

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 180687

(P2003 - 180687A)

(43)公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	ターコード(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	501	G 0 1 N 29/22	501 4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 56数)

(21)出願番号 特願2002 - 304291(P2002 - 304291)

(22)出願日 平成14年10月18日(2002.10.18)

(31)優先権主張番号 039862

(32)優先日 平成13年10月20日(2001.10.20)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 502096705
ノヴァソニックス インコーポレイテッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9404
3 マウンテン・ビュー テラ・ベラ・アヴ
エニュー 1061

(72)発明者 ティン・ラン ジィ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9404
3 マウンテン・ビュー テラ・ベラ・アヴ
エニュー 1061

(74)代理人 100070150
弁理士 伊東 忠彦 (外2名)

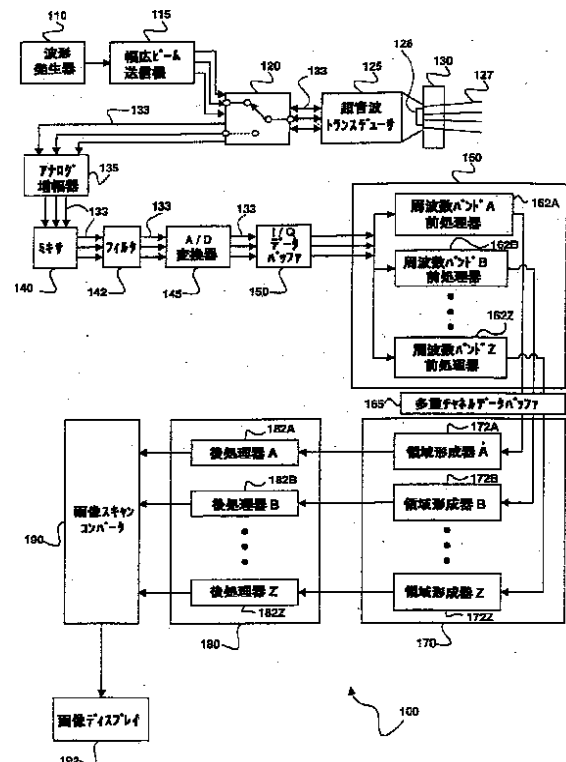
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 並列多重モード・多重バンド超音波映像化

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 本発明は、1組のパルス放射から多重モード・多重バンドのエコー情報を同時に取得し処理する超音波映像方法及び装置を提供する。

【解決手段】 未加工超音波信号はデジタル化され、I/Qデータバッファ150に格納される。格納データは周波数バンド又は様々な映像化モードの関数として並列に前処理される。並列前処理には様々な映像化モードに関するデータ処理が含まれる。並列前処理器160の出力は、多重モード又は多重バンド画像を形成すべく種々の望ましいエコー情報を同時に再構築するため使用される別個のエコー形成器170に供給される。エコー形成処理は並列に実行してもよい。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 対象媒体を解析するため超音波パルスを使用する方法であって、対象媒体によって変更される超音波パルスを対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスをトランスデューサで受信する手順と、受信された変更された超音波パルスに応じて信号を発生させる手順と、複数の映像化モードを使用して信号を並列処理する手順と、並列処理された信号に応じて位置データを発生させる手順と、を有する方法。

【請求項2】 位置データを発生させる手順は領域形成処理を含む、請求項1記載の方法。

【請求項3】 対象媒体を解析するため超音波を使用する方法であって、対象媒体によって変更される複数の超音波パルスを対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスを少なくとも1台のトランスデューサで受信する手順と、受信された変更された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生させる手順と、A/D変換器を使用してアナログ信号をデジタル信号に変換する手順と、複数の周波数バンド前処理器を使用してデジタル信号を前処理する手順と、前処理されたデジタル信号に応じて位置データを発生させる手順と、を有する方法。

【請求項4】 複数の超音波パルスの中の個々の部分から得られるデジタルデータは、複数の映像化モードを使用して処理される、請求項3記載の方法。

【請求項5】 発生された位置データを使用して視覚的に時間的に同期させられた画像を表示する手順を更に有する請求項3記載の方法。

【請求項6】 デジタルデータを前処理する手順は並列に前処理される、請求項3記載の方法。

【請求項7】 位置データはエコー形成処理を使用して発生させられる、請求項3記載の方法。

【請求項8】 位置データはエコー形成処理を使用して発生させられ、エコー形成処理は、複数の領域形成器を含む領域形成モジュールを使用する、請求項3記載の方法。

【請求項9】 複数の周波数バンド前処理器のうちの一つ以上のメンバーから複数の領域形成器の中の一つ以上のメンバーに前処理されたデジタルデータを供給する手順を更に有する請求項3記載の方法。

【請求項10】 位置データを画像スキャンコンバータに供給する手順を更に有し、位置データは複数の映像化モードを使用して発生させら

*れる、請求項6記載の方法。

【請求項11】 画像スキャンコンバータ及び位置データを使用して画像データを発生させる手順を更に有する請求項10記載の方法。

【請求項12】 画像スキャンコンバータ及び位置データを使用して画像データを発生させる手順を更に有し、画像データは視覚的には時間的に同期している、請求項10記載の方法。

【請求項13】 デジタルデータを前処理する手順は、複数の映像化モードを使用して実行される、請求項6記載の方法。

【請求項14】 複数の映像化モードにはドップラー映像化が含まれる、請求項13記載の方法。

【請求項15】 複数の映像化モードには、調波周波数を使用する映像化が含まれる、請求項13記載の方法。

【請求項16】 デジタルデータを前処理する手順は並列に実行され、複数の周波数バンド前処理器はデジタルデータ内のエンコーディングにตอบสนองする、請求項3記載の方法。

【請求項17】 複数の後処理器を使用して、位置データを後処理する手順を更に有する請求項3記載の方法。

【請求項18】 対象媒体によって変更されるように超音波パルスを対象媒体に送信する超音波トランスデューサと、変更された超音波パルスを受信し、変更された超音波パルスに応じて信号を発生するトランスデューサと、信号を並列に処理する複数の周波数バンド前処理器と、前処理された信号に応じて位置データを発生するエコー形成システムと、を有する超音波解析システム。

【請求項19】 エコー形成システムは、複数の映像化モードを使用して前処理された信号を受信するように構成された複数のビーム形成器を含む、請求項18記載の超音波解析システム。

【請求項20】 エコー形成システムは領域形成モジュールを含む、請求項18記載の超音波解析システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、映像装置の分野に係わり、特に、超音波映像化の分野に関する。

【0002】〔関連出願へのクロスリファレンス〕本願は、2001年10月18日に出願された、発明の名称が「超音波映像化におけるブロックスイッチング(Block Switching in Ultrasound Imaging)」に関連する。この関連出願の内容は参考のため引用される。関連出願は本願出願人に譲渡されている。

【0003】

【従来技術】超音波映像化は、広い範囲の物質を検査するため頻繁に使用される方法である。この方法は、相対的に非侵襲性、低コスト、及び、高速診断サイクルであるため、特に、医療分野で普及している。典型的に、

超音波映像化は、超音波を発生し、調査対象の物質の方へ向け、異種物質の境界で発生される反射を観察することにより実現される。反射は、受信装置（トランスデューサ）によって電気信号に変換され、エコー源のロケーションを判定するために従来技術で公知のビーム形成技術を使用して処理される。得られたデータは、モニタのような表示装置を使用して表示される。

【0004】典型的に、調査対象の物質に伝達された超音波信号は、連続的な電気信号又はパルス状の電気信号をトランスデューサへ与えることによって発生される。10 医用超音波の送信周波数は、最も一般的には、1 MHz から15 MHz の範囲に収まる。超音波は、調査対象の物質中を伝播し、隣接した組織層の間の境界のような構造で反射する。超音波が進行するとき、超音波エネルギーは、散乱、共鳴、減衰、反射、或いは、その他の変更を受ける。反射信号の一部は、トランスデューサへ戻され、エコーとして検出される。検出用トランスデューサは、エコー信号を電気信号に変換し、電気信号をビーム形成器へ供給する。ビーム形成器は、エコー源のロケーションを計算し、典型的に、簡単なフィルタと、信号平均化器とを含む。一連のビーム形成動作によって生成された計算位置情報は、画像として提示することができる2次元データを発生させるため使用される。従来のシステムでは、画像が形成されるレート（フレームレート）は、少なくともパルス戻り時間によって制限される。パルス戻り時間は、超音波を着目している媒体に送信してから、最後に反射された信号が検出されるまでの時間である。

【0005】超音波パルスが調査対象の物質中を伝播するとき、付加的な調波周波数成分が発生する。これらの30 付加的な調波周波数成分は伝播し続け、次に、調査対象の物質内の他の構造で反射するか、又は、相互作用する。基本波信号と調波信号の両方の信号が検出される。調波信号の解析は、一般的に、境界、又は、特定の高周波周波数で超音波を再放射するため設計された画像造影剤の可視化と関連付けられる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】超音波映像化の幾つかのモードは従来技術で確立されている。これらの従来技術によるモードには、調査対象の物質内の静的構造を調40 べるための基本（ベースバンド）周波数又は調波周波数での信号の解析と、スペクトル・ドップラー若しくはカラー・ドップラー映像化モードを使用する動きの検出と、が含まれる。これらの映像化モードは、順次に、或いは、交互に実行され、その結果は単一画像に合成される。例えば、従来のシステムによれば、第1の超音波パルスの系列が、人の心臓を検査するため利用される組織調波映像化を助長するために最初に放出される。第2の超音波パルスの系列は、基本周波数でカラー・ドップラー映像化信号を発生するため送られる。これらの信50

号は、心臓を流れる血流の速度を測定する。第1の超音波パルスの系列と第2の超音波パルスの系列は、ライン・インターリーブ方式、若しくは、フレーム・インターリーブ方式で交番させられる。各系列によって発生される信号は、別々に解析され、得られた2次元データは、ユーザへ表示するため単一のデータ集合に合成される。表示の際、合成されたデータ集合を区別し、特徴付けるため、一般的にカラーが使用される。データは、異なる時間に発生された2組の異なる超音波パルスの組を用いて記録されるので、表示画像は望ましくない時間的な異常性を含む。例えば、このような異常性は、閉鎖した心臓弁を通過する血流を示す。また、多数のパルスの系列を使用することによって、調査対象の物質に付加的な超音波エネルギーが照射される。この付加的なエネルギーは、望ましくないものであると考えられる。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は、超音波信号の並列マルチモード処理を実行するシステム及び方法を含む。例えば、一つの超音波信号並列処理方法は、超音波パルスをこの超音波パルスに変更を加える対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスをセンサで受信する手順と、センサを用いて、受信された超音波パルスに回答して信号を発生する手順と、複数の映像化モードを用いて信号を処理する手順と、位置データを用いて可視性の時間的な異常性を含まない画像データを発生する手順と、を有する超音波映像化である。このような画像は、時間的に同期しているように見える（視覚的時間同期である）画像である。

【0008】この方法は、超音波パルスをこの超音波パルスに変更を加える対象媒体に送信する超音波トランスデューサと、変更された超音波パルスを受信し、変更された超音波パルスに回答してアナログ信号を発生するセンサ（オプションとして、このセンサは送信のため使用されるトランスデューサと同じトランスデューサでもよい。）と、アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、デジタル信号を並列に処理する複数の周波数バンド前処理器と、前処理されたデジタルデータを解釈し、前処理されたデジタルデータに応じて位置データを発生するエコー形成システムと、を有する超音波映像化システムを使用して実現される。このエコー形成システムは、領域（エリア）形成システム、容積（ボリューム）形成システム、又は、多次元（マルチディメンジョン）形成システムを有する。

【0009】本発明は、以下の種々の態様で実施される。

(1) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスをトランスデューサで受信する手順と、受信された超音波パルスに応じて信号を発生する手順と、複数の映像化モードを用いて信号を並列に処理する手順と、

応答的な位置信号を発生するため処理された信号を解釈する手順と、を有する、超音波映像化方法。

(2) 処理された信号を解釈する手順は、領域形成をする手順を含む、項1記載の超音波映像化方法。

(3) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスをトランスデューサで受信する手順と、受信された超音波パルスに応じて信号を発生する手順と、複数の映像化モードを用いて信号を処理する手順と、時間的に同期している応答的な位置信号を発生するため処理された信号を解釈する手順と、位置信号を使用して画像データを発生する手順と、を有する、超音波解析方法。

(4) 少なくとも一つの超音波パルスは、複数の映像化方法のうちの少なくとも二つの映像化モードを使用して処理される、項3記載の超音波解析方法。

(5) 画像データを使用して、可視性の目に見える異常性を含まない画像を表示する手順を更に有する項3記載の超音波解析方法。

(6) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスを1台以上のトランスデューサで受信する手順と、受信された超音波パルスに応じて信号を発生する手順と、複数の周波数バンド前処理器を用いて信号を前処理する手順と、応答的な位置信号を発生するため前処理された信号を解釈する手順と、を有する、超音波解析方法。

(7) 信号を前処理する手順は並列に実行される、項6記載の超音波解析方法。

(8) 信号を前処理する手順は並列に実行され、信号を前処理する手順は複数の映像化モードを使用する、項6記載の超音波解析方法。

(9) 位置データを使用して画像データを発生する手順を更に有し、信号を前処理する手順は並列に実行される、項6記載の超音波解析方法。

(10) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスを1台以上のトランスデューサで受信する手順と、受信された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生する手順と、A/D変換器を使用してアナログ信号をデジタル信号に変換する手順と、複数の周波数バンド前処理器を用いてデジタル信号を前処理する手順と、応答的な位置信号を発生するため前処理されたデジタル信号を解釈する手順と、を有する、超音波解析方法。

(11) デジタルデータを前処理する手順は並列に実行される、項10記載の超音波解析方法。

(12) 前処理されたデジタルデータを解釈する手順はエコー形成する手順を含む、項11記載の超音波解析方法。

(13) 前処理されたデジタルデータを解釈する手順はエコー形成する手順を含み、

エコー形成する手順は、複数の領域形成器を含む領域形成モジュールを使用する、項11記載の超音波解析方法。

(14) 前処理されたデジタルデータを複数の周波数バンド前処理器のうちの一つ以上のメンバーから複数の領域形成器のうちの一つ以上のメンバーに供給する手順を更に有する項11記載の超音波解析方法。

(15) 位置データを画像スキャンコンバータへ供給する手順を更に有し、位置データは複数の映像化モードを使用して獲得される、項11記載の超音波解析方法。

(16) 画像スキャンコンバータと位置データを使用して画像データを発生する手順を更に有する項15記載の超音波解析方法。

(17) 画像スキャンコンバータと位置データを使用して、可視性の時間的異常性を含まない画像データを発生する手順を更に有する項15記載の超音波解析方法。

(18) 前処理されたデジタルデータを解釈する手順は、エコー形成システムによって並列に実行される、項12記載の超音波解析方法。

(19) デジタルデータを前処理する手順は、複数の映像化モードを使用して実行される、項11記載の超音波解析方法。

(20) 複数の映像化モードはドップラー映像化を含む、項19記載の超音波解析方法。

(21) 複数の映像化モードは調波周波数を使用する映像化を含む、項19記載の超音波解析方法。

(22) デジタルデータを前処理する手順は並列に行われ、複数の周波数バンド前処理器はデジタルデータ内のエンコーディングにตอบสนองする、項10記載の超音波解析方法。

(23) 複数の後処理器を使用して位置データを並列に後処理する手順を更に有する項10記載の超音波解析方法。

(24) デジタルデータを前処理する手順の前に、デジタルデータをI/Qデータバッファに格納する手順を更に有する項10記載の超音波解析方法。

(25) デジタルデータを多重チャネルデータバッファに格納する手順を更に有し、デジタルデータを多重チャネルデータバッファに格納する手順は、デジタルデータを前処理する手順の後で、かつ、前処理されたデジタルデータを解釈する手順の前に行われる、項10記載の超音波解析方法。

(26) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスをトランスデューサで受信する手順と、受信された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生する手順と、A/D変換器を使用してアナログ信号をデジタル信号に変換する手順と、前処理モジュールを使用してデジタル信号を前処理する手順と、複数のエコー形成器を使用して、前処理されたデジタル信号を解釈し、応答的

な位置データを発生させる手順と、を有する超音波解析方法。

(27) デジタルデータを前処理する手順は、複数の映像化モードを並列に使用する、項26記載の超音波解析方法。

(28) 複数の映像化モードは調波映像化を含む、項27記載の超音波解析方法。

(29) 複数のエコー形成器はビーム形成器を含む、項26記載の超音波解析方法。

(30) 複数のエコー形成器は領域形成器を含む、項26記載の超音波解析方法。

(31) 前処理されたデジタルデータを解釈する手順は、複数のエコー形成器を使用して並列に実行される、項26記載の超音波解析方法。

(32) 位置データを複数の後処理器に供給する手順を更に有する項26記載の超音波解析方法。

(33) 画像スキャンコンバータ及び位置データを使用して画像データを発生させる手順を更に有し、位置データは複数の映像化モードを使用して獲得される、項26記載の超音波解析方法。

(34) デジタルデータを多重チャンネルデータバッファに格納する手順を更に有し、デジタルデータを多重チャンネルデータバッファに格納する手順は、デジタルデータを前処理する手順の後で、かつ、前処理されたデジタルデータを解釈する手順の前に行われる、項26記載の超音波解析方法。

(35) 対象媒体が超音波パルスの組の中の複数のパルスを変更するように超音波パルスの組を対象媒体に送信する手順と、変更された複数の超音波パルスをトランスデューサで受信する手順と、受信された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生する手順と、前処理モジュールを使用して信号を前処理する手順と、エコー形成システムを使用して応答的な位置データを発生させるため前処理された信号を解釈する手順と、を有し、位置データは超音波パルスの組の中の1個のパルスから複数の映像化モードを使用して獲得される、超音波解析方法。

(36) 複数の映像化モードは前処理モジュールを使用して適用される、項35記載の超音波解析方法。

(37) エコー形成システムは領域形成モジュールを含む、項35記載の超音波解析方法。

(38) エコー形成システムはビーム形成モジュールを含む、項35記載の超音波解析方法。

(39) 対象媒体が超音波パルスの組の中のパルスを変更するように超音波パルスの組を対象媒体に送信する手順と、変更された超音波パルスをトランスデューサで受信する手順と、受信された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生する手順と、前処理モジュールを使用して信号を前処理する手順と、エコー形成システムを使用して、応答的な位置データを発生させるため前処理された信号を解釈する手順と、を有し、応答的な位置データ

は複数の映像化モードを使用して獲得される、超音波解析方法。

(40) エコー形成システムは並列に使用される、項39記載の超音波解析方法。

(41) 位置データを、複数の後処理器を含む後処理モジュールへ供給する手順を更に有する、項39記載の超音波解析方法。

(42) エコー形成システムはビーム形成モジュールを含む、項39記載の超音波解析方法。

(43) エコー形成システムは領域形成モジュールを含む、項39記載の超音波解析方法。

(44) デジタルデータを前処理する手順の前に、デジタルデータをI/Qデータバッファに格納する手順を更に有する項39記載の超音波解析方法。

(45) デジタルデータを多重チャンネルデータバッファに格納する手順を更に有し、デジタルデータを多重チャンネルデータバッファに格納する手順は、デジタルデータを前処理する手順の後で、かつ、前処理されたデジタルデータを解釈する手順の前に行われる、項39記載の超音波解析方法。

(46) エコー形成システムは多次元形成器を含む、項39記載の超音波解析方法。

(47) 位置データは時間的に同期している、項39記載の超音波解析方法。

(48) 位置データを使用して、可視性の時間的異常性を含まない画像を発生させる手順を更に有する項39記載の超音波解析方法。

(49) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信するように構成された超音波パルスと、変更された超音波パルスを受信し、変更された超音波パルスに応じて信号を発生するように構成されたトランスデューサと、信号を並列に処理するように構成された複数の周波数バンド前処理器と、前処理された信号を解釈し、応答的な位置信号を発生するように構成されたエコー形成システムと、を有する、超音波解析システム。

(50) エコー形成システムは複数のビーム形成器を含み、複数のビーム形成器は、複数の映像化モードを使用して前処理された信号を受信するように構成されている、項49記載の超音波解析システム。

(51) エコー形成システムは領域形成モジュールを含む、項49記載の超音波解析システム。

(52) エコー形成システムは多次元形成を行うように形成されている、項49記載の超音波解析システム。

(53) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信するように構成された超音波パルスと、変更された超音波パルスを受信し、変更された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生するように構成されたトランスデューサと、アナログ信号をデジタル信号へ変換するように構成されたA/D

変換器と、デジタル信号を並列に処理するように構成された複数の周波数バンド前処理器と、前処理されたデジタル信号を解釈し、前処理されたデジタルデータに応じた位置信号を発生するように構成されたエコー形成システムと、を有する、超音波解析システム。

(54) 位置データを受信するように構成され、複数の映像化モードを使用して獲得された位置データを合成するように構成され、複合画像データを発生させるため合成された位置データを使用するように構成されている画像スキャンコンバータを更に有する項53記載の超音波解析システム。

(55) 位置データを受信するように構成され、複数の映像化モードを使用して獲得された位置データを合成するように構成され、複合画像データを発生させるため合成された位置データを使用するように構成されている画像スキャンコンバータを更に有し、複合画像データは可視性の時間的異常性を含まない画像を発生させるため使用される、項53記載の超音波解析システム。

(56) エコー形成システムは複数のビーム形成器を含む、項53記載の超音波解析システム。

(57) 複数の周波数バンド前処理器は、複数の映像化モードでデジタルデータを前処理するように構成され、複数の映像化モードはドップラー映像化を含む、項56記載の超音波解析システム。

(58) 複数のビーム形成器のうちの1台以上のビーム形成器は、複数の周波数バンド前処理器のうちの1台以上の前処理器によって前処理されたデジタルデータを受信するように構成されている、項57記載の超音波解析システム。

(59) エコー形成システムは複数の領域形成モジュールを含む、項53記載の超音波解析システム。

(60) 複数の領域形成モジュールのうちの1台以上の領域形成モジュールは、複数の周波数バンド前処理器のうちの1台以上の前処理器によって前処理されたデジタルデータを受信するように構成されている、項59記載の超音波解析システム。

(61) 複数の周波数バンド前処理器は、複数の映像化モードでデジタル画像を前処理するように構成され、複数の映像化モードには調波映像化が含まれる、項59記載の超音波解析システム。

(62) 複数の領域形成モジュールは前処理されたデジタルデータを並列に解釈するように構成されている、項59記載の超音波解析システム。

(63) 複数の周波数バンド前処理器はデジタルデータ内のエンコーディングに応じてデジタルデータを前処理するように構成されている、項53記載の超音波解析システム。

(64) 複数の後処理器を具備し、位置データを受信するように構成された後処理モジュールを更に有する項53記載の超音波解析システム。

(65) 前処理の前にデジタルデータを受信するように構成されたI/Qデータバッファを更に有する項53記載の超音波解析システム。

(66) 前処理されたデジタルデータを受信するように構成され、受信されたデータをエコー形成システムへ送出するように構成された多重チャンネルデータバッファを更に有する項53記載の超音波解析システム。

(67) 対象媒体が超音波パルスを変更するように超音波パルスを対象媒体に送信するように構成された超音波トランスデューサと、変更された超音波パルスを受信するように構成され、変更された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生するように構成されたトランスデューサと、アナログ信号をデジタル信号へ変換するように構成されたA/D変換器と、デジタル信号を前処理するように構成された前処理モジュールと、前処理されたデジタル信号を解釈し、前処理されたデジタルデータに応じた位置信号を発生するように構成された複数の領域形成器と、を有する、超音波解析システム。

(68) 複数の領域形成器のうちのメンバーは、ドップラー映像化のため前処理されたデータを受信するように構成されている、項67記載の超音波解析システム。

(69) 複数の映像化モードを使用して獲得された位置データを受信し、受信された位置データを合成し、複合画像データを発生させるため合成された位置データを使用するように構成された画像スキャンコンバータを更に有する項67記載の超音波解析システム。

(70) 画像データは、表示されるときに、可視性の時間的異常性を伴わない、項69記載の超音波解析システム。

(71) デジタルデータは複数の並列映像化モードを使用して前処理される、項67記載の超音波解析システム。

(72) 複数の映像化モードは基本周波数を使用して映像化する、項71記載の超音波解析システム。

(73) 変更された超音波パルスのうちの1個のパルスに応じた信号は、複数の並列映像化モードを使用して前処理された1個のパルスから得られるデジタルデータに変換される、項67記載の超音波解析システム。

(74) 1個のパルスから得られるデジタルデータは複数の領域形成器によって解釈される、項73記載の超音波解析システム。

(75) 前処理されたデジタルデータは並列に解釈される、項67記載のシステム。

(76) 位置データを受信するように構成された後処理モジュールを更に有し、後処理モジュールは複数の後処理器を具備する、項67記載の超音波解析システム。

(77) 前処理の前にデジタルデータを受信するように構成されたI/Qデータバッファを更に有する項67記載の超音波解析システム。

(78) 前処理されたデジタルデータを受信するよう

に構成され、位置データの発生前に前処理されたデータを格納するように構成された多重チャンネルデータバッファを更に有する項67記載の超音波解析システム。

(79) 対象媒体が超音波パルスの組の中のパルスを変更するように超音波パルスの組を対象媒体に送信するように構成された超音波トランスデューサと、対象媒体によって変更された超音波パルスを受信するように構成され、変更された超音波パルスに応じてアナログ信号を発生するように構成されたトランスデューサと、アナログ信号をデジタル信号へ変換するように構成されたA/D変換器と、デジタルデータを前処理するように構成された前処理モジュールと、前処理されたデジタルデータから応答的な位置データを発生させるように構成されたエコー形成システムと、を有し、応答的な位置データは超音波パルスの組の中の少なくとも1個のパルスから、並列に実行される複数の映像化モードによって獲得された情報を含む、超音波解析システム。

(80) エコー形成システムは容積形成モジュールを含む、項79記載の超音波解析システム。

(81) エコー形成システムは領域形成システムを含む、項79記載の超音波解析システム。

(82) エコー形成システムは多次元形成システムを含む、項81記載の超音波解析システム。

(83) 複数の映像化モードには調波映像化が含まれる、項81記載の超音波解析システム。

(84) 前処理されたデジタルデータを受信し、受信されたデータをエコー形成システムへ供給するように構成された多重チャンネルデータバッファを更に有する項81記載の超音波解析システム。

(85) 位置データは時間的に同期している、項81記載の超音波解析システム。

(86) 異なる映像化モードを使用して獲得された応答的な位置データを合成し、合成された応答的な位置データを使用して、可視性の時間的異常性を含まない画像を形成するように構成されている画像スキャンコンバータを更に有する項85記載の超音波解析システム。

【0010】

【発明の実施の形態】図1は、全体的にシステム100として示された本発明の一実施例を表すブロック図である。システム100は、複数のパルスを含む波形を生成する波形発生器110を具備する。これらのパルスは、オプションとして、種々の周波数、又は、多数の周波数である。波形発生器110の出力は幅広ビーム送信機115に供給される。幅広ビーム送信機115は、入力波形を多数のチャンネルに分離し、信号を増幅し、及び/又は、幅広超音波波を形成するために必要な遅延を加える。幅広ビーム技術は、領域を映像化するために必要な送信パルス数を削減し、従来技術のビーム形成方式の代わりに領域形成方式が利用できるようになる。他の一実施例では、幅広ビーム送信機115は従来技術のビーム送信

機によって置き換えられる。幅広ビーム送信機115の出力は、多重チャンネル送受スイッチ120を介して伝達され、超音波トランスデューサ125を駆動するため使用される。超音波トランスデューサ125は、超音波パルス127を対象媒体130へ送信する。これらの超音波パルス127は、減衰、散乱、反射、調波発生などによって変更される。戻りエコーはトランスデューサ素子128によって受信される。トランスデューサ素子128は、エコーを検出するため使用され、超音波パルス127を発生させるため使用された超音波トランスデューサ125の一部でもよい。検出された信号には、元の送信周波数に近い周波数と、その他の調波周波数とを含む超音波が含まれる。各トランスデューサ素子128は、受信超音波パルスを電気信号に変換し、これらの電気信号を別々のデータチャンネル133へ供給する。

【0011】電気信号への変換後、パルスは、別々のデータチャンネル133から、多重チャンネル送受スイッチ120に供給される。多重チャンネル送受スイッチ120は、電気信号を多重チャンネルアナログ増幅器135へ向ける。アナログ増幅器135は、信号を増幅し、復調のためミキサ140へ供給する。ミキサ140は、アナログミキサでも、多重チャンネルミキサでも、位相変調器でも、時間信号乗算器でも、或いは、その他の公知の信号変調器でもよい。復調信号は、同相成分(I)及び直交成分(Q)からなる。別個のデータチャンネル133は、別々にフィルタ142を通過する。

【0012】一実施例において、フィルタ142は、特定周波数範囲を選択的に阻止する多重チャンネルバンドパスフィルタを含む。本実施例では、得られた信号は、多重チャンネルA/D(アナログ・デジタル)変換器145を使用してデジタル化され、I/Qデータバッファ150に保持される。I/Qデータバッファ150は、多重チャンネルであり、オプション的に、別個のデータチャンネル133から受信されたデジタル信号を別々に合計するためプログラムしてもよい。I/Qデータバッファ150は、保持されたデータを前処理モジュール150で利用できるようにする。他の一実施例において、デジタルミキサ140及び/又はデジタルフィルタ142は、オプションとして、A/D変換器145の後に配置される。

【0013】前処理モジュール160の一実施例には、複数の周波数バンド前処理器162A~162Zが含まれる。これらのラベルA~Zは、任意に指定されたものであり、周波数バンド前処理器162の台数を26台に制限する意図はない。各周波数バンド前処理器162は、一部又は全部の別々のデータチャンネル133からの、I/Qデータバッファ150に保持された多数のデータセットを処理することが可能である。周波数バンド前処理器は、オプションとして、一つ以上の特性によって区別される。これらの区別用の特性には、例えば、処

理周波数範囲(周波数バンド)と、処理された信号中の特定エンコーディング、実行された処理のモードなどが含まれる。1回以上の送受サイクルから得られる信号は、オプションとして、画像形成前に、合成され、フィルタ処理され、復号化され、及び/又は、変調される。本発明の一実施例によれば、前処理モジュール160内の各周波数バンド前処理器162A-Zは、I/Qデータバッファ150内の全部又は一部のデータにアクセスすることが可能である。周波数バンド前処理器162A-Zは、それぞれ、選択されたデータを受け取り、並列に処理するので、バンドパスフィルタ142によって渡された全てのデータは、オプションとして、少なくとも一つの周波数バンド前処理器162A-Zによって処理される。処理された、多重バンド、多重チャネル信号は、多重チャネルデータバッファ165に格納してもよく、領域形成モジュール170内の一連の領域形成器172によって利用できるようにされる。図1において、領域形成器172は、それぞれ、172A-172Zのラベルが付けられている。これらのラベルは、任意に付けられたものであり、領域形成器172の台数を26個に制限するものではない。

【0014】領域形成モジュール170の実施例は、多重チャネルデータバッファ165に保持されたデータ、又は、前処理モジュール160から直接的に供給されたデータを処理する。領域形成モジュール170で実行される処理には、対象媒体130内の信号源に関する位置情報の計算が含まれる。各領域形成器172A-Zは、直線に沿った位置情報だけではなく、幅広ビーム技術を使用して、領域をカバーする位置情報を形成する能力を備えている。前処理モジュール160はデータを前処理するので、各領域形成器172は、オプションとして、特定の規準に制限されたデータセット、又は、データの特定の局面を強調するため処理されたデータセットに対して作用する。例えば、一実施例において、領域形成器172Aは、対象媒体130内の運動中成分を識別するため処理されたデータを受信する。したがって、領域形成器172Aは、前処理モジュール160によって受信された信号全体のドップラー成分に作用する。同じ実施例において、領域形成器172Bは、周波数バンド前処理器162A及び162Bによる処理後に合成されたデータを処理するため設けられ、各周波数バンド前処理器は特定のエンコーディングを含むデータを前処理する。入力データが並列に処理されるとき、各領域形成器172A-Zは、同じ時間零及び時間的特性で出力データを発生し、出力データは時間的に同期している。前処理モジュール160は、オプションとして、データの総量を削減するので、データ形成モジュール170は、前処理モジュール160で受信したデータの一部だけに作用し、計算は、非常に高速に実行される。前処理モジュール160によって準備されたデータは、領域形成モジ

ール170によって並列処理される。処理の並列性の局面によって、領域形成モジュール170の出力間の時間的遅延が除去され、種々のタイプの映像化モードを同時に実行できるようになる。例えば、データ強調モードが一つの映像化モードで処理され、同時に、静的構造を表現するデータが別の映像化モードで処理される。

【0015】一実施例では、領域形成モジュール170の出力は、後処理システム180において合成されるか、或いは、更に処理される。領域形成モジュール170の出力は実質的に同時に記録された信号に基づいているので、幾つかの映像化モードから得られた出力データは、時間的なジッターを持ち込むことなく合成される。本発明の種々の実施例において、後処理システム180は、多数の幅広ビームゾーンからのデータを合成し、画像スキャンコンバータ190へ送出するため一つのデータセットを準備する。画像スキャンコンバータ190はオプション的な画像ディスプレイに出力する。

【0016】図2は、図1に例示されたシステムを利用する本発明の一実施例のステップを示すフローチャートである。波形発生ステップ210において、波形発生器110は、パルスの系列を有する波形を生成するため使用される。これらのパルスは、一つずつのパルス、パルスの対、或いは、より多数のパルスの組み合わせとしてグループ分けされる。波形発生ステップ210で生成された波形は、オプションとして、周波数、振幅、パルス幅、位相、若しくは、これらの変動のような複数の特性を含む。これらの特性は、オプション的に波形をエンコードするため使用される。一例として、図3には、逆位相を有するパルス対の系列を含む波形が示されている。

【0017】幅広ビーム発生ステップ215において、幅広ビーム送信機115は、波形発生器110で発生された波形を処理する。本発明の多様な局面によれば、幅広ビーム送信機115による処理は、波形の増幅と、別々のデータチャンネル133間での波形の分離と、別々のデータチャンネル133への遅延と重みの付与などを含む。幅広ビーム発生ステップ215は、更に、別々の各データチャンネル133内で処理された波形を多重チャネル送受スイッチ120及び多重素子超音波トランスデューサ125に供給する。送信超音波ステップ220では、超音波トランスデューサ125の各素子は、処理された波形を使用して超音波パルス127を送出する。本発明は、オプションとして、幅広ビーム技術を含み得るので、映像化領域をカバーするために必要なパルス数は、従来公知のビーム形成方式を使用して同じ領域をカバーするために必要なパルス数よりも著しく減少する。

【0018】パルス伝播ステップ225では、超音波パルス127は、対象媒体130中を伝播する。対象媒体130の変化は、エコーを発生させ、超音波パルス127を変える。エコー受信ステップ230では、戻り超音波信号は、トランスデューサ素子128を使用する超音

波トランスデューサ125によって受信される。トランスデューサ素子128は、超音波パルス127の周波数若しくは調波周波数、或いは、その周辺周波数の戻り超音波信号を受信する。各受信機は、別々のデータチャンネル137の一つに信号を発生し、別々の各データチャンネル133の信号は送受スイッチ120を介して、アナログ増幅器135へ供給される。エコー受信ステップ230から後処理ステップ275では、全ての演算は、別々の解析モードで識別される集合のような別々のデータセットに対して並列に実行してもよい。

【0019】増幅ステップ235は、別々のデータチャンネル133の信号を増幅するため、低雑音アナログ増幅器135を使用する。I/Q復調ステップ240では、各チャンネルは、信号を復調するミキサ140によって処理される。図4Aは、単一の受信機に関連した単一のチャンネルから得られた復調信号スペクトルの一例の説明図である。信号成分は、超音波が送信された周波数 f_0 と、送信周波数の高調波($2f_0$ 、 $3f_0$ など)の付近で検出される。本発明の一実施例において、ミキサ140は、基本周波数 f_0 での信号の成分をベースバンド周波数 f_0 に復調し、この信号の2次調波成分を新しい周波数($f_0 + f_0$)に復調する。その結果は図4Bに示されている。フィルタリングステップ245において、各信号は、オプションとして、フィルタ142を通過させられる。フィルタ142は、ハイパスフィルタ、ローパスフィルタ、若しくは、バンドパスフィルタを信号に適用する。フィルタリングのタイプは、信号の予想用途に応じて選択される。

【0020】A/D変換ステップ250において、別個の各データチャンネル133内の信号は、A/D変換器145によってアナログ域(ドメイン)からデジタル域に変換される。他の一実施例において、A/D変換ステップ250は、復調ステップ240又はフィルタリングステップ245の前に行われる。データ記憶ステップ255において、各チャンネルからのデジタルデータは、I/Qデータバッファ150に格納される。I/Qデータバッファ150は、オプションとして、複数のパルスから生じたデジタル信号を合計する。合計された生(未加工)のデータは、I/Qデータバッファ150の出力で標準化される。選択された総和と位相条件の下で、合計処理は、信号の一部の成分に対して零に接近する平均を生ずる。

【0021】データ処理ステップ260において、処理モジュール160は、I/Qデータバッファ150からデータを読み出し、1台以上の周波数バンド前処理器162A-Zを使用してデータを処理する。各周波数バンド前処理器162A-Zは、I/Qデータバッファ150内で利用可能な全てのデータにアクセスすることが可能である。しかし、望ましい映像化モードのタイプに依存して、各周波数バンド前処理器162A-Zは、デー

タのあるセグメントだけを処理するように動作させられる。本発明の多様な局面によれば、これらのセグメントは、トランスデューサチャンネル、周波数範囲、又は、エンコーディングによって分割される。調菜実施例では、周波数バンド前処理器162A-Zは、様々の処理ルーチンをデータに適用する。典型的な一実施例において、周波数バンド前処理器162A-Zの半分がドップラー信号に関連したデータを処理するように構成され、残りの半分が静的構造に関連したデータを処理するように構成される。かくして、これらの実施例の場合に、処理モジュール160は、多数のモード、多数の周波数バンド、多数のエンコーディング、及び/又は、多数の独立データチャンネルでI/Qデータバッファ150に保存されたデータを処理する。処理モジュール160は、多数の独立した周波数バンド前処理器162A-Zにより構成されるので、処理は並列に行われる。

【0022】本発明の一実施例によれば、信号は、信号に含まれるエンコーディングの関数として周波数バンド前処理器162A-Zによって処理される。例えば、波形発生器110が二つ以上の別個の周波数でパルスを生成する場合、戻される(符号化された)超音波エコーは、その周波数によって区別される(復号化される)。この区別する能力によって、エンコードされていないパルスよりも速いレートで、パルスを調査中の物質に送信することが可能になる。なぜならば、第2のパルスの組は、第1の組が受信される前に送信され得るからである。このエンコーディング方式を使用することにより、パルス送信レートと、データの収集は、パルスの往復時間(ラウンドトリップタイム)による制限を受けなくなる。パルス往復時間は、パルスの送信と、生じる全てのエコーの検出との間の時間である。周波数バンド前処理器162A-Zは、一つ以上の別々の周波数バンドから得られた信号を選択し処理するように個別に設定することが可能である。

【0023】前処理後に、データは、オプションとして、データ記憶ステップ265で、多重チャンネルデータバッファ165に保存してもよい。このステップは、平均化や、前処理モジュール160と領域形成モジュールの間の同期のような更なるデータ操作を可能にする。前処理モード数と、周波数バンドと、データチャンネルの積が、周波数バンド前処理器の台数よりも多い場合、一部のチャンネルは並列に前処理され、その結果が多重チャンネルデータバッファ165に格納される。この前処理プロセスに続いて、別のチャンネルの組がオプション的に前処理され保存される。前処理プロセスは、全チャンネルが前処理され保存されるまで反復される。多重チャンネルデータバッファ165の使用により、更に、多数の並列処理モード、周波数バンド、エンコーディング方式などを組み込むことが可能になる。

【0024】領域形成ステップ270では、処理された

データが、領域形成モジュール170を使用して並列領域形成計算を実行するため用いられる。領域形成モジュール170は、複数の領域形成器172A-Zを含む。各領域形成器172A-Zは、個別の周波数バンド前処理器162A-Zによって発生されたデータから、エコー源の場所を特定するため作動状態にされる。例えば、本発明の一実施例によれば、領域形成器172Aは、周波数バンド前処理器162Aによって処理されたデータを処理するように構成される。本発明の別の実施例では、領域形成器172Aは、データの一部分が周波数バンド前処理器162B及び周波数バンド前処理器162Aによって別々に前処理された後、多重チャンネルデータバッファ165で合成されたデータを処理するように構成される。データを前処理することによって、雑音、望ましくない信号成分、並びに、各データチャンネル内のデータ総量を減少させ得る可能性がある。

【0025】領域形成モジュール170内に数台の領域形成器172A-Zが存在することによって、多数の映像化モードに関連したデータの並列処理を実現できるようになる。例えば、領域形成器172Aは、移動エコー源と関連付けられたデータを処理するように構成され、領域形成器Bは、静止エコー源と関連付けられたデータを処理するように構成される。他の一実施例では、領域形成器172AはエンコーディングタイプAのデータを処理するように構成され、領域形成器BはエンコーディングタイプBのデータを処理するように構成される。ここで、エンコーディングタイプAとBは、任意の二つの区別可能なエンコーディング方式を表す。

【0026】オプションとしての後処理ステップ275において、領域形成モジュール170の出力は、後処理システム180によって後処理される。後処理は、様々なモードを使用して発生されたデータのエンコーディング、様々なモードを使用して発生されたデータ間の和と差の計算、異なる時間に記録されたデータ間の差の計算、微分計算及び積分計算などのような一つ以上の要素を含む。後処理システム180は、拡張領域をカバーするデータセットを生成するため、多数の送信ゾーンから獲得されたデータを合成することも可能である。後処理は、少なくとも、座標系の関数として信号のある種の属性を表現するデータを発生する。

【0027】オプション的な画像スキャン変換ステップ280において、画像は、画像スキャンコンバータ190を用いて準備される。画像は、選択的に、後処理ステップ275で派生したエンコーディングのモーション映像、及び/又は、偽カラー表現を含む場合がある。例えば、本発明の一実施例では、検出された物質の速度が計算され、カラーは速度の範囲及び分布を視覚的に伝えるように選択される。本発明の他の一実施例では、対象物質の静止コンポーネントは、物質超音波反射率を表すように設計されたカラー方式を用いて表示される。

【0028】上記の処理は、オプション的に、視野全体がカバーされるまで、多数の送信ゾーンに対して反復される。例えば、発明の名称が“Block Switching in Ultrasound Imaging (超音波映像化におけるブロック切換)”である同時に継続中の米国特許出願を参照のこと。多重モード及び/又は多重バンド信号の最終画像は、合成され、画像スキャンコンバータ190によって適当な表示フォーマットにスキャンコンバートされる。

【0029】オプション的な表示ステップ285において、画像スキャン変換ステップ280で準備された画像は、画像ディスプレイ192を使用して表示される。最終画像は、異なる映像化モード若しくは周波数バンドから生ずる画像の様々なコンポーネント間の時間遅延又はタイムラグを殆ど伴うことなく、或いは、全く伴うことなく表示される。

【0030】本発明において、一つ以上の映像化モードは、オプションとして、送信された超音波パルスの単一の組から生成された単一のデータセットに対して実行される。これらの実施例の場合、超音波パルスの単一の組は、多数の解析モードに基づいて、エコーロケーションデータを生成するため、並列に使用される。一部の実施例では、並列多重モード映像化は、可視性の時間的に同期した画像を作成するので、従来技術による多重モード映像化におけるエコーデータの直列発生方法の場合に付随した時間ジッター(時間的異常性)が除去される。多重バンド前処理及び領域形成は、エンコーディング特性に基づく信号の分離を可能にさせる。例えば、別々の周波数バンドから生成された画像、又は、その他のエコーロケーションデータは、並列に形成され、フレームレートを低下させることなくスペククル雑音を減少させるため一つに合成される。

【0031】図5は、2次元映像化用の調波信号と、カラードップラー映像化用の基本信号が生成され、並列に処理される本発明の一実施例を説明するブロック図である。本実施例は、同時に2種類のデータ処理モードを実行する。図5に示された例によれば、一方のモードは、高解像度2次元調波組織映像化を実行するため設計され、他方のモードは、カラードップラーフロー映像化を実行するため設計される。両方のモードは、パルス発射の系列から生成され、I/Qデータバッファ150で収集された同じデータセットを使用する。他の実施例は、オプション的に、並列に実行される3種類以上の解析モードを含む。

【0032】2次元調波組織映像化の場合、データは、I/Qデータバッファ150から周波数バンド前処理器162Aにコピーされる。このモードでは、周波数バンド前処理器162Aは、高解像度2次元組織画像を生成すべく、調波信号を処理するため使用される。周波数バンド前処理器162Aは、多重パルス平均化器510、デジタルミキサ520、及び、ベースバンドフィルタ5

30を具備するように構成される。前処理の結果は、オプション的に、多重チャンネルデータバッファ165に保存され、エコーロケーションデータ(画像)を再構成するため領域形成器172Aに供給される。エコーロケーションデータ(画像)は、後処理器182Aに供給される。本実施例の場合、後処理器182Aは、振幅検出器560及び画像プロセッサ570を含む。

【0033】ドップラーフロー映像化モードの場合、データはI/Qデータバッファ150から周波数バンド前処理器162Bにコピーされる。本実施例では、このデータは、並列2次元調波組織映像化モードで使用するためI/Qデータバッファ150からコピーされたデータと同じデータである。ドップラーフロー映像化モードの場合、周波数バンド前処理器162Bは、クラッターフィルタ540及びベースバンドフィルタ550を具備する。これらの素子を使用することにより、周波数バンド前処理器162Bは、対象媒体130内の移動標的を検出するため基本周波数信号を処理する。多重チャンネルデータバッファ165にオプションとして記憶し、領域形成器172Bによって処理した後、再構成されたエコーロケーションデータは、後処理器182Bに供給され、後処理器182Bは、ドップラーフロー推定器580と、カラーフロー画像プロセッサ590と、を含む。画像スキャンコンバータ190は、両方の処理モードを使用して生成されたエコーロケーションデータを合成し、最終画像を形成するため合成データを適当な表示フォーマットに変換する。最終画像は、オプション的に、画像ディスプレイ192を使用して表示される。

【0034】図5に導入された種々の素子510乃至590は、ソフトウェアを使用して実現してもよい。かくして、一実施例のある場面では、前処理器162Aは、多重パルス平均化器510、デジタルミキサ520、及び、ベースバンドフィルタ530を含み、同じ実施例の次の場面では、前処理器162Aは、今度は、クラッターフィルタ540及びベースバンドフィルタ550を組み込むようにソフトウェアによって再構成される。後処理器182Aは、オプションとして、同じようにソフトウェアによって再構成可能である。

【0035】図6には、図5に示された素子を利用して並列に実行可能な2種類の映像化モードを実現する方法の二つのフローチャートが示されている。図6Aは、調波信号が2次元映像化のため処理される本発明の方法に含まれるステップを表している。図6Bには、基本信号がドップラーフロー映像化のため処理される本発明の方法に含まれるステップが表されている。両方のフローチャートは、図2のステップ255から始まり、図2のステップ280で終わる。

【0036】図6Aに示された方法では、データ処理ステップ260は、データ平均化ステップ610と、デジタル変調ステップ620と、ベースバンドフィルタリン

グステップ630と、を含む。データ平均化ステップ610では、多重パルス平均化510(図5)は、位相反転送信パルスの多数のペアを使用して発生された多数の受信信号を平均化することによって、基本周波数成分を減少又は除去する。これらの位相反転パルスシーケンスからの受信信号の第2調波成分は同相であるため、第2調波成分の信号対雑音比は、平均化処理によって高められる。得られた信号の例は、図7Aに示されている。基本周波数での信号は、基本的にうち消され、第2調波信号が強調される。送信パルスシーケンスが位相反転されていない他の実施例では、信号平均は、信号対雑音比を改良するためだけに役立つ。デジタル復調ステップ620において、デジタルミキサ520は、第2調波成分をベースバンド周波数まで復調する。結果として生じる可能性のある信号は図7Bに示されている。ベースバンドフィルタリングステップ630において、ベースバンドフィルタ530は、あらゆる残留基本周波数成分、及び、ベースバンド外のその他の雑音を除去し、同時に、復調された第2調波信号を維持するため使用される。

【0037】ベースバンドフィルタリング630の後、データは、オプションとして、データ記憶ステップ265で、多重チャンネルデータバッファ165に格納される。領域形成ステップ270において、前処理された第2調波成分は領域形成器172Aに供給され、エコーロケーションデータは、2次元組織画像のため再構成される。

【0038】図6Aに示された方法の場合、後処理ステップ275は、信号振幅検出ステップ640と、2次元画像処理ステップ650とを含む。振幅検出ステップ640には、I/Q信号対振幅変換及び対数圧縮が含まれる。2次元画像処理ステップ650は、オプションとして、利得及びダイナミックレンジの調整、空間フィルタリング及び/又は時間的フィルタリングなどのような動作を含む。

【0039】図6Bに示された方法の場合、前処理ステップ260は、クラッターフィルタリングステップ660と、ベースバンドフィルタリングステップ670とを含む。クラッターフィルタリングステップ660において、クラッターフィルタ540は、対象媒体130内で静止したソース及び低速移動するソースから生じる信号を除去するため、調波組織映像化のため収集された多数の信号と同じ信号に適用される。ベースバンドフィルタリングステップ670において、ベースバンドフィルタ550は、クラッターフィルタ処理された基本周波数成分を抽出し、ベースバンド外の雑音を除去するため使用される。前処理データステップ260の後には、選択的な記憶ステップ265及び領域形成ステップ270が続く。

【0040】図6Bに示された実施例の場合、後処理ステップ275は、ドップラーフローパラメータ推定ステップ6

80と、ドップラーパラメータ後処理ステップ690を含む。ドップラーパラメータ推定ステップ680において、ドップラーフロー推定器580は、ドップラー速度、ドップラー速度分散、ドップラーエネルギーなどのようなフローパラメータを計算する。これらの計算は、オプション的には、従来技術において公知の自己相関法を用いて実現される。ドップラーパラメータ後処理ステップ690において、カラーフロー画像プロセッサ590は、対象のドップラーパラメータの情報を伝搬するカラー画像を生成するため、閾値化、雑音除去、平滑化、

カラー符号化、及び/又は、その他の処理技術を使用する。
 【0041】図6A及び6Bに示された方法は、オプションとして並列に実行される。両方の処理の結果は、画像スキャン変換ステップ230(図2)において、単一の画像データセットに合成される。この単一画像データセットは、画像ディスプレイ192を使用して表示ステップ285で表示される。両方の映像化モードは並列に実行され、同じ受信データのセットを使用するので、出力は、直列的な実行よりも高速に生成され、各映像化モードを使用して生成された画像は、相互に時間的に同期している。画像生成が高速化されることによって、フレームレートを高くすることができる。多数の映像化モードのためのデータ収集の同期化は、得られた複合画像中の時間的異常性を除去、若しくは、低減する。多数の送信パルスから生じる符号化されたデータは、オプションとして、信号対雑音比を向上させるため一まとめに加算される。

【0042】ステップ260乃至275は、オプションとして、基本映像化、カラードップラー映像化、高調波映像化、スペクトルドップラー映像化、及び/又は、その他の任意の超音波映像化モードのような付加かつ代替的な映像化モードを含む。他の実施例では、3種類以上の並列モードの組み合わせも実現可能である。例えば、3種類の並列モードのある組には、調波組織映像化、カラードップラー映像化、及び、スペクトルドップラー映像化が含まれる。3種類の並列モードの別の組には、調波組織映像化、ドップラー組織映像化、及び、カラードップラー映像化が含まれる。

【0043】實際上、上記の方法は、オプションとして、対象媒体130内の画像視野をカバーする一連のゾーンに適用される。各ゾーンは、独立に処理され、合成ゾーンの画像は画像スキャンコンバータ190によって構築され得る。各ゾーンにおいて、N個のパルスの組は、並列処理を使用してデータを発生させるため使用される。K個のゾーンに対して、全部でK * N個のパルスが完全な画像を形成するために必要である。一部の映像化モードでは、Nの最小値は2であり、他の映像化モードでは、Nの最小値は1である。処理モードの個数が増加しても、要求されるパルス数が増加するとは限らな

*い。また、電力消費を最小限に抑えることにより、バッテリーのような電力源の寿命が延び、バッテリー給電された単一モード若しくは多重モードの機器を利用する際に動作時間が長くなる。

【0044】本発明による並列処理アーキテクチャは、非常に高速のデータ処理速度を達成する。生のI/Qデータの前処理は、入力信号を最適化し、領域形成前に信号対雑音比を向上させる。

【0045】上述の処理及び装置の好ましい実施例の説明から、当業者には、実施例の変更及び追加が本発明の原理を逸脱することなくなされることが明らかであろう。例えば、処理モジュール160及び領域形成モジュール170は、代替的な手段によって獲得された超音波データを処理するために使用できる。様々な実施例において、領域形成器172は、並列多重ラインビーム形成器の系列のような代替的なエコー形成システムによって置換でき、この個別の例は従来技術において公知である。エコー形成システムには、ビーム(1次元)形成システム、領域(2次元)形成システム、容積(3次元)形成システム、及び、多次元形成システムが含まれる。本発明の超音波システムは、広範囲の物質を映像化するために使用される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例のブロック図である。

【図2】本発明の一実施例の処理ステップのフローチャートである。

【図3】本発明の一実施例の実行中にあるステップで検出された信号を表現する波形の説明図である。

【図4A】単一の受信用トランスデューサと関連した単一チャンネルからの復調信号スペクトルの一例の説明図である。

【図4B】I/Qミキサによる復調後に検出された信号を表現するスペクトルの説明図である。

【図5】2次元映像化用の調波信号とドップラー映像化用の基本信号が並列に処理される本発明の一実施例のブロック図である。

【図6A】調波信号が2次元映像化のため処理される本発明の方法における処理ステップの説明図である。

【図6B】基本信号がドップラー映像化のため処理される本発明の方法における処理ステップの説明図である。

【図7A】多重位相平均化を使用する処理後に検出された信号を表現するスペクトルの説明図である。

【図7B】デジタルミキサを使用する図7Aに示された信号の復調後に検出された信号を表現するスペクトルの説明図である。

【符号の説明】

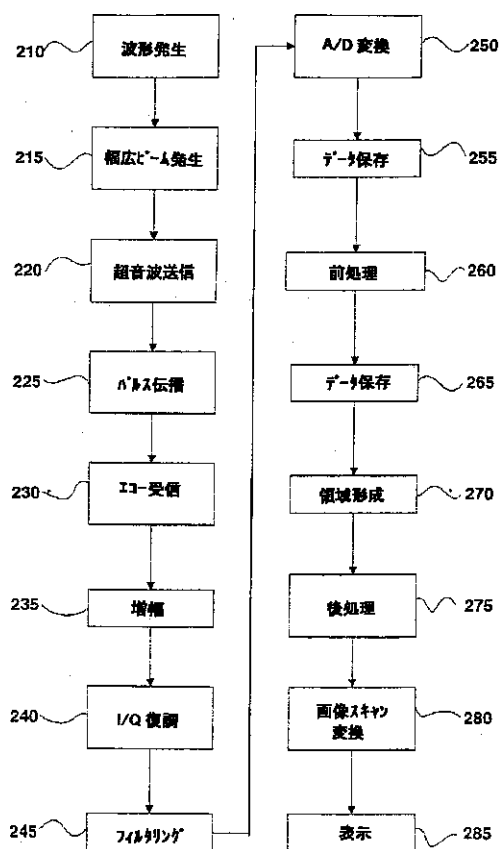
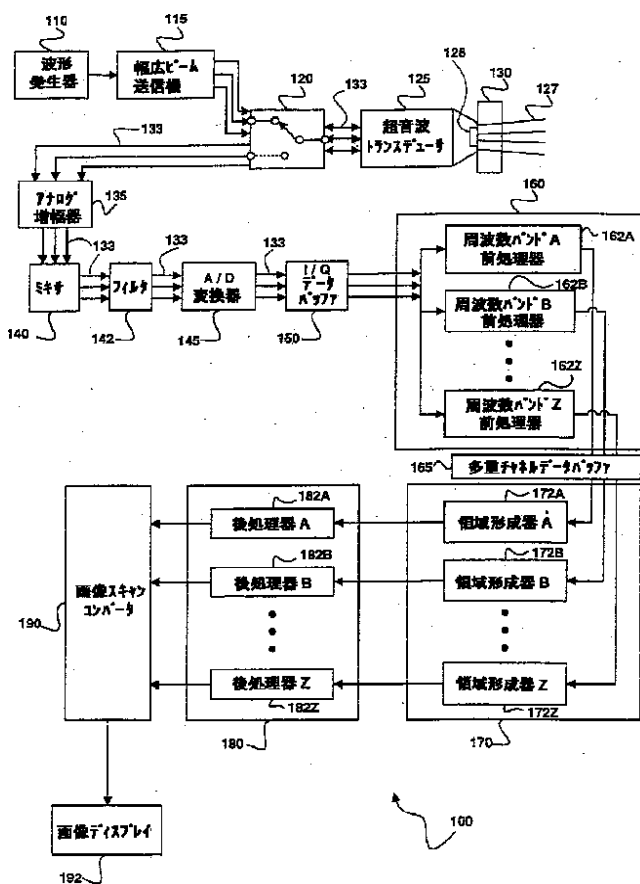
- 110 波形発生器
- 115 幅広ビーム送信機
- 125 超音波トランスデューサ
- 135 アナログ増幅器

- 140 ミキサ
- 142 フィルタ
- 150 I/Qデータバッファ
- 162A 周波数バンドA前処理器
- 162B 周波数バンドB前処理器
- 162Z 周波数バンドZ前処理器
- 165 多重チャネルデータバッファ
- 172A 領域形成器A

- *172B 領域形成器B
- 172Z 領域形成器Z
- 182A 後処理器A
- 182B 後処理器B
- 182Z 後処理器Z
- 190 画像スキャンコンバータ
- 192 画像ディスプレイ

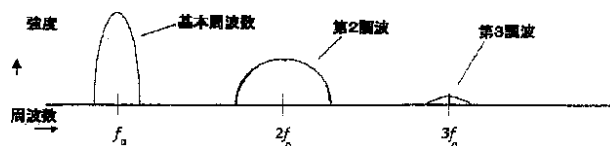
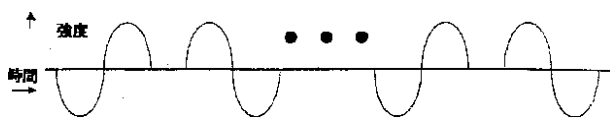
【図1】

【図2】



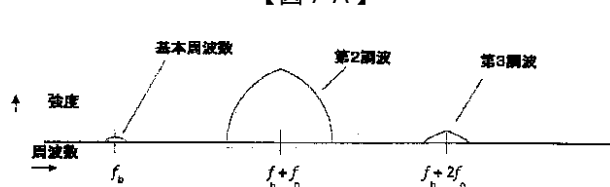
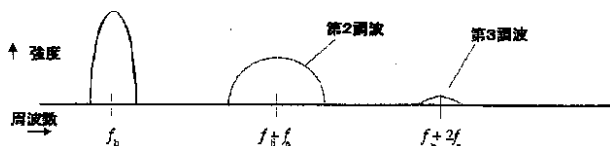
【図3】

【図4A】

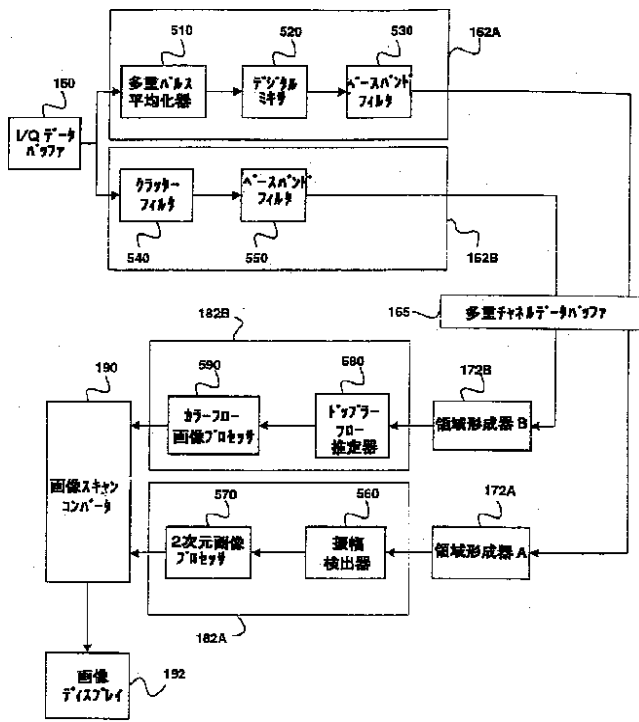


【図4B】

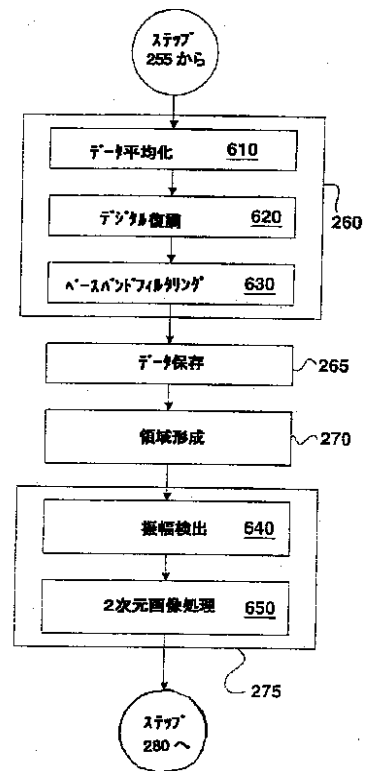
【図7A】



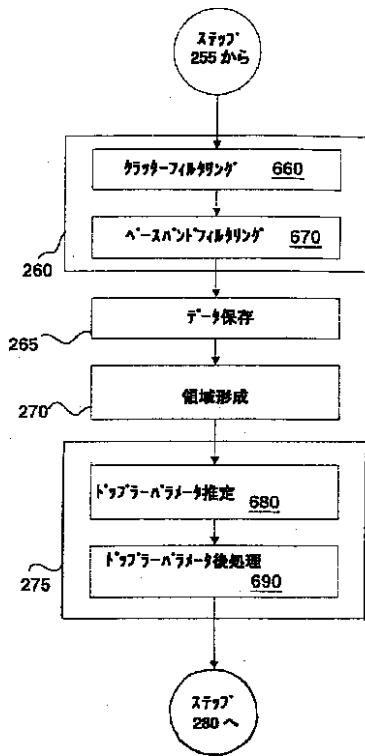
【図5】



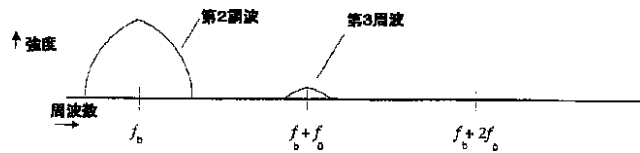
【図6A】



【図6B】



【図7B】



フロントページの続き

(72)発明者 グレン マクラフリン
アメリカ合衆国 カリフォルニア州
94043 マウンテン・ビュー テラ・ベ
ラ・アヴェニュー 1061

Fターム(参考) 2G047 BA03 CA01 DB02 EA09 EA10
GB02 GF08 GF21 GG09 GG17
GG32 GG35 GH08
4C301 BB22 CC01 DD02 EE10 EE11
GB02 HH01 HH13 HH53 JB03
JB35 JB46 LL04 LL05

【外国語明細書】

1. Title of Invention

SIMULTANEOUS MULTI-MODE AND MULTI-BAND ULTRASONIC IMAGING

2. Claims

1. A method of using ultrasound to analyze a media of interest, comprising the steps of:
 - transmitting an ultrasound pulse into the media of interest, the ultrasound pulse being modified by the media of interest;
 - receiving at a transducer the modified ultrasound pulse;
 - generating signals in response to the received modified ultrasound pulse;
 - parallel processing the signals using a plurality of imaging modes; and
 - generating positional data responsive to the parallel processed signals.
2. The method of claim 1, wherein the step of generating positional data includes area-forming.
3. A method of using ultrasound to analyze a media of interest, comprising the steps of:
 - transmitting a plurality of ultrasound pulse into the media of interest, the ultrasound pulses being modified by the media of interest;
 - receiving at one or more transducers the modified ultrasound pulses;
 - generating analog signals in response to the received modified ultrasound pulses;
 - converting the analog signals to digital data using an A/D converter;
 - preprocessing the digital data using a plurality of frequency band preprocessors; and
 - generating positional data responsive to the preprocessed digital data.
4. The method of claim 3, wherein digital data resulting from an individual member of the plurality of ultrasound pulses is processed using a plurality of imaging modes.
5. The method of claim 3, further including the step of displaying an image visibly temporally synchronized using the generated positional data.

6. The method of claim 3, wherein the step of preprocessing the digital data is preprocessed in parallel.
7. The method of claim 3, wherein the positional data is generated using echo-forming.
8. The method of claim 3, wherein the positional data is generated using echo-forming and the echo-forming uses an area-forming module that includes a plurality of area-formers.
9. The method of claim 3, further including the step of providing preprocessed digital data to one or more members of a plurality of area-formers from one or more members of the plurality of frequency band preprocessors.
10. The method of claim 6, further including the step of providing the positional data to an image scan converter, wherein the positional data is generated using a plurality of imaging modes.
11. The method of claim 10, further including the step of generating image data using the image scan converter and the positional data.
12. The method of claim 10, further including the step of generating image data using the image scan converter and the positional data, wherein the image data is visibly temporally synchronized.
13. The method of claim 6, wherein the step of preprocessing the digital data is performed using a plurality of imaging modes.
14. The method of claim 13, wherein the plurality of imaging modes includes Doppler imaging.

15. The method of claim 13, wherein the plurality of imaging modes includes imaging using harmonic frequencies.
16. The method of claim 3, wherein the step of preprocessing the digital data is done in parallel, and the plurality of frequency band preprocessors are responsive to encoding within the digital data.
17. The method of claim 3, further including the step of post-processing the positional data in parallel using a plurality of post-processors.
18. An ultrasonic analysis system comprising:
 - an ultrasound transducer for transmitting ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
 - a transducer for receiving the modified ultrasound pulses and generating signals responsive to the modified ultrasound pulses;
 - a plurality of frequency band preprocessors for preprocessing the signals in parallel; and
 - an echo-forming system for generating positional data responsive to the preprocessed signals.
19. The system of claim 18, wherein the echo-forming system includes a plurality of beamformers configured to receive signals preprocessed using a plurality of imaging modes.
20. The system of claim 18, wherein the echo-forming system includes an area-forming module.

3. Detailed Description of Invention

CROSS-REFERENCES TO RELATED APPLICATIONS

[0001] This application is related to U.S. Patent Application No. , entitled "Block Switching in Ultrasound Imaging," filed on October 18, 2001. The subject matter of the related applications is hereby incorporated by reference. The related applications are commonly assigned.

BACKGROUND

FIELD OF THE INVENTION

[0002] The invention is in the field of imaging devices and more particularly in the field of ultrasonic imaging.

DESCRIPTION OF THE PRIOR ART

[0003] Ultrasonic imaging is a frequently used method for examining a wide range of materials. The method is especially common in medicine because of its relatively non-invasive nature, low cost, and fast diagnostic cycles. Typically, ultrasound imaging is accomplished by generating and directing ultrasonic sound waves into a material under investigation and then observing reflections generated at the boundaries of dissimilar materials. The reflections are converted to electrical signals by receiving devices (transducers) and then processed, using beam-forming techniques known in the art, to determine the locations of echo sources. The resulting data is displayed using a display device such as a monitor.

[0004] Typically, the ultrasonic signal transmitted into the material under investigation is generated by applying continuous or pulsed electronic signals to a transducer. The transmit frequency of medical ultrasound is most commonly in the range of 1 MHz to 15 MHz. The

ultrasound propagates through the material under investigation and reflects off of structures such as boundaries between adjacent tissue layers. As it travels, the ultrasonic energy may be scattered, resonated, attenuated, reflected, or otherwise modified. Portions of the reflected signals are returned to the transducers and detected as echoes. The detecting transducers convert the echo signals to electronic signals and furnish them to a beamformer. The beamformer calculates locations of echo sources and typically includes simple filters and signal averagers. Calculated positional information, produced through a serial series of beam-forming operations, is used to generate two-dimensional data that can be presented as an image. In prior art systems, the rate at which images are formed (the frame rate) is limited by at least the pulse return time. The pulse return time is the time between the transmission of ultrasonic sound into the media of interest and the detection of the last reflected signals.

[0005] As an ultrasound pulse propagates through a material under investigation, additional harmonic frequency components are generated. These additional harmonic frequency components continue to propagate and, in turn, reflect off of or interact with other structures in the material under investigation. Both fundamental and harmonic signals are detected. The analysis of harmonic signals is generally associated with the visualization of boundaries or image contrast agents designed to re-radiate ultrasound at specific harmonic frequencies.

[0006] Several modes of ultrasonic imaging are established in the prior art. These prior art modes include analyzing signals at the fundamental (base-band) or harmonic frequencies for studying static structures in the material under investigation, and detecting movement using spectral Doppler or color Doppler imaging modes. These imaging modes are either sequentially or alternatively executed and the results combined in a single image. For example, in one prior art system a first series of ultrasound pulses is first fired to facilitate tissue harmonic imaging that

is utilized to examine a human heart. A second series of ultrasound pulses is fired to generate color Doppler imaging signals at a fundamental frequency. These signals measure the velocity of blood flow through the heart. The first series and second series of ultrasound pulses are alternated in a line-interleaved or frame-interleaved manner. The signals generated by each series are analyzed separately and the resulting two-dimensional data is combined in a single data set for display to the user. In the display it is common to use color to differentiate and characterize the combined data sets. Since the data are recorded using two different sets of ultrasound pulses, generated at different times, the displayed image may contain undesirable temporal anomalies. For example, such an anomaly could indicate blood flow through a closed heart valve. Also, using multiple series of pulses exposes the material under investigation to additional ultrasound energy. This additional energy may be considered undesirable.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0017] The present invention includes systems and methods for performing parallel and multi-mode processing of ultrasound signals. For example, one method of parallel processing ultrasound signals is ultrasonic imaging including the steps of transmitting ultrasound pulses into a media of interest that modifies the ultrasound pulses, receiving the modified ultrasound pulses at a sensor, generating signals responsive to the received ultrasound pulses using the sensor, processing the signals using a plurality of imaging modes; interpreting the processed signals to generate responsive positional data; and generating image data with no visible temporal anomalies using the positional data. Such an image is said to be visibly temporally synchronized.

[0018] This method can be performed using an ultrasonic imaging system including an ultrasound transducer for transmitting ultrasound pulses into a media of interest that modifies the ultrasound pulses, a sensor (which is optionally the same transducer used for transmitting) for receiving the modified ultrasound pulses and generating analog signals responsive to the modified ultrasound pulses, an A/D converter for converting the analog signals to digital data, a plurality of frequency band preprocessors for preprocessing the digital data in parallel, and an echo-forming system for interpreting the preprocessed digital data and generating positional data responsive to the preprocessed digital data. The echo-forming system optionally includes an area-forming system, a volume-forming system, or a multidimensional-forming system.

[0019] 1. A method of ultrasonic imaging comprising the steps of:
transmitting an ultrasound pulse into a media of interest such that the media of interest
modifies the ultrasound pulse;
receiving the modified ultrasound pulse at a transducer;

- generating signals responsive to the received ultrasound pulses;
processing the signals in parallel using a plurality of imaging modes; and
interpreting the processed signals to generate responsive positional data.
2. The method of claim 1, wherein the step of interpreting the processed signals includes area-forming.
3. A method of ultrasonic analysis comprising the steps of:
transmitting ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
receiving the modified ultrasound pulses at a transducer;
generating signals responsive to the received ultrasound pulses;
processing the signals using a plurality of imaging modes;
interpreting the processed signals to generate responsive positional data, the positional data being temporally synchronized; and
generating image data, using the positional data.
4. The method of claim 3, wherein at least one of the ultrasound pulses is processed using at least two of the plurality of imaging modes.
5. The method of claim 3, further including the step of displaying an image, without visible temporal anomalies, using the image data.
6. A method of ultrasonic analysis comprising the steps of:
transmitting ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
receiving the modified ultrasound pulses at one or more transducer;
generating signals responsive to the received ultrasound pulses;

- preprocessing the signals using a plurality of frequency band preprocessors; and
interpreting the preprocessed signals to generate responsive positional data.
7. The method of claim 6, wherein the step of preprocessing the signals is done in parallel.
8. The method of claim 6, wherein the step of preprocessing the signals is done in parallel and the step of preprocessing the signals uses a plurality of imaging modes.
9. The method of claim 6, further including the step of generating image data using the positional data, and
wherein the step of preprocessing the signals is done in parallel.
10. A method of ultrasonic analysis comprising the steps of:
transmitting ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
receiving the modified ultrasound pulses at one or more transducer;
generating analog signals responsive to the received ultrasound pulses;
converting the analog signals to digital data using an A/D converter;
preprocessing the digital data using a plurality of frequency band preprocessors; and
interpreting the preprocessed digital data to generate responsive positional data.
11. The method of claim 10, wherein the step of preprocessing the digital data is done in parallel.
12. The method of claim 11, wherein the step of interpreting the preprocessed digital data includes echo-forming.
13. The method of claim 11, wherein the step of interpreting the preprocessed digital data includes echo-forming and the echo-forming uses a area-forming module that includes a plurality of area-formers.

14. The method of claim 11, further including the step of providing preprocessed digital data to one or more members of a plurality of area-formers from one or more members of the plurality of frequency band preprocessors.
15. The method of claim 11, further including the step of providing the positional data to an image scan converter, wherein the positional data is derived using a plurality of imaging modes.
16. The method of claim 15, further including the step of generating image data using the image converter and the positional data.
17. The method of claim 15, further including the step of generating image data using the image converter and the positional data, wherein the image data has no visible temporal anomalies.
18. The method of claim 12, wherein the step of interpreting the preprocessed digital data is performed in parallel by the echo-forming system.
19. The method of claim 11, wherein the step of preprocessing the digital data is performed with using a plurality of imaging modes.
20. The method of claim 19, wherein the plurality of imaging modes includes Doppler imaging.
21. The method of claim 19, wherein the plurality of imaging modes includes imaging using harmonic frequencies.
22. The method of claim 10, wherein the step of preprocessing the digital data is done in parallel and the plurality of frequency band preprocessors are responsive to encoding within the digital data.

23. The method of claim 10, further including the step of post-processing the positional data in parallel using a plurality of post-processors.
24. The method of claim 10, further including the step of storing the digital data in an I/Q data buffer prior to the step of preprocessing the digital data.
25. The method of claim 10, further including the step of storing the digital data in a multi-channel data buffer, the step of storing in a multi-channel data buffer occurring after the step of preprocessing the digital data and prior to the step of interpreting the preprocessed digital data.
26. A method of ultrasonic analysis comprising the steps of:
 - transmitting ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
 - receiving the modified ultrasound pulses at a transducer;
 - generating analog signals responsive to the received ultrasound pulses;
 - converting the analog signals to digital data using an A/D converter;
 - preprocessing the digital data using a preprocessing module;
 - interpreting the preprocessed digital data and generating responsive positional data, using a plurality of echo-formers.
27. The method of claim 26, wherein the step of preprocessing the digital data uses a plurality of imaging modes in parallel.
28. The method of claim 27, wherein the plurality of imaging modes include harmonic imaging.
29. The method of claim 26, wherein the plurality echo-formers include beamformers.
30. The method of claim 26, wherein the plurality echo-formers include area-formers.

31. The method of claim 26, wherein the step of interpreting the preprocessed digital data is performed in parallel using the plurality of echo-formers.
32. The system of claim 26, further including the step of providing the positional data to a plurality of post-processors.
33. The method of claim 26, further including the step of generating image data using the image scan converter and the positional data, wherein the positional data is derived using a plurality of imaging modes.
34. The method of claim 26, further including the step of storing the digital data in a multi-channel data buffer, the step of storing in a multi-channel data buffer occurring after the step of preprocessing the digital data and prior to the step of interpreting the preprocessed digital data.
35. A method of ultrasonic analysis comprising the steps of:
transmitting a set of ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies a plurality of pulses in the set of ultrasound pulses;
receiving the modified plurality of ultrasound pulses at a transducer;
generating signals responsive to the received pulses;
preprocessing the signals using a preprocessing module; and
interpreting the preprocessed signals to generate responsive positional data using an echo-forming system, the positional data including information derived from one pulse in the set of ultrasound pulses, the derivation of information from the one pulse using a plurality of imaging modes.
36. The method of claim 35, wherein the plurality of imaging modes are applied using the preprocessing module.

37. The method of claim 35, wherein the echo-forming system includes an area-forming module.
38. The method of claim 35, wherein the echo-forming system includes a beam-forming module.
39. A method of ultrasonic analysis comprising the steps of:
transmitting a set of ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies a pulse in the set of ultrasound pulses;
receiving the modified ultrasound pulse at a transducer;
generating analog signals responsive to the received pulse;
converting the analog signals to digital data using an A/D converter;
preprocessing the digital data using a preprocessing module; and
interpreting, using an echo-forming system, the preprocessed digital data to generate responsive positional data, the responsive positional data being derived using a plurality of imaging modes.
40. The method of claim 39, wherein the plurality of imaging modes are used in parallel.
41. The method of claim 39, further including the step of providing the positional data to a post-processing module including a plurality of post-processors.
42. The method of claim 45, wherein the echo-forming system includes a beam-former.
43. The method of claim 45, wherein the echo-forming system includes an area-former.
44. The method of claim 39, further including the step of storing the digital data in an I/Q data buffer prior to the step of preprocessing the digital data.
45. The method of claim 39, further including the step of storing the digital data in a multi-channel data buffer, the step of storing in a multi-channel data buffer occurring after the

- step of preprocessing the digital data and prior to the step of interpreting the preprocessed digital data.
46. The method of claim 49, wherein the echo-forming system includes an multidimensional - former.
47. The method of claim 39, wherein the positional data is temporally synchronized.
48. The method of claim 47, further including the step of generating an image using the positional data, wherein the image has no visible temporal anomalies.
49. An ultrasonic analysis system comprising:
an ultrasound transducer configured to transmit ultrasound pulses into a media of interest such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
a transducer configured to receive the modified ultrasound pulses and generating signals responsive to the modified ultrasound pulses;
a plurality of frequency band preprocessors configured to preprocess the signals in parallel; and
an echo-forming system configured to interpret the preprocessed signals and generate responsive positional data.
50. The system of claim 49, wherein the echo-forming system includes a plurality of beamformers, the plurality of beamformers configured to receive signals preprocessed using a plurality of imaging modes.
51. The system of claim 49, wherein the echo-forming system includes an area-forming module.
52. The system of claim 49, wherein the echo-forming system is configured to include multidimensional-forming.
53. An ultrasonic analysis system, comprising:

- an ultrasound transducer configured to transmit ultrasound pulses into a media of interest,
such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
a transducer configured to receive the modified ultrasound pulses and generate analog
signals responsive to the modified ultrasound pulses;
an A/D converter configured to convert the analog signals to digital data;
a plurality of frequency band preprocessors configured to preprocess the digital data in
parallel; and
an echo-forming system configured to interpret the preprocessed digital data and generate
positional data responsive to the preprocessed digital data.
54. The system of claim 53, further including an image scan converter configured to receive the
positional data, configured to combine positional data derived using a plurality of
imaging modes, and configured to use the combined positional data to generate
composite image data.
55. The system of claim 53, further including an image scan converter configured to receive the
positional data, configured to combine positional data derived using a plurality of
imaging modes, and configured to use the combined positional data to generate
composite image data, the image data being used to generate an image without visible
temporal anomalies.
56. The system of claim 53, wherein the echo-forming systems includes a plurality of beam-
formers.
57. The system of claim 56, wherein the plurality of frequency band preprocessors are
configured to preprocesses the digital data in a plurality of imaging modes, the plurality
of imaging modes including Doppler imaging.

58. The system of claim 57, wherein one or more beamformer within the plurality of beamformers is configured to receive preprocessed digital data preprocessed by one or more of the plurality of frequency band preprocessors.
59. The system of claim 53, wherein the echo-forming systems includes a plurality of area-forming modules.
60. The system of claim 59, wherein one or more area-forming module within the plurality of area-forming modules is configured to receive preprocessed digital data preprocessed by one or more of the plurality of frequency band preprocessors.
61. The system of claim 59, wherein the plurality of frequency band preprocessors are configured to preprocess the digital data in a plurality of imaging modes, the plurality of imaging modes including harmonic imaging.
62. The system of claim 59, wherein the plurality of area-forming modules are configured to interpret preprocessed digital data in parallel.
63. The system of claim 53, wherein the plurality of frequency band preprocessors are configured to preprocess the digital data responsive to encoding within the digital data.
64. The system of claim 53, further including a post-processing module configured to receive the positional data, the post-processing module including a plurality of post-processors.
65. The system of claim 53, further including an I/Q data buffer configured to receive the digital data prior to preprocessing.
66. The system of claim 53, further including a multi-channel data buffer configured to receive the preprocessed digital data and configured to deliver the received data to the echo-forming system.
67. An ultrasonic analysis system comprising:

- an ultrasound transducer configured to transmit ultrasound pulses into a media of interest
such that the media of interest modifies the ultrasound pulses;
a transducer configured to receive the modified ultrasound pulses and configured to
generate analog signals responsive to the modified ultrasound pulses;
an A/D converter configured to convert the analog signals to digital data;
a preprocessing module configured to preprocessing the digital data; and
a plurality of area-formers configured to interpreting the preprocessed digital data and
generating positional data responsive to the preprocessed digital data.
68. The system of claim 67, wherein a member of the plurality of area-formers is configured to
receive data preprocessed for Doppler imaging.
69. The system of claim 67, further including an image scan converter configured to receive the
positional data, configured to combine the received positional data, and configured to use
the combined positional data to generate composite image data, the positional data being
derived using a plurality of imaging modes.
70. The system of claim 69, wherein the image data has no visible temporal anomalies when
displayed.
71. The system of claim 67, wherein the digital data are preprocessed using a plurality of parallel
imaging modes.
72. The system of claim 71, wherein the plurality of imaging modes imaging using fundamental
frequencies.
73. The system of claim 67, wherein signal responsive to one pulse of the modified ultrasound
pulses is converted to digital data, the digital data resulting from the one pulse being
preprocessed using a plurality of parallel imaging modes.

74. The system of claim 73, wherein the digital data resulting from the one pulse is interpreted by a plurality of area-formers.
75. The system of claim 67, wherein the preprocessed digital data is interpreted in parallel.
76. The system of claim 67, further including a post-processing module configured to receive the positional data, the post-processing module including a plurality of post-processors.
77. The system of claim 67, further including an I/Q data buffer configured to receive the digital data prior to preprocessing.
78. The system of claim 67, further including a multi-channel data buffer configured to receive the preprocessed digital data, and configured to store the preprocessed data prior to the generation of the positional data.
79. An ultrasonic analysis system, comprising:
- an ultrasound transducer configured to transmit a set of ultrasound pulses into a media of interest, the media of interest modifying pulses in the set of ultrasound pulses;
 - a transducer configured to receive the ultrasound pulses modified by the media of interest, and configured to generate analog signals responsive to the modified ultrasound pulses;
 - an A/D converter configured to convert the analog signals to digital data;
 - a preprocessing module configured to preprocess the digital data; and
 - an echo-forming system configured to generate responsive positional data from the preprocessed digital data, the responsive positional data including information derived from at least one pulse within the set of ultrasound pulses, the derivation including a plurality of imaging modes executed in parallel.

80. The system of claim 79, wherein the echo-forming system includes a volume-forming module.
81. The system of claim 79, wherein the echo-forming system includes an area-forming system
82. The system of claim 81, wherein the echo-forming system includes a multidimensional-forming system.
83. The system of claim 81, wherein the plurality of imaging modes include harmonic imaging.
84. The system of claim 81, further including a multi-channel data buffer configured to receive the preprocessed digital data and configured to couple the received data to the echo-forming system.
85. The system of claim 81, wherein the positional data is temporally synchronized.
86. The system of claim 85, further including an image scan converter configured to combine responsive the positional data generated derived using different imaging modes and configured to form an image using the combined responsive positional data, the image having no visible temporal anomalies.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT

[0020] FIG. 1 is a block diagram showing an embodiment of the invention generally designated system 100. System 100 includes a waveform generator 110 that produces waveforms having a plurality of pulses. These pulses are optionally of differing or multiple frequencies. The output of waveform generator 110 is coupled to a broad-beam transmitter 115. Broad-beam transmitter 115 splits the input waveform into multiple channels, amplifies the signal, and/or applies the delays required to form a broad-beam ultrasound wave. Broad-beam technology reduces the number of transmitted pulses required to image an area and enables use of area-forming techniques in place of prior art beam-forming methods. In an alternative embodiment broad-beam transmitter 115 is replaced by a prior art beam transmitter. The output of broad-beam transmitter 115 is coupled through a multi-channel transmit/receive switch 120 and used to drive an ultrasound transducer 125. Ultrasound transducer 125 sends ultrasound pulses 127 into a media of interest 130. These ultrasound pulses 127 are modified through attenuation, scattering, reflection, harmonic generation, or the like. Returning echoes are received by transducer elements 128. Transducer elements 128, which are used to detect echoes, may be a part of ultrasound transducer 125, used to generate ultrasound pulses 127. The detected signals include ultrasound with frequencies near the original transmitting frequency as well as with other harmonic frequencies. Each of transducer elements 128 converts the received ultrasound pulses into electrical signals and couples these electrical signals to a distinct data channel 135.

[0021] After conversion to electrical signals, pulses are coupled to multi-channel transmit/receive switch 120 from distinct data channels 133. Transmit/receive switch 120 directs the electrical signals to a multi-channel analog amplifier 135. Analog amplifier 135 amplifies the signals and couples them to a mixer 140 for demodulation. Mixer 140 can be an analog mixer, a multi-channel mixer, a phase

modulator, a time signal multiplier and/or any other signal modulator known in the art. The demodulated signals are made up of in-phase and quadrature (I/Q) components. Each distinct data channel 133 is independently coupled through a filter 142.

[0022] In one embodiment filter 142 includes a multi-channel band-pass filter that selectively impedes specific frequency ranges. In this embodiment, the resulting signals are digitized using a multi-channel A/D (analog to digital) converter 145 and are stored in an I/Q data buffer 150. I/Q data buffer 150 is multi-channel and can optionally be programmed to individually sum digitized signals received from each distinct data channel 133. I/Q data buffer 150 makes the stored data available to a preprocessing module 160. In an alternative embodiment, a digital mixer 140 and/or digital filter 142 are optionally placed after A/D converter 145.

[0023] An embodiment of preprocessing module 160 includes a plurality of frequency band preprocessors 162A-Z. These labels are arbitrary designations and not intended to limit the number of frequency band preprocessors 162 to twenty-six. Each frequency band preprocessor 162 can process multiple data sets, from several or all of the distinct data channels 133, stored in I/Q data buffer 150. The frequency band preprocessors are optionally differentiated by one or more characteristics. These differentiating characteristics include, for example, the processing frequency range (frequency band), specific encoding within the processed signal, the mode of processing performed, or the like. Signals, resulting from one or more transmit/receive cycles, are optionally combined, filtered, decoded, and/or modulated, prior to image formation. In one embodiment of the present invention, each frequency band preprocessor 162A-Z within preprocessing module 160 can access all or part of the data within I/Q data buffer 150. The frequency band preprocessors 162A-Z may each take selected data and process it in parallel such that all of the data passed by band-pass filter 142 is optionally processed by at least one frequency band preprocessor 162A-Z. The preprocessed, multi-band, multi-channel

signals are optionally stored in multi-channel data buffer 165 and made available to a series of area-formers 172 within an area-forming module 170. In FIG. 1 area-formers 172 are individually designated 172A-Z. These labels are arbitrary designations and not intended to limit the number of area-former 172A-Z to twenty-six.

[0024] Embodiments of area-forming module 170 processes data stored in multi-channel data buffer 165, or delivered directly from preprocessing module 160. The processing performed by area-forming module 170 includes calculating positional information regarding the source of signals within the media of interest 130. Each of area-former 172A-Z is capable of forming positional information covering an area using broad-beam technology, rather than just positional information along a line. Because preprocessing module 160 preprocesses the data, each of area-formers 172 optionally operates on a data set restricted to a specific criterion or processed to accentuate a specific aspect of the data. For example, in one embodiment area-former 172A receives data preprocessed to identify moving components within media of interest 130. Area-former 172A, therefore, may operate on Doppler components of the total signal received by preprocessing module 160. In the same embodiment, area-former 172B is disposed to process data combined after processing by frequency band preprocessors 162A and 162B, each of which preprocesses data with a specific encoding. When input data is processed in parallel, each area-former 172A-Z generates output data with the same time zero and temporal characteristics and the output data is temporally synchronized. Because preprocessing module 160 optionally reduces the total amount of data, area-forming module 170 may operate on only part of the data received by preprocessing module 160 and calculations may, thus, be performed more rapidly. Data prepared by preprocessing module 160 are parallel processed by area-forming module 170. The parallel aspect of the processing eliminates temporal delays between the outputs of the area-forming module 170 and allows different types of imaging modes to be

simultaneously executed. For example, data accentuating motion can be processed in one imaging mode at the same time that data representing static structures is processed in another imaging mode.

[0025] In an embodiment output of area-forming module 170 is combined, or further processed, in a post-processor system 180. Since the outputs of area-forming module 170 can be based on signals recorded at substantially the same time, the output data, which can result from several imaging modes, are combined without introducing temporal jitter. In various aspects of the invention post-processor system 180 also combines data from multiple broad-beam zones and prepares a single data set for delivery to an image scan converter 190 for output on an optional image display 192.

[0026] FIG. 2 is a flow diagram showing steps of an embodiment of the invention utilizing the system illustrated by FIG. 1. In a waveform generation step 210 waveform generator 110 is used to produce a waveform having a series of pulses. These pulses are grouped as singlets, pairs, or larger combinations of pulses. The waveform generated in waveform generation step 210 optionally includes a plurality of characteristics such as frequencies, amplitudes, pulse widths, phases, or variation thereof. These characteristics are optionally used to encode the waveform. As an example, FIG. 3 illustrates the waveform including a series of pulse pairs having opposite phase.

[0027] In a broad-beam generation step 215, broad-beam transmitter 115 processes the waveform generated by waveform generator 110. In various aspects of the invention the processing by broad-beam transmitter 115 includes amplifying the waveform, separating the waveform among distinct data channels 133, applying delays and weightings to each distinct data channel 133, and the like. Broad-beam generation step 215 further effectuates coupling the processed waveform within each distinct data channel 133 to multi-channel transmit/receive switch 120 and to multi-element ultrasound transducer 125. In a transmit ultrasound step 220 each element of ultrasound transducer 125 emits

ultrasound pulses 127 using the processed waveforms. Since the present invention optionally includes broad-beam technology, the number of pulses required to cover the imaging area can be significantly fewer than the number required to cover a similar area using conventional beam-forming methods known in the art.

[0028] In an pulse propagation step 225 ultrasound pulses 127 propagate through media of interest 130. Variations in media of interest 130 cause echoes to be generated and ultrasound pulses 127 to be altered. In an echo receiving step 230 returning ultrasound signals are received by ultrasound transducer 125 using transducer elements 128. Transducer elements 128 receive the returning ultrasound signals at the frequency near or at the frequencies of ultrasound pulses 127 and/or at harmonics thereof. Each receiver generates signals in at least one of distinct data channel 133 and the signals of each distinct data channel 133 are coupled through transmit/receive switch 120 to analog amplifier 135. From echo receiving step 230 through a post-processing step 275 all operations are optionally performed on distinct data sets, such as set distinguished by different analysis modes, in parallel.

[0029] An amplification step 235 uses a low-noise analog amplifier 135 to amplify distinct data channel 133 signals. In an I/Q demodulation step 240, each channel is processed by mixer 140 that demodulates the signals. FIG. 4A illustrates an example of a resulting demodulated signal spectrum from a single channel associated with a single receiver. Signal components can be found near the frequency (f_0) at which the ultrasound was transmitted and at harmonics of the transmitted frequency ($2f_0$, $3f_0$, or the like). In an embodiment of the invention, mixer 140 demodulates the components of the signal at the fundamental frequency (f_0) to a base-band frequency (f_b) and demodulates the 2nd harmonic components of the signal to a new frequency ($f_b + f_0$). The result is illustrated in FIG. 4B. In a filtering step 245 each signal is optionally coupled through filter 142. Filter 142 applies a high-

pass, low-pass, or band-pass filter to the signal. The type of filtering is selected as a function of the expected use of the signal.

[0030] In an A/D conversion step 250 the signal in each distinct data channel 133 is converted from the analog to the digital domain by A/D converter 145. In an alternative embodiment A/D conversion step 250 occurs prior to demodulation step 240 or filtering step 245. In a data storage step 255, the digitized data from each channel is stored in I/Q data buffer 150. I/Q buffer 150 optionally sums the digital signals resulting from a plurality of pulses. The summed, "raw," data is sampled at the output of the I/Q data buffer 150. Under selected summation and phase conditions, the summation process results in an average approaching zero for some components of the signals.

[0031] In a data preprocessing step 260 preprocessing module 160 reads data from I/Q data buffer 150 and processes it using one or more of frequency band preprocessors 162A-Z. Each frequency band preprocessor 162A-Z can access all of the data available in I/Q data buffer 150. However, depending on the type of imaging mode desired, each frequency band preprocessor 162A-Z can also be operated to process only a segment of the data. In various aspects of the invention, these segments are divided by transducer channel, frequency range, or encoding. In various embodiments frequency band preprocessors 162A-Z apply a variety of processing routines to the data. In an illustrative example, half of the frequency band preprocessors 162A-Z are configured to process data associated with Doppler signals while the other half are configured to process signals associated with static structures. Thus, in these embodiments, preprocessing module 160 processes the data stored in I/Q data buffer 150 in multiple modes, in multiple frequency bands, with multiple encodings, and/or in multiple independent data channels. Since preprocessing module 160 consists of multiple independent frequency band preprocessors 162A-Z, processing can occur in parallel.

[0032] In an embodiment of the invention signals are processed by frequency band preprocessors 162A-Z as a function of encoding included within the signal. For example, if waveform generator 110 produces pulses at two or more distinct frequencies, the returned (encoded) ultrasound echoes can be differentiated (decoded) by their frequency. This ability to differentiate allows pulses to be sent into the material under investigation at a rate faster than un-encoded pulses, since a second set of pulses can be sent before the first is received. Using this encoding the pulse transmit rate and the collection of data is not limited by the roundtrip time of a pulse. The pulse roundtrip time is the time between transmission of a pulse and the detection of all resulting echoes. Frequency band preprocessors 162A-Z can be individually arranged to select and process signals resulting from one or more of distinct frequency bands.

[0033] After preprocessing, data is optionally stored in multi-channel data buffer 165 in a data storing step 265. This step enables further data manipulation, such as averaging and synchronization between preprocessing module 160 and area-forming module 170. If the product of the number of preprocessing modes, frequency bands, and data channels is larger than the number of frequency band pre-processors then some of the channels can be preprocessed in parallel and the results are stored in multi-channel data buffer 165. Following this preprocessing process, another set of channels is optionally preprocessed and stored. The preprocessing process can be repeated until all channels have been preprocessed and stored. The use of multi-channel data buffer 165 further enables the implementation of a larger number of parallel preprocessing modes, frequency bands, encoding, and the like.

[0034] In an area-forming step 270 preprocessed data is used to perform parallel area-forming calculations using area-forming module 170. Area-forming module 170 includes a plurality of area-former 172A-Z. Each area-former 172A-Z can be enabled to identify locations of echo sources from

data generated by an individual frequency band preprocessor 162A-Z. For example, in an embodiment of the present invention, area-former 172A is configured to process data preprocessed by frequency band preprocessor 162A. In another embodiment of the invention, area-former 172A is configured to process data combined in multi-channel data buffer 165 after parts of the data are separately preprocessed by frequency band preprocessor 162B and frequency band preprocessor 162A. Preprocessing the data potentially reduces noise, undesirable signal components, and the total amount of data within each data channel.

[0035] The existence of several area-former 172A-Z within area-forming module 170 enables parallel processing of data associated with multiple imaging modes. For example, in one embodiment area-former 172A is configured to process data associated with moving echo sources and area-former 172B is configured to process data associated with static echo sources. In another embodiment area-former 172A is configured to process data with encoding type A and area-former 172B is configured to process data with encoding type B, where encoding types A and B are any two distinguishable encoding schemes.

[0036] In an optional post-processing step 275 the output of area-forming module 170 is post-processed by post-processing system 180. Post-processing can include one or more elements such as encoding of data generated using different modes, sum and difference calculations between data generated using different modes, calculation of differences among data recorded at different times, differential and integral calculations, or the like. Post-processing system 180 can also combine data derived from multiple transmit zones to produce data sets covering an expanded area. Post-processing generates at least data representing some attribute of the signal as a function of a coordinate system.

[0037] In an optional image scan conversion step 280 an image is prepared using image scan converter 190. The image optionally includes motion video and/or false color representations of the encoding developed in post-processing step 275. For example, in one embodiment of the invention velocities of detected materials are calculated and colors are chosen so as to visually convey the range and distribution of velocities. In another embodiment of the invention static components of the material of interest are shown using a color scheme designed to show material ultrasound reflectivity.

[0038] The above process is optionally repeated for multiple transmit zones until an entire field of view is covered. For example, see co-pending U.S. Patent Application ____/____ entitled "Block Switching in Ultrasound Imaging." The final images of multi-mode and/or multi-band signals are combined and scan-converted to an appropriate display format by image scan converter 190.

[0039] In an optional display step 285 the image prepared in image scan conversion step 280 is displayed using image display 192. The final images are displayed with little or no time delay or time lag between various components of the image that result from different imaging mode or frequency bands.

[0040] In the present invention more than one imaging mode is optionally performed on a single set of data produced from a single set of transmitted ultrasound pulses. In these embodiments a single set of ultrasound pulses, are used in parallel to generate echo location data based on multiple analysis modes. In several embodiments, parallel multi-mode imaging creates a visibly temporally synchronized image, thereby eliminating time jitter (temporal anomalies) associated with prior art methods of serial generation of echo data in multi-mode imaging. Multi-band preprocessing and area-forming enables the separation of signals based on encoding characteristics. For example, images, or

other echo location data, produced from separate frequency bands can be formed in parallel and compounded together to decrease speckle noise without reduction of frame rate.

[0041] FIG. 5 is a block diagram showing an embodiment of the invention wherein harmonic signals for 2D imaging and fundamental signals for color Doppler imaging are produced and processed in parallel. This embodiment executes the two different data processing modes at the same time. In the illustrative example of FIG. 5, one of the modes is designed to perform high-resolution 2D harmonic tissue imaging, while the other mode is designed to perform color Doppler flow imaging. Both modes use the same set of data that are produced from a series of pulse firings and collected at I/Q data buffer 150. Alternative embodiments optionally include more than two different analysis modes executed in parallel.

[0042] In the 2D harmonic tissue imaging mode, data is copied from I/Q buffer 150 to frequency band preprocessor 162A. In this mode, frequency band preprocessor 162A is used to process harmonic signals to produce a high resolution 2D tissue image. Frequency band preprocessor 162A is configured to include multi-pulse averager 510, digital mixer 520, and base-band filter 530. The results of the preprocessing are optionally stored in multi-channel data buffer 165 and coupled to area-former 172A to reconstruct echo location data (image). The echo location data (image) is coupled to post-processor 182A. In this embodiment, post-processor 182A includes a magnitude detector 560 and 2D image processor 570.

[0043] In the Doppler flow imaging mode, data is copied from I/Q buffer 150 to frequency band preprocessor 162B. In this embodiment, this data is the same data copied from I/Q buffer 150 for use in a parallel 2D harmonic tissue imaging mode. In the Doppler flow imaging mode, frequency band preprocessor 162B is configured to include a clutter filter 540 and a base-band filter 550. Using these

elements, frequency band preprocessor 162B processes the fundamental frequency signal to detect moving targets within media of interest 130. After optional storage in multi-channel data buffer 165 and processing by area-former 172B, the re-constructed echo location data is coupled to post-processor 182B, which includes a Doppler flow estimator 580 and a color flow image processor 590. Image scan converter 190 combines the echo location data generated using both processing modes and converts the combined data into an appropriate display format to form the final image. The final image is optionally displayed using image display 192.

[0044] The various elements 510 through 590 introduced in FIG. 5 are optionally implemented using software. Thus, while preprocessor 162A includes multi-pulse averager 510, Digital mixer 520, and base-band filter 530 in one instance of an embodiment, in a subsequent instance of the same embodiment preprocessor 162A may be reconfigured via software to include instead clutter filter 540 and base-band filter 550. Post-processor 182A is optionally configurable through software in an analogous manner.

[0045] FIG. 6 includes two flowcharts showing processes enabling two different imaging modes that can be executed in parallel utilizing the elements shown in FIG. 5. FIG. 6A shows steps involved in a method of the invention wherein harmonic signals are processed for 2D imaging. FIG. 6B shows steps involved in a method of the invention wherein fundamental signals are processed for Doppler imaging. Both flowcharts start from step 255 and conclude at step 280 of FIG. 2.

[0046] In the method illustrated by FIG. 6A, data preprocessing step 260 includes a data averaging step 610, a digital modulation step 620, and a base-band filtering step 630. In data averaging step 610, multi-pulse averager 510 (FIG. 5) reduces or eliminates fundamental frequency components by averaging multiple received signals generated using multiple pairs of phase-inverted transmitting

pulses. Since the 2nd harmonic component of the received signals from these phase-inverted pulse sequence are in-phase, the signal-to-noise ratio of the 2nd harmonic component is enhanced by the averaging process. An illustration of resulting signals is shown in FIG. 7A. Signals at the fundamental frequency are essentially cancelled and the 2nd harmonic signals are enhanced. In alternative embodiments wherein the transmitting pulse sequence is not phase-inverted, the signal average simply serves to improve signal-to-noise ratio. In digital demodulation step 620 the digital mixer 520 demodulates the 2nd harmonic component down to base-band frequency. Possible resulting signals are illustrated in FIG. 7B. In base-band filtering step 630, base-band filter 530 is used to filter out any residual fundamental frequency component and other noise outside the base-band, while preserving the demodulated 2nd harmonic signal.

[0047] After base-band filtering step 630, the data are optionally stored in a data storing step 265, in multi-channel data buffer 165. In an area-forming step 270 the pre-processed 2nd harmonic components are coupled to area-former 172A and echo location data is re-constructed for 2D tissue image.

[0048] In the method illustrated by FIG. 6A, post-processing step 275 includes a signal magnitude detection step 640 and a 2D image processing step 650. Magnitude detection step 640 includes I/Q signal-to-magnitude conversion and log-compression. 2D image processing step 650 optionally includes operations such as adjustment of gain and dynamic range, spatial and/or temporal filtering, and the like.

[0049] In the method illustrated by FIG. 6B preprocessing step 260 includes a clutter filtering step 660 and a base-band filtering step 670. In clutter filtering step 660, clutter filter 540 is applied to the same multiple signals collected for harmonic tissue imaging to remove signals resulting from

stationary and slow-moving sources within the media of interest 130. In base-band filtering step 670 base-band filter 550 is used to extract the clutter-filtered fundamental frequency component and remove any noise outside base-band. Preprocess data step 260 is followed by optional store data step 265 and area-forming step 270.

[0050] In the method illustrated by FIG. 6B a post-processing step 275 includes a Doppler parameter estimation step 680 and a Doppler parameter post-processing step 690. In Doppler parameter estimation step 680, Doppler flow estimator 580 calculates flow parameters such as Doppler velocity, Doppler velocity variance, Doppler energy, and the like. These calculations are optionally accomplished using auto-correlation methods known in the art. In Doppler parameter post-processing step 690 color flow image processor 590 can use thresholds, noise reduction, smoothing, color coding and/or other image processing techniques to generate a color image conveying information of the Doppler parameters of interest.

[0051] The methods illustrated by FIGs. 6A and 6B are optionally performed in parallel. The results of both processes are combined in a single image data set in image scan conversion step 280 (FIG. 2). This single image data set is displayed in display step 285 using image display 192. Since both imaging modes are executed in parallel and use the same set of received data the outputs are generated more quickly than serial execution and the images produced using each imaging mode are temporally synchronized with each other. Quicker image generation enables a higher frame rate. The synchronization of data collection for multiple imaging modes can eliminate or reduce temporal anomalies within a resulting composite image. Encoded data arising from multiple transmitted pulses are optionally added together to improve signal-to-noise ratios.

[0052] Steps 260 through 275 optionally include additional and alternative imaging modes such as fundamental imaging, color Doppler imaging, harmonic imaging, spectral Doppler imaging, and/or any other ultrasound imaging mode. Combinations of three or more parallel modes are also possible in alternative embodiments. For example, one set of three parallel modes includes harmonic tissue imaging, color Doppler imaging, and spectral Doppler imaging. Alternatively, another set of three parallel modes includes harmonic tissue imaging, Doppler tissue imaging and color Doppler imaging.

[0053] In practice the above methods are optionally applied to a series of zones covering an image field of view within media of interest 130. Each zone can be processed independently and an image of the combined zones can be constructed by image scan converter 190. In each zone a set of N pulses is used to generate data using parallel processing. For K zones a total of $K*N$ pulses are required to form a complete image. For some imaging modes the minimum value of N is two and for other imaging modes the minimum value of N is one. Increasing the number of processing modes does not necessarily increase the number of required pulses. Also, minimizing power consumption extends the lifetime of limited power sources, such as batteries, and enables the use of battery powered, single or multi-mode, instruments with increased operating times.

[0054] The parallel processing architecture described in this invention result in very fast data processing speeds. The pre-processing of raw I/Q data optimizes the input signal and improves signal to noise ratios prior to area formation. This optimized input signal improves the quality of area formation and precision of the resulting image data.

[0055] From the description of the preferred embodiments of the process and apparatus set forth herein, it will be apparent to one of ordinary skill in the art that variations and additions to the embodiments can be made without departing from the principles of the present invention. For example, preprocessing module 160 and area-forming module 170 can be used for the processing of ultrasound data obtained through alternative means. In various embodiment area formers 172 are replaced by alternative echo-forming systems, such as series of parallel multi-line beamformers, individual examples of which are known in the art. Echo-forming systems include beam-forming systems, area-forming systems, volume-forming systems, and multidimensional-forming systems. The ultrasound system of the present invention may be used to image a wide range of materials.

4. Brief Description of the Drawings

BRIEF DESCRIPTION OF THE VARIOUS VIEWS OF THE DRAWING

FIG. 1 is a block diagram of an embodiment of the invention;

FIG. 2 is a flow diagram showing steps of an embodiment of the invention;

FIG. 3 shows illustrative waveforms representing signals found at a step in the execution of an embodiment of the invention;

FIG. 4A shows an example of a demodulated signal spectrum from a single channel associated with a single receiving transducer;

FIG. 4B shows an illustrative spectrum representing signals found after demodulation by an I/Q mixer;

FIG. 5 is a block diagram showing an embodiment of the invention wherein harmonic signals for 2D imaging and fundamental signals for Doppler imaging are processed in parallel;

FIG. 6A shows steps involved in a method of the invention wherein harmonic signals are processed for 2D imaging;

FIG. 6B shows steps involved in a method of the invention wherein fundamental signals are processed for Doppler imaging;

FIG. 7A shows an illustrative spectrum representing signals found after processing using a multi-phase averager; and

FIG. 7B shows an illustrative spectrum representing signals found after demodulating the signal shown in FIG. 7A using a digital mixer.

【図1】

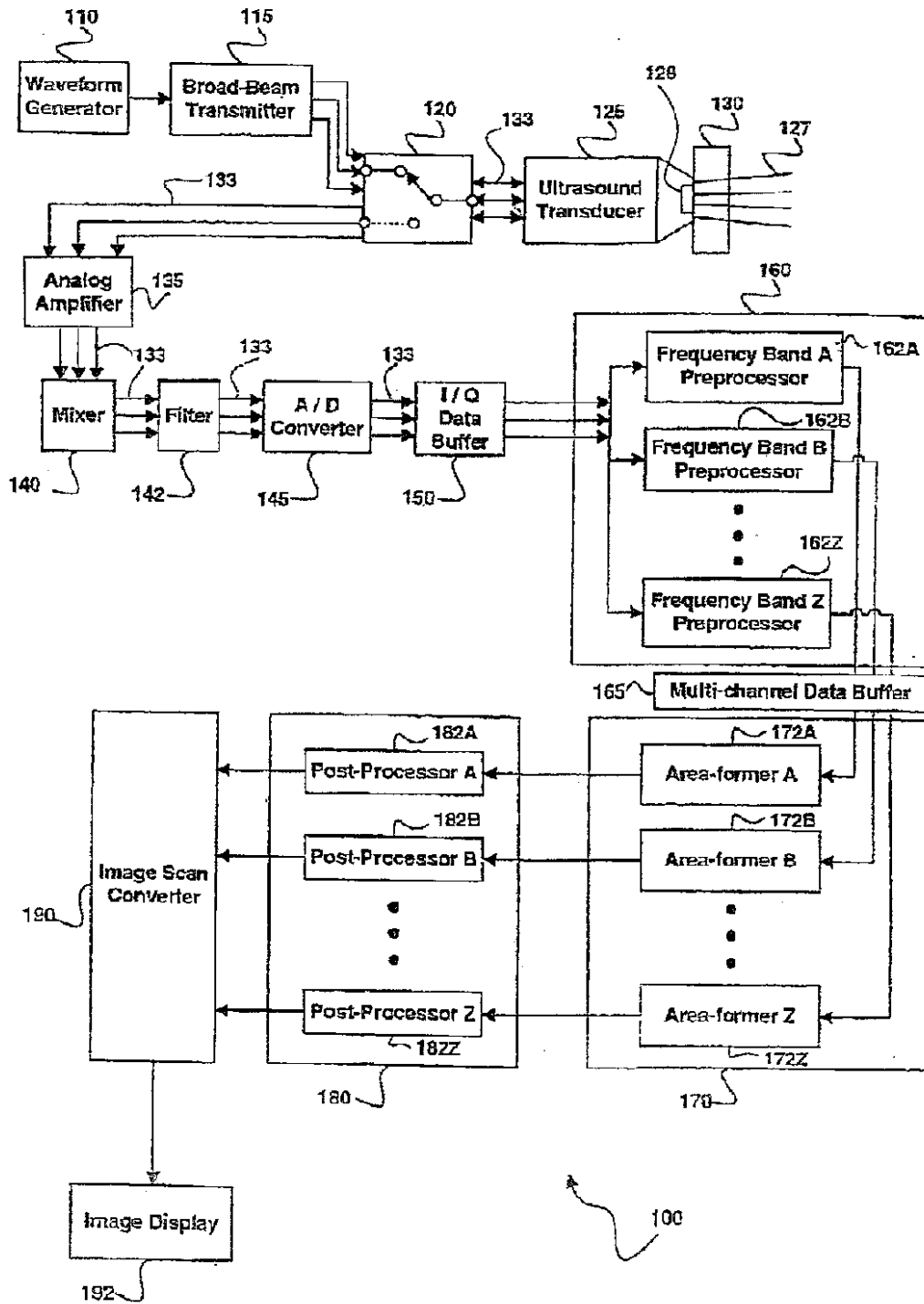


FIG. 1

[図 2]

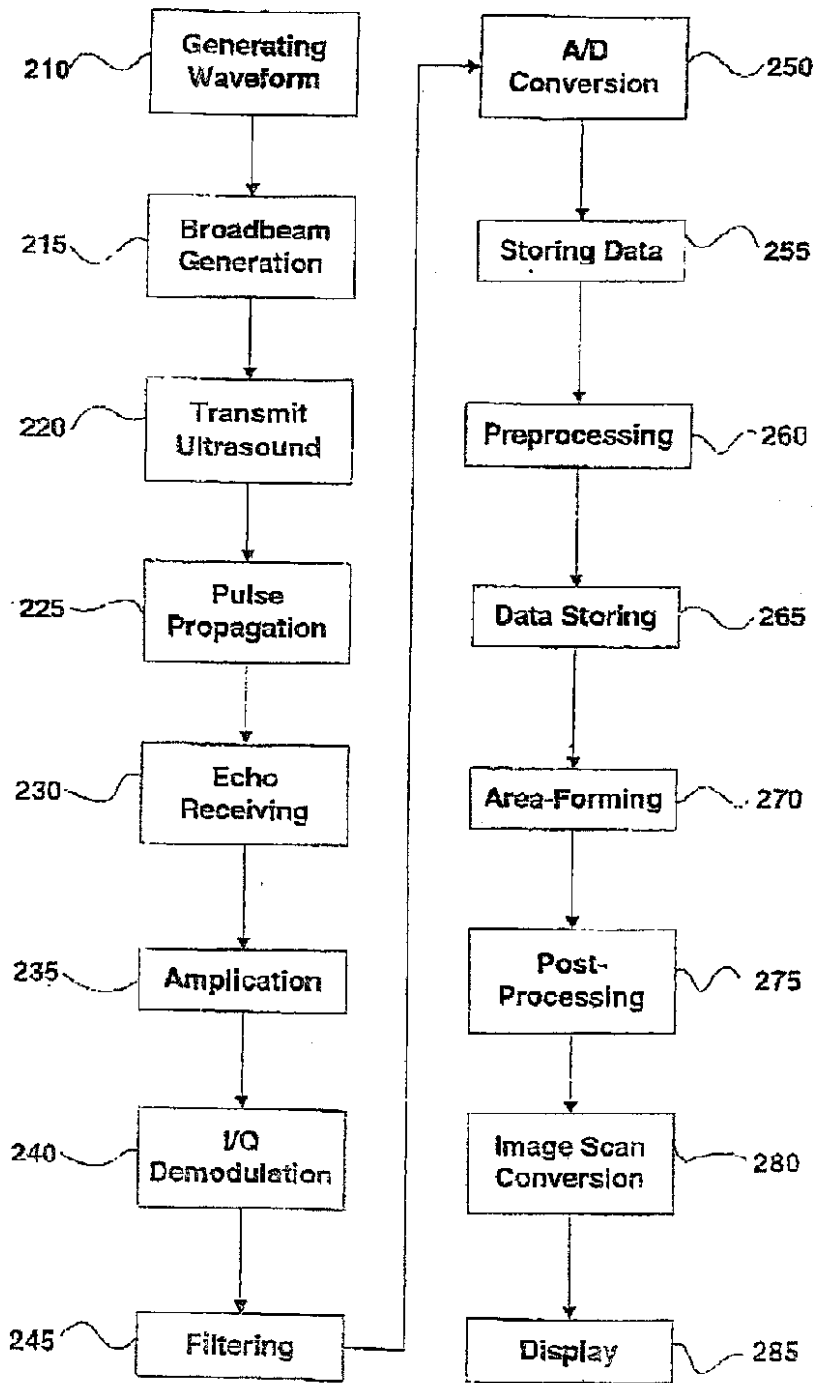
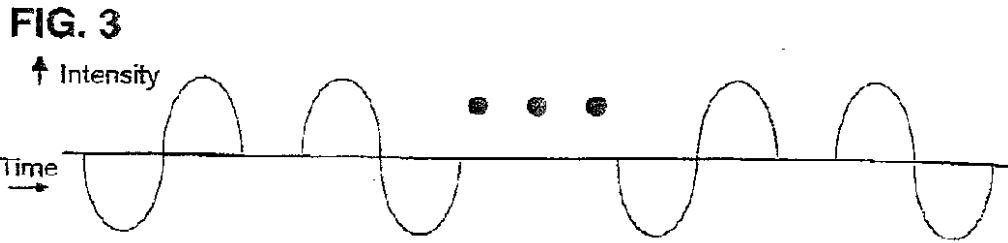
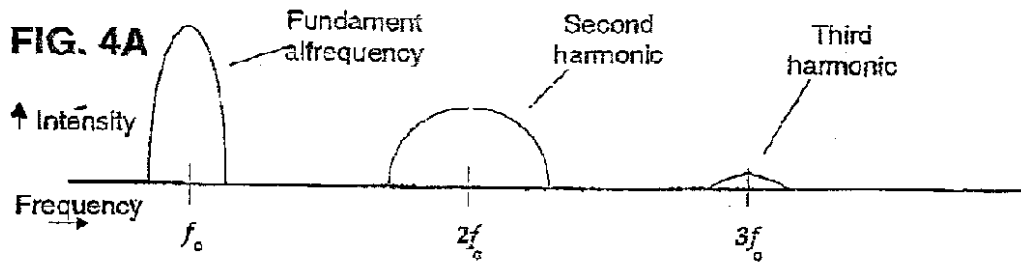


FIG. 2

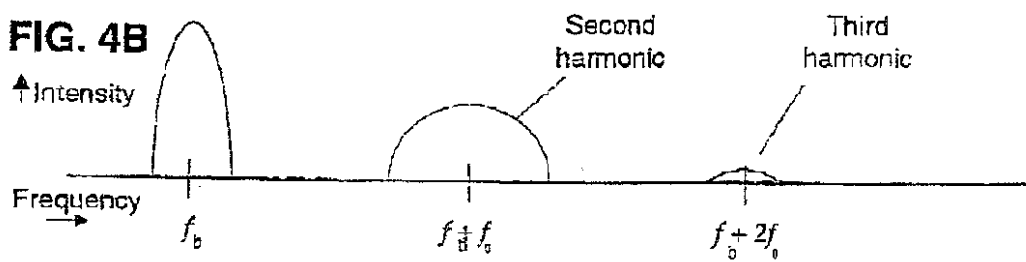
【図3】



【図4A】



【図4B】



【図5】

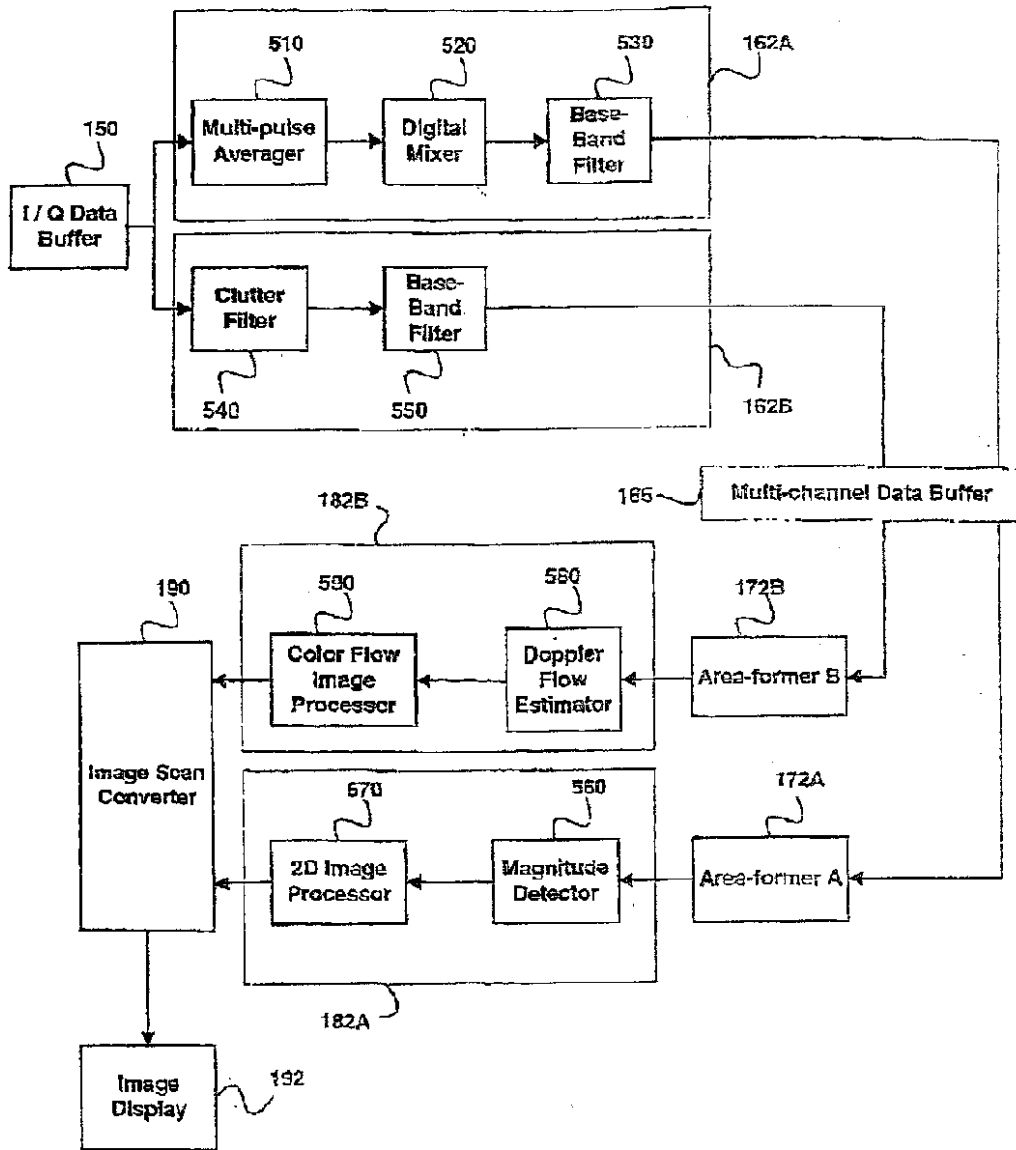


FIG. 5

【図6A】

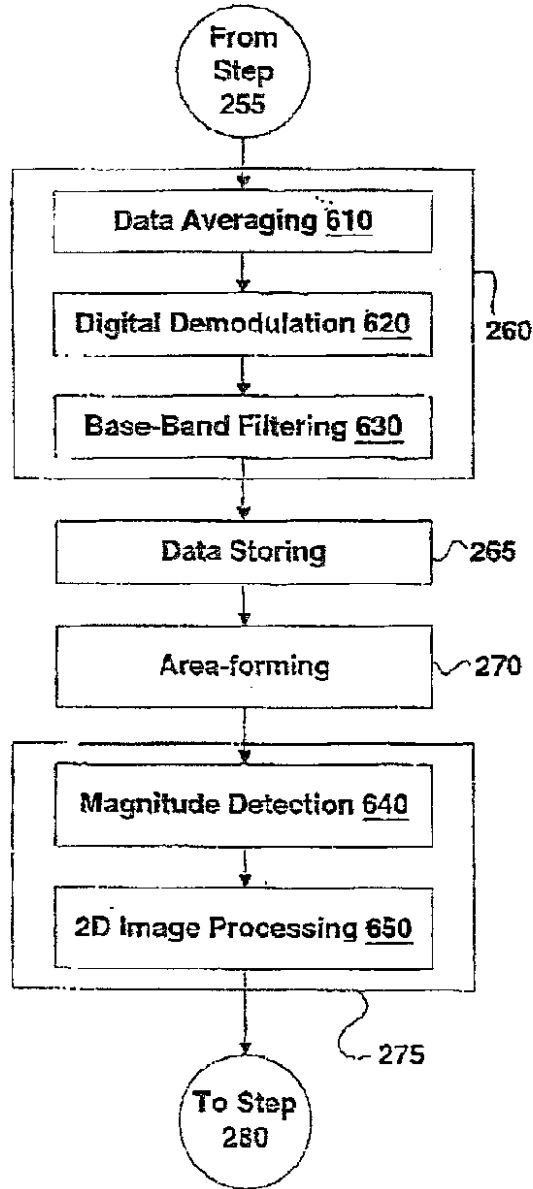


FIG. 6A

【図6B】

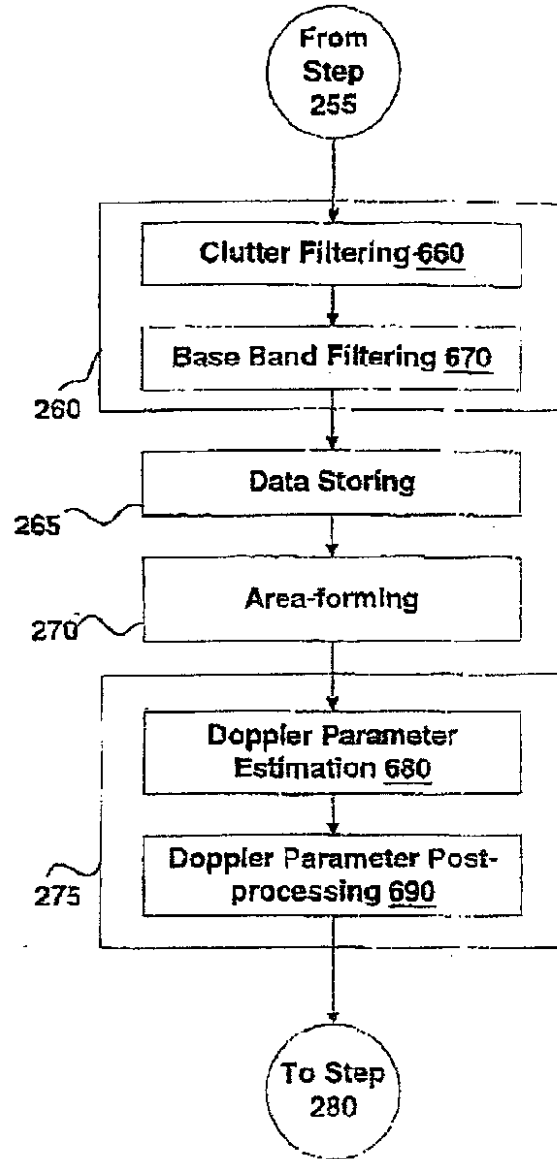
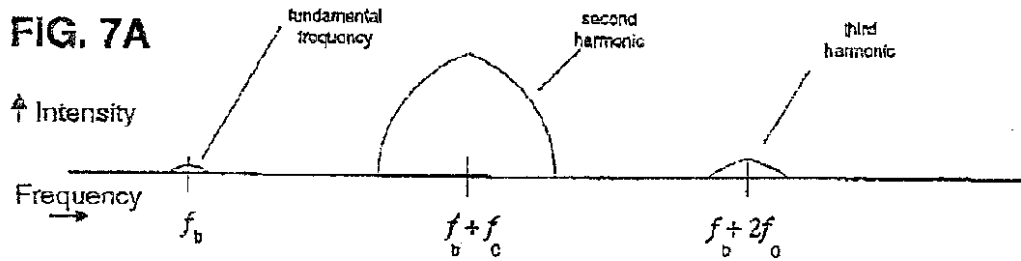
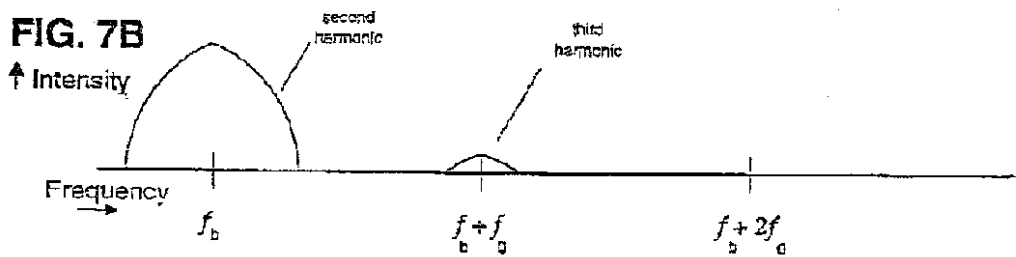


FIG. 6B

【図 7 A】



【図 7 B】



1. Abstract

An ultrasound imaging method and system configured to simultaneously acquire and process multi-mode and multi-band echo information from a single set of pulse firings. Raw ultrasound signals are digitized and stored in an I/Q data buffer. The stored data are then parallel preprocessed as a function of frequency band or alternative encoding. Parallel preprocessing optionally includes manipulating the data in respect to different imaging modes. Outputs of the parallel preprocessors are coupled to separate echo formers used to simultaneously reconstruct various desired echo information to form a multi-mode or multi-band image. The echo formation process is optionally preformed in parallel.

专利名称(译)	并行多模式·多波段超声成像		
公开(公告)号	JP2003180687A	公开(公告)日	2003-07-02
申请号	JP2002304291	申请日	2002-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	NOVASONICS		
申请(专利权)人(译)	新星公司超音速		
[标]发明人	ティンランジイ グレンマクラフリン		
发明人	ティン-ラン ジイ グレン マクラフリン		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01N29/06 G01N29/11 G01N29/34 G01S7/52 G01S15/89 G03B42/06 G01N29/22		
CPC分类号	G01N29/06 G01N29/0609 G01N29/11 G01N29/348 G01N2291/017 G01N2291/0228 G01N2291/02416 G01N2291/02466 G01S7/52023 G01S15/8954 G03B42/06		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/EA09 2G047/EA10 2G047/GB02 2G047/GF08 2G047/GF21 2G047/GG09 2G047/GG17 2G047/GG32 2G047/GG35 2G047/GH08 4C301/BB22 4C301/CC01 4C301/DD02 4C301/EE10 4C301/EE11 4C301/GB02 4C301/HH01 4C301/HH13 4C301/HH53 4C301/ JB03 4C301/ JB35 4C301/ JB46 4C301/ LL04 4C301/ LL05 4C601/ BB05 4C601/ BB06 4C601/ DE01 4C601/ EE07 4C601/ EE09 4C601/ GB01 4C601/ GB03 4C601/ HH04 4C601/ HH06 4C601/ HH14 4C601/ HH22 4C601/ JB19 4C601/ JB21 4C601/ JB23 4C601/ JB28 4C601/ JB34 4C601/ JB55 4C601/ LL01 4C601/ LL02 4C601/ LL05 4C601/ LL31		
优先权	09/039862 2001-10-20 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(带更正) 解决的问题: 提供一种超声成像方法和装置, 用于从一组脉冲辐射中同时获取和处理多模/多频带回波信息。原始超声信号被数字化并存储在I/Q数据缓冲区150中。根据频段或不同的可视化模式对存储的数据进行并行预处理。并行预处理包括用于各种可视化模式的数据处理。并行预处理器160的输出被馈送到单独的回波形成器170, 该回波形成器170用于同时重构各种期望的回波信息以形成多模或多频带图像。回声形成过程可以并行执行。

