

(12) **公開特許公報 (A)**

(11)特許出願公開番号

特開2002-607

(P2002-607A)

(43)公開日 平成14年1月8日(2002.1.8)

(51) Int.Cl⁷

識別記号

F I

テーマコード[※]（参考）

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

8/08

8/08

審査請求 未請求 請求項の数 200 L (全 39数)

(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)

(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)

(71)出願人 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・5318
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・
ブルーバード・ダブリュー・710・3000

(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、8035番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

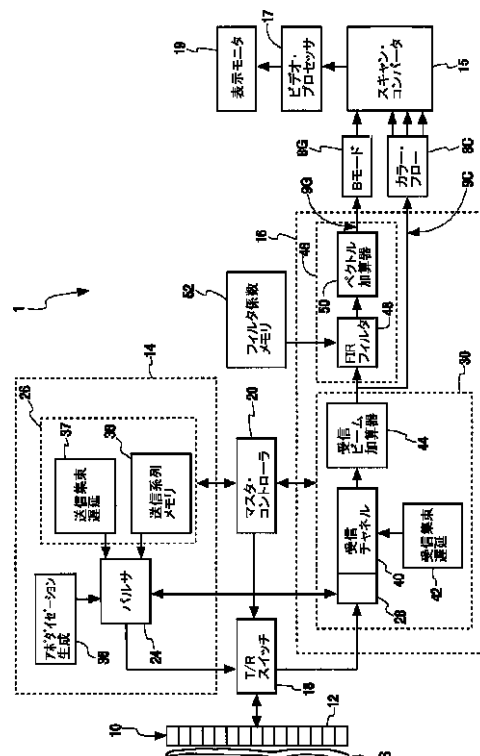
[最終頁に続く](#)

(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) 【要約】

【課題】 被検体の画像を、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する。

【解決手段】 超音波システム（１）のトランスデューサ（１０）で、被検体（Ｓ）から受け取ったエコー超音波に応答して受信信号を発生し、グレイ・スケール受信チャンネル（８Ｇ）で被検体の各部分の運動（血流、又は血液もしくは組織内の造影剤の運動）を表わすグレイ・スケール・データを生成し、カラー・フロー受信チャンネル（９Ｃ）でやはり被検体の各部分の運動を表わすカラー・フロー・データ（例えばパワー・データ又は速度データのいずれか）を生成する。プロセッサ（３０）により、グレイ・スケール・フロー・データとカラー・フロー・データとを結合して、その結果を表示モニタ（１９）上に表示し、被検体の運動する部分がカラー付きグレイ・スケール画像によって表示されるようにする。



【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（１０）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

10 応答して受信されるエコー超音波に

20 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（１０）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

30 応答して受信されるエコー超音波に

40 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（１０）をパルス駆動するように接続されている送信器（１４）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

50 応答する第１の受信チャンネル（９Ｇ）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

60 応答する第２の受信チャンネル（９Ｃ）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（１２６）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

70 応答して画像を表示する表示器（１９）と、を備えた装置。

【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

80 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】 前記第２の所定の回数は 6 ～ 16 の範囲にある請求項 6 に記載の装置。

【請求項 11】 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

10 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

20 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

30 応答して２次元で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

40 応答して画像を表示する工程と、を含んでいる方法。

【請求項 12】 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 11 に記載の方法。

【請求項 13】 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 12 に記載の方法。

【請求項 14】 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 12 に記載の方法。

【請求項 15】 前記第１の受信信号は振幅値を画定しており、グレイ・スケール・データを生成する前記工程は、前記振幅値の少なくとも幾つかを減算する工程を含

んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項16】 前記第1の所定の回数は2～4の範囲にある請求項11に記載の方法。

【請求項17】 グレイ・スケール・データを生成する前記工程は、前記第1の受信信号をウォール・フィルタ処理する工程を含んでいる請求項15に記載の方法。

【請求項18】 前記カラー・フロー・データは第2の受信信号のパワーを表わす請求項13に記載の方法。

【請求項19】 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14に記載の方法。 10

【請求項20】 前記第2の所定の回数は6～16の範囲にある請求項16に記載の方法。

【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） 20 方法及び装置に関する。

【0002】

【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 30 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。

【0003】

【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。

【0004】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が 50

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応答して第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の超音波に応答して受信された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。

【0005】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。

【0006】

【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と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、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。

【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10 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10 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30 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。

【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40 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50

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。

【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)を有している。

【0010】送信器14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10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。用いられるパルスの細部は2つのモードの間で異なっており、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。

【0011】時間遅延した受信信号は、受信器16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9G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9Cへ供給される。チャンネル9G及び9Cの出力は、従来の表示モニタ19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15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15は、チャンネル9G及び9C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15は、音波画像データを、極座標(R-θ)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19上に表示するように供給され、表示モニタ1950 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。

【0012】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、各々のパルスへ送信系列38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12が同じ波形を用いてN回にわたってパルス駆動される。パルス24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10の素子12を駆動する。このことを達成するために、送信系列38に応答してパルス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37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。

【0013】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12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ネル40へ供給される。マスタ・コントローラ20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42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44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46へ供給され、ウォール・フィルタ46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8G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8G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19によって1本の走査線が表示される。この手順は、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。

【0014】本発明の好適実施形態によれば、フィルタ46は、受信加算器44の出力に結合された入力を持つFIRフィルタ48と、FIRフィルタ48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8Gに結合された出力を持つベクトル加算器50とを含んでいる。加算器50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10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。FIR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、FIRフィルタ48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52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 $a_0 c_0, a_1 c_1, \dots, a_{M-1} c_{M-1}$ がFIR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FIR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FIR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FIR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FIRフィルタ出力信号がベクトル加算器50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。

【0015】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54は、基本成分の大部分を抽出し、第2の段階56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。

【0016】基本流れフィルタの両段階ともが図1に示すFIRフィルタ48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 , ..., 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 , ..., a_{N-1} のウォール・フィルタ加重56が選

【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るようになる。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*

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

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

【0022】ここで、 I_i 及び Q_i は、ファイアリング 50 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

*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】

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。
 *【0023】

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

【0024】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*
 $|R(T)| = (N^2 + D^2)^{1/2}$

【0025】

(

5)

【0026】パラメータ推定器は、Tの大きさ及び位相の値を算出する。

(6

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111A、111B及び111C上へ送信する。位相は平均ドプラ周波数を算出するのに用いられ、平均ドプ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*

【0027】ヘルツ単位での平均ドプラ周波数は、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。

【0028】

【数3】

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

【0029】平均速度は、下記のドプラ・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、cosθは1.0であるものと仮定される。

【0032】

【外1】

接vを算出する。

【0030】

【数4】

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

【0031】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

【0033】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。

【0034】

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

(9)

【0035】平均値信号φ(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σ²は、ベースバンド・エコー信号の流れ信号成分の周波数の広がり
 40を示している。この値は、乱流が多くの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。

【0036】導体111A上の信号パワーはデータ圧縮モジュール113を通して出力経路113Aへ到る。モジュール113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
 50

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20が既定の曲線を設定する。ダイナミック・レンジは、表示器19上に形成される強度又はルーメンの範囲を制御する。

【0037】図3を参照して述べると、グレイ・スケール・チャンネル9G用のグレイ・スケールBモード中間プロセッサ8Gは、量(I²+Q²)^{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110を含んでいる。信号の包絡線に対数圧縮(図3のブロック112)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15(図1)へ出力する。

【0038】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15へ送られると、スキャン・コンバータ15はデータをビデオ表示用の2次元XY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17へ渡されて、ビデオ・プロセッサ17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のマッピングする。次いで、画像フ

レームはビデオ・モニタ19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、音波サンプル・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。

【0044】CPU130は、システム制御バス134を介して極座標メモリ122、XYメモリ124及びシネ・メモリ128を制御する。具体的には、CPU130は、極座標メモリ122からXYメモリ124へのデータの流れ、XYメモリ124からビデオ・プロセッサ17及びシネ・メモリ128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17及びCPU126自体へのデータの流れを制御する。CPU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。

【0045】画像フレームは、連続的な方式でシネ・メモリ128に収集される。シネ・メモリ128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126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。

【0046】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9G及びチャンネル9C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19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11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可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。

【0047】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8C及び8Gの後）、単一の経路内の任意の位置（例えば、受信チャンネル9C及び9G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124CV及び124Gから、又はメモリ124CP及び124G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128CV、128CP及び128Gからのデータについて行なうこともできる。また、メモリ122CV及び124Gから、又はメモリ122CP及び122G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19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。

【0048】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

*（CFROI）160（図7）によって制御される。カラー・フローROI160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。ROI160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19の領域150に表示される。

【0049】図7は、ROI160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162及び164を有する頸動脈の分枝領域166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11が用いられた。カラー・フロー・データ処理は、従来のパワー・ドプラー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124CP及び124Gからのデータをグレイ・マップ生成器136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PDIピクセルを、各々の赤緑青（RGB）値を加算して結果をROI160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PDI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CFROI160によって画定される領域に制限した。残りの画像領域150は、チャンネル9G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。

【0050】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。

【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

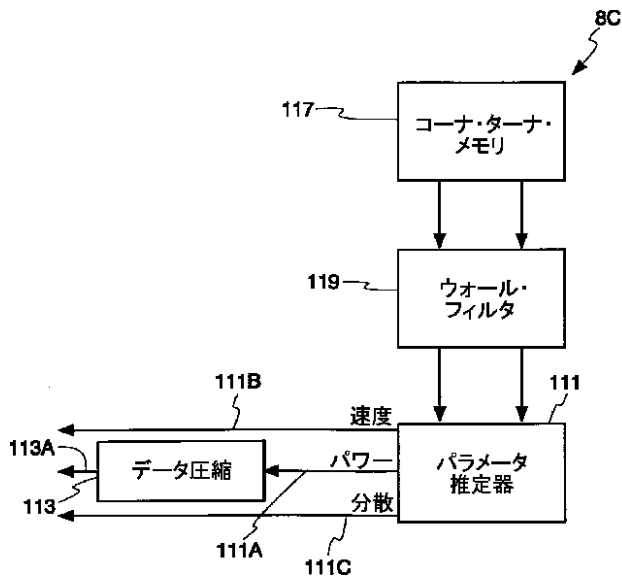
ある。

【符号の説明】

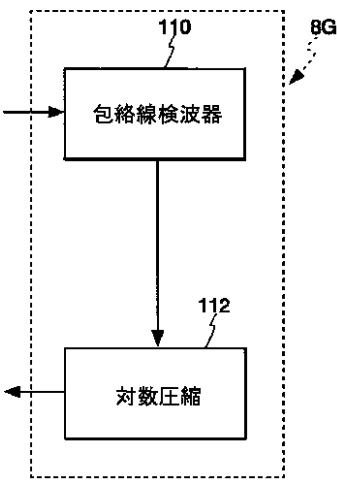
- 1 超音波イメージング・システム
- 8 C、8 G 中間プロセッサ
- 9 C カラー・フロー・チャンネル
- 9 G グレイ・スケール・チャンネル
- 10 トランスデューサ・アレイ
- 12 トランスデューサ素子
- 14 送信器
- 15 スキャン・コンバータ

- *16 受信器
- 26 送信ビームフォーマ
- 28 時間ゲイン制御 (TGC) 増幅器
- 30 受信ビームフォーマ
- 46 ウォール・フィルタ
- 126 ホスト・コンピュータ
- 150 グレイ・スケール画像領域
- 160 カラー・フロー関心領域
- 162、164 動脈壁
- *10 166 頸動脈分枝領域

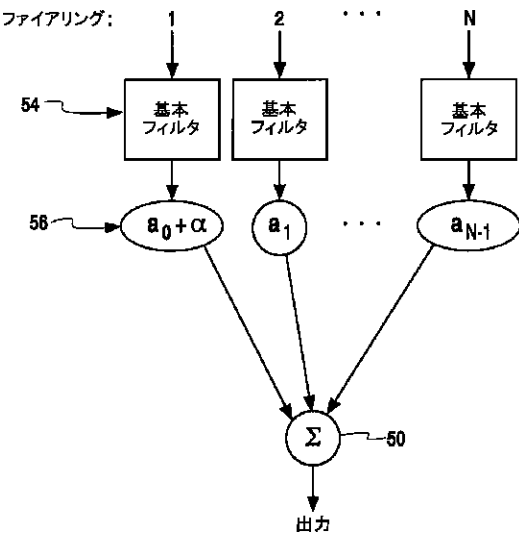
【図 2】



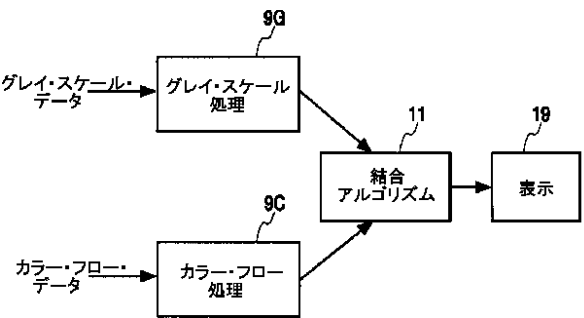
【図 3】



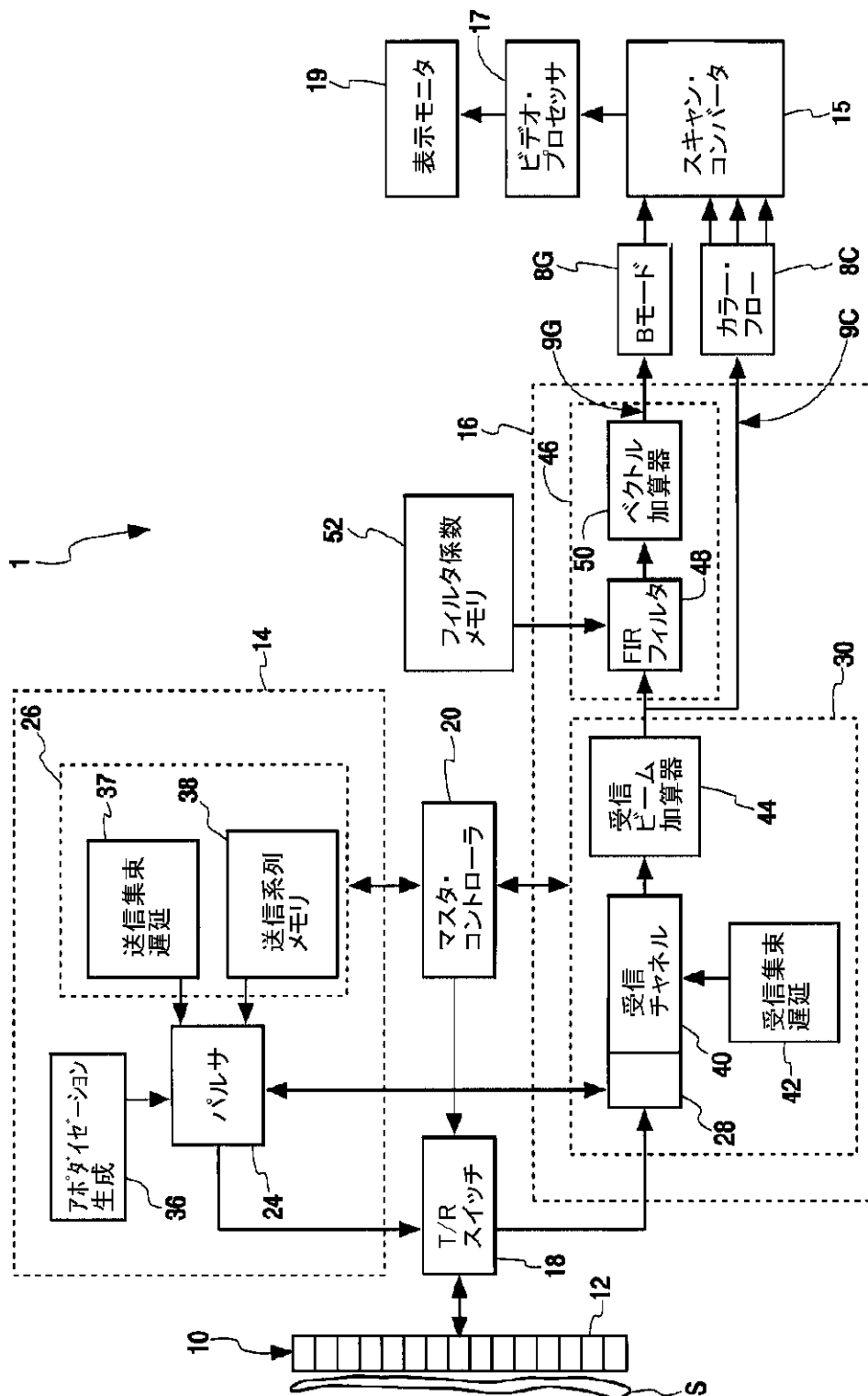
【図 5】



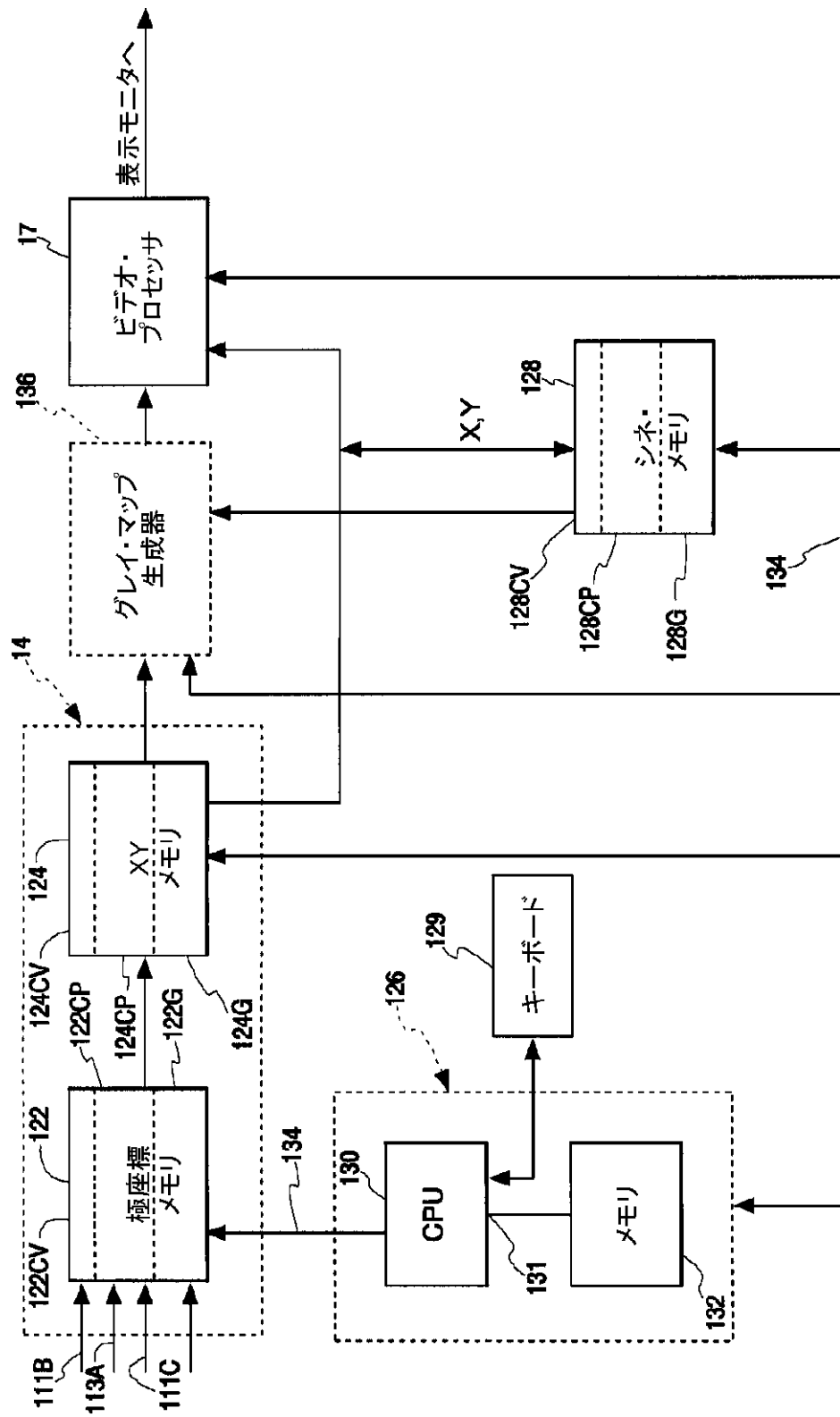
【図 6】



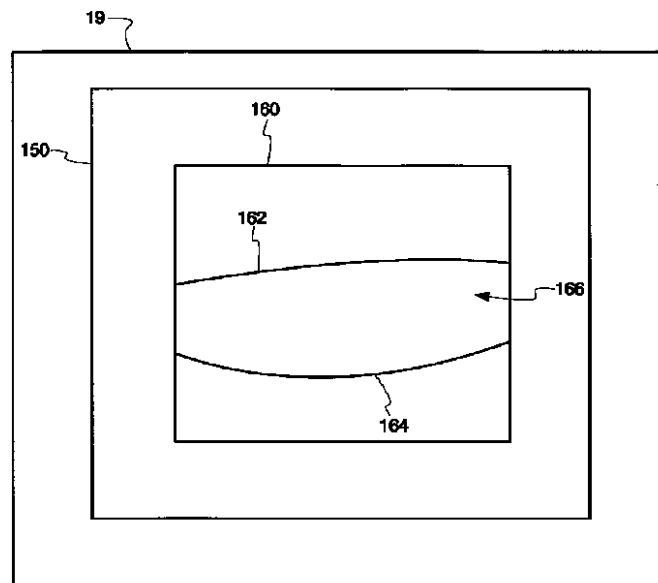
【図1】



【図4】



【図7】



フロントページの続き

- (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、8035番
- (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・トッパーオーヒル・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

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 DD01 DD06 EE01
EE20 HH01 HH17 JB23 JB35
JC13 KK02 KK03 KK12

【外国語明細書】

1. Title of Invention

ULTRASOUND IMAGE DISPLAY BY COMBINING
ENHANCED FLOW IMAGING IN B-MODE AND
COLOR FLOW MODE

2. Claims

1. In an ultrasound system (1), apparatus for displaying an image of a subject under study (S) by combining the data from a gray scale mode of operation and a color flow mode of operation comprising:

a transducer (10) suitable for sending beams of ultrasound waves into said subject, receiving echo ultrasound waves from said subject in response to said transmitted ultrasound waves, and for converting said echo ultrasound waves into corresponding received signals;

a transmitter (14) connected to pulse said transducer (10) a first predetermined number of times along each of a plurality of said beams in said gray scale mode of operation so that said transducer transmits first ultrasound waves and generates first received signals in response to echo ultrasound waves received in response to said first ultrasound waves and to pulse said transducer (10) a second predetermined number of times along each of a plurality of said beams during said color flow mode of operation so that said transducer transmits second ultrasound waves and generates second received signals in response to echo ultrasound waves received in response to said second ultrasound waves;

a first receive channel (9G) responsive to said first received signals to generate gray scale data representing movement of portions of said subject in two dimensions;

a second receive channel (9C) responsive to said second received signals to generate color flow data representing movement of portions of said subject;

a processor (126) arranged to combine at least portions of said gray scale data with said color flow data to generate combined signals; and

a display (19) for displaying an image responsive to said combined signals so that movement of portions of said subject are displayed with a colored gray scale image.

2. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein said gray scale mode of operation comprises a B-mode of operation modified to enable visualization of said movement.

3. Apparatus, as claimed in claim 2, wherein said color flow mode of operation comprises a color flow power mode of operation.

4. Apparatus, as claimed in claim 2, wherein said color flow mode of operation comprises a color flow velocity mode of operation.

5. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein said first received signals define amplitude values and wherein said first receive channel subtracts at least some of said amplitude values.

6. Apparatus, as claimed in claim 1, wherein said first predetermined number lies in the range of two to four.

7. Apparatus, as claimed in claim 5, wherein said first receive channel (9G) comprises a wall filter.

8. Apparatus, as claimed in claim 3, wherein said color flow data represent the power of the second received signals.

9. Apparatus, as claimed in claim 4, wherein said color flow data represent the velocity of portions of said subject.

10. Apparatus, as claimed in claim 6, wherein said second predetermined number lies in the range of 6 to 16.

11. In an ultrasound system (1), a method of displaying an image of a subject under study (S) by combining the data from a gray scale mode of operation and a color flow mode of operation comprising:

sending beams of ultrasound waves into said subject (S) a first predetermined number of times along each of a plurality of ultrasound beams in said gray scale mode of operation;

receiving first echo ultrasound waves from said subject in response to said transmitted ultrasound waves in said gray scale mode of operation;

converting said first echo ultrasound waves into corresponding first received signals;

sending beams of ultrasound waves into said subject a second predetermined number of times along each of a plurality of ultrasound beams in said color flow mode of operation;

receiving second echo ultrasound waves from said subject in response to said transmitted ultrasound waves in said color flow mode of operation;

converting said second echo ultrasound waves into corresponding second received signals;

generating gray scale data representing movement of portions of said subject in two dimensions in response to said first received signals;

generating color flow data representing movement of portions of said subject in response to said second received signals;

combining at least portions of said gray scale data with said color flow data to generate combined signals; and

displaying an image responsive to said combined signals so that movement of portions of said subject are displayed with a colored gray scale image.

12. A method, as claimed in claim 11, wherein said gray scale mode of operation comprises a B-mode of operation modified to enable visualization of said movement.

13. A method, as claimed in claim 12, wherein said color flow mode of operation comprises a color flow power mode of operation.

14. A method, as claimed in claim 12, wherein said color flow mode of operation comprises a color flow velocity mode of operation.

15. A method, as claimed in claim 11, wherein said first received signals define amplitude values and wherein said generating gray scale data comprises subtracting at least some of said amplitude values.

16. A method, as claimed in claim 11, wherein said first predetermined number lies in the range of two to four.

17. A method, as claimed in claim 15, wherein said generating gray scale data comprises wall filtering said first received signals.

18. A method, as claimed in claim 13, wherein said color flow data represent the power of the second received signals.

19. A method, as claimed in claim 14, wherein said color flow data represent the velocity of portions of said subject.

20. A method, as claimed in claim 16, wherein said second predetermined number lies in the range of 6 to 16.

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

This invention generally relates to ultrasound imaging of the human anatomy for the purpose of medical diagnosis. In particular, the invention relates to methods and apparatus for imaging moving fluid or tissue (with or without contrast agents) in the human body by transmitting ultrasound waves into the moving fluid or tissue and then detecting ultrasound echoes reflected therefrom.

In U.S. application serial no. 09/065,212, entitled "Method And Apparatus For Enhanced Flow Imaging In B-Mode Ultrasound," filed April 23, 1998, in the names of Richard Chiao et al., assigned to the parent of the assignee of the present application and incorporated by reference into this application, the applicants describe a new technique which allows visualization of flow hemodynamics and tissue motion in B-mode using gray scale data (hereafter "gray scale flow"). This modified B-mode technique provides fine resolution and high frame rate imaging by subtracting successive B-mode-like firings (for high resolution) to display changes (motion or flow) over time. However, the large bandwidth and small number of firings compared to color flow imaging limit sensitivity. In addition, signals from static tissue and flow are processed identically and presented using B-mode display, restricting possible image segmentation between stationary and flow regions. This invention addresses such problems and provides a solution.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

The preferred embodiment is useful in an ultrasound system which acquires data representing two dimensional images of blood flow and tissue motion using both a gray scale mode of operation and a color flow mode of operation. An image of a subject under study is displayed by combining the data from the gray scale and color flow modes of operation.

More particularly, a plurality of beams of ultrasound waves are transmitted into the subject and echo ultrasound waves are received from the subject in response to the transmitted ultrasound waves. The echo ultrasound waves are converted into corresponding received signals. The transmitting, receiving and converting preferably is accomplished with an ultrasound transducer. The transducer is pulsed a first predetermined number of times along one of the beams in the gray scale mode of operation so that the transducer transmits first ultrasound waves and generates first received signals in response to echo ultrasound waves received in response to the first ultrasound waves. The transducer is pulsed a second predetermined number of times along one of the beams during the color flow mode of operation so that the transducer transmits second ultrasound waves and generates second received signals in response to echo ultrasound waves received in response to the second ultrasound waves. Gray scale flow data and color flow data representing movement of portions of the subject are generated. The data preferably are generated in first and second receive channels, respectively. At least portions of the gray scale flow data and the color flow data are combined, preferably by a processor. An image responsive to the combined data is displayed, preferably by a display device. As a result, movement of portions of the subject are displayed with a color highlighted gray scale image.

Using the foregoing techniques provides increased sensitivity and image differentiation between flow and tissue regions through the addition of color data, while preserving the temporal and resolution benefits of the gray scale data.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Referring to Fig. 1, an ultrasound imaging system 1 made in accordance with a preferred embodiment of the invention includes a transducer array 10 comprising a plurality of separately driven transducer elements 12, each of which produces a burst of ultrasonic energy when energized by a pulsed waveform produced by a transmitter 14. The ultrasonic energy reflected back to transducer array 10 from a subject under study (S) is converted to an electrical signal by each receiving transducer element 12 and is applied separately to a receiver 16 through a set of transmit/receive (T/R) switches 18. The T/R switches 18 are typically diodes which protect the receive electronics from the high voltages generated by the transmit electronics. The transmit signal causes the diodes to shut off or limit the signal to the receiver. Transmitter 14

and receiver 16 are operated under control of a master controller 20 responsive to commands by a human operator. A complete scan is performed by acquiring a series of echoes in which transmitter 14 is gated ON momentarily to energize each transducer element 12, and the subsequent echo signals produced by each transducer element 12 are applied to receiver 16. A channel may begin reception while another channel is still transmitting. Receiver 16 combines the separate echo received signals from each transducer element to produce a single echo signal which is used to produce a line in an image on a display monitor 19.

Under the direction of master controller 20, transmitter 14 drives transducer array 10 such that the ultrasonic energy is transmitted as a directed focused beam. To accomplish this, respective time delays are imparted to a plurality of pulsers 24 by a transmit beamformer 26. Master controller 20 determines the conditions under which the acoustic pulses will be transmitted. With this information, transmit beamformer 26 determines the timing and amplitudes of each of the transmit pulses to be generated by pulsers 24. The amplitudes of each transmit pulse are generated by an apodization generation circuit 36, which may be a high-voltage controller that sets the power supply voltage to each pulser. Pulsers 24 in turn send the transmit pulses to each of elements 12 of transducer array 10 via T/R switches 18, which protect time-gain control (TGC) amplifiers 28 from the high voltages which may exist at the transducer array. Weightings are generated within apodization generation circuit 36, which may comprise a set of digital-to-analog converters that take the weighting data from transmit beamformer 26 and apply it to pulsers 24. By appropriately adjusting the transmit focus time delays in a conventional manner and also adjusting the transmit apodization weightings, an ultrasonic beam can be directed and focused to form a transmit beam.

The echo signals are produced by each burst of ultrasonic energy waves reflected from objects in subject S located at successive ranges along each transmit beam. The echo signals are sensed separately by each transducer element 12, and a sample of the magnitude (i.e., amplitude) of the echo signal at a particular point in time represents the amount of reflection occurring at a specific range. Due to

differences in the propagation paths between a reflecting point and each transducer element 12, the echo received signals will not be detected simultaneously and their amplitudes will not be equal. Receiver 16 amplifies the separate echo signals via a respective TGC amplifier 28 in each receive channel. The amount of amplification provided by the TGC amplifiers is controlled through a control path (not shown) that is driven by a TGC circuit (not shown), the latter being set by the master controller and hand operation of potentiometers. The amplified echo signals are then fed to a receive beamformer 30. Each receiver channel of the receive beamformer is coupled to a respective one of transducer elements 12 by a respective TGC amplifier 28.

Under the direction of master controller 20, receive beamformer 30 tracks the direction of the transmitted beam. Receive beamformer 30 imparts the proper time delays and receive apodization weightings to each amplified echo signal and sums them to provide an echo received signal which accurately indicates the total ultrasonic energy reflected from a point located at a particular range along one ultrasonic beam. The receive focus time delays are computed in real-time using specialized hardware or are read from a look-up table. The receive channels also have circuitry for filtering the received pulses.

Transmitter 14 has two modes of operation. In the gray scale mode, transducer 10 is pulsed 2-4 times along each ultrasound beam. In the color flow mode, transducer 10 is pulsed 6-16 times along each ultrasound beam. The details of the pulses being used are different between the two modes, with the gray scale firings being generally higher frequency, wider band, and possibly coded, compared to the color flow firings. Alternatively, the two modes could conceivably use the same set of firings, each processing the same set of data somewhat differently.

The time-delayed received signals are processed by receiver 16 in both the gray scale and color flow modes, and are supplied to two channels for processing, a gray scale channel 9G for processing gray scale flow data and a color flow channel 9C for processing color flow data. The outputs of channels 9G and 9C are sent to a conventional scan converter 14 which prepares the signals for display by a conventional display monitor 19. In the gray scale mode (e.g., B-mode), the envelope

of the signal is detected with some additional processing, such as edge enhancement and logarithmic compression. Scan converter 14 receives the data from channels 9G and 9C and converts the data into the desired image for display. In particular, scan converter 14 converts the acoustic image data from a polar coordinate ($R-\theta$) sector format to appropriately scaled Cartesian coordinate display pixel data at the video rate. These scan-converted acoustic data are then provided for display on display monitor 19, which images the data from the gray scale mode and color flow mode as a colored gray scale image. A respective scan line is displayed for each transmit beam.

Still referring to Fig. 1, in the gray scale mode, each transducer element 12 in the transmit aperture is pulsed N times using the same waveform by supplying transmit sequence 38 to each pulser N times. Pulsers 24 drive elements 12 of transducer array 10 such that the ultrasonic energy produced is directed or steered in a beam for each transmit firing. To accomplish this, transmit focus time delays 37 are imparted to the respective pulsed waveforms produced by the pulsers in response to transmit sequence 38. By appropriately adjusting the transmit focus time delays in a conventional manner, the ultrasonic beam can be focused at a desired transmit focal position.

For each transmit in the gray scale mode, the echo received signals from transducer elements 12 are fed to respective receive channels 40 of the receive beamformer. Under the direction of master controller 20, the receive beamformer tracks the direction of the transmitted beam. The receive beamformer imparts the proper receive focus time delays 42 to the received echo signal and sums them to provide an echo signal which accurately indicates the total ultrasonic energy reflected from a particular position along a transmit beam. The time-delayed receive signals are summed in a receive summer 44 for each of the N transmit firings focused at a particular transmit focal position. The summed receive signals for successive transmit firings are provided to a wall filter 46, which filters across the N transmit firings and then supplies a filtered signal to a B-mode midprocessor 8G which forms the envelope of the firing-to-firing filtered signal. After post-processing (including

edge enhancement and logarithmic compression) and scan conversion, a scan line is displayed on display monitor 19. This procedure is repeated for all focal zone positions in each scan line making up the resulting image.

In accordance with the preferred embodiments of the invention, filter 46 comprises an FIR filter 48 having an input coupled to the output of receive summer 44; and a vector summer 50 having an input coupled to FIR filter 48 and an output coupled to gray scale B-mode unit 8G. Summer 50 effectively subtracts the amplitude values from identical range points over adjacent firings received at its input corresponding to the received signals resulting from pulsing transducer 10 along a beam in the gray scale mode. The FIR filter, which can be used to do bandwidth shaping or decoding of coded pulses, has M filter taps for receipt of a respective set of M filter coefficients for each transmit firing. The filter coefficients for the n -th transmit firing are $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$, where a_n is the scalar weighting for the n -th transmit firing, $n = 0, 1, \dots, N - 1$, and $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ is a set of filter coefficients which are selected so that FIR filter 48 passes a major fraction of the desired fundamental frequencies or desired (sub)harmonic frequencies in the receive signal, or effectively decodes coded waveforms. The scalar weightings $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ form a "wall" filter across the firings which selectively passes signals from reflectors moving at a velocity greater than a predetermined threshold. The filter coefficients $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ are supplied to the filter for each transmit firing by the master controller from a filter coefficient memory 52. For example, for the first transmit firing, the set of filter coefficients $a_0 c_0, a_0 c_1, \dots, a_0 c_{M-1}$ is supplied to the FIR filter; for the second transmit firing, the set of filter coefficients $a_1 c_0, a_1 c_1, \dots, a_1 c_{M-1}$ is supplied to the FIR filter; and so forth. The filter coefficients are programmable depending upon the diagnostic application. Different sets of filter coefficients can be stored in look-up tables inside the master controller memory and the desired set of coefficients can be selectable by the system operator. For applications where the number of transmit firings $N = 2$, pairs of sets of filter coefficients are stored in memory, one set of filter coefficients of a selected pair being transferred to the FIR filter before the first transmit firing and the other set of filter coefficients of the selected pair being transferred to the FIR filter after the first transmit firing and before the second transmit firing. Similarly, for

applications where the number of transmit firings $N = 3$, two or three sets of filter coefficients are stored in memory for use in filtering the receive signals resulting from the first through third firings. A similar procedure is enacted for applications where the number of transmit firings $N > 3$. The successive FIR filter output signals for the N transmit firings are accumulated in a vector summer 50. The output signal of the vector summer then undergoes conventional gray scale B-mode processing, followed by scan conversion and display.

In accordance with one preferred embodiment of the invention, a sequence of N identical or coded (in this case they are not identical) broadband pulses, centered at a fundamental frequency of the corresponding transducer array, are transmitted by the array to a particular transmit focal position. On receive, a bandpass filter centered at the desired receive frequency substantially isolates the desired receive component. Subsequently a wall filter extracts the flow signal over the N transmits. A flow filter, such as shown in Fig. 5, may comprise two stages: the first stage 54 extracts a major fraction of the fundamental component and the second stage 56 substantially suppresses the stationary fundamental components with a high-pass wall filter. The same type of processing can also be done effectively extracting the (sub)harmonic flow signal, particularly for imaging contrast agents.

Both stages of a fundamental flow filter are embodied in the FIR filter 48 shown in Fig. 1. A set of filter coefficients $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ are selected so that the M -tap FIR filter 48 passes a major fraction of the fundamental frequencies in the receive signal. In addition, the wall filter weightings 56 which are $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ are selected so that the fundamental signals are high-pass filtered across firings when the respective output signals of the FIR filter for a given transmit focal position are summed. The summed signal is then gray scale B-mode processed in conventional fashion, i.e., envelope detection, logarithmic compression, etc.

In accordance with the foregoing preferred embodiment of the invention, the gray scale B-mode flow image is colored according to the color flow data in channel 9C. In addition, some stationary component of the B-mode image may be fed through the wall filter, permitting the diagnostician to observe the flow of blood relative to

known anatomical landmarks during medical diagnosis. This B-mode image feed-through is achieved by perturbing one of the wall filter weightings. For example, the weighting a_0 for the first transmit firing can be perturbed by an amount α , as shown in the flow chart of Fig. 5. The B-mode feed-through allows the colorized flow image to be superimposed on top of a conventional B-mode image for display.

Referring again to Fig. 1, in the color flow mode of operation, transducer 10 is pulsed 6-16 times along each ultrasound beam. Thus, receiver 30 generates separate received signals for the gray scale and color flow modes of operation which are separately processed in channels 9G and 9C.

Still referring to Fig. 1, beamformer 30 sums the delayed channel data and outputs a beam summed signal which is demodulated into in-phase and quadrature (I/Q) signal components by a demodulator (not shown). The B-mode I, Q outputs from the demodulator are transmitted to a mid processor 8G for gray scale B-mode processing, and the color flow I, Q outputs from the demodulator are transmitted to a mid-processor 8C for color processing.

FIG. 2 illustrates mid-processor 8C for color flow channel 9C. The I/Q signal components from the demodulator are stored in a corner turner memory 117, whose purpose is to buffer data from possibly interleaved firings and output the data as vectors of points across firings at a given range cell. Data is received in "fast time", or sequentially down range (along a vector) for each firing. The output of the corner turner memory is reordered into "slow time", or sequentially by firing for each range cell. The resultant "slow time" I/Q signal samples are passed through a wall filter 119 which rejects any clutter corresponding to stationary or very slow-moving tissue. The filtered outputs are then fed into a parameter estimator 111, which converts the range cell information into the intermediate autocorrelation parameters N , D and $R(0)$. N and D are the numerator and denominator for the autocorrelation equation, as shown below:

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

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

where I_i and Q_i are the demodulated, basebanded input data for firing i , and M is the number of firings in the packet. $R(0)$ is approximated as a finite sum over the number of firings in a packet, as follows:

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

A processor converts N and D into a magnitude and phase for each range cell. The equations used are as follows:

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

$$\phi(R(T)) = \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] \quad (6)$$

The parameter estimator processes the magnitude and phase values into signals having values representing estimates of power, velocity and turbulence or variance which are transmitted on conductors 111A, and 111B and 111C, respectively. The phase is used to calculate the mean Doppler frequency, which is proportional to the velocity as shown below; $R(0)$ and $|R(T)|$ (magnitude) are used to estimate the turbulence.

The mean Doppler frequency in hertz is obtained from the phase of N and D and the pulse repetition from T :

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

The mean velocity is calculated using the Doppler shift equation below. Since θ , the angle between the flow direction and the sampling direction, is not known, $\cos \theta$ is assumed to be 1.0.

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

Preferably, the parameter estimator does not calculate the mean Doppler frequency as an intermediate output, but calculates $\bar{v}$ directly from the phase output of the processor using a look-up table.

The turbulence may be calculated in the time domain as a second-order series expansion of the variance of the mean Doppler frequency. The time domain expression for turbulence involves calculating the zero-lag and one-lag autocorrelation functions, $R(0)$ and $R(T)$ respectively. The exact autocorrelation functions are approximated by finite sums over the known data in the number of firings in a packet:

$$\sigma^2 = \frac{2}{(2\pi T)^2} \left[1 - \frac{|R(T)|}{R(0)} \right] \quad (9)$$

The mean value signal $\phi(R(T))$ is an estimate of the mean Doppler frequency shift of the flowing reflectors, which in turn is proportional to the mean blood flow velocity. The variance signal σ^2 indicates the frequency spread of the flow signal component of the baseband echo signal. This value is indicative of flow turbulence, since laminar flow has a very narrow range of velocities, while turbulent flow is a mixture of many velocities. To indicate the strength of the signal from the flowing reflectors, the signal $R(0)$ indicates the amount of the returned power in the Doppler-shifted flow signal.

The signal power on conductor 111A is passed through a data compression module 113 to an output path 113A. Module 113 compresses the data according to

families of data compression curves. A different family of curves can be provided for different scanning applications. For example, one family of curves is provided for renal scanning, while another family of curves is provided for carotid artery scanning. Typically, there are about three curves per family. The dynamic range of the signals is changed according to the curve used for the data compression. The curves in each family are arranged in order of increasing dynamic range. Controller 20 sets the default curve when a user selects the scan application. The dynamic range controls the range of intensities or lumens created on display 19.

Referring to Fig. 3, gray scale B-mode mid-processor 8G for gray scale channel 9G includes an envelope detector 110 for forming the envelope of the beamsummed receive signal by computing the quantity $(I^2 + Q^2)^{1/2}$. The envelope of the signal undergoes some additional B-mode processing, such as logarithmic compression (block 112 in Fig. 3), to form display data representing a two dimensional image which is output to the scan converter 14 (Fig. 1).

Referring again to Fig. 1, the color flow estimates and B-flow gray scale display data are sent to the scan converter 14, which converts the data into a two dimensional X-Y format for video display. The scan-converted frames are passed to a video processor 17, which basically maps the video data to a display combined color map and gray scale image frames for video display. The image frames are then sent to the video monitor 19 for display. Typically, for colored gray scale images, either velocity or power are displayed with gray scale. System control is centered in a host computer (not shown), which accepts operator inputs through an operator interface (e.g., a keyboard) and in turn controls the various subsystems.

In general, for B-flow gray scale images, the display data is converted by the scan converter 14 into X-Y format for video display. The scan-converted frames are passed to the video processor 17, which maps the video data to a gray scale or mapping for video display. The gray scale image frames are then sent to the video monitor 19 for display.

The images displayed by the video monitor 19 are produced from an image frame of data in which each datum indicates the intensity or brightness of a respective pixel in the display. An image frame may, e.g., comprise a 256 x 256 data array in which each intensity datum is an 8-bit binary number that indicates pixel brightness. The brightness of each pixel on the display monitor 19 is continuously refreshed by reading the value of its corresponding element in the data array in a well-known manner. Each pixel has an intensity value which is a function of the backscatter cross section of a respective sample volume in response to interrogating ultrasonic pulses and the gray map employed.

Referring to Fig. 4, system control is centered in a host computer or processor 126, which accepts operator inputs through an operator interface (not shown) and in turn controls the various subsystems. Processor 126 also generates the system timing and control signals, and comprises a central processing unit (CPU) 130 and a random access memory 132. A keyboard 129 is used to enter data into CPU 130. The CPU 130 has read only memory incorporated therein for storing routines used in constructing gray and color maps based on acquired raw data.

The scan converter 14 comprises a polar coordinate memory 122 and an X-Y memory 124. The gray scale B-mode flow and color flow intensity data stored in polar coordinate ($R-\theta$) sector format in memory 122 is transformed to appropriately scaled Cartesian coordinate pixel display data, which is stored in X-Y memory 124. Color flow velocity data is stored in memory locations 122CV; color flow power data is stored in memory locations 122CP and gray scale B-mode flow data is stored in memory locations 122G. The color flow velocity data also is stored in memory locations 124CV; the color flow power data is stored in memory locations 124CP and the B-flow gray scale data is stored in memory locations 124G. The scan-converted frames are passed to video processor 17, which maps the data to a colored gray map for video display. The color flow data is essentially used as a tool to identify the correct B-mode flow data pixels to colorize. The colored gray scale image frames are then sent to the video monitor for display.

Successive frames of acoustic sample data are stored in cine memory 128 on a first-in, first-out basis. Color velocity frames are stored in memory locations 128CV; color power frames are stored in memory locations 128CP and B-flow gray scale frames are stored in memory locations 128G. In the color region of interest, for every word of color velocity and color power data corresponding to a display pixel, there is a corresponding word of B-flow gray scale data corresponding to that pixel. The cine memory is like a circular image buffer that runs in the background, continually capturing acoustic sample data that is displayed in real time to the user. When the user freezes the system, the user has the capability to view acoustic sample data previously captured in cine memory.

The CPU 130 controls polar coordinate memory 122, XY memory 124 and the cine memory 128 via the system control bus 134. In particular, the CPU 130 controls the flow of data from polar coordinate memory 122 to XY memory 124, from XY memory 124 to the video processor 17 and to the cine memory 128 and from the cine memory to the video processor 17 and to the CPU 126 itself. The CPU also loads the gray maps, color maps and combined gray scale and color maps into the video processor.

Image frames are collected in cine memory 128 on a continuous basis. The cine memory 128 provides resident digital image storage for single image review and multiple image loop review and various control functions. The region of interest displayed during single-image cine replay is that used during the image's acquisition. The cine memory also acts as a buffer for transfer of images to digital archival devices (not shown) via processor 126.

The preferred embodiment combines color flow data (velocity or power) and gray scale data, as shown by the block diagram in Fig. 6. Each data path of channel 9G and channel 9C is processed separately and then combined, with the result sent to display 19. The exact processing and combination algorithms 11 will vary with desired results. For example, the gray scale flow and color flow data may simply be

added for display. In this case, the magnitude and dynamic range of the gray scale and color flow data may need adjustment in order for characteristics of both imaging modes to appear in the combined image. Alternatively, the color flow data can be used as a threshold which the system subsequently uses for determining whether a gray scale flow pixel should be colorized. Other colorizing methods will be apparent to those skilled in the art.

In addition, the combination algorithm may be implemented anywhere in the signal path (e.g., anywhere in receive channels 9C and 9G) once both color flow and gray scale flow data has been generated (after 8C, 8G in Figure 1). For example, the color flow and gray scale data may be combined on a pixel basis from memories 124CV and 124G or from memories 124CP and 124G after each has been converted and interpolated to display format (i.e., scan converted). Similar combinations of data can be made from memories 128CV, 128CP and 128G. Color flow and gray scale flow data also may be combined from memories 122CV and 122G or from memories 122CP and 122G. The combined data results in combined signals that enable generation of a colored gray scale image on display 19.

The location of gray scale flow/color flow combination is controlled by the color flow region-of-interest (CF ROI) 160 (Fig. 7), which determines where color flow data is acquired. Adjusting the size and position of color flow ROI 160 allows some or all of the field of view to be displayed in composite mode. Regions outside the ROI 160 are processed using gray scale data only which is displayed in region 150 of display 19.

Fig. 7 displays in ROI 160 a combined color flow and gray scale image acquired using system 1. The image shows the bifurcation region of a carotid artery 166 having artery walls 162 and 164. In this case, a pixel based combination algorithm 11 was used. The color flow data processing was similar to traditional power Doppler imaging, however, a specialized color map was used, converting power values to color pixels. Gray scale data generated according to system 1 was processed without modification. Data from memories 124CP and 124G were combined according to the algorithm in gray map generator 136. More specifically,

the grayscale and color flow PDI pixels were combined by adding the red-green-blue (RGB) values of each and displaying the result in ROI 160. The reduced dynamic range and intensity of the color map, displayed on the left-hand side of the image, allowed gray scale dynamics to be seen after data combination, avoiding saturation and loss of contrast. The color flow PDI/gray scale blending was restricted to the region defined by the CF ROI 160 which displayed a color gray scale image. The remaining image region 150 was displayed using only the gray scale data generated by channel 9G.

Those skilled in the art will recognize that the preferred embodiments may be altered and modified without departing from the true spirit and scope of the invention as defined by the accompanying claims.

4. Brief Description of Drawings

Fig. 1 is a schematic block diagram of a preferred form of ultrasound imaging system made in accordance with the present invention.

Fig. 2 is a schematic block diagram of a portion of the colorflow receive channel shown in Fig. 1.

Fig. 3 is a schematic block diagram of a portion of the gray scale receive channel shown in Fig. 1.

Fig. 4 is a schematic block diagram showing additional details of portions of the system illustrated in Fig. 1.

Fig. 5 is a flow chart showing B-mode (fundamental) flow filtering with B-mode feed-through in accordance with one preferred embodiment of the invention.

Fig. 6 is a schematic block diagram illustrating a preferred mode of combining gray scale data and color flow data in accordance with the invention.

Fig. 7 is an illustration of an exemplary form of display according to the preferred embodiment.

FIG. 1

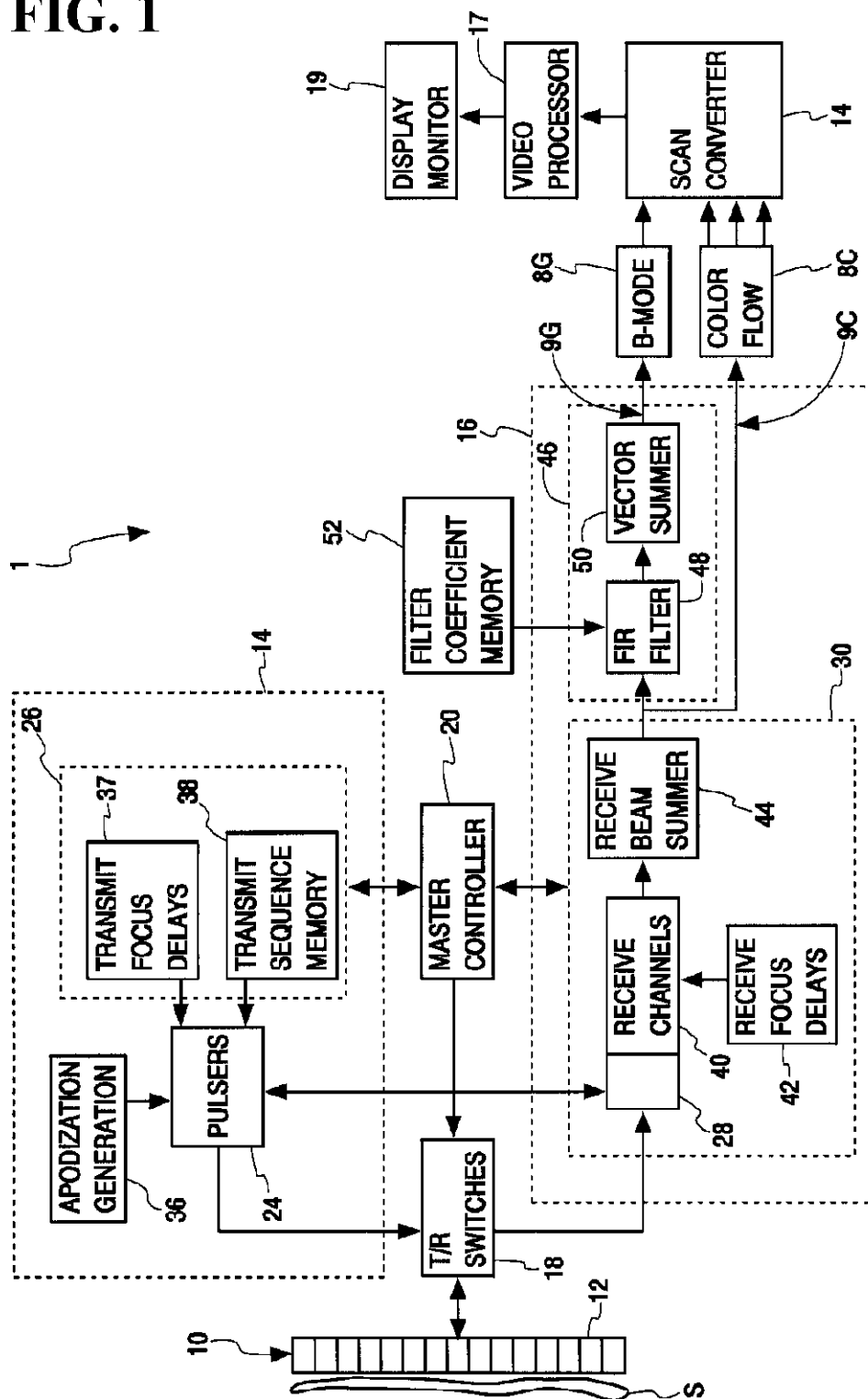


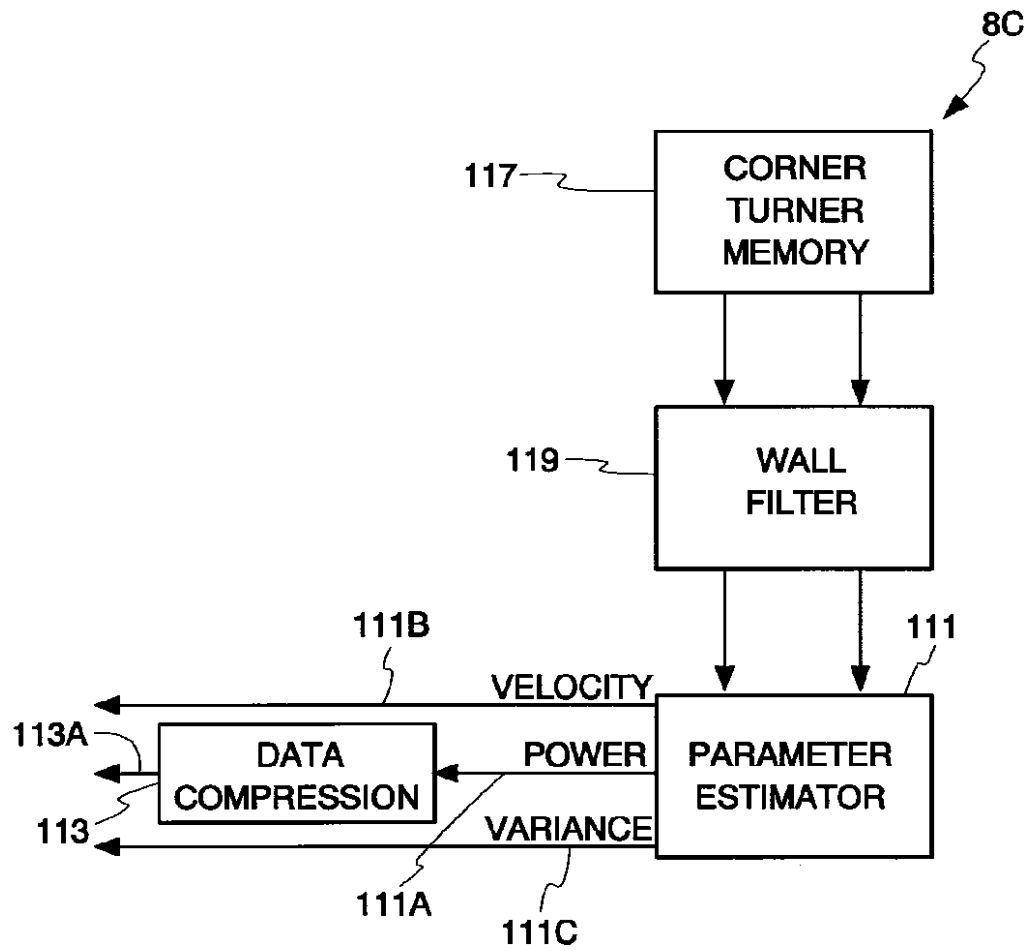
FIG. 2

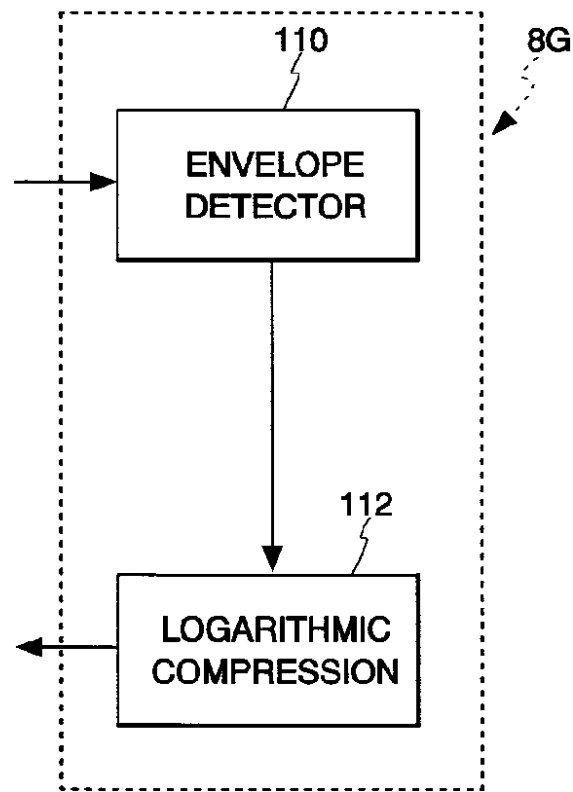
FIG. 3

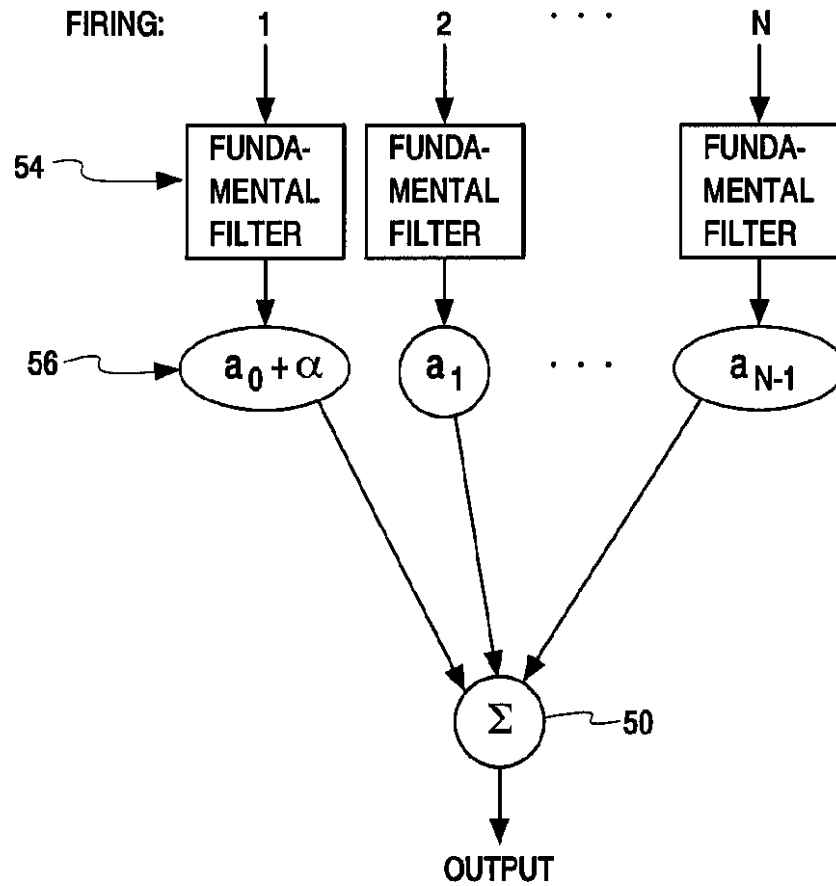
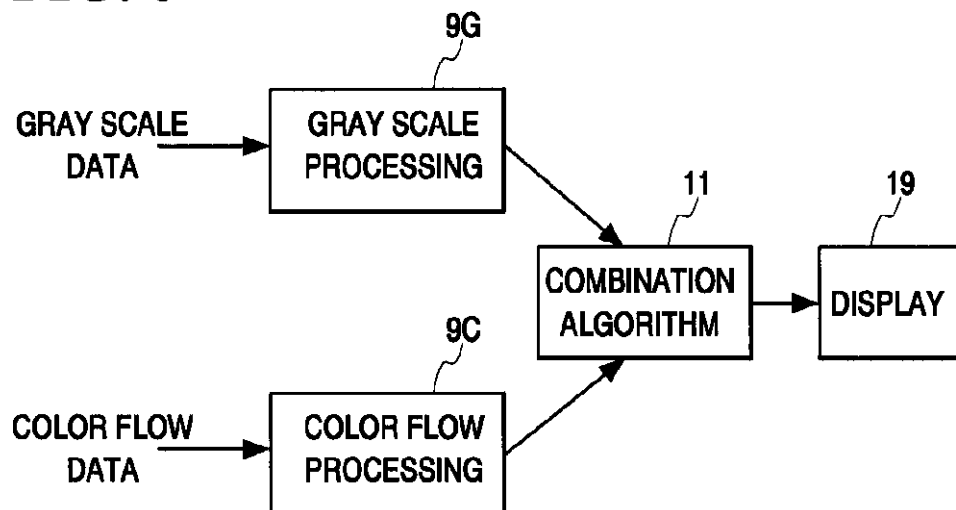
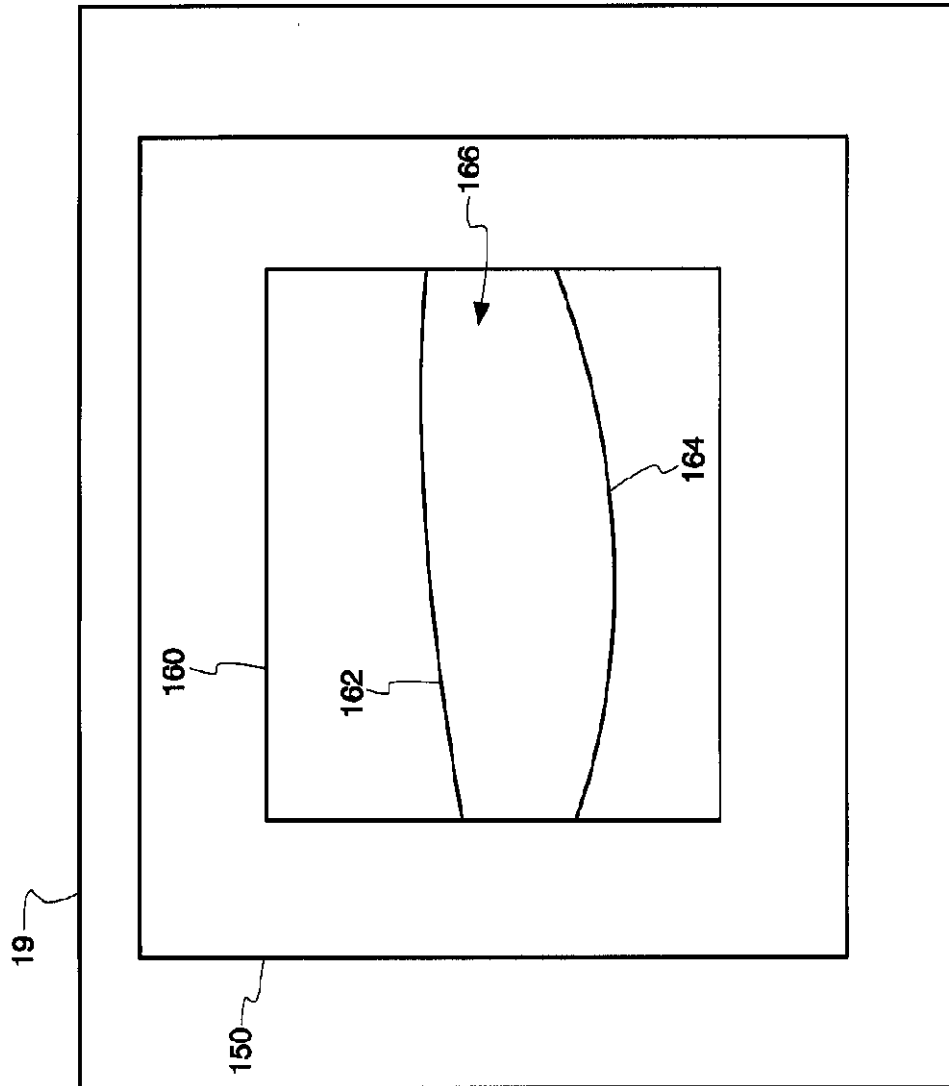
FIG. 5**FIG. 6**

FIG. 7

1. Abstract

An ultrasound system (1) acquires data using a gray scale mode of operation and a color flow mode of operation. A transducer (10) generates receive signals in response to echo ultrasound waves received from a subject (S) being studied. A gray scale receive channel (9G) generates gray scale data representing movement of portions of the subject, in particular that of blood flow or contrast agents in blood or tissue. A color flow receive channel (9C) generates color flow data (e.g., either power data or velocity data) also representing movement of portions of the subject. A processor (30) combines the gray scale flow data with the color flow data and displays the result on a display monitor (19) such that moving portions of the subject are displayed with a colored gray scale image.

2. Representative Drawing: Figure 1

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2002000607A5	公开(公告)日	2008-06-05
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		
[标]发明人	ISHRAK SYED OMAR MACLEOD GARY E ANGLE MICHELLE G HALL ANNE LINDSEY HAMILTON JAMES DAVID MILLER STEVEN C 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	A61B8/13 G01S7/52039 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/EE20 4C301/KK12 4C301/EE01 4C301/DD01 4C301/CC02 4C301/JB23 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/DD06 4C301/JB35 4C301/AA02 4C301/HH17 4C301/JC13 4C301/HH01 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		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/557255 2000-04-24 US		
其他公开文献	JP4746758B2 JP2002000607A		

摘要(译)

通过组合来自灰度操作模式的数据和来自色流操作模式的数据来显示对象的图像。 解决方案：超声系统 (1) 的换能器 (10) 响应从对象 (S) 接收的回声超声波生成接收信号，并使用灰度接收通道 (8G) 检测对象。 生成代表每个部分运动 (血液或组织或血液中的造影剂运动) 的灰度数据，并使用色流接收通道 (9C) 生成一种颜色，该颜色也代表对象每个部分的运动。 ·生成流量数据 (例如，功率数据或速度数据)。 处理器 (30) 将灰度流数据和彩色流数据进行组合，并在显示监视器 (19) 上显示结果，在该监视器上，被摄体的移动部分为彩色灰度。 通过图像使其可见。

