

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4808373号
(P4808373)

(45) 発行日 平成23年11月2日(2011.11.2)

(24) 登録日 平成23年8月26日(2011.8.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-371430 (P2003-371430)
 (22) 出願日 平成15年10月31日 (2003.10.31)
 (65) 公開番号 特開2004-154573 (P2004-154573A)
 (43) 公開日 平成16年6月3日 (2004.6.3)
 審査請求日 平成18年10月26日 (2006.10.26)
 (31) 優先権主張番号 60/423,076
 (32) 優先日 平成14年11月1日 (2002.11.1)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 10/400,879
 (32) 優先日 平成15年3月27日 (2003.3.27)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 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 100137545
 弁理士 荒川 智志
 (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】 Bモード画像のバンディング抑制に関する応用のための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波画像内のバンディング・アーティファクトを減少させるシステム(5)であって、被検体に超音波エネルギーを送波すると共に前記被検体からエコーを受波するトランステューサ(10)と、

前記受波されたエコーからデータを生成するフロント・エンド(20)と、

結合超音波画像において第一の焦点ゾーンと第二の焦点ゾーンとの間の境界を検査し、前記データを処理して画像を形成するプロセッサ(30、50、80)であって、少なくとも、第一の焦点ゾーンにおいて前記境界に隣接する第一のデータ部分と第二の焦点ゾーンにおいて前記境界に隣接する第二のデータ部分とを結合し、極端なデータを除去し、極端なデータが除去された前記第一のデータ部分と極端なデータが除去された前記第二のデータ部分との間の強度差を決定し、該差を前記第一の焦点ゾーン及び前記第二の焦点ゾーンの両ゾーンに適用するプロセッサ(30、50、80)とを備え、

前記プロセッサは、前記差を等分に分割し、夫々の分割差分を前記第1と第2の焦点ゾーンの夫々に対して適用することを特徴とするシステム(5)。

【請求項2】

前記フロント・エンド(20)は、受波器と、送波器と、ビームフォーマとを含んでいる請求項1に記載のシステム(5)。

【請求項3】

前記プロセッサは、Bモード撮像用のBモード・プロセッサ(30)を含んでいる請求項

1に記載のシステム(5)。

【請求項4】

前記プロセッサは、複数の動作モードのための作用を実行する制御プロセッサ(50)を含んでいる請求項1に記載のシステム(5)。

【請求項5】

前記プロセッサは、表示のためにディジタル・データを処理する表示プロセッサ(80)を含んでいる請求項1に記載のシステム(5)。

【請求項6】

前記プロセッサ(30、50、80)は、複数の撮像モード及び診断モードに対応可能である請求項1に記載のシステム(5)。 10

【請求項7】

データをフォーマッティングして表示する表示器(75)をさらに含んでいる請求項1に記載のシステム(5)。

【請求項8】

超音波画像内のバンディング・アーティファクトを減少させる方法(400)であって、結合超音波画像において第一の焦点ゾーンと第二の焦点ゾーンとの間の境界を検査する工程と、

前記第一の焦点ゾーンにおいて前記境界に隣接する第一のデータ部分集合を選択すると共に、前記第二の焦点ゾーンにおいて前記境界に隣接する第二のデータ部分集合を選択する工程(410)と、 20

前記第一のデータ部分集合と第二のデータ部分集合の夫々にある極端な値のデータを除去する工程と、

極端なデータ点が除去された前記第一のデータ部分集合について第一の強度レベルを決定すると共に、極端なデータ点が除去された前記第二のデータ部分集合について第二の強度レベルを決定する工程(415)と、

前記第一の強度レベルと前記第二の強度レベルとの間の差を決定する工程(420)と、

前記差を前記第一の焦点ゾーン及び前記第二の焦点ゾーンの両焦点ゾーンに適用する工程(440)とを備えた方法(400)であって、

前記適用工程において、前記差は等分に分割され、夫々の分割差分が前記第1と第2の焦点ゾーンの夫々に対して適用されることを特徴とする方法(400)。 30

【請求項9】

前記第一の強度レベルは、前記第一の焦点ゾーンについての平均強度値又はメジアン強度値を含んでいる請求項8に記載の方法(400)。

【請求項10】

前記第二の強度レベルは、前記第二の焦点ゾーンについての平均強度値又はメジアン強度値を含んでいる請求項8に記載の方法(400)。

【発明の詳細な説明】 40

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、超音波撮像に関する。具体的には、本発明は、超音波撮像におけるバンディング抑制に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波は、一般人の可聴周波数よりも高い周波数を有する音波である。超音波撮像は、超音波すなわち2.5MHz - 10MHzの範囲等の一般人の聴力を超える周波数スペクトラルを持つ振動を利用する。超音波イメージング・システムは、短いバースト(burst)として患者等の被検体の体内に超音波を送波する。被検体からエコーが反射してシステム 50

へ帰投する。これらのエコーから診断画像を形成することができる。超音波撮像法は、SONAR 及び RADAR に用いられているものと同様の方法である。

【0003】

B モード（輝度モード）撮像は、被検査体の断面を通して送波されたパルスから受波されるエコーに基づいて画像を構築するグレイ・スケール式超音波撮像手法である。B モード撮像では、グレイ・スケール画像において、エコーを表わすスポット又はピクセルの輝度が受波エコーの強度に対応している。超音波受波器で受波されたエコーの電圧が輝度を指示する。B モード撮像は、単独で用いてもよいし、ドプラ撮像又は他の撮像手法と併用してもよい。

【特許文献 1】米国特許第 6 6 8 9 0 6 0 号

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

診断イメージング・システムでは、異なる解剖学的構造及び異なる患者の類型について常に可能な限り最良の画像を形成することが重要である。画質が低いと信頼性の高い画像解析に支障を来す場合がある。例えば、画像コントラスト品質が低下すると、臨床で利用不能の信頼性の低い画像を形成する可能性がある。加えて、実時間イメージング・システムが出現したことによって、明瞭な高品質画像を形成する重要性が高まっている。異なる身体類型の間の差によって、結果として得られる画像にボケ形成 (blurring)、白いスジの形成 (streaking) 又はゴースト画像若しくはアーティファクトの混入が起こる場合がある。診断画像の自動最適化は、広範囲の患者にわたって一貫した画質を保証する助けとなっている。

20

【0005】

超音波画像の分解能及び / 又は透過力を高めるために、多数の焦点ゾーンがしばしば用いられている。焦点ゾーンは、送波された超音波パルスが焦点を結ぶ体内の位置である。各々の焦点ゾーンは、当該焦点ゾーンに送波されたエネルギーが最良の画像を形成するような対応する焦点領域を有している。典型的には、異なる焦点ゾーンには異なる波形及び / 又は F 数 (f-number、レンズ焦点長対レンズ開口径の比) を用いており、また焦点領域は焦点ゾーンを含んでいる。多数の焦点ゾーンを用いるときには、焦点ゾーンに対応する各々の焦点領域を並列させることにより超音波画像が形成される。2 以上の領域を繋ぎ合わせると、各領域の境界が歴然として画像内で肉眼で見えるようになる場合がある。この偽像的エッジはバンディング・アーティファクト (banding artifact、帯状アーティファクト) として知られている。バンディング・アーティファクトは、2 つの焦点領域の間でのスペックル輝度又はテクスチャの差に起因している。現在、平均的な患者については送波波形及び深さ依存型ゲイン曲線を慎重に選択してバンディング・アーティファクトを解消している。しかしながら、患者の身体類型は多様であって（症状を伴う場合には特に）、ゲイン曲線を最も慎重に選択しているにも拘わらずバンディング・アーティファクトが生ずる場合がある。従って、広範な患者の身体類型にわたってバンディング・アーティファクトを減少させる実時間式の適応型バンディング抑制方法が必要とされている。

30

【0006】

40

このように、実時間でシステム・パラメータを自動調節して広範な患者の身体類型についてバンディングを減少させる超音波イメージング・システムが強く望まれている。さらに、現在のシステムよりも処理を高速化して実時間でバンディングを減少させるシステムが強く望まれている。また、バンディングを減少させるさらに正確で且つ効率的な方法が強く望まれている。さらに、すべての B モード応用に適用可能なバンディング・アーティファクトを減少させる方法が強く望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の幾つかの実施形態は、B モード超音波画像におけるバンディング抑制のためのシステム及び方法を含んでいる。バンディングは、診断画像において、例えば異なる波形

50

及び／又は異なるF数を用いて得られた2以上の焦点領域を結合するときに生ずる。各焦点領域の間での画像強度差から、合成画像内にバンディングが生ずる。説明の目的のみで、以下では2つの焦点ゾーンについて本方法を説明する。本発明の幾つかの実施形態は、第一の焦点ゾーンに対応する第一の焦点領域を処理し、2つの焦点領域の間の境界又は「綴じ合わせ線(stitch line)」の周りで強度を決定して、強度の差に基づいて第二の焦点領域を調節することにより、複数の焦点ゾーンを含んだ診断画像におけるバンディングを減少させる。処理は、画像フレームの更新と同時に実時間で実行される。

【0008】

本システムの幾つかの実施形態は、超音波エネルギーを被検体へ送波すると共に被検体からのエコーを受波するトランスデューサと、受波されたエコーからデータを生成するフロント・エンドと、データを処理して画像を形成するプロセッサとを含んでおり、プロセッサは、少なくとも第一の焦点ゾーンからのデータと第二の焦点ゾーンからのデータとを結合し、第一の焦点領域のデータと第二の焦点領域のデータとの間の強度差を決定して、この差を第一の焦点領域及び第二の焦点領域の少なくとも一方に適用する。

10

【0009】

プロセッサは、Bモード・プロセッサ、制御プロセッサ及び／又は表示プロセッサを含んでいてよい。プロセッサは、複数の撮像モード及び診断モードに対応可能である。フロント・エンドは、受波器、送波器及びビームフォーマを含んでいてよい。システムはまた、画像データをフォーマッティングして表示する表示器を含んでいてよい。

20

【0010】

本方法の幾つかの実施形態は、結合超音波画像において第一の焦点ゾーンと第二の焦点ゾーンとの間の境界を検査する工程と、第一の焦点ゾーンにおいて境界に隣接する第一のデータ部分集合を選択すると共に第二の焦点ゾーンにおいて境界に隣接する第二のデータ部分集合を選択する工程と、第一のデータ部分集合について第一の強度レベルを決定すると共に第二のデータ部分集合について第二の強度レベルを決定する工程と、第一の強度レベルと第二の強度レベルとの間の差を決定する工程と、この差を第一の焦点ゾーン及び第二の焦点ゾーンの少なくとも一方に適用する工程とを含んでいる。

【0011】

第一及び第二の強度レベルは、第一及び第二の焦点ゾーンについての平均強度値又はメジアン強度値であってよい。差は、等分に分割されて第一及び第二の焦点ゾーンに適用されてよい。一実施形態では、暗ピクセル閾値、最小強度差閾値又は最大強度差閾値等の何らかの閾値を超過する場合には差を適用しなくてよい。本方法はまた、結合超音波画像にフィルタを適用する工程を含んでいてよい。本方法はさらに、結合超音波画像を表示する工程を含んでいてよい。

30

【0012】

本発明の幾つかの実施形態は、Bモード超音波システムでのバンディング抑制の方法を含んでいる。この方法は、第一の焦点領域を処理して第一の焦点領域画像データの強度を決定する工程と、第一の焦点領域と第二の焦点領域との間の境界の周りで第一の焦点領域画像データと第二の焦点領域画像データとの間の強度差を決定する工程と、この強度差に基づいて第二の焦点領域の画像データの強度を調節する工程とを含んでいる。この方法は、第一の焦点領域と第二の焦点領域との間の境界の周りで第一の焦点領域画像データと第二の焦点領域画像データとの間のメジアン強度又は平均強度の差を決定する工程を含んでいてよい。この方法はまた、この差を等分に分割する工程と、第一及び第二の焦点領域に対して相異なるように分割を適用する工程とを含んでいてよい。暗ピクセル閾値を上回る、差が最小閾値よりも小さい、及び差が最大閾値よりも大きい、のうち少なくとも一つが満たされた場合には画像データ強度を調節しなくてよい。この方法はさらに、結合超音波画像にフィルタを適用する工程を含んでいてよい。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

上述の概要及び以下の本発明の幾つかの実施形態の詳細な説明は、添付図面と併せて参

50

照するとさらに十分に理解されよう。本発明を説明する目的で図面に幾つかの実施形態を示す。但し、本発明は添付図面に示す構成及び手段に限定されないことを理解されたい。

【0014】

図1は、本発明の実施形態に従って用いられる超音波イメージング・システム5のプロック図を示す。トランスデューサ10を用いて、電気アナログ信号を超音波エネルギーへ変換することにより、被検体の体内に超音波を送波する。また、トランスデューサ10を用いて、超音波エネルギーをアナログ電気信号へ変換することにより、被検体から後方散乱した超音波を受波する。受波器、送波器及びビームフォーマを含んでいるフロント・エンド20を用いて、様々な撮像モードに用いられる送波波形、ビーム・パターン、受波器フィルタ処理手法、及び復調方式を作成する。フロント・エンド20はデジタル・データをアナログ・データへ変換し、またその反対も行なう。フロント・エンド20は、アナログ・インターフェイス15を介してトランスデューサ10とインターフェイス接続されている。フロント・エンド20は、デジタル・バス70を介してBモード・プロセッサ30及び制御プロセッサ50とインターフェイス接続されている。デジタル・バス70は、幾つかのデジタル・サブ・バスを含んでいてよい。各デジタル・サブ・バスは別個の構成を有していてよく、また超音波イメージング・システム5の様々な部分に対するデジタル・データ・インターフェイスを提供することができる。

【0015】

Bモード・プロセッサ30は、Bモード撮像のための振幅検出及びデータ圧縮を提供する。一実施形態では、Bモード・プロセッサ30を、Mモード(運動モード)、B+Mモード(運動及び輝度の両方)、ハーモニック・イメージング(高調波撮像)並びに/又はドプラ撮像のような他の撮像モードに用いてよい。Bモード・プロセッサ30は、フロント・エンド20からデジタル信号データを受信する。Bモード・プロセッサ30は、受信したデジタル信号データを処理して、推定パラメータ値を生成する。推定パラメータ値は、受信したデジタル信号データを用いて生成することができる。デジタル信号データを送波信号の基本周波数、高調波又は低調波を中心周波数とする周波数帯域で解析して推定パラメータ値を生成してもよい。Bモード・プロセッサ30は、デジタル・バス70を介して推定パラメータ値を制御プロセッサ50に渡す。Bモード・プロセッサ30はまた、デジタル・バス70を介して推定パラメータ値を表示器75にも渡す。

【0016】

表示器75は、表示プロセッサ80及びモニタ90を含んでいる。表示プロセッサ80は、Bモード・プロセッサ30及び制御プロセッサ50からデジタル・パラメータ値を受け取る。表示プロセッサ80は、例えば走査変換作用、カラー・マッピング作用及び組織/血流配分調整作用を実行することができる。表示プロセッサ80はマップを処理し、デジタル・データを表示用にフォーマッティングし、デジタル表示データをアナログ表示信号へ変換して、アナログ表示信号をモニタ90に渡す。モニタ90は、表示プロセッサ80からアナログ表示信号を受け取って結果画像を表示する。操作者はモニタ90上で画像を観察することができる。

【0017】

ユーザ・インターフェイス60は、操作者が制御プロセッサ50を介して超音波イメージング・システム5に利用者命令を入力することを可能にしている。ユーザ・インターフェイス60は、例えばキーボード、マウス、スイッチ、つまみ、ボタン、トラックボール及び/又は画面メニュー(図示されていない)を含んでいてよい。

【0018】

制御プロセッサ50は超音波イメージング・システム5の中央処理装置である。制御プロセッサ50は、デジタル・バス70を用いて超音波イメージング・システム5のその他の構成要素にインターフェイス接続している。制御プロセッサ50は、様々な撮像モード及び診断モードのための様々なデータ・アルゴリズム及び作用を実行する。デジタルのデータ及び命令は、制御プロセッサ50と超音波イメージング・システム5の他の構成要素との間で授受され得る。代替的な実施形態では、制御プロセッサ50によって実行

10

20

30

40

50

される作用は、多数のプロセッサによって実行されてもよいし、且つ／又はBモード・プロセッサ30及び／若しくは表示プロセッサ80に一体化されていてもよい。もう一つの実施形態では、プロセッサ30、50及び80の作用を単一のパーソナル・コンピュータ（P C）・バックエンドに一体化してもよい。

【0019】

図2は、本発明の実施形態による超音波撮像の方法200を示している。先ず、ステップ210において、トランスデューサ10が患者等の被検体の体内に超音波エネルギーを送波する。次いで、ステップ220において、被検体から後方散乱した超音波エネルギー又はエコーがトランスデューサ10で受波される。被検体から後方散乱した超音波に応答してフロント・エンド20で信号が受信される。

10

【0020】

次に、ステップ230において、ディジタル・バス70を用いて受信信号をフロント・エンド20からBモード・プロセッサ30へ送信する。ステップ240では、Bモード・プロセッサ30が受信信号に基づいてパラメータ値を生成する。次いで、ステップ250において、パラメータ値を制御プロセッサ50へ送る。

【0021】

ステップ260では、制御プロセッサ50は、表示器75での表示、記憶及び診断に用いられるパラメータ値を処理する。制御プロセッサ50は、複数の焦点ゾーンからの複数のパラメータ値集合を結合して単一の表示用画像とすることができます。制御プロセッサ50は、画像データ・パラメータ値を処理して、結果として得られる結合診断画像におけるバンディング・アーティファクトを減少させる。バンディング減少については、後にあらためて説明する。

20

【0022】

次に、ステップ270では、処理したパラメータ値を表示器75へ送信する。表示プロセッサ80もまた、制御プロセッサ50と共に及び／又は制御プロセッサ50に加えて、複数の焦点ゾーン画像からのパラメータ値を処理して一つの結合画像を形成することができる。各焦点領域の間の差から結果として生ずるバンディングを減少させるためのデータ処理については、後にあらためて説明する。

【0023】

最後に、ステップ280において、診断画像を形成して、モニタ90に出力する。画像は、例えば記憶されてもよいし、表示されてもよいし、印刷されてもよいし、且つ／又はさらに送信されてもよい。表示プロセッサ80は、ディジタル信号データからの処理後のパラメータ値を用いて診断画像を形成することができる。

30

【0024】

バンディングは、診断画像において、例えば異なる波形及び／又はF数を有する2以上の焦点領域を結合するときに生ずる。各焦点領域の間で結果として生ずる強度差は最終画像にバンディングを生ずる。説明の目的のみで、以下では2つの焦点ゾーンについて本方法を説明する。本発明の幾つかの実施形態は、第一の焦点ゾーンを処理し、2つの焦点領域の間の境界又は「綴じ合わせ線」の周りで強度を決定して、強度の差に基づいて第二の焦点領域を調節することにより、複数の焦点ゾーンを含んだ診断画像におけるバンディングを減少させる。好ましくは、処理は、画像フレームの更新と同時に実時間で実行される。

40

【0025】

図3は、本発明の実施形態による多数の焦点ゾーン及び対応する焦点領域を有する画像300を示す。図3に示すように、継ぎ目（splicer）位置とは、隣接する焦点ゾーンの間の移行が生じている位置である。Bモード画像では、隣接する焦点ゾーンの間の移行領域に肉眼で見える不連続性が生ずるのを回避するために、フェーディング（fading）を適用して隣接するゾーンの間の画像の不整合を減少させてもよい。

【0026】

図4は、本発明の実施形態によるバンディング抑制の方法400を示す。先ず、ステッ

50

プ410では、画像（例えば結合超音波画像）の中央部分の2つの焦点ゾーンの間の継ぎ目位置に沿って2つのカーネルを選択する。2つのカーネルを「上方（Up）」カーネル及び「下方（Down）」カーネルと呼ぶものとする。一実施形態では、例えば、カーネルの縦幅を好ましくは約3ピクセル-5ピクセル幅とし、横幅を好ましくは全画像幅の約80%とする。但し、カーネルの厳密な寸法が方法400の動作に影響を与える訳ではない。継ぎ目位置は、撮像スキャナの構成に応じて「下方」カーネル又は「上方」カーネルのいずれに含まれていてもよい。

【0027】

次いで、ステップ415において、上方カーネル及び下方カーネルの両方について代表画像強度レベルを算出する。代表画像強度レベルとしては、例えばメジアン値又は平均値を用いてよい。入来するデータのビット数は制限されていてよい（例えば8ビットまで）ので、効率的なメジアン検索方法を用いることができる。10

【0028】

幾つかの実施形態では、2つの閾値を適用してカーネルのメジアンを算出するのに或るデータ点を用いてよいか否かを判定することができる。幾つかの実施形態では、明るい血管境界、暗い囊胞構造及び／又は血流がカーネルの内部に存在している場合があり、これにより、メジアン値又は平均値の推定に偏りが出る場合がある。例えば、8ビット・データ（256強度レベル）の場合に、下限強度閾値を10とし、上限強度閾値を200として用いて、極端なデータ点を除外することができる。一実施形態では、バンディング抑制を適用する前に、全画像を処理して閾値を決定することができる。最適な閾値を求めるために、例えばヒストグラム解析のような方法を用いることができる。20

【0029】

次いで、上方カーネル及び下方カーネルの両方について代表画像強度値が求まった後に、ステップ420において、上方カーネルの代表画像強度値と下方カーネルの代表画像強度値との間の差（又は）を算出する。

【0030】

次に、ステップ430において、カーネル内の暗ピクセル数及び／又は代表画像強度の間の差を何らかの閾値（一つ又は複数）と比較して、焦点ゾーン（一つ又は複数）に補償を適用してよいか否かを判定することができる。例えば、一実施形態では、上方カーネルが明るい血管境界を含んでおり、下方カーネルが低散乱性血流を含んでおり（又はその反対でも可）、且つ暗い強度データも明るい強度データも下限閾値又は上限閾値によって除外されていない場合に、各代表画像強度レベルの間の差が例えば30又は50等の閾値を超えることがある。この場合には、バンディング抑制方法をオフにして、偏った値によって余計なバンディングが生じないようにすることができる。30

【0031】

もう一つの実施形態では、カーネルが多数の暗ピクセルを含んでいる場合、例えば継ぎ目位置が部分的に血管エッジの内部に位置している或いは血管エッジと整列している等の場合には、一つの閾値を用いればよい。カーネル内の暗ピクセル数対カーネル内の全ピクセル数の比（例えば黒色比と呼ぶものとする）が、黒色比限度（通例1と設定する）を上回っている場合には、この継ぎ目位置についてはバンディング補償を無視してよい。例えば、黒色比が所定の閾値を上回っているカーネルは、雑音、血液又は流体を含んでいる可能性がある。40

【0032】

もう一つの実施形態では、上方カーネル及び下方カーネルからの各代表強度値の間の差が差限度よりも小さい場合には、計算時間を節約するために補償を行なわなくてよい。例えば、2つのゾーンの間のグレイ・レベル差は50未満とするが、4dBに対応する強度差よりも大きくてよいものとする。過補償を回避するために、各々のゾーンに2dBずつの差を適用して、合計バンディング補償が4dBを超過しないようにすることができる。

【0033】

50

ステップ440では、代表画像強度レベルの差をいずれかの焦点ゾーンに適用することができる。好ましくは、差又は補償量を二等分に分割する。すなわち、全補償量を一つの焦点ゾーンに適用しなくてよい。差を半分ずつ各々の側又は各々の焦点ゾーンに適用することができる（例えば一方は正方向に補償され、他方のゾーンは負方向に補償される）。

【0034】

一実施形態では、補償はゾーン全体に適用されてもよい。しかしながら、バンディングは継ぎ目位置の近くで生ずる場合があるので、補償を焦点ゾーン全体に同等に適用しなくてよい。その代わりに、一実施形態では、図5に示すように、補償を線形減少方式で適用することができる。代替的な実施形態では、画像内の最初の焦点ゾーンと最後の焦点ゾーンとを相異なるように補償してよい。例えば、過剰な雑音の発生を防ぐために、線形減少方式で差をゾーンの半分に適用することができる。10

【0035】

方法400を用いて（「オンにして」）おり且つ補償がフレーム間でゆらぐ（例えば画像雑音又は何らかの患者解剖学的構造に起因する）場合には、画像がフリッカー（flickering）を生ずる場合がある。ステップ450において、時間無限インパルス応答（IIR）フィルタのようなフィルタ（フレーム平均と同様）を現在のフレーム及び以前のフレームに適用して、画像のフリッカーを回避することができる。フィルタの一例を式（1）に示す。

【0036】

$$Y_{out} = 0.5 * X_{current} + 0.5 * Y_{previous} \quad (1) \quad 20$$

幾つかの実施形態では、係数が（0.5、0.5）以外の値、例えば（0.4、0.6）等の値を有していてもよい。

【0037】

幾つかの実施形態では、何らかの条件が生じたときにフィルタを初期化する。例えば、画像深さが変化した、焦点ゾーン位置が変化した、焦点ゾーンの数が変化した、撮像周波数が変化した（例えば4MHzから6MHzへ）且つ／又は応用が変化した（例えば甲状腺撮像から乳房撮像へ）等の場合に、フィルタを初期化することができる。変化が生じた後に第一の焦点領域から算出された値を用いて各々のゾーン毎に補償値を初期化することができる。但し、すべての値がゼロにまで初期化された場合には、初期化が何らかの間歇的バンディングを生ずる可能性がある。30

【0038】

ステップ460では、画像データが何らかの閾値を上回った或いは下回った場合には、画像データを切除する（クリッピングする）ことができる。次いで、ステップ470において、焦点ゾーンが結合されている次の継ぎ目位置を検査して、方法400を繰り返すことができる。

【0039】

本発明の幾つかの実施形態は、Bモード・プロセッサ30から入来する検波及び対数圧縮後のデータを実時間で処理して、隣接するゾーンの間でのメジアン／平均画像強度差を抽出すると共に補償することによりバンディングを抑制する。好ましくは、本発明の幾つかの実施形態で説明した方法は、少なくとも2つの焦点ゾーンを有する画像について起動される。幾つかの実施形態は、現行の方法よりも高速な信号及び画像データの処理を用いて実時間でバンディングを減少させる。幾つかの実施形態は、例えば波形／周波数／F数及び／又は患者の体型（患者の体格及び健康、特に患者の疾患素因）に起因するバンディングについて、より正確且つ効率的なバンディング減少を行なう。幾つかの実施形態は、ゾーン全体にわたって一定のゲイン補償を適用するのではなく、ゲイン差を二分割し、分割したゲイン差についての傾斜補償を適用する。加えて、幾つかの実施形態では、従来技術とは対照的に、データ閾値を異なる応用毎に該当応用に基づくものとしてよい。幾つかの実施形態では、バンディング抑制は、例えば複雑性の高い余分な低速ハードウェアを追加するのではなくソフトウェア方式の具現化形態を用いて達成することができる。本発明の幾つかの実施形態はすべてのBモード応用に適用可能である。4050

【0040】

幾つかの実施形態を参照して本発明を説明したが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変形を施しました均等構成を置換し得ることが理解されよう。加えて、本発明の範囲から逸脱せずに具体的な状況又は材料を本発明の教示に合わせて構成する多くの改変を施すことができる。従って、本発明は開示した特定の実施形態に限定されている訳ではなく特許請求の範囲に属するすべての実施形態を包含するものとする。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】本発明の実施形態に従って用いられる超音波イメージング・システムのブロック図である。10

【図2】本発明の実施形態による超音波撮像の方法を示す図である。

【図3】本発明の実施形態による多数の焦点ゾーン及び対応する焦点領域を有する画像を示す図である。

【図4】本発明の実施形態によるバンディング抑制の方法を示す図である。

【図5】本発明の実施形態に従って強度補償を適用することを示す図である。

【符号の説明】

【0042】

5 超音波イメージング・システム

15 アナログ・インターフェイス

70 デジタル・バス

75 表示器

200 超音波撮像の方法

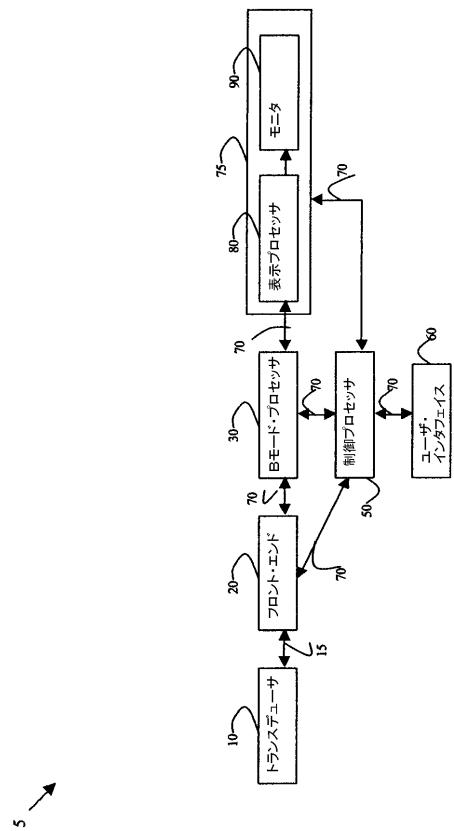
300 多数の焦点ゾーン及び対応する焦点領域を有する画像

400 バンディング抑制の方法

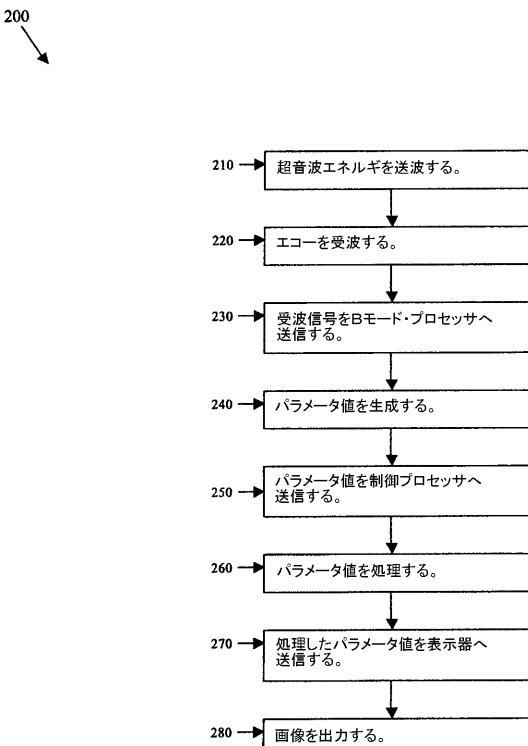
10

20

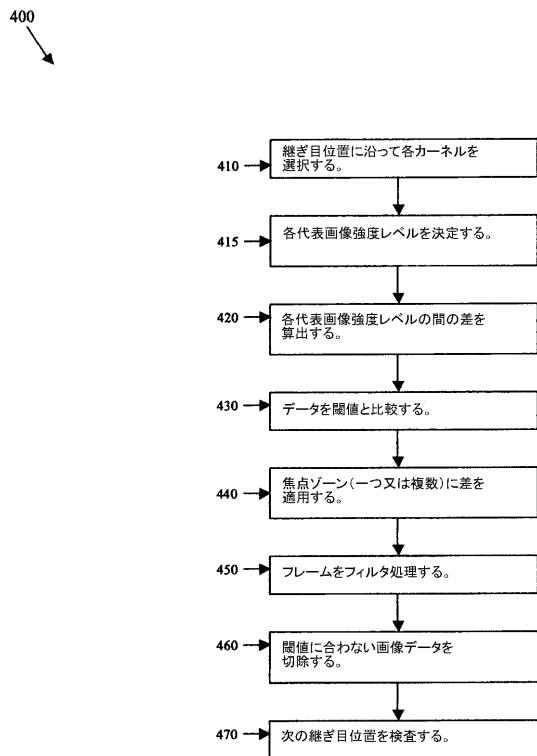
【図1】



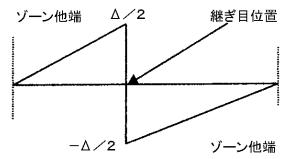
【図2】



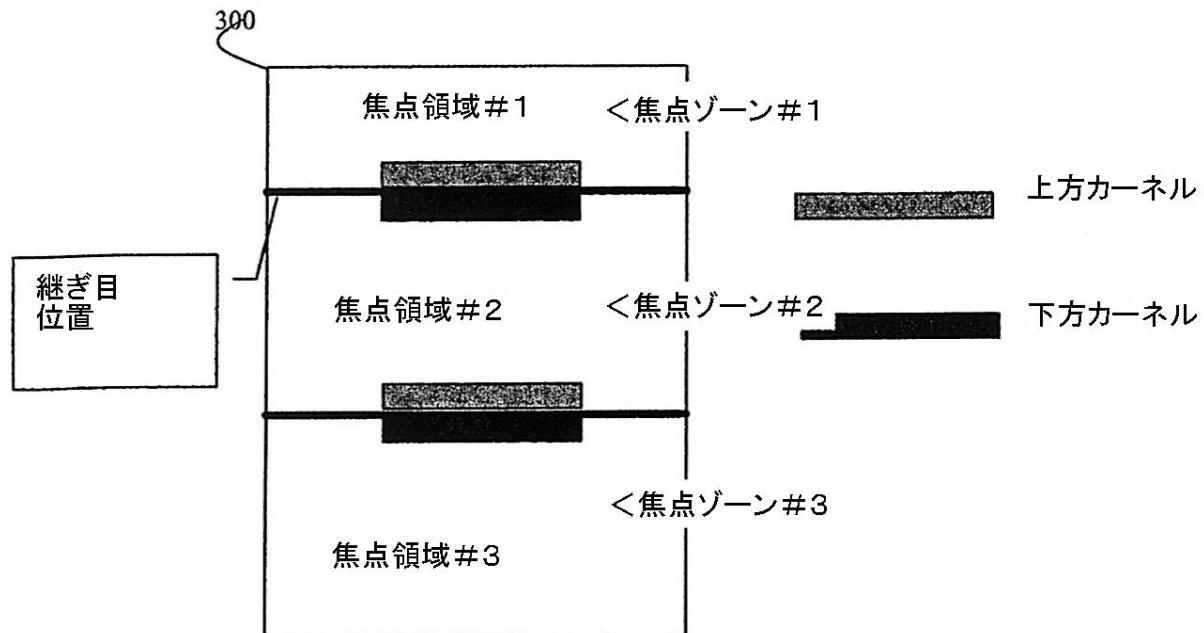
【図4】



【図5】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 サッチ・パンダ

アメリカ合衆国、カリフォルニア州、フレモント、エーピーティー・3011、スティーブンソン
・コモン、39939番

(72)発明者 ファン・エフ・ドン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ウッドブリッジ・レーン、2901番

(72)発明者 リチャード・ワイ・チャオ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、メノモニー・フォールズ、プレイリー・ドーン、エヌ53・
ダブリュ16749番

(72)発明者 サストリー・ブイエス・チルクリ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミルウォーキー、エヌ・ジャクソン・ストリート・ナンバー
1104シー、1129番

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平08-261837(JP,A)

特開平06-347549(JP,A)

特開昭62-093093(JP,A)

実開平03-049814(JP,U)

特開昭62-053641(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00