

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内の構造を撮像する超音波システム(5)において、モーション・アーティファクトを低減した合成画像フレーム(190)を作成する装置であって、

時間的に分布した超音波を前記構造内へ送出し、且つ前記構造の画像平面(121)内の少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)について、前記構造から後方散乱された超音波に应答して時間的に別々の一組の受信ビーム(151~155)を時間につれて形成するフロントエンド(10)であって、前記一組の受信ビーム(151~155)が前記サンプル・ボリューム位置(150)で交差するようにするフロントエンド(10)と、

前記一組の受信ビーム(151~155)を受け取って、前記一組の受信ビーム(151~155)に基づいて前記画像平面(121)内の前記少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)に対応する合成データ値(211)を作成し、更に少なくとも1つの前記合成データ値(211)から合成画像フレーム(190)を形成する処理モジュール(70)と、有している当該装置。

【請求項 2】 前記一組の受信ビーム(151~155)は、共通の画像平面内に配置され且つ一連の送信超音波から得られた少なくとも3本の交差する受信ビームを含んでいる、請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】 前記処理モジュール(70)は、前記少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)に対応する前記一組の受信ビーム(151~155)から一組の復調データ値を作成する、請求項 1 記載の装置。

【請求項 4】 前記処理モジュール(70)は、前記少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)に対応する前記一組の受信ビーム(151~155)から一組の走査変換したデータ値を作成する、請求項 1 記載の装置。

【請求項 5】 前記処理モジュール(70)は、前記少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)に対応する前記少なくとも1つの前記合成データ値(211)から一組の走査変換したデータ値を作成する、請求項 1 記載の装置。

【請求項 6】 前記処理モジュール(70)は、振幅及びステアリング角度(144~148)の関数として一組の走査変換した信号の要素を重み付けすることによって部分的に前記一組の走査変換した信号を適応フィルタ処理して、前記少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)に対応する前記合成データ値(211)を作成する、請求項 1 記載の装置。

【請求項 7】 前記処理モジュール(70)は、振幅及びステアリング角度(144~148)の関数として一組の復調信号の要素を重み付けすることによって部分的

に前記一組の復調信号を適応フィルタ処理して、前記少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)に対応する前記合成データ値(211)を作成する、請求項 1 記載の装置。

【請求項 8】 第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームがトランスデューサ(143)上の第 1 (132) 及び第 2 (133) の位置から異なる時点に始まり、前記の一組の受信ビームを時間につれて形成することが、前記一組の受信ビーム(151~155)の中に前記第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームを含んでいる、請求項 1 記載の装置。

【請求項 9】 前記の一組の受信ビームを時間につれて形成することが、異なる時間に後方散乱された第 1 及び第 2 の超音波に应答して形成された第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームを前記一組の受信ビーム(151~155)の中に含んでいる、請求項 1 記載の装置。

【請求項 10】 別々の第 1 (122) 及び第 2 (123) の走査の際に、第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームがトランスデューサ(143)に対して第 1 (144) 及び第 2 (145) のステアリング角度でそれぞれ形成される、請求項 1 記載の装置。

【請求項 11】 被検体内の構造を撮像する超音波システム(5)において、モーション・アーティファクトを低減した合成画像フレーム(190)を作成する方法(300)であって、

一連の走査(122~126)の際に、前記構造内へ超音波を送信する工程と、

前記構造の画像平面(121)内の少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置(150)について、前記構造から後方散乱された超音波に应答して時間的に別々の一組の受信ビーム(151~155)を一連の走査(122~126)につれて形成する工程であって、前記一組の受信ビーム(151~155)が前記サンプル・ボリューム位置(150)で交差するようにする工程と、前記一組の受信ビーム(151~155)に基づいて前記画像平面(121)内の前記サンプル・ボリューム位置(150)に対応する合成データ値(211)を作成する工程と、

少なくとも1つの前記合成データ値(211)から合成画像フレーム(190)を形成する工程と、を含んでいる当該方法。

【請求項 12】 前記被検体内の前記構造の実時間撮像のために少なくとも毎秒 4 フレームのフレーム速度で複数の合成画像フレームを作成する工程を更に含んでいる請求項 11 記載の方法。

【請求項 13】 前記一組の受信ビーム(151~155)は共通の画像平面(121)内に配列された少なくとも3本の交差する受信ビームを有している、請求項 11 記載の方法。

【請求項 14】 前記少なくとも 1 つのサンプル・ボリューム位置 (150) に対応する前記一組の受信ビーム (151 ~ 155) から一組の復調データ値を作成する工程を更に含んでいる請求項 11 記載の方法。

【請求項 15】 前記少なくとも 1 つのサンプル・ボリューム位置 (150) に対応する前記一組の受信ビーム (151 ~ 155) から一組の走査変換したデータ値を作成する工程を更に含んでいる請求項 11 記載の方法。

【請求項 16】 前記少なくとも 1 つのサンプル・ボリューム位置 (150) に対応する前記少なくとも 1 つの前記合成データ値 (211) から走査変換したデータ値を作成する工程を更に含んでいる請求項 11 記載の方法。

【請求項 17】 前記一組の受信ビーム (151 ~ 155) に関連したデータ値を、振幅及びステアリング角度 (144 ~ 148) の関数として前記データ値の要素を重み付けすることに基づいて適応フィルタ処理して、前記少なくとも 1 つのサンプル・ボリューム位置 (150) に対応する前記合成データ値 (211) を作成する工程を更に含んでいる請求項 11 記載の方法。

【請求項 18】 トランスデューサ (143) 上の第 1 (132) 及び第 2 (133) の位置から異なる時点に始まる第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームを形成する工程を更に含んでおり、前記の一組の受信ビームを形成する工程が、前記一組の受信ビーム (151 ~ 155) の中に前記第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームを含んでいる、請求項 11 記載の方法。

【請求項 19】 前記の一組の受信ビームを形成する工程が、異なる時間に後方散乱された第 1 及び第 2 の超音波にตอบสนองして形成された第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームを前記一組の受信ビーム (151 ~ 155) の中に含んでいる、請求項 11 記載の方法。

【請求項 20】 別々の第 1 (122) 及び第 2 (123) の走査の際に、トランスデューサ (143) に対して第 1 (144) 及び第 2 (145) のステアリング角度で第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームをそれぞれ形成する工程を更に含んでいる請求項 11 記載の方法。

【請求項 21】 超音波信号を送信し受信するトランスデューサ (20) と、
画像平面 (121) 内の少なくとも 2 本の走査線 (122, 123) に沿った前記超音波信号を表すデータ・サンプルを導き出すビームフォーマ (60) であって、前記走査線 (122, 123) が前記画像平面 (121) 内のサンプル点 (150) で互いに交差するようにするビームフォーマ (60) と、
前記少なくとも 2 本の走査線 (122, 123) に沿って前記ビームフォーマ (60) によって導き出された前記データ・サンプルから合成データ値 (211) を生成

*するデータ合成モジュール (110) と、
少なくとも 1 つの前記合成データ値 (211) に基づいて前記画像平面 (121) に対応する合成画像フレーム (190) を生成する表示サブシステム (120) と、
を有している医学診断用超音波システム (5)。

【請求項 22】 複数の合成画像フレームが、被検体内の構造の実時間撮像のために少なくとも毎秒 4 フレームのフレーム速度で作成される、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 23】 走査変換したデータを作成する走査変換モジュール (100) を更に含んでいる請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 24】 前記データ・サンプルは前記画像平面 (121) 内の前記サンプル点 (210) に対応する復調データ値である、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 25】 前記データ・サンプルは前記画像平面 (121) 内の前記サンプル点 (210) に対応する走査変換したデータ値である、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 26】 前記合成データ値 (211) は前記画像平面 (121) 内の前記サンプル点 (210) に対応する走査変換したデータ値である、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 27】 前記データ合成モジュール (110) は、振幅及びステアリング角度 (144 ~ 148) の関数として前記データ・サンプルを重み付けすることによって部分的に前記データ・サンプルを適応フィルタ処理して、前記画像平面 (121) 内の前記サンプル点 (210) に対応する前記合成データ値 (211) を作成する、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 28】 第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビーム信号が前記トランスデューサ (143) 上の第 1 (132) 及び第 2 (133) の位置から異なる時点に始まり、前記のデータ・サンプルを導き出すことが、前記超音波信号内に前記第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビーム信号を含んでいる、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 29】 前記のデータ・サンプルを導き出すことが、異なる時間に後方散乱された第 1 及び第 2 の超音波にตอบสนองして形成された第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビーム信号を前記超音波信号内に含んでいる、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【請求項 30】 別々の第 1 (122) 及び第 2 (123) の走査の際に、第 1 (151) 及び第 2 (152) の受信ビームが前記トランスデューサ (143) に対して第 1 (144) 及び第 2 (145) のステアリング角度でそれぞれ形成される、請求項 21 記載の超音波システム (5)。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明の特定の実施形態は、例えば人体の被検体内の組織構造を撮像するための医学診断用超音波システムに関するものである。より具体的に述べると、本発明の特定の実施形態は、画像平面内の交差する走査線に沿った複数の超音波ビームから組織構造の合成画像フレームを作成する方法及び装置に関するものである。

【0002】

【発明の背景】異なるデータ・フレームからサンプリングされた情報を組み合わせる合成技術を用いる超音波システムが提案されている。例えば、合成技術は複数のデータ・フレームからの復調データを合算又は平均化することを含んでいる。幾つかの相次ぐフレームのデータがサンプリングされ、各フレームのデータは典型的にはそれぞれ異なるステアリング角度で収集される。ステアリング角度は、超音波ビームが超音波トランスデューサの表面に対して走査平面内に作る角度である。これらのフレームのデータは合成されて（組み合わせられて）、表示のための1つの画像フレームを生成する。

【0003】データ・フレームの各々がそれぞれ異なるステアリング角度で収集されるので、且つ任意の一サンプル・ボリュームからの反射を複数のステアリング角度により異なる向きで見ることになるので、走査平面内の1つのサンプル・ボリューム位置当り層多くの情報が効果的に収集される。これは、人が建物を実質的に異なる向き又は角度で見ることにより類似する。各々の向きにおいて、人は建物の異なる特徴を見ることができる。また、場合によっては、建物が遮られて、何も見ることができない向きもある。うまくいけば、他の向きでは建物 30 を妥当に観察しうる。

【0004】同様に、走査平面内での組織のサンプル・ボリュームについて、超音波の反射は各々の向きで異なっていて、異なる振幅及び位相情報を超音波システムへ提供する。結果として、1つのステアリング角度で形成されたフレームよりも層多い組織細部を持つ画像フレームが提供される。

【0005】しかし残念なことに、得られた合成画像フレームは、サンプリングされたデータの相次ぐフレーム相互の間の時間遅延中に生じた組織の動き（モーション）により台無しになることがある。各フレームのデータは、走査平面内の組織の複数のサンプル・ボリュームから収集されたデータで構成される。1つのデータ・フレームと次のデータ・フレームとの間に（超音波トランスデューサに対して被検体が動くことにより）組織の動きが生じると、任意のサンプル・ボリュームから収集されたデータは別のフレームと比べて一フレーム内の異なる位置に現れることがある。データ・フレームの合成の際、組織内の相異なるサンプル・ボリュームを表す位置からのデータが、組織の動きに起因して互いに組み合わ 50

されることがある。この動きに起因するモーション・アーティファクトにより、ぼやけたサンプル・ボリュームとして現れる合成画像が生じることがあり、従って詳細な組織情報が失われる。画像内のサンプル・ボリュームはそれぞれの鮮明さを失う。従って、モーション・アーティファクトの無い合成画像では見ることできた組織の細部が失われることになる。そこで、合成を行う前にフレーム間動き補償技術を採用して、モーション・アーティファクトを低減する試みがなされている。しかしながら、これまで提案されたフレーム間動き補償技術は時間がかかり、従ってフレーム速度(rate)を低下させ、また、場合によってはフレーム間動きを十分に補償していない。

【0006】従来の合成及び走査技術は以下の特許の明細書に開示されている。Fehr等に付与された

【特許文献1】米国特許第4649927号は、物体の走査をオーバーラップさせることによって合成超音波画像を生成する方法及び装置を対象としている。Yamaguchi 等に付与された

20 【特許文献2】米国特許第4319489号は、標準のリニア走査及び傾斜リニア走査により得られた画像を組み合わせることを対象としている。Jago等に付与された

【特許文献3】米国特許第6117081号は、空間的に合成すべき整合不良の画像を補正することを対象としている。Rocha 等に付与された

【特許文献4】米国特許第4159462号は、セクタ走査をオーバーラップさせて実行することを対象としている。

【0007】従って、画像品質を向上させ、且つ動き補償を行う必要もなくモーション・アーティファクトを低減させた合成画像フレームを作成する方策が必要とされている。また、実時間で腹部の走査を行うのに用い得るフレーム速度で、アーティファクトの低減した合成画像を作成することも必要とされている。

【0008】

【発明の概要】本発明の一実施形態では、被検体内の構造を撮像して、モーション・アーティファクトを低減した合成画像フレームを作成する超音波システムを提供する。本システムは、被検体の構造内へ超音波を送出し、次いで、該構造の画像平面内の少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置について、該構造から後方散乱された超音波に应答して一組の受信ビームを形成して、該一組の受信ビームが前記サンプル・ボリューム位置で交差するようにする。画像平面内の少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置に対応する合成データ値を、対応する一組の受信ビームに基づいて作成する。少なくとも1つの合成データ値から合成画像フレームを形成する。

【0009】また、複数のサンプル・ボリューム位置で超音波機械によってサンプリングされたデータ値を合成する装置が提供される。ここで本書で用いる用語「合成

(compounding)」は、多数のデータ値をコヒーレントに又は非コヒーレントに組み合わせ、新しい1つのデータを生成することを意味する。本装置はビームフォーマ及びトランスデューサ・アレイを含み、これは、トランスデューサ・アレイの表面近くの同じ点から始まる複数のビームを異なるステアリング角度で作成する。ビームがトランスデューサ・アレイの横方向寸法に沿った異なる点から始まるようにビームの形成を繰り返すことによって、1つのデータ・フレームが形成される。本装置は更にデータ合成モジュールを含み、このモジュールは、10 交差するビームからのデータ値を適応重み付け及びフィルタ処理して、走査した画像平面内の一サンプル・ボリュームに対応する合成データ値を生成する。換言すると、1つのデータ・フレームに収集されたデータのみを使用して合成画像が作成される。1つの合成画像フレームが1つのデータ・フレームから形成される。所与のサンプル・ボリュームについての交差するビームが、有意なモーション・アーティファクトを生じないように時間的に充分接近してサンプリングされるので、動き補償は必要とされない。本装置は被検体内の構造の実時間撮像 20 のために少なくとも毎秒4フレームのフレーム速度で複数の合成画像フレームを作成する。

【0010】更に、画像平面内の複数のサンプル・ボリューム位置で超音波機械によってサンプリングされたデータ値を合成する方法が提供される。本方法は、画像平面の頂部の同じ点から始まる一組の複数のビームを異なるステアリング角度で作成する工程を含む。画像平面の横方向寸法に沿った異なる点について本方法を繰り返すことによって、1つのデータ・フレームを形成する。本方法は更に、交差するビームからのデータ値を適応重み 30 付け及びフィルタ処理して、走査する画像平面内の一サンプル・ボリュームに対応する合成データ値を生成するデータ合成工程を含んでいる。換言すると、1つのデータ・フレームに収集されたデータのみを使用して合成画像を作成する。1つの合成画像フレームが1つのデータ・フレームから形成される。所与のサンプル・ボリュームについての交差するビームが有意なモーション・アーティファクトを生じないように時間的に充分接近してサンプリングされるので、動き補償は必要とされない。

【0011】本発明の特定の実施形態では、動き補償を 40 行う必要もなくモーション・アーティファクトを低減させた合成画像フレームを作成する方策を提供する。また、腹部の実時間走査を行うのに用い得るフレーム速度で、アーティファクトの低減した合成画像を作成することも達成される。

【0012】

【発明の詳しい説明】上記の発明の概要並びに以下の特定の実施形態についての詳しい説明は、添付の図面を参照すればよりよく理解されよう。しかしながら、本発明が図面に示した具体的な構成に制限されないことは勿論 50

である。

【0013】図1は、超音波システム5の簡略ブロック図であって、本発明の一実施形態に従ってビーム合成するために使用される主要な素子を示している。超音波システム5の図示の素子は、フロントエンド10、処理アーキテクチャ70、及び表示アーキテクチャ120である。フロントエンド10は、(複数のトランスデューサ・アレイ素子25を含む)トランスデューサ・アレイ20と、送信/受信スイッチング回路30と、送信器40と、受信器50と、ビームフォーマ60とを有する。処理アーキテクチャ70は、制御処理モジュール80と、復調モジュール90と、走査変換モジュール100と、データ合成モジュール110とを有する。

【0014】これらのアーキテクチャ及びモジュールは、デジタル信号処理装置を備えた回路板のような専用のハードウェア素子であってもよく、或いは、市販の規格品のPCのような汎用コンピュータ又はプロセッサで実行するソフトウェアであってもよい。様々なアーキテクチャ及びモジュールを本発明の様々な実施形態に従って組み合わせたり分離したりしてもよい。

【0015】フロントエンド10において、トランスデューサ・アレイ20は送信/受信(T/R)スイッチング回路30に接続されている。T/Rスイッチング回路30は送信器40の出力及び受信器50の入力に接続されている。受信器50の出力がビームフォーマ60に入力される。ビームフォーマ60は更に送信器40の入力に接続されると共に、処理アーキテクチャ70内の制御処理モジュール80及び復調モジュール90の入力に接続されている。

【0016】図2は、図1の処理アーキテクチャ70のより詳細な簡略ブロック回路図である。この詳しい実施形態は、制御処理モジュール80と、復調モジュール90と、直接メモリ・アクセス(DMA)インターフェース91と、データ・メモリ・モジュール95と、走査変換モジュール100と、データ合成モジュール110と、直接メモリ・アクセス(DMA)インターフェース112と、フレーム・メモリ・モジュール115とで構成されている。

【0017】処理アーキテクチャ70において、DMAインターフェース91は復調モジュール90の出力とデータ・メモリ・モジュール95の入力との間に接続されている。データ・メモリ・モジュール95の出力は走査変換モジュール100の入力に接続されている。走査変換モジュール100の出力はデータ合成モジュール110の入力に接続されている。制御処理モジュール80はデータ合成モジュール110に接続されている。DMAインターフェース112はデータ合成モジュール110の出力とフレーム・メモリ・モジュール115の入力との間に接続されている。フレーム・メモリ・モジュール115の出力は表示アーキテクチャ120の入力に接続

されている。

【0018】被検体から一フレームのデータをサンプリングすべきとき、トランスデューサ・アレイ 20 を使用して、被検体へ超音波を送出する。トランスデューサ・アレイ 20 は、多数の個別のトランスデューサ素子 25 よりなるリニア・アレイ又は湾曲形アレイとすることができる。各々のトランスデューサ素子 25 は、送信器 40 からの信号に応答して超音波を発生することができる。更に、トランスデューサ素子相互間の超音波の位相関係を制御することもできる。その結果得られる超音波 エネルギー・ビーム（例えば、図 3 中の 151）が、トランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 上の一点（例えば、132）から事実上始まり且つトランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 に直角な方向 149 に対して或る特定の角度（例えば、144）で被検体の組織内へ送出される。典型的には、超音波ビーム（例えば、151）を送信するために多数の素子 25 が使用される。多数の素子 25 から送出される超音波相互間の位相関係が、送信ビーム（例えば、151）のステアリング角度（例えば、144）を決定する。送信のために使用される素子 25 の数は、アポダイゼーションのような他の因子と共に、組織構造内のその長さに沿った超音波ビーム（例えば、151）の形状を決定する。

【0019】トランスデューサ・アレイ 20 で走査するとき、被検体内の走査平面 121（図 3 参照）からデータが収集されて、超音波システム 5 内にデータ・フレーム 170（図 6 参照）を生成する。データ・フレーム 170 は、走査平面 121 内の異なる走査線（例えば、122 ~ 131）に沿っている受信した超音波ビーム 171 のデータから作られる。超音波ビーム 171 は、所定の系列（シーケンス）に従って走査平面 121 内の異なる走査線（例えば、図 3 中の 122 ~ 131）に沿って、異なる時間に送信し受信される。ビーム 171 はトランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 に沿った異なる点（例えば、図 3 中の 132 ~ 142）から始まり、且つトランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 に直角な方向 149 に対して走査平面 121 内に異なるステアリング角度（例えば、図 3 中の 144 ~ 148）を形成する。

【0020】図 3 は幾つかの走査線 122 ~ 131 を示しており、これらの走査線に沿って超音波ビーム 171 が走査平面 121 内に様々なステアリング角度 144 ~ 148 で送信される。全てのビームはトランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 上の点から始まる。例えば、走査平面 121 内の特定のサンプル・ボリウム位置 150 からのデータを 5 つの異なるステアリング角度 144 ~ 148 でサンプリングするため、5 本の別々のビーム 151 ~ 155 が点 132 ~ 136 から走査線 122 ~ 126 に沿って送信されて受信される。これらの一列の 5 本のビーム 151 ~ 155 はサンプル・ボリウ

ム位置 150 で交差する。送受信される一列の 5 本のビーム 151 ~ 155 が沿う 5 本の走査線 122 ~ 126 は、系列番号 m と該系列 m 内のビーム番号 n とにより (m, n) として識別される。5 本の走査線 122 ~ 126 は図 3 に $(m, 1) \sim (m, 5)$ として表されている。隣接のサンプル・ボリウム位置 156 については、 $(m+1, 1) \sim (m+1, 5)$ として表されている別の一列の 5 本のビーム 157 ~ 161 が走査平面 121 内のサンプル・ボリウム位置 156 で交差する。系列 $m+1$ に対応する走査線 127 ~ 131 に沿った 5 本のビーム 157 ~ 161 の各々が、トランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 上の点 137 ~ 142 から始まり、且つ系列 m についての対応する点 132 ~ 136 から距離 (d) 162 だけずれている。

【0021】任意の完全な一列 m の受信ビーム（例えば、151 ~ 155）は走査平面 121 内の 1 つのサンプル・ボリウム位置（例えば、150）にだけ寄与する。しかしながら、全ての受信ビームは、サンプル・ボリウム位置相互の間で共有される。1 つの完全なデータ・フレーム 170 についてのデータを作成するために、多数の超音波ビーム 171 を多数の走査線（例えば、121 ~ 131）に沿って送信し受信して、本例では、走査平面 121 内の悉くのサンプル・ボリウム位置（例えば、150）について 5 本の交差するビームが存在するようにしなければならない。

【0022】例えば、画像フレーム 190（図 6 参照）が走査平面 121 を横切る 200 本の得られた垂直な合成データ線 186 で構成され、且つ受信ビーム 171 の各々が走査平面 121 の全体の深さ 400 にわたって各深さ（例えば、163）についてのデータに寄与する場合、未合成のデータ・フレーム 170 が（各々のサンプル・ボリウム位置が一列 5 本の交差するビームを必要とすると仮定して） $5 \times 200 = 1000$ 本の交差する受信ビーム 171 のデータで構成される。

【0023】走査線（例えば、122）に沿って送信超音波ビーム（例えば、151）を作成するため、制御処理モジュール 80 がビームフォーマ 60 に指令データを送る。該指令データに応じて、ビームフォーマは、トランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 の或る特定の点（例えば、132）から或る特定のステアリング角度（例えば、144）で始まる或る特定の形状のビーム（例えば、151）を生成するための送信パラメータを作成する。送信パラメータはビームフォーマ 60 から送信器 40 へ送られる。送信器 40 は送信パラメータを使用して、T/R スイッチング回路 30 を介してトランスデューサ・アレイ 20 へ送るべき送信信号を適切に符号化する。送信信号は互いに対して或る特定のレベル及び位相に設定されて、トランスデューサ・アレイ 20 の個々のトランスデューサ素子 25 へ供給される。送信信号はトランスデューサ・アレイ 20 のトランスデューサ素

子25を励起して、同じ位相及びレベル関係で超音波を送出させる。このようにして、トランスデューサ・アレイ20が例えば超音波用ジェルを使用して被検体に音響結合されているとき、超音波エネルギーの送信ビーム（例えば、151）が走査平面121内の被検体の組織構造内に形成される。このプロセスは電子走査として知られている。

【0024】トランスデューサ・アレイ20は二方向トランスデューサである。一旦超音波が被検体内へ送信されると、超音波は構造内の組織サンプル・ボリューム（例えば、150）から後方散乱される。後方散乱した波は、それらが組織内をトランスデューサ・アレイ20の表面143まで戻る距離及び角度に応じて、異なる時点にトランスデューサ・アレイ20に到達する。トランスデューサ・アレイ20のトランスデューサ素子25はこれらの後方散乱波にตอบสนองして、これらの後方散乱波の超音波エネルギーを受信電気信号へ変換する。

【0025】受信電気信号はT/Rスイッチング回路30を介して受信器50に通される。受信器50は受信信号を増幅しデジタル化し、また利得補償のような他の機能を行う。デジタル化された受信信号は、各々のトランスデューサ素子25によって様々な時点に受信された後方散乱波に対応して、後方散乱波の振幅及び位相情報を保持している。

【0026】デジタル化された受信信号はビームフォーマ60へ送られる。制御処理モジュール80がビームフォーマ60に指令データを送る。ビームフォーマ60はこの指令データを使用して、トランスデューサ・アレイ20の表面143上の点（例えば、132）からステアリング角度（例えば、144）で始まる受信ビーム（例えば、151）を形成する。これらの点及び角度は、典型的には前に走査線（例えば、122）に沿って送信した超音波ビーム（例えば、151）の点及びステアリング角度に対応する。ビームフォーマ60は、制御処理モジュール80からの指令データの命令に従って、適切な受信信号に作用して時間遅延及び集束を実行し、被検体の組織構造内の一走査線（例えば、122）に沿ったサンプル・ボリューム（例えば、サブセット201）に対応する受信ビーム（例えば、151）信号を生成する。様々なトランスデューサ素子25からの受信信号の位相、振幅及びタイミング情報が、受信ビーム（例えば、151）信号を生成するために使用される。

【0027】受信ビーム（例えば、151）信号はデジタル・インターフェース117を介して処理アーキテクチャ70へ送られる。復調モジュール90が受信ビーム（例えば、151）信号について復調を行って、受信ビーム（例えば、151）に対応する走査線（例えば、122）の長さに沿ったサンプル・ボリューム（例えば、図3のサブセット201）に対応する対になったI及びQ復調データ値（例えば、図4のサブセット191

～200）を生成する。I及びQ復調データ値は受信信号の位相及び振幅情報を保持している。所与のサンプル・ボリューム位置（例えば、150）についてのI及びQデータ対から振幅情報を抽出することは、演算 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ を行うことと数学的に等価である。こうして、1つの振幅データ値が得られる（例えば、図4のサブセット191）。一旦振幅検出をデータについて行くと、位相情報が失われ、そこで元のI及びQデータは廃棄される。振幅検出は、復調機能の一部として復調モジュール90によって行われる。走査変換及び合成のようなその後の処理は、位相情報が使用されないため、コヒーレントではない。

【0028】随意選択により、I及びQ復調データは保持して（何ら振幅検出を復調モジュール90によって行わずに）、走査変換及び合成のようなその後の処理に使用することができる。これはデータのコヒーレントな合成に対応する。

【0029】復調データ（例えば、サブセット191～200）はDMAインターフェース91を介してデータ・メモリ・モジュール95へ転送される。DMAインターフェース91は復調モジュール90とデータ・メモリ・モジュール95との間のデータ転送を制御する。DMAインターフェース91は、特定の受信ビーム（例えば、151）についての復調データ（例えば、サブセット191～200）を書き込むべきデータ・メモリ位置の開始アドレスを持つ。復調モジュール90とデータ・メモリ・モジュール95との間で必要とされているハンドシェイクは何ら必要ではない。従って、復調データ（例えば、サブセット191～200）が復調モジュール90から利用可能であるとき、DMAインターフェース91は復調データ（例えば、サブセット191～200）をデータ・メモリ・モジュール95へ、ハンドシェイクによる遅延を何ら生じることなく、素早く転送することができる。

【0030】データ・メモリ・モジュール95内の復調データ（例えば、サブセット191～200）は走査系列の形式で（すなわち、サンプルが収集される順序で）記憶される。例えば、図4を参照して説明すると、特定のビーム系列番号m及びビーム番号n（例えば、(m, 2)）に対応する特定の受信ビーム（例えば、151）の長さに沿ったN個のサンプル・ボリューム位置201（図3参照）についてのサブセットの復調データ191～200は、データ・メモリ・モジュール95の一部分内の相次ぐN個のメモリ位置202に記憶させることができる。

【0031】データ・メモリ・モジュール95内の縦列203はビーム系列mの内のビーム番号n（例えば、(m, 2)）に対応する。しかしながら、受信ビーム（例えば、151）は、トランスデューサ・アレイ20の一端から4分の1の所の点（例えば、132）から始

まり且つステアリング角度（例えば、144）で走査平面121を横切る走査線（例えば、122）に対応することがある。復調データ191～200が表示の際に画像平面209（図6）内の正しい位置に寄与するようにするために、データ191～200は画像座標形式に変換又は移動しなければならない。

【0032】この移動は走査変換モジュール100によって行われ、図5に例示している。N個のサンプル・ボリューム位置201に対応するデータ191～200が、画像平面205内の適切なN個の位置204に対応するように走査変換されている。表示アーキテクチャ120によって処理されて表示される最終的な合成フレームのデータは、直交座標（画像座標形式）の2次元画像フレーム190である。走査変換モジュール100は、特定の走査系列形式になっている復調データ（例えば、サブセット191～200）を取り上げて、それを直交座標系に変換するようにプログラムされている。各々の特定の受信ビーム（例えば、151）について、走査変換モジュールはビームの向きを見分ける。走査変換モジュールは、画像平面205内の近隣のサンプル・ボリューム（例えば、150及び156）の相互間のデータを補間して、画像座標形式における走査変換したデータ・サンプル（例えば、図5のサブセット191～200）を作成するように、具現化される。

【0033】走査変換したデータ（例えば、図5のサブセット191～200及びサブセット206～209）はデータ合成モジュール110へ送られる。データ合成モジュール110は、1つのサンプル・ボリューム位置（例えば、150）又は画像平面205内の画像点（例えば、図6の210）に対応する複数の走査変換したデータ値（例えば、図4の195、206、207、208及び209）を組み合わせ、1つの合成データ値211を作成する（図5及び図6の場合、合成データ値211は、例えば、データ値195、206、207、208及び209の関数である）。データ合成機能を実行するために適応フィルタ処理技術が用いられる。これについて以下に詳しく説明する。

【0034】走査変換したデータ（例えば、サブセット195、206、207、208及び209）がデータ合成モジュール110によって合成されたとき、DMAインターフェース112が合成データをフレーム・メモリ・モジュール115に記憶させる。DMAインターフェース112はデータ合成モジュール110とフレーム・メモリ・モジュール115との間のデータ転送を制御する。DMAインターフェース112は、特定の垂直画像線（例えば、図5及び図6の212）についての合成データを記憶すべきフレーム・メモリ位置の開始アドレスを持つ。データ合成モジュール110とフレーム・メモリ・モジュール115との間でのハンドシェイクは必要とされない。従って、合成データがデータ合成モジュール110から利用可能であるとき、DMAインターフェース112は合成データをフレーム・メモリ・モジュール115へ、ハンドシェイクによる遅延を何ら生じることなく、素早く転送することができる。

【0035】随意選択により、フレーム・メモリ・モジュール115はメモリの2つのバッファを含むことができる。一方のバッファがDMAインターフェース112によって書き込まれている間に、他方のバッファは、フレームをオペレータに対して表示できるように表示アーキテクチャ120によって読み出される。一旦この第2のバッファが表示のために読み出されると、この第2のバッファにはDMAインターフェース112によって次に来るフレームの合成データが再び書き込まれ、その間に前に書き込まれた第1のバッファが表示のために読み出される。これらのフレーム・メモリ・バッファの動作は書き込みと読み出しとを交互に交代して行う。従って、2つのメモリ・バッファは適切なフレーム速度を維持する。

【0036】表示アーキテクチャ120は、任意の空間的又は時間的フィルタ処理を行う機能、グレースケール又はカラーを合成データに適用する機能、及び陰極線管モニタ等による表示のためにデジタル・データをアナログ・データに変換する機能を提供するための様々な素子を有している。

【0037】サンプル・ボリューム位置（例えば、150）についてモーション・アーティファクトがほとんど無い1つの合成データ値（例えば、211）を形成するために、一連の交差する受信ビーム（例えば、151～155）が、前に述べたように、撮像すべき走査平面121内のサンプル・ボリューム位置（例えば、150）について所定の時間間隔内に形成される。

【0038】図3を参照して説明すると、特定のサンプル・ボリューム位置150が走査線122～126の交差する点として示されている。ここで、一連の5本の受信ビーム（m, 1）～（m, 5）すなわち151～155は、それらが走査平面121内の1つのサンプル・ボリューム位置150で交差するように形成される。各々の受信ビーム151～155はトランスデューサ・アレイ20の面143に沿った異なる点132～136から始まり且つ異なるステアリング角度144～148を持つ。このようにして、サンプル・ボリューム位置150（交差点）はトランスデューサ・アレイ20によって5つの異なる角度144～148から事実上観測される。従って、典型的に1つのデータ・フレーム内の一サンプル・ボリューム位置について収集されていた情報の5倍の情報が、サンプル・ボリューム位置150について収集されることになる。

【0039】特定のサンプル・ボリューム位置150について、5つの対応するデータ・サンプル（例えば、図4の195及び206～209）、すなわち、各々の交

差するビーム 151 ~ 155 について 1 つずつのデータ・サンプルが、前に述べたように復調モジュール 90 によって復調され且つ走査変換モジュール 100 によって走査変換される。その結果の 5 つの走査変換したサンプル（例えば、図 5 の 195 及び 206 ~ 209）がデータ合成モジュール 110 において合成される。データ合

$$g = \sum_{i=1}^N \{ [g_i * p_i(g_i)] \prod_{k=1}^{i-1} [1 - p_k(g_k)] \} \quad (\text{式 1})$$

【0041】上式において、 g はサンプル・ボリューム位置（例えば、150）について得られた合成データ値である。 g_i はサンプル・ボリューム位置（例えば、150）について i 番目の受信ビームについての走査変換したデータ値である。 $p_i(g_i)$ 及び $p_k(g_k)$ は、それぞれの g_i 及び p_i とそれぞれの受信ビーム i 及び k との関数である $[0, 1]$ の間の値を持つ重み係数である。また、 N は異なるビーム及びステアリング角度の数であり、図 3 の例では 5 である。

【0042】式 1 により、得られた合成データ値 g は、所与のサンプル・ボリューム位置（例えば、150）に 20 つの異なるサンプルの復調値（例えば、195 及び 206 ~ 209）及び対応するステアリング角度（例えば、144 ~ 148）に従って、重み付けすることができる。従って、用途に基づいて所望の画像品質を達成する際の融通性が向上し、これは合成作用を適応性にする。重み係数は、ユーザによって選択された用途に応じて制御処理モジュール 80 からデータ合成モジュール 110 へダウンロードすることができる。また、どの組の係数を使用すべきかを決定するために他の判断基準を使用することができる。

【0043】次に、1 つのデータ・フレームからモーション・アーティファクトを低減させた 1 つの合成画像フレーム (F_j) 190 を形成する方法に関連して図 6 及び図 7 について説明する。一系列の N 本の交差する受信ビーム（例えば、151 ~ 155）が、撮像すべき走査平面 121 内の各々のサンプル・ボリューム位置（例えば、150）について形成される。

【0044】図 7 は、1 つの合成画像フレーム (F_j) 190、及びその後の合成画像フレーム F_{j+1} , F_{j+2} , ..., F_{j+m} を生成するビーム合成方法 300 40 を例示している。該方法の工程 310 では、走査線に沿って超音波を対象物内へ送出して、工程 320 においてトランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 上の位置 p_i （例えば、図 3 の 132）から始まる一組の N 本の受信ビーム（172）が形成されるようにする。該一組 172 の中の各々の受信ビームはそれぞれの予め定められたステアリング角度 S_n （例えば、144 ~ 148）を持つ。

【0045】工程 330 で、一組の受信ビーム 172 は復調モジュール 90 によって復調され、その結果得られ

成モジュール 110 は、5 つの走査変換したサンプル（例えば、図 5 の 195 及び 206 ~ 209）を下記の式に従って適応重み付け及びフィルタ処理することによって、該サンプルを組み合わせる。

【0040】

【数 1】

るデータ値（例えば、サブセット 191 ~ 200）はデータ・メモリ・モジュール 95 に記憶される。工程 340 で、 i を増分して、トランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 に沿った次の位置 p_{i+1} （例えば、図 3 の 137）に関して走査が実行できるようにする。ビーム合成方法 300 は、工程 350 で、画像フレーム (F_j) 190 のためにトランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 に沿った全ての位置 p_i が走査されたかどうか決定するための検査を行う。全ての位置が走査されていない場合、処理は工程 310 に戻って、トランスデューサ・アレイの表面に沿った次の位置 p_{i+1} について送信及びデータ収集を行う。全ての必要なビーム系列 m を送信し受信して、1 つの画像フレーム (F_j) 190 を形成するのに十分なデータを収集するまで、工程 310 ~ 350 が繰り返される。

【0046】図 6 は、図 7 の方法において実行されている動作を図形で示している。参照番号 170 は、受信ビームについての全ての生の復調データがデータ・メモリ・モジュール 95 に記憶されていることを表す。前に述べたように、画像フレーム (F_j) 190 を形成するために 200 本の垂直な合成画像データ線 186 が必要とされ、且つ各々のサンプル・ボリューム位置（例えば、150）について $N = 5$ 本の交差する受信ビーム（例えば、151 ~ 155）が必要とされている場合、合成画像フレーム 190 を形成するために様々なステアリング角度（例えば、144 ~ 148）の 1000 本の受信ビーム 171 を作成すべきである。

【0047】トランスデューサ・アレイ 20 の表面 143 に沿った全ての位置 p_i が走査された場合、図 7 の方法は工程 370 へ進み、そこでデータ・メモリ・モジュール 95 に記憶されている画像フレーム (F_j) 190 用の復調データ（例えば、サブセット 191 ~ 200）が、前に述べたように走査変換される。走査変換は合成動作の前に行われるので、単に一続きの走査線から形成された画像について走査変換した場合よりも多量のデータ、すなわち N 倍のデータが走査変換される。画像フレーム F_j はまた工程 360 で F_{j+1} に増分されて、次の画像フレームについての送信及びデータの収集を開始する。

【0048】工程 370 で走査変換したデータ（例えば、サブセット 195 及び 206 ~ 209）はデータ合

成モジュール110へ送られて、工程380で、前に述べたように式1に基づいてN本の受信ビーム（例えば、151～155）の交差点に対応する各々のサンプル・ボリューム位置（例えば、150）について合成される。（式1について定義されたような）重み係数は、オペレータによって選択された用途に応じて制御処理モジュール80からデータ合成モジュール110へダウンロードされる。図6は、N個の異なるステアリング角度（例えば、144～148）から収集された全てのデータ180が合成されることを図形で例示している。合成データ値（例えば、211）はフレーム・メモリ・モジュール115に記憶され且つ表示のために表示アーキテクチャ120へ出力される（工程390）。このようにして、被検体内の走査平面121の実時間撮像が達成される。図7の方法により、腹部撮像用途のために9～12Hzのフレーム速度を達成することができる。

【0049】一例として、所望の合成画像フレーム（F₁）190が、トランスデューサ・アレイ20の表面143に沿った200個のサンプル起点p₁（例えば、一サブセットは132～142である）に対応する200本の垂直合成データ線186を含んでいる場合、各々の点p₁（例えば、図3の132）についてN=5本の受信ビーム（例えば、172）が形成される。このため、1つの合成画像フレーム190を作成するために200×5=1000本の受信ビームのデータ170を形成する必要がある。所与のサンプル・ボリューム位置（例えば、150）で交差するN本のビーム（例えば、151～155）は、互いに対して、そのサンプル・ボリューム位置（例えば、150）における如何なるモーション・アーティファクトも問題にならないようにするほどの充分短い時間で形成される。オペレータが見て分かるように、合成画像190では、合成を行わなかった同様な画像に比べて、画像品質がかなり向上する（例えば、コントラスト分解能が改善される）。本方法300のサンプリングにおいて本質的に動きの影響が排除されるので、動き補償の工程は何ら必要ではない。合成画像フレーム190は、1つのデータ・フレーム170について収集されたデータから形成される。

【0050】本例を更に説明すると、フレーム速度が10Hzである場合、1つのフレームの合成データを作成する時間は0.1秒である。画像を形成するために1000本の受信ビームの内の任意の1本を作成するための時間は、平均で100マイクロ秒である。組織内での音速が13マイクロ秒あたり約1cmであると仮定すると、これは約7.7cmの深さ400まで撮像することに対応する。1つのサンプル・ボリューム位置について5本の交差するビームを生成するための最小時間は、約500マイクロ秒である。500マイクロ秒の時間間隔では、該サンプル・ボリューム位置についてどのようなモーション・アーティファクトも無視できる程度であ

*る。

【0051】1つのサンプル・ボリューム位置について5本の交差するビームを生成するための最大時間は、フレーム間の時間間隔、すなわち、10Hzのフレーム速度では0.1秒であり、これは画像品質を劣化させるようなより有意量のモーション・アーティファクトを生じさせるおそれがある。データ170をトランスデューサ・アレイ20の表面143にわたって順々に収集するとき、10Hzのフレーム速度で約7.7cmの深さ400まで撮像する場合、1つのサンプル・ボリューム位置（例えば、150）について5本の交差するビーム（例えば、151～155）を生成するための典型的な時間は30ミリ秒程度であり、これは、合成を行わなかった場合に比べて、画像品質をかなり向上させる（例えば、コントラスト分解能が改善される）。

【0052】随意選択により、ビーム合成を走査変換の前に行ってもよい。その場合、1つの合成画像フレームの形成のために走査変換すべきデータの量が最少になる。しかしながら、画像品質の改善は、合成を行う前はサンプル・ボリューム位置が適正に整列していないので、合成の前に走査変換を行う場合と同程度までの改善が得られないことがある。また、厳格に式1を使用する代わりに、データを合成する他の方法や変形も実行することができる。

【0053】随意選択により、データ・メモリ・モジュールからのデータは、1つのフレームについての全てのデータがデータ・メモリ・モジュール内に収集されてしまう前に、走査変換モジュール及びデータ合成モジュールによって処理し始めることが可能である。パイプライン式のデータ転送方法を設けて、フレーム速度を増大させることもできる。また、N本のビームより成る系列を相次いで作成することを、トランスデューサ・アレイの表面にわたって順々に行う必要はない。トランスデューサ・アレイの表面上の或る特定の複数の点を飛び越して、ビームの複数の系列を不規則な順序で作成し、次いで飛び越した位置へ戻す方がより一層効果的で効率的であることがある。モーション・アーティファクトの低減及びフレーム速度の増大を更に達成することができる。

【0054】要約すると、様々な利点及び特徴の中で、とりわけ、有意なモーション・アーティファクトのない改善された画像品質が挙げられる。これらの結果を達成するために動き補償を行う必要はない。動き補償は、このサンプリング及び合成方法に本来備わっているものである。

【0055】本発明を一実施形態に関連して説明したが、本発明がその一実施形態に制限されないことは勿論である。対照的に、本発明は、特許請求の範囲に記載の精神及び範囲内にある全ての代替、変更及び等価ものを包含する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態に従って形成された超音波システムの簡略ブロック回路図である。

【図 2】図 1 中の処理アーキテクチャのより詳細な簡略ブロック回路図である。

【図 3】本発明の一実施形態に従って使用される走査技術を示す略図である。

【図 4】データの各々のビームについて受け取るためにデータをデータ・メモリに記憶させるための方法を例示する略図である。

【図 5】データ・メモリに記憶されたデータを、画像平面表現内の位置への走査変換の際に移動させるための方法を例示する略図である。

【図 6】本発明の一実施形態に従ってビーム・データを記憶し、走査変換し、合成する方法の図形表現図である。

【図 7】本発明の一実施形態に従って相次ぐ合成画像フレームを形成するために用いられる方法を例示するフローチャートである。

【符号の説明】

5 超音波システム

20 トランスデューサ・アレイ

25 トランスデューサ素子

121 走査平面

122 ~ 129 走査線

144 ~ 148 ステアリング角度

* 132 ~ 142 トランスデューサ・アレイの表面に沿った点

143 トランスデューサ・アレイの表面

149 直角な方向

150、156 サンプル・ボリューム位置

151 ~ 155 一列の超音波ビーム

157 ~ 161 別の一系列のビーム

163 深さ

170 データ・フレーム

171 超音波ビーム

172 受信ビーム

180 データ

186 垂直な合成画像データ線

190 合成画像フレーム

191 ~ 200 復調データ

201 サンプル・ボリューム

202 メモリ位置

203 縦列

204 位置

205 画像平面

206 ~ 209 データ

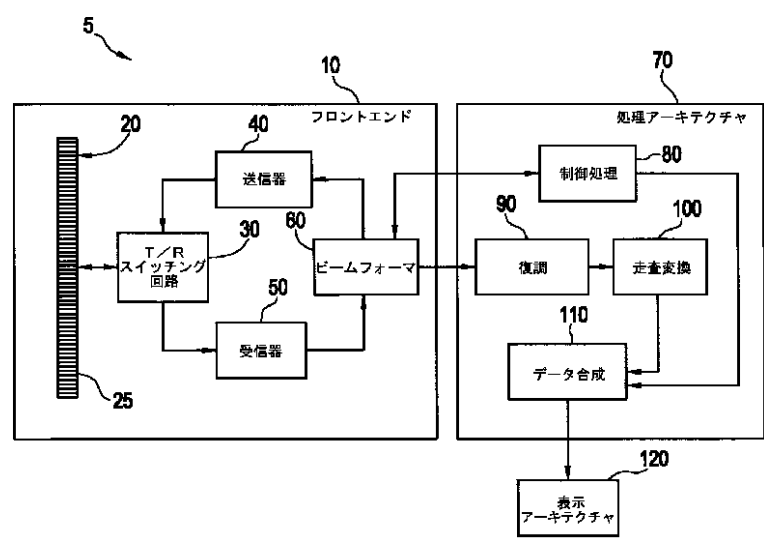
210 画像点

211 合成データ値

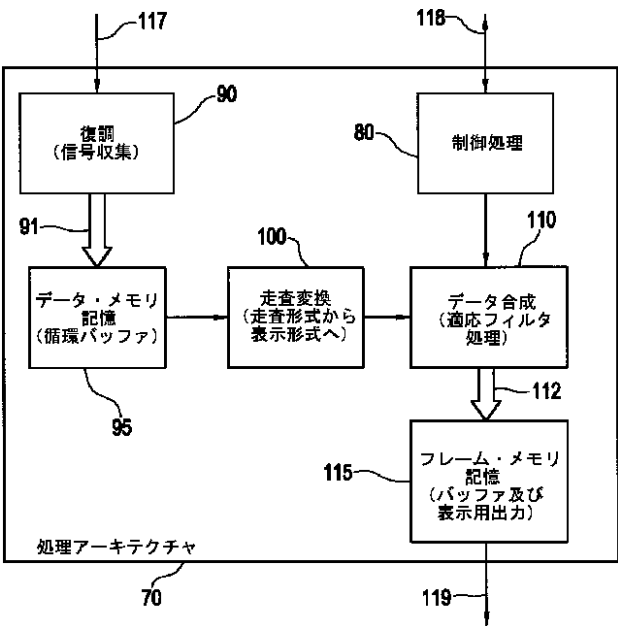
212 垂直画像線

* 400 全体の深さ

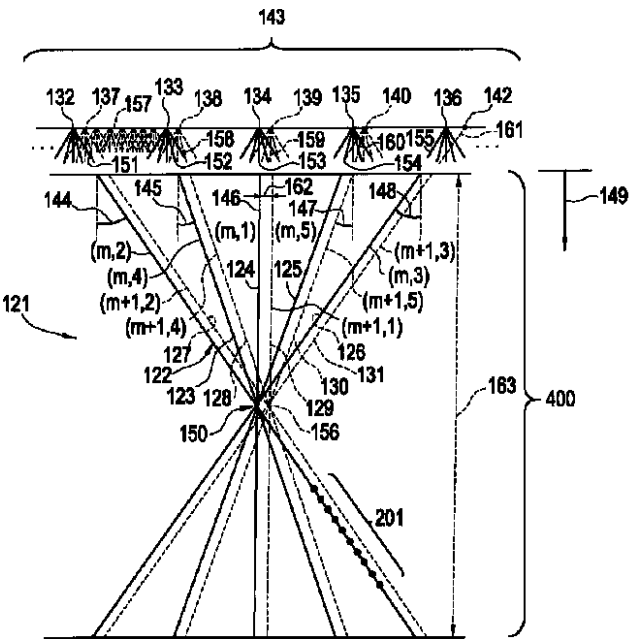
【図 1】



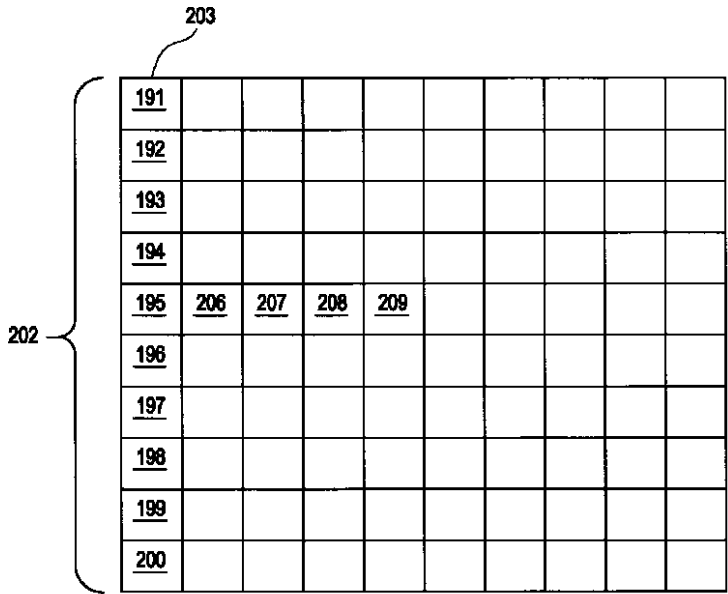
【図2】



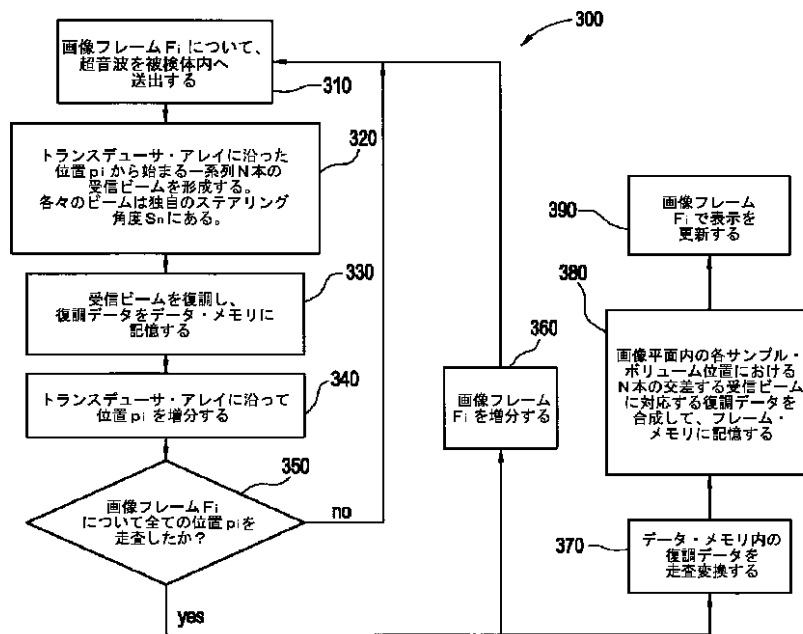
【図3】



【図4】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 フランツ・シュタインバッハ
オーストリア、ヴォックラマルクト・
4870、シュタインベルク・6番

Fターム(参考) 4C301 BB12 BB14 BB23 BB24 CC01
EE04 EE07 HH13 HH14 JB06
JB29 JB35 JB42 JC06 JC07
JC14 LL02
5B057 AA07 BA05 BA12 BA23 CA02
CA08 CA12 CA16 CB02 CB08
CB12 CB16 CC01 CE08

【外国語明細書】

1. Title of Invention

METHOD AND APPARATUS FOR BEAM COMPOUNDING

2. Claims

1. In an ultrasound system (5) for imaging structure within a subject, an apparatus for generating a compounded image frame (190) having reduced motion artifacts, said apparatus comprising:

a front-end (10) for transmitting temporally distributed ultrasound waves into the structure and, for at least one sample volume location (150) within an image plane (121) of the structure, forming over time a set of received beams (151-155) temporally separated in response to ultrasound waves backscattered from the structure, said set of received beams (151-155) intersecting at said sample volume location (150); and

a processing module (70) receiving said set of received beams (151-155) and generating a compounded data value (211) corresponding to said at least one sample volume location (150) within said image plane (121) based on said set of received beams (151-155), said processing module (70) forming a compounded image frame (190) from at least one said compounded data value (211).

2. The apparatus of claim 1 wherein said set of received beams (151-155) comprises at least three intersecting received beams arranged in a common image plane (121) and obtained from a sequence of transmitted ultrasound waves.

3. The apparatus of claim 1 wherein said processing module (70) generates a set of demodulated data values from said set of received beams (151-155) corresponding to said at least one sample volume location (150).

4. The apparatus of claim 1 wherein said processing module (70) generates a set of scan converted data values from said set of received beams (151-155) corresponding to said at least one sample volume location (150).

5. The apparatus of claim 1 wherein said processing module (70) generates a scan converted data value from said at least one said compounded data value (211) corresponding to said at least one sample volume location (150).

6. The apparatus of claim 1 wherein said processing module (70) adaptively filters a set of scan converted signals, in part, by weighting elements of said set of scan converted signals as a function of amplitude and steering angle (144-148), to generate said compounded data value (211) corresponding to said at least one sample volume location (150).

7. The apparatus of claim 1 wherein said processing module (70) adaptively filters a set of demodulation signals, in part, by weighting elements of said set of demodulation signals as a function of amplitude and steering angle (144-148), to generate said compounded data value (211) corresponding to said at least one sample volume location (150).

8. The apparatus of claim 1 wherein first (151) and second (152) received beams originate at first (132) and second (133) locations on a transducer (143) at different instances in time, said forming over time including said first (151) and second (152) received beams in said set of received beams (151-155).

9. The apparatus of claim 1 wherein said forming over time includes, in said set of received beams (151-155), first (151) and second (152) received beams formed in response to first and second ultrasound waves backscattered at different times.

10. The apparatus of claim 1 wherein, during separate first (122) and second (123) scans, first (151) and second (152) received beams are originated at first (144) and second (145) steering angles, respectively, with respect to a transducer (143).

11. In an ultrasound system (5) for imaging structure within a subject, a method (300) for generating a compounded image frame (190) that limits motion artifacts, said method comprising:

transmitting ultrasound waves into the structure during a series of scans (122-126);

forming a set of received beams (151-155) over said series of scans (122-126) for at least one sample volume location (150) within an image plane (121) of the structure in response to ultrasound waves backscattered from the structure, said set of received beams (151-155) intersecting at said sample volume location (150);

generating a compounded data value (211) corresponding to said sample volume location (150) within said image plane (121) based on said set of received beams (151-155); and

forming a compounded image frame (190) from at least one said compounded data value (211).

12. The method of claim 11 further comprising the step of generating a plurality of compounded image frames at a frame rate of at least four frames per second for real-time imaging of the structure within the subject.

13. The method of claim 11 wherein said set of received beams (151-155) comprises at least three intersecting received beams arranged in a common image plane (121).

14. The method of claim 11 further comprising the step of generating a set of demodulated data values from said set of received beams (151-155) corresponding to said at least one sample volume location (150).

15. The method of claim 11 further comprising the step of generating a set of scan converted data values from said set of received beams (151-155) corresponding to said at least one sample volume location (150).

16. The method of claim 11 further comprising the step of generating a scan converted data value from said at least one said compounded data value (211) corresponding to said at least one sample volume location (150).

17. The method of claim 11 further comprising the step of adaptively filtering data values associated with said set of received beams (151-155) based on weighting elements of said data values as a function of amplitude and steering angle (144-148),

to generate said compounded data value (211) corresponding to said at least one sample volume location (150).

18. The method of claim 11 further comprising originating first (151) and second (152) received beams at first (132) and second (133) locations on a transducer (143) at different instances in time, said forming step including said first (151) and second (152) received beams in said set of received beams (151-155).

19. The method of claim 11 wherein said forming step includes, in said set of received beams (151-155), first (151) and second (152) received beams formed in response to first and second ultrasound waves backscattered at different times.

20. The method of claim 11 further comprising originating, during separate first (122) and second (123) scans, first (151) and second (152) receive beams at first (144) and second (145) steering angles, respectively, with respect to a transducer (143).

21. A medical diagnostic ultrasound system (5) comprising:

a transducer (20) transmitting and receiving ultrasound signals;

a beamformer (60) deriving data samples representative of said ultrasound signals along at least two scan lines (122 and 123) in an image plane (121), said scan lines (122 and 123) intersecting one another at a sample point (150) in said image plane (121);

a data compounding module (110) producing a composite data value (211) from said data samples derived by said beamformer (60) along said at least two scan lines (122 and 123); and

a display subsystem (120) producing a compounded image frame (190) corresponding to said image plane (121) based on at least one said composite data value (211).

22. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein a plurality of compounded image frames is generated at a frame rate of at least four frames per second for real-time imaging of a structure within a subject.

23. The ultrasound system (5) of claim 21 further comprising a scan conversion module (100) to generate scan converted data values.
24. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein said data samples are demodulated data values corresponding to said sample point (210) in said image plane (121).
25. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein said data samples are scan converted data values corresponding to said sample point (210) in said image plane (121).
26. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein said composite data value (211) is a scan converted data value corresponding to said sample point (210) in said image plane (121).
27. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein said data compounding module (110) adaptively filters said data samples, in part, by weighting said data samples as a function of amplitude and steering angle (144-148), to produce said composite data value (211) corresponding to said sample point (210) in said image plane (121).
28. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein first (151) and second (152) received beam signals originate at first (132) and second (133) locations on said transducer (143) at different instances in time, said deriving data samples including said first (151) and second (152) received beam signals in said ultrasound signals.
29. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein said deriving data samples includes, in said ultrasound signals, first (151) and second (152) received beam signals formed in response to first and second ultrasound waves backscattered at different times.
30. The ultrasound system (5) of claim 21 wherein, during separate first (122) and second (123) scans, first (151) and second (152) received beams are originated at first (144) and second (145) steering angles, respectively, with respect to said transducer (143).

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

Certain embodiments of the present invention relate to a medical diagnostic ultrasound system for the purpose of, for example, imaging tissue structure within a human subject. More particularly, certain embodiments relate to a method and apparatus for generating compounded image frames of tissue structure from multiple ultrasound beams along intersecting scan lines in an image plane.

Ultrasound systems have been proposed that employ compounding techniques that combine information sampled from different data frames. For example, the combining technique may include summing or averaging demodulated data from multiple data frames. Several consecutive frames of data are sampled with each frame of data typically being gathered at a unique steering angle. The steering angle is the angle that an ultrasound beam makes in a scan plane with respect to the surface of the ultrasound transducer. The frames of data are then compounded (combined) to create an image frame for display.

Because the data frames are each gathered at a unique steering angle, more information is effectively gathered per sample volume location within a scan plane since reflections from a given sample volume are being viewed at different aspects due to the multiple steering angles. This is analogous to a person viewing a building from significantly different aspects or angles. At each aspect, the person observes different features of the building. There may even be an aspect where the building is

blocked and cannot be seen at all. Hopefully, other aspects provide legitimate viewing of the building.

Similarly, for a sample volume of tissue within a scan plane, ultrasound reflections from each aspect will be different, providing different amplitude and phase information back to the ultrasound system. As a result, an image frame with more tissue detail than a frame formed at a single steering angle is provided.

Unfortunately, the resultant compounded image frame may be corrupted due to motion of the tissue during the time delay between successive frames of sampled data. Each frame of data is composed of data gathered from sample volumes of tissue within a scan plane. When motion occurs between one data frame and the next, due to the subject moving with respect to the ultrasound transducer, then data gathered from a given sample volume may appear in a different location in one frame compared to another frame. During compounding of the data frames, data from locations representing different tissue sample volumes will be combined with each other due to the motion. Motion artifacts may result in the compounded image that appear as blurred sample volumes, thus causing detailed tissue information to be lost. The sample volumes in the image lose their sharpness. Hence, the detail of tissue, which could be seen in a compounded image without motion artifact, is lost. Frame-to-frame motion compensation techniques have been employed before compounding to try to reduce motion artifacts. However, the frame-to-frame motion compensation techniques proposed thus far are time consuming, thus degrading frame rate, and sometimes do not compensate well for frame-to-frame motion.

Conventional compounding and scanning techniques are disclosed in the following patents. U.S. Patent 4,649,927 to Fehr et al. is directed to methods and apparatus for producing a compound ultrasound image from overlapping body scans. U.S. Patent 4,319,489 to Yamaguchi et al. is directed to combining images obtained through normal linear scanning and inclined linear scanning. U.S. Patent 6,117,081 to Jago et al. is directed to correcting mis-registered images that are to be spatially compounded. U.S. Patent 4,159,462 to Rocha et al. is directed to performing overlapping sector scans.

A need exists for an approach to generating a compounded image frame having enhanced image quality and reduced motion artifacts without having to perform motion compensation. A need also exists to achieve reduced-artifact compounded imaging at frame rates that are acceptable for abdominal scanning in real-time.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

An embodiment of the present invention provides an ultrasound system for imaging structure within a subject by generating a compounded image frame having reduced motion artifacts. The system transmits ultrasound waves into the structure and, for at least one sample volume location within an image plane of the structure, forms a set of received beams in response to ultrasound waves backscattered from the structure such that the set of received beams intersect at the sample volume location. A compounded data value is generated corresponding to the at least one sample volume location within the image plane based on the corresponding set of received beams. A compounded image frame is formed from at least one compounded data value.

Apparatus is provided for compounding data values sampled by the ultrasound machine at sample volume locations. The term "compounding" as used throughout means combining multiple data values, either coherently or non-coherently, to create a new, single data value. The apparatus includes a beamformer and transducer array for generation of multiple beams at different steering angles and originating from the same point near the surface of the transducer array. A single data frame is formed by duplicating the formation of the beams such that the beams originate at different points across the lateral dimension of the transducer array. The apparatus further includes a data compounding module to adaptively weight and filter data values from intersecting beams to create a compounded data value corresponding to a sample volume in the scanned image plane. In other words, the compounded image is generated using only the data gathered in a single data frame. One compounded image frame is formed from one data frame. Motion compensation is not required because the intersecting beams for a given sample volume are sampled close enough in time to avoid significant motion artifacts. The apparatus generate a plurality of

compounded image frames at a frame rate of at least 4 frames per second for real-time imaging of the structure within the subject.

A method is also provided for compounding data values sampled by an ultrasound machine at sample volume locations within an image plane. The method includes generating a set of multiple beams at different steering angles that originate from the same point at the top of the image plane. A single data frame is formed by duplicating the method at different points across the lateral dimension of the image plane. The method further includes data compounding to adaptively weight and filter data values from intersecting beams to create a compounded data value corresponding to a sample volume in the scanned image plane. In other words, the compounded image is generated using only the data gathered in a single data frame. One compounded image frame is formed from one data frame. Motion compensation is not required because the intersecting beams for a given sample volume are sampled close enough in time to avoid significant motion artifact.

Certain embodiments of the present invention afford an approach to generating a compounded image frame having reduced motion artifact without having to perform motion compensation. Reduced-artifact compounded imaging at frame rates that are acceptable for abdominal scanning in real-time is also achieved.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

The foregoing summary, as well as the following detailed description of certain embodiments of the present invention, will be better understood when read in conjunction with the appended drawings. It should be understood, however, that the present invention is not limited to the arrangements and instrumentality shown in the attached drawings.

Figure 1 is a schematic block diagram of an ultrasound system 5 showing the major elements used for beam compounding in accordance with an embodiment of the present invention. The illustrated elements of the ultrasound system 5 are the front-end 10, the processing architecture 70, and the display architecture 120. Front-end 10 comprises a transducer array 20 (comprising a plurality of transducer array elements 25), transmit/receive switching circuitry 30, a transmitter 40, a receiver 50, and a beamformer 60. Processing architecture 70 comprises a control processing module 80, a demodulation module 90, a scan conversion module 100, and a data compounding module 110.

The architectures and modules may be dedicated hardware elements such as circuit boards with digital signal processors or may be software running on a general purpose computer or processor such as a commercial, off-the-shelf PC. The various architectures and modules may be combined or separated according to various embodiments of the present invention.

In the front-end 10, the transducer array 20 is connected to the transmit/receive (T/R) switching circuitry 30. The T/R switching circuitry 30 is connected to the output of transmitter 40 and the input of receiver 50. The output of receiver 50 is input to beamformer 60. Beamformer 60 is further connected to the input of transmitter 40, to control processing module 80 and the input of demodulation module 90 in processing architecture 70.

Figure 2 illustrates a more detailed schematic block diagram of the processing architecture 70 of Figure 1. This detailed embodiment comprises a control processing module 80, a demodulation module 90, a direct memory access (DMA) interface 91, a data memory module 95, a scan conversion module 100, a data compounding module 110, a direct memory access (DMA) interface 112, and a frame memory module 115.

In processing architecture 70, the DMA interface 91 is connected between the output of demodulation module 90 and the input of data memory module 95. The output of data memory module 95 is connected to the input of scan conversion module 100. The output of scan conversion module 100 is connected to an input of data compounding module 110. Control processing module 80 is connected to data compounding module 110. DMA interface 112 is connected between the output of data compounding module 110 and the input of frame memory module 115. The output of frame memory module 115 is connected to the input of display architecture 120.

When a frame of data is to be sampled from a subject, the transducer array 20 is used to transmit ultrasound waves into the subject. The transducer array 20 may be a linear array or curved array of many individual transducer elements 25. Each transducer element 25 is capable of generating ultrasound waves in response to a signal from the transmitter 40. In addition, the phase relationship of the ultrasound waves between transducer elements 25 can be controlled. The result is an ultrasound beam (e.g. 151 in Figure 3) of energy being transmitted into the tissue of a subject at a certain angle (e.g. 144) with respect to an orthogonal direction 149 to the surface 143 of the transducer array 20 and effectively originating from a point (e.g. 132) on the surface 143 of the transducer array 20. Multiple elements 25 are typically used to transmit an

ultrasound beam (e.g. 151). The phase relationship between the ultrasound waves transmitted from the multiple elements 25 determines the steering angle (e.g. 144) of the beam (e.g. 151) being transmitted. The number of transducer elements 25 used for transmission, as well as other factors such as apodization, determine the shape of an ultrasound beam (e.g. 151) along its length within the tissue structure.

When scanning with a transducer array 20, data is collected from a scan plane 121 (see Figure 3) within a subject to create a data frame 170 (see Figure 6) within the ultrasound system 5. The data frame 170 is made up of received ultrasound beams 171 of data that follow along different scan lines (e.g. 122-131) within the scan plane 121. Ultrasound beams 171 are transmitted and received at different times along different scan lines (e.g. 122-131 in Figure 3) in the scan plane 121 according to a predetermined sequence. The beams 171 originate at different points (e.g. 132-142 in Figure 3) along the surface 143 of the transducer array 20 and form different steering angles (e.g. 144-148 in Figure 3), within the scan plane 121, with respect to an orthogonal direction 149 to the surface 143 of the transducer array 20.

Figure 3 illustrates several scan lines 122-131 along which ultrasound beams 171 are transmitted at various steering angles 144-148 within a scan plane 121. All of the beams originate from points on the surface 143 of the transducer array 20. For example, to sample data from a particular sample volume location 150 within a scan plane 121 at five different steering angles 144-148, five separate beams 151-155 are transmitted and received originating from points 132-136 along scan lines 122-126. The sequence of five beams 151-155 intersect at sample volume location 150. The five scan lines 122-126 along which the sequence of five beams 151-155 are transmitted and received are identified according to a sequence number m and a beam number n within the sequence m as (m,n) . The five scan lines 122-126 are represented in Figure 3 as $(m,1)$ to $(m,5)$. For an adjacent sample volume location 156, another sequence of five beams 157-161 represented as $(m+1,1)$ to $(m+1,5)$ intersect at sample volume location 156 within the scan plane 121. Each of the five beams 157-161 along scan lines 127-131 corresponding to sequence $m+1$ originate at points 137-142 on the surface 143 of the transducer array 20 and are offset from the corresponding points 132-136 for the sequence m by a distance d , 162.

Any complete sequence, *m*, of received beams (e.g. 151-155) contributes only to one sample volume location (e.g. 150) within a scan plane 121. All the received beams 171 are shared between sample volume locations, however. To generate data for a complete data frame 170, many ultrasound beams 171 must be transmitted and received along many scan lines (e.g. 122-131) such that, in this example, there are five intersecting beams (e.g. 151-155) for every sample volume location (e.g. 150) within the scan plane 121.

For example, if an image frame 190 (see Figure 6) is to be made up of 200 resultant vertical, compounded lines of data 186 across the scan plane 121 and each of the received beams 171 contributes data for each depth (e.g. 163) over a total depth 400 of a scan plane 121, then an uncompounded data frame 170 will be made up of $5 \times 200 = 1000$ intersecting received beams 171 of data (assuming that each sample volume location requires a sequence of five intersecting beams).

To generate a transmitted ultrasound beam (e.g. 151) along a scan line (e.g. 122), the control processing module 80 sends command data to the beamformer 60 which tells the beamformer to generate transmit parameters to create a beam (e.g. 151) of a certain shape that originates from a certain point (e.g. 132) at the surface 143 of the transducer array 20 at a certain steering angle (e.g. 144). The transmit parameters are sent from the beamformer 60 to the transmitter 40. The transmitter 40 uses the transmit parameters to properly encode transmit signals to be sent to the transducer array 20 through the T/R switching circuitry 30. The transmit signals are set at certain levels and phases with respect to each other and are provided to individual transducer elements 25 of the transducer array 20. The transmit signals excite the transducer elements 25 of the transducer array 20 to emit ultrasound waves with the same phase and level relationships. In this way, a transmitted beam (e.g. 151) of ultrasound energy will be formed in the tissue structure of the subject within a scan plane 121 when the transducer array 20 is acoustically coupled to the subject by using, for example, ultrasound gel. This process is known as electronic scanning.

The transducer array 20 is a two-way transducer. Once ultrasound waves are transmitted into a subject, the ultrasound waves are backscattered off of tissue sample

volumes (e.g. 150) within the structure. The backscattered waves arrive at the transducer array 20 at different times, depending on the distance into the tissue they returned from and the angle with respect to the surface 143 of the transducer array 20 at which they return. The transducer elements 25 of the transducer array 20 are responsive to these backscattered waves and convert the ultrasound energy from these backscattered waves into received electrical signals.

The received electrical signals are routed through the T/R switching circuitry 30 to the receiver 50. The receiver 50 amplifies and digitizes the received signals and provides other functions such as gain compensation. The digitized received signals correspond to the backscattered waves received by each transducer element 25 at various times and preserve the amplitude and phase information of the backscattered waves.

The digitized received signals are sent to beamformer 60. The control processing module 80 sends command data to beamformer 60. Beamformer 60 uses this command data to form a receive beam (e.g. 151) originating from a point (e.g. 132) on the surface 143 of transducer array 20 at a steering angle (e.g. 144) typically corresponding to the point and steering angle of the previous ultrasound beam (e.g. 151) transmitted along a scan line (e.g. 122). The beamformer 60 operates on the appropriate received signals by performing time delaying and focusing, according to the instructions of the command data from the control processing module 80, to create received beam (e.g. 151) signals corresponding to sample volumes (e.g. the subset 201) along a scan line (e.g. 122) in the tissue structure of the subject. The phase, amplitude, and timing information of the received signals from the various transducer elements 25 is used to create the received beam (e.g. 151) signals.

The received beam (e.g. 151) signals are sent to processing architecture 70 over digital interface 117. Demodulation module 90 performs demodulation on the received beam (e.g. 151) signals to create pairs of I and Q demodulated data values (e.g. the subset 191-200 in Figure 4) corresponding to sample volumes (e.g. the subset 201 in Figure 3) along the length of a scan line (e.g. 122) corresponding to the received beam (e.g. 151). The I and Q demodulated data values preserve the phase and amplitude information of the received signals. Extracting the amplitude

information from an I and Q data pair for a given sample volume location (e.g. 150) is mathematically equivalent to performing the operation $\sqrt{I^2 + Q^2}$. Thus, a single amplitude data value is yielded (e.g. 191 in Figure 4). The phase information is lost once amplitude detection is performed on the data and the original I and Q data is discarded. Amplitude detection is performed by the demodulation module 90 as part of the demodulation function. Subsequent processing such as scan conversion and compounding is non-coherent because the phase information is not used.

Optionally, the I and Q demodulation data can be preserved (no amplitude detection performed by the demodulation module 90) and used for subsequent processing such as scan conversion and compounding. This would correspond to coherent compounding of the data.

The demodulated data (e.g. the subset 191-200) is transferred to data memory module 95 over DMA interface 91. The DMA interface 91 controls the transfer of data between demodulation module 90 and data memory module 95. The DMA interface 91 has the starting address of the data memory location where the demodulation data (e.g. the subset 191-200) for a particular received beam (e.g. 151) is to be written. There is no required handshaking required between the demodulation module 90 and data memory module 95. Therefore, when demodulation data (e.g. the subset 191-200) is available from the demodulation module 90, the DMA interface 91 is able to quickly transfer the demodulation data (e.g. the subset 191-200) to data memory module 95 without any delays caused by handshaking.

The demodulation data (e.g. the subset 191-200) in data memory module 95 is stored in scan sequence format (i.e. the order in which the samples were collected). For example, referring to Figure 4, the subset of demodulation data 191-200 for N sample volume locations 201 (see Figure 3) along the length of a particular received beam (e.g. 151), corresponding to a particular beam sequence m and a beam number n (e.g. (m,2)), may be stored in N successive memory locations 202 in a portion of data memory module 95.

Column 203 in data memory module 95 corresponds to a beam number n of a beam sequence m (e.g. $(m,2)$). However, the received beam (e.g. 151) may correspond to a scan line (e.g. 122) that originates at a point (e.g. 132) one fourth of the way from one end of the transducer array 20 and cuts at a steering angle (e.g. 144) across the scan plane 121. In order for the demodulation data 191-200 to end up contributing to the correct locations in an image plane 190 (Figure 6) upon display, the data 191-200 must be converted or translated to image coordinate format.

The translation is performed by scan conversion module 100 and is illustrated in Figure 5. The data 191-200 corresponding to the N sample volume locations 201 has been scan converted to correspond to the proper N locations 204 within an image plane 205. The final compounded frame of data that gets processed and displayed by display architecture 120 is a 2-dimensional image frame 190 in rectangular coordinates (the image coordinate format). The scan conversion module 100 is programmed to take the demodulation data (e.g. 191-200), which is in a particular scan sequence format, and convert it to a rectangular coordinate system. For each particular receive beam (e.g. 151), the scan conversion module knows the orientation of the beam. The scan conversion module is implemented so as to interpolate data between neighboring sample volumes (e.g. 150 and 156) in the image plane 205 to generate the scan converted data samples (e.g. the subset 191-200 in Figure 5) in image coordinate format.

The scan converted data (e.g. the subset 191-200 and the subset 206-209 in Figure 5) is sent to the data compounding module 110. The data compounding module 110 combines multiple scan converted data values (e.g. 195, 206, 207, 208, and 209 in Figure 4) corresponding to a single sample volume location (e.g. 150) or image point (e.g. 210 in Figure 6) in an image plane 205 into a single compounded data value 211 (Figure 5 and Figure 6 where compounded data value 211 is a function of, for example, data values 195, 206, 207, 208, and 209). An adaptive filtering technique is employed to perform the data compounding function. This is discussed in more detail below.

As scan converted data (e.g. the subset 195, 206, 207, 208, and 209) is compounded by the data compounding module 110, the DMA interface 112 stores the compounded data in frame memory module 115. The DMA interface 112 controls the transfer of data between data compounding module 110 and frame memory module 115. The DMA interface 112 has the starting address of the frame memory location where the compounded data for a particular vertical image line (e.g. 212 in Figure 5 and Figure 6) is to be stored. There is no handshaking required between the data compounding module 110 and frame memory module 115. Therefore, when compounded data is available from the data compounding module 110, the DMA interface 112 is able to quickly transfer the compounded data to frame memory module 115 without any delays caused by handshaking.

Optionally, the frame memory module 115 may include two buffers of memory. While one buffer is being written to by the DMA interface 112, the other buffer is being read out by display architecture 120 so that the frame can be displayed to an operator. Once the second buffer has been read out for display, it is then written to again by DMA interface 112 with the next incoming frame of compounded data while the previous first buffer written to is read out for display. The operation of the frame memory buffers alternates back and forth between being written to and being read out. Hence, the two memory buffers maintain adequate frame rates.

The display architecture 120 comprises various elements to provide the functions of performing any final spatial or temporal filtering, applying grayscale or color to the compounded data, and converting the digital data to analog data for display by, for example, a cathode ray tube monitor.

To form a single compounded data value (e.g. 211) for a sample volume location (e.g. 150) with very little motion artifact, a sequence of intersecting received beams (e.g. 151-155) is formed within a predetermined time interval for the sample volume location (e.g. 150) within the scan plane 121 to be imaged, as previously described.

Referring to Figure 3, a particular sample volume location 150 is shown as the point of intersecting scan lines 122-126. Here, a sequence of five received beams (m,1) to

(m,5) 151-155 are formed such that they intersect at a single sample volume location 150 in the scan plane 121. Each received beam 151-155 originates at a different point 132-136 along the face 143 of the transducer array 20 and is at a different steering angle 144-148. In this way, the sample volume location 150 (point of intersection) is effectively viewed by the transducer array 20 from five different angles 144-148. Five times as much information is gathered for the sample volume location 150 as would typically be gathered for a sample volume location in a single frame of data.

For a particular sample volume location 150, the five corresponding data samples (e.g. 195, 206-209 in Figure 4), one from each intersecting beam 151-155, are demodulated by demodulation module 90 and scan converted by scan conversion module 100 as previously described. The five resultant scan converted samples (e.g. 195, 206-209 in Figure 5) are then compounded in the data compounding module 110. The data compounding module 110 combines the five scan converted samples (e.g. 195, 206-209 in Figure 5) by adaptively weighting and filtering the samples according to the following expression:

$$g = \sum_{i=1}^N \{ [g_i * p_i(g_i)] \prod_{k=1}^{i-1} [1 - p_k(g_k)] \} \quad [\text{Equation 1}]$$

where

g is the resulting compounded data value for the sample volume location (e.g. 150), g_i is the scan converted data value for the i^{th} received beam for the sample volume location (e.g. 150), $p_i(g_i)$ and $p_k(g_k)$ are weighting coefficients with values between [0,1] which are a function of g_i and g_k respectively and the steering angle of received beam i and k respectively, and N is the number of different beams and steering angles which is 5 in the example of Figure 3.

Equation 1 allows a resultant compounded data value g to be weighted according to the demodulation values (e.g. 195 and 206-209) and corresponding steering angles (e.g. 144-148) of the different samples for a given sample volume location (e.g. 150). Enhanced flexibility is, therefore, provided in achieving a desired image quality (e.g. contrast resolution) based on the application and is what makes the compounding

adaptive. The weighting coefficients can be downloaded from control processing module 80 to data compounding module 110 depending on the application selected by the user. Other criteria can be used, as well, to determine which set of coefficients to use.

Next, Figures 6 and 7 are discussed in connection with a method to form a single compounded image frame F_j 190 from a single data frame 170 with limited motion artifact. A sequence of N intersecting received beams (e.g. 151-155) is formed for each sample volume location (e.g. 150) within a scan plane 121 to be imaged.

Figure 7 illustrates a beam compounding method 300 of creating a single compounded image frame F_j 190 and subsequent compounded image frames F_{j+1} , F_{j+2} , ..., F_{j+m} . In step 310 of the method, ultrasound waves are transmitted into a subject along scan lines such that, in step 320, a set of N received beams (172) is formed originating from a position p_i (e.g. 132 in Figure 3) on the surface 143 of the transducer array 20. Each received beam in the set 172 is at a unique, pre-defined steering angle S_n (e.g. 144-148).

In step 330, the set of received beams 172 are demodulated by demodulation module 90 and the resultant data values (e.g. the subset 191-200) are stored in data memory module 95. In step 340, i is incremented so scanning can be performed with respect to the next position p_{i+1} (e.g. 137 in Figure 3) along the face 143 of the transducer array 20. The beam compounding method 300 checks, in step 350, to determine if all the positions p_i along the face 143 of the transducer array 20 have been scanned for image frame F_j 190. If not, then processing reverts to step 310 to transmit and collect data for the next point along the face of the transducer array p_{i+1} . Steps 310-350 are repeated until all of the required beam sequences m have been transmitted and received to collect enough data to form a single image frame F_j 190.

Figure 6 graphically illustrates the operations carried out during the method of Figure 7. Reference number 170 denotes that all of the raw demodulation data for the received beams is stored in data memory module 95. As described previously, if 200 resultant compounded vertical image lines of data 186 are required to form image

frame F_j 190 and $N=5$ intersecting received beams (e.g. 151-155) are required for each sample volume location (e.g. 150), then 1000 received beams 171 at the various steering angles (e.g. 144-148) should be generated to form the compounded image frame 190.

Once all the positions p_i along the face 143 of the transducer array 20 have been scanned, the method of Figure 7 proceeds to step 370 where the demodulation data (e.g. the subset 191-200) for the image frame F_j 190 stored in data memory module 95 is scan converted as previously described (see Figure 5 and Figure 6). Since scan conversion is being done before compounding, a large amount of data is scan converted, namely N times more data than would be scan converted for an image formed from a single series of scan lines. The image frame F_j is also incremented to F_{j+1} in step 360 and the method reverts to step 310 to begin transmitting and collecting data for the next image frame.

The data scan converted at step 370 (e.g. the subset 195, 206-209) is sent to data compounding module 110 and is compounded in step 380 for each sample volume location (e.g. 150) corresponding to the intersection of N received beams (e.g. 151-155) based on Equation 1 as described previously. Weighting coefficients (as defined for Equation 1) are downloaded from control processing module 80 to data compounding module 110 based on the application selected by the operator. Figure 6 graphically illustrates that all of the data 180 collected from the N different steering angles (e.g. 144-148) is compounded. The compounded data values (e.g. 211) are stored in frame memory module 115 and output for display to display architecture 120 in step 390. In this way, real-time imaging of a scan plane 121 in a subject is achieved. With the method of Figure 7, frame rates of 9 to 12 Hz may be achieved for abdominal applications.

As an example, for a desired compounded image frame F_j 190 that includes 200 vertical lines of compounded data 186 corresponding to 200 sample origin points p_i (e.g. a subset would be 132-142) along the face 143 of the transducer array 20, $N=5$ received beams (e.g. 172) are formed for each point p_i (e.g. 132). This yields $200 * 5 = 1000$ received beams of data 170 that must be formed to generate a single

compounded image frame 190. The N beams (e.g. 151-155) that intersect at a given sample volume location (e.g. 150) are formed in a short enough period of time with respect to each other to render any motion artifact at the sample volume location (e.g. 150) insignificant. The operator will see a significant image quality enhancement (e.g. improved contrast resolution) in the compounded image 190 over a similar image where compounding has not been performed. No motion compensation steps are necessary because the effect of motion has inherently been taken out in the sampling of method 300. The compounded image frame 190 is formed from the data collected for a single data frame 170.

To further illustrate this example, if the frame rate is 10 Hz, then the time to generate a single frame of compounded data is 0.1 seconds. The time to generate any one of the 1000 received beams to form the image is, on average, 100 micro-seconds. Assuming the speed of sound in tissue is about 1 centimeter per 13 micro-seconds, then this corresponds to imaging to a depth 400 of about 7.7 centimeters. The minimum amount of time to create 5 intersecting beams for a single sample volume location is then about 500 micro-seconds. A time interval of 500 micro-seconds will contribute negligibly to any motion artifacts for the sample volume location.

The maximum amount of time to create 5 intersecting beams for a single sample volume location would be the time interval between frames or 0.1 seconds for the 10 Hz frame rate, and could introduce more significant motion artifact that would degrade the image quality. When the data 170 is collected in serial order across the face 143 of the transducer array 20, for a frame rate of 10 Hz and imaging down to a depth 400 of about 7.7 cm, the typical time to create 5 intersecting beams (e.g. 151-155) for a single sample volume location (e.g. 150) is on the order of 30 milli-seconds and results in a significant enhancement in image quality (e.g. improved contrast resolution) over that achieved by not compounding.

Optionally, beam compounding may be performed before scan conversion. The amount of data that would have to be scan converted for the formation of a single compounded image frame would be minimized. However, the improvement in image quality may not be as great since sample volume locations may not be properly

aligned before compounding as they are by scan conversion before compounding. Also, other methods or variations of compounding the data can be performed instead of strictly using Equation 1.

Optionally, data from the data memory module could begin to be processed by the scan conversion module and data compounding module before all of the data for a single frame has been collected in the data memory module. A pipe-lined method of data transfer that could enhance frame rates would be provided. Also, the generation of successive sequences of N beams would not have to be done in serial order across the face of the transducer array. It may prove to be more effective and efficient to skip over certain positions on the face of the transducer array to generate sequences of beams out of order and then come back to the skipped positions. A further reduction in motion artifacts and enhanced frame rates may be achieved.

In summary, the advantages and features include, among others, enhanced image quality without significant motion artifacts. There is no need to perform motion compensation to achieve these results. The motion compensation is inherent in the sampling and compounding method.

While the invention is described in connection with one embodiment, it will be understood that the invention is not limited to that one embodiment. On the contrary, the invention covers all alternatives, modifications, and equivalents within the spirit and scope of the claims.

4. Brief Description of Drawings

Figure 1 is a schematic block diagram of an ultrasound system formed in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 2 is a more detailed schematic block diagram of the processing architecture in Figure 1.

Figure 3 illustrates a scanning technique used in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 4 illustrates how data may be stored in data memory in the order that it is received for each beam of data.

Figure 5 illustrates how data stored in data memory is translated during scan conversion to locations in an image plane representation.

Figure 6 illustrates a graphical representation of how beam data is stored, scan converted and compounded in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 7 is a flowchart illustrating a method employed to form successive compounded image frames in accordance with an embodiment of the present invention.

FIG. 1

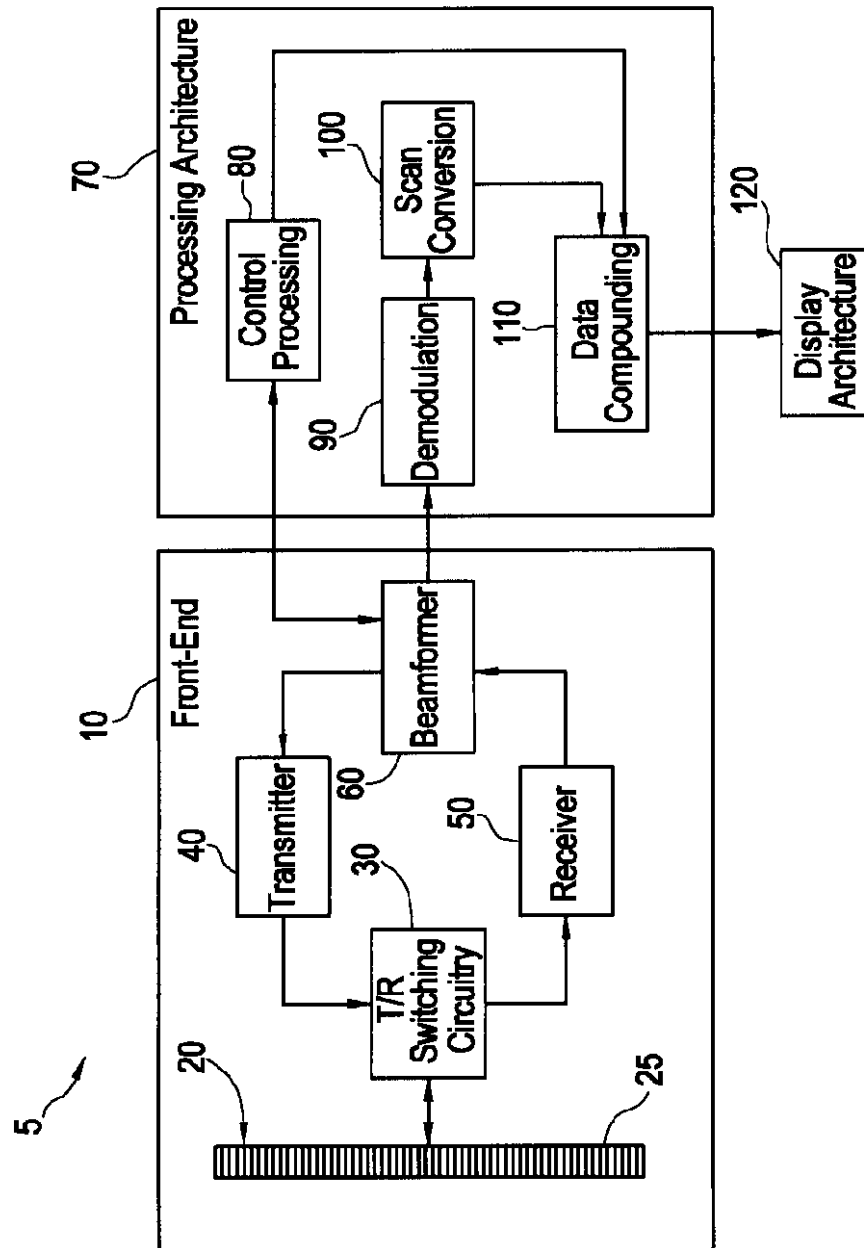


FIG. 2

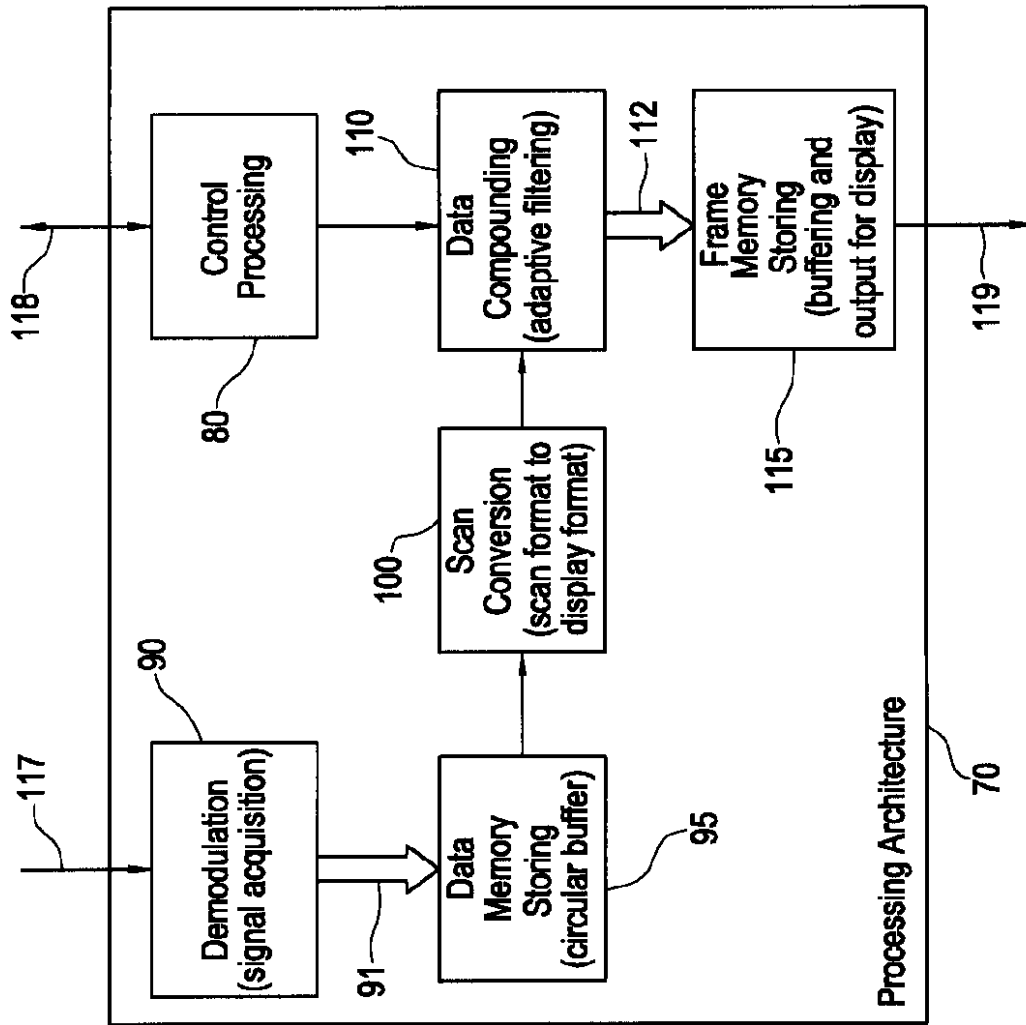


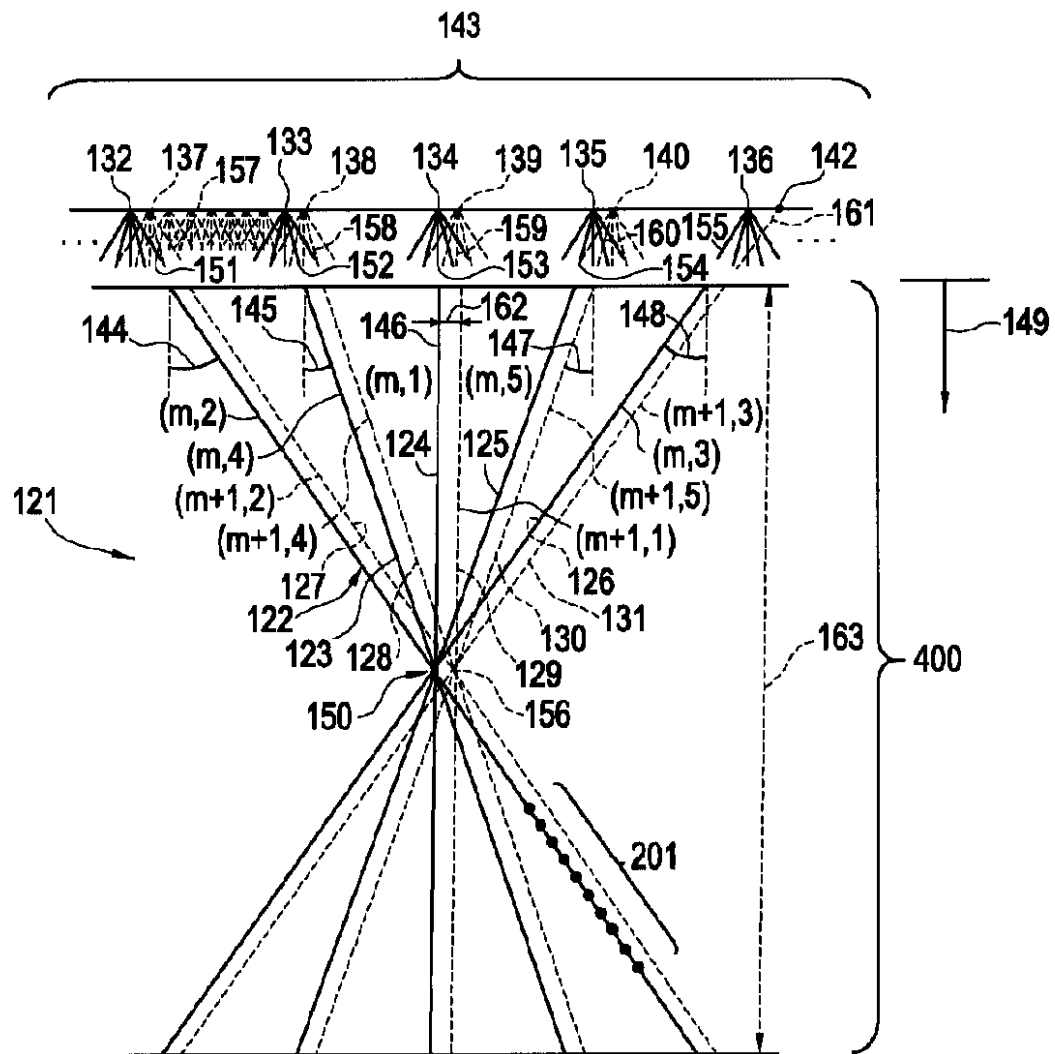
FIG. 3

FIG. 4

[illegible]

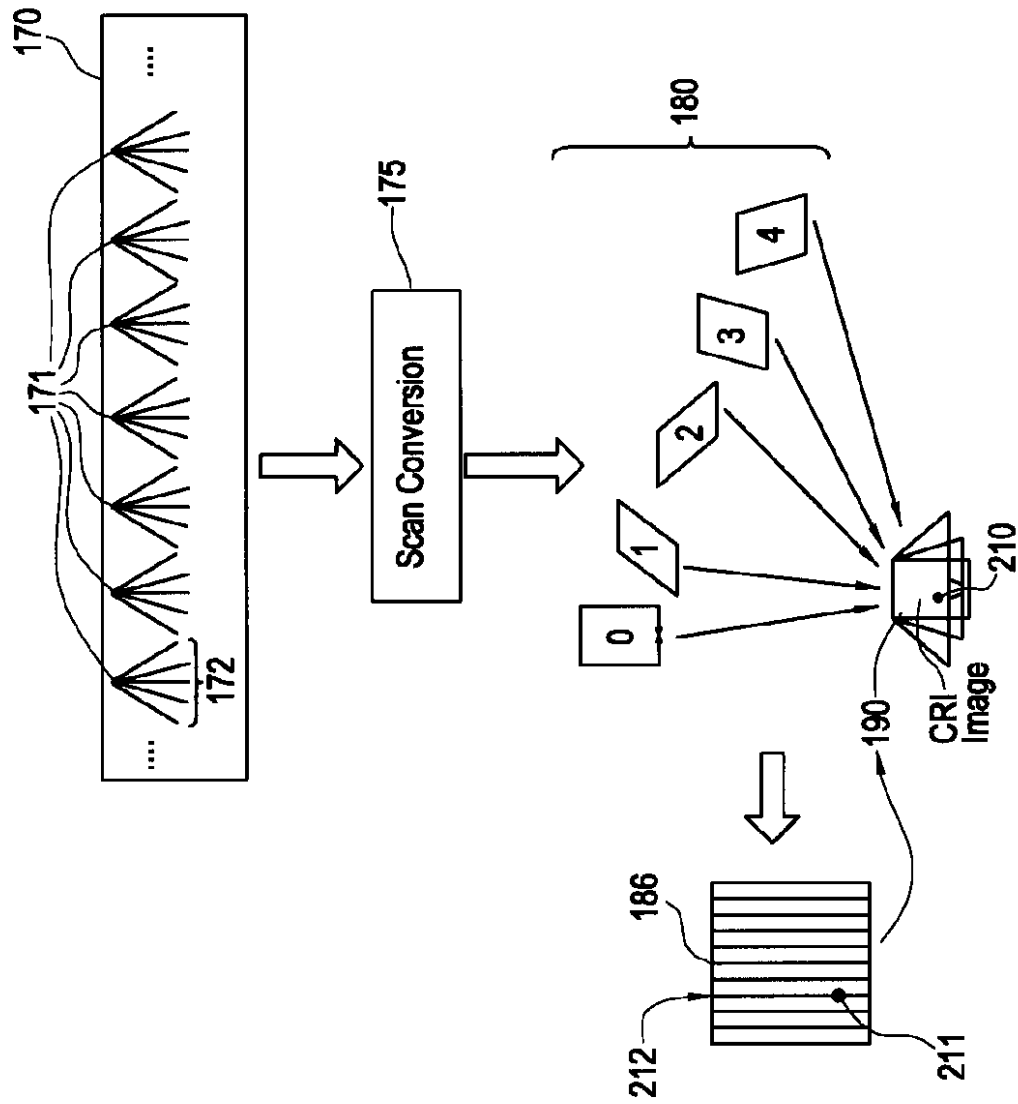
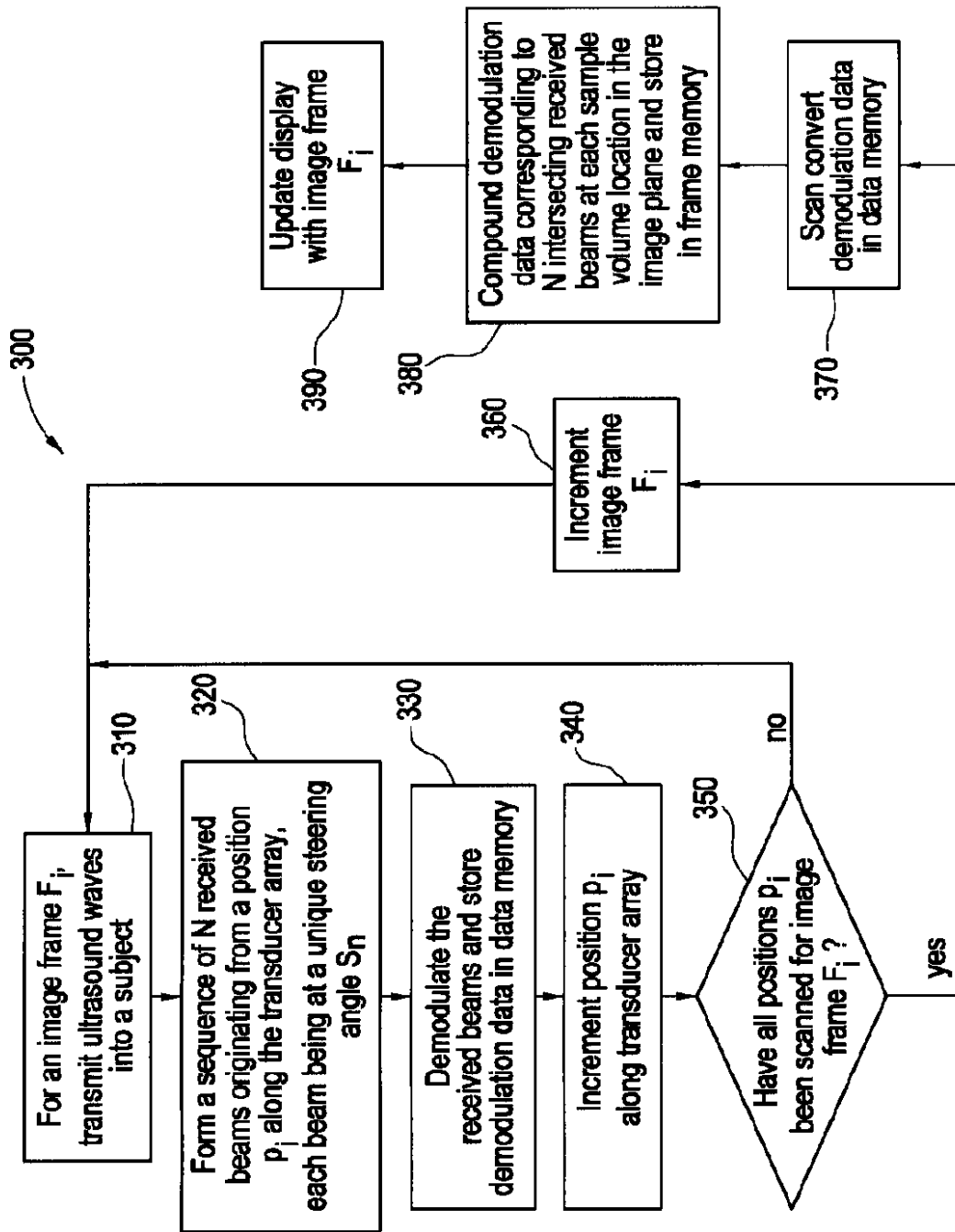
FIG. 6

FIG. 7



1. Abstract

An ultrasound system (5) is disclosed for imaging structure within a subject by generating a compounded image frame (190) having reduced motion artifacts. Ultrasound waves are transmitted into the structure and, for at least one sample volume location (150) within an image plane (121) of the structure, a set of received beams (151-155) is formed in response to ultrasound waves backscattered from the structure such that the set of received beams (151-155) intersect at the sample volume location (150). A compounded data value (211) is generated corresponding to the at least one sample volume location (150) within the image plane (121) based on the corresponding set of received beams (151-155). A compounded image frame (190) is formed from at least one compounded data value (211). Reduced-artifact, compounded imaging at frame rates that are acceptable for abdominal scanning in real-time is also achieved.

2. Representative Drawing: Figure 1

专利名称(译)	光束合成方法和系统		
公开(公告)号	JP2003164451A	公开(公告)日	2003-06-10
申请号	JP2002324592	申请日	2002-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	KRETZTECHN AKTIENGES		
申请(专利权)人(译)	Kuretsutsutehiniku激活因子恩Gezerushiyafuto		
[标]发明人	マンフレッドアイヒホルン フランツシュタインバッハー		
发明人	マンフレッド・アイヒホルン フランツ・シュタインバッハー		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T3/00		
CPC分类号	G01S15/8995 A61B8/08 A61B8/5276 G01N2291/044 G01S7/52077 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB12 4C301/BB14 4C301/BB23 4C301/BB24 4C301/CC01 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/HH13 4C301/HH14 4C301/JB06 4C301/JB29 4C301/JB35 4C301/JB42 4C301/JC06 4C301/JC07 4C301/JC14 4C301/LL02 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA12 5B057/BA23 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE08 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH23 4C601/JB04 4C601/JB28 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/LL01 4C601/LL02		
优先权	10/047977 2001-11-09 US		
其他公开文献	JP4356059B2 JP2003164451A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

创建具有减少的运动伪像的合成图像帧 (190)。解决方案: 超声波被传输到对象的结构中, 并对该结构的图像平面 (121) 中的至少一个样本体积位置 (150) 响应从该结构反向散射的超声波。形成一组接收光束 (151至155), 以使该组接收光束在样品体积位置 (150) 处相交。基于对应的一组接收光束 (151-155), 创建与图像平面 (121) 中的至少一个样本体积位置 (150) 相对应的复合数据值 (211)。一个合成图像帧 (190) 由至少一个合成数据值 (211) 形成。

