

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4356059号  
(P4356059)

(45) 発行日 平成21年11月4日 (2009. 11. 4)

(24) 登録日 平成21年8月14日 (2009. 8. 14)

(51) Int. Cl.

F 1

**A 6 1 B** 8/00 (2006. 01)**G 0 6 T** 1/00 (2006. 01)**G 0 6 T** 3/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 3/00 3 0 0

請求項の数 6 外国語出願 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2002-324592 (P2002-324592)  
 (22) 出願日 平成14年11月8日 (2002. 11. 8)  
 (65) 公開番号 特開2003-164451 (P2003-164451A)  
 (43) 公開日 平成15年6月10日 (2003. 6. 10)  
 審査請求日 平成17年11月2日 (2005. 11. 2)  
 (31) 優先権主張番号 10/047977  
 (32) 優先日 平成13年11月9日 (2001. 11. 9)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 599092996  
 ジーイー・メディカル・システムズ・クレ  
 ツツテヒニク・ゲゼルシャフト・ミット・  
 ベシユレンクテル・ハフツング・ウント・  
 コンパニー・オツフエネハンデルスゲゼル  
 シャフト  
 オーストリア国ツイプフ・テイーフェンバ  
 ツハ 1 5  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 聡志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ビーム合成方法及びシステム

(57) 【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 ( 1 9 0 ) を作成する装置であって、  
 超音波信号を送信し受信するトランスデューサ・アレイ ( 2 0 ) を備え、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 ( 1 2 1 ) 内の少なくとも1つのサンプル・ボリューム位置 ( 1 5 0 ) について、前記構造から後方散乱された超音波に  
 応答して時間的に別々の一組の受信ビーム ( 1 5 1 ~ 1 5 5 ) を時間につれて形成するフ  
 ロントエンド ( 1 0 ) であって、前記一組の受信ビーム ( 1 5 1 ~ 1 5 5 ) が前記トラン  
 スデューサ・アレイ ( 2 0 ) の表面 ( 1 4 3 ) に沿った異なる点から始まり且つ異なるス  
 テアリング角度を持ち、前記サンプル・ボリューム位置 ( 1 5 0 ) で交差し、共通の画像  
 平面内に配置され且つ一組の送信超音波から得られた少なくとも3本の受信ビームを含  
 んでいる、フロントエンド ( 1 0 ) と、  
 前記一組の受信ビーム ( 1 5 1 ~ 1 5 5 ) を受け取って、前記一組の受信ビーム ( 1 5 1  
 ~ 1 5 5 ) に基づいて前記画像平面 ( 1 2 1 ) 内の前記少なくとも1つのサンプル・ボリ  
 ューム位置 ( 1 5 0 ) に対応する合成データ値 ( 2 1 1 ) を作成し、更に少なくとも1つ  
 の前記合成データ値 ( 2 1 1 ) から合成画像フレーム ( 1 9 0 ) を形成する処理モジュ  
 ル ( 7 0 ) と、有し、  
 前記サンプル・ボリューム位置で交差する前記一組の受信ビームは、前記トランスデ  
 ューサ・アレイの前記表面上の或る特定の複数の点を飛び越した順序で、かつ、1フレーム時

10

20

間未満で形成され、

前記処理モジュール(70)は、前記少なくとも3本の受信ビームの各々に対応する受信信号の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、当該装置。

【請求項2】

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3】

前記フロントエンド(10)は、各々が異なるステアリング角を有するn本の超音波ビーム(nは3以上の整数)で構成されるm個のビーム系列の超音波ビームを送出し、1つのビーム系列の超音波ビームが、前記トランスデューサ・アレイ(20)の前記表面(143)上の1つの点(137~142)から始まり、且つ隣接するビーム系列の点から所定の距離だけずれている、請求項1又は2に記載の装置。

【請求項4】

前記合成画像フレーム(190)をフレーム毎に格納するフレーム・メモリ(115)と、

前記合成画像フレーム(190)をフレーム毎に表示する表示装置と、

請求項1乃至3のいずれかに記載の装置と、を有している、医学診断用超音波システム(5)。

【請求項5】

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每秒4フレームのフレーム速度で作成される、請求項4記載の超音波システム(5)。

【請求項6】

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4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一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と類似する。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

10

20

30

40

50

は建物を妥当に観察しうる。

【 0 0 0 4 】

同様に、走査平面内での組織のサンプル・ボリウムについて、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一層多い組織細部を持つ画像フレームが提供される。

【 0 0 0 5 】

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・ボリウ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・ボリウ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・ボリウ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・ボリウ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・ボリウ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。

【 0 0 0 6 】

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 4 6 4 9 9 2 7 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

【 特許文献 2 】

米国特許第 4 3 1 9 4 8 9 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 6 1 1 7 0 8 1 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 4 1 5 9 4 6 2 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。

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

【 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・

ボリウム位置について、該構造から後方散乱された超音波に応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・ボリウ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・ボリウ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・ボリウ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、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・ボリウ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・ボリウ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・ボリウ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・ボリウ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・ボリウ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5

10

20

30

40

50

０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、ディ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、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、１２

10

20

30

40

50

2 ~ 1 3 1) に沿っている受信した超音波ビーム 1 7 1 のデータから作られる。超音波ビーム 1 7 1 は、所定の系列 (シーケンス) に従って走査平面 1 2 1 内の異なる走査線 (例えば、図 3 中の 1 2 2 ~ 1 3 1) に沿って、異なる時間に送信し受信される。ビーム 1 7 1 はトランスデューサ・アレイ 2 0 の表面 1 4 3 に沿った異なる点 (例えば、図 3 中の 1 3 2 ~ 1 4 2) から始まり、且つトランスデューサ・アレイ 2 0 の表面 1 4 3 に直角な方向 1 4 9 に対して走査平面 1 2 1 内に異なるステアリング角度 (例えば、図 3 中の 1 4 4 ~ 1 4 8) を形成する。

#### 【 0 0 2 0 】

図 3 は幾つかの走査線 1 2 2 ~ 1 3 1 を示しており、これらの走査線に沿って超音波ビーム 1 7 1 が走査平面 1 2 1 内に様々なステアリング角度 1 4 4 ~ 1 4 8 で送信される。全てのビームはトランスデューサ・アレイ 2 0 の表面 1 4 3 上の点から始まる。例えば、走査平面 1 2 1 内の特定のサンプル・ボリウム位置 1 5 0 からのデータを 5 つの異なるステアリング角度 1 4 4 ~ 1 4 8 でサンプリングするため、5 本の別々のビーム 1 5 1 ~ 1 5 5 が点 1 3 2 ~ 1 3 6 から走査線 1 2 2 ~ 1 2 6 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 1 5 1 ~ 1 5 5 はサンプル・ボリウム位置 1 5 0 で交差する。送受信される一列の 5 本のビーム 1 5 1 ~ 1 5 5 が沿う 5 本の走査線 1 2 2 ~ 1 2 6 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 1 2 2 ~ 1 2 6 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 1 5 6 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 1 5 7 ~ 1 6 1 が走査平面 1 2 1 内のサンプル・ボリウム位置 1 5 6 で交差する。系列  $m+1$  に対応する走査線 1 2 7 ~ 1 3 1 に沿った 5 本のビーム 1 5 7 ~ 1 6 1 の各々が、トランスデューサ・アレイ 2 0 の表面 1 4 3 上の点 1 3 7 ~ 1 4 2 から始まり、且つ系列  $m$  についての対応する点 1 3 2 ~ 1 3 6 から距離  $(d) 1 6 2$  だけずれている。

#### 【 0 0 2 1 】

任意の完全な一列  $m$  の受信ビーム (例えば、1 5 1 ~ 1 5 5) は走査平面 1 2 1 内の 1 つのサンプル・ボリウム位置 (例えば、1 5 0) 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 1 7 0 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 1 7 1 を多数の走査線 (例えば、1 2 1 ~ 1 3 1) に沿って送信し受信して、本例では、走査平面 1 2 1 内の悉くのサンプル・ボリウム位置 (例えば、1 5 0) 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。

#### 【 0 0 2 2 】

例えば、画像フレーム 1 9 0 (図 6 参照) が走査平面 1 2 1 を横切る 2 0 0 本の得られた垂直な合成データ線 1 8 6 で構成され、且つ受信ビーム 1 7 1 の各々が走査平面 1 2 1 の全体の深さ 4 0 0 にわたって各深さ (例えば、1 6 3) 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 1 7 0 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)  $5 \times 2 0 0 = 1 0 0 0$  本の交差する受信ビーム 1 7 1 のデータで構成される。

#### 【 0 0 2 3 】

走査線 (例えば、1 2 2) に沿って送信超音波ビーム (例えば、1 5 1) を作成するため、制御処理モジュール 8 0 がビームフォーマ 6 0 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 2 0 の表面 1 4 3 の或る特定の点 (例えば、1 3 2) から或る特定のステアリング角度 (例えば、1 4 4) で始まる或る特定の形状のビーム (例えば、1 5 1) 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 6 0 から送信器 4 0 へ送られる。送信器 4 0 は送信パラメータを使用して、T/R スイッチング回路 3 0 を介してトランスデューサ・アレイ 2 0 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 2 0 の個々のトランスデューサ素子 2 5 へ供給される。送信信号はトランスデューサ・アレイ 2 0 のトランスデューサ素子 2 5 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  
10 応答して、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witching 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  
20 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  
40 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。これはデータの非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（  
50

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) の相互の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) を組み合わせて、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

10

20

30

40

50

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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【0040】

#### 【数 1】

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

## 【 0 0 4 1 】

上式において、 $g$  はサンプル・ボリウム位置（例えば、1 5 0）について得られた合成データ値である。 $g_i$  はサンプル・ボリウム位置（例えば、1 5 0）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。

10

## 【 0 0 4 2 】

式 1 により、得られた合成データ値  $g$  は、所与のサンプル・ボリウム位置（例えば、1 5 0）についての異なるサンプルの復調値（例えば、1 9 5 及び 2 0 6 ~ 2 0 9）及び対応するステアリング角度（例えば、1 4 4 ~ 1 4 8）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 8 0 からデータ合成モジュール 1 1 0 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。

## 【 0 0 4 3 】

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 ( $F_j$ ) 1 9 0 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、1 5 1 ~ 1 5 5）が、撮像すべき走査平面 1 2 1 内の各々のサンプル・ボリウム位置（例えば、1 5 0）について形成される。

20

## 【 0 0 4 4 】

図 7 は、1つの合成画像フレーム ( $F_j$ ) 1 9 0、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 3 0 0 を例示している。該方法の工程 3 1 0 では、走査線に沿って超音波を対象物内へ送出して、工程 3 2 0 においてトランスデューサ・アレイ 2 0 の表面 1 4 3 上の位置  $p_i$ （例えば、図 3 の 1 3 2）から始まる一組の  $N$  本の受信ビーム (1 7 2) が形成されるようにする。該一組 1 7 2 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、1 4 4 ~ 1 4 8）を持つ。

30

## 【 0 0 4 5 】

工程 3 3 0 で、一組の受信ビーム 1 7 2 は復調モジュール 9 0 によって復調され、その結果得られるデータ値（例えば、サブセット 1 9 1 ~ 2 0 0）はデータ・メモリ・モジュール 9 5 に記憶される。工程 3 4 0 で、 $i$  を増分して、トランスデューサ・アレイ 2 0 の表面 1 4 3 に沿った次の位置  $p_{i+1}$ （例えば、図 3 の 1 3 7）に関して走査が実行できるようにする。ビーム合成方法 3 0 0 は、工程 3 5 0 で、画像フレーム ( $F_j$ ) 1 9 0 のためにトランスデューサ・アレイ 2 0 の表面 1 4 3 に沿った全ての位置  $p_i$  が走査された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 3 1 0 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 ( $F_j$ ) 1 9 0 を形成するのに十分なデータを収集するまで、工程 3 1 0 ~ 3 5 0 が繰り返される。

40

## 【 0 0 4 6 】

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 1 7 0 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 9 5 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 ( $F_j$ ) 1 9 0 を形成するために 2 0 0 本の垂直な合成画像データ線 1 8 6 が必要とされ、且つ各々のサンプル・ボリウム位置（例えば、1 5 0）について  $N = 5$  本の交差する受信ビーム（例えば、1 5 1 ~ 1 5 5）が必要とされている場合、合成画像フレーム 1 9 0 を形成するために様々なステ

50

アリング角度（例えば、 $144 \sim 148$ ）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 $191 \sim 200$ ）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。

10

#### 【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 $206 \sim 209$ ）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、 $151 \sim 155$ ）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、 $144 \sim 148$ ）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 $9 \sim 12 \text{ Hz}$ のフレーム速度を達成することができる。

20

#### 【0049】

一例として、所望の合成画像フレーム（ $F_i$ ） $190$ 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 $p_i$ （例えば、一サブセットは $132 \sim 142$ 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 $p_i$ （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 $200 \times 5 = 1000$ 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、 $151 \sim 155$ ）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。

30

#### 【0050】

本例を更に説明すると、フレーム速度が $10 \text{ Hz}$ 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 $1 \text{ cm}$ であると仮定すると、これは約 $7.7 \text{ cm}$ 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。

40

#### 【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、 $10 \text{ Hz}$ 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

50

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、変更及び等価なものを包含する。

#### 【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

10

20

30

40

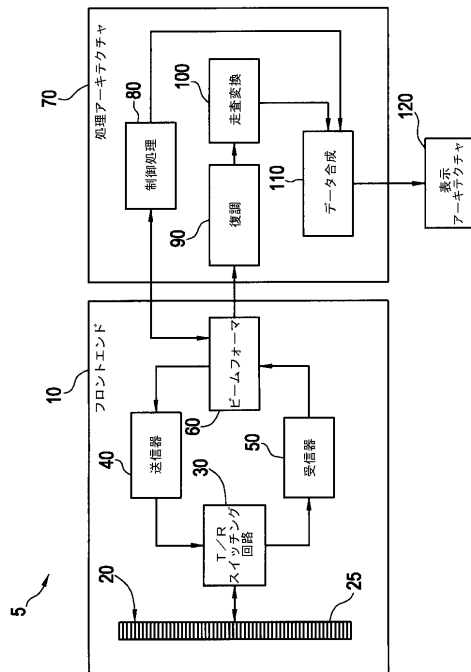
50

- 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

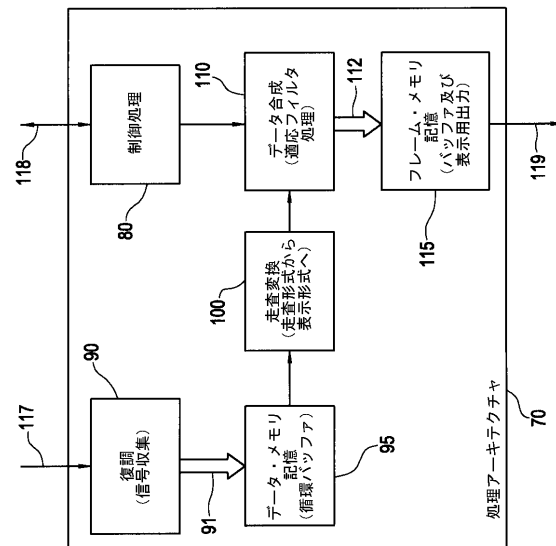
10

20

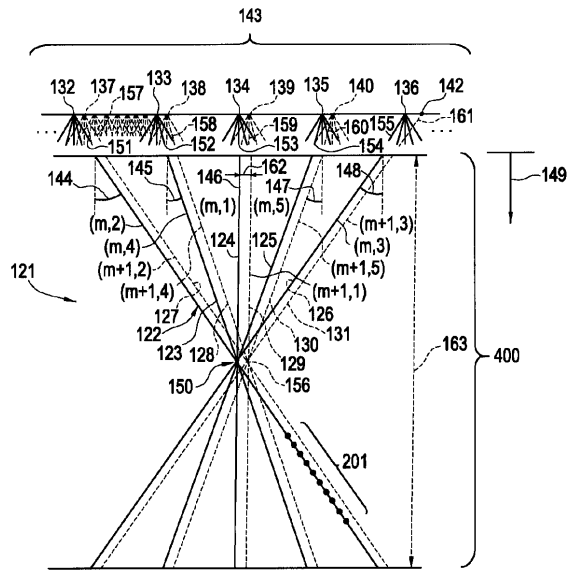
【図1】



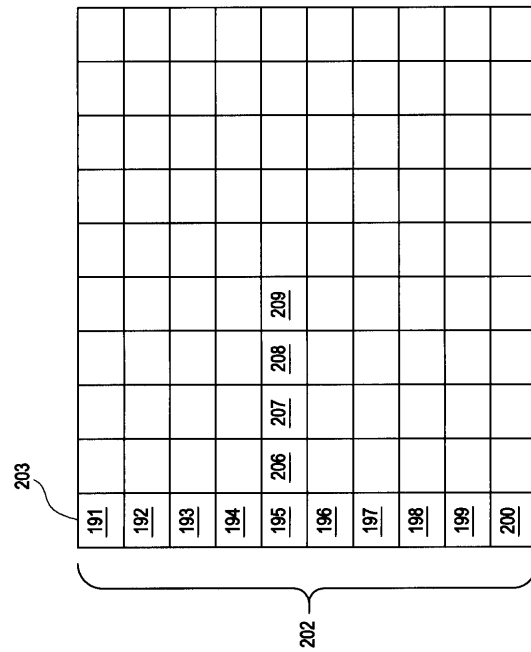
【図2】



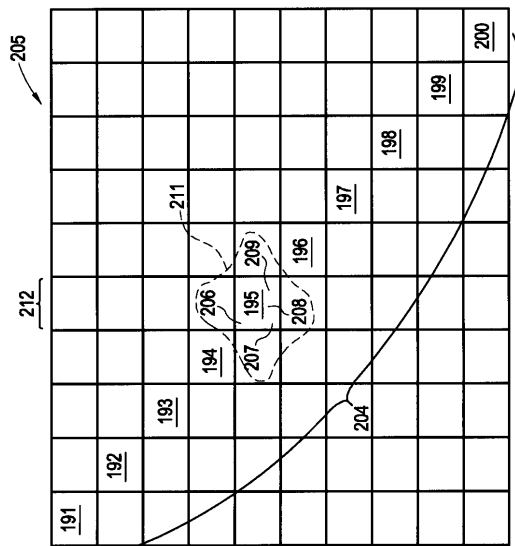
【図 3】



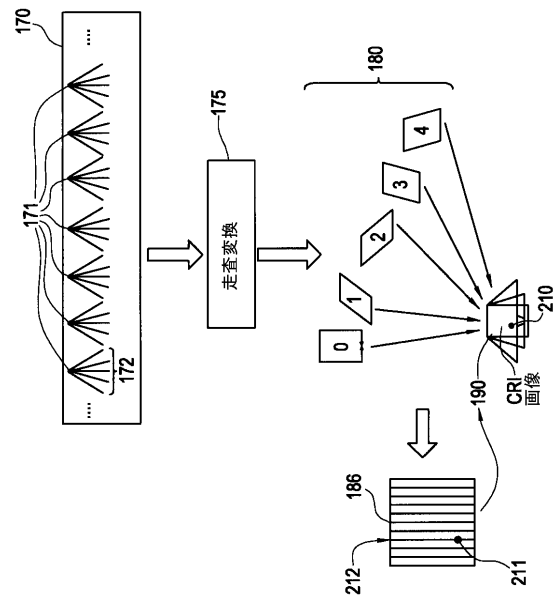
【図 4】



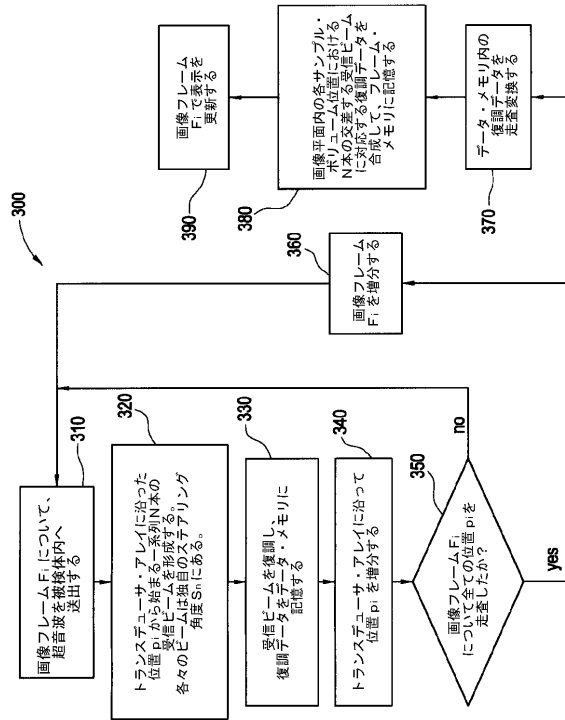
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 マンフレッド・アイヒホルン  
オーストリア、オーベルワンク・アー - 4 8 8 2、オーベルアシャウ・3 5 番
- (72)発明者 フランツ・シュタインバッハー  
オーストリア、ヴォックラマルクト・4 8 7 0、シュタインベルク・6 番

審査官 松谷 洋平

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 4 2 2 2 4 ( J P , A )  
特開昭 6 1 - 1 3 5 6 4 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 3 3 3 9 5 1 ( J P , A )  
特開平 0 4 - 0 8 4 9 5 4 ( J P , A )  
実開昭 5 9 - 1 7 0 2 8 3 ( J P , U )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00  
G06T 1/00  
G06T 3/00

专利名称(译)	光束合成方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4356059B2</a>	公开(公告)日	2009-11-04
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		
当前申请(专利权)人(译)	GE Medeikaru系统Kuretsutsutehiniku-Gezerushiyafuto-Mitsuto-Beshiyurenkuteru-GMBH UND COMPAGNIE大津关能源差点洛杉矶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 G06T1/00 G06T3/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
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 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 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		
代理人(译)	小仓 博 伊藤亲		
优先权	10/047977 2001-11-09 US		
其他公开文献	JP2003164451A5 JP2003164451A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：发起合成图像帧190，其中减少了运动伪影。解决方案：超声波被传输到对象的结构中，并且对于结构的图像平面121内的至少一个样本体积位置150，响应于从后向散射的超声波形成一组接收光束151到155。结构，其中一组接收光束在样本体积位置150处彼此交叉。根据相应的一组接收光束151生成对应于图像平面121内的至少一个样本体积位置150的合成数据值211。合成图像帧190源自至少一个合成数据值211

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

0 4 1 ]

