

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-500915
(P2004-500915A)

(43) 公表日 平成16年1月15日(2004.1.15)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/00

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 3 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 83 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)
(85) 翻訳文提出日	平成14年10月24日 (2002.10.24)
(86) 國際出願番号	PCT/US2001/012438
(87) 國際公開番号	W02001/080714
(87) 國際公開日	平成13年11月1日 (2001.11.1)
(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) 優先権主張國	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) 優先権主張國	米国(US)

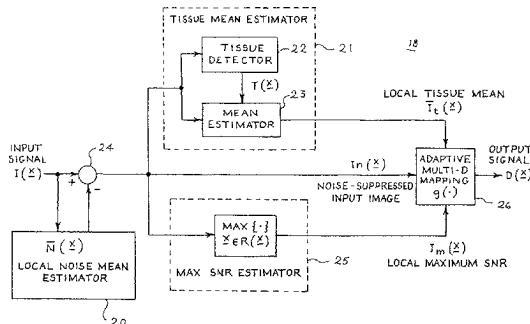
(71) 出願人	500157642 アクヒソン コーポレーション アメリカ合衆国 カリフォルニア 940 43 マウンテン ビュー ショアバード ウェイ 1230
(74) 代理人	100061815 弁理士 矢野 敏雄
(74) 代理人	100094798 弁理士 山崎 利臣
(74) 代理人	100099483 弁理士 久野 琢也
(74) 代理人	100114890 弁理士 アインゼル・フェリックス=ライ ンハルト

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) 【要約】

本発明の医用超音波イメージングシステムでは、適応形の多次元バックエンドマッピング段が使用され、これによってバックエンドにおける情報の損失が排除され、任意のバックエンド量子化ノイズが最小化され、電子的なノイズが低減ないしは除去され、軟組織の局所的な平均が画像全体にわたって目標表示値に対応付けられる。このシステムでは、空間的分散を使用して、実質的に軟組織に対応する画像の領域が識別され、またトランスマッタを遮断して取得したノイズフレームを使用して平均システムノイズレベルが決定される。このシステムではつぎにこの平均システムノイズレベルと、識別された軟組織の領域とを使用して、局所的かつ適応的に、ゲインおよびダイナミックレンジを含め、種々のバックエンドマッピング段を設定する。



【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形の対応付け方法において、

- (a) 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、
- (b) 前記の入力信号とノイズ信号とが比較可能な場合、前記入力信号を出力信号値のノイズレンジ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形の対応付け方法。

【請求項 2】

さらに(c) 前記入力信号が軟組織から取得される場合、該入力信号を出力信号値の軟組織レンジに対応付ける、10

請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

さらに(c) 前記のノイズ信号に対する入力信号のS N Rと、該入力信号の最大S N Rとが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値の高S N Rレンジに対応付ける、10

請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

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形の対応付け方法において、

- (a) 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、20
- (b) 前記入力信号と前記ノイズ信号とが比較可能な場合、前記入力信号を出力信号値のノイズレンジに対応付け、
- (c) 前記のノイズ信号に対する前記入力信号のS N Rと、該入力信号の最大S N Rとが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値の高S N Rレンジ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形の対応付け方法。

【請求項 5】

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形の対応付け方法において、

- (a) 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、30
- (b) 前記のノイズ信号に対する前記入力信号のS N Rと、該入力信号の最大S N Rとが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値の高S N Rレンジ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形の対応付け方法。

【請求項 6】

さらに(c) 前記の入力信号とノイズ信号とが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値のノイズレンジに対応付ける、30

請求項5に記載の方法。

【請求項 7】

さらに(c) 前記入力信号が軟組織から取得される場合、該入力信号を出力信号値の軟組織レンジに対応付ける、40

請求項5に記載の方法。

【請求項 8】

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形の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(a)の統計的尺度に基づいて、軟組織に相応する入力信号の部分を識別し、
- (c) (b)で識別された入力信号の部分を、出力信号値の軟組織レンジに対応付けることを特徴とする、50

医用超音波イメージングシステムにおける適応形の対応付け方法。

【請求項 9】

さらに(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) 前記の入力信号とノイズ信号とが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値のノイズレンジに対応付ける、

請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

さらに(d) 前記のノイズ信号に対する入力信号の S N R と、該入力信号の最大 S N R とが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値の高 S N R レンジに対応付ける、

請求項 8 に記載の方法。

10

【請求項 11】

さらに(f) 前記のノイズ信号に対する入力信号の S N R と、該入力信号の最大 S N R とが比較可能な場合、該入力信号を出力信号値の高 S N R レンジに対応付ける、

請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

前記入力信号は、多次元画像を表す、

請求項 1 , 4 , 5 または 8 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 13】

前記の入力信号の S N R は、点 S N R を表す、

請求項 3 , 5 , 10 または 11 のいずれか 1 項に記載の方法。

20

【請求項 14】

前記最大 S N R を、目下の画像フレームの一部分に相応する入力信号の一部分にわたって決定する、

請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記最大 S N R を、目下の画像フレーム全体に相応する入力信号の一部分にわたって決定する、

請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】

前記最大 S N R を、前の画像フレームに相応する入力信号の一部分にわたって決定する、

請求項 14 に記載の方法。

30

【請求項 17】

前記最大 S N R を、前の N 個の画像フレームに相応する入力信号の一部分にわたって決定し、ここで N は 1 よりも大きな整数である、

請求項 14 に記載の方法。

【請求項 18】

前記の入力信号の S N R は、平均 S N R を表す、

請求項 3 , 5 , 10 または 11 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 19】

前記最大 S N R を、目下の画像フレームの一部分に相応する入力信号の一部分にわたって決定する、

請求項 18 に記載の方法。

40

【請求項 20】

前記最大 S N R を、目下の画像フレーム全体に相応する入力信号の一部分にわたって決定する、

請求項 18 に記載の方法。

【請求項 21】

前記最大 S N R を、前の画像フレームに相応する入力信号の一部分にわたって決定する、

請求項 18 に記載の方法。

【請求項 22】

50

前記最大S N Rを、前のN個の画像フレームに相応する入力信号の一部分にわたって決定し、ここでNは1よりも大きな整数である、
請求項18に記載の方法。

【請求項23】

前記ノイズ信号は、少なくとも2つの空間的次元の関数として変化する、
請求項1, 4, 5, 10または11のいずれか1項に記載の方法。

【請求項24】

前記(b)には、

(b1) 低コヒーレンスファクタによって特徴付けられる、出力信号の高クラッタ部分を決定することと、

(b2) (b)にて識別されたエリアが、(b1)にて決定された高クラッタ領域の外部にあることを保証することが含まれる、

請求項8に記載の方法。

【請求項25】

前記入力信号の最大S N Rは、少なくとも1つの空間的次元の関数として変化する、
請求項3, 4, 5, 10または11のいずれか1項に記載の方法。

【請求項26】

前記入力信号の最大S N Rは、少なくとも2つの空間的次元の関数として変化する、
請求項3, 4, 5, 10または11のいずれか1項に記載の方法。

【請求項27】

前記受信入力信号は、強度信号と振幅信号とからなるグループから選択した1信号である
、

請求項1, 5または8のいずれか1項に記載の方法。

【請求項28】

前記受信入力信号はBモード信号である、

請求項1, 5または8のいずれか1項に記載の方法。

【請求項29】

前記受信入力信号は対数圧縮信号である、

請求項1, 5または8のいずれか1項に記載の方法。

【請求項30】

エコー信号パラメタを示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形の対応付け方法において、

(a) 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(a)の統計的尺度に基づいて、実質的に軟組織に相応する入力信号の部分を識別し、

(c) (b)で識別した入力信号の部分における平均振幅が、実質的に目標表示値で表示されるようにす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形の対応付け方法。

【請求項31】

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、

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、

請求項30に記載の方法。

【請求項32】

前記(a)の統計的尺度は、前記入力信号の空間的局所的平均で規準化された入力信号の空間的分散を表し、

前記入力信号は予備圧縮信号である、

請求項30に記載の方法。

【請求項33】

前記(a)で決定される統計的尺度は、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る、

10

20

30

40

50

請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 4】

さらに(d) 前記目標表示値を、あらかじめ選択される値として記憶する、
請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 5】

さらに(d) 前記目標表示値のユーザによる選択が可能である、
請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 6】

さらに(d) 周辺光に応じて前記目標表示値を適応的に調整する、
請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 7】

前記(a)をあらかじめ定めたインターバルで自動的に実行し、
該あらかじめ定めたインターバルは、あらかじめ定めた個数の画像フレームからなる、
請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 8】

前記(a)をあらかじめ定めたインターバルで自動的に実行し、
該あらかじめ定めたインターバルは、あらかじめ定めた秒数からなる、
請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 9】

前記(b)には、

(b 1) 低 S N R で特徴付けられる画像のノイズ領域を決定することと、
(b 2) 前記(b)にて識別されたエリアが、(b 1)にて決定されるノイズ領域の外
部にあることを保証することが含まれる、

請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 4 0】

前記(b)には、

(b 1) 低コヒーレンスファクタで特徴付けられる画像の高クラッタ領域を決定するこ
と、

(b 2) 前記(b)にて識別されたエリアが、(b 1)にて決定される高クラッタ領域
の外部にあることを保証することが含まれる、

請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 4 1】

医用超音波システムにて適応的にゲインをコントロールする方法において、

(a) 画像の複数の個所にて軟組織平均振幅を決定し、

(b) 前記の画像の軟組織平均振幅に曲面をあてはめ、

(c) 少なくとも部分的に、(b)であてはめた曲面に基づいてシステムのゲインを適
応的に変更することを特徴とする、

医用超音波システムにて適応的にゲインをコントロールする方法。

【請求項 4 2】

前記曲面は 2 次曲面である、

請求項 4 1 に記載の方法。

【請求項 4 3】

前記(c)には、

(d) 前記の画像における軟組織のエリアの平均振幅を、実質的に目標表示値で表示さ
せるようになることが含まれる、

請求項 4 1 に記載の方法。

【請求項 4 4】

医用超音波イメージングシステムにて適応的にゲインをコントロールする方法において、

(a) 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
で画像を取得し、

10

20

30

40

50

- (b) 画像の複数の個所で軟組織平均振幅を決定し、
- (c) 少なくとも部分的に、(b)の軟組織平均振幅に基づいてシステムのゲインを適応的に変更す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て適応的にゲインをコントロールする方法。

【請求項 4 5】

医用超音波イメージングシステムにて適応的にゲインをコントロールする方法において、

- (a) 1 画像の複数の個所にて軟組織平均振幅を決定し、

- (b) 前記の画像の複数の個所にてノイズ値を決定し、

(c) 少なくとも部分的に、(a)の軟組織平均振幅および(b)のノイズ値に基づいてシステムのゲインを適応的に変更す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て適応的にゲインをコントロールする方法。

【請求項 4 6】

前記(c)では、軟組織の平均振幅が実質的に目標表示値で表示されるようにする、

請求項 4 5 に記載の方法。

【請求項 4 7】

前記(c)には、画像の少なくとも一部にわたって、前記のノイズ値を画像から減算することが含まれる、

請求項 4 5 に記載の方法。

【請求項 4 8】

前記(b)のノイズ値は、前記画像のそれぞれの個所における振幅検出され対数圧縮されたノイズの空間的平均を表す、

請求項 4 5 に記載の方法。

【請求項 4 9】

前記(b)のノイズ値は、前記画像のそれぞれの個所における振幅検出され対数圧縮されたノイズの時間的平均を表す、

請求項 4 5 に記載の方法。

【請求項 5 0】

前記(b)のノイズ値は、局所的な平均ノイズパワーによって規準化されたノイズパワーの空間的分散を表す、

請求項 4 5 に記載の方法。

【請求項 5 1】

前記個所は、前記画像のレンジ軸に沿って 1 次元アレイに配列されている、

請求項 4 5 に記載の方法。

【請求項 5 2】

前記個所は、前記画像のレンジおよび方位方向の軸に沿って 2 次元アレイに配列されている、

請求項 4 5 に記載の方法。

【請求項 5 3】

医用超音波イメージングシステムにて適応的にゲインをコントロールする方法において、

- (a) 画像の複数の個所にて軟組織平均振幅を決定し、

- (b) 前記の画像の複数の個所にてノイズ値を決定し、

(c) 少なくとも部分的に、(a)の平均振幅および(b)のノイズ値に基づいてシステムのダイナミックレンジを適応的に変更す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て適応的にゲインをコントロールする方法。

【請求項 5 4】

さらに(d) ユーザの要求に応じて(a), (b)および(c)を開始することを含む、

請求項 8, 30, 41, 44, 45 または 53 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5 5】

さらに(d) あらかじめ定めたインターバルで自動的に(a), (b)および(c)を

開始することを含む、

請求項 8 , 3 0 , 4 1 , 4 4 , 4 5 または 5 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5 6】

さらに (d) 少なくとも部分的に、前記の (a) の平均振幅および (b) のノイズ値に基づいて適応的にシステムのゲインを変更することを含む、

請求項 5 3 に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記 (b) は、選択された軟組織を特徴付ける統計的尺度にて空間的なパターンを識別することを含む、

請求項 8 , 3 0 または 4 4 のいずれか 1 項に記載の方法。 10

【請求項 5 8】

前記空間的パターンは、空間的なばらつきが低減された線形の領域が含まれる、

請求項 8 または 5 7 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5 9】

さらに (d) 少なくとも 1 つの信号処理にて、つぎのグループからの演算が、前記入力信号を取得中に回避され、ここで該グループは、周波数コンパウンディング、空間コンパウンディング、時間フィルタリングからなる、

請求項 8 , 3 0 または 4 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6 0】

前記曲面は多項式のスプラインとして表される、

請求項 4 1 に記載の方法。 20

【請求項 6 1】

前記曲面は複数の基底関数の 1 次結合として表される、

請求項 4 1 に記載の方法。

【請求項 6 2】

さらに (d) 前記イメージングシステムによって生成されるフレームの少なくとも一部における実質的な変化に応じて自動的に前記 (a) , (b) および (c) を開始する、

請求項 8 , 3 0 , 4 1 , 4 4 または 5 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6 3】

さらに (d) 前記イメージングシステムによって生成されるフレームの少なくとも一部におけるフレーム間の変化の実質的な低減によって発生する実質的な増加に追従して自動的に前記 (a) , (b) および (c) を開始する、

請求項 8 , 3 0 , 4 1 , 4 4 または 5 3 のいずれか 1 項に記載の方法。 30

【請求項 6 4】

さらに (d) 前記イメージングシステムのイメージングパラメタの変化に応じて自動的に (a) , (b) および (c) を開始する、

請求項 8 , 3 0 , 4 1 , 4 4 , 4 5 または 5 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記イメージングシステムによって画像が表示され、

該画像を越えて広がる領域に対して前記 (b) を実行する、 40

請求項 8 , 3 0 , 4 1 または 4 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6 6】

前記イメージングシステムによって画像が表示され、

該画像を越えて広がる領域に対して前記 (a) を実行する、

請求項 4 5 または 5 3 に記載の方法。

【請求項 6 7】

さらに前記 (a) の前に前記入力信号におけるノイズを抑圧する、

請求項 8 または 3 0 に記載の方法。

【請求項 6 8】

さらに前記のばらつきの統計的尺度におけるノイズを抑圧する、 50

請求項 8 または 30 に記載の方法。

【請求項 69】

前記 (b) には、

(b1) 前記 (a) のばらつきの統計的尺度と、上側および下側の閾値とを比較することが含まれる、

請求項 8 または 30 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 70】

前記 (b) には、さらに (b2) 上側および下側の閾値の少なくとも 1 つを調整する、
請求項 69 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

【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。

【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。

20

【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、デブスゲイン補償 (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ブ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、真の 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。

30

【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。

40

【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】

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

50

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 (pro minence of echo genericity 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。

【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いため、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。

【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あって、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。

【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。

【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ヤ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

10

20

30

40

50

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、適応形であります多次元である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ものである。

【0013】

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、場合によっ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。

10

【0014】

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し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。

20

【0015】

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、

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折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、

30

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、

30

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、

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、

40

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。

【0016】

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

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10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11により、送信/受信スイッチ12を介して送信波形がトランステューサアレイ13に供給される。トランステューサアレイ13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

50

る。身体 B から戻ったエコーは、トランステューサアレイ 13 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 12 を介して受信ビームフォーマ 14 に転送される。受信ビームフォーマ 14 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、単一素子トランステ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テューサアレイを使用可能である。またシステム 10 は、トランステューサアレイ 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替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。

【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る。

【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テューサ 13 のトランステ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 (inspiring 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。

【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 R 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。

【0023】

【外 2】

10

20

30

40

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】

組織平均推定器 21 には、組織検出器 22 と平均推定器 23 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 22 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 5579768 号に記載され
ているように組織検出器 22 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 22 ではつぎの式 1 が実現される。

【0025】

$$\begin{aligned} R(x_0) &= \{ \\ T(x) &= 1 \} \quad \{ \\ |x - x_0| &\leq W_t \} \end{aligned} \quad (\text{式 } 1)$$

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 22 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】

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

【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。

【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
 $\bar{I}_t(x)$ を内挿／外挿して $\bar{I}_t(x_0)$ 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。

【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、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】

10

20

40

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25ではつぎの式3が実現される：

【0033】

【数2】

10

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

【0034】

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25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25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25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25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。

20

【0035】

【外5】

30

適応形多次元マッピング段26は入力信号 $I_n(x)$ 、 $\bar{T}_t(x)$ 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26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26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14とディスプレイ19との間の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。

40

【0036】

図2の実施例では、マッピング段26ではつぎの式が実現されている。

【0037】

【数3】

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

【0038】

マッピング段26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

50

することができる。

【0 0 3 9】

【数4】

$$D(x) = \begin{cases} D_n & I_n(x) \leq 0 \\ \frac{D_t}{I_t(x)} I_n(x) & 0 < I_n(x) \leq \bar{I}_t(x) \\ \frac{D_m - D_t}{I_m(x) - \bar{I}_t(x)} (I_n(x) - \bar{I}_t(x)) & \bar{I}_t(x) < I_n(x) \leq I_m(x) \\ D_m & I_n(x) > I_m(x) \end{cases}$$
(式5)
10

ここで $I_n(x) = I(x) - \bar{N}(x)$ である。

20

【0 0 4 0】

【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。

30

【0 0 4 1】

【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

【0 0 4 2】

【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】

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ふことはない。

10

【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。

20

【0045】

【外10】

30

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。

【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。

40

【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。

10

【0048】

【外12】

ブロック 27e 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 27e 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。

20

【0049】

ブロック 27f では、 $I(x)$ の SNR 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 SNR 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 27f 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。

【0050】

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行われる。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

3. 画像フレーム全体にわたり、局所的な最大 SNR と比較可能な SNR 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。

【0054】

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ます。

40

【0055】

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。

【0056】

【外13】

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 $I_t(x)$ 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

【 0 0 5 7 】

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 1 4 および 1 5 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、これによって目下の画像信号を考慮して表示を最適化する。

30

【 0 0 5 8 】

図 8 には、図 1 のマッピング段 1 8 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 1 8 には、ノイズフレームプロセッサ 3 0 と、軟組織プロセッサ 3 2 と、ゲインプロセッサ 3 4 とが含まれている。ノイズフレームプロセッサ 3 0 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 3 2 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 3 4 により、プロセッサ 3 0 および 3 2 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。

【 0 0 5 9 】

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 1 0 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

【 0 0 6 0 】

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 3 0 には、ローパスフィルタ 4 0 と、デシメータ (d e c i m a t o r) 4 2 とが含まれており、プロセッサ 3 0 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 3 0 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 4 0 によってこのノイズフレームは平滑化され、デシメータ 4 2 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 5 0 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 (a c o u s t i c g r i d) において 1

50

0×10 ピクセルであ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 $(5.57 \text{ dB})^2$ 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、 $(5.57 \text{ dB})^2$ 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】

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

10

【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。

20

【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な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。

30

【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。

40

【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。

50

【0074】

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 は論理ロック84に供給され、このロックは第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、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。

【0075】

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。

【0076】

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。

【0077】

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。

【0078】

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。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。

【0079】

適応形のゲインがロック100において一旦開始されると、コントロールはロック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。

【0080】

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

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SNR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SNR2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ができる、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SNR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、遅延されアポ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】

50

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なる。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。20

【0091】

【数 7】

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

【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。30

【0093】

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、デブ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。40

【0094】

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。40

【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。

【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(persistence 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. ばらつきの統計的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、トランスデ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ます、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關性が欠如する。このような相關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

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

50

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。画像の任意のピクセル $\times 0$ に対して、局所的な分散が、このピクセル $\times 0$ 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】

$$^2 \sim \langle | I | ^2 \rangle$$

考えられる別の表現にはつぎのようなものがある。

【0112】

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

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 $\times 0$ 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がある。

【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

10

20

30

40

50

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ラー（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。

【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。

【0120】

結論

当然のことながら多くの択一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、トランスデューサアレイ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。

【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。

【0123】

上記の有利な実施形態では、効果的に協働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。殊に以下の発明を共にまたは種々の組み合わせで使用可能である。

【0124】

10

20

30

30

40

50

- - 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、

- - 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、

- - それで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応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。 10

【 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。

【 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異なっているかに応じて「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。 20

【 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。

【 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。 30

【 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。

【 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。 40

【 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。

【 図 11 】

図9の実施形態の動作を説明する線図である。 50

【 図 1 2 】

図 9 の実施形態の動作を説明する別の線図である。

【 义 1 3 】

図 9 の実施形態の動作を説明する別の線図である。

【図 1-4】

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。

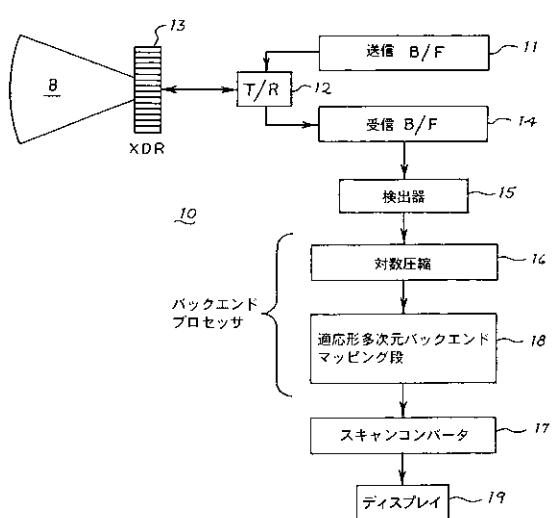
【 15 】

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。

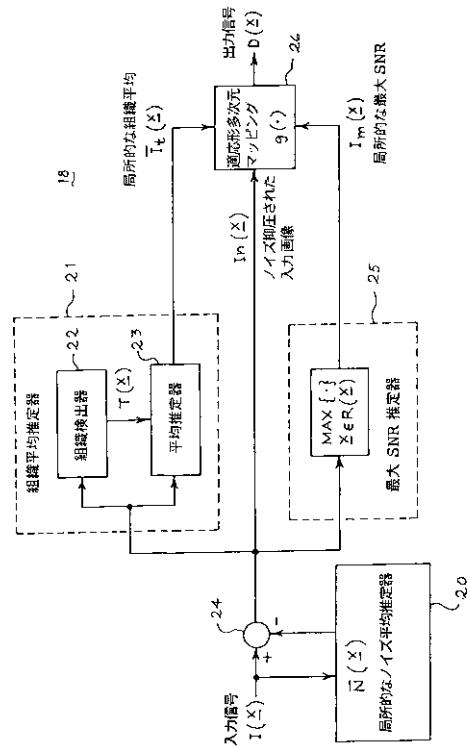
【 四 16 】

図15の実施形態の動作を説明する線図である。

〔 义 1 〕



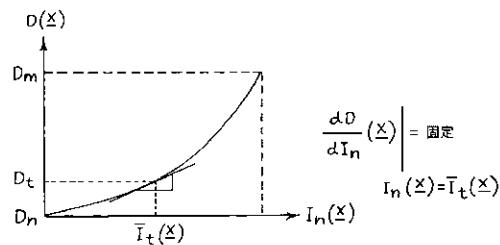
(义 2)



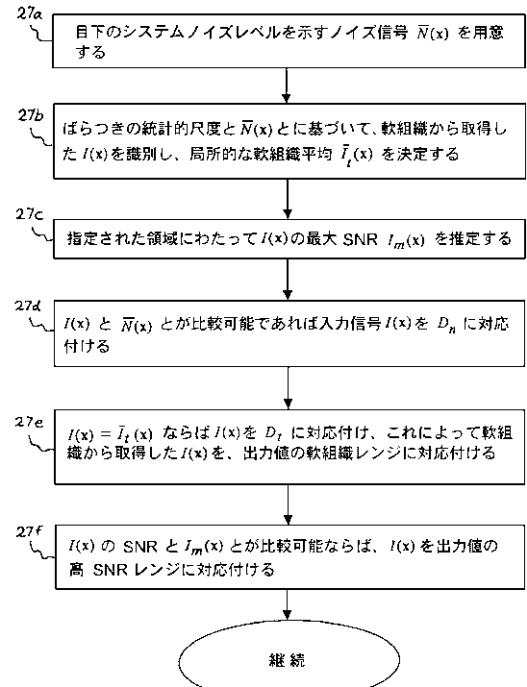
【図3】



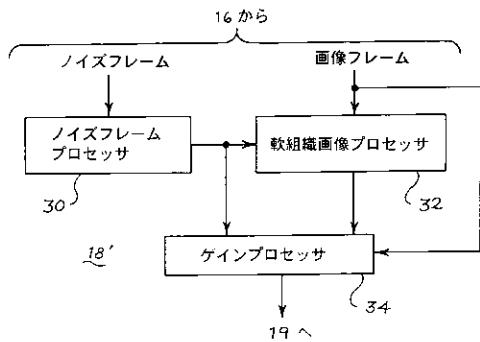
【図6】



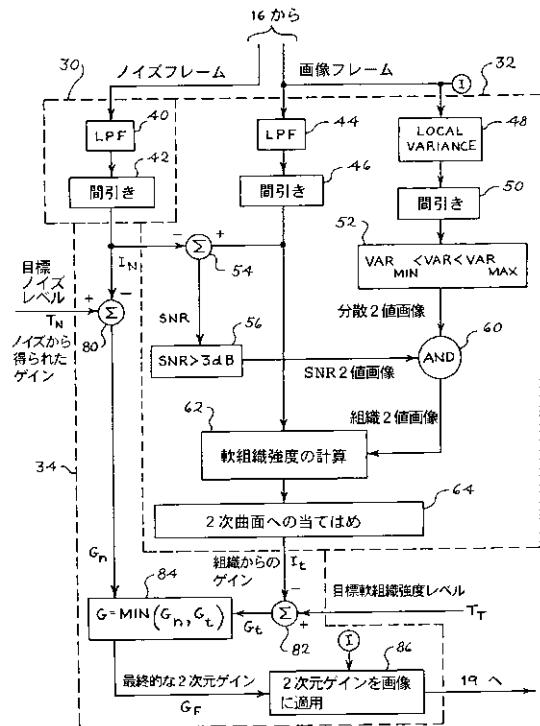
【図7】



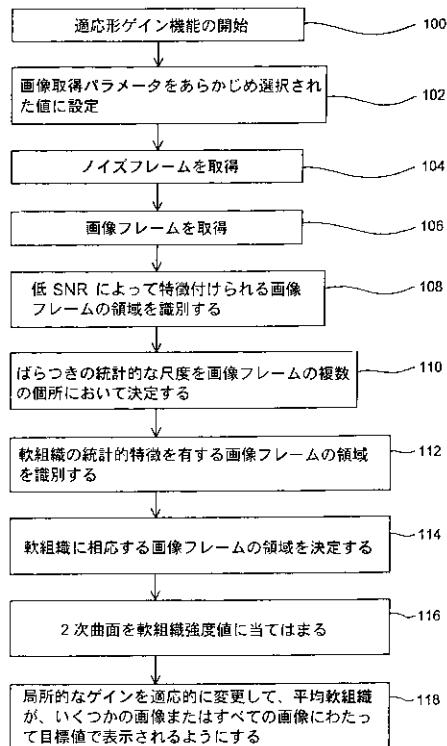
【図8】



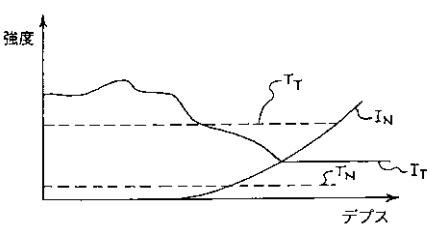
【図9】



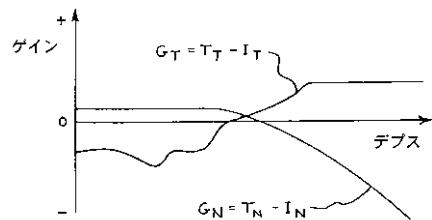
【図10】



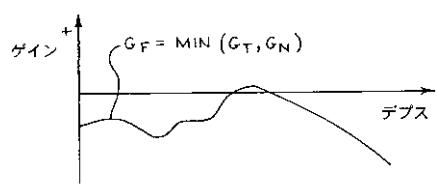
【図11】



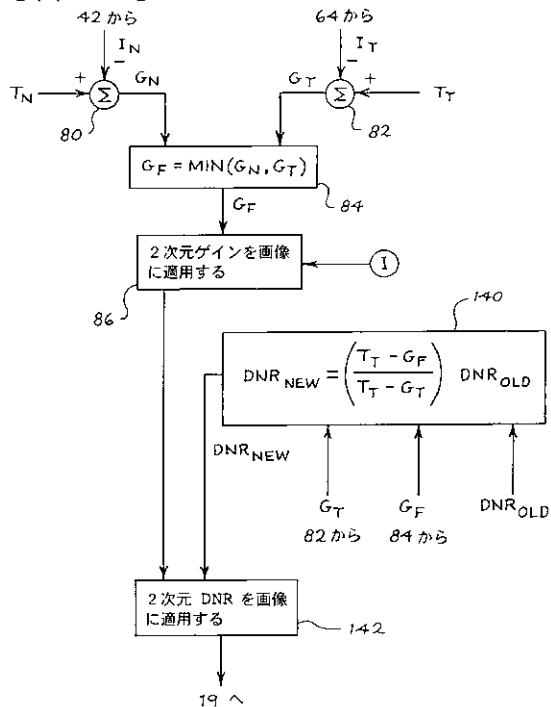
【図12】



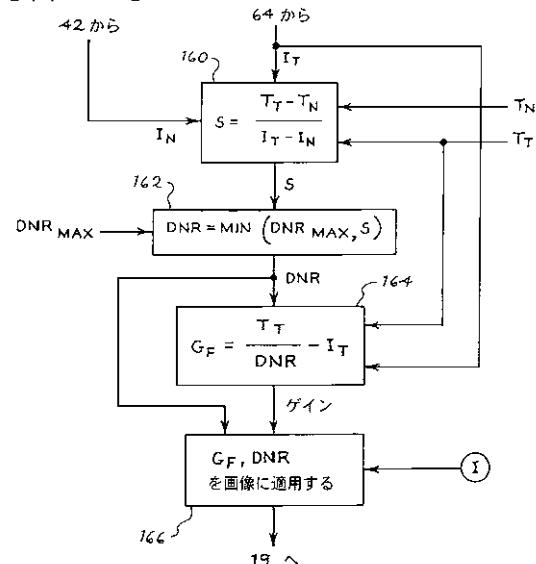
【図13】



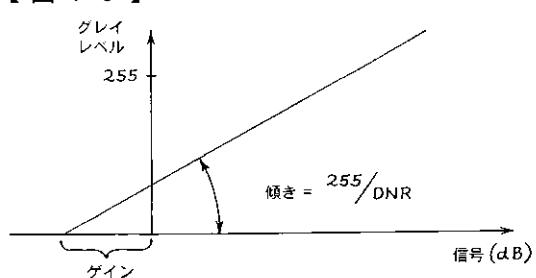
【図14】



【図15】



【図16】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
1 November 2001 (01.11.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/80714 A2

(31) International Patent Classification: A61B (74) Agent: WEBB, William, A., Brinks Hofer Gilson & Lione, P.O. Box 10087, Chicago, IL 60610 (US).

(21) International Application Number: PCT/US01/12438

(22) International Filing Date: 17 April 2001 (17.04.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
09/556,354 24 April 2000 (24.04.2000) US
09/791,405 23 February 2001 (23.02.2001) US

(71) Applicant: ACUSON CORPORATION [US/US]; 1220 Charleston Road, Mountain View, CA 94043 (US).

(72) Inventors: SIMOPOULOS, Constantine; 1021 Florence Lane #15, Menlo Park, CA 94025 (US); ESTUNER, Kirby, E.; 602 Church Street, Mountain View, CA 94041 (US); CAL, Annung, H.; 1415 Heckman Way, San Jose, CA 95129 (US); RAININ, Jeffrey, T.; 620 Mariposa Avenue #4, Mountain View, CA 94031 (US); JACKSON, John; 941 Laurel Avenue, Menlo Park, CA 94025 (US); O'DONNELLA, Matthew; 1607 Brooklyn Avenue, Ann Arbor, MI 48104 (US).

(81) Designated States (national): AF, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CC, CZ, DE, DK, DM, DZ, GE, ES, H, GB, GD, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KP, KG, KP, KR, KZ, L, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, VN, YU, ZA, ZW,

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MT, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), European patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TZ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI, MC, NL, PT, SE, TR), OAIP patent (RE, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
without international search report and to be republished upon receipt of that report

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guide to Abbreviations on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

**WO 01/80714 A2**

(54) Title: MEDICAL ULTRASONIC IMAGING SYSTEM WITH ADAPTIVE MULTI-DIMENSIONAL BACK-END MAPPING

(57) Abstract: A medical ultrasonic imaging system uses an adaptive multi-dimensional back-end mapping stage to eliminate loss of information in the back-end, minimize any back-end quantization noise, reduce or eliminate electronic noise, and map the local average of soft tissue to a target display value throughout the image. The system uses spatial variance to identify regions of the image corresponding substantially to soft tissue and a noise frame acquired with the transmitters turned off to determine the mean system noise level. The system then uses the mean noise level and the identified regions of soft tissue to both locally and adaptively set various back-end mapping stages, including the gain and dynamic range.

MEDICAL ULTRASONIC IMAGING SYSTEM WITH ADAPTIVE MULTI-DIMENSIONAL BACK-END MAPPING

CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATION

This application is a continuation-in-part of co-pending application
5 Serial No. 09/556,354, filed April 24, 2000, the entirety of which is hereby
incorporated by reference.

BACKGROUND

The present invention relates to medical ultrasonic imaging, and in
particular to systems that adaptively set one or more stages of back-end
10 mapping that may include gain, dynamic range and post-processing map
stages in one or more image dimensions to improve such imaging.

In conventional ultrasonic imaging, a B-mode signal is adjusted for gain
and dynamic range before it is mapped to a range of gray levels or colors for
display. The dynamic range of the signal to be displayed can conventionally
15 be set by the user by means of a display dynamic range control. This control
is conventionally independent of range and azimuthal position in the image.
The gain can conventionally be varied by the user using a depth gain
compensation (DGC) or a time gain compensation (TGC) control along with
the master gain or B gain control. The DGC and TGC controls are
20 conventionally variable in range (axial dimension) only, and the master gain is
independent of both range and lateral (azimuthal) position. A few systems
also offer lateral gain compensation in addition to depth gain compensation,
but the two one-dimensional gain controls comprise only an approximation to
a true two-dimensional gain control.

25 After gain and display dynamic range have been applied, log-compressed B-mode signals are re-quantized, typically to 8-bit or 256 quantization levels. The quantization step (in dB) is given by the ratio of the dynamic range selected by the user to the number of quantization levels.

After quantization, a post-processing map is used to map the
30 quantization levels to a range of gray levels or colors. This map can be a

selected one of a predesigned set of maps or alternately a user-designed map. These maps are also conventionally range and azimuth independent.

On commercially available ultrasound imaging systems, gain controls are often used by the users to adjust the brightness level. In many cases, users adjust the gain mainly to keep the regional mean of the soft tissue gray level within a narrow range of gray values across the image. This preferred range is consistent from user to user, and in many cases users tend to adjust the gain to set the gray level for soft tissue roughly to the 64th gray level on a linear map that maps 0 to black and 255 to white. However, gain adjustments for soft tissue brightness level and uniformity do not simultaneously optimize noise suppression and prevent display saturation. For this reason, gain and/or dynamic range are frequently sub-optimal for some or all parts of an image. As a result, information can be lost by cutting off low-level signals or saturating high-level signals.

Such loss of information due to errors in setting gain and/or dynamic range can be reduced or eliminated by setting the dynamic range to a very high level. This approach however reduces contrast resolution because different tissue types are then mapped to similar gray levels, thereby reducing the prominence of echogenicity differences.

U.S. Patent 5,579,768 to Klesenski (assigned to the assignee of the present invention) proposes an automatic gain compensation system that uses B-mode intensity of image signals to identify regions of soft tissue, and then automatically sets these regions of soft tissue to a predetermined magnitude.

U.S. Patent 5,993,392 to Roundhill discloses an ultrasonic imaging system in which dynamic range is selected based upon the range and azimuthal position of the image signal within the frame. The disclosed system is not responsive to the image signal itself, and therefore cannot be considered to be an adaptive system. Rather, the approach used in the Roundhill patent is to select a stored compression map as a function of the range and azimuth of the display signal.

SUMMARY

Conventional ultrasound imaging systems use various control stages in the backend to map a range (window) of input signal levels to a range of display gray levels or colors. These stages may include a single or multiple gain stages, a dynamic range control stage, post processing maps, etc. The dynamic range control allows users to adjust the width of the window of input signal levels to be displayed. We will refer to this user control as the display dynamic range control to differentiate it from other possible windowing operations a system might have. The gain controls let the user adjust the position of this window. Therefore, the dynamic range and gain stages together determine the actual window of input signal levels to be displayed without saturation. A post-processing map then determines the actual gray levels and or colors that correspond to the signal levels thus selected for display.

Ideally, the display dynamic range should be set equal to the dynamic range of the input signal, and the gain should be set to match the full range of input signal to the full range of displayed values. In this way, no signal is lost and the back-end quantization noise is minimized. In addition, the regional mean of the soft tissue signal should be mapped to a particular display level (e.g., gray level) uniformly across the image for display uniformity.

The dynamic range of a B-mode signal is determined by the noise level of the system and the maximum echo level. The noise level of the system is range and azimuth dependent, due to range and azimuth dependent front-end gain and imager aperture size. The maximum echo level is determined by the transmit field strength, the attenuation of the medium, the reflectivity of the object being observed, and the coherent gain of the receive beamformer. For these reasons, an adaptive and multi-dimensional back-end mapping stage or stages are required to achieve the above-mentioned mapping goals.

We here describe an adaptive and multi-dimensional method that a) prevents loss of information in the back-end, b) reduces or eliminates electronic noise in the displayed images, c) minimizes the back-end quantization noise and d) for B-mode, maps the regional mean of soft tissue

to a programmable target display level for tissue. We also describe several reduced implementations that satisfy a subset of the above list. The reduced implementations adaptively adjust gain and in some cases dynamic range in two dimensions to display images substantially free of electronic noise and to display tissue at a target tissue gray level.

5 Note that the term "input signal" is used broadly to refer to amplitude, intensity or log-compressed amplitude of the beamformer output (i.e. B-mode signal) as well as to any parameter of interest derived or extracted from the beamformer output, including the average velocity and power estimates of the Doppler frequency shift (i.e. Color Doppler Mode signals) and the power spectrum estimate of the Doppler frequency shift (i.e., Spectral Doppler Mode signals). The foregoing paragraphs have been provided by way of introduction, and they are not intended to limit the scope of the following claims.

10 15 BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

FIG. 1 is a block diagram of a medical diagnostic ultrasonic imaging system that incorporates a preferred embodiment of this invention.

FIG. 2 is a block diagram of a first preferred embodiment of the multi-dimensional back-end mapping stage of FIG. 1.

20 FIG. 3 is a block diagram of a modification to the embodiment of FIG. 2.

FIGS. 4, 5, and 6 are graphs used to illustrate alternative mapping functions performed by the embodiment of FIG. 2.

FIG. 7 is a flow chart of a method performed by the embodiment of FIG. 2.

25 FIG. 8 is a block diagram of another embodiment of the adaptive multidimensional back-end mapping stage of FIG. 1.

FIG. 9 is a more detailed block diagram of a first preferred embodiment of the mapping stage of FIG. 8.

30 FIG. 10 is a flowchart of a method implemented by the embodiment of FIG. 9.

FIGS. 11, 12 and 13 are graphs illustrating operation of the embodiment of FIG. 9.

FIG. 14 is a block diagram of a second preferred embodiment of the gain processor of FIG. 8, which operates to set both local gain and local dynamic range adaptively.

FIG. 15 is a block diagram of a third embodiment of the gain processor of FIG. 8, which operates to set both the local gain and the local dynamic range adaptively.

FIG. 16 is a graph used to explain operation of the embodiment of FIG. 15.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

Turning now to the drawings, FIG. 1 is a block diagram of a medical diagnostic ultrasonic imaging system 10 that incorporates a preferred embodiment of this invention. As shown in FIG. 1, a transmit beamformer 11 applies transmit waveforms via a transmit/receive switch 12 to a transducer array 13. The transducer array 13 produces ultrasonic pulses in response to the transmit waveforms, which pulses are directed into a body B to be imaged. Returning echoes from the body B impinge upon the transducer array 13, which converts these echoes into receive signals that are transmitted via the transmit/switch 12 to a receive beamformer 14. The receive beamformer 14 applies appropriate delays and phase shifts to cause the receive signals from selected locations within the body B to add coherently. These beamformed signals are applied to an amplitude detector 15 and a back-end processor that includes a log compression device 16 before being applied to a scan converter 17. The scan converter 17 generates display values upon a grid appropriate for a display 19.

All of the elements 11-17 and 19 can take any suitable form, and are not limited to any particular implementation. For example, the transmit and receive beamformers can be constructed as analog or digital devices, and any suitable transducer array can be used, including a single-element transducer

array and phased arrays of various dimensions. Also, the system 10 may include additional elements in the signal path between the transducer array 13 and the display 19, and selected ones of the illustrated elements may be deleted or the order of some of the elements may be switched. For example 5 the order of the back-end processor and scan converter 17 can be altered.

The back-end processor also includes an adaptive multi-dimensional back-end mapping stage 18 that incorporates a preferred embodiment of this invention. This mapping stage 18 can take many forms, and four specific embodiments are described below.

10 First Preferred Embodiment

FIG. 2 shows a block diagram of a general embodiment of the mapping stage 18. The embodiment of FIG. 2 receives an input signal $I(x)$ generated by the log compression device 16. Simply by way of example, the input signal can be a B-mode image signal.

15 The input signal $I(x)$ and a local noise mean estimate generated by an estimator 20 are applied to a summer 24. The local noise mean estimator 20 estimates the local noise of the system as a function of position within an image. As explained in greater detail below, several approaches can be used to estimate the local noise mean. For example, one or more frames of image 20 data may be acquired without applying transmit signals to the transducer elements of the transducer 13. In the absence of an insonifying pressure wave, the resulting input signal forms a noise frame that is a measure of currently-prevailing system noise as a function of position within the image. This noise frame can then be filtered with a low pass filter in the estimator 20 25 in order to generate the local noise mean $\bar{N}(x)$. This parameter is subtracted from the input signal $I(x)$ in the summer 24. The output of the summer 24 represents a noise suppressed input signal $I_s(x)$, which is applied in parallel to a tissue mean estimator 21, a maximum SNR estimator 25 and an adaptive multi-dimensional mapping stage 26.

The tissue mean estimator 21 processes the noise suppressed input signal $I_n(x)$ to develop an output signal $\bar{I}_n(x)$ that is indicative of the local mean of $I_n(x)$ for those portions of $I_n(x)$ acquired from soft tissue.

5 The tissue mean estimator 21 includes a tissue detector 22 and a mean estimator 23. The tissue detector identifies those portions of $I_n(x)$ characteristic of soft tissue and generates an output signal $T(x)$ which is in the logic state 1 for values of x associated with soft tissue and is in the logic state 0 for values of x not associated with soft tissue. The tissue detector 22 can take many forms, and it can operate by comparing the variance of $I_n(x)$ with a target value characteristic of soft tissue, as described in greater detail below. Alternatively, the tissue detector 22 can use amplitude techniques to detect soft tissue, as described in Klesenski U.S. Patent 5,579,768. The tissue detector 22 implements Eq. 1:

$$15 \quad R(x_0) = \{T(x) = 1\} \cap \{|x - x_0| \leq W_t\} \quad (\text{Eq. 1})$$

In Eq. 1 W_t is the width array that defines the region R around x_0 .

The mean estimator 22 uses $I_n(x)$ and $T(x)$ to implement Eq. 2:

$$\bar{I}_t(x_0) = \langle I_n(x) \rangle_{x \in R(x_0)} \quad (\text{Eq. 2})$$

20

In Eq. 2 the symbol $\langle \cdot \rangle$ is the mean operator over x within the region R which is a function of the position x_0 .

If $R(x_0)$ is empty for a given W_t (i.e. there is no soft tissue within the distance W_t around x_0), then we either increase W_t until R is not empty or 25 interpolate/extrapolate $\bar{I}_n(x)$ around x_0 to determine $\bar{I}_t(x_0)$. Note that W_t can be dependent upon (x_0) or not. For example $W_t(x_0)$ can be set as a function of the lateral and axial resolution at (x_0) .

In an alternative embodiment, $T(x)$ can be a tissue map which indicates the likelihood that the image at position x was acquired from soft tissue,

wherein the map assumes intermediate values between 0 and 1, and increasing values for the tissue map correspond to increasing levels of likelihood that the associated input signal was acquired from soft tissue. In this case, $T(x)$ can be used as a weight in computing $\tilde{I}_t(x)$. In addition $T(x)$ can also be superimposed on a B-Mode image to enhance tissue differences.

5 The maximum SNR estimator 25 implements Eq. 3:

$$I_m(x_0) = \max_{|x-x_0| \leq W_m} \{I_n(x)\} \quad (\text{Eq. 3})$$

10 In Eq. 3, the function MAX{•} is the maximum operator; W_m is the width array that defines the region R around x_0 . If desired, W_m can be set equal to W_t described above. The maximum SNR estimator 25 can operate on point SNR values (equal to $I_n(x)$ in this example), or alternately the estimator 25 can operate with an average SNR over a portion of the image 15 signal. The region over which the estimator 25 operates can be a portion of a current image frame, an entire current image frame, a previous image frame, or two or more image frames. The estimator 25 generates an output signal $I_m(x)$ which defines the local maximum SNR in the selected portion of the input signal.

20 The adaptive multi-dimensional mapping stage 26 responds to the input signals $I_n(x)$, $\tilde{I}_t(x)$, and $I_m(x)$ to generate an output signal $D(x)$ for display. In the embodiment of FIG. 2, the stage 26 is shown as a single stage that can be implemented as a single look-up table. Alternatively, the various 25 functions performed by the mapping stage 26 can be implemented by a variety of mapping devices including adders, multipliers and look-up tables, which can be placed together or separately at various stages in the signal path between the receive beamformer 14 and the display 19.

In the example of FIG. 2, the mapping stage 26 implements the following equation:

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

The function g implemented by the mapping stage 26 can be the function identified in Eq. 5 and illustrated in FIG. 4.

5

$$D(x) = \begin{cases} D_n = 0 & I_n(x) \leq 0 \\ \frac{D_t}{\bar{l}(x)} I_n(x) & 0 < I_n(x) \leq \bar{l}(x) \\ \frac{D_m - D_t}{I_m(x) - \bar{l}(x)} (I_n(x) - \bar{l}(x)) & \bar{l}(x) < I_n(x) \leq I_m(x) \\ D_m & I_n(x) > I_m(x) \end{cases} \quad (\text{Eq. 5})$$

where $I_n(x) = I(x) - \bar{N}(x)$.

10

Note that values of $I_n(x)$ equal to 0 are mapped to the noise target display value D_n , which equals 0 in this example. Values of the signal $I_n(x)$ equal to the local tissue mean $\bar{l}(x)$ are mapped to the soft tissue target display value D_t , and values of the signal $I_n(x)$ equal to the local maximum SNR $I_m(x)$ are set equal to the maximum target display value D_m . D_t may be set to any desired value, and may be user-selectable. In one example, $D_t = 64$ on a linear scale where 0 and 255 map to the darkest and brightest display values, respectively. In another example $D_t = 84$ on such a scale.

15

The mapping function g of Equation 4 can of course be varied from the foregoing example. For example, as shown in FIG. 5 a polynomial spline function may be used to eliminate the discontinuity in the slope of the map around $I_n(x) = \bar{l}(x)$. This results in a less precise mapping of $I_n(x)$ to D_t when $I_n(x)$ is equal to the local soft tissue mean.

20

FIG. 6 shows another approach that controls the slope of the curve around values of $I_n(x) = \bar{l}(x)$.

25

Other alternatives are possible. For example, as shown in FIG. 3 an SNR-adaptive spatial and temporal persistence filter can be interposed between the summer 24 and the mapping stage 26. This filter can be used to reduce noise for input values with low SNR, without giving up temporal or spatial resolution for input signals with sufficient SNR.

FIG. 7 provides a flow chart of a method implemented by the embodiment of FIG. 2. In block 27a, a local mean noise signal $\bar{N}(x)$ is provided that is indicative of the currently prevailing system noise level. This can be done using noise frames as described above. Alternatively, a computer model of the imaging system can be used to estimate the local noise mean as a function of the currently prevailing imaging parameters. Other approaches also can be used. The local noise mean $\bar{N}(x)$ may vary as a function of one, two or more spatial dimensions of the image. Thus, the term "providing" is intended broadly and is not limited to any single approach.

In 27b those portions of $I(x)$ acquired from soft tissue are identified based on a statistical measure of variability of $I(x)$ and on $\bar{N}(x)$, and these portions are then used to determine a local soft tissue mean $\bar{I}_s(x)$. As explained above, $\bar{I}_s(x)$ is representative of the mean or average amplitude of the noise-suppressed input signal for those portions of the input signal representative of soft tissue.

At 27c the maximum SNR $I_m(x)$ of $I(x)$ is estimated over a specified region, which as explained above may vary depending upon the application.

At 27d an input signal $I(x)$ is mapped to D_n when $I(x)$ is comparable to $\bar{N}(x)$. That is, the output signal $D(x)$ is set equal to a selected value when $I(x)$ is comparable to $\bar{N}(x)$. Since $\bar{N}(x)$ varies locally across an image, this provides the advantage that throughout the image values of the input signal $I(x)$ comparable to the noise level are mapped to a range of output signal levels around D_n .

At 27e the noise suppressed input signal is mapped to D_l when it is equal to $\bar{I}_s(x)$. In this way the input signal $I(x)$ that is acquired from soft tissue is mapped to a soft tissue range of values of $D(x)$ around D_l . Note that block 27e is specific to B-mode type input signals.

At 27f $I(x)$ is mapped to a high SNR range of $D(x)$ values around D_m whenever the SNR of $I(x)$ is comparable to $I_m(x)$. In addition to B-mode type input signals, block 27f is also applicable to Color Doppler Power Mode and Spectral Doppler Mode input signals.

From this explanation it should be apparent that the system of FIG. 2 adaptively maps the input signal $I(x)$ in such a way as to present the user with an image that meets the following three criteria:

1. Throughout the image frame, input signals that are comparable to noise are mapped to a range of values around a noise target value D_n .
2. Throughout the image frame, B-mode type input signals associated with soft tissue are mapped to a range of values around a soft tissue target value D_t .
3. Throughout the image frame, input signals having an SNR comparable to the local maximum SNR are mapped to a range of values around a target display value D_m .

For example, D_n may be at or near black, D_m may be at or near white, and D_t may be a specified range of gray levels, e.g., gray levels around 64 in a system where 0 corresponds to black and 255 to white.

The parameter x is used to signify a point on any one, any two, any three, or all four of the azimuth, range, elevation and time (frame number) axes or dimensions.

Of course, many variations are possible. For example, it is not required that the darkest possible display level be associated with the local mean noise level and that the brightest possible display level be associated with the local maximum SNR. If desired, a narrower range of display levels can be used. For example, the input signal can be mapped to a range of display levels smaller than the total number of available levels. Also, the mapping functions described above may be used in combination with other constraints. For example, constraints may be applied to how fast $\bar{I}_n(x)$ and/or $I_m(x)$ can vary across the image or from frame to frame. Also, D_t can be varied as function of SNR to address the cases where the local mean soft tissue level is too close to the local mean noise level. It is also not essential that the input signal itself be mapped to the various target levels described above. In an alternative embodiment a function of the input signal may be mapped to these levels.

Additional Embodiments

It is not essential in all embodiments that all of the functions described above in conjunction with FIG. 2 be combined. Various groupings of selected ones of these functions are also useful. For example, the embodiment 5 described below in conjunction with FIG. 9 controls the local gain in both the near field and far field of the image such that soft tissue is displayed at a substantially constant target value. The embodiments described below in conjunction with Figures 14 and 15 additionally adjust the dynamic range of the displayed image locally to optimize the display in view of the currently-prevaling image signals.

FIG. 8 provides a block diagram of these embodiments of a mapping stage 18' of FIG. 1. As shown in FIG. 8, the mapping stage 18' includes a noise frame processor 30, a soft tissue processor 32, and a gain processor 34. The noise frame processor 30 generates an estimate of electronic noise as it varies over the frame. The soft tissue processor 32 generates a smoothed surface indicative of the intensity of soft tissue within an image frame at various locations in the frame. The gain processor 34 uses outputs from the processors 30 and 32 to adaptively adjust either the gain or 15 both the gain and the dynamic range applied to the image frame.

FIG. 9 provides a more detailed block diagram of the one preferred embodiment of the elements of FIG. 8, and FIG. 10 provides a flow chart of a method implemented by the embodiment of FIG. 9.

As shown in FIG. 9, the noise frame processor 30 in this embodiment 20 includes a low pass filter 40 and a decimator 42, and the processor 30 generates a measure of average electronic noise at various locations distributed throughout the frame. The noise processor 30 accepts as an input a noise frame, i.e. a frame of image data acquired with the transmitters turned off. The low pass filter 40 smoothes the noise frame, and the decimator 42 25 decimates the filtered noise to a coarser grid, measuring for example 50 pixels on a side. Other decimation factors can be used, such as a decimation factor of 10 x 10 pixels on the acoustic grid.

The soft tissue processor 32 responds to an image frame of data which is acquired with standardized imaging parameters as described below and which includes data from soft tissue in the image. The soft tissue processor 32 includes a low pass filter 44 and a decimator 46 that are 5 preferably identical to the corresponding elements of the noise processor 30. The filtered, decimated noise frame from the noise processor 30 is summed with negative polarity with the filtered, decimated image frame in a summer 54. Since the noise frame and the image frame are in this example post-detection, post-compression signals, the summation performed by the 10 summer 54 generates an output signal equal to the signal to noise ratio (SNR) for the associated region of the two frames. This SNR signal is applied to a comparator 56 that generates as an output an SNR binary image. This binary 15 image is set equal to one in regions of the frame characterized by an SNR greater than a predetermined value, e.g., 3dB or 6dB, and to zero in regions where the SNR is less than or equal to the predetermined value. Thus the SNR binary image identifies regions of the image frame that have a sufficiently high SNR to be candidates for soft tissue image signals. The 20 portions of the SNR binary image characterized by the logic value zero correspond to high-noise, low-SNR regions of the image, and these regions are not considered candidates for soft tissue.

The soft tissue processor 32 also generates a variance binary image by means of a local variance calculator 48, a decimator 50 and a 25 comparator 52. These elements use the local spatial variance of the image frame to identify regions of the image frame having a variance characteristic of soft tissue.

In soft tissue there are a large number of scatterers present in each resolution cell. Fully developed speckle occurs due to random interference between the reflected signals, and the amplitude of the signal obeys the Rayleigh distribution in regions of the image frame depicting soft tissue. In 30 this embodiment, the degree to which local variance, calculated in a few resolution cells around each image pixel, resembles that of fully developed speckle is used as a measure of the likelihood that a particular image pixel

represents an image of a soft tissue. The variance binary image is set equal to one in regions where the variance is consistent with soft tissue imaging and to zero otherwise.

The local variance calculator 48 operates by dividing the image into a grid of smaller regions. The size of these regions is preferably on the order of 5 10 times longer along each axis than the resolution size of the image.

The spatial variance $V_{i,j}$ of the center of a region or cell C having the coordinates (i, j) can be calculated as follows:

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

The decimator 50 preferably operates at the same scale as the decimators 42 and 46. The decimated variance frame is then compared element by element with minimum and maximum variance levels in the comparator 52. This comparison is particularly straightforward for log compressed data, where the variance of fully developed speckle characteristic of soft tissue is $(5.57 \text{ dB})^2$. Thus, regions of soft tissue in the image frame will be characterized by fully developed speckle having a variance close to $(5.57 \text{ dB})^2$. For example, the comparator 52 of FIG. 9 can classify a variance as characteristic of soft tissue if it meets the relationship set out in Eq. 7:

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

The actual local variance of speckle may not be equal to the theoretical value due to filters in the signal processing path of the ultrasound system. In practice the variance is determined through measurements on phantoms mimicking soft tissue.

25 Electronic noise itself has a variance close to that of soft tissue, and the AND operation indicated at 60 uses the SNR binary image and the variance binary image to avoid misclassification of electronic noise as soft tissue. This AND operation is performed on an element-by-element basis of the decimated SNR binary image and the decimated variance binary image.

The resulting decimated tissue binary image has a value equal to zero if either the SNR binary image indicates that the associated region is characterized by low SNR ratio or the variance binary image indicates that the associated region is not soft tissue. The SNR binary image is not required in all 5 embodiments, and other techniques can be used to avoid misclassifying regions of the image dominated by noise as soft tissue. For example, noise reduction techniques can be applied prior to local variance estimation.

The filtered, decimated image frame from the decimator 46 and the 10 binary tissue image from the AND element 60 are applied as inputs to a device 62 for computing soft tissue intensity. In particular, the output of the device 62 is a decimated frame having intensity values that depend upon the corresponding values of the tissue binary image in the same region. Where the corresponding region of the tissue binary image is equal to logic value zero (indicating that the region does not correspond to soft tissue), the output 15 of the device 62 does not include an intensity value for the corresponding region. Alternatively, for regions where the tissue binary image is equal to logic value one, the output of the device 62 includes the intensity value for the corresponding region as filtered by the filter 44 and decimated by the decimator 46.

In device 64 a surface, e.g., a second order surface, is fitted to the 20 frame supplied by the device 62. This second order surface provides a measure of average soft tissue intensity as it varies throughout the image frame. Because of the use of the SNR binary image, portions of the image dominated by noise do not corrupt this second order surface. Because the 25 surface is a second order surface fitted to a decimated frame, the surface fitted by device 64 does not vary so rapidly as to interfere with the presentation of transitions or interfaces between soft tissues of different contrasts. In one embodiment, the device 64 divides the image into a 6 x 6 grid, calculates the average soft tissue intensity value for each rectangular region of the grid, and then fits a second order surface to the average values.

Continuing with FIG. 9, the gain processor 34 of this embodiment uses 30 a summer 82 to obtain the difference between the fitted surface from the

device 64 and a soft tissue target intensity level T_T on a region-by-region basis. The output of the summer 82 is a tissue gain G_T , which varies with both range and azimuth and is the gain required to cause the surface fitted to the local tissue mean to be displayed at the soft tissue target level T_T . This tissue gain G_T is applied to a logic block 84 that also receives a second input G_N . The signal G_N is generated by a summer 80 that takes the difference on a point-by-point basis between a noise target level T_N and corresponding values of the filtered, decimated noise frame. Thus, the noise gain G_N also varies with both range and azimuth, and represents the gain that is required to ensure that the local mean noise level is presented at the noise target level T_N . The logic block 84 sets the final two-dimensional gain equal G_F to the lesser of G_N and G_T . This final two-dimensional gain G_F is applied to the image frame in block 86. In some embodiments, the final gain G_F is decomposed into depth gain, lateral gain and lateral gain slope components, e.g. via a least squares fit. It may be preferable to chose depth gain components to minimize lateral gain slope values, and the master gain value to minimize changes in depth gain and lateral gain.

FIGS. 11-13 illustrate operation of the gain processor 34 of FIG. 9. In FIG. 11 the soft tissue target level T_T and the noise target level T_N are shown in dotted lines. In this case, T_T and T_N are both constant with depth. The noise intensity I_N supplied by the decimator 42 and the tissue intensity I_T supplied by the device 64 are shown in solid lines. In FIG. 12 G_T and G_N are illustrated, and in FIG. 13 the final gain G_F is shown as the lesser of G_T and G_N .

FIGS. 11-13 have been presented as two-dimensional graphs of intensity as a function of depth for clarity of illustration. As explained above, the gains G_T , G_N and G_F all vary in two dimensions as a function of both depth and azimuth.

The gain processor 34 sets the gain G_F in such a way that the soft tissue regions of the image are displayed at about the tissue target level T_T for all portions of the image where the noise signal is less than the noise target level. In regions of the image where the noise intensity I_N is greater than a

noise target level T_N a lower gain is used to ensure that noise is not amplified inappropriately.

FIG. 10 provides a flowchart of a method implemented by the system of Figure 9. In block 100 the adaptive gain features described above are initiated. This can be done in many ways. For example, adaptive gain can be initiated in response to user request or automatically at intervals. For example, adaptive gain can be automatically initiated every set number of frames or seconds.

Once adaptive gain has been initiated in block 100, control passes to block 102 where the image acquisition parameters of the system are set to preselected values. These preselected values optimize operation of the adaptive gain processor. By way of example the following general guidelines have been found suitable in one embodiment:

Image acquisition parameters, including gain and dynamic range, are determined so that, for the widest possible variety of imaging situations, the highest possible signal to noise ratio is maintained over the entire image without causing saturation of any portion of the image. This ensures that areas where the signal is weak are taken into account by the adaptive gain processor.

Once the image acquisition parameters have been selected, they are used to acquire one or more noise frames in block 104 and an image frame in block 106. As explained above, a noise frame is a conventional image frame, except that the transmitters are turned off. Since the transmitters are turned off there is no bona fide echo signal, and any signal appearing in the image frame is representative of system or electronic noise. The noise frame is used in block 108 to identify regions of image characterized by low SNR, as discussed above in conjunction with the creation of the SNR binary image. The image frame can be in any desired modality, and can for example include fundamental or harmonic imaging of tissue with or without added contrast agent.

Next, in block 110, a statistical measure of variability is determined for selected regions of the image frame. In block 110 the spatial or temporal

mean of amplitude-detected, log-compressed signals can be used as described above. Alternately, the spatial variance of noise power normalized by the local mean of noise power can be used. For example, a normalized spatial variance can be determined on a pre-compression signal, where the
5 normalized spatial variance is normalized by the local mean of the precompression signal.

The statistical measure of variability may be calculated along any one of the lateral, axial, and elevational axis, any two of these axes, or all three axes. The example described above calculates the variance over the lateral
10 and axial axes.

Next, in blocks 112 and 114, regions of the image frame corresponding to soft tissue are determined. In block 114, the regions of the image characterized by low SNR as determined in block 108 are used to ensure that regions identified as soft tissue are outside of the noise-dominated regions of
15 the image.

The local coherence factor may be used to ensure that regions of high acoustic noise or clutter are excluded from mapping decisions. The local coherence factor is defined as the ratio of the coherent (phase-sensitive) to the incoherent (phase-insensitive) summation across the receive channels of
20 the delayed and apodized signals. See the discussion of Rigby U.S. Patent 5,910,115. A low coherence factor indicates strong phase aberration, i.e., high levels of acoustic noise or clutter. Therefore using the coherence factor the regions of the image dominated by clutter can be ignored.

As explained above, this soft tissue identification can be done based
25 on statistical measures of variability. Alternately, in some embodiments other methods may be used for identifying soft tissue, as for example methods based on the magnitude of the image signal. See the discussion of Klesenski U.S. Patent 5,579,768, assigned to the assignee of the present invention.

At 116 a second order surface is fitted to the soft tissue intensity values
30 over an entire frame, including both near-field and far-field portions of the frame.

At 113 the local gain is varied adaptively to cause signals having the amplitude of the second order surface at the respective locations to be displayed at a soft tissue target value over some or all of the image. The soft tissue target value or target display value can be set in many ways. The 5 target display value may simply be a stored value or may be a user-selected value, or it may be a value adaptively determined in response to ambient light.

Alternatively and preferably, the soft tissue target level is a function of the currently invoked post-processing curve. Specifically a user controllable or predefined value may be used as a target soft-tissue gray level T_G . T_T is then 10 defined whenever a post-processing curve is selected to be the signal intensity level that is mapped to the display gray level of T_G .

FIG. 14 represents a second preferred embodiment of the gain processor of FIG. 8. The embodiment of FIG. 14 includes the summers 80, 15 82, the logic block 84 and the block 86, which may be identical to the corresponding elements of FIG. 9 discussed above. Additionally, the gain processor of FIG. 14 adaptively sets the dynamic range with which the image frame is displayed. In block 140 the final gain G_F , the tissue gain G_T and a previously selected dynamic range DNR_{OLD} are used to generate a new dynamic range DNR_{NEW} according to the following equation:

20

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

This new dynamic range DNR_{NEW} is then applied to the gain-adjusted 25 image generated by the block 86 to form a DNR-adjusted image to be applied to the display.

The gain processor of FIG. 14 adjusts the dynamic range in the low 30 SNR region of the image. This adjustment of the dynamic range ensures that the soft tissue is on average displayed at the preselected target value T_T . Since the final gain G_F and the tissue gain G_T are functions of depth and azimuth, the new dynamic range DNR_{NEW} is a spatially varying, adaptively determined quantity even when DNR_{OLD} is not. The dynamic gain processor

of FIG. 14 adaptively adjusts the SNR only in low SNR regions of the image, because in high SNR regions the final gain G is equal to the tissue gain G_T and therefore in high SNR regions DNR_{NEW} is equal to DNR_{OLD} .

5 The blocks 140, 142 of FIG. 14 adaptively vary the dynamic range of a signal based on both the soft tissue intensity and the noise level at a plurality of locations within the image.

FIG. 15 shows a third preferred embodiment of the gain processor of FIG. 8. In the gain processor of FIG. 15, block 160 sets the parameter S according to the following equation:

10

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

15

where I_T is the local mean tissue intensity, I_N is the local mean noise level, T_T is the tissue target intensity and T_N is the noise target intensity. In block 162 the dynamic range DNR is set equal to the minimum of the value S as determined by the block 160 and a maximum allowable dynamic range DNR_{MAX} . In block 164 a gain parameter is set according to Eq. 10:

20

$$G_F = \frac{T_T}{DNR} - I_T. \quad (\text{Eq. 10})$$

25

Then, in block 166 the gain determined in block 164 and the dynamic range determined in block 162 are applied to the image frame.

30

FIG. 16 will be used to explain the operation of the gain processor of FIG. 15. As shown in FIG. 16 the input signal is plotted on the horizontal axis in units of dB and the display gray level is plotted on the vertical axis. Here the slope of the line mapping the input signal to the display gray levels is inversely proportional to the dynamic range, in units of gray level per dB. Of course, the mapping function between the signal and the gray levels does not have to be linear, and in this case the slope of the line joining the gray levels that correspond to the minimum and maximum of the input signal of interest

can be used. The gain in this example appears as shown, and the mapped gray level is equal to the slope multiplied by the sum of the signal plus the gain. With this relationship, the gain and dynamic range as determined by the embodiment of FIG. 15 map the average soft tissue intensity and the noise to the respective desired target values.

5

Further Discussion

1. Soft Tissue Detection

10

The preferred embodiments described above use statistical measures of variability of an input signal to identify soft tissue. The following steps can be taken (individually or in various combinations) to improve the accuracy of soft tissue identification and to reduce false positive identifications of soft tissue.

15

a. Identity regions of low SNR and do not classify such regions as soft tissue – The elements 54, 56, 60 of Figure 9 implement this function, as described above.

20

b. Provide adjustable thresholds for comparison with the local measure of variability – The element 52 of Figure 9 can use maximum and minimum thresholds that are adjusted, either by the user or automatically as a function of the particular transducer or image processing parameters that are in use. The maximum and minimum thresholds may be positioned asymmetrically or symmetrically with respect to a target value. In some applications, it may be preferable to select values for the thresholds that substantially eliminate false positive identification of soft tissue, even at the expense of somewhat increased false negative identification of soft tissue

25

c. Turn off signal processing that affects the statistical measure of variability – Conventional signal processing techniques such as frequency compounding, spatial compounding, spatial filtering (e.g., with video filters), temporal filtering (e.g., persistence filtering), and non-linear post-processing mapping often affect statistical measures of variability. For this reason, such signal processing is preferably turned off during acquisition of the input signal used for soft tissue identification, or alternately the effects of such signal

30

processing are taken into account in soft tissue identification, e.g., by setting threshold values appropriately. Additionally, spatial under-sampling can result in image artifacts that alter local variance, and such artifacts are therefore preferably avoided.

5 d. Reduce variance (i.e., noise) in the estimate of the statistical measure of variability - The measure of variability for each pixel can be estimated using a larger region of support than that described above, or the variability estimates can be spatially low-pass filtered, thereby compromising detail resolution of the variability estimate for a lower estimation noise. In one
10 alternative, the area used to calculate local variance (or other statistical measure of variability) is a function of average speckle size, e.g., specified in units of average speckle size. The average speckle size is given by the equivalent width of the autocovariance function, and it is directly determined by the size of the round-trip point spread function, or equivalently by the
15 lateral and axial bandwidths of the beamformer. This parameter can be set separately for each transducer in units of acoustic grid (pre-scan conversion) samples, since the acoustic grid more or less tracks changes in lateral and axial bandwidth.

In the dynamic update case, time averaging (persisting) the variance
20 image, or the resulting tissue mask or the adaptive gain image may be needed to prevent flickering or sudden gain changes, due to noise in the variance estimate.

25 e. Use other measures, in addition to the statistical estimate of the measure of variability, to improve soft tissue identification – For example, tissues such as tendon and muscle are characterized by reduced speckle along the long axis of the tendon or muscle. This pattern may be identified and used to improve the accuracy with which these types of tissue can be identified. As another example, contrast agent in soft tissue tends to be depleted by ultrasound beams, and this depletion causes a lack of correlation
30 between successive images. This lack of correlation can be detected and then used in combination with the soft tissue identification methods described

above to improve the accuracy with which contrast agent in soft tissue is identified.

2. **Statistical Measure of Variability**

The foregoing discussion has used variance as one example of a statistical measure of variability. The standard definition of variance (σ^2) is the expected value of the magnitude square of the difference between the statistical variable and its expected value.

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

or equivalently

10
$$\sigma^2 = \langle |I|^2 \rangle - \langle |I| \rangle^2,$$
 where $\langle \dots \rangle$ is the expected value, i.e., the mean operator, and $| \dots |$ is the magnitude operator. The element 48 of Figure 9 uses the local spatial variance. For any pixel x_0 in the image, the local variance is computed using the samples in a region R around the pixel x_0 , where region R can be defined on any one or multiple axes. The axes can be the axial, lateral, elevational or any other arbitrary spatial axis.

15 There are numerous approximations to the spatial variance, and all can be taken as examples of other statistical measures of variability that can be used here. For example, assuming that the mean is negligible or that it is more or less constant across the image, the variance can be approximated by

$$\sigma^2 \sim \langle |I|^2 \rangle.$$

20 Other possible expressions include the following:

$$\sigma^2 \sim (\max(I) - \min(I)) / \langle |I| \rangle;$$

$$\sigma^2 \sim (\max(I) - \langle |I| \rangle) / \langle |I| \rangle;$$

$$\sigma^2 \sim (\langle |I| \rangle - \min(I)) / \langle |I| \rangle;$$

$$\sigma^2 \sim (\max(I) - \langle |I| \rangle);$$

$$\sigma^2 \sim (\langle |I| \rangle - \min(I)).$$

25 Here again the $\max(\cdot)$ and $\min(\cdot)$ operations, as well as the mean operator, are performed over a region R around the pixel $x_0.$

As another example, it may be preferred to measure the spectrum of spatial frequencies of the input sample along one or more axes, and then to compare this spectrum with the spectral characteristic of soft tissue.

Other statistical measures of variability include parameters that vary as a function of variance, e.g., standard deviation σ , or an approximation of variance.

The term "statistical measure of variability" is intended broadly to include all of these examples, as well as other statistical measures that can be used to identify soft tissue or to differentiate other types of tissue from soft tissue.

3. **Surface Fitting**
The surface fitting function performed in block 64 of Figure 9 can be implemented in many ways. For example, polynomial splines, which are piecewise polynomial surfaces with derivative continuities up to a predetermined order at the borders between the pieces of polynomial surfaces, can be used. The order of the polynomial splines determines global smoothness, while the number of derivative continuities satisfied at the borders between the pieces of polynomial surfaces determines the degree of local smoothness.

Any function which can be defined as a sum of (orthogonal or nonorthogonal) basis functions can also be used for surface fitting, such as functions that can be written as a sum of trigonometric or hyperbolic trigonometric functions. In general, linear combinations of arbitrary basis functions of range and azimuth can be used, with weighting parameters chosen to fit the grid of average soft-tissue intensity values.

4. **Initiation of adaptive adjustment of gain or dynamic range**

As explained above, the adaptive adjustments described above can be initiated manually or automatically at intervals. In addition, such adjustments may be initiated automatically in response to a large change in the input signal, e.g., a large change in the frame sum (the sum of all B-mode pixels in

a frame) or in a sum of a region of a frame, or a large motion detected based on frame correlation. For example, two sequential frames may first be spatially filtered by, say, a box-car filter and decimated, and then the squares of the differences between the values of the decimated pixels of the two frames are summed. If this sum exceeds a predetermined threshold, e.g., 5 20% of the total energy (sum of magnitude square) of the first of the two decimated frames, the method of Figure 7 or 10 is initiated. Variations include using a function other than squaring, limiting the calculations to a portion of a frame (e.g., a central portion), monitoring a Doppler signal to gauge when a 10 user has stopped moving the probe (possibly with an added delay to ensure that the user has achieved a useful probe position). Another approach is to initiate the method of Figure 7 or 10 in response to user change of an imaging parameter (e.g. transmit or receive ultrasound frequency).

5. Use with resolution-enhancing display modes

15 In conventional resolution-enhancing modes of operation, a portion of an existing frame is expanded and displayed. This can be done by re-acquiring the portion of the frame at higher resolution or by increasing a magnification factor applied to the existing frame. In either case, input signals for a region that is larger than the expanded portion can be used in the tissue- 20 identifying and surface-fitting methods described above. This may reduce edge ambiguities and artifacts in the expanded portion, and it may allow a more robust gain surface to be calculated in cases where there is little soft tissue in the expanded portion.

Conclusion

25 Of course, many alternatives are possible. In fact, the widest range of analog and digital signal processing techniques can be used to implement the basic functions described above. A programmed computer is one preferred implementation for the adaptive gain processor described above. For example, the adaptive gain and optionally the adaptively determined dynamic 30 range can be applied to the image signals at any desired point along the

signal path between the transducer array 13 and the display 19. Both can be applied before or after scan conversion, log compression and detection. The adaptive gain processor can operate on RF, IF or baseband signals before or after detection, log compression, and scan conversion.

5 Also, other methods can be used to determine the noise levels. For example, a computer model can be used that calculates noise level for various positions in the frame base on the parameters (including the acquisition parameters) of the imaging system.

10 In the foregoing examples, the input signal is adaptively mapped to a soft tissue or a noise range of output signal values by appropriately controlling various back-end gain stages. However, the invention is not limited to this approach, and front-end gain stages may be varied in gain to obtain the desired output signal values, either alone, or in combination with gain variations in one or more back-end gain stages.

15 The preferred embodiments described above combine a number of features that work together efficiently to adaptively set the gain and dynamic range of an image. It will be recognized that various ones of these features can be used separately from one another rather than in combination. In particular, the following inventions can be used together or in various
20 subcombinations:

- Using a statistical measure of variability to identify areas of an image corresponding substantially to soft tissue;
- Fitting a surface to soft tissue intensity values, including soft tissue intensity values in both the near-field and the far-field portions of an image;
- Acquiring an image for an adaptive gain system with a plurality of acquisition parameters of the system set to respective preselected values;
- Adaptively varying a gain of an ultrasonic imaging system based at least in part on soft tissue intensity values and noise values at corresponding locations;

-- Adaptively varying dynamic range of an ultrasonic imaging system based at least in part on soft tissue intensity values and noise values at a plurality of locations in the image.

5 As used herein the term "image" is intended broadly to encompass images of one, two or three spatial dimensions. For example, an M-mode display can be considered a one-dimensional image.

The term "range of values" is intended broadly to encompass one or more values.

10 Two signals are said to be "comparable" whether they are equal in scale factor or differing in scale factor.

The term "soft tissue" is intended to refer to any target that produces speckle because of its unresolvable fine structure.

As indicated above, the maximum value of SNR may vary with time and any set of spatial coordinates.

15 The foregoing detailed description has been intended by way of illustration and not limitation. It is only the following claims, including all equivalents, that are intended to define the scope of this invention.

CLAIMS

1. In a medical ultrasonic imaging system operative to acquire a receive input signal and to display an output signal, an adaptive mapping method comprising:
 - 5 (a) providing a noise signal indicative of a currently-prevailing noise level for the system; and
 - (b) mapping the input signal to a noise range of output signal values when the input signal is comparable to the noise signal.
- 10 2. The method of Claim 1 further comprising:
 - (c) mapping the input signal to a soft tissue range of output signal values when the input signal is acquired from soft tissue.
- 15 3. The method of Claim 1 further comprising:
 - (c) mapping the input signal to a high-SNR range of output signal values when an SNR of the input signal relative to the noise signal is comparable to a maximum SNR of the input signal.
- 20 4. In a medical ultrasonic imaging system operative to acquire a receive input signal and to display an output signal, an adaptive mapping method comprising:
 - (a) providing a noise signal indicative of a currently-prevailing noise level for the system;
 - (b) mapping the input signal to a noise range of output signal values when the input signal is comparable to the noise signal; and
 - (c) mapping the input signal to a high-SNR range of output signal values when an SNR of the input signal relative to the noise signal is comparable to a maximum SNR of the input signal.
- 25 5. In a medical ultrasonic imaging system operative to acquire a receive input signal and to display an output signal, an adaptive mapping method comprising:

(a) providing a noise signal indicative of a currently-prevailing noise level for the system; and

(b) mapping the input signal to a high-SNR range of output signal values when an SNR of the input signal relative to the noise signal is comparable to a maximum SNR of the input signal.

5

6. The method of Claim 5 further comprising:

(c) mapping the input signal to a noise range of output signal values when the input signal is comparable to the noise signal.

10

7. The method of Claim 5 further comprising:

(c) mapping the input signal to a soft tissue range of output signal values when the input signal is acquired from soft tissue.

8. In a medical ultrasonic imaging system operative to acquire a receive input signal and to display an output signal, an adaptive mapping method comprising:

15

(a) determining a statistical measure of variability of the input signal;

(b) identifying portions of the input signal corresponding to soft tissue based at least in part on the statistical measure of (a); and

(c) mapping the portions of the input signal identified in (b) to a soft tissue range of output signal values.

20

9. The method of Claim 8 further comprising:

(d) providing a noise signal indicative of a currently-prevailing noise level for the system;

(e) mapping the input signal to a noise range of output signal values when the input signal is comparable to the noise signal.

25

10. The method of Claim 8 further comprising:

(d) mapping the input signal to a high-SNR range of output signal values when an SNR of the input signal relative to the noise signal is comparable to a maximum SNR of the input signal.

11. The method of Claim 9 further comprising:

(f) mapping the input signal to a high-SNR range of output signal values when an SNR of the input signal relative to the noise signal is comparable to a maximum SNR of the input signal.

5 12. The method of Claim 1, 4, 5, or 8 wherein the input signal is indicative of a multidimensional image.

13. The method of Claim 3, 5, 10 or 11 wherein the SNR of the input signal is indicative of a point SNR.

10 14. The method of Claim 13 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to a portion of a current image frame.

15. The method of Claim 14 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to an entire current image frame.

15 16. The method of Claim 14 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to a previous image frame.

20 17. The method of Claim 14 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to N previous image frames, where N is an integer greater than 1.

18. The method of Claim 3, 5, 10 or 11 wherein the SNR of the input signal is indicative of an average SNR.

25 19. The method of Claim 18 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to a portion of a current image frame.

20. The method of Claim 18 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to an entire current image frame.

5 21. The method of Claim 18 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to a previous image frame.

22. The method of Claim 18 wherein the maximum SNR is determined over a portion of the input signal corresponding to N previous image frames, where N is an integer greater than 1.

10 23. The method of Claim 1, 4, 5, 10 or 11 wherein the noise signal varies as a function of at least two spatial dimensions.

24. The method of Claim 8 wherein (b) comprises:

(b1) determining high clutter portions of the output signal characterized by low coherence factor; and
15 (b2) ensuring that the areas identified in (b) are outside of the high clutter regions determined in (b1).

25. The method of Claim 3, 4, 5, 10 or 11 wherein the maximum SNR of the input signal varies as a function of at least one spatial dimension.

20 26. The method of Claim 3, 4, 5, 10 or 11 wherein the maximum SNR of the input signal varies as a function of at least two spatial dimensions.

27. The method of Claim 1, 5 or 8 wherein the receive input signal is a signal selected from the group consisting of an intensity signal and an amplitude signal.

25 28. The method of Claim 1, 5 or 8 wherein the receive input signal is a B-mode signal.

29. The method of Claim 1, 5 or 8 wherein the receive input signal is a log-compressed signal.

30. In a medical ultrasonic imaging system operative to acquire an input signal indicative of an echo signal parameter and to display an output signal, an adaptive mapping method comprising:

- (a) determining a statistical measure of amplitude variability of the input signal;
- (b) identifying portions of the input signal corresponding substantially to soft tissue based at least in part on the statistical measure of (a);
- (c) causing average amplitude of the portions of the input signal identified in (b) to be displayed at substantially a target display value.

31. The method of Claim 30 wherein the statistical measure of (a) is indicative of spatial variance of the input signal, and wherein the input signal is amplitude-detected and log-compressed signals.

32. The method of Claim 30 wherein the statistical measure of (a) is indicative of spatial variance of the input signal normalized by spatial local mean of the input signal, and wherein the input signal is a pre-compression signal.

33. The method of Claim 30 wherein the statistical measure is determined in (a) along at least one axis selected from the group consisting of lateral, axial and elevational axes.

34. The method of Claim 30 further comprising:
(d) storing the target display value as a pre-selected value.

35. The method of Claim 30 further comprising:
(d) accepting user selection of the target display value.

36. The method of Claim 30 further comprising:
(d) adaptively adjusting the target display value in response to ambient light.

37. The method of Claim 30 wherein act (a) is automatically performed at a predetermined interval, and wherein the predetermined interval comprises a predetermined number of image frames.

5 38. The method of Claim 30 wherein act (a) is automatically performed at a predetermined interval, and wherein the predetermined interval comprises a predetermined number of seconds.

39. The method of Claim 30 wherein (b) comprises:

(b1) determining noise regions of the image characterized by low SNR; and

10 (b2) ensuring that the areas identified in (b) are outside of the noise regions determined in (b1).

40. The method of Claim 30 wherein (b) comprises:

(b1) determining high clutter regions of the image characterized by low coherence factor; and

15 (b2) ensuring that the areas identified in (b) are outside of the high clutter regions determined in (b1).

41. In a medical ultrasonic imaging system, a method for adaptively controlling gain, said method comprising:

20 (a) determining soft tissue average amplitude at a plurality of locations of an image;

(b) fitting a surface to the soft tissue average amplitude in the image;

(c) adaptively varying a gain of the system based at least in part on the surface fitted in (b).

25 42. The method of Claim 41 wherein the surface is a second order surface.

43. The method of Claim 41 wherein (c) comprises:

(d) causing average amplitude of areas of soft tissue in the image to be displayed at substantially a target display value.

44. In a medical ultrasonic imaging system, a method for adaptively controlling gain, said method comprising:

- 5 (a) acquiring an image with a plurality of acquisition parameters of the system set to respective pre-selected values;
- (b) determining soft tissue average amplitude at a plurality of locations of an image;
- (c) adaptively varying a gain of the system based at least in part on the soft tissue average amplitude of (b).

10 45. In a medical ultrasonic imaging system, a method for adaptively controlling gain, said method comprising:

- 15 (a) determining soft tissue average amplitude at a plurality of locations in an image;
- (b) determining noise values at said plurality of locations in the image; and
- (c) adaptively varying a gain of the system based at least in part on the soft tissue average amplitude of (a) and the noise values of (b).

20 46. The method of Claim 45 wherein (c) is operative to cause average amplitude of soft tissue to be displayed at substantially a target display value:

25 47. The method of Claim 45 wherein (c) comprises subtracting the noise values from the image over at least a portion of the image.

48. The method of Claim 45 wherein the noise values of (b) are indicative of spatial means of amplitude-detected, log-compressed noise at respective locations in the image.

49. The method of Claim 45 wherein the noise values of (b) are indicative of temporal means of amplitude-detected, log-compressed noise at respective locations in the image.

50. The method of Claim 45 wherein the noise values of (b) are indicative of spatial variance of noise power normalized by local mean noise power.

51. The method of Claim 45 wherein the locations are arrayed in a one-dimensional array along a range axis of the image.

10 52. The method of Claim 45 wherein the locations are arrayed in a two-dimensional array along range and azimuthal axes of the image.

53. In a medical ultrasonic imaging system, a method for adaptively controlling gain, said method comprising:

- (a) determining soft tissue average amplitude at a plurality of locations in an image;
- (b) determining noise values at said plurality of locations in the image; and
- (c) adaptively varying dynamic range of the system based at least in part on the average amplitude of (a) and the noise values of (b).

20 54. The method of Claim 8, 30, 41, 44, 45 or 53 further comprising:
(d) initiating (a), (b) and (c) in response to a user request.

55. The method of Claim 8, 30, 41, 44, 45 or 53 further comprising:
(d) initiating (a), (b) and (c) automatically at a predetermined interval.

25 56. The method of Claim 53 further comprising:
(d) adaptively varying a gain of the system based at least in part on the average amplitude of (a) and the noise values of (b).

57. The method of Claim 8, 30 or 44 wherein (b) comprises identifying a spatial pattern in the statistical measure of (a) characteristic of a selected soft tissue.

58. The method of Claim 8 or 57 wherein the spatial pattern comprises a linear region of reduced spatial variability.

59. The method of Claim 8, 30 or 44 further comprising:
(d) avoiding at least one signal processing operation from the following group during acquisition of the input signal: frequency compounding, spatial compounding, spatial filtering, temporal filtering.

10 60. The method of Claim 41 wherein the surface is represented as a polynomial spline.

61. The method of Claim 41 wherein the surface is represented as a linear combination of a plurality of basis functions.

15 62. The method of Claim 8, 30, 41, 44, 45, or 53 further comprising:
(d) initiating (a), (b), and (c) automatically in response to a substantial change in at least a portion of a frame generated by the imaging system.

20 63. The method of Claim 8, 30, 41, 44, 45, or 53 further comprising:
(d) initiating (a), (b), and (c) automatically following a substantial increase followed by a substantial reduction of frame to frame change in at least a portion of a frame generated by the imaging system.

25 64. The method of Claim 8, 30, 41, 44, 45, or 53 further comprising:
(d) initiating (a), (b), and (c) automatically in response to a change in an imaging parameter of the imaging system.

65. The method of Claim 8, 30, 41 or 44 wherein the imaging system displays an image, and wherein (b) is performed for a region that extends beyond the image.

66. The method of Claim 45 or 53 wherein the imaging system displays an image, and wherein (a) is performed for a region that extends beyond the image.

67. The method of Claim 8 or 30 further comprising:

5 suppressing noise in the input signal prior to (a).

68. The method of Claim 8 or 30 further comprising:

suppressing noise in the statistical measure of variability.

69. The method of Claim 8 or 30 wherein (b) comprises:

(b1) comparing the statistical measure of variability of (a)

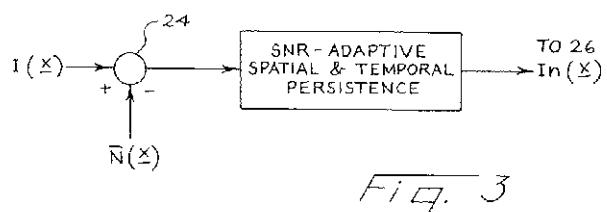
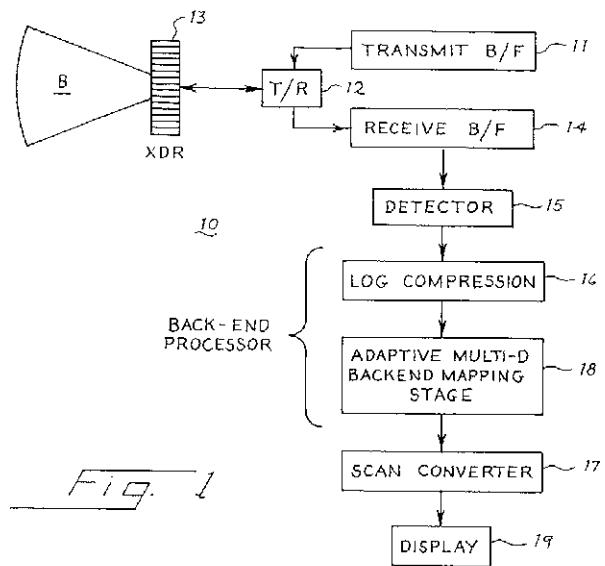
10 against upper and lower thresholds.

70. The method of Claim 69 wherein (b) further comprises:

(b2) adjusting at least one of the upper and lower thresholds.

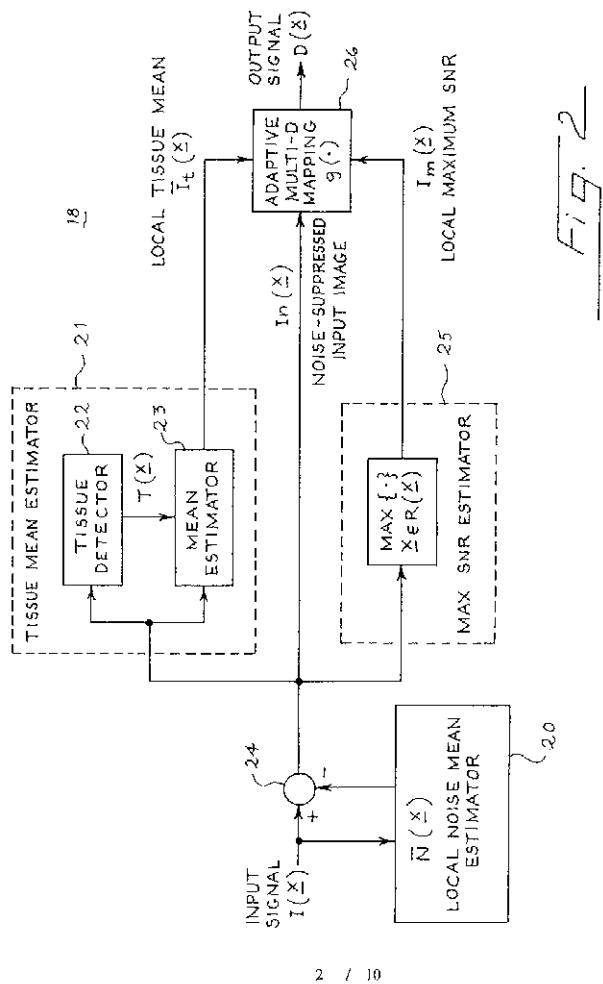
WO 01/80714

PCT/US01/12438



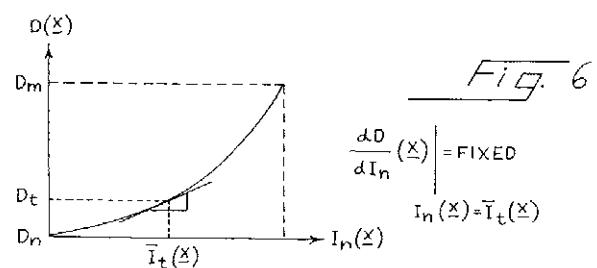
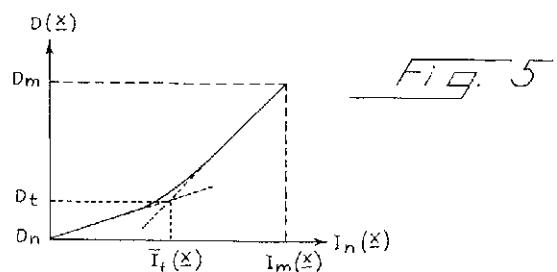
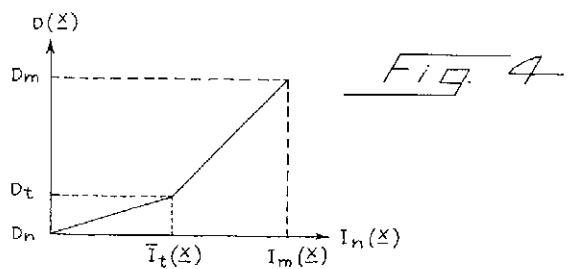
WO 01/80714

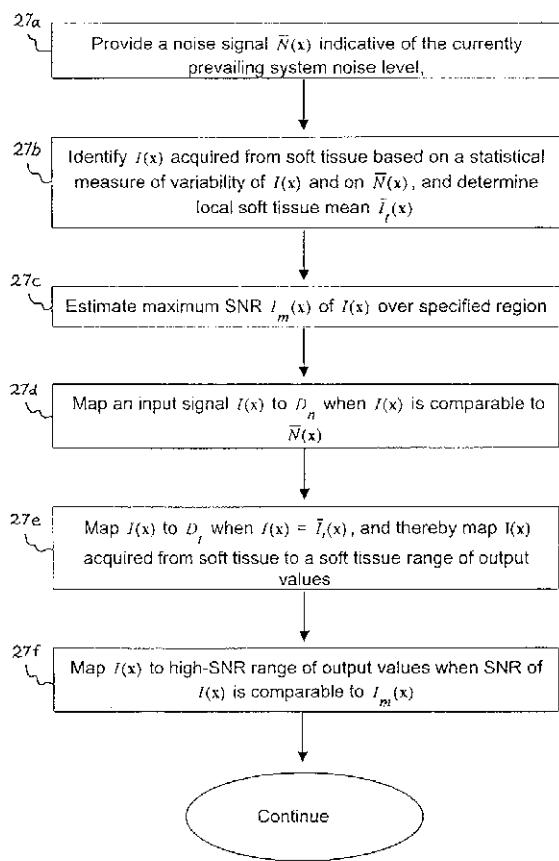
PCT/US01/12438



WO 01/80714

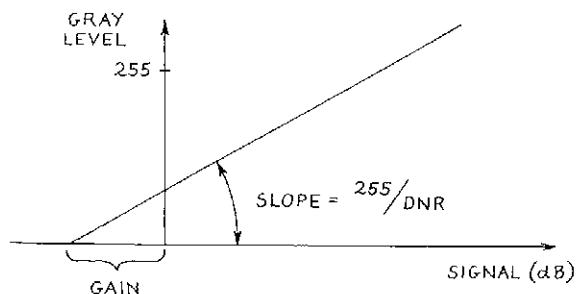
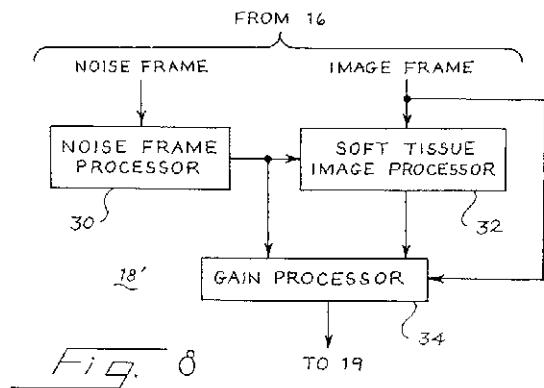
PCT/US01/12438



Fig. 7

WO 01/80714

PCT/US01/12438

Fig. 16

WO 01/80714

PCT/US01/12438

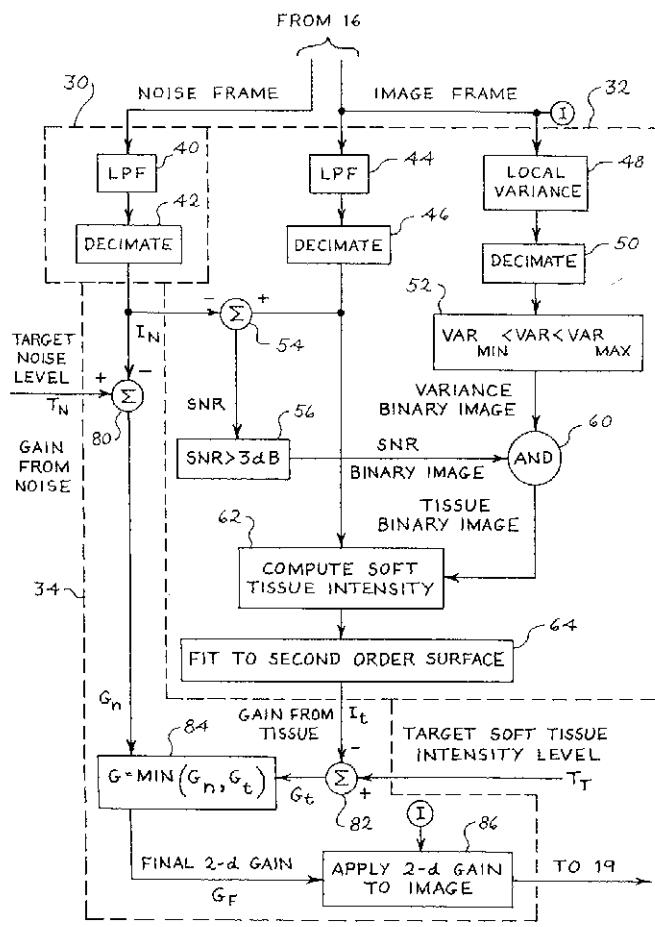
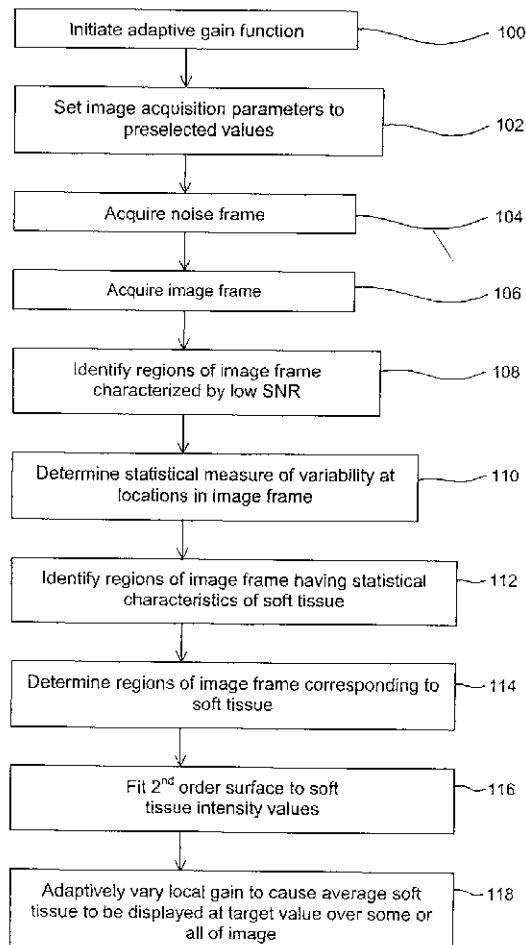


Fig. 9

WO 01/80714

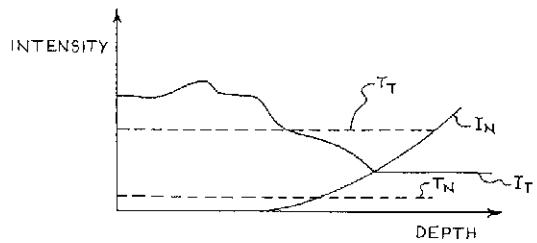
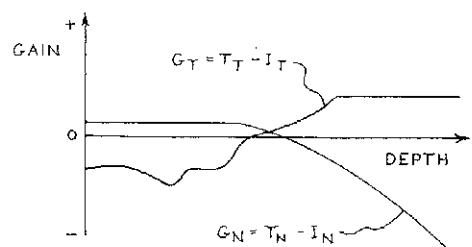
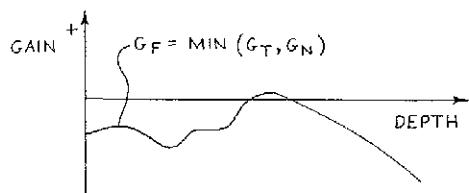
PCT/US01/12438

Fig. 10



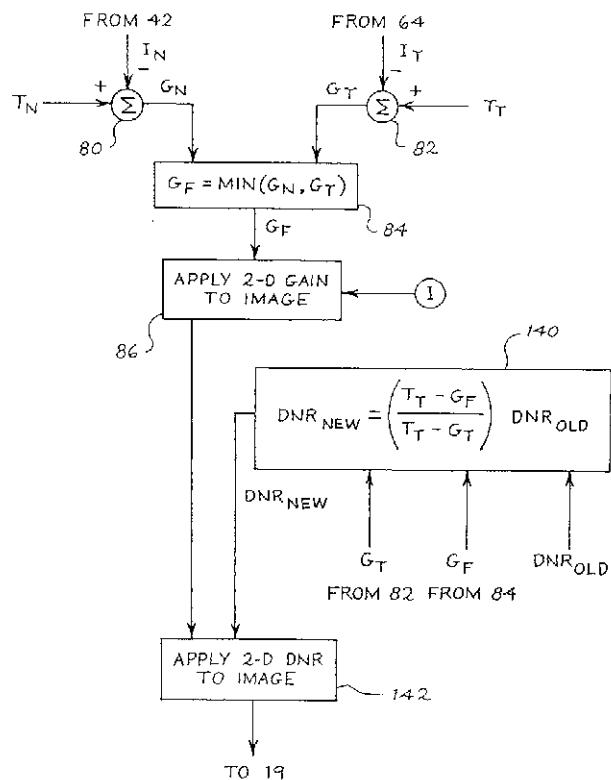
WO 01/80714

PCT/US01/12438

Fig. 11Fig. 12Fig. 13

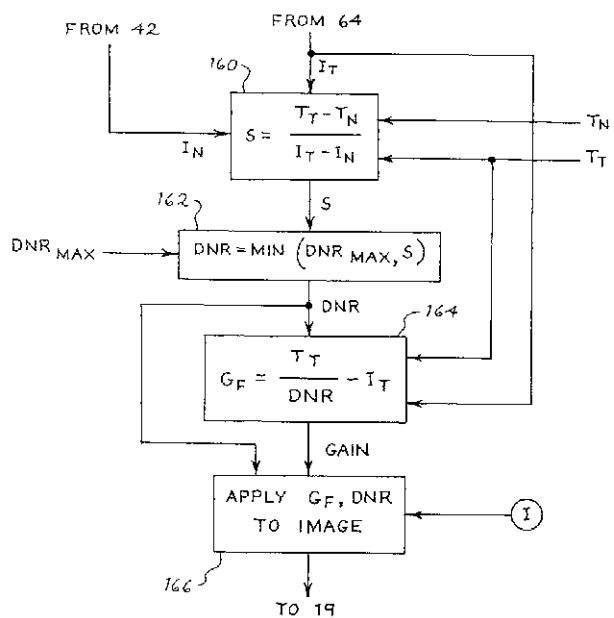
WO 01/80714

PCT/US01/12438

Fig. 14

WO 01/80714

PCT/US01/12438

Fig. 15

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
1 November 2001 (01.11.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/80714 A3

(51) International Patent Classification*: A61B 8/00

941 Laurel Avenue, Menlo Park, CA 94025 (US). O'DONNELL, Matthew; 1607 Brooklyn Avenue, Ann Arbor, MI 48104 (US).

(21) International Application Number: PCT/US01/12438

(22) International Filing Date: 17 April 2001 (17.04.2001)

(174) Agent: WEBB, William, A.; Brinks Hofer Gilson & Lione, P.O. Box 10087, Chicago, IL 60610 (US).

(25) Filing Language: English

English

(81) Designated States (national): AF, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EL, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, IU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TZ, CA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(26) Publication Language: English

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SI, TR), OAPI patent (BH, BJ, CE, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TO).

(30) Priority Data:
09/556,354 24 April 2000 (24.04.2000) US
09/791,405 23 February 2001 (23.02.2001) US

(73) Applicant: ACUSON CORPORATION (US/US); 1220 Charleston Road, Mountain View, CA 94043 (US).

(72) Inventors: SIMOPoulos, Constantine; 1020 Florence Lane #15, Menlo Park, CA 94025 (US). USTUNER, Kuntay; P.O. 602 Church Street, Mountain View, CA 94041 (US). CAI, Amning; He, Liang; Rajin, Jeffrey; T., 620 Mariposa Avenue #4, Mountain View, CA 94041 (US). JACKSON, John:

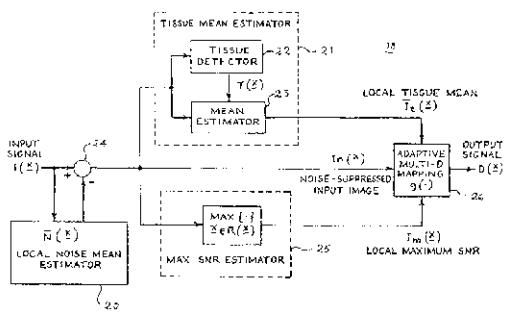
(74) Agent: WEBB, William, A.; Brinks Hofer Gilson & Lione, P.O. Box 10087, Chicago, IL 60610 (US).

{Continued on next page}

(54) Title: MEDICAL ULTRASONIC IMAGING SYSTEM WITH ADAPTIVE MULTI-DIMENSIONAL BACK-END MAPPING



WO 01/80714 A3



(57) Abstract: A medical diagnostic imaging system (10) uses an adaptive multi-dimensional back-end mapping stage (18) to eliminate loss of information in the back-end, minimize any back-end quantization noise, reduce or eliminate electronic noise, and map the local average of soft tissue to a target display value throughout the image. The system uses spatial variance to identify regions of the image corresponding substantially to soft tissue and a noise frame acquired with the transmitters turned off to determine the mean system noise level. The system then uses the mean noise level and the identified regions of soft tissue to both locally and adaptively set various back-end mapping stages, including the gain and dynamic range.

WO 01/80714 A3

(88) Date of publication of the international search report:
11 April 2002 *For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US01/12488
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC(7): A61B 8/00 US CL: 600/448 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols): U.S.: 600/447, 448, 449; 73/625 - 626, 382-128, 131		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used): EAST - Search terms: SNR, SignNoise, automatic near gain, age, map or mapping		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5,827,942 A (MADSEN et al.) 27 October 1998, see col. 26, lines 13-50.	1, 3-6, 8-29
Y	US 5,670,719 A (MADSEN et al.) 23 September 1997, see col. 4, lines 1-60; col. 6, lines 16-29; col. 13, line 8 and col. 20, line 43.	1, 3-6, 8 - 29
Y, P	US 6,120,446 A (JI et al.) 19 September 2000, see entire document.	1-53
Y, P	US 6,176,828 B1 (BECKER et al.) 23 January 2001, col. 5, lines 35-63.	1-40
Y	US 5,841,889 A (SEYED-BOLORFOROSH et al.) 24 November 1998, see col. 6, line 41; col. 7, line 20; col. 8, lines 17-25; and col. 9, lines 3-17.	1-40
<p><input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See parent family entries.</p> <p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A": document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance;</p> <p>"B": earlier document published on or after the international filing date which may throw doubt on priority claims or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified);</p> <p>"C": document relating to an oral disclosure, an exhibition or other means;</p> <p>"D": document published prior to the international filing date but later than the priority date, claimed.</p> <p>** Date of document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application for patent or utility model or utility model concerning the invention.</p> <p>*** Document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered new or cannot be considered to inventive step when the document is taken alone.</p> <p>**** Document of particular relevance, the claimed invention is cannot be considered to invent an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, the combination being such as to give a person skilled in the art...</p> <p>***** Document relating to the same subject matter.</p>		
Date of the actual completion of the international search: 21 SEPTEMBER 2001	Date of mailing of the international search report: 26 Dec 2001	
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20591 Fax/phone No. (202) 305-9280	Authorized officer: FRANCIS J. JAWORSKI <i>Diane Smith f</i> Telephone No. (703) 305-9282	

Form PCT/ISA/210 (second sheet) July 1995

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US07/12136

C (Continued) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Caption of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim
Y	US 5,289,374 A (DOI et al.) 22 February 1994, see col. 13, lines 1-5.	1-40
Y	US 4,907,156 A (DOI et al.) 06 March 1990, see entire document.	1-40
Y, P	US 6,102,859 A (MIO) 15 August 2000, see col. 2, line 46 and col. 3, line 15.	44-56
Y	US 5,315,948 A (MURASHITA et al.) 24 May 1994, see entire document	44, 46

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(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 151
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
4620

(72)発明者 ジョン 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

F ターム(参考) 4C301 CC02 CC04 EE04 EE05 EE07 JB12 JB23 JB29 JB32 JB35
JC07 LL03

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004500915A5	公开(公告)日	2012-04-12
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		
[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 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		
CPC分类号	G01S15/8988 A61B8/14 G01S7/52026 G01S7/52033 G01S7/52034 G01S7/52036		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/CC04 4C301/EE04 4C301/EE05 4C301/EE07 4C301/JB12 4C301/JB23 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB35 4C301/JC07 4C301/LL03		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	09/556354 2000-04-24 US 09/791405 2001-02-23 US		
其他公开文献	JP2004500915A JP5048903B2		

摘要(译)

在本发明的医学超声成像系统中，使用自适应多维后端映射级，从而消除后端的信息丢失，最小化任何后端量化噪声，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，通过使用在空间上分散，其识别对应于大致的软组织的图像的区域中，平均系统噪声电平，使用由阻断发射机获取的噪声帧确定。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。