

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5048903号
(P5048903)

(45) 発行日 平成24年10月17日(2012.10.17)

(24) 登録日 平成24年7月27日(2012.7.27)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

請求項の数 2 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2001-577820 (P2001-577820)
 (86) (22) 出願日 平成13年4月17日 (2001.4.17)
 (65) 公表番号 特表2004-500915 (P2004-500915A)
 (43) 公表日 平成16年1月15日 (2004.1.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/012438
 (87) 国際公開番号 WO2001/080714
 (87) 国際公開日 平成13年11月1日 (2001.11.1)
 審査請求日 平成20年2月14日 (2008.2.14)
 (31) 優先権主張番号 09/556,354
 (32) 優先日 平成12年4月24日 (2000.4.24)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 09/791,405
 (32) 優先日 平成13年2月23日 (2001.2.23)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 593063105
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100099483
 弁理士 久野 琢也
 (74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】適応形多次元バックエンドマッピングを有する医用超音波イメージングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

受信入力信号を取得して出力信号を表示する医用超音波イメージングシステムにおける適応的対応付け方法において、

- (a) 前記入力信号のばらつきの統計的尺度を決定し、
- (b) 少なくとも部分的に、前記の(a)の統計的尺度に基づいて、軟組織を特徴付ける入力信号を識別し(27b)、
- (c) 前記の(b)で前記識別された入力信号の値が局所的な軟組織平均と等しければ、前記識別された入力信号を、出力信号値の軟組織目標表示値の範囲に対応付け(27e)、
- (d) 前記システムに対する目下のノイズレベルを表すノイズ信号を供給し、
- (e) 前記識別された入力信号のレベルと、前記ノイズ信号のレベルとが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値のノイズ範囲に対応付けることを特徴とする、医用超音波イメージングシステムにおける適応的対応付け方法。

【請求項 2】

エコー信号パラメタを表す入力信号を取得して出力信号を表示する医用超音波イメージングシステムにおける適応的対応付け方法において、

- (a) 前記入力信号の振幅のばらつきの統計的尺度を決定し、
- (b) 少なくとも部分的に、前記の(a)の統計的尺度に基づいて、軟組織を特徴付ける入力信号を識別し(27b)、

10

20

(c) 前記の(b)で識別された入力信号の平均振幅を、目標表示値で表示し、前記(a)の統計的尺度は、前記入力信号の空間的分散を表しあつ横方向、軸方向および俯角方向の軸からなるグループから選択された少なくとも1つの軸に沿って決定され、
前記入力信号は、振幅検出され対数圧縮された信号である

ことを特徴とする、医用超音波イメージングシステムにおける適応的対応付け方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

関連する特許出願への相互参照

本発明は、2000年4月24日に提出された同時出願の特許明細書第09/55635
4号の継続した一部をなし、その全体をここでは参考文献として引用する。

10

【0002】

背景

本発明は、医用超音波イメージングに関し、特にバックエンド対応付けの1つ以上の段を適応的に設定するシステムに関するものであり、このバックエンド対応付けには、1つ以上の画像次元におけるポストプロセッシングマッピング段、ゲイン段、ダイナミックレンジ段を含むことができ、これによってこのようなイメージングが改善される。

【0003】

慣用の超音波イメージングでは、Bモード信号がゲインおよびダイナミックレンジに対して調整され、ここでこの調整は、この信号が表示のためにグレイレベルまたは色のレンジに対応付けられる前に行われる。表示すべき信号のダイナミックレンジは、これまでユーザが表示のダイナミックレンジコントロールを用いることによって設定可能であった。このコントロールは、従来、画像におけるレンジおよび方位位置には依存しない。ゲインは通常、ユーザが、デプスゲイン補償(DGC = depth gain compensation)または時間ゲイン補償(TGC = time gain compensation)を主ゲインまたはBゲインコントロールと共に使用することによって変更可能である。これらのDGCおよびTGCコントロールは、これまでレンジ(軸の次元)だけにおいて変更可能であり、主ゲインは、レンジにも横方向(方位)位置にも依存しない。2,3のシステムでは横方向のゲイン補償もデプスゲイン補償に加えて提供されているが、2つの1次元ゲインコントロールによっては、眞の2次元ゲインコントロールに対する近似だけしか得られないである。

20

【0004】

ゲインおよびディスプレイダイナミックレンジを適用した後、対数圧縮されたBモード信号は、通例、8ビットないしは256の量子化レベルに再量子化される。(dBでの)量子化ステップは、量子化レベルと、ユーザによって選択されるダイナミックレンジとの比によって得られる。

30

【0005】

量子化の後、ポストプロセッシングマップが使用されて量子化レベルがグレイレベルまたは色のレンジに対応付けられる。この対応付けは、あらかじめ設計された対応付けの集合のうちから選択されたマップか、択一的にはユーザ定義のマップとすることができる。これらのマップは通例、レンジおよび方位に依存しない。

【0006】

40

市場で入手可能な超音波イメージングシステムでは、ゲインコントロールがユーザによって使用されて輝度レベルが調整されることが多い。多くの場合、ユーザがゲインを調整するのは主に、画像にわたって、軟組織グレイレベルの領域における平均値をグレイレベルの狭い範囲内に維持するためである。このような好みのレンジはユーザ毎に一貫性があり、多くの場合にユーザは、ゲインを調整して、軟組織に対するグレイレベルを、0が黒にまた255が白に対応付けられる線形の対応付けにおいて大まかにいって64番目のレベルに設定する傾向がある。しかしながら軟組織輝度レベルおよび一様性に対するゲイン調整によって、同時にノイズ抑圧が最適化されかつディスプレイの飽和が回避されることはない。このような理由からゲインおよび/またはダイナミックレンジは、1画像の1部分または全体に対して最適以下であることが多い。この結果、低レベル信号を切り捨てるか

50

または高レベル信号が飽和してしまうことによって情報が失われてしまうことがあり得るのである。

【0007】

ゲインおよび / またはダイナミックレンジの設定における誤りに起因する情報のこのような損失は、ダイナミックレンジを極めて高いレベルに設定することによって低減ないしは排除することが可能である。しかしながらこのアプローチではコントラスト分解能が低下してしまう。それはこの場合、別の組織タイプが同じグレイレベルに対応付けられてしまい、これによってエコー源性における差異の突出 (prominence of echogenicity difference) が低減されるからである。

【0008】

(本発明の指定代理人に割り当てられている) Klesenski 米国特許第 5579768 号では自動ゲイン補償システムが提案されており、このシステムでは、画像信号の B モード強度を使用して軟組織の領域が識別され、つぎに軟組織のこの領域があらかじめ定めた大きさ (magnitude) に自動的に設定される。

10

【0009】

Roundhill 米国特許第 5993392 号には超音波イメージングシステムが記載されており、ここではダイナミックレンジは、フレーム内の画像信号のレンジおよび方位位置に基づいて選択される。ここに記載されたシステムは、画像信号それ自体に応答するのではなくため、適応形システムとみなすことはできない。Roundhill 特許で使用されるアプローチはむしろ、記憶された圧縮マップを、ディスプレイ信号のレンジおよび方位の関数として選択することにあるのである。

20

【0010】

要約

慣用の超音波イメージングシステムでは、バックエンドにおいて様々なコントロール段が使用されて入力信号レベルのレンジ (窓) が、表示グレイレベルまたは色のレンジに対応付けられる。これらの段には単一または複数のゲイン段、ダイナミックレンジコントロール段、ポストプロセッシングマップその他を含むことができる。ダイナミックレンジコントロールによってユーザは、表示される入力信号レベルの窓の幅を調整することができる。このようなユーザのコントロールを表示ダイナミックレンジコントロールと称し、これによってこれと、システムの有し得る別の窓化操作とを区別する。ゲインコントロールによってユーザはこの窓の位置を調整することができる。したがってダイナミックレンジ段とゲイン段とが一緒にになって、飽和することなく表示される入力信号レベルの実際の窓が決定される。つぎにポストプロセッシングマップによって、表示に対して上記のように選択された信号レベルに相応して実際のグレイレベルおよび / または色が決定される。

30

【0011】

理想的には表示ダイナミックレンジは、入力信号のダイナミックレンジに等しく設定すべきであり、またゲインは、入力信号のフルレンジが、表示される値のフルレンジに一致するように設定するべきである。このようにすれば、信号は失われず、バックエンド量子化ノイズが最小化される。さらに、軟組織信号の領域における平均値は、一様性を表示するため、画像にわたって一様に特定のディスプレイレベル (例えばグレイレベル) に対応付けるべきである。

40

【0012】

B モード信号のダイナミックレンジは、システムのノイズレベルと、最大エコーレベルとによって決定される。システムのノイズレベルは、レンジおよび方位がフロントエンドゲインおよびイメージャのアパーチャサイズに依存することに起因してレンジおよび方位に依存する。最大エコーレベルは、送信の場の強度と、媒体の減衰と、観察する対象体の反射率と、受信側のビームフォーマのコヒーレントゲインとによって決定される。これらの理由から、適応形でありかつ多次元である 1 つ以上のバックエンドマッピング段が、上記の対応付けに対する目標を達成するために必要なのである。

【0013】

50

ここではつぎのような適応形かつ多次元の方法を示し、ここでこの方法では a) バックエンドにおける情報の損失が回避され、b) 表示される画像において電子的なノイズが低減または排除され、c) バックエンド量子化ノイズが最小化され、d) B モードに対しては軟組織の領域における平均値が、組織に対するプログラム可能な目標表示レベルに対応付けられる。またここでは上記の一覧の部分集合を満たす縮小化した実現についてもいくつか記載する。これらの縮小化した実現においてはゲインは適応的に調整され、場合によつてはダイナミックレンジが 2 次元で調整されて、格段に少ない電子的なノイズで画像が表示され、また組織が目標組織グレイレベルで表示される。

【 0 0 1 4 】

ここで「入力信号」という語は広く、振幅、強度またはビームフォーマ(beamformer)出力(すなわちBモード信号)の対数圧縮された振幅を表すため、またビームフォーマ出力から導出ないしは抽出される関心対象の任意のパラメタを表すために使用され、これらには平均速度、ドップラー周波数偏移のパワー推定値(すなわちカラードップラーモード信号)およびドップラー周波数偏移のパワースペクトル推定値(すなわちスペクトルドップラーモード信号)が含まれる。上に示した段落は導入のために記載したものであり、請求項の範囲を制限することを意図したものではない。

【 0 0 1 5 】

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の有利な実施形態を取り入れた医用診断超音波イメージングシステムのブロック図であり、

20

図 2 は、図 1 の多次元バックエンドマッピング段の有利な実施形態のブロック図であり、図 3 は、図 2 の実施形態の変形実施形態を示すブロック図であり、

図 4 , 5 および 6 は、図 2 の実施形態によって実行される択一的な対応付け関数を説明するために使用される線図であり、

図 7 は、図 2 の実施形態によって実行される方法のフローチャートであり、

図 8 は、図 1 の適応形多次元バックエンドマッピング段の別の実施形態を示すブロック図であり、

図 9 は、図 8 に示したマッピング段の第 1 の有利な実施形態のより詳細なブロック図であり、

図 10 は、図 9 の実施形態によって実現される方法のフローチャートであり、

30

図 11 , 12 および 13 は、図 9 の実施形態の動作を説明する線図であり、

図 14 は、局所的なゲインおよび局所的なダイナミックレンジの両方が適応的に設定されるように動作する、図 8 のゲインプロセッサの第 2 の有利な実施形態を示すブロック図であり、

図 15 は、局所的なゲインおよび局所的なダイナミックレンジの両方が適応的に設定されるように動作する、図 8 のゲインプロセッサの第 3 の有利な実施形態を示すブロック図であり、

図 16 は、図 15 の実施形態の動作を説明するために使用される線図である。

【 0 0 1 6 】

現在のところ有利であると思われる実施形態の詳細な説明

40

図面を参照すると、図 1 は、医用診断超音波イメージングシステム 1 0 のブロック図であり、ここでこのシステムには本発明の有利な実施形態が取り入れられている。図 1 に示したように送信ビームフォーマ 1 1 により、送信 / 受信スイッチ 1 2 を介して送信波形がトランステューサアレイ 1 3 に供給される。トランステューサアレイ 1 3 により、送信波形に応じて超音波パルスが形成され、このパルスは、イメージングされる身体 B に配向される。身体 B から戻ったエコーは、トランステューサアレイ 1 3 に衝突し、このトランステューサアレイによってこられのエコーが受信信号に変換され、これらの受信信号は送信 / スイッチ 1 2 を介して受信ビームフォーマ 1 4 に転送される。受信ビームフォーマ 1 4 は適当な遅延および位相シフトを行い、これによって身体 B 内の選択した位置からの複数の受信信号がコヒーレントに加算されるようにする。これらのビームフォーミングされた信

50

号は、スキャンコンバータ 17 に供給される前に振幅検出器 15 と、対数圧縮装置 16 を含むバックエンドプロセッサに供給される。スキャンコンバータ 17 はディスプレイ 19 に対して適切なグリッドで表示値を生成する。

【0017】

すべてのエレメント 11～17 および 19 は任意の有利な形態をとることができ、何らかの固有の実現に制限されることはない。例えば、送信および受信ビームフォーマはアナログまたはデジタル装置として構成することができ、単一素子トランスデューサアレイおよび種々異なる次元の移相されたアレイを含む任意の適切なトランスデューサアレイを使用可能である。またシステム 10 は、トランスデューサアレイ 13 とディスプレイ 19 との間の信号路に付加的なエレメントを含むこともでき、図示のエレメントのいくつかを選択して削除するか、いくつかのエレメントの順番を交換することも可能である。例えば、バックエンドプロセッサとスキャンコンバータ 17 の順番は変更可能である。10

【0018】

バックエンドプロセッサはまた、本発明の有利な実施形態を取り込んだ適応形多次元バックエンドマッピング段 18 を含むことも可能である。マッピング段 18 は多くの形態をとることができ、以下では特定の 4 つの実施形態を説明する。

【0019】

第 1 の有利な実施形態

図 2 にはマッピング段 18 の一般的な実施形態のブロック図が示されている。図 2 の実施形態では、対数圧縮装置 16 によって生成される入力信号 $I(x)$ が受信される。ここでは例として簡単のために入力信号は B モード画像信号とすることができます。20

【0020】

入力信号 $I(x)$ および推定器 20 によって生成される局所的なノイズ平均の推定値が加算器 24 に供給される。局所的なノイズ平均の推定器 20 は、このシステムの局所的なノイズを 1 画像内の位置の関数として推定する。以下にさらに詳しく説明するように、局所的なノイズ平均を推定するためにはいくつかのアプローチを使用することができる。例えば、送信信号をトランスデューサ 13 のトランスデューサ素子に供給することなく、画像データの 1 つ以上のフレームを取得することができる。音を発生させる圧力波 (insonifying pressure wave) がない場合、結果的に得られる入力信号によってノイズフレームが形成される。ここでこれは、目下のシステムノイズの尺度であり、この画像内の位置の関数である。30

【0021】

【外 1】

このノイズフレームはつぎに推定器 20 のローパスフィルタによって濾波する
ことができ、これによって局所的なノイズの平均値 $\bar{N}(x)$ が計算される。

【0022】

このパラメタは加算器 24 において入力信号 $I(x)$ から減算される。加算器 24 の出力は、ノイズが抑圧された入力信号 $I_n(x)$ を表し、これは、組織平均推定器 21 と、最大 S/N 推定器 25 と、適応形多次元マッピング段 26 とに並列に供給される。40

【0023】

【外 2】

組織平均推定器 21 により、ノイズが抑圧された入力信号 $I_n(x)$ が処理され
て出力信号 $\bar{I}_t(x)$ が作成される。ここでこれは、軟組織から取得された $I_n(x)$
の部分に対する $I_n(x)$ の局所的な平均値を示す。

【0024】

10

20

30

40

50

組織平均推定器 2 1 には、組織検出器 2 2 と平均推定器 2 3 とが含まれる。組織検出器は、軟組織を特徴付ける $I_n(x)$ の部分を識別して出力信号 $T(x)$ を生成する。これは軟組織に関連する x の値に対しては 1 の論理状態にあり、軟組織に関連しない x の値に対しては 0 の論理状態にある。組織検出器 2 2 は多くの形態をとることができ、以下に詳しく説明するように $I_n(x)$ の分散と、軟組織を特徴付ける目標値とを比較することによって動作することができる。択一的には、Klesenski 米国特許第 5 5 7 9 7 6 8 号に記載されているように組織検出器 2 2 によって振幅技術が使用されて軟組織を検出することも可能である。この組織検出器 2 2 ではつぎの式 1 が実現される。

【0025】

$$R(x_0) = \{ T(x) = 1 \} \quad \{ |x - x_0| \leq W_t \} \quad (\text{式 } 1) \quad 10$$

式 1 において W_t は、 x_0 の周りの領域 R を定義する幅の配列である。

【0026】

平均推定器 2 2 では $I_n(x)$ および $T(x)$ が使用されてつぎの式 2 が実現される。

【0027】

【数 1】

$$\bar{T}_t(x_0) = \langle I_n(x) \rangle_{x \in R(x_0)} \quad (\text{式 } 2)$$

【0028】

式 2 でシンボル $\langle \cdot \rangle$ は、領域 R 内の x にわたって平均化を行う演算子であり、これは位置 x_0 の関数である。 20

【0029】

【外 3】

与えられた W_t に対して $R(x_0)$ が空の場合（すなわち x_0 の周りの距離 W_t 内に軟組織がない）、 R が空でなくなるまで W_t を増加させるか、または x_0 の周りで $T_t(x)$ を内挿／外挿して $\bar{T}_t(x_0)$ を定義する。 W_t は (x_0) に依存することも、依存しないことも可能であることに注意されたい。例えば $W_t(x_0)$ を、 (x_0) における横方向および軸方向の分解能の関数として設定することが可能である。 30

【0030】

択一的な実施形態では $T(x)$ を組織マップとすることができる、この組織マップは、位置 x における画像が軟組織から取得された尤度を表す。ここでこのマップは 0 と 1 との間の中間の値をとり、関連する入力信号が軟組織から取得された尤度のレベルが増加するのに相応して、組織マップに対する値が増加する。

【0031】

【外 4】

この場合、 $T(x)$ は $\bar{T}_t(x)$ を計算する際の重み付けとして使用可能である。さらに $T(x)$ は B モード画像に重畠することもでき、これによって組織の区別が強化される。

【0032】

最大 S N R 推定器 2 5 ではつぎの式 3 が実現される：

【0033】

【数 2】

$$I_m(x_0) = \max_{|x-x_0| \leq w_m} \{ I_n(x) \} \quad (\text{式 } 3)$$

【 0 0 3 4 】

式 3 において関数 MAX{

・}は最大値をとる演算子であり、 w_m は x_0 の周りの領域 R を定義する幅の配列である。必要であれば、 w_m を上記の w_t と等しく設定することが可能である。最大 S N R 推定器 2 5 は、点の S N R 値（この例では $I_n(x)$ に等しい）に作用することができるか、または択一的にこの推定器 2 5 は画像信号の一部分にわたる平均 S N R に作用することができる。推定器 2 5 が作用することのできる領域は、目下の画像フレームの一部、目下の画像フレーム全体、前の画像フレームまたは 2 つ以上の画像フレームとすることが可能である。推定器 2 5 により出力信号 $I_m(x)$ が生成され、この出力信号によって、入力信号の選択された部分における局所的な最大 S N R が定義される。10

【 0 0 3 5 】

【 外 5 】

適応形多次元マッピング段 2 6 は入力信号 $I_n(x)$, $\bar{I}_t(x)$ および $I_m(x)$ に応動して、これにより表示に対する出力信号 $D(x)$ が生成される。図 2 の実施形態では、段 2 6 は、単一のルックアップテーブルとして実現可能な单一の段として示されている。択一的にはマッピング段 2 6 によって実行される種々の関数を、種々のマッピング装置によって実現することができ、これらのマッピング装置には加算器、乗算器およびルックアップテーブルが含まれており、これらは一緒に配置することも、または受信ビームフォーマ 1 4 とディスプレイ 1 9 との間に信号路にある種々異なる段に別個に配置することも可能である。20

【 0 0 3 6 】

図 2 の実施例では、マッピング段 2 6 ではつぎの式が実現されている。

【 0 0 3 7 】

【 数 3 】

$$D(x) = g(I(x), \bar{N}(x), \bar{I}_t(x), I_m(x), D_t, D_m, \dots) \quad (\text{式 } 4)$$

【 0 0 3 8 】

マッピング段 2 6 によって実現される関数 g は、式 5 で識別され図 4 で説明される関数とすることができます。40

【 0 0 3 9 】

【 数 4 】

$$D(x) = \begin{cases} D_n & I_n(x) \leq 0 \\ \frac{D_t}{\bar{I}_t(x)} I_n(x) & 0 < I_n(x) \leq \bar{I}_t(x) \\ \frac{D_m - D_t}{I_m(x) - \bar{I}_t(x)} (I_n(x) - \bar{I}_t(x)) & \bar{I}_t(x) < I_n(x) \leq I_m(x) \\ D_m & I_n(x) > I_m(x) \end{cases} \quad (式 5)$$

10

ここで $I_n(x) = I(x) - \bar{N}(x)$ である。

【0040】

【外6】

0に等しい $I_n(x)$ の値は、ノイズ目標表示値 D_n に対応付けられることに注意されたい。ここでこれはこの実施例では0に等しい。局所的な組織平均 $\bar{I}_t(x)$ に等しい信号 $I_n(x)$ の値は軟組織目標表示値 D_t に対応付けられ、局所的な最大S N R $I_m(x)$ に等しい信号 $I_n(x)$ の値は最大目標表示値 D_m に等しく設定される。 D_t は任意の所望の値に設定することができ、ユーザが選択可能である。1実施例では0および255が最も暗い表示値および最も明るい表示値にそれぞれ対応付けられる線形のスケールにおいて $D_t = 64$ である。別の例ではこのようなスケールにおいて $D_t = 84$ である。

20
30

【0041】

【外7】

当然のことながら式4の対応付け関数 g は前述の例とは異なっていてもよい。例えば図5に示したように、 $I_n(x) = \bar{I}_t(x)$ の周りのマップの傾斜部における不連続性を取り除くために多項式のスプライン関数を使用することが可能である。これにより、 $I_n(x)$ が局所的な軟組織平均値に等しい場合、 D_t への $I_n(x)$ の対応付けの精度は低下する。

40

【0042】

【外8】

図6には、値 $I_n(x) = \bar{I}_t(x)$ の周りにおける曲線の傾きをコントロールする別のアプローチが示されている。

【0043】

50

別の択一的なアプローチも可能である。例えば、図3に示したようにS N R適合形の空間的かつ時間的に存続性を有するフィルタを加算器24とマッピング段26との間に挿入することができる。このフィルタは、低S N Rを有する入力値に対してノイズを低減するために使用することができ、その際に十分なS N Rを有する入力信号に対して時間または空間分解能が犠牲になってしまうことはない。

【0044】

【外9】

図7には図2の実施形態によって実現される方法のフローチャートが示されている。ブロック27aでは局所的な平均ノイズ信号 $\bar{N}(x)$ が得られ、これは目下のシステムノイズレベルを示している。これは上記のようにノイズフレームを使用することによって得ることができる。択一的にはイメージングシステムのコンピュータモデルを使用して、局所的なノイズ平均値を目下のイメージングパラメタの関数として推定することも可能である。別のアプローチも使用可能である。局所的なノイズ平均値 $\bar{N}(x)$ は、画像の1つ、2つまたはそれ以上の空間的な次元の関数として変化し得る。したがって上記の「得られる」という表現は広い意味であり、1アプローチに限定されない。

10

20

【0045】

【外10】

ブロック27bにおいて $I(x)$ のうちで軟組織から得られる部分は、 $I(x)$ のばらつきの統計的尺度および $\bar{N}(x)$ に基づいて識別され、上記の部分はつぎに局所的な軟組織平均 $\bar{I}_t(x)$ を決定するために使用される。上に述べたように $\bar{I}_t(x)$ は、入力信号のうちで軟組織を表す部分に対して、ノイズが抑圧された入力信号の平均値ないしは振幅の平均値を表す。

30

【0046】

ブロック27cでは $I(x)$ の最大S N R $I_n(x)$ が、指定された領域にわたって推定され、ここでこれは上述のようにアプリケーションに依存して変化し得る。

【0047】

【外11】

ブロック27dでは、入力信号 $I(x)$ と $\bar{N}(x)$ とが比較可能であれば、 $I(x)$ は D_n に対応付けられる。すなわち $I(x)$ と $\bar{N}(x)$ とが比較可能であれば、出力信号 $D(x)$ は選択した値に等しく設定される。 $\bar{N}(x)$ は1画像にわたって局所的に変化するため、このことによって得られる利点は、この画像全体にわたって、ノイズレベルと比較可能な入力信号 $I(x)$ の値は、 D_n の周りの出力信号レベルのレンジに対応付けられることである。

40

【0048】

【外12】

50

ブロック 27 e では、 D_t が $\bar{I}_t(x)$ に等しい場合、ノイズが抑圧された入力信号が D_t に対応付けられる。これによって軟組織から取得された入力信号 $I(x)$ は、 D_t の周りの $D(x)$ の値の軟組織レンジに対応付けられる。ブロック 27 e は B モードタイプの入力信号に固有であることに注意されたい。

【 0 0 4 9 】

ブロック 27 f では、 $I(x)$ の S N R と、 $I_m(x)$ とが比較可能であればいつでも $I(x)$ は、 D_m の周りの $D(x)$ 値の高い S N R レンジに対応付けられる。B モードタイプ入力信号に加えて、ブロック 27 f はカラードップラーパワーモードおよびスペクトルドップラーモード入力信号にも適用可能である。10

【 0 0 5 0 】

この説明から明らかであるのは、図 2 のシステムによって入力信号 $I(x)$ が適応的に対応付けられ、ここでこれはつぎの 3 つの評価基準を満たす画像をユーザに提供されるように行われる。

【 0 0 5 1 】

1. 画像フレーム全体にわたり、ノイズと比較可能な入力信号は、ノイズ目標値 D_n の周りにある値のレンジに対応付けられる。

【 0 0 5 2 】

2. 画像フレーム全体にわたり、軟組織に関連する B モードタイプの入力信号は、軟組織目標値 D_t の周りにある値のレンジに対応付けられる。20

【 0 0 5 3 】

3. 画像フレーム全体にわたり、局所的な最大 S N R と比較可能な S N R を有する入力信号は、目標表示値 D_m の周りにある値のレンジに対応付けられる。

【 0 0 5 4 】

例えば、 D_n を黒または黒の近くとすることができます、 D_m を白または白の近くとすることができます、また D_t をグレイレベルの指定した範囲、例えば、0 が黒に 255 が白に相応するシステムにおいて 64 の周りのグレイレベルにすることができる。

【 0 0 5 5 】

パラメタ x は、方位、レンジ、俯角および時間（フレーム番号）軸ないしは次元のうちの任意の 1 つ、任意の 2 つ、任意の 3 つまたは 4 つすべてを表すために使用される。30

【 0 0 5 6 】

【 外 1 3 】

当然のことながら多くの変形が可能である。例えば、最も暗い表示レベルが局所的な平均ノイズレベルに関連づけられ、最も明るい表示レベルが局所的な最大S N Rに関連づけられる必要はないのである。必要であれば、より狭い表示レベルの範囲を使用することができる。例えば、入力信号を、利用可能なレベルの総数よりも小さな表示レベルの範囲に対応付けることができる。また上記の対応付け関数を、別の制約条件と組み合わせて使用することも可能である。例えば、どの程度の速さで $\bar{I}_t(x)$ および／または $I_m(x)$ が、画像にわたってまたはフレーム間で変化し得るかについて制約を適用することができる。また D_t は S N R の関数として変化することができ、これは局所的な平均軟組織レベルと、局所定な平均ノイズレベルとが近すぎる場合に対処するためである。入力信号それ自体が、上記の種々異なる目標レベルに対応付けられることも必須ではない。択一的な実施形態では入力信号の関数がこれらのレベルに対応付けられる。

10

20

【0057】

付加的な実施形態

すべての実施形態において、図 2 に関連して上に説明したすべての関数を組み合わせる必要はない。これらの関数のうちのいくつかを選択して種々にグループ化することも有利である。例えば、図 9 に関連して以下に説明する実施形態では、画像の近くのフィールドおよび遠くのフィールドの両方において局所的なゲインがコントロールされ、軟組織が実質的に一定の目標値で表示されるようにする。図 14 および 15 に関連して以下に説明する実施形態では付加的に、表示される画像のダイナミックレンジを局所的に調整し、これによって以下の画像信号を考慮して表示を最適化する。

【0058】

30

図 8 には、図 1 のマッピング段 18 のこの実施形態のブロック図が示されている。図 8 に示したようにマッピング段 18 には、ノイズフレームプロセッサ 30 と、軟組織プロセッサ 32 と、ゲインプロセッサ 34 とが含まれている。ノイズフレームプロセッサ 30 によって、電子的なノイズがフレームにわたって変化するのに伴い、その推定値が生成される。軟組織プロセッサ 32 によって、1 画像フレーム内の軟組織の強度を表す滑らかな曲面がこのフレームの種々異なる位置において生成される。ゲインプロセッサ 34 により、プロセッサ 30 および 32 の出力が使用され、これによってこの画像フレームに適用されるゲインまたはゲインとダイナミックレンジとの両方が適応的に調整される。

【0059】

図 9 には図 8 の要素の有利な 1 実施形態のより詳細なブロック図が示されており、また図 10 には図 9 の実施形態によって実現される方法のフローチャートが示されている。

40

【0060】

図 9 に示したように、この実施形態のノイズフレームプロセッサ 30 には、ローパスフィルタ 40 と、デシメータ (decimator) 42 とが含まれており、プロセッサ 30 により、このフレーム全体にわたって分散されている種々異なる位置において、平均的な電子的ノイズの尺度が生成される。ノイズプロセッサ 30 は入力としてノイズフレーム、すなわち送信器を遮断して取得された画像データのフレームを受け取る。ローパスフィルタ 40 によってこのノイズフレームは平滑化され、デシメータ 42 によって、この濾波されたノイズが、例えば一方の側の大きさが 50 ピクセルであるより粗いグリッドに間引かれる。別の間引き率、例えば、音響グリッド (acoustic grid) において 10×10 ピクセルであ

50

る間引き率を使用することも可能である。

【0061】

軟組織プロセッサ32はデータの画像フレームに応動し、ここでこのデータは、以下に説明する標準化されたイメージングパラメタによって得られ、またこの画像の軟組織から得られたデータを含む。軟組織プロセッサ32には、ローパスフィルタ44とデシメータ46とが含まれており、これらはノイズプロセッサ30の相応するエレメントと同じであると有利である。ノイズプロセッサ30から得られ濾波され間引かれたノイズフレームは、マイナスの符号が付けられて、濾波され間引かれた画像フレームと加算器54において加算される。この実施例においてノイズフレームおよび画像フレームは、ポスト検出、ポスト圧縮信号であるため、加算器54によって行われる加算により、2つのフレームの関連する領域に対する信号対雑音比(SNR)に等しい出力信号が形成される。このSNR信号は比較器56に供給され、この比較器により、出力としてSNR2値画像が生成される。この2値画像は、あらかじめ定めた値、例えば3dBまたは6dBよりも大きなSNRによって特徴付けられるこのフレームの領域において1に等しく設定され、SNRが上記のあらかじめ定めた値よりも小さいか等しい領域において0に等しく設定される。したがってこのSNR2値画像によって、十分に大きなSNRを有する画像フレームの領域が、軟組織画像信号に対する候補であることが識別される。論理値0で特徴付けられるSNR2値画像の部分は、ノイズが多くかつSNRが小さい画像の領域に相応し、これらの領域は軟組織の候補とはみなされない。

【0062】

軟組織プロセッサ32により、局所的な分散計算器48と、デシメータ50と、比較器52とが使用されて分散2値画像も生成される。これらのエレメントにより、画像フレームの局所的な空間的分散が使用されて、軟組織に特徴的な分散を有する画像フレームの領域が識別される。

【0063】

軟組織においては、各分解セル(resolution cell)に極めて多くの散乱体が存在する。完全に現像されるスペックルが、反射された信号間のランダムな干渉に起因して発生し、信号の振幅は、軟組織を表す画像フレームの領域においてレイリー分布にしたがう。この実施形態では、各画像ピクセルの周りの2,3の分解セルにおいて計算した局所的な分散と、完全に現像されるスペックルのそれとが類似している程度が尤度の尺度として使用され、ここでこれは特定の画像ピクセルが軟組織の画像を表す尤度である。この分散2値画像は、分散が軟組織のイメージングと整合する領域では1に等しく設定され、それ以外では0に等しく設定される。

【0064】

局所的な分散計算器48は、画像をより小さな領域のグリッドに分割することによって機能する。これらの領域の大きさは有利には各軸の方向に沿って画像の分解能よりも10倍大きなオーダーを有する。

【0065】

座標(i,j)を有する領域ないしはセルCの中心の空間的分散 $V_{i,j}$ はつぎのように計算される。

【0066】

【数5】

$$V_{i,j} = \frac{1}{N^2} \sum_{k,j=1}^N (I_{i+k,j+l} - \langle I \rangle)^2 \quad (\text{式6})$$

【0067】

デシメータ50は有利にはデシメータ42および46と同じスケールで動作する。間引きの行われた分散フレームはつぎに比較器52において要素毎に最小および最大の分散レベ

10

20

30

40

50

ルと比較される。この比較は、対数圧縮されたデータに対しては殊に簡単であり、ここで軟組織を特徴付ける、完全に現像されるスペックルの分散は(5.57 dB)²である。したがって画像フレームにおける軟組織の領域は、(5.57 dB)²に近い分散を有する完全に現像されるスペックルによって特徴付けられる。例えば、分散がつぎの式7で説明する関係を満たす場合、図9の比較器52によって、この分散を軟組織に特徴的なものとして分類することができる。

【0068】

【数6】

$$\frac{|\text{Var} - (5.57)^2|}{(5.57)^2} < 0.5 \quad (\text{式7})$$

【0069】

スペックルの実際の局所的な分散は、超音波システムの信号処理パスにおけるフィルタに起因して理論値と等しくないこともある。実践的には分散はファントムを模倣する軟組織の測定を介して決定される。

【0070】

電子的なノイズそれ自体は、軟組織の分散に近い分散を有しており、参考符号60で示されたAND演算により、SNR2値画像および分散2値画像が使用され、これによって電子的なノイズが誤って軟組織として分類されてしまうことが回避される。このAND演算は、間引きが行われたSNR2値画像と、間引きが行われた分散2値画像とに基づいて要素毎に実行される。

【0071】

結果的に得られる間引きが行われた組織2値画像は、SNR2値画像によって、関連する領域が小さなSNR比によって特徴付けられることが表されるか、または分散2値画像によって、関連する領域が軟組織でないことが表される場合に0に等しい値を有する。SNR2値画像はすべての実施形態において必須ではなく、別の手法を使用してノイズの多い画像の領域が誤って軟組織として分類されてしまわないようにすることも可能である。例えば、局所的な分散推定に先立ってノイズ低減手法を適用することできる。

【0072】

デシメータ46からの濾波され間引きが行われた画像フレームおよびANDエレメント60からの2値組織画像は、軟組織の強度を計算する装置62に入力として供給される。殊に装置62の出力は、間引きが行われたフレームであり、これは同じ領域の組織2値画像の相応する値に依存する強度値を有する。組織2値画像の相応する領域が論理値0に等しいところでは(この領域が軟組織でないことを示す)、装置62の出力は、相応する領域に対する強度値を含まない。択一的には組織2値画像が論理値1に等しい領域に対して、装置62の出力に、相応するフィルタ44によって濾波されデシメータ47によって間引きが行われた領域に対する強度値が含まれるようにする。

【0073】

装置64では曲面、例えば2次曲面が、装置62によって供給されたフレームにあてはめられる。この2次曲面により、画像フレーム全体にわたって軟組織強度が変化する際に平均の軟組織強度の尺度が得られる。SNR2値画像を使用しているため、ノイズの多い画像の部分によってこの2次曲面が変えられてしまうことはない。この曲面は、間引きが行われたフレームにあてはめられる2次曲面であるため、装置64によってあてはめられる曲面が急激に変化して、コントラストの異なる軟組織間の界面ないしは移行部の表現を妨害してしまうことはない。1実施形態では装置64により、画像は6×6のグリッドに分割され、このグリッドの矩形領域毎に平均軟組織強度値が計算され、つぎに2次曲面がこの平均値にあてはめられる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

図9について続けると、この実施形態のゲインプロセッサ34によって加算器82が使用されて、装置64から得られたあてはめられた曲面と、軟組織目標輝度レベル T_T との差分が領域毎に得られる。加算器82の出力は、組織ゲイン G_T であり、これはレンジおよび方位の両方と共に変化し、またこれは、局所的な組織平均にあてはめられた上記の曲面を、軟組織目標レベル T_T で表示するのに必要なゲインである。この組織ゲイン G_T は論理ブロック84に供給され、このブロックは第2の入力 G_N も受け取る。信号 G_N は加算器80によって生成され、ここではこの加算器によって、ノイズ目標レベル T_N と、濾波され間引きが行われたノイズフレームの相応する値との間の差分が点毎に計算される。したがってノイズゲイン G_N もレンジおよび方位の両方と共に変化し、このゲインは、局所的な平均ノイズレベルがノイズ目標レベル T_N で表示されることを保証するために必要なゲインを表す。論理ブロック84により、最終的な2次元ゲイン G_F が、 G_N および G_T のうちの小さい方に等しく設定される。最終的な2次元ゲイン G_F は、ブロック86で画像フレームに適用される。実施形態によっては最終的なゲイン G_F が、デブスゲイン、横方向ゲインおよび横方向ゲイン傾き成分に分解されることもあり、これは、例えば最小2乗あてはめ(least square fit)を介して行われる。デブスゲイン成分を選択して横方向傾き値を最小化し、主ゲイン値を選択してデブスゲインと横方向ゲインにおける変化を最小化することが有利なこともある。

10

【 0 0 7 5 】

図11～13には、図9のゲインプロセッサ34の動作が示されている。図11では軟組織目標レベル T_T およびノイズ目標レベル T_N は点線で示されている。この場合、 T_T および T_N は両方ともデブスについて一定である。デシメータ42によって供給されるノイズ強度 I_N および装置64によって供給される組織強度 I_T は実線で示されている。図12では G_T および G_N が示されており、図13では最終的なゲイン G_F が、 G_T および G_N のうちの小さい方として示されている。

20

【 0 0 7 6 】

図11～13は、説明を分かりやすくするためにデブスの関数として強度が2次元線図で示されている。上述のようにゲイン G_T 、 G_N および G_F はすべて、デブスおよび方位の両方の関数として2次元で変化する。

【 0 0 7 7 】

30

ゲインプロセッサ34によりゲイン G_F が設定され、ノイズ信号がノイズ目標レベルよりも小さい画像のすべての部分に対して、画像の軟組織領域がほぼ組織目標レベル T_T で表示されるようにする。ノイズ強度 I_N がノイズ目標レベル T_N よりも大きな画像の領域では、小さい方のゲインが使用され、これによってノイズが不適切に増幅されてしまわないことが保証される。

【 0 0 7 8 】

図10には図9のシステムによって実現される方法のフローチャートが示されている。ブロック100では上述の適合形ゲイン機能が開始される。これは多くの手法で行うことができる。例えば、適応形のゲインは、ユーザの要求に応じてまたは所定のインターバルで自動的に開始することができる。例えば、適応形のゲインは、設定した個数のフレームまたは秒毎に開始することが可能である。

40

【 0 0 7 9 】

適応形のゲインがブロック100において一旦開始されると、コントロールはブロック102に渡され、ここではこのシステムの画像取得パラメタがあらかじめ選択した値に設定される。これらのあらかじめ選択された値によって、適応形のゲインプロセッサの動作が最適化される。例としてつぎの一般的なガイドラインが1実施形態において有利であることが判明した。

【 0 0 8 0 】

ゲインおよびダイナミックレンジを含む画像取得パラメタはつぎのように決定される。すなわちイメージング状況の考えられ得る最も広範なバリエーションに対して、発生し得る

50

最も高い信号対雑音比が画像全体にわたって維持され、その際にこの画像のどの部分にも飽和が生じないように決定されるのである。このことによって保証されるのは、信号の弱い領域が適応形ゲインプロセッサによって考慮されることである。

【0081】

画像取得パラメタが一旦選択されると、これらブロック104において1つ以上のノイズフレームを取得するため、またブロック106において画像フレームを取得するために使用される。上で説明したようにノイズフレームは、送信器が遮断されていることを除けばふつうの画像フレームである。送信器が遮断されているため、真正なエコー信号は存在せず、画像フレームに発生する任意の信号はシステムないしは電子的なノイズを表すのである。このノイズフレームはブロック108で使用され、これによって低S/NRによって特徴付けられる画像の領域が識別される。これはS/NR2値画像の作成に関連して説明した通りである。この画像フレームは所望の任意の様相とすることことができ、例えば、組織の基本的またはハーモニックなイメージングを含むことができ、付加的な造影剤(contrast agent)を用いても用いなくてもよい。10

【0082】

つぎにブロック110において、ばらつきの統計的尺度が、画像フレームの選択した領域に対して決定される。ブロック110では、振幅が検出され対数圧縮された信号の時間的または空間的平均を上述のように使用することができる。択一的には、ノイズパワーの局所的な平均によって規準化したノイズパワーの空間的分散を使用することが可能である。例えば、規準化された空間的分散は、予備圧縮信号(pre-compression signal)において決定することができ、ここでは規準化された空間的分散は、この予備圧縮信号の局所的な平均によって規準化される。20

【0083】

ばらつきの統計的尺度は、横方向、軸方向および俯角の方向の軸のうちの任意の1つ、またはこれらの軸のうちの任意の2つ、またはこれらの3つの軸のすべてに沿って計算することができる。上述の例では分散は、横方向および軸方向の軸について計算されている。

【0084】

つぎにブロック112および114では、軟組織に対応する画像フレームの領域が決定される。ブロック114では、ブロック108で決定された低S/NRで特徴付けられる画像の領域が使用され、これによって保証されるのは、この画像のノイズが多い領域の外に軟組織として識別される領域があることである。30

【0085】

局所的なコヒーレンスファクタを使用して保証することができるのは、音響雑音またはクラッタの多い領域が、対応付けの判別から除外されることである。局所的なコヒーレンスファクタは、遅延されアボディゼーションされた信号の受信チャネルのわたるインコヒーレント(位相弁別的でない)な和に対する、コヒーレント(位相弁別的)な和の比として定義される。これについてはRigby米国特許第5910115号明細書の考察を参照されたい。低コヒーレンスファクタは、大きな位相収差(phase aberration)、すなわち音響雑音ないしはクラッタのレベルが高いことを示す。したがってコヒーレンスファクタを使用することにより、クラッタの多い画像の領域を無視することができる。40

【0086】

上述のように軟組織は、ばらつきの統計的尺度に基づいて識別することができる。これとは択一的に、実施形態によっては、別の手法を使用して軟組織を識別することもでき、例としては画像信号の大きさに基づく手法がある。本発明の指定代理人に割り当てられているKlesenski米国特許第5579768号明細書の考察を参照されたい。

【0087】

ブロック116では2次曲面が、フレームの近くのフィールドおよび遠くのフィールドを含むフレーム全体にわたって軟組織強度値にあてはめられる。

【0088】

ブロック118では局所的なゲインが適応的に変更され、相応の個所において2次曲面の50

振幅を有する信号が、いくつかの画像またはすべての画像にわたって、軟組織目標値で表示されるようにする。軟組織目標値または目標表示値は複数の仕方で設定することができる。目標表示値は、単純に記憶された値、またはユーザが選択した値、または周辺光に応じて適応的に決定された値とすることができます。

【0089】

択一的かつ有利には、軟組織目標レベルは、目下呼び出されているポストプロセッシング曲線の関数である。殊にユーザがコントロール可能な値またはあらかじめ定めた値を、目標軟組織グレイレベル T_G として使用可能である。つぎに T_T は、ポストプロセッシング曲線が選択される度に、 T_G の表示グレイレベルに対応付けられる信号強度レベルを有するように定められる。

10

【0090】

図14には、図8のゲインプロセッサの第2の有利な実施形態が示されている。図14の実施形態には、加算器80, 82と、論理ブロック84と、上で述べた図9の相応するエレメントと同じものにすることの可能なブロック86とが含まれている。付加的には図14のゲインプロセッサにより、適応的にダイナミックレンジが設定され、このダイナミックレンジで画像フレームが表示される。ブロック140において最終的なゲイン G_F と、組織ゲイン G_T と、前に選択したダイナミックレンジ DNR_{OLD} が使用され、つぎの式にしたがって新たなダイナミックレンジ DNR_{NEW} が生成される。

【0091】

【数7】

20

$$DNR_{NEW} = \left(\frac{T_T - G_F}{T_T - G_T} \right) DNR_{OLD} \quad (\text{式8})$$

【0092】

この新しいダイナミックレンジ DNR_{NEW} はつぎに、ブロック86によって生成されたゲイン調整がなされた画像に適用され、これによってディスプレイに供給される DNR 調整された画像が形成される。

【0093】

30

図14のゲインプロセッサにより、ダイナミックレンジは、画像の低SNR領域に調整される。このようにダイナミックレンジを調整することによって保証されるのは、軟組織が平均して、あらかじめ選択した目標値 T_T で表示されることである。最終的なゲイン G_F および組織ゲイン G_T は、デプスおよび方位の関数であるため、新たなダイナミックレンジ DNR_{NEW} は、 DNR_{OLD} がそうでなかつたとしても、空間的に変化し適応的に決定される量である。図14のダイナミックゲインプロセッサによって、SNRが適応的に調整されるのは、画像の低SNR領域においてだけである。それは高SNR領域では最終的なゲイン G は、組織ゲイン G_T に等しく、したがって高SNR領域では DNR_{NEW} は DNR_{OLD} に等しいからである。

【0094】

40

図14のブロック140, 142により、画像内の複数の個所におけるノイズレベルおよび軟組織強度の両方に基づいて、信号のダイナミックレンジが適応的に変更される。

【0095】

図15には図8のゲインプロセッサの第3の有利な実施形態が示されている。図15のゲインプロセッサでは、ブロック160によりつぎの式にしたがってパラメタ S が設定される。

【0096】

【数8】

$$S = \left(\frac{T_T - T_N}{I_T - I_N} \right) \quad (\text{式 } 9)$$

【0097】

ここで I_T は局所的な平均組織強度、 I_N は局所的な平均ノイズレベル、 T_T は組織目標強度、また T_N はノイズ目標強度である。ブロック 162においてダイナミックレンジ D_{NR} は、ブロック 160で決定された S と、許容される最大のダイナミックレンジ $D_{NR_{MAX}}$ との最小値に等しく設定される。ブロック 164ではゲインパラメタが式 10にしたがって設定される。10

【0098】

【数 9】

$$G_F = \left(\frac{T_T}{D_{NR}} \right) - I_T, \quad (\text{式 } 10)$$

【0099】

つぎにブロック 166においてブロック 164で決定されたゲインと、ブロック 162で決定されたダイナミックレンジとが画像フレームに適用される。20

【0100】

図 16 を使用して図 15 のゲインプロセッサの動作を説明する。図 16 に示したようにここでは入力信号が水平軸に dB の単位でプロットされており、表示グレイレベルが垂直軸にプロットされている。入力信号を表示グレイレベルに対応付ける直線の傾きは、ダイナミックレンジに逆比例し、その単位は、1 dB 当たりのグレイレベルである。当然のことながら、信号とグレイレベルとを対応付ける関数は直線である必要はなく、直線でない場合、関心対象の入力信号の最小値および最大値に相応するグレイレベルを通過する直線の傾きを使用可能である。この例におけるゲインは図示のようになり、対応付けられるグレイレベルは、信号とゲインとの和に傾きを乗算したものに等しい。この関係によって、図 15 の実施形態によって定められたダイナミックレンジおよびゲインにより、平均軟組織強度およびノイズが、相応する所望の目標値に対応付けられるのである。30

【0101】

さらなる考察

1. 軟組織の検出

上記の有利な実施形態では、入力信号のばらつきの統計的尺度を使用して、軟組織を識別した。つぎの複数のステップを（個別にまたは種々の組み合わせで）使用して、軟組織識別の精度を改善し、軟組織であると誤って識別してしまうことを低減することができる。

【0102】

a. 低 SNR の領域を識別し、このような領域を軟組織として分類しない。図 9 のエレメント 54, 56, 60 により、上記のようにこの機能が実現されている。40

【0103】

b. ばらつきの局所的な尺度との比較のために、調整可能な閾値を与える。図 9 のエレメント 52 では、ユーザによって調整されたか、固有のトランスデューサの機能として自動的に調整されたか、または使用中の画像処理パラメタとして調整された最大および最小の閾値を使用可能である。この最大および最小の閾値は、目標値に関して対称にも非対称にも配置することができる。アプリケーションによっては、閾値に対してつぎのような値を選択すると有利である。すなわち軟組織でないと誤って識別されることが幾分多くなったとしても、軟組織であると誤って識別されることが格段に少なくなる値を選択すると有50

利である。

【0104】

c. ばらつきの統計的尺度に影響を及ぼす信号処理を遮断する。周波数コンパウンディング、空間的コンパウンディング(spatial compounding)、空間的フィルタリング(spatial filtering)（例えばビデオフィルタによる）、時間的フィルタリング(temporal filtering)（例えば存続性を有するフィルタリング(persistene filtering)）および非線形ポストプロセッシング対応付けなどの慣用の信号処理技術により、ばらつきの統計的尺度が影響を受けてしまうことが多い。このため、軟組織識別に使用される入力信号を取得中、このような信号処理は有利には遮断されるか、または択一的にはこのような信号処理の影響を軟組織識別の際に考慮に入れる。これは例えば閾値を適切に設定することによって行われる。さらに空間的なアンダーサンプリングによって画像のアーチファクトが発生してこれが局所的な分散を変化させるため、このようなアーチファクトは有利には回避される。10

【0105】

d. ばらつきの統計な尺度の推定において分散(すなわちノイズ)を低減する。ピクセル毎のばらつきの尺度は、上に述べたものよりも大きな、サポートの領域を使用することによって推定することができるか、またはばらつきの推定値を空間的にローパスフィルタリングし、これによってばらつきの細かな分解能により、より低い推定ノイズに対する推定値との妥協をはかる。択一的な1実施例では、局所的な分散(またはばらつきの別の統計的尺度)を計算するために使用されるエリアは、平均スペックルサイズの関数であり、これは例えば平均スペックルサイズの単位で指定される。平均スペックルサイズは、自己共分散の等価な幅によって得られ、往復の点広がり関数(round-trip point spread function)のサイズまたは等価的にビームフォーマの横方向および軸方向の帯域幅によって直接決定される。このパラメタは、トランステューサ毎に音響グリッド(予備スキャンコンバージョン)サンプルの単位で別個に設定することができる。それはこの音響グリッドが、多かれ少なかれ横方向および軸方向の帯域幅の変化に追従するからである。20

【0106】

ダイナミックに更新が行われる場合、分散画像を時間的に平均化(存続させる)すること、またはこれによって得られる組織マスクまたは適応形ゲイン画像が必要なことがあり、これによって分散の推定におけるノイズに起因するフリッカまたはゲインの急峻な変化が回避される。30

【0107】

e. ばらつきの尺度を統計的に推定することに加えて別の尺度を使用して軟組織識別を改善する。例えば、腱や筋などの組織は、腱や筋の長軸にそってスペックルが少ないと特徴付けられる。このパターンは、識別可能であり、またこれらのタイプの組織を識別できる精度を改善するために使用可能である。別の例としては、軟組織における造影剤は超音波ビームによって欠乏する傾向があり、このような欠乏によって、連続する画像間の相関性が欠如する。このような相関性の欠如は検出可能であり、この場合に上に説明した軟組織識別手法と組み合わせて使用して、軟組織において造影剤が識別される精度を改善することができる。40

【0108】

2. ばらつきの統計的尺度

上記の考察では分散を、ばらつきの統計的尺度の1例として使用した。分散(I^2)の標準的な定義は、統計変数とその期待値との間の差の大きさの自乗の期待値である。

【0109】

$$I^2 = \langle |I - \langle I \rangle|^2 \rangle,$$

または等価的に

$$I^2 = \langle |I|^2 \rangle - \langle |I| \rangle^2$$

であり、ここで $\langle \cdot \rangle$ は期待値、すなわち平均化の演算子であり、 $|\cdot|$ は大きさの演算子である。図9のエレメント48では、局所的な空間的分散が使用される。画像の任意の50

ピクセル×0に対して、局所的な分散が、このピクセル×0周りの領域Rにおけるサンプルを使用して計算され、ここでこの領域Rは、任意の1つまたは複数の軸で定めることができる。この軸は、軸方向、横方向、俯角または別の任意の空間的な軸とすることができます。

【0110】

空間的分散に対しては多くの近似値があり、これらはすべてここで使用することのできるばらつきの統計的尺度の例とみなすことができる。例えば、平均が無視できる、またはこれが画像にわたって多かれ少なかれ一定であると仮定すると、分散はつぎの式で近似される。

【0111】

$$^2 \sim < |I|^2 >$$

考えられ得る別の表現にはつぎのようなものがある。

【0112】

$$\begin{aligned} ^2 &\sim (\max(I) - \min(I)) / < I > ; \\ ^2 &\sim (\max(I) - < I >) / < I > ; \\ ^2 &\sim (< I > - \min(I)) / < I > ; \\ ^2 &\sim (\max(I) - \min(I)); \\ ^2 &\sim (\max(I) - < I >); \\ ^2 &\sim (< I > - \min(I)) \end{aligned}$$

があり、ここで $\max(\cdot)$ および $\min(\cdot)$ 演算子ならびに平均化の演算子は、ピクセル×0の周りの領域Rにわたって計算される。

【0113】

別の実施例としては、1つ以上の軸に沿って入力サンプルの空間周波数のスペクトルを測定し、つぎにこのスペクトルと軟組織の空間特性とを比較することが有利であることもある。

【0114】

ばらつきの別の統計的尺度には、分散の関数として変化するパラメタ、例えば標準偏差または分散の近似値が含まれる。

【0115】

「ばらつきの統計的尺度」という語は広く、上記の例のすべて、ならびに軟組織を識別するため、または組織の別のタイプと軟組織とを区別するために使用可能な別の統計的尺度を含めて意味するものである。

【0116】

3. 曲面のあてはめ

図9のブロック64で実行される曲面あてはめ機能は、多くの手法で実現可能である。例えば、多項式スプラインを使用することができ、ここでこれは区分的な多角形曲面であり、多項式曲面の区分間のすべての境界において所定の次数までの導関数の連続性を有している。多項式スプラインの次数によって、大域的な円滑さが決定され、これに対して多項式曲面の区分間の境界において満たされる導関数の連続性の数によって局所的な円滑さの程度が決定される。

【0117】

(直交または直交しない)基底関数の和として定義可能な任意の関数を、曲面あてはめに対して使用可能であり、これらは例えば、三角関数または双曲線三角関数の和として書き表すことのできる関数である。一般的には、平均軟組織強度値のグリッドにあてはまるよう選択される重み付けパラメタを有する、レンジおよび方位の任意の基底関数の1次結合を使用可能である。

【0118】

4. ゲインまたはダイナミックレンジの適応的な調整の開始

上で説明したように、上記の適応的な調整は手動またはインターバルで自動的に開始することができる。さらにこのような調整を、入力信号における大きな変化、例えば、フレー

10

20

30

40

50

ムの和（1フレームにおける全Bモードピクセルの和）における大きな変化、またはフレームの相関にも基づいて検出される大きな動きに応じて自動的に開始することも可能である。例えば、連続する2つのフレームをまず空間的に例えばボックスカー（boxcar）フィルタによって濾波して間引き、つぎに2つのフレームの間引かれたピクセルの値の差分を自乗して和をとる。この和が、あらかじめ定めた閾値、例えば、間引きが行われた2つのフレームの最初のフレームの全エネルギー（大きさの自乗の和）の20%を上回る場合、図7または10の手法が開始されるのである。変形には、自乗ではない関数の使用、フレームの一部（例えば中央の部分）に計算を制限すること、ドップラー信号を監視して、ユーザがプローブの移動を停止した時（ユーザが有利な探査位置に達成したことを保証するために遅延をおそらく加えて）を判断することなどが含まれる。別のアプローチは、イメージングパラメタ（例えば、超音波周波数の送信または受信）のユーザによる変更に応じて図7または10の手法を開始することである。10

【0119】

5. 高分解能表示モードへの使用

慣用の高分解能動作モードでは、既存のフレームの一部が拡大されて表示される。これはフレームのこの部分をより高い解像度で再取得することによって、または既存のフレームに対して拡大率を増すことによって行うことができる。上記のいずれの場合においても、拡大される部分よりも大きな領域に対する入力信号を上記の組織識別および曲面あてはめ法に使用可能である。このことによって拡大された部分におけるエッジのあいまいさおよびアーチファクトを低減することができ、このことによって、この拡大された部分に軟組織がほとんどない場合に、よりロバストなゲイン曲面を計算可能である。20

【0120】

結論

当然のことながら多くの折衷的な実施例が可能である。実際に、アナログおよびデジタル信号処理技術の最大限の範囲を上記の基本機能の実現に使用可能である。プログラムされたコンピュータは、上記の適応形ゲインプロセッサに対する有利な1実施例である。例えば、適応形のゲインおよび選択的な適応的に決定されるダイナミックレンジを、トランステューサアレイ13とディスプレイ19との間の信号路に沿った所望の任意の点で適用することができる。この2つは、スキャンコンバージョン、対数圧縮および検出の前または後に適用可能である。適応形のゲインプロセッサは、検出、対数圧縮およびスキャンコンバージョンの前または後にRF, IFまたはベースバンド信号において動作可能である。30

【0121】

また別の手法を使用してノイズレベルを決定することができる。例えば、コンピュータモデルを使用して、イメージングシステムの（取得パラメタも含めた）パラメタに基づき、フレームの種々の位置に対するノイズレベルを計算することができる。

【0122】

前述の例では、種々のバックエンドゲイン段を適切にコントロールすることにより、入力信号が軟組織または出力信号値のノイズレンジに適応的に対応付けられる。しかしながら本発明はこのアプローチに限定されることはなく、フロントエンドゲイン段のゲインを変更して所望の出力信号値を得ることができ、これは単独でも、1つ以上のバックエンドゲイン段におけるゲイン変更との組み合せでも行うことができる。40

【0123】

上記の有利な実施形態では、効果的に協動して画像のゲインおよびダイナミックレンジを適応的に設定する複数の機能が組み合わされている。これらの機能のうちの種々異なるいくつかの機能を、組み合わせるのではなく別の機能とは独立して使用できることも理解されたい。殊に以下の発明と共にまたは種々の組み合わせで使用可能である。

【0124】

-- ばらつきの統計的尺度を使用して、実質的に軟組織に相応する画像のエリアを識別する、50

- 画像の近くのフィールドおよび遠くのフィールドの両方における軟組織強度値を含む軟組織強度値に曲面をあてはめる、
- それぞれあらかじめ選択された値に設定されたシステムの複数の取得パラメタで適応形ゲインシステムに対する画像を取得する、
- 少なくとも部分的に軟組織強度値および相應する個所におけるノイズ値に基づき、超音波イメージングシステムのゲインを適応的に変更する、
- 少なくとも部分的に画像の複数の個所におけるノイズ値および軟組織強度値に基づき、超音波イメージングシステムのダイナミックレンジを適応的に変更する。

【 0 1 2 5 】

ここで使用する「画像」という語は広く、1，2または3つの空間的次元の画像を表す。
例えば、Mモード表示は1次元画像とみなすことができる。

10

【 0 1 2 6 】

「値の範囲」という表現は広く1つ以上の値を表す。

【 0 1 2 7 】

2つの信号は、これらの信号のスケールファクタが等しいか、またはスケールファクタが等しくないにかかわらず、「比較可能である」と言われる。「軟組織」という語は、分解不能な微細構造のためにスペックルを形成する任意の目標物のことを表す。

【 0 1 2 8 】

上述のようにS N Rの最大値は、時間および空間座標の任意の組み合わせによって変化し得る。

20

【 0 1 2 9 】

上記の詳しい説明は説明のためであり、限定のためではない。等価なものをすべて含む請求項だけによって本発明の範囲が定義される。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の有利な実施形態を取り入れた医用診断超音波イメージングシステムのブロック図である。

【図2】 図1の多次元バックエンドマッピング段の有利な実施形態のブロック図である。

【図3】 図2の実施形態の変形実施形態を示すブロック図である。

【図4】 図2の実施形態によって実行される対応付け関数を説明する線図である。

30

【図5】 図2の実施形態によって実行される折一的な対応付け関数を説明する線図である。

【図6】 図2の実施形態によって実行される別の折一的な対応付け関数を説明する線図である。

【図7】 図2の実施形態によって実行される方法のフローチャートである。

【図8】 図1の適応形多次元バックエンドマッピング段の別の実施形態を示すブロック図である。

【図9】 図8に示したマッピング段の第1の有利な実施形態のより詳細なブロック図である。

【図10】 図9の実施形態によって実現される方法のフローチャートである。

40

【図11】 図9の実施形態の動作を説明する線図である。

【図12】 図9の実施形態の動作を説明する別の線図である。

【図13】 図9の実施形態の動作を説明する別の線図である。

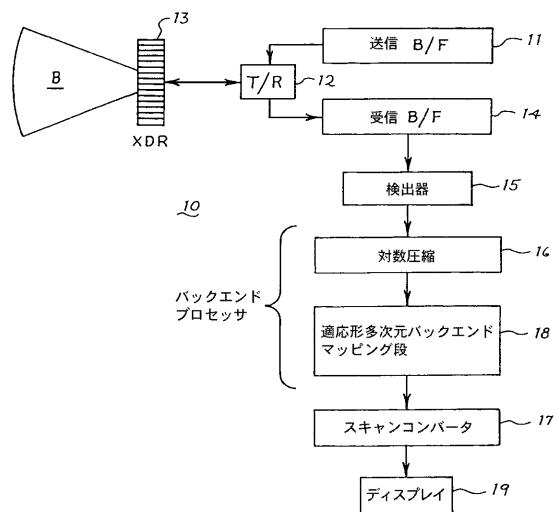
【図14】 局所的なゲインおよび局所的なダイナミックレンジが適応的に設定されるように動作する、図8のゲインプロセッサの第2の有利な実施形態を示すブロック図である。

【図15】 局所的なゲインおよび局所的なダイナミックレンジの両方が適応的に設定されるように動作する、図8のゲインプロセッサの第3の有利な実施形態を示すブロック図である。

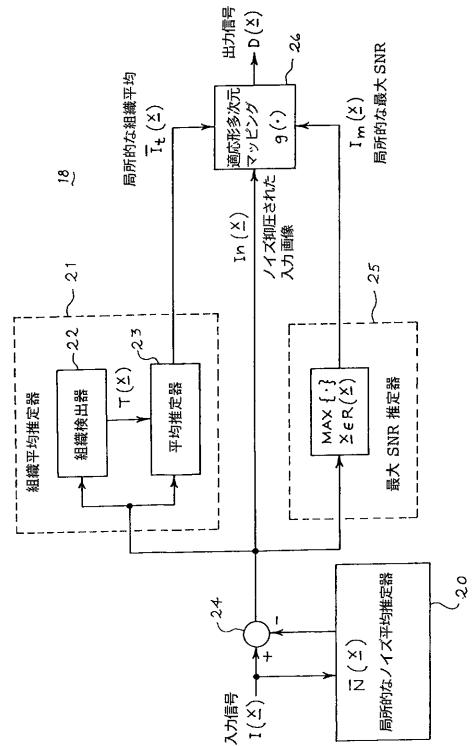
【図16】 図15の実施形態の動作を説明する線図である。

50

【図1】



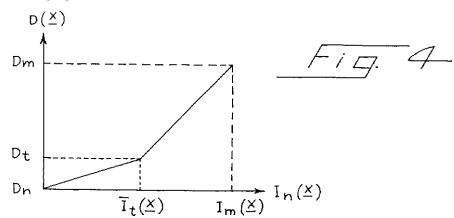
【図2】



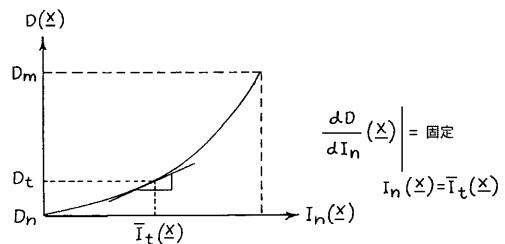
【図3】



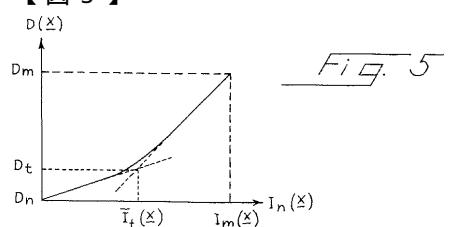
【図4】



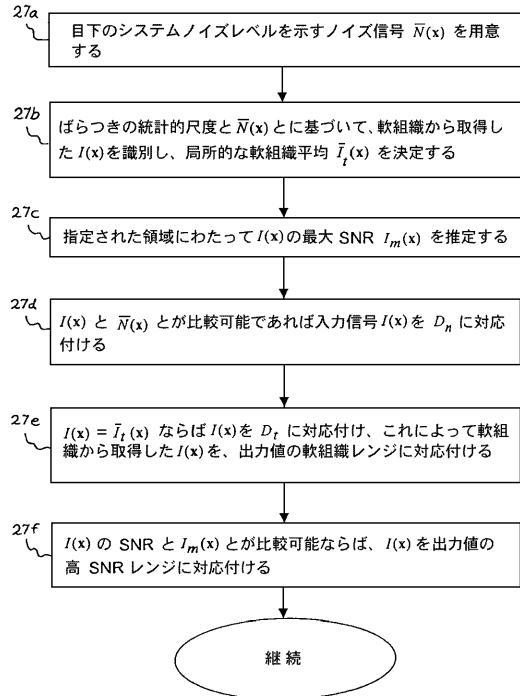
【図6】



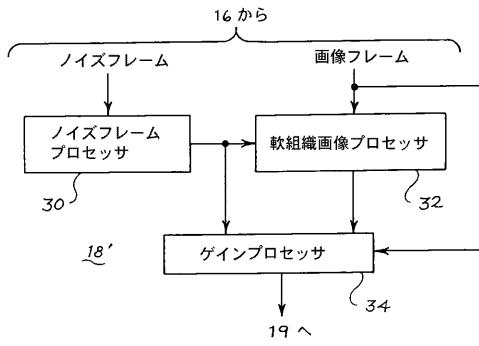
【図5】



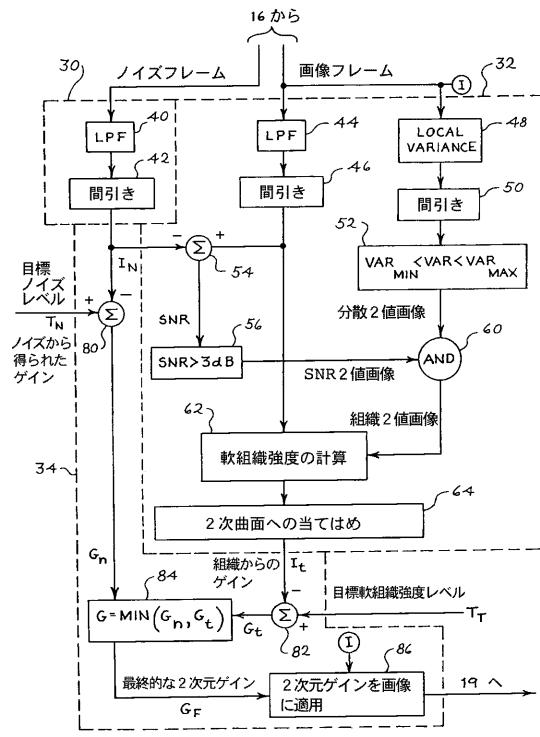
【図7】



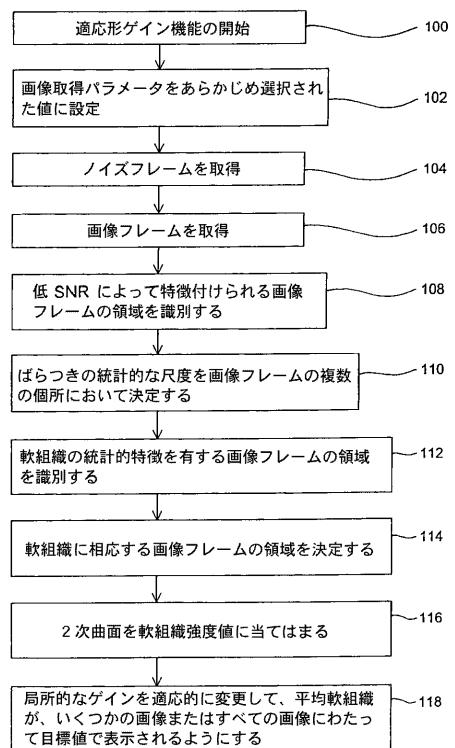
【図8】



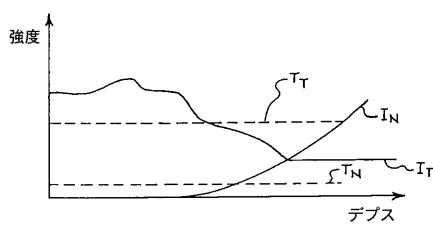
【図9】



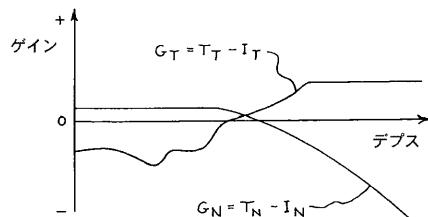
【図10】



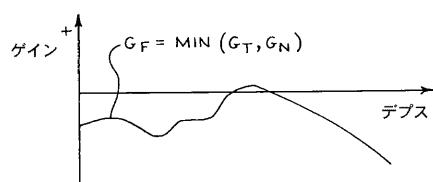
【図11】



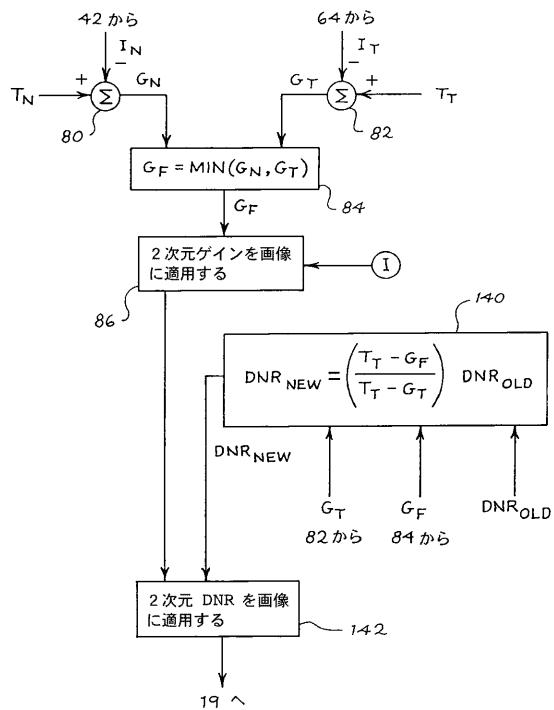
【図12】



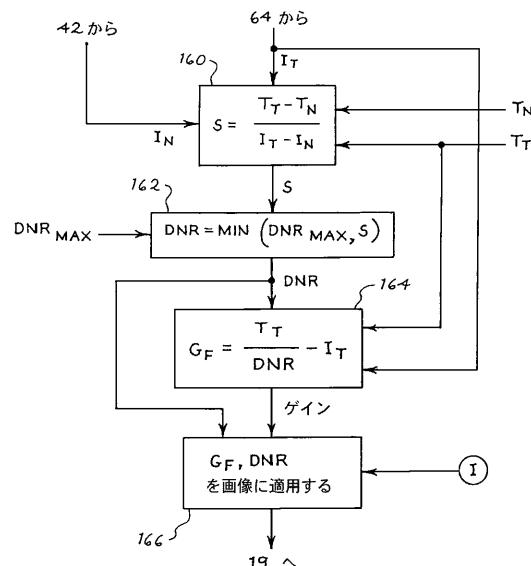
【図13】



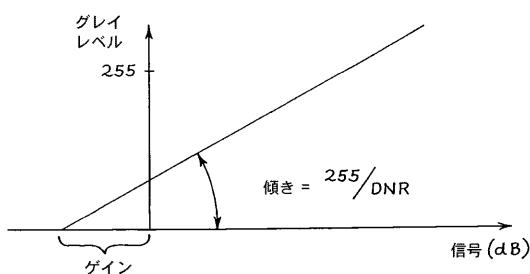
【図14】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大

(74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘

(74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康

(74)代理人 100156812
弁理士 篠 良一

(74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス=ラインハルト

(74)代理人 100071216
弁理士 明石 昌毅

(72)発明者 コンスタンティーネ シモプロス
アメリカ合衆国 カリフォルニア メンロ パーク フローレンス レーン ナンバー 15 1
020

(72)発明者 クティ エフ ウストゥナー
アメリカ合衆国 カリフォルニア マウンテン ビュー チャーチ ストリート 602

(72)発明者 アンミン ヘ カイ
アメリカ合衆国 カリフォルニア サン ノゼ ヘックマン ウェイ 1415

(72)発明者 ジエフリー ティー ラーン
アメリカ合衆国 カリフォルニア マウンテン ビュー マリポーサ アヴェニュー ナンバー
4 620

(72)発明者 ジヨン ジャクソン
アメリカ合衆国 カリフォルニア メンロ パーク ローレル アベニュー 941

(72)発明者 マシュー オドネル
アメリカ合衆国 ミシガン アナーバー ブルックリン アヴェニュー 1607

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開昭62-117534(JP,A)
米国特許第05579768(US,A)
特開平07-262365(JP,A)
特開平05-261095(JP,A)
特開平09-289988(JP,A)
米国特許第05313948(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	具有自适应多维后端映射的医学超声成像系统		
公开(公告)号	JP5048903B2	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	JP2001577820	申请日	2001-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	的Accu-儿子公司		
申请(专利权)人(译)	ACUSON公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	コンスタンティーネシモプロス クティエフウストウナー アンミンヘカイ ジェフリーティーラーン ジョンジャクソン マシュー オドネル		
发明人	コンスタンティーネ シモプロス クティ エフ ウストウナー ¹ アンミン ヘ カイ ジェフリー ティー ラーン ジョン ジャクソン マシュー オドネル		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G01S7/52		
CPC分类号	G01S15/8988 A61B8/14 G01S7/52026 G01S7/52033 G01S7/52034 G01S7/52036		
F1分类号	A61B8/00		
代理人(译)	矢野俊夫 星 公弘 二宫和也HiroshiYasushi 四野良一 明石AkiraAtsushi		
优先权	09/556354 2000-04-24 US 09/791405 2001-02-23 US		
其他公开文献	JP2004500915A JP2004500915A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明的医用超声成像系统中，使用自适应多维后端映射级，从而消除了后端信息的丢失，使任何后端量化噪声最小化，减少或消除噪音并且软组织的局部平均值与整个图像中的目标显示值相关联。在该系统中，空间方差用于识别基本上对应于软组织的图像区域，并且使用通过切断发射器获得的噪声帧来确定平均系统噪声水平。然后，该系统使用该平均系统噪声水平和识别的软组织区域来局部地和自适应地设置包括增益和动态范围的各种后端映射级。

$$= \frac{1}{N^2} \sum_{k,j=1}^N (I_{|i+k,j+l-\langle\Phi\rangle})^2$$