

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-152648

(P2005-152648A)

(43) 公開日 平成17年6月16日(2005.6.16)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L 外国語出願 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-340294 (P2004-340294)
 (22) 出願日 平成16年11月25日 (2004.11.25)
 (31) 優先権主張番号 10/722,003
 (32) 優先日 平成15年11月25日 (2003.11.25)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (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

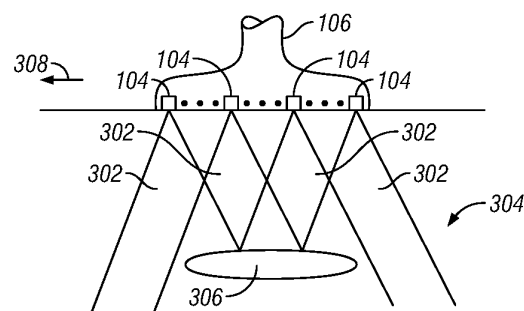
(54) 【発明の名称】 運動適応型空間合成の方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 超音波画像のボケを低減する。

【解決手段】 医療用超音波イメージングの方法は、超音波を第1の速度でボリューム内に送信する段階と、超音波の各々に対する超音波エコーを受信する段階とを含み、各エコーがボリューム内の密度境界面を表し、単一の送信波に対応する受信エコーの各セットが操向フレームを定め、アレイ型変換器の運動を検出する段階と、検出されたアレイ型変換器の運動に基づいて複数の操向フレームを1つの合成画像に結合する段階とを更に含む。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用超音波システムであって、
超音波をボリウム内に異なる操向角度で送信するために超音波信号を送信し受信するアレイ型変換器と、

前記超音波の各々に対する超音波エコーを表す、前記変換器からの信号を受信し、単一の送信波に対応する受信エコーの各セットが操向フレームを定める受信器と、

前記アレイ型変換器の運動を検出し、前記検出されたアレイ型変換器の運動に基づいて前記操向フレームを合成画像に合成する信号プロセッサと、

前記合成画像に基づく情報を出力するための表示装置と、
を含む超音波システム。

10

【請求項 2】

前記信号プロセッサが、アレイ型変換器の運動に起因する、連続する操向フレームの位置合わせ不良を検出するように構成されている請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記信号プロセッサが、アレイ型変換器の速度に起因する、連続する操向フレームの位置合わせ不良を検出するように構成されている請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記信号プロセッサが、相関ブロック探索法、ドプラ組織速度法、加速度計法、運動センサ法、特徴追跡法、相互相関法、及び絶対値差加算法の内の少なくとも 1 つを使用して連続する操向フレームの位置合わせ不良を検出するように構成されている請求項 2 に記載の超音波システム。

20

【請求項 5】

前記信号プロセッサが、合成画像を使用して連続する操向フレームの位置合わせ不良を検出するように構成されている請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記信号プロセッサが、第 1 のレベルの位置合わせ不良が検出された時に第 1 の数の操向フレームを合成し、第 2 のレベルの位置合わせ不良が検出された時に第 2 の数の操向フレームを合成し、前記操向フレームの第 1 の数が前記操向フレームの第 2 の数より大きく、前記第 2 のレベルの位置合わせ不良が前記第 1 のレベルの位置合わせ不良より大きいレベルのアレイ型変換器の運動に係する請求項 2 に記載の超音波システム。

30

【請求項 7】

前記信号プロセッサは、合成される操向フレームの数が検出されたアレイ型変換器の運動に基づくように複数の操向フレームを 1 つの合成画像に結合するように構成されている請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

前記信号プロセッサは、ブロードサイドに操向されたフレームに対する重み付けが検出された運動に比例するように前記操向フレームの重み付き平均を用いて、複数の操向フレームを 1 つの合成画像に結合するように構成されている請求項 1 に記載の超音波システム。

40

【請求項 9】

前記信号プロセッサは、合成される操向フレームの数が合成画像を使用して検出されたアレイ型変換器の運動に基づくように、複数の操向フレームから合成画像を合成するように構成されている請求項 1 に記載の超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断システムに関する。具体的には、本発明は、超音波データを収集及び処理して超音波画像のボケを低減する方法及び装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

少なくとも幾つかの公知の超音波システムは、所与のターゲットの複数の超音波画像を1つの複合画像に空間的に合成することができる。全体を通じて使用される用語「合成」は、複数のデータセットをコヒーレントに合成して1つの新しい単一のデータセットを作成することを意味する。複数のデータセットは、各々異なる操向角度及び/又はアパーチャから得ることができ、及び/又は、各々異なる時間で得ることができる。複数のデータセット又は操向フレームは、各操向角又はアパーチャから受け取られた合成画像ターゲットにおいて各点から受け取られたデータを合成することによって、合成されて単一のビュー又は合成画像を生成する。リアルタイムの空間合成イメージングは、実質的に独立した操向角から一連の部分的に重なり合った構成要素の画像フレームを収集することによって実行することができる。アレイ型変換器を利用して、構成要素フレームの電子ビーム操向及び/又は電子変換を実施することができる。構成要素フレームは、加算、平均化、ピーク検出、又は他の組み合わせの手段によって合成画像に結合される。合成画像は、単一角度から非空間的に合成された超音波画像よりも比較的スペックルの少ない良好な鏡面反射鏡描写を表示することができる。

【 0 0 0 3 】

リアルタイム空間合成イメージングでは、新しい合成画像フレームを各々生成するのに幾つかの画像収集が必要となる。合成画像の構成に使用される最初の操向フレームの収集と画像で使用される最後の操向フレームの収集との間に時間差が存在する。有意な画像位置合わせ不良が、フレームの収集間の時間差に起因して存在する可能性がある。多数の操向フレームが合成画像構成に使用される場合には、画像位置合わせ不良は合成画像のボケを生じる場合がある。少数の操向フレームが画像構成に使用される場合には、ボケは比較的小さくなる可能性がある。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

上述のように、一般には、多数の操向フレームを収集して合成画像の画質を最大にするのが望ましい。しかしながら、多数の操向フレームには、より長い収集の時間期間が必要となり、特にアレイ型変換器が動いているときには、その期間中に好ましくないレベルまでボケが大きくなる可能性がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

1つの実施形態において、医療用の超音波イメージング方法が提供される。本方法は、超音波を第1の速度で一定のボリウム内へ送信する段階と、超音波の各々に対する超音波エコーを受信する段階とを含む。各エコーは、ボリウム内の密度境界面を示す。単一の波に対応する送信された受信エコーの各セットは、操向フレームを定める。本方法は更に、アレイ型変換器の運動を検出する段階と、検出されたアレイ型変換器の運動に基づいて複数の操向フレームを1つの合成画像に結合する段階とを含む。

【 0 0 0 6 】

別の実施形態において、超音波信号を送信し受信するアレイ型変換器と、超音波を異なる操向角度でボリウム内へ送信する変換器に信号を送信する送信器と、超音波の各々に対する超音波エコーを表す変換器からの信号を受信する受信器とを含む、超音波システムが提供される。各エコーは、ボリウム内の密度境界面を示し、単一の送信波に対応する受信エコーの各セットは操向フレームを定める。本システムは更に、アレイ型変換器の運動を検出し且つ検出されたアレイ型変換器の運動に基づいて操向フレームを1つの合成画像に結合する信号プロセッサと、合成画像に基づいて情報を出力する表示装置とを含む。

【 0 0 0 7 】

更に別の実施形態において、医療用超音波イメージングを制御するためにコンピュータ可読媒体上に具象化されたコンピュータプログラムが提供される。本プログラムは、複数の超音波をボリウム内に第1の速度で送信し且つ超音波の各々に対する超音波エコーを

受信するコードセグメントを含む。各受信エコーは、ポリウム内の密度境界面を示す。単一の送信波に対応する受信エコーの各セットは操向フレームを定める。本コンピュータプログラムは、アレイ型変換器の運動を検出し、検出されたアレイ型変換器の運動に基づいて複数の操向フレームを1つの合成画像に結合することを含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

図1は、本発明の実施形態に従って形成された超音波システム100のブロック図である。超音波システム100は、アレイ型変換器106内の複数の変換器素子（トランスジューサ素子）104を駆動して身体内に超音波パルス信号を放射する送信器102を含む。様々な形状寸法を用いることができる。超音波信号は、密度境界面、及び／又は血球又は筋組織などの身体内構造から後方散乱されて変換器素子104へ戻るエコーを生成する。受信器108は、エコーを受信する。受信されたエコーは、ビームフォーマ110を通過し、該ビームフォーマがビームフォーミングを行ってRF信号を出力する。次いで、RF信号はRFプロセッサ112を通過する。或いは、RFプロセッサ112は複合復調器（図示せず）を含むことができ、該複合復調器はRF信号を復調してエコー信号を表すIQデータペアを形成する。次にRF又はIQ信号データは、一時記憶用のRF/IQバッファ114に直接送ることができる。

10

【0009】

超音波システム100はまた、収集された超音波情報（即ち、RF信号データ又はIQデータペア）を処理して表示装置システム118上に表示するための超音波情報フレームを作製する信号プロセッサ116を含む。信号プロセッサ116は、収集された超音波情報に対して複数の選択可能な超音波診断装置による1つ又はそれ以上の処理演算を実行するように適合されている。例示的な実施形態において、収集された超音波情報は、エコー信号が受信される走査セッション中にリアルタイムで処理される。代替的な実施形態において、超音波情報は、走査セッション中に一時的にRF/IQバッファ114内に記憶され、リアルタイムで即時に又はオフライン操作で処理することができる。

20

【0010】

超音波システム100は、人間の目の知覚速度にほぼ等しい毎秒50フレームを超えるフレーム速度で超音波情報を連続的に収集することができる。収集された超音波情報は、より遅いフレーム速度で表示システム118上に表示することができる。直ちに表示するように予定されていない収集された超音波情報の処理済みフレームを記憶するために、画像バッファ122を含む。例示的な実施形態において、画像バッファ122は、少なくとも数秒間分の超音波情報フレームを記憶するのに十分な容量のものである。超音波情報フレームは、収集順序又は収集時間による検索を容易にする方法で記憶される。画像バッファ122は、限定ではないが、読み出し専用メモリ（ROM）、フラッシュメモリ、及び／又はランダムアクセスメモリ（RAM）又は他の既知のデータ記憶媒体などの少なくとも1つの記憶装置を含むことができる。

30

【0011】

図2は、超音波画像の収集及び処理に使用することができる例示的な超音波システム100（図1に示す）の別のブロック図である。システム100は、送信器102及び受信器108に接続されたアレイ型変換器106を含む。アレイ型変換器106は、超音波パルスを送信して、走査された超音波ポリウム200の内部構造体からのエコーを受信する。メモリ202は、走査された超音波ポリウム200に由来する受信器108からの超音波データを記憶する。ポリウム200は、例えば、限定ではないが、3D走査、リアルタイム3Dイメージング、ポリウム走査、位置決めセンサを有する変換器を用いた2D走査、ボクセル相関技術を用いるフリーハンド走査、2D又はマトリクスアレイ型変換器などの種々の技術によって得ることができる。

40

【0012】

変換器106は、関心領域（ROI）を走査しながら直線経路又はアーチ形経路に沿うように移動することができる。各直線又はアーチ形位置において変換器106は複数の走

50

査平面 204 を得る。走査平面 204 は、隣接する走査平面 204 のグループ又はセットなどからの一定の厚さに対して集めることができる。走査平面 204 は、メモリ 202 内に記憶され、次にポリウム走査コンバータ 206 に送られる。幾つかの実施形態において、変換器 106 は、走査平面 204 ではなくラインを収集することができ、メモリ 202 は、走査平面 204 ではなく変換器 106 によって得られたラインを記憶することができる。ポリウム走査コンバータ 206 は、走査平面 204 ではなく変換器 106 によって得られたラインを記憶することができる。ポリウム走査コンバータ 206 は、制御入力 208 からスライス厚さ設定を受け取り、該スライス厚さ設定は、走査平面 204 から生成されるべきスライスの厚さを特定する。ポリウム走査コンバータ 206 は、複数の隣接する走査平面 204 からデータスライスを生成する。各データスライスを生成するために得られる隣接する走査平面 204 の数は、スライス厚さ制御入力 208 によって選択される厚さによって決まる。データスライスは、スライスメモリ 210 内に記憶されて、ポリウムレンダリングプロセッサ 212 によってアクセスされる。ポリウムレンダリングプロセッサ 212 は、データスライスに基づくポリウムレンダリングを実施する。ポリウムレンダリングプロセッサ 212 の出力は、ビデオプロセッサ 116 及び表示装置 118 に送られる。

【0013】

図 3 は、システム 100 (図 1 に示す) によって収集される対象物の例示的表示 300 を示す。アレイ型変換器 106 は、変換器 106 の縁部に沿って直線状に配置された複数の変換器素子 104 を含む。変換器素子 104 は、送信器 102 及び受信器 108 に接続され (図 1 に示す)、送信器 102 からの送信信号に応答して、各変換器素子 104 に近接するアレイ型変換器 106 の縁部から放射する超音波ビーム又は超音波 302 を発生する。送信信号は、各変換器素子 104 のファイアリング制御を行って予め定められた経路に沿って超音波 302 を操向するよう調整可能である。例証の目的で、4 つの変換器素子 104 を示す。アレイ型変換器 106 は、任意の数の変換器素子 104 を含んでもよい。各波 302 は、関心のある対象物 306 を含み且つ隣接する変換器素子 104 から放射される 1 つ又はそれ以上の波 302 が重なり合う可能性がある関心ポリウム 304 に投射される。対象物 306 は、該対象物 306 に衝突する波 302 を吸収し、透過し、屈折し、及び / 又は反射することができる。対象物 306 からの反射波又はエコーは、変換器素子 104 によって受信され、システム 100 によって処理されて、対象物 306 及びポリウム 304 内の他の対象物を表す画像又は操向フレームを生成する。

【0014】

次いで、予め定められた数の画像フレームは、システム 100 によって合成画像に結合される。合成画像は、アレイ型変換器 106 に沿った変換器素子 104 の空間分離によって可能となる異なる角度からの対象物 306 のビューを表すフレームを含むことができる。屈折に起因する角度誤差が、異なる角度から対象物 306 を見るフレーム間の位置合わせ不良を引き起こす可能性がある。画像フレーム間の位置合わせ不良はまた、送信及び受信処理中のアレイ型変換器 106 の運動 308 に起因して発生する可能性がある。画像フレームは、時間並びに空間的に互いに分離することができる。

【0015】

点、線及び表面などの画像中の幾何学的特徴を用いる位置合わせアルゴリズムは、両方のフレームにおいて可視の同一の物理的エンティティに一致する画像点のセットなどの特徴を識別することによって変換を決定する。位置合わせアルゴリズムは、これが各フレーム間で類似性評価を最適化する画像変換を決定するように画像強度値に基づくことができる。

【0016】

操向フレーム間の位置合わせ不良は、相関ブロック探索法、ドブラ組織速度法、加速度計又は他の運動センサ、及び特徴追跡などの幾つかの運動追跡法によって計測可能である。位置合わせ不良の程度は又、相互相関法によって検出することができる。或いは、アレイ型変換器 106 の運動 308 は又、合成画像の情報を比較することによって検出するこ

10

20

30

40

50

とができる。種々のモードでの超音波システムの操作は、ユーザによって選択可能である。例示的な実施形態において、システム 100 は、自動的に且つ連続的に合成される画像の構成に使用されるべき最適フレーム数を決定することになる。別の実施形態において、ユーザは、手動で合成される画像の構成に使用するフレーム数を選択することができる。

【0017】

構成要素フレーム間の位置合わせ不良は、変換器の運動情報を導出する目的で超音波画像フレームが連続的に相関付けられる相関ブロック探索などの幾つかの運動追跡法によって計測することができる。次に、個々の画像は、幾つかのより小さなサブ画像範囲に分割可能であり、画像運動検出アルゴリズムを用いて、サブ画像の運動を計測し、次いで局所的運動の推定を求めることができる。初期推定は、計測パラメータと組み合わせられて最終的な局所運動推定を導出する。次に最終的な局所運動を用いて、全体的な画像運動を推定することができる。次いで、合成画像は、導出された全体的な画像運動に基づいて表示することができる。ドブラ組織速度法を用いると、超音波システム 100 は、位置合わせ不良の判断を容易にするために走査線に沿って予め定められた位置に配置されるレンジ点のペアを使用することによって、アレイ型変換器 106 の速度及び位置が追跡可能となる。加速度計又は他の運動センサ及び追跡機構もまた、位置合わせ不良を検出するのに使用することができる。しかしながら、これらの方法は一般に、膨大な計算を必要とする。位置合わせ不良の影響は、明示的な運動計測を用いることなく、時間シーケンスにおける後続のフレームとの 1 つの合成フレームの類似性又は相違性を比較することによって検出することができる。1 つの画像表現が、後続する画像表現から連続的に時間シフトされた画像表現と乗算されてアレイ型変換器 106 の運動を定量化する相互相関法、又は、一般的に運動推定法よりも計算量が少なく済む絶対値差の加算法などの類似性又は相違性を表わす測定基準は、フレーム内の少なくとも 1 つの関心領域でのフレーム間の類似性又は相違性を定量化するのに使用することができる。

10

20

【0018】

合成画像を形成するフレーム間の位置合わせ不良の変化速度の検出を用いて、合成画像の構成に使用されるフレーム数を更に調節することができる。合成画像を形成するフレーム間の位置合わせ不良の変化速度は、アレイ型変換器 106 の運動の変化速度と相関する。具体的には、アレイ型変換器 106 の運動の変化速度が大きい場合には、画像フレーム間のより大きな位置合わせ不良を予想することができる。大きな画像位置合わせ不良の影響に対抗する目的で、システム 100 は、合成画像の構成に使用される画像フレーム数を運動の変化速度がより小さい時に使用されるより少数の画像フレームまで低減することができる。更に、システム 100 は、合成画像の構成に使用される画像フレーム数を低減する前の所要時間を運動の変化速度がより小さい時に使用されるよりも小さな時間量まで低減することができる。

30

【0019】

動作時、システム 100 は、アレイ型変換器 106 が走査される身体に対してほぼ静止状態に維持されている時には 24 などの第 1 のフレーム画像数を使用して合成画像を構成することができる。アレイ型変換器 106 が、身体に対して運動 308 状態に置かれると、システム 100 は、アレイ型変換器 106 の運動 308 とその運動の変化速度とを検出する。アレイ型変換器 106 の運動 308 が予め定められた値を超えると、システム 100 は、合成画像の構成に使用される画像フレーム数を変更し、運動 308 の影響を低減することができる。システム 100 は、アレイ型変換器 106 が予め定められた値を超えたときに合成画像の構成に使用される画像フレーム数が直ちに変更されないように遅延を導入することができる。遅延は、アレイ型変換器 106 が比較的短い距離、又は比較的短い時間で移動する時間期間中に、表示画像の安定性を維持するのに有用とすることができる。アレイ型変換器 106 の迅速な運動は表示画像の安定性に悪影響をもたらす場合もある。例えば、変換器 106 の運動の変化速度が比較的大きく増大すると、次の画像フレームの位置合わせ不良が大きくなり、その結果、現在の画像フレーム数から構成された合成画像が、不十分な画像安定性に起因して使用不能となることを示す場合がある。アレイ型変

40

50

換器 106 の運動の変化速度に基づき、システム 100 は、合成画像の構成に使用される画像フレーム数を表示画像の安定性の維持を容易にする第 2 の画像フレーム数に変更可能であり、且つシステム 100 は、アレイ型変換器 106 の運動の変化速度が予め定められた値を超えたことが検出された時と、システム 100 が合成画像の構成に使用される画像フレーム数を変更する時との間で使用される時間遅延を変更することができる。

【0020】

図 4 は、システム 100 (図 1 に示す) を使用して画像を収集し処理する例示的方法 400 のブロック図である。方法 400 は、超音波を第 1 の速度でボリウムに送信する段階 402 を含む。例示的な実施形態において、ボリウムは生体である。別の実施形態において、ボリウムは、超音波探査によって望ましい情報を与えることができる任意の対象物を含んでもよい。アレイ型変換器 106 は、超音波ビームを走査線 (図 3 に示す) によって示される画像領域上に異なる角度で送信 402 する。各ビームは、アレイ型変換器 106 に対して異なる角度で操向される。ビームの送信は、送信器 102 によって制御され、該送信器 102 は、アレイに沿って予め定められた基点から予め定められた角度で各ビームを送信するように、アレイ型変換器の各素子の位相及び作動時間を制御する。

10

【0021】

方法 400 は、ビーム内の各超音波に対する超音波エコーを受信する段階 404 を含み、各エコーはボリウム内の密度境界面を表し、単一の送信波に対応する受信されたエコーの各セットが操向フレームを定める。各走査線に沿って戻ってくるエコーは、アレイ型変換器 106 内の変換器素子 104 によって受信され、例えばアナログディジタル変換によってディジタル化されて、ディジタルビームフォーマ 110 へ結合される。ディジタルビームフォーマは、アレイ素子からのエコーを遅延させて合計し、各走査線に沿った一連の集束したコヒーレントなディジタルエコーサンプルを形成する。送信器 102 及びビームフォーマ 110 は、システムコントローラ (図示せず) の制御下で操作される。システムコントローラは、ユーザによって設定可能な設定を制御するインターフェースを提供する。システムコントローラは、所望の数の走査線グループを所望の角度、送信エネルギー及び周波数で送信するように送信器を制御する。システムコントローラはまた、ディジタルビームフォーマを制御して、使用されたアパーチャ及び画像深さに対する受信エコー信号を適切に遅延させて合成する。

20

【0022】

システム 100 は、アレイ型変換器 106 の運動を検出し 406、またアレイ型変換器 106 の運動の変化速度を検出する。運動信号と運動の変化速度信号は、予め定められた限界値と比較されて、システム 100 の画像処理プロセスを修正する。具体的には、アレイ型変換器 106 の運動を用いて、合成画像の構成に使用される画像フレーム数を決定することができる。アレイ型変換器 106 の運動の変化速度を用いて、合成画像の構成に使用される画像フレーム数がアレイ型変換器 106 の運動に基づいて変更される前に、遅延時間を決定することができる。加えて、アレイ型変換器 106 の運動の変化速度を用いて、合成画像を直接構築するのに使用される画像フレーム数を決定することができる。アレイ型変換器 106 の運動が決定された後に、システム 100 は、複数の操向フレームを検出されたアレイ型変換器 106 の運動と運動の変化速度に基づく合成画像に合成する 408。

30

40

【0023】

上述の運動適応型画像合成法は、空間的合成超音波画像システムの画像合成操作を変更する上でコスト的に有利で且つ信頼性の高い方法である。具体的には、運動適応型画像合成法は超音波画像フレームの合成を促進し、アレイ型変換器の運動により、変更されるべきフレーム合成操作が表示画像の安定性の維持を容易にする。その結果、本明細書で説明した本方法及び装置は、コスト的に有利で且つ信頼性の高い方法での超音波画イメージングを可能にする。

【0024】

超音波診断システムの例示的な実施形態を上記に詳細に説明した。本システムは、本明

50

細書で説明された特定の実施形態に限定されず、むしろ各システムの構成要素は、本明細書で説明された他の構成要素から独立して且つ分離して利用可能である。各システム要素はまた、他のシステム構成要素と組み合わせて使用することができる。

【 0 0 2 5 】

本発明を種々の特定の実施形態に関して説明してきたが、当業者であれば、本発明が本発明の請求項の精神及び技術的範囲内の変更を実施可能であることが理解されるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 本発明の実施形態により形成された超音波システムのブロック図。

10

【 図 2 】 本発明の実施形態により形成された超音波画像の収集及び処理に使用される超音波システムのブロック図。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波システムによって収集される対象物を例示的に示す図。

【 図 4 】 本発明の実施形態により形成された図 1 に示す超音波システムを使用して画像を収集し処理する例示的方法を示すブロック図。

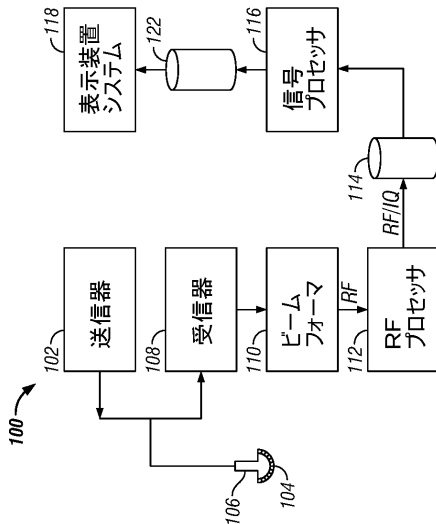
【 符号の説明 】

【 0 0 2 7 】

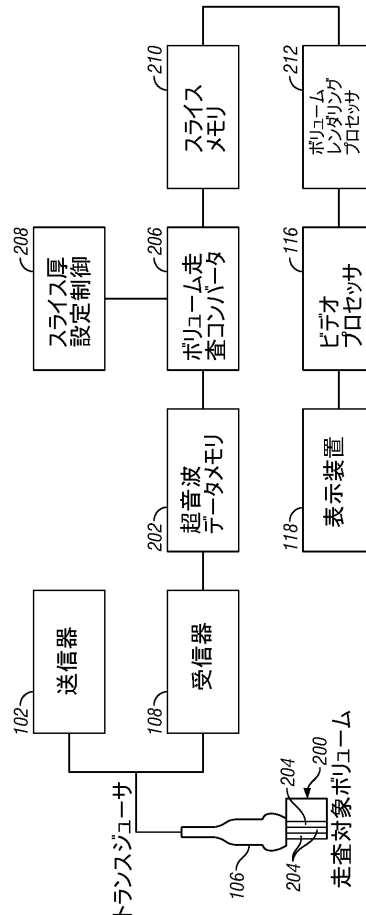
- 1 0 4 変換器素子
- 1 0 6 アレイ型変換器
- 3 0 2 超音波ビーム
- 3 0 4 関心ボリューム
- 3 0 6 対象物

20

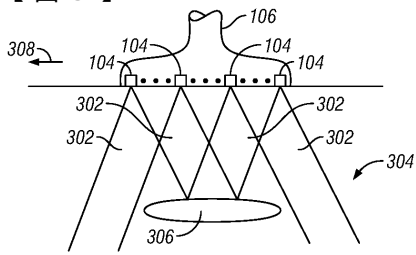
【 図 1 】



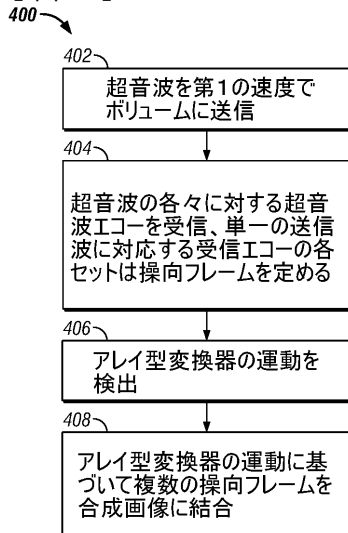
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 スティーブン・チャールズ・ミラー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、アスペンウッド・レーン、ダブリュ 2 2 6 エ
ヌ 2 5 7 2 番

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE04 EE09 EE14 GA18 JC21 JC25

【外国語明細書】

2005152648000001.pdf

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005152648A5	公开(公告)日	2008-01-17
申请号	JP2004340294	申请日	2004-11-25
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ステイーブンチャールズミラー		
发明人	ステイーブン・チャールズ・ミラー		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8995 A61B8/00 A61B8/4254 G01S7/5205 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE14 4C601/GA18 4C601/JC21 4C601/JC25		
代理人(译)	松本健一 小仓 博 伊藤亲		
优先权	10/722003 2003-11-25 US		
其他公开文献	JP4795675B2 JP2005152648A		

摘要(译)

减少超声图像的模糊。医学超声成像的方法包括：以第一速率将超声波发送到体积中，并接收每个超声波的超声回波，每个回波都在该体积中。对应于单个发射波的接收回波的集合，每个接收回波的集合定义操纵框架，并基于检测到的阵列换能器的运动来检测阵列换能器的运动。并将多个转向架组合成一个合成图像。[选择图]图3