

(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2006-43457

(P2006-43457A)

(43) 公開日 平成18年2月16日(2006.2.16)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2005-222875 (P2005-222875)  
 (22) 出願日 平成17年8月1日(2005.8.1)  
 (31) 優先権主張番号 10/911,014  
 (32) 優先日 平成16年8月4日(2004.8.4)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ  
 GENERAL ELECTRIC CO  
 MPANY  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタデイ、リバーロード、1番  
 (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  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波システムを制御する方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 超音波システム(300)を制御するための方法及びシステムを提供する。

【解決手段】 本方法は、超音波システムから受け取った画像データを処理して、時間利得補償補正曲線を求める段階(202)であって、画像データが内部時間利得補償される段階を含んでいる。本方法は更に、時間利得補償補正曲線及びユーザ入力パラメータを使用して画像データを処理する段階(204)を含んでいる。ユーザ入力パラメータには、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ及びユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータの内の少なくとも一方が含まれている。

【選択図】 図2

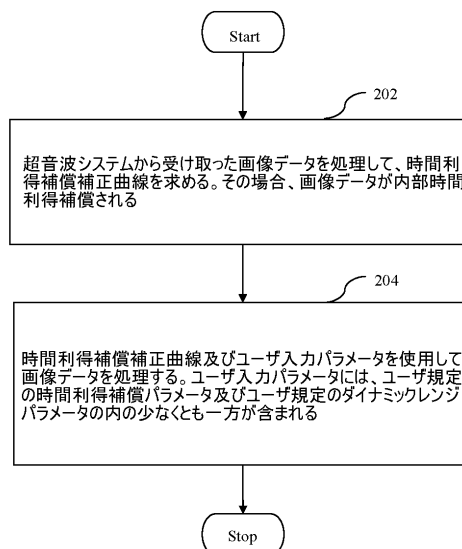


FIG. 2

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波システムから受け取った画像データを処理して、時間利得補償補正曲線を求める段階（202）であって、画像データが内部時間利得補償される段階（202）と、

時間利得補償補正曲線及びユーザ入力パラメータを使用して画像データを処理する段階（204）であって、前記ユーザ入力パラメータには、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ及びユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータの内の少なくとも一方が含まれている段階（204）と、

を含んでいる、超音波システム（300）を制御するための方法。

## 【請求項 2】

更に、前記処理後の画像データを記憶した後でユーザ入力パラメータにより処理する段階を含んでいる請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 3】

更に、前記処理後の画像データに関連したユーザ入力パラメータを記憶する段階を含んでいる請求項 2 記載の方法。

## 【請求項 4】

更に、前記記憶された画像データに関連した前記記憶されたユーザ入力パラメータとは異なるユーザ入力パラメータを使用して、前記記憶された画像データを処理する段階を含んでいる請求項 3 記載の方法。

## 【請求項 5】

更に、ユーザ入力パラメータを使用して前記時間利得補償された画像データを処理する前に時間利得補償補正を実行する段階を含んでいる請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 6】

時間利得補償補正を実行する前記段階は、1つ又は複数の画像フレームによって規定された画像データを、画像データの画素の数に対応する複数のセルに分割する段階を含んでいる、請求項 5 記載の方法。

## 【請求項 7】

表示される画像が少なくとも2つの焦点区域を有し、また画素の数によって規定されているセルの内の少なくとも2つのセルの寸法が異なっている、請求項 6 記載の方法。

## 【請求項 8】

更に、組織からの画像データに対応するセルと非組織からの画像データに対応するセルとを判別するために上側組織限界及び下側組織限界を規定する段階を含んでいる請求項 6 記載の方法。

## 【請求項 9】

受け取った画像データについて振幅検出を行う段階と、

前記振幅検出を行った後に少なくとも1つのフレームの画像データを処理して、時間利得補償補正曲線を決定する段階（202）と、

前記画像データに時間利得補償補正を適用する段階（204）と、

a) ユーザ規定の時間利得補償パラメータ及び b) ユーザ規定のダイナミックレンジの内の少なくとも一方を前記補正後の画像データに適用する段階と、  
を含んでいる、超音波システム（300）を制御するための方法。

## 【請求項 10】

走査を実行して画像データを取得するプローブと、

前記プローブによって受け取ったエコーを処理して、内部時間利得補償された画像データを求める内部 TGC ユニット（302）と、

先ず前記内部時間利得補償された画像データを処理して時間利得補償補正曲線を求め、受け取った画像データに前記時間利得補償補正曲線を適用するように構成されているプロセッサ（302, 304, 306）であって、更に、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ及びユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータの内の少なくとも一方を含むユーザ入力パラメータを使用して、前記処理後の画像データについて時間利得補償を実行するよ

10

20

30

40

50

うに構成されているプロセッサ(302, 304, 306)と、  
を有している超音波システム(300)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的に云えば超音波システムに関し、より具体的には時間利得補償(TGC)を使用しての超音波システムの制御に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波は相異なる層の組織を通して進行するにつれて、この波の振幅は減衰により減少する。このようなエネルギー損失は組織の減衰係数と超音波の周波数とに比例する。更に、このようなエネルギー損失はまた、超音波が進行する距離にも比例する。従って、身体内より深い組織から受け取るエコーは、相対的に身体の表面に近い方にある同様な組織から受け取るエコーよりも低いエネルギーを有する。例えば、輝度モード(Bモード)グレースケール撮像手法では、受け取ったエコーの振幅は画像を形成するために使用される。Bモード画像内の画素の輝度は対応するエコーの強度を表す。ところでトランスデューサに対する位置に関係なく、同様な組織は同様な輝度で表示することがしばしば望ましい。そこでBモード画像処理において、身体内の組織による減衰を補償して画像全体にわたって組織の輝度を均等化するために、TGCがしばしば用いられている。

10

【特許文献1】米国特許第6120446号

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

トランスデューサに対する組織の位置に関係なく、同様な組織について輝度に影響を及ぼす因子が幾つかある。組織の減衰係数は解剖学的構造及び身体タイプ(特に病気を持つ身体)により変化し、また超音波が身体内を進行する音波経路はしばしば予測できないので、身体の中を進行しているときに超音波が受ける正確な減衰量を予測することは困難である。減衰によるエネルギー損失を補償するため、既知の超音波システムでは通常、内部TGC曲線と外部TGC摺動ポットとの組合せを用いている。内部TGC曲線は所定の値によって定められ、典型的には、所与の超音波システム設定では固定されている。これらの所定の値は、例えば、取得した画像データについての統計的分析を使用して算出するか、或いは平均的な身体タイプから経験的に算出することができる。もし臨床走査の際に患者の身体タイプが平均的な身体タイプとは非常に異なっていると、内部TGCは組織による減衰を適切に補償しない。その結果、表示された画像内に不均一な輝度又はバンディング・アーティファクト(banding artifact)が生じることがある。従って、このバンディングを是正及び/又は最小にするために外部TGC摺動ポットの手動調節が実行される。しかしながら、このような調節は通常不正確であり且つ時間がかかる。例えば、このような調節は人の介入を必要とするので、エラーがより生じ易い。

30

【0004】

バンディング・アーティファクトは更に、画像を形成するために複数の焦点区域が使用されるときに目に見えることがある。焦点区域は、身体内の、送出された超音波が集束される場所である。各焦点区域は、該焦点区域に送出されたエネルギーがその範囲にわたって最良の画像を生成する対応する焦点領域を有する。典型的には、異なる焦点領域について異なる波形及び周波数の超音波が使用される。超音波画像を得るには、各焦点領域に一つずつ焦点区域を対応させて、複数の焦点領域を組み合わせる。各焦点区域には、身体内で差別的に減衰する傾向がある異なる超音波を使用することができる。従って、2つ以上の焦点領域が一緒に接合されるとき、それらの領域の境界は明確であって、画像内にバンディング・アーティファクトとして目に見えることがある。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

50

模範的な実施形態では、超音波システムを制御するための方法を提供する。本方法は、超音波システムから受け取った画像データを処理して、時間利得補償補正曲線を求める段階であって、画像データが内部時間利得補償される段階を含んでいる。本方法は更に、時間利得補償補正曲線及びユーザ入力パラメータを使用して画像データを処理する段階を含んでいる。ユーザ入力パラメータには、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ及びユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータの内の少なくとも一方が含まれている。

【0006】

別の模範的な実施形態では、超音波システムを提供する。本超音波システムは、走査を実行して画像データを取得するプローブと、画像データを処理して、内部時間利得補償された画像データを求める内部TGCユニットとを含んでいる。本超音波システムは更にプロセッサを含み、該プロセッサは、先ず、内部時間利得補償された画像データを処理するように構成されている。プロセッサは更に、受け取った画像データに時間利得補償補正曲線を適用するように構成されている。プロセッサはまた、ユーザ入力パラメータを使用して、前記処理後の画像データについて時間利得補償を行うように構成されている。ユーザ入力パラメータには、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ及びユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータの内の少なくとも一方が含まれている。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

内部時間利得補償された画像データを自動的に処理してTGC補正曲線を作成するようにした様々な実施形態の超音波システム及びその制御方法が提供される。更に、ユーザ要求のTGC曲線の適用が行われる。また、遠距離場のノイズの抑制及びシネ・ループ再生の際のTGC曲線補正も提供される。

20

【0008】

図1は、典型的なTGC曲線を使用するように構成されている超音波システム100を例示するブロック図である。超音波システム100は、送信波形ユニット102と、送信ビームフォーマ・ユニット104と、パルサー・ユニット106と、送受信切換えスイッチ（以後、TRスイッチと呼ぶ）ユニット108と、トランスデューサ・アレイ110と、RF増幅器ユニット112と、受信ビームフォーマ・ユニット114と、復調器ユニット116と、総合TGCユニット118と、振幅検出ユニット120と、画像接合ユニット122と、走査変換及び画像表示（SCID）ユニット124とを含んでいる。

30

【0009】

様々な実施形態では、トランスデューサ・アレイ110は、複数の別々に駆動されるトランスデューサ素子を含んでおり、その各々の素子はパルサー・ユニット106内の1つのパルサーによって励振されたとき超音波のバーストを生成する。方向付けし集束した超音波ビームを送信するため、トランスデューサ内の各素子に印加される波形は適切な時間遅延を含んでいる。この時間遅延は送信ビームフォーマ・ユニット104によって与えられ、送信ビームフォーマ・ユニット104内では、送信波形ユニット102によって発生された電子的波形が、超音波ビーム位置、超音波走査のための焦点位置及びトランスデューサ・アレイ110内のトランスデューサ素子の位置に基づいて、適切な時間遅延を受ける。

40

【0010】

パルサー・ユニット106内の各パルサーは、TRスイッチ・ユニット108内の送受信切換え（TR）スイッチを介してそれぞれのトランスデューサ素子に結合される。様々な実施形態では、TRスイッチは、RF増幅器ユニット112のような受信用電子装置を、パルサー・ユニット106のような送信用電子装置によって発生された高電圧から保護するダイオードである。超音波ビームに沿った相次ぐ距離に位置する物体から反射されたエコー信号が、トランスデューサ・アレイ110内の各素子によって別々に検知されて、電気信号へ変換される。これらの電気信号はTRスイッチ・ユニット108を介してRF増幅器112に別々に供給される。特定の時点におけるエコー信号振幅のサンプルが特定の距離において生じる反射量を表す。反射点と各トランスデューサ素子との間の伝播路の

50

差に起因して、これらのエコー信号は同時に検出されず、またそれらの振幅は等しくない。様々な実施形態では、RF増幅器ユニット112は別々のエコー信号を増幅する。受信ビームフォーマ・ユニット114は各エコー信号に適切な時間遅延を適用する。その後、受信ビームフォーマ・ユニット114は遅延後のエコー信号を合算して、超音波ビームに沿った特定の距離に位置する特定点から反射された全超音波エネルギーを表すRFエコー信号を構成する。様々な実施形態では、受信ビームフォーマ114で使用される時間遅延は、専用のハードウェアを使用して実時間で計算されるか、又はルックアップ・テーブルから決定される。RFエコー信号は次いで、復調器ユニット116に供給されて、ベースバンド信号へ変換される。

#### 【0011】

総合TGCユニット118は、RF増幅器ユニット112で及び復調器ユニット116で時間利得補償を実行する。実行される時間利得補償は、内部TGC曲線（例えば、所定の設定及び/又はパラメータ）と外部TGC曲線（例えば、ユーザ規定の設定及びパラメータ）の両方を含んでいる。更に、振幅検出ユニット120は、時間利得補償後のベースバンド信号を画像信号へ変換する。様々な焦点領域に対応する画像信号が、画像接合ユニット122によって、一緒に接合又は組み合わされて、完全な画像を形成する。この完全な画像は、表示装置（図示せず）上に最終的な走査画像を表示するためにSCIDユニット124によって処理される。

10

#### 【0012】

図2は、本発明の模範的な実施形態に従って超音波システムを制御する方法を例示する流れ図である。段階202で、超音波システムから受け取った画像データを処理して、時間利得補償補正曲線を求める。画像データはまた内部時間利得補償される。様々な実施形態では、このデータについて使用される内部TGC曲線は実時間で算出される。模範的な実施形態では、内部TGC曲線は、所与の超音波システム設定、例えば、用途、周波数及び焦点区域の場所に基づいて、ルックアップ・テーブルから求められる。様々な実施形態では、内部時間利得補償された画像データは、振幅検出を行うように処理される。更に、この振幅検出された画像データは、時間利得補償補正曲線を求めるための処理の前に、組み合わされる（例えば、一緒に接合される）。

20

#### 【0013】

段階204で、時間利得補償補正曲線及びユーザ入力パラメータを使用して画像データを処理する。様々な実施形態では、ユーザ入力パラメータには、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ及びユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータの内の少なくとも一方が含まれている。

30

#### 【0014】

ユーザ規定の時間利得補償パラメータは画像データに適用される外部時間利得補償を表す。様々な実施形態では、ユーザ規定の時間利得補償パラメータは、超音波システムの利得ノブ値及びTGC摺動ポット位置に基づいて算出される。利得ノブ値は画像の全体の輝度（明るさ）を調節するのに対し、TGC摺動ポット位置は画像の一部分の輝度に垂直方向に影響を及ぼす。TGC摺動ポットの使用により、ユーザは更に、距離に起因する信号の減衰を補償して、画像全体にわたって平均して一様な輝度を達成するように制御を行える。

40

#### 【0015】

様々な実施形態では、画像データはSCIDのようなスクリーン上での表示のために対数圧縮される。模範的な実施形態では、対数圧縮は、時間利得補償補正曲線を用いて処理する前の画像データについて実行される。別の実施形態では、対数圧縮は、ユーザ入力パラメータを用いて処理した後の画像データについて実行される。

#### 【0016】

様々な実施形態では、ユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータは、超音波走査画像で表示するのが望ましい、検出したエコーの振幅及び/又はパワーの最大値と最小値との比である。従って、このパラメータは、超音波システムによって表示すべき画像データ

50

の範囲を特定するために使用される。

【0017】

様々な実施形態では、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ（1つ又は複数）を使用して画像データを処理する前に、画像データを記憶する。更に、ユーザ規定の時間利得補償パラメータ（1つ又は複数）もまた記憶する。従って、走査の結果は、記憶されたユーザ規定の時間利得補償パラメータ（1つ又は複数）を使用して画像データを処理した後で、将来に観察することができる。更に、様々な実施形態では、記憶された画像データは新しいユーザ規定の時間利得補償パラメータを使用して処理される。これによって、走査時にユーザ規定の時間利得補償パラメータを設定する際に人為的なエラーがあれば、それは将来的に補正することが可能である。

10

【0018】

図3は、本発明の模範的な実施形態に従ってTGCを実施する超音波システム300を例示するブロック図である。超音波システム300は、送信波形ユニット102と、送信ビームフォーマ・ユニット104と、パルサー・ユニット106と、TRスイッチ・ユニット108と、トランスデューサ・アレイ110と、RF増幅器ユニット112と、受信ビームフォーマ・ユニット114と、復調器ユニット116と、振幅検出ユニット120と、画像接合ユニット122と、走査変換及び画像表示(SCID)ユニット124と、内部TGCユニット302と、TGC補正ユニット304と、外部TGCユニット306と、ユーザ・ダイナミックレンジ・ユニット308と、利得クランプ・ユニット310とを含んでいる。

20

【0019】

内部TGCユニット302はRF増幅器ユニット112と復調器ユニット116とにおいて内部時間利得補償を実行させる。更に、TGC補正ユニット304は、画像接合ユニット122から得られた完全な画像を処理して、時間利得補償補正曲線を作成する。模範的な実施形態では、TGC補正ユニット304の作動はユーザ入力によって制御される。このようなユーザ入力は、これに限定されないが、例えば、指定されたボタンを押すことを含む。別の模範的な実施形態では、TGC補正ユニット304の作動はシステム制御装置によって制御される。作動時、TGC補正ユニット304は、画像接合ユニット122から出力された画像データを処理して、時間利得補償補正曲線（以後、「TGC\_correction」とも呼ぶ）を作成する。時間利得補償補正曲線は、それが画像接合ユニット122からの画像データ出力を処理するために使用される場合、画像全体における組織の輝度が一樣になるように作成される。

30

【0020】

その後、外部TGCユニット306が、外部時間利得補償曲線（以後、「user\_requested\_TGC」とも呼ぶ）を使用して、TGC補正ユニット304の画像データ出力を処理する。TGC補正ユニット304及び外部TGCユニット306によって実行される処理は、図7を参照して後でより詳しく説明する。外部TGCユニット306の画像データ出力はユーザ・ダイナミックレンジ・ユニット308に供給され、ユーザ・ダイナミックレンジ・ユニット308はユーザ規定のダイナミックレンジ・パラメータに従って超音波システムによって表示すべき画像データの範囲を特定する。更に、利得クランプ・ユニット310が利得のクランプを行って、遠距離場におけるノイズの抑圧及び完全な画像における滑らかなフェーディングを行うようにする。利得クランプ・ユニット310によって実行される処理は、図6を参照して後でより詳しく説明する。利得クランプ・ユニット310による処理の後、画像はSCIDユニット124に供給されて、最終的な走査画像が表示される。

40

【0021】

本発明の様々な実施形態では、画像接合ユニット122から得られた完全な画像は、更なる処理を行うことなく（例えば、外部TGC曲線又は時間利得補償曲線を適用することなく）記憶ユニット312に記憶させることができる。記憶ユニット312はまた、記憶された走査データに関連したユーザ入力パラメータを記憶する。記憶された完全な画像及

50

びユーザ入力パラメータは後で処理することができる。本発明の模範的な実施形態では、記憶された完全な画像は、走査時に規定されていなかった新しい一組のユーザ入力パラメータを使用して、処理することができる。

【0022】

動作について説明すると、データがTGC補正ユニット304によって処理された後に、「user\_\_requested\_\_TGC」が適用される。TGC摺動ポットの不適切な位置決めによってバンディング・アーティファクトが惹起されることがあるので、内部TGCとユーザ要求のTGCとの分離によりこのようなバンディングが低減される。その理由は、外部TGCが既知であり、且つ前に述べたようにTGC補正ユニット304において補正することが可能であるからである。

10

【0023】

様々な実施形態では、TGC補正ユニット304は、図8を参照して後で説明するように2段の画像処理で構成することができる。

【0024】

図4は、本発明の模範的な実施形態に従って超音波画像400を1つ以上のセルに分割する模範的な例を示すブロック図である。動作中、TGC補正ユニット304は一フレームの画像データを中央部分402と2つに縁部分404とに分割し、それらは画像頂部406及び画像底部408を持つ。該一フレームの画像データは、第1の焦点区域410及び第2の焦点区域412に対応する2つの焦点領域から一緒に接合され又は組み合わされたものである。焦点区域410及び412は重ね継ぎ位置414で一緒に接合される。更に、中央部分402は9つのセル、すなわち、セル1～セル9に分割される。模範的な実施形態では、各セルは横方向に沿って同じ幅又は同じ数の画素を持つ。しかしながら、軸方向に沿って異なる高さ又は異なる数の画素を持つ異なるセルを設けることができる。例えば、セルの高さはそのセルの中心と最も近い重ね継ぎ位置との間の距離に基づいて定めることができる。セル3、セル4及びセル5のような重ね継ぎ位置に近いセルは、セル2、セル7及びセル8のような重ね継ぎ位置から離れたセルよりも高さが低い。セルのこの高さは内部TGC曲線に基づいて決定することができる。一実施形態では、各セルの高さは、内部TGC曲線がそのセル内でほぼ一定になるように選択される。

20

【0025】

TGC補正曲線を算出する方法を例示するため、以下に述べるように、中央部分402のみを使用する。しかしながら、その方法はまた、縁部分404について及び画像内で横方向におけるTGC補正のために適用可能であることに留意されたい。

30

【0026】

図5は、本発明の模範的な実施形態に従って一フレームの画像データについてTGC補正曲線を算出する方法を例示する流れ図である。詳しく述べると、段階502において、該一フレームの画像データ内の各セルについて「cellPos」値及び「cellVal」値を算出する。模範的な実施形態では、「cellPos」はセルの中心位置であり、次式

$$\text{cellPos} = ( (\text{Left} + \text{Right}) / 2 , (\text{Top} + \text{Bottom}) / 2 ) \quad (1)$$

のように算出される。ここで、「Left」、「Right」、「Top」及び「Bottom」は、セル内の最も左側、最も右側、最も上側、及び最も下側の画素の位置をそれぞれ表す。

40

【0027】

「cellVal」はセルの知覚された組織強度値を規定する。従って、セルが暗い領域、組織領域及び明るい領域で構成されている場合は、セル内の組織領域のデータのみが「cellVal」を算出するために使用される。本発明の様々な実施形態では、「cellVal」は次のようにして算出される。

【0028】

まず、画像データの平均値を次式

$$\text{imgMean} = \text{mean}(\text{ImageData}) \quad (2)$$

のように算出する。ここで、「ImageData」は、処理している画像内の画素の強度値を表す。画素の強度値は、その画素についての内部TGC値と同じ画素についての音波エコー

50

の振幅との積の自乗として定義される。

【0029】

次いで、「ImageData」について標準偏差を次式

$$\text{imgStd} = \text{std}(\text{ImageData}) \quad (3)$$

のように算出する。ここで、「std( )」は標準偏差関数を表す。

【0030】

その後、組織の画素強度の上限及び下限を次式

$$\text{tissUpp} = \min(\text{imgMean} + \text{kupp} * \text{imgStd}, \text{Xupp}) \quad (4)$$

$$\text{tissLow} = \max(\text{imgMean} + \text{klow} * \text{imgStd}, \text{Xlow}) \quad (5)$$

のように定義する。ここで、「kupp」、「klow」、「Xupp」及び「Xlow」は、経験的に導き出された定数である。これらの定数は、「ImageData」のヒストグラムと走査において観察された「ImageData」を表すグラフとの関係を分析することによって求められる。これらの定数は通常、走査の用途（例えば、腹部の走査、頸動脈の走査、等々）によって変化する。

【0031】

最終的に、「cellVal」は、「tissUpp」と「tissLow」との間の全ての画素強度値の中央値として算出される。具体的には、

$$\text{cellVal} = \text{median}(\text{tissLow} < \text{cellData} < \text{tissUpp}) \quad (6)$$

と表される。

【0032】

「cellVal」の様々な他の定義を希望により又は必要に応じて使用することができる。例えば、「cellVal」は、「tissUpp」と「tissLow」との間の全ての画素強度値の平均値として算出することが可能である。

【0033】

段階504で、フレーム内の各セルのタイプを決定する。詳しく述べると、段階504で、各セルについて、セルが組織のセルであるか又は非組織（暗い領域又は明るい領域）のセルであるかの判定を行う。本発明の様々な実施形態では、この判定は次式

$$\text{tissPixelCounts} > \text{k} * \text{non\_tissPixelCounts} \quad (7)$$

を使用して実行される。ここで、「tissPixelCounts」は「tissLow」と「tissUpp」との間にある画素値を持つセル内の画素の数であり、また「non\_tissPixelCounts」は「tissLow」よりも低い画素値又は「tissUpp」よりも大きい画素値を持つセル内の画素の数であり、またkは経験に基づいた定数である。様々な実施形態では、kは、セル・データを表すグラフとセル統計値との間の関係を分析することによって経験則に基づいて求められる。様々な実施形態では、kは1に等しいか又は1よりも大きい。

【0034】

或るセルについて式(7)が真であれば、そのセルは組織セルとして識別される。或るセルについて式(7)が真でない場合、そのセルは非組織セルとして識別される。この処理はフレーム内の各セルについて繰り返される。

【0035】

その後、段階506で、その画像データのフレームが空白のスクリーンを表しているかどうか判定する。模範的な実施形態では、これを行うのに2つの判断基準が使用される。第1の判断基準は、フレームが空白のスクリーンであるためには「imgMean」が閾値よりも小さくなければならないことである。第2の判断基準は、式(7)に関して述べた方法を使用して、画像の最上部及び最下部のセル（例えば、図4中のセル1及びセル9）を除く全てのセルが、非組織セルである必要があることである。段階506でフレームが空白のスクリーンであると判定された場合、段階508で、そのフレームについてのTGC補正曲線をゼロに設定して、本方法を終了する。

【0036】

しかしながら、段階506でセルが空白でないとして識別された場合は、段階510において、段階508で識別された組織セルを使用して、そのフレームについてのTGC補正曲線

を算出する。本発明の様々な実施形態では、TGC曲線は次式

$$\text{TGC\_cellCmp} = \text{imgNormCurve} - \text{cellVal} \quad (8)$$

を用いて算出される。ここで、「TGC\_cellCmp」はdB単位で表したTGC補正曲線であり、また「imgNormCurve」は、フレーム全体にわたって理想的な画像輝度を生じさせる、dB単位で表した輝度曲線である。式(6)で定義された「cellVal」はまたdB単位に変換することができる。

【0037】

次いでTGC補正曲線(TGC\_cellCmp)を補間又は補外することにより、軸方向に沿って画像データを補償する「TGC\_pixelCmp」曲線を生成する。本発明の様々な実施形態では、「TGC\_pixelCmp」は、フレーム相互間での補正の変動を低減するために以前のフレームについての複数のTGC補正曲線にわたって平均化される。

10

【0038】

「TGC\_pixelCmp」を使用して元の画像データを処理することにより、TGC補正ユニット304の出力に次の式を持つ処理後の画像データを得る。

【0039】

$$\begin{aligned} \text{newImgVal}(i,:) &= \text{orgImgVal}(i,:) + \text{TGC\_pixelCmp}(i) \\ &\quad - \text{user\_requested\_TGC1}(i) \end{aligned} \quad (9)$$

ここで、「user\_requested\_TGC1」は、TGC補正ユニット304が作動された時における「user\_requested\_TGC」の値である。また、「orgImgVal(i,:)」は同じ軸方向位置*i*を持つ一列の元の画像データ(dB単位)であり、「newImgVal(i,:)」は同じ軸方向位置*i*を持つ一列の処理後の画像データ(dB単位)であり、「user\_requested\_TGC」はTGC摺動ポット及び利得ノブ値(dB単位)の和である。

20

【0040】

TGC補正により画像全体にわたって画像の輝度が一樣になるので、遠距離場におけるノイズ・レベルが増大することがある。遠距離場におけるノイズを制御するため、利得クランプ・ユニット310は、画像上で遠距離場のノイズが検出されたときに利得をクランプする。より詳しく述べると、利得クランプ・ユニット310は、幾つかのその後のフレームを使用して、局部分散「var(i,j)」を算出する。ここで、*i*及び*j*は画像内の画素の位置である。或る画像について、*i*は1から「nsamples」まで定めることができる。ここで、「nsamples」は画像内の軸方向に沿ったサンプルの数である。同様に、*j*は1から「nvector」まで定めることができる。

30

【0041】

任意のサンプル線「nval」について、平均分散がノイズ閾値よりも大きい場合、すなわち、「aveVari(i=nval) > varNoise」である場合、ノイズは「nval」の軸方向画素位置において検出されるように決定される。ノイズが深さにつれて増大すると共に、エコー信号の強度が減衰により深さにつれて小さくなるので、一旦ノイズが検出されると、高い信号対ノイズ比(SNR)領域と低いSNR領域との間の遷移が滑らかになるように局部利得が徐々に低減される。

【0042】

図6は、本発明の模範的な実施形態に従った利得クランプ・ユニット310(図3に示す)による処理前と処理後との画像信号の平均グレー・レベルを例示するグラフである。グラフは、画像上の平均グレー・レベルを走査の深さに対して示したものである。クランプ前の平均グレー・レベル602は、利得クランプ・ユニット310による利得クランプ作用を適用する前の画像信号を表す。また、クランプ後の平均グレー・レベル604は、利得クランプ・ユニット310による利得クランプ作用を適用した後に得られる画像信号を表す。クランプ前の平均グレー・レベル602は走査の全深さ範囲にわたって一樣により高くなっており、これはクランプ作用が無いことを表す。グラフはまた、ノイズが検出される深さ606を示している。利得クランプ・ユニット310は、深さ606の後、画像信号を減衰させる。減衰量は深さ608まで直線的に増大する。深さ608を越えると、画像信号は一樣に減衰させられる。このようなクランプ作用により、高SNR領域と低

40

50

S N R領域との間の遷移が滑らかになり、その結果、表示のための滑らかな画像が得られる。

#### 【0043】

本発明の様々な実施形態では、最もノイズの影響を受けやすい画像部分のみがノイズ検出のために検査される。例えば、ノイズが主に遠距離場に存在しているとき画像は下から上へ処理することができる。別の実施形態では、ノイズ検出は、各ベクトル毎の代わりに、数個のベクトル毎に（例えば、3つのベクトル毎に）行う。

#### 【0044】

図7は、本発明の模範的な実施形態に従ったシネ・ループ機能性を例示する流れ図である。段階702で、生のD I C O Mファイル呼び出して、記憶ユニット312に記憶された生の画像データを得る。次いで段階704で、ユーザ入力（例えば、指定されたボタンを押すこと）に基づいて生の画像データについてT G C補正が必要とされているかどうかの判定を行う。段階704でT G C補正が必要とされていると判定された場合は、段階706でT G C補正曲線を算出する。この曲線を算出する方法は図5を参照して説明した。その後、段階708で、(TGC\_correction - user\_\_requested\_\_TGC1)を適用することによって画像データを時間利得補償する。ここで、「user\_\_requested\_\_TGC1」は、T G C補正ユニット304を作動した時点における「user\_\_requested\_\_TGC」に等しい。ユーザがT G C補正ユニット304の作動後にユーザ入力パラメータを変更しない（例えば、利得ノブ値及びT G C摺動ポット位置に対して何ら変更を行わない）場合は、「user\_\_requested\_\_TGC」は「user\_\_requested\_\_TGC1」に等しい。T G C補正ユニット304の出力の画像データに外部T G Cを適用すると、結果として外部T G Cユニット306の出力の画像の全体において組織の輝度が一樣になる。ユーザがT G C補正ユニット304の作動後に「user\_\_requested\_\_TGC」を修正した場合、外部T G Cユニット306の出力の画像は、画像の体裁についてのユーザの好みを反映する。T G C補正ユニット304がユーザによって又は超音波システムのシステム制御装置によって作動されない場合は、「TGC\_correction」はゼロに等しい。T G C補正ユニット304によって画像データに対して何らT G C補正が適用されない。「user\_\_requested\_\_TGC」は外部T G Cユニット306によって画像データに適用される。

#### 【0045】

その後、段階710で、「user\_\_requested\_\_TGC」を画像データに適用する。これに続いて、段階712で、「user\_\_dynamic\_\_range」を適用する。段階714で、図6に関して説明したように利得クランプを行う。最後に、段階716で、走査変換を行って、画像を表示する。

#### 【0046】

本発明の様々な実施形態では、「user\_\_requested\_\_TGC」及び「user\_\_dynamic\_\_range」は、生データD I C O Mファイルに保存されているデータから得られたユーザ入力パラメータである。本発明の模範的な実施形態では、これらのパラメータは、生のデータの再生を実行する超音波システムから得られる。ユーザ入力パラメータは、ユーザによる利得ノブ、T G C摺動ポット及びダイナミックレンジの手動調節によって、或いはボタン又は他の手段の押し下げに応答してシステムにより実行されるこれらのパラメータの自動調節によって、得ることができる。例えば、画像が次のユーザ入力値、すなわち、30 dBの利得ノブ値、0 dBのT G C摺動ポット値及び63 dBのダイナミックレンジで保存されている場合、シネ・ループ再生の際に、ユーザは次の新しい一組のユーザ入力値、すなわち、35 dBの利得ノブ値、0 dBのT G C摺動ポット値及び72 dBのダイナミックレンジで画像を再生することが可能である。ユーザ入力値のこのような変更は或る特定の解剖学的構造又は病理状態を視覚化するのに役立つことがある。この機能により、例えば、医師及び超音波技師の両者に、画像を取得又は保存した後で診断に役立つように画像品質を微調整する機会が与えられる。

#### 【0047】

図8は、本発明の模範的な実施形態に従ってバンディング・アーティファクトを防止す

10

20

30

40

50

るための方法を例示する流れ図である。段階 802 で、重ね継ぎ位置におけるバンディング・アーティファクトを検出して調節する。重ね継ぎ位置におけるバンディング・アーティファクトを検出するために様々な画像処理方法を使用することができる。このような方法の 1 つを図 9 を参照して説明する。更に、重ね継ぎ位置におけるバンディング・アーティファクトを調節する方法を図 10 を参照して説明する。段階 804 において、段階 802 で得られた画像データが、完全な画像について自動化 TGC を実行するために 1 つ以上のセルに分割される。画像の各セルは、TGC 補正曲線を得るために独立に処理される。

【0048】

図 9 は、本発明の模範的な実施形態に従って重ね継ぎ位置におけるバンディング・アーティファクトを検出するために画像データを複数のセルに分割する模範的な例を示す。図は、複数対の上側及び下側セルに分割された重ね継ぎ位置近くの画像データを示している。セル内の各画素に関連した画像データを閾値「tissUp\_band」及び「tissLower\_band」と比較し、そして下記の式を使用して「cellVal\_band」を算出する。

【0049】

$$\text{tissUp\_band} = \min(\text{imgMean} + \text{kupp\_bnd} * \text{imgStd}, \text{Xupp}) \quad (10)$$

$$\text{tissLow\_band} = \max(\text{imgMean} + \text{klow\_bnd} * \text{imgStd}, \text{Xlow}) \quad (11)$$

$$\text{cellVal\_band} = \text{median}(\text{tissLow\_band} < \text{cellData} < \text{tissUp\_band}) \quad (12)$$

ここで、「kupp\_bnd」及び「klow\_bnd」は経験に基づいた整数定数であり、典型的には 2 及び 3 の値を持つ。

【0050】

セル内の画素の数が式(7)を満足している場合、そのセルが組織セルとして分類される。もし一対の隣り合う上側及び下側セル内の両方のセルが組織セルである場合は、2 つの「cellVal\_band」の間の差を算出し且つ他の適格の組織セルにわたって平均化して、次式を使用して「valDelta」を求める。

【0051】

$$\text{valDelta} = \text{mean}(\text{uppCell\_band}(i) - \text{lowerCell\_band}(i)) \quad (13)$$

ここで、「i」は組織セル対についての指数である。

【0052】

「valDelta」がゼロに等しくない場合、バンディング・アーティファクトが重ね継ぎ位置において検出される。その後、補償曲線が、図 10 を参照して説明するように画像データに適用される。

【0053】

図 10 は、本発明の模範的な実施形態に従って重ね継ぎ位置におけるバンディング・アーティファクトを調節する例を示すグラフである。このグラフは、超音波画像の深さに対してバンド補正曲線を描いたものである。ゼロより大きいバンド補正曲線の値は画像データの増幅を表し、またゼロより低いバンド補正曲線の値は画像データの減衰を表す。図は 2 つの重ね継ぎ位置、すなわち、「重ね継ぎ位置 1」及び「重ね継ぎ位置 2」を持つ画像を示している。「重ね継ぎ位置 1」において、式(13)を使用して「valDelta」が「valDelta\_sp1」として求められる。ここで、「valDelta\_sp1」はゼロより大きい。従って、次式を使用して、深さ d1 及び深さ d2 が算出される。

【0054】

$$d1 = k1 * (\text{重ね継ぎ位置 1}) \quad (14)$$

$$d2 = (\text{重ね継ぎ位置 1}) + k2 * ((\text{重ね継ぎ位置 2}) - (\text{重ね継ぎ位置 1})) \quad (15)$$

ここで、k1, k2 は 0.5 に等しいか又は 0.5 未満の定数である。d1, d2 の計算方法は、重ね継ぎ位置においてバンド補正が必要とされる全ての他の重ね継ぎ位置に適用される。その後、画像についてのバンド補正值は、d1 における「0」から重ね継ぎ位置 1 における「-0.5 \* valDelta\_sp1」までの減衰を線形補間することによって求められる。更に、グラフ内の重ね継ぎ位置 1 より右側の画像データの利得は、重ね継ぎ位置 1 に

10

20

30

40

50

おける「0.5 \* valDelta\_sp1」からd2における「0」まで補間される。

【0055】

同様な手順が重ね継ぎ位置2について繰り返えされる。しかしながら、「valDelta\_sp2」はゼロより低いので、重ね継ぎ位置2より左側の画像は増幅され、また重ね継ぎ位置2より右側の画像は減衰させられる。

【0056】

本発明の様々な模範的な実施形態では、1つ又は複数のプロセッサを超音波システム300内のコンピュータの部分として用いることができる。コンピュータは、演算機械、入力装置、表示装置、及び(例えば、インターネットにアクセスするための)インターフェースを含むことができる。コンピュータはマイクロプロセッサを含むことができる。マイクロプロセッサは通信母線に接続することができる。コンピュータはまたメモリも含むことができる。メモリには、等速呼出しメモリ(RAM)及び読出し専用メモリ(ROM)を含むことができる。コンピュータは更に記憶装置を含むことができ、記憶装置はハードディスク駆動装置、又はフレキシブルディスク駆動装置、光ディスク駆動装置などのような着脱可能記憶媒体駆動装置とすることができる。記憶装置はまた、コンピュータ・プログラムや他の命令をコンピュータ・システムにロードするための他の同様な手段とすることも可能である。

10

【0057】

コンピュータは一組の命令を実行して、本書で述べたように処理を行う。コンピュータは、1つ又は複数の記憶素子に格納されている一組の命令を実行して、本書で述べたように入力データを処理する。記憶素子はまた、希望通りに又は必要に応じてデータ又は他の情報を格納することができる。記憶素子は情報源又は処理機械内の物理的メモリ素子の形態であってよい。

20

【0058】

一組の命令は、本発明の様々な実施形態の処理のような特定の動作を行うように処理機械に命令する様々な指令を含むことができる。一組の命令はソフトウェア・プログラムの形態にすることができる。ソフトウェアは、システム・ソフトウェア又はアプリケーション・ソフトウェアのような様々な形態にすることができる。更に、ソフトウェアは、別々のプログラムの集合、大きなプログラムの中のプログラム・モジュール、又はプログラム・モジュールの一部分の形態にすることができる。ソフトウェアはまた、オブジェクト指向プログラミングの形態のモジュラー・プログラミングを含むことができる。処理機械による入力データの処理は、本書で述べたように、ユーザの指令に回答するもの、又は前の処理の結果に回答するもの、又は別の処理機械によってなされる要求に回答するものとするることができる。

30

【0059】

本発明の様々な実施形態は、2次元、3次元及び4次元超音波画像におけるバンディング・アーティファクトの問題を低減する。超音波システムに使用されるプローブは、1次元プローブ(トランスデューサ素子が一列状態に配列されている)か、2次元プローブ(トランスデューサ素子がマトリクス状態に配列されている)か、又は機械的位置決め装置を備えた1次元プローブのいずれかとすることが可能である。更に、本発明の様々な実施形態では、走査を実行して記憶させた後で超音波走査についてのユーザ入力パラメータを適用するための方法及びシステムを提供する。更に、本発明の様々な実施形態では、遠距離場におけるノイズを抑制するために利得をクランプするための方法及びシステムを提供する。

40

【0060】

本書で述べた方法及びシステムの技術的効果は、画像データに外部TGC曲線及び内部TGC曲線を別々に適用することによって、走査を実行して記憶させた後で超音波走査についてのユーザ入力パラメータを調節し得ることである。本書で述べた方法及びシステムの別の技術的効果は、1つ又は複数の焦点区域を持つ超音波画像におけるバンディングを低減することである。焦点区域が1つの場合、これを達成するには、画像を複数のセルに

50

分割する。焦点区域が複数ある場合、これを達成するには、(1)重ね継ぎ位置におけるバンドを検出して補正し、及び/又は(2)画像を、重ね継ぎ位置に近い方のセルの高さが一層小さくなるように異なる高さの複数のセルに分割することによって、画像を処理する。本書で述べた方法及びシステムの別の技術的效果は、遠距離場におけるノイズを抑圧することである。これは、利得クランプ作用を使用することによって行われる。

#### 【0061】

本発明を様々な特定の実施形態について説明したが、当業者には本発明が特許請求の範囲に記載の精神及び範囲内で変更して実施できることが認められよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

10

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0062】

【図1】典型的な時間利得補償(TGC)曲線を使用するように構成されている超音波システムを例示するブロック図である。

【図2】本発明の模範的な実施形態に従って超音波システムを制御する方法を例示する流れ図である。

【図3】本発明の模範的な実施形態に従ってTGCを実施する超音波システムを例示するブロック図である。

20

【図4】本発明の模範的な実施形態に従って超音波画像を複数のセルに分割する模範的な例を示すブロック図である。

【図5】本発明の模範的な実施形態に従って一フレームの画像データについてTGC補正曲線を算出する方法を例示する流れ図である。

【図6】本発明の模範的な実施形態に従った利得クランプ・ユニットによる処理前と処理後との画像信号の平均グレー・レベルを例示するグラフである。

【図7】本発明の模範的な実施形態に従ったシネ・ループ機能を例示する流れ図である。

【図8】本発明の模範的な実施形態に従ってバンディング・アーティファクトを防止するための方法を例示する流れ図である。

【図9】本発明の模範的な実施形態に従って重ね継ぎ位置におけるバンディング・アーティファクトを検出するために画像データを複数のセルに分割する模範的な例を示す略図である。

30

【図10】本発明の模範的な実施形態に従って重ね継ぎ位置におけるバンディング・アーティファクトを調節する例を示すグラフである。

#### 【符号の説明】

#### 【0063】

- 100 超音波システム
- 110 トランスデューサ・アレイ
- 300 超音波システム
- 400 超音波画像
- 402 中央部分
- 404 縁部分
- 406 画像頂部
- 408 画像底部
- 410 第1の焦点区域
- 412 第2の焦点区域
- 414 重ね継ぎ位置
- 602 クランプ前の平均グレー・レベル
- 604 クランプ後の平均グレー・レベル
- 606 ノイズが検出される深さ

40

50

【 図 1 】

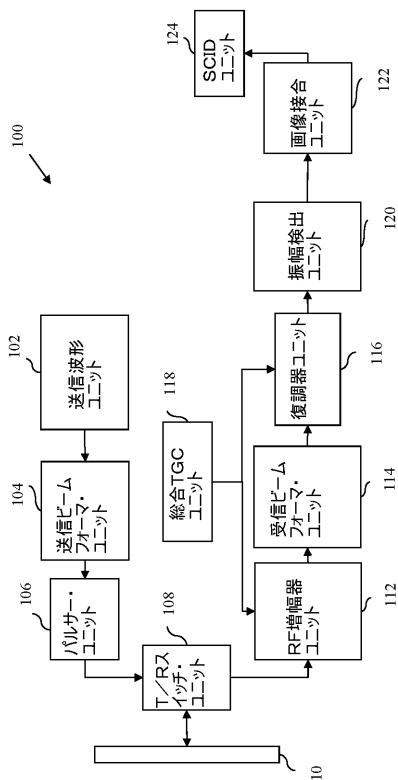


FIG. 1 (従来技術)

【 図 2 】

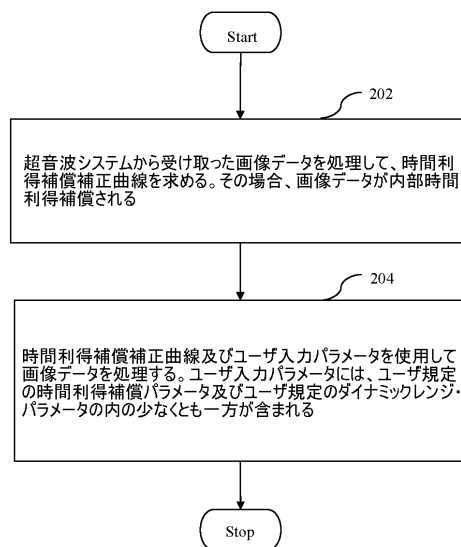


FIG. 2

【 図 3 】

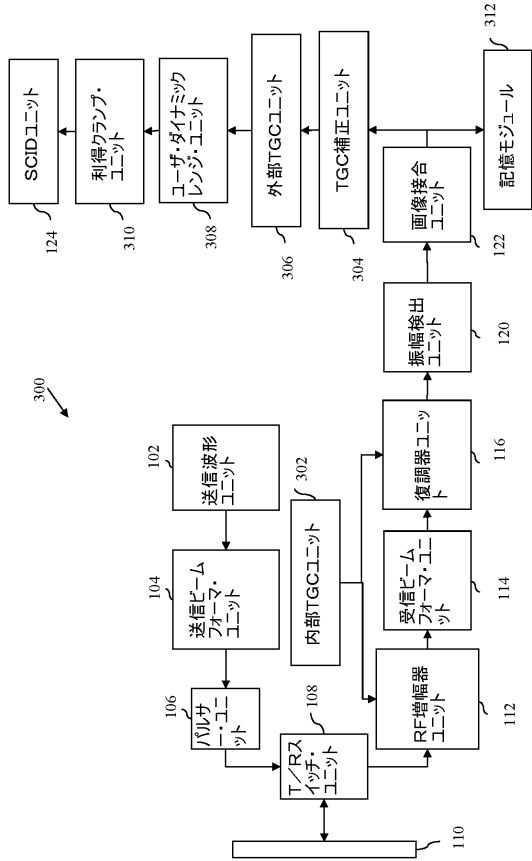


FIG. 3

【 図 4 】

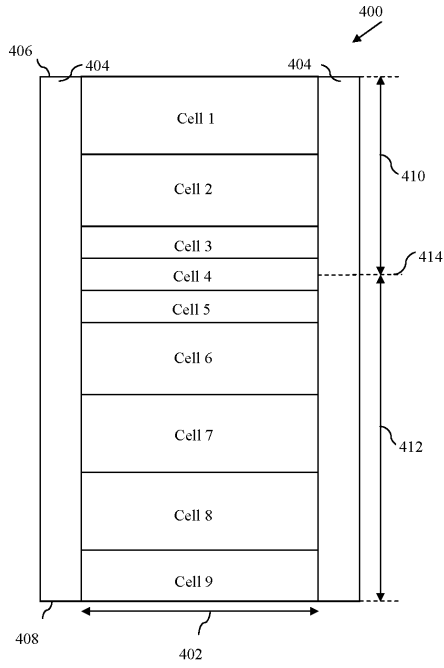


FIG. 4

【 図 5 】

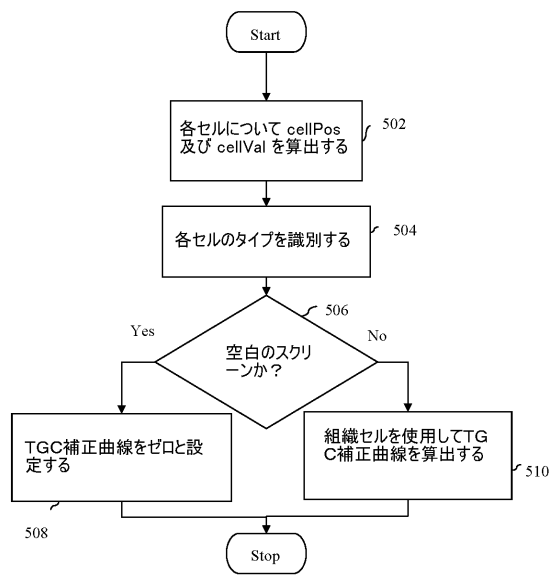


FIG. 5

【 図 6 】

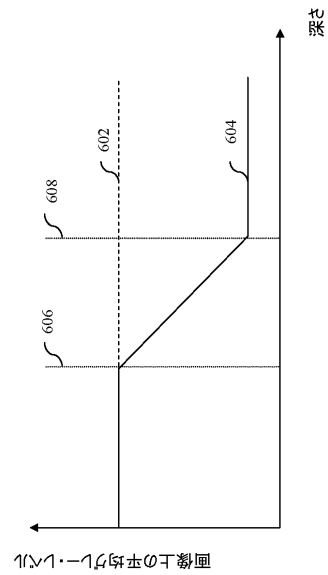


FIG. 6

【 図 7 】

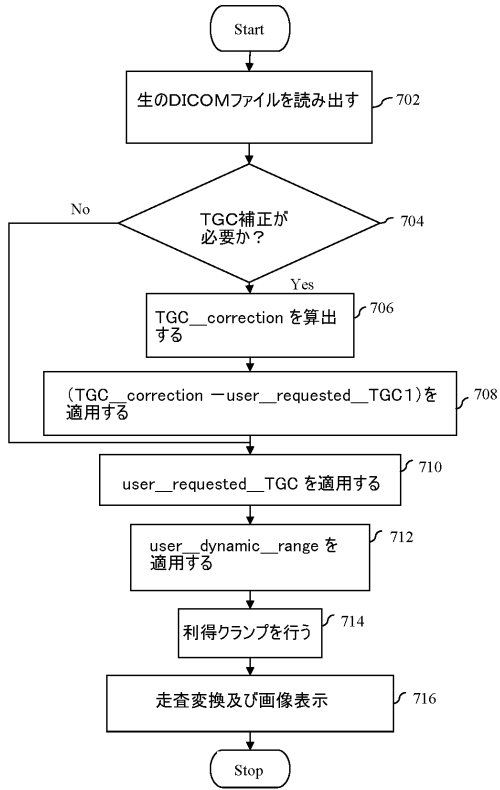


FIG. 7

【 図 8 】

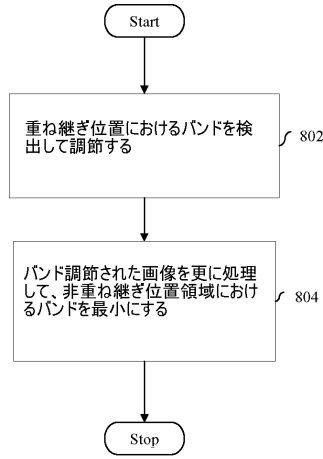


FIG. 8

【 図 9 】

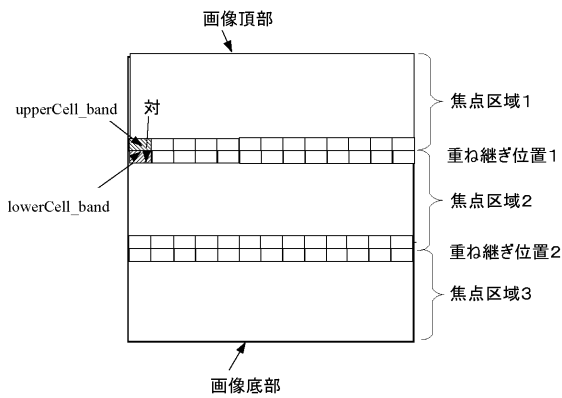


FIG. 9

【 図 10 】

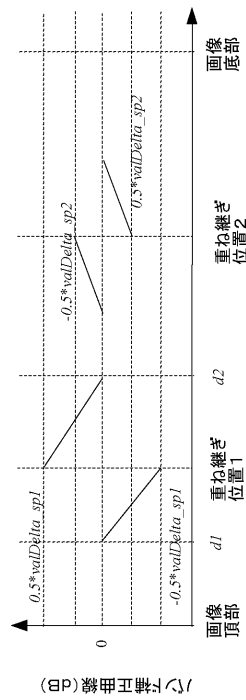


FIG. 10

---

フロントページの続き

- (72)発明者 チエン・チャン・アダムス  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・ウェザーストン・ブルヴァード、12740番
- (72)発明者 リチャード・マリオン・クラコフスキー  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、リッチフィールド、ステイト・ロード・175、2560番
- (72)発明者 マイケル・ジョセフ・ウォシュバーン  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ケストレル・トレイル、18480番
- Fターム(参考) 4C601 EE04 EE22 HH30 JB13 LL02

专利名称(译)	用于控制超声系统的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006043457A</a>	公开(公告)日	2006-02-16
申请号	JP2005222875	申请日	2005-08-01
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	チエンチャンアダムス リチャードマリオンクラコフスキー マイケルジョセフウォッシュバーン		
发明人	チエン・チャン・アダムス リチャード・マリオン・クラコフスキー マイケル・ジョセフ・ウォッシュバーン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T5/40 G01S7/52033 G06T5/009 G06T2207/10132 G06T2207/20092		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/HH30 4C601/JB13 4C601/LL02		
代理人(译)	松本健一 小倉 博 伊藤 亲		
优先权	10/911014 2004-08-04 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种用于控制超声系统的方法和系统 ( 300 ) 。 该方法包括处理 ( 202 ) 从超声系统接收的图像数据以获得时间增益补偿校正曲线，该图像数据在内部被时间增益补偿。 该方法还包括使用时间增益补偿校正曲线和用户输入参数来处理 ( 204 ) 图像数据。 用户输入参数包括用户定义的时间增益补偿参数和用户定义的动态范围参数中的至少一个。 [选择图] 图2

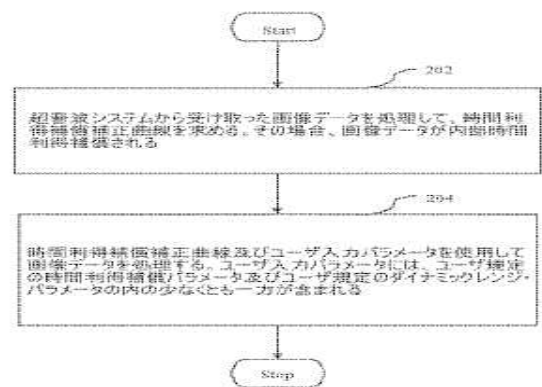


FIG. 2