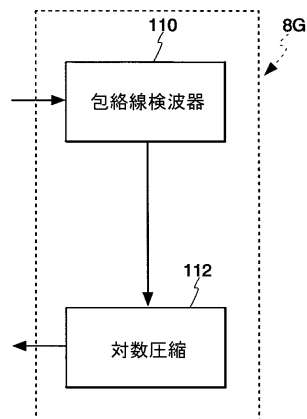
【 図 1 】



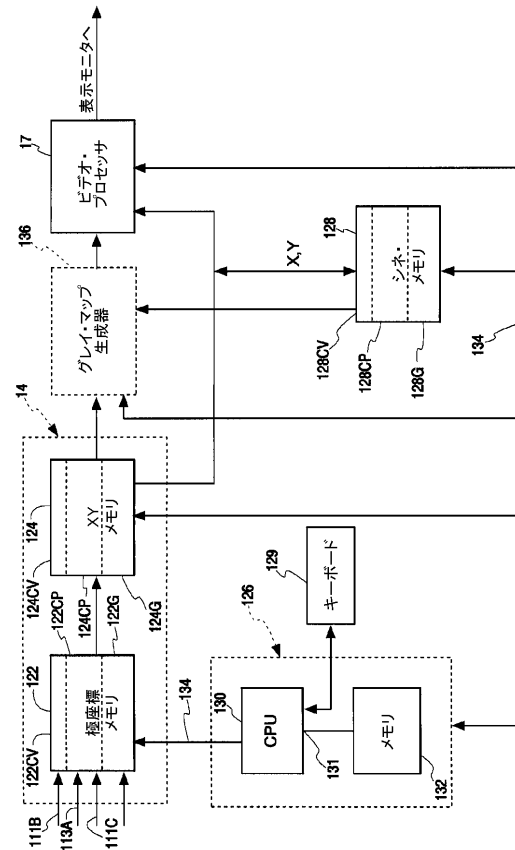
【 図 2 】



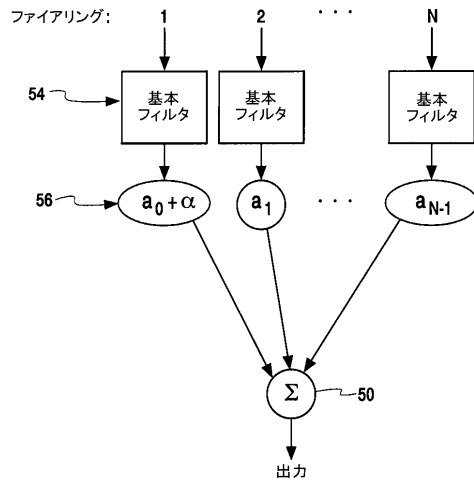
【 図 3 】



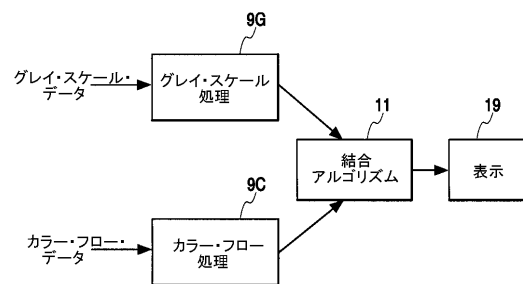
【 図 4 】



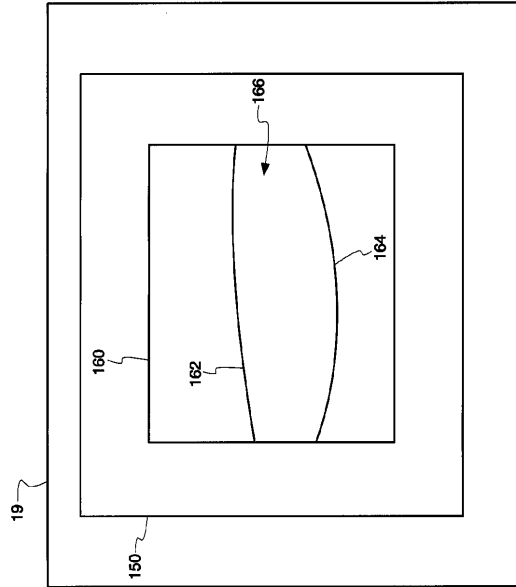
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 ゲーリー・イー・マクレオド
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、メノモニー・フォールズ、オールド・ヒッコリー・ロード、
エヌ51・ダブリュー17000番
- (72)発明者 ミッシェル・ジー・アングル
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ムスケゴ、フェアフィールド・コート、エス76・ダブリ
ュー13344番
- (72)発明者 アン・リンゼイ・ホール
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・トップ - オー - ヒル・ドライ
ブ、16015番
- (72)発明者 ジェームズ・デビッド・ハミルトン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ピーウォーキー、ファイブ・フィールズ・ロード・ナンバー
2、エヌ34・ダブリュー23708番
- (72)発明者 スティーブン・シー・ミラー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワーケシャー、アスペンウッド・レーン、ダブリュー226
・エヌ2572番

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平10-033535(JP, A)
特開平07-275250(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06
A61B 8/08

专利名称(译)	通过在B模式和彩色流模式下组合增强流动成像来显示超声图像		
公开(公告)号	JP4746758B2	公开(公告)日	2011-08-10
申请号	JP2001123744	申请日	2001-04-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	シードオマーイシュラク ゲーリーイーマクレオド ミッシェルジーアングル アンリンゼイホール ジェームズデビッドハミルトン スティーブンシーミラー		
发明人	シード・オマー・イシュラク ゲーリー・イー・マクレオド ミッシェル・ジー・アングル アン・リンゼイ・ホール ジェームズ・デビッド・ハミルトン スティーブン・シー・ミラー		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52039		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD06 4C301/EE01 4C301/EE20 4C301/HH01 4C301/HH17 4C301/JB23 4C301/JB35 4C301/JC13 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK12 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE01 4C601/EE30 4C601/HH04 4C601/HH14 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK24		
优先权	09/557255 2000-04-24 US		
其他公开文献	JP2002000607A5 JP2002000607A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过组合来自灰度级操作模式的数据和来自色彩流操作模式的数据来显示对象的图像。所述的超声换能器系统(1)(10)，响应于从受试者(S)接收的回波的超声波产生的接收信号，在灰度对象的接收信道(8G)生成代表每个部分的运动的灰度数据(血流或血液或组织中造影剂的运动)，以及表示对象的每个部分的运动的颜色(9C)生成流量数据(例如，功率数据或速度数据)。处理器(30)组合灰度流数据和彩色流数据并将结果显示在显示监视器(19)上，并且对象的运动部分是灰色的使其按图像显示。

得られる。

【 0 0 2 8 】

【 数 3 】

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi T} \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] = \frac{1}{2\pi T} (\phi(R(T)))$$