

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4786661号

(P4786661)

(45) 発行日 平成23年10月5日(2011.10.5)

(24) 登録日 平成23年7月22日(2011.7.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 11 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-530122 (P2007-530122)	(73) 特許権者	500332814
(86) (22) 出願日	平成17年8月25日 (2005.8.25)		ボストン サイエнтиフィック リミテッド
(65) 公表番号	特表2008-511400 (P2008-511400A)		バルバドス国 クライスト チャーチ ヘイスティンクス ココナッツヒル #6
(43) 公表日	平成20年4月17日 (2008.4.17)		ビー. オー. ボックス 1317
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/030246	(74) 代理人	100082005
(87) 国際公開番号	W02006/028718		弁理士 熊倉 禎男
(87) 国際公開日	平成18年3月16日 (2006.3.16)	(74) 代理人	100088694
審査請求日	平成20年3月7日 (2008.3.7)		弁理士 弟子丸 健
(31) 優先権主張番号	10/933,994	(74) 代理人	100103609
(32) 優先日	平成16年9月2日 (2004.9.2)		弁理士 井野 砂里
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100095898
			弁理士 松下 満

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断システムでの自動時間利得補償のシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像処理アルゴリズムを用いる自動時間利得補償 (T G C) 用に構成された超音波画像処理システムであって、

回転撮像装置を含み、超音波画像診断装置によって生成されたイメージング信号を、複数のエコー源性データのセットに処理するように構成された画像処理システムであって、各エコー源性データのセットが、前記回転撮像装置の一つの角度位置において収集されたデータに対応する、画像処理システムを含み、

前記画像処理システムが、前記複数のエコー源性データのセット用の複数の T G C 関数をユーザの介入なしで自動的に決定するように適合されており、各 T G C 関数が、別々のエコー源性データのセットから計算され、前記画像処理システムが、ユーザの介入なしで、前記 T G C 関数を前記複数のエコー源性データのセットに対して自動的に適用するように適合され、

前記画像処理システムは、エコー源性データのセットの局所的な平均をとり、 T G C 関数を決定するときに、前記局所的に平均したデータのセットの各々を分数で累乗することによって、前記局所的に平均したデータのセットの各々にノイズ抑制係数を適用するように構成されている、システム。

【請求項 2】

前記画像処理システムが、さらに、前記エコー源性データのセットをローパスフィルタ処理することによって、前記エコー源性データのセットの局所的な平均をとるように構成

10

20

される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記画像処理システムが、さらに、前記局所的な平均をとられたデータのセットの逆数を決定するように構成される、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記画像処理システムが、さらに、前記逆数を決定する前に、前記局所的な平均をとられたデータのセットに、オーバーフロー抑制オフセットを適用するように構成される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記画像処理システムが、さらに、前記逆数を決定する前に、前記局所的な平均をとられたデータのセットの各々に、ノイズ抑制係数を適用するように構成される、請求項 3 に記載のシステム。

10

【請求項 6】

前記画像処理システムが、さらに、前記逆数データのセットに最初のエコー源性データのセットを掛けるように構成される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記画像処理システムが、画像データ内のエコー源性データのセット毎に、TGC 関数を決定するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記決定された TGC 関数が、TGC に関して画像データに適用される唯一の時間に伴って変化する増幅である、請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 9】

前記超音波画像診断装置が、体内管腔の内側を撮像するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

各エコー源性データのセットが、少なくとも部分的に管腔壁に向かう超音波の伝搬から受け取られるエコーを表す、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記超音波画像診断装置が、体内管腔の半径方向断面内の別々の角度位置で行われる各イメージングサイクルを実行するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本システムおよび方法は、全般的に、生物の超音波画像診断での自動時間利得補償に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断では、身体内部が、まず超音波を当の区域に向けて送ることと、次に、その波がさまざまな深さの身体内部組織を通過する時に生成される反射を受け取ることによって撮像される。超音波は、通常、1 つまたは複数の超音波変換器（振動子）を使用して生成され、受け取られる。イメージングシステム内のイメージングハードウェアおよび/またはソフトウェアは、各超音波送出から受け取られる反射またはエコーの組を、エコーレコードまたはスキャンラインとも称するエコー源性データのセットとして保管する。このエコー源性データのセットは、さまざまな深さにある身体特徴を表示する視覚的画像の生成に使用され、この身体特徴の存在は、エコーが受け取られる時刻とエコーの相対振幅とに相関する。時間的により早く受け取られるエコーは、変換器のより近くに位置する浅い特徴として表示され、時間的により後に受け取られるエコーは、より深い特徴として示される。

40

【0003】

骨など、体内のある種の部分は、筋肉または血液などの他のより柔らかい部分より高い

50

エコー源性を有する。これらのより高いエコー源性部分は、入射超音波のうちのより多くを反射し、相対的に低いエコー源性を有する部分より大きい振幅を有するエコーを作る。画像内では、各エコーは、エコー振幅のレベルに基づいて輝度値が割り当てられる。これによって、見る人に、当の領域内に位置する身体の諸部分の組成に関する追加情報が与えられる。

【 0 0 0 4 】

しかし、超音波は、身体組織を通過して進む時に、振幅が減るすなわち減衰する。その結果、変換器の近くに位置する身体の部分によって生成されるエコーは、変換器からより大きい距離で生成されるエコーより相対的に強い。補正されないままにされる場合に、結果の画像は、さまざまな身体構造の客観的エコー源性を不正に表す可能性がある。未補正の画像は、変換器に近い領域で過度な輝度を示しながら、画像の残りを暗いままにする場合さえある。

10

【 0 0 0 5 】

未補正の超音波画像 1 0 2 の例を、図 1 A に示す。この例示的画像 1 0 2 は、血管内に置かれた、カテーテルおよび類似物などの血管内イメージング装置を用いて得られる画像を表す。画像 1 0 2 の領域 1 0 3 内に、カテーテル外壁 1 0 4 と、血管壁 1 0 5 と、血管壁 1 0 5 内および血管壁 1 0 5 の周囲のさまざまな組織特徴 1 0 6 ~ 1 0 8 とが示されている。この図では、血管壁 1 0 5 が、送られた超音波信号の減衰に起因して、それを囲む組織特徴 1 0 6 ~ 1 0 8 より相対的に明るいことがわかる。

【 0 0 0 6 】

20

これを補償するために、普通の超音波画像診断システムは、信号経路内で特殊なハードウェアおよび/またはソフトウェアを使用して、各入ってくるエコー信号の振幅に、時間に伴って変化する増幅定数を掛け、この増幅定数は、エコーが受け取られる時刻が遅くなるほど高い度合までエコーを増幅する。この時間に伴って変化する増幅を適用する動作を、しばしば、「時間利得補償 (Time Gain Compensation)」または T G C と称する。手動 T G C 入力インターフェース (深さの範囲毎に 1 つの、複数のスライディング制御からなる) が、通常、ユーザが所望の結果を達成するために時間に伴って変化する増幅を調整できるようにするために、超音波システム内に設けられる。時間利得補償された超音波画像 1 0 2 ' の例を、図 1 B に示す。この図では、血管壁 1 0 5 およびそれを囲む組織特徴 1 0 6 ~ 1 0 8 の全てが、T G C の結果として、匹敵する輝度レベルを有することがわかる。

30

【 0 0 0 7 】

最近、自動 T G C 技法が、参照によってその全体が本明細書に組み込まれている米国特許第 6 7 4 3 1 7 4 号、名称「Ultrasonic diagnostic imaging system with automatically controlled contrast and brightness」で提案された。この技法は、外部超音波装置と共に使用することを目標とするが、ユーザが、深さ毎に利得レベルを手動で調整する必要なしに画像を時間利得補償できるようにする。しかし、この技法は、それでも、T G C 設定を初期化するためのユーザ開始入力が必要とし、したがって、完全に自動的ではない。また、この技法は、ベースライン利得値として働く、メモリに保管された所定の利得レベルに頼る。これらの所定の利得値が適用された後に限って、この技法は、どの追加の補正が必要であるかの決定を試みる。さらに、この技法は、画像内の深さ毎に 1 つの利得値を決定することしかできず、画像内の個々のスキャンラインに沿った深さ毎に利得値を決定することはできない。

40

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

したがって、普通の技法の短所を克服できると同時により高い性能を提供する、改善された自動 T G C のシステムおよび方法が必要である。

【 課題を解決するための手段 】

50

【 0 0 0 9 】

本明細書で提供される方法およびシステムは、画像処理アルゴリズムを用いる超音波画像の自動 T G C を可能にする。自動 T G C の例の方法では、超音波画像データが入手され、ここで、画像データは、複数のエコー源性データのセットを含む。複数の T G C 関数が、複数のエコー源性データのセットについて決定され、ここで、各 T G C 関数は、別々のエコー源性データのセットから決定される。T G C 関数は、ユーザの介入なしで、複数のエコー源性データのセットに自動的に適用される。

【 0 0 1 0 】

多数の T G C 関数を、本明細書で説明されるシステムおよび方法を用いて実施することができる。1つの例で、T G C 関数の決定に、エコー源性データのセットの局所的な平均をとることと、任意選択としてエコー源性データのセットにオーバーフロー抑制係数を適用することと、任意選択としてエコー源性データのセットにノイズ抑制係数を適用することと、ローパスフィルタ処理（低域フィルタリング）され、任意選択としてオーバーフロー抑制されノイズ抑制されたエコー源性データのセットの逆数を決定することとが含まれる。この例では、T G C 関数の適用に、最初のエコー源性データのセットに逆数レコードを掛けることを含めることができる。

10

【 0 0 1 1 】

超音波画像を自動的に時間利得補償するように構成された超音波画像診断システムの1つの例示的实施形態は、超音波画像データを収集するように構成された超音波画像診断装置と、この超音波画像診断装置に通信的に結合された画像処理システムとを含む。この画像処理システムを、超音波画像診断装置から受け取られたイメージング信号を複数のエコー源性データのセットに処理し、各 T G C 関数が別々のエコー源性データのセットから決定される、複数のエコー源性データのセットの複数の T G C 関数を決定し、ユーザの介入なしで T G C 関数を複数のエコー源性データのセットに自動的に適用するように構成することができる。

20

【 0 0 1 2 】

もう1つの例示的实施形態で、画像処理システムは、エコー源性データのセットの局所的な平均をとり、部分的に、局所的な平均をとられたデータのセットの逆数を決定することによって、大きさ調整を実行するように構成される。画像処理システムを、任意選択として、逆数を決定する前に、局所的な平均をとられたデータのセットにオーバーフロー抑制オフセットを適用し、任意選択として、逆数を決定する前に、局所的な平均をとられたデータのセットにノイズ抑制係数を適用するように構成することができる。また、画像処理システムを、逆数データのセットに最初のエコー源性データのセットを掛けるように構成することができる。

30

【 0 0 1 3 】

本発明の他のシステム、方法、特徴、および利益は、次の図面および詳細な説明を検査する時に当業者に明白であるか明白になる。全てのそのような追加のシステム、方法、特徴、および利益が、この説明に含まれ、本発明の範囲内にあり、添付の特許請求の範囲によって保護されることが意図されている。また、本発明が、例の実施形態の詳細を必要とするように限定されないことが意図されている。

40

【 0 0 1 4 】

製造、構造、および動作を含む本発明の詳細は、部分的には添付図面の調査によって収集することができ、添付図面では、類似する符号が類似するセグメントを指す。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

本明細書で説明されるシステムおよび方法は、超音波画像診断用の改善された自動 T G C を提供する。より具体的に言うと、このシステムおよび方法は、ユーザ入力なしの自動的な超音波画像の T G C を可能にする。T G C は、各収集されたエコー源性データのセットに個別に、または関連するエコー源性データのセットのグループに適用することができる。スキャンラインに似て、各エコー源性データのセットには、超音波画像診断装置の 1

50

方向でのまたは1つの位置での超音波送出に応答して収集されたデータが含まれることが好ましい。画像内の各個々のエコー源性データのセットの自動TGCの能力は、より正確に補償された全体的な画像をもたらすことができる。また、自動TGCを、エコー源性データのセットが入手される時に、そのエコー源性データのセットに適用することができ、ユーザが、時間利得補償された超音波画像をリアルタイムで見ることが可能になる。

【0016】

図2に、超音波画像の自動TGCの例示的方法200のブロック図を示す。超音波画像診断装置によって収集されたデータは、この図では、画像データ201として示されている。画像データ201には、1つまたは複数のエコー源性データのセット202が含まれることが好ましく、各エコー源性データのセット202には、超音波画像診断装置が単一の位置または方位に置かれている間に収集されたデータが含まれる。各エコー源性データのセット202内のデータは、各受け取られたエコーの振幅と、各エコーが受け取られた時刻とを表すことが好ましい。画像処理アルゴリズム204が、エコー源性データのセット202に適用されて、時間利得補償されたデータのセット206を生成することが好ましく、この時間利得補償されたデータのセット206は、その後、時間利得補償された画像208の生成に使用することができる。画像処理アルゴリズムは、各エコー源性データのセット202内のデータ値だけに基づいて、そのエコー源性データのセット202を別々に時間利得補償できることが好ましい。

【0017】

例証のために、本明細書で提供されるシステムおよび方法を、例示的な血管内超音波（IVUS）画像診断システムの文脈で説明する。しかし、当業者は、本明細書で提供されるシステムおよび方法が、IVUS画像診断に限定されず、任意の超音波画像診断システムと共に使用できることを認めるであろう。図3に、IVUS画像診断システム300の例示的实施形態を示す。この実施形態では、IVUS画像診断システム300は血管内装置302を含み、この血管内装置302は細長い筒状部材304を有し、この筒状部材304の中に位置する内側管腔306を備える。内側管腔306は、中央芯部308を摺動可能に受けるように構成される。超音波画像診断装置310は、中央芯部308の末端部に置かれ、中央芯部308を介して画像処理システム301（図示せず）と通信的に結合される。超音波画像診断装置310は、血管の内側を撮像し、イメージング信号を画像処理システム301に出力するように構成され、画像処理システム301は、その信号を処理し、画像データ201として保管することが好ましい。超音波画像診断装置310は、直線並進可能な変換器、回転可能な変換器、複数変換器アレイ、およびこれらの類似物など、任意のタイプの超音波画像診断装置とすることができる。

【0018】

図4に、血管402内の超音波画像診断装置310の例示的实施形態を示す。この実施形態では、超音波画像診断装置310は、血管402の半径方向断面部分410を撮像するのに使用される回転可能変換器である。イメージング装置310が、方向403に回転する時に、超音波のパルスまたは波404が、血管壁408およびそれを囲む組織409に送られ、結果のエコー406が、受け取られる。このプロセスを、本明細書ではイメージングサイクルと称し、好ましくは、複数のイメージングサイクルが、各回転中に行われ、各サイクルは、イメージング装置310による狭い範囲の移動中に行われる。

【0019】

1つの例で、イメージング装置310は、回転の1度毎に1回、イメージングサイクルを実行し、1回転で360個の送出/受取サイクルをもたらす。任意の所望の個数のイメージングサイクルを各回転で行うことができ、任意の個数のサイクルを回転内の各位置で行えることを当業者がたやすく認めるであろうことに留意されたい。イメージング装置310は、エコーの受取を画像処理システム301に通信するためにイメージング信号を出力し、画像処理システム301は、この信号を処理し、結果のエコーデータをエコー源性データのセット202に保管する。上で述べたように、イメージングサイクル毎に、したがってイメージング装置310の角度位置毎に1つのエコー源性データのセット202が

作成されることが好ましい。

【0020】

上で述べたように、本明細書で説明するシステムおよび方法は、変換器アレイを含む任意のタイプの超音波画像診断装置310と共に実施することができる。変換器アレイ310を用いる画像データ201の収集は、図4に関して説明した、回転可能な変換器310を用いて画像データ201を収集する方法に似る。変換器アレイ310内の各変換する要素は、エコーの受取を画像処理システム301に通信するためにイメージング信号を出力し、画像処理システム301は、この信号を処理し、結果のエコーデータをエコー源性データのセット202に保管する。変換する要素毎に、イメージングサイクル毎に、したがって血管402の撮像される領域内の位置毎に1つのエコー源性データのセット202が作成されることが好ましい。

10

【0021】

次に、TGCが、画像処理アルゴリズム204を用いてエコー源性データのセット202に適用される。図5は、画像処理アルゴリズム204を用いるTGCの1つの例示的方法500を示すブロック図である。まず、所望の個数のエコー源性データのセット202を選択し、エコー源性グループ502として指定する。任意の個数のデータのセット202を、グループ502として指定することができる。次に、画像処理アルゴリズム204が、エコー源性グループ502からTGC関数グループ504を生成する。TGC関数グループ504は、TGC関数506の集合であり、各関数506は、グループ502内のエコー源性データのセット202のうちの1つに対応することが好ましい。次に、画像処理アルゴリズム204は、画像データ201内のエコー源性データのセット202にTGC関数グループ504を適用して、時間利得補償されたデータのセット206を生成し、この時間利得補償されたデータのセット206は、その後、時間利得補償された画像208の生成に使用することができる。エコー源性データのセット202の時間利得補償は、画像データ201の収集と視覚的表示との間に最小限の遅延があるように、リアルタイムで行われることが好ましいが、遅延を防ぐのに必要な場合には、画像データ201をバッファリングすることができる。

20

【0022】

エコー源性データのセット202の全てが、グループ502に置かれ、その結果、各データのセット202が、単一の対応するTGC関数506を有するようになることが好ましい。エコー源性データのセット202の全てより少ないものが選択される場合には、各TGC関数206が、時間利得補償されたデータのセット506を生成するために複数のデータのセット202に適用される。この場合に、選択されるエコー源性データのセット202は、画像508内の対応する位置に基づいて選択されることが好ましい。たとえば、360個のデータのセット202が、変換器310の回転毎に収集される例では、回転の90度おきに1つのエコー源性データのセット202を、画像処理アルゴリズム204への入力のためにエコー源性グループ504内に置くことができる。次に、各選択されたエコー源性データのセット202から生成されたTGC関数506が、対応する90度セクション内の90個のエコー源性データのセット202のそれぞれに適用されることが好ましい。この形で、エコー源性データのセットは、超音波画像508内のエコー源性データのセット202の位置に基づいて別々に時間利得補償される。これは、位置にかかわらず画像508にまたがって各深さに単一の利得値を適用する普通のTGC技法より正確な実施態様である。

30

40

【0023】

図6～図7に関する次の議論では、画像処理アルゴリズム204を使用する自動TGCのもう1つの例の方法を説明する。上で述べたように、1回転中に収集されたエコー源性データのセット202を使用して、血管402の1つの超音波画像508を形成することができる。画像処理アルゴリズム204を適用する前に、グループ502内のエコー源性データのセット202が、図6に示された例示的なデータマトリックス600などのデータマトリックスに組み合わされる。この図では、データマトリックス600に、M個の行

50

602とN個の列604とが含まれる。各行602(602-1から602-Mまでの符号が付けられている)は、1つのエコー源性データのセット202を含み、イメージング装置310の1つの角度位置に対応する。各列604(604-1から604-Nまでの符号が付けられている)は、イメージングサイクル中に受け取られた各エコー406の振幅に対応するデータを含む。各列604には、エコー406が受け取られた時刻に対応するデータも含めることができ、あるいは、各列604が1つの時点および類似物に対応するように、列604をマトリックス600内で分布させることができる。列604内のデータの存在は、エコー406がその時刻に受け取られたことを示し、そのデータの大きさは、受け取られたエコー406の強さ/振幅を示す。

【0024】

図7に、画像処理アルゴリズム204を使用する自動TGCの例示的方法700を示す。この例では、グループ502に、変換器310の1回転中に収集された各エコー源性データのセット202が含まれる。702で、画像処理アルゴリズム204を使用して、マトリックス600内のデータの大きさの局所的な平均をとる。この局所的な平均化によって、列604に沿ったすばやい変動または著しい変動の全てが減らされる。一実施形態で、局所的な平均化は、マトリックス600の2次元ローパスフィルタ処理によって達成されるが、当業者は、大きさのすばやい変動を減らす全ての技法を使用できることを認めるであろう。706で、アルゴリズム204を使用して、行602(すなわち、エコー源性データのセット202)毎にTGC関数506を決定する。この実施形態では、これに、マトリックス600内の各振幅値の逆数を計算することが含まれる。

【0025】

画像処理アルゴリズム204は、必要な場合に、逆数を計算する前に、ローパスフィルタ処理されたマトリックス600にオーバーフロー抑制オフセットを適用することができる。また、アルゴリズム204は、必要な場合に、全ての低レベルノイズの過剰増幅を抑制するために、逆数を計算する前に、ローパスフィルタ処理されたマトリックス600に低レベルノイズ抑制係数を適用することができる。1つの例で、低レベルノイズ抑制係数は、0.25などの分数で累乗された、ローパスフィルタ処理されたマトリックス600である。オーバーフロー抑制オフセットおよび低レベルノイズ抑制係数を適用する任意選択のステップは、それぞれ703および704として図示されている。最後に、708で、最初のマトリックス600内のデータのセット202の大きさを調整する。より具体的に言うと、この実施形態では逆数マトリックスであるTGC関数506を、最初のマトリックス600を形成するエコー源性データのセット202に適用して、時間利得補償されたデータのセット506を生成する。当業者は、TGC関数506としての逆数値の使用が、使用できる多数の異なる大きさ調整関数の1つの例に過ぎないことをたやすく認めるであろう。

【0026】

この実施形態では、時間利得補償されたデータのセット506のそれぞれは、データのセット202内のデータだけに基づいて補償される。これは、単一の利得値が各深さについて導出され、画像全体にまたがって適用される普通の技法のようにデータのセット202が不適当に時間利得補償される危険性を最小にする、最適で非常に粒状の手法である。また、本明細書で提供されるシステムおよび方法は、エコーが生成された深さまたはエコーが受け取られた時刻にかかわらず、適当なTGCを決定する。これは、選択された個数の事前に決定された深さについて利得補償値を決定し、その後、間にある全ての深さで画像に適用される利得値を補間する、普通の技法と対照的である。さらに、TGC関数206によってエコー源性データのセット202に適用される、時間に伴って変化する増幅は、TGCのために適用される唯一の時間に伴って変化する増幅とすることができ、事前に決定されたTGCベースラインをまず適用する必要なしに、超音波画像を十分に補償することができる。

【0027】

当業者は、多数の画像処理アルゴリズム204を使用して、マトリックス600を時間

10

20

30

40

50

利得補償できることをたやすく認めるであろう。超音波画像のTGCを計算できる方法またはアルゴリズムは、どれであっても使用することができる。さらに、本明細書で説明したTGCのシステムおよび方法は、各超音波画像に適用することができ、あるいは、選択されたフレームだけに適用することができる。たとえば、TGC関数206を、1つの画像について決定し、その後、新しい時間利得関数が決定されるまで、所望の個数の連続する画像に適用することができる。

【0028】

前述の明細書では、本発明を、その特定の実施形態を参照して説明した。しかし、本発明のより広い趣旨および範囲から逸脱せずに、これらの実施形態に対してさまざまな修正および変更を行えることは明白であろう。たとえば、1実施形態の各特徴を、他の実施形態で示された他の特徴と混合し、一致させることができる。当業者に既知の特徴およびプロセスを、同様に、望み通りに組み込むことができる。さらに、明らかに、特徴を、望み通りに追加し、削除することができる。したがって、本発明は、添付の特許請求の範囲およびその同等物に鑑みる場合を除いて、制限されてはならない。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1A】血管の普通の超音波画像の例を示す図である。

【図1B】血管の普通の超音波画像の例を示す図である。

【図2】超音波画像を自動的に時間利得補償する例示的方法200を示すブロック図である。

【図3】血管内超音波（IVUS）画像診断システムの例示的实施形態を示す断面図である。

【図4】血管内の超音波画像診断装置の例示的实施形態を示す断面図である。

【図5】画像処理アルゴリズムを用いる自動TGCの例示的方法を示すブロック図である。

【図6】自動TGCで使用される例示的データマトリックスを示すブロック図である。

【図7】画像処理アルゴリズムを用いる自動TGCのもう1つの例示的方法を示す流れ図である。

10

20

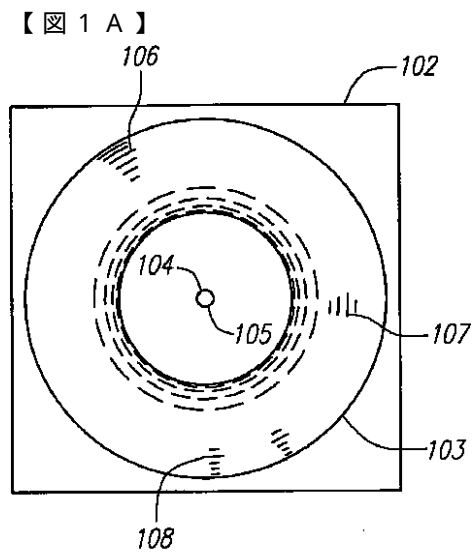


FIG. 1A

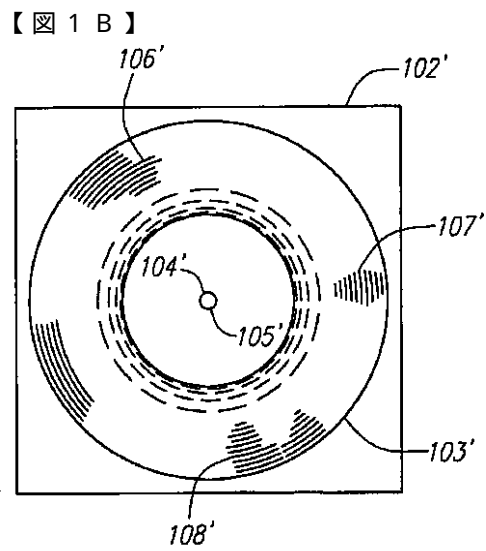


FIG. 1B

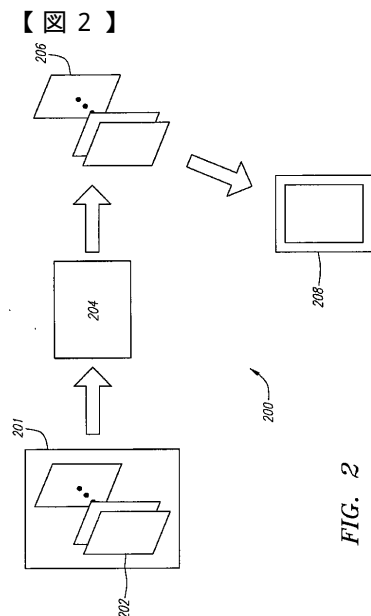
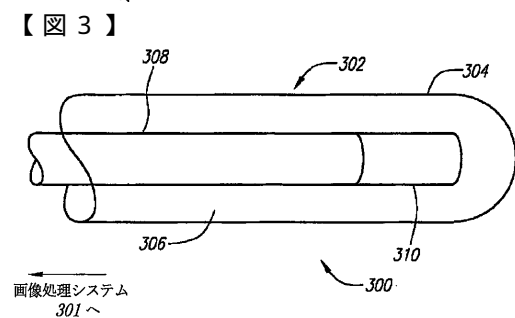


FIG. 2



画像処理システム
301へ

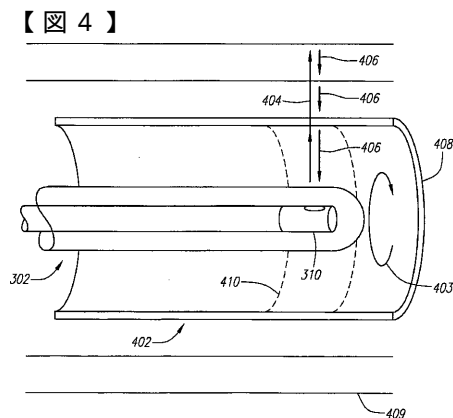


FIG. 4

【図 5】

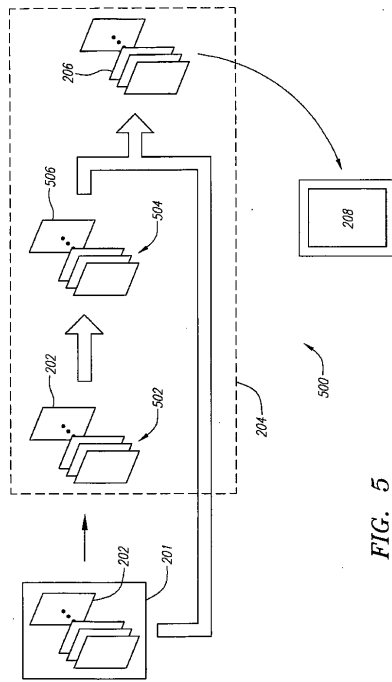


FIG. 5

【図 6】

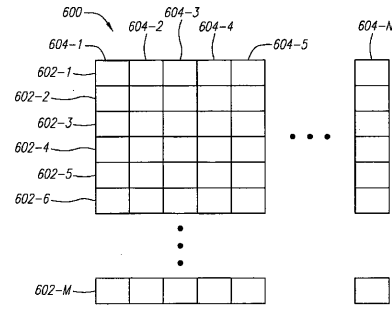
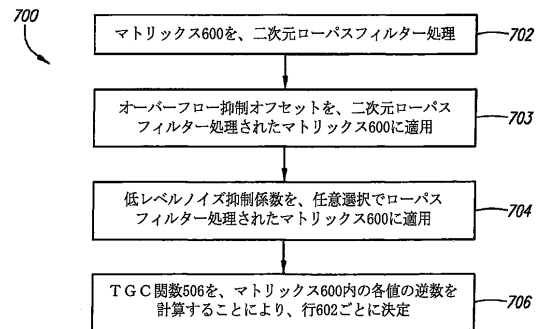


FIG. 6

【図 7】



フロントページの続き

(74)代理人 100098475

弁理士 倉澤 伊知郎

(72)発明者 サティア・ナラヤナ, シャシダー

アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 4 5 8 7, ユニオン・シティ, コルト・モントレー 4 4 2 0

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平 0 6 - 1 1 4 0 6 0 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 1 9 7 6 3 7 (J P , A)

米国特許第 0 5 5 7 9 7 6 8 (U S , A)

特開昭 5 4 - 1 2 0 9 8 8 (J P , A)

特開平 0 7 - 3 2 3 0 3 2 (J P , A)

特開平 0 3 - 1 4 0 1 4 8 (J P , A)

特開昭 6 3 - 2 4 0 8 4 2 (J P , A)

国際公開第 2 0 0 3 / 0 8 3 5 0 6 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	一种超声诊断成像系统中的自动时间增益补偿系统		
公开(公告)号	JP4786661B2	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	JP2007530122	申请日	2005-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	サティアナラヤナシヤンダー		
发明人	サティア-ナラヤナ,シヤンダー		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 G01S7/52033		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	10/933994 2004-09-02 US		
其他公开文献	JP2008511400A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本文描述的系统和方法提供了利用图像处理算法的超声图像的自动时间增益补偿。提供了一种自动时间增益补偿的方法，其中获得包括多个回声数据集的超声图像数据，为多个回声数据集确定多个时间增益补偿函数，其中每个时间增益补偿函数为从单独的回声数据集确定的时间和时间增益补偿函数自动应用于多个回声数据集，而无需用户干预。还提供了一种超声成像系统，其具有被配置为收集超声图像数据的超声成像设备和被配置为自动时间增益补偿所收集的图像数据的图像处理系统。

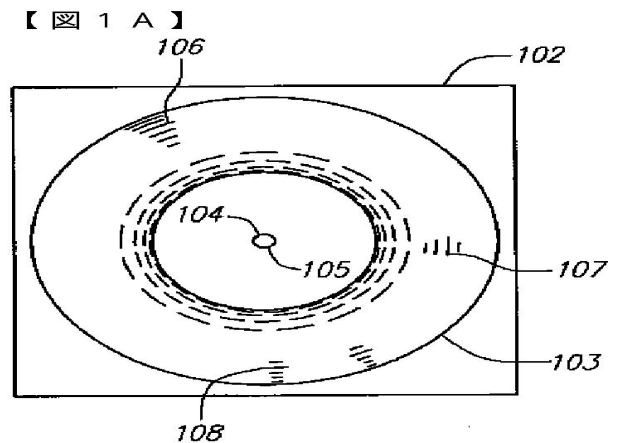


FIG. 1A