

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 187057

(P2001 - 187057A)

(43)公開日 平成13年7月10日(2001.7.10)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/14			A 6 1 B 8/14	
		8/06		8/06
G 0 6 T 1/00	290		G 0 6 T 1/00	290 D
	430			430 B

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 35数)

(21)出願番号 特願2000 - 335304(P2000 - 335304)

(22)出願日 平成12年11月2日(2000.11.2)

(31)優先権主張番号 09/434817

(32)優先日 平成11年11月5日(1999.11.5)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
GENERAL ELECTRIC C
OMPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタディ、リバーロード、1番

(72)発明者 ディーン・ダブリュー・ブロッワー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ムス
ケゴー、ジェーンズビル・ロード、エス68
・ダブリュー15091番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

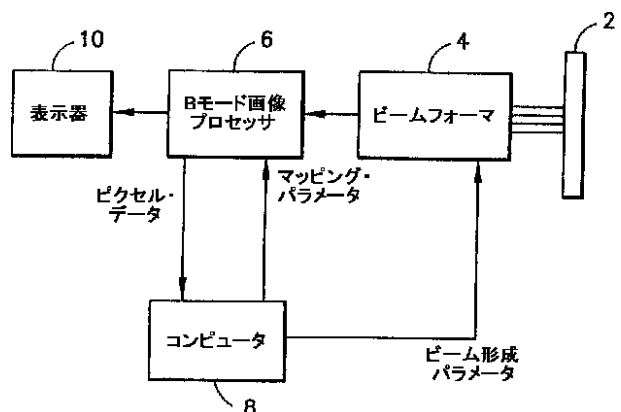
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ピクセル強度ヒストグラムに基づいてイメージング・システムの動作を適応設定する方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 超音波イメージング・システムにおいて、連続した画像フレームのピクセル強度ヒストグラムに所定の変化が生ずるのに応答して動作パラメータを最適化する。

【解決手段】 連続した画像フレームのピクセル強度ヒストグラムの変化を監視し、検出された変化がプローブの移動を示していた場合には、動作パラメータの再最適化に自動的にトリガを与える。再最適化の過程で、システム・コンピュータ(8)によって決定されたピクセル強度ヒストグラムの特徴に基づいて、マッピング・パラメータ、圧縮パラメータ、スケーリング・パラメータ又はビーム形成パラメータを調節することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 次の条件、すなわち (a) N 個の最新の画像フレームが、安定化したピクセル強度ヒストグラムを有していること、及び (b) (N+1) 番目の画像フレームと、前記 N 番目の最新の画像フレームとが、少なくとも予め記憶されている程度に異なるピクセル強度ヒストグラムを有していること、の検出にตอบสนองして動作パラメータの集合を自動的に最適化し直すようにプログラムされているコンピュータ (8) を備えた超音波イメージング・システム。

【請求項 2】 前記動作パラメータの集合はグレイ・マッピング値を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】 グレイ・マッピング値が、少なくとも 1 つの安定化したピクセル強度ヒストグラムの測定された特性に依存して最適化し直される請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】 前記動作パラメータの集合はデータ圧縮値を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】 前記動作パラメータの集合はビーム形成時間遅延を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】 前記動作パラメータの集合はスケール値を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】 前記コンピュータは、1 つ又はこれよりも多い統計分布記述子を用いてピクセル強度ヒストグラムを比較する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】 前記 1 つの統計分布記述子は平均である請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】 前記 1 つの統計分布記述子は標準偏差である請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 10】 前記 1 つの統計分布記述子は歪度である請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 11】 前記 1 つの統計分布記述子は尖度である請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 12】 前記 1 つの統計分布記述子は第 p 百分位数点である請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 13】 超音波イメージング・システムの動作パラメータの集合を自動的に最適化し直す方法であって、

(a) (N+1) 個の最新の画像フレームの各々の画像フレームについてそれぞれのピクセル強度ヒストグラムを算出する工程と、

(b) N 番目の最新の画像フレームと (N+1) 番目の最新の画像フレームとが少なくとも所定の程度に異なるピクセル強度ヒストグラムを有するという第 1 の条件が満たされているか否かを決定する工程と、

(c) 前記第 1 の条件が満たされていた場合に、N 個の最新の画像フレームが安定化したピクセル強度ヒストグラムを有するという第 2 の条件が満たされているか否かを決定する工程と、

(d) 前記第 1 の条件及び前記第 2 の条件が満たされ

*ていることにตอบสนองして動作パラメータの集合を最適化し直す工程とを備えた方法。

【請求項 14】 前記動作パラメータの集合はグレイ・マッピング値を含んでいる請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】 グレイ・マッピング値が、少なくとも 1 つの安定化したピクセル強度ヒストグラムの測定された特性に依存して最適化し直される請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】 前記動作パラメータの集合はデータ圧縮値を含んでいる請求項 13 に記載の方法。

【請求項 17】 前記動作パラメータの集合はビーム形成時間遅延を含んでいる請求項 13 に記載の方法。

【請求項 18】 前記動作パラメータの集合はスケール値を含んでいる請求項 13 に記載の方法。

【請求項 19】 1 つ又はこれよりも多い統計分布記述子を用いてピクセル強度ヒストグラムを比較する工程を更に含んでいる請求項 13 に記載の方法。

【請求項 20】 (N+1) 個の最新の画像フレームの各々の画像フレームについてそれぞれのピクセル強度ヒストグラムを算出する手段 (34) と、

N 番目の最新の画像フレームと (N+1) 番目の最新の画像フレームとが少なくとも所定の程度に異なるピクセル強度ヒストグラムを有するという第 1 の条件が満たされているか否かを決定する手段 (38) と、

N 個の最新の画像フレームが安定化したピクセル強度を有するという第 2 の条件が満たされているか否かを決定する手段 (40) と、

前記第 1 の条件及び前記第 2 の条件が満たされていることにตอบสนองして動作パラメータの集合を最適化し直す手段 (42) とを備えた超音波イメージング・システム。

【請求項 21】 前記動作パラメータの集合はグレイ・マッピング値を含んでいる請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 22】 グレイ・マッピング値が、少なくとも 1 つの安定化したピクセル強度ヒストグラムの測定された特性に依存して最適化し直される請求項 21 に記載のシステム。

【請求項 23】 前記動作パラメータの集合はデータ圧縮値を含んでいる請求項 20 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の分野】本発明は一般的には、医療診断の目的のための超音波撮像に関する。具体的には、本発明は、人体内の走査されている関心領域から反射した超音波エコーを検出することにより組織及び血流を撮像する方法に関する。

【0002】

【発明の背景】従来の超音波スキャナは、様々な撮像モードで動作することが可能である。B モードでは 2 次元画像を形成することができ、画像内の各々の表示ピクセル

ルの輝度が、走査領域内のそれぞれの焦点位置から帰投したエコー信号を表わすそれぞれの音波データ・サンプルの値又は振幅から導出されている。

【0003】Bモード撮像では、走査平面内のそれぞれの焦点位置に集束したビームを送信するように超音波トランスデューサ・アレイが起動される。各回の送信ファイアリングの後に、トランスデューサ・アレイ素子によって検出されたエコー信号が受信ビームフォーマのそれぞれの受信チャネルへ供給され、受信ビームフォーマはアナログ信号をデジタル信号へ変換し、適正な受信集束時間遅延を与えて、時間遅延付きのデジタル信号を加算する。各回の送信ファイアリングについて、得られる生の音波データ・サンプルのベクタが、受信ビーム方向に沿った一連のレンジ（距離）から反射した全超音波エネルギーを表わす。代替的には、マルチライン取得では、各回の送信ファイアリングに続いて2つ又はこれよりも多い受信ビームを取得することもできる。

【0004】従来のBモード撮像では、各々の生の音波データ・サンプルのベクタが包絡線検波されて、得られた音波データが圧縮される（例えば、対数圧縮曲線を用いる。）。圧縮された音波データはスキャン・コンバータへ出力され、スキャン・コンバータは、音波データ・フォーマットを、行及び列を成すピクセルから成る従来の配列（アレイ）を有するモニタ上での表示に適したビデオ・データ・フォーマットへ変換する。このビデオ・データをここでは「生のピクセル強度データ」と呼ぶ。生のピクセル強度データのフレームは、ビデオ表示用のグレイ・スケールへマッピングされる。次いで、各々のグレイ・スケール画像フレームは、表示のためにビデオ・モニタへ送信される。以後、グレイ・スケール画像フレームを「グレイ・スケール・ピクセル強度データ」と呼ぶ。

【0005】従来の超音波イメージング・システムは典型的には、生のピクセル強度データから表示グレイ・スケール値への単純な伝達関数である様々なグレイ・マップを採用している。ピクセル強度の範囲に応じて異なるマップを利用することができるように、多数のグレイ・マップが搭載されている。例えば、所与の応用が主として低い生のピクセル強度を発生する傾向にある場合には、低い生のピクセル強度値に対して相対的に多数のグレイ・スケール値を供与するグレイ・マップであれば、この範囲の全体にわたってコントラストを改善するので望ましい。従って、応用に応じて異なるグレイ・マップを既定値として選択することが典型的である。しかしながら、利用者は任意の応用において任意の解剖学的構造を走査し得ること、音波データは患者間で区々であること、及び生のピクセル強度値はダイナミック・レンジ等のその他のシステム設定にも依存していることから、上述の方法は必ずしも実効的ではない。これらの要因のため、グレイ・マップは、予期される主なピクセル強度範

囲に何個のグレイ・スケール値を供与するかについて現状維持的になりがちである。

【0006】システム利用者が操作者インタフェース上に設けられている所謂ATOボタンを押すことによりコントラストを調節することを可能にする「ワン・タッチ」式の自動組織最適化（ATO）方法が公知である。利用者は関心のある解剖学的構造の上にプローブを配置したら、ATOボタンを押して超音波イメージング・システム内部のホスト・コンピュータにトリガを与え、生のピクセル強度データのカレントのフレームを検索させて、利用者が指定した関心領域（ROI）内でのフレームのピクセル強度ヒストグラムを解析した後に、グレイ・マッピング（すなわち、生のピクセル強度からグレイ・スケール・ピクセル強度へのマッピング）を自動的にスケールし且つ／又はシフトさせて、所定の「最適な」上方グレイ・スケール・レベル及び下方グレイ・スケール・レベルがそれぞれピクセル強度ヒストグラムの何らかの上方境界及び下方境界にマッピングされるようにする。最終的な目標は、利用可能なグレイ・スケール・レベル（8ビットの表示システムの場合には256のレベル）をより十分に活用してピクセル強度データを表示して、これにより、組織の表示コントラストを改善することにある。

【0007】しかしながら、「ワン・タッチ」式のATOの方法では、プローブ又はROIを他の位置へ移動させると、利用者は再びATOボタンを押して、新たな組織データに基づいてグレイ・マッピングを最適化し直すことを要求される。臨床検査時には、超音波技師はしばしば多数の解剖学的な特徴を見出し又は調べるためにプローブを多くの箇所に移動させることを必要としており、また、脈管系応用及び外科的応用等の多くの臨床応用では超音波技師の両手は既に塞がっているか又は殺菌されているので、上述の特徴を更に十分に自動化した方式が望ましい。

【0008】

【発明の概要】本発明は、超音波イメージング・システムにおいて、連続した画像フレームのピクセル強度ヒストグラムに所定の変化が生ずるのに応答して動作パラメータを最適化する方法及び装置である。再最適化の過程で、コンピュータによって決定されたピクセル強度ヒストグラムの特徴に基づいて、マッピング・パラメータ、圧縮パラメータ、スケール・パラメータ又はビーム形成パラメータを調節することができる。

【0009】好適実施例による方法は、プローブの移動を指示している可能性のある連続した画像フレームのピクセル強度ヒストグラムの変化を監視する工程と、適当なときに、動作パラメータの再最適化に自動的にトリガを与える工程とを含んでいる。次のような仮定がなされている。（1）ピクセル強度ヒストグラムが変化している（超音波プローブが移動している）限り、超音波技師

は全体的な巡回を行なっている、及び(2)ピクセル強度ヒストグラムが所定の時間量にわたって新たな安定な形態に展開した状態にあるのであれば(プローブが再び静止したままになっていたら)、超音波技師は観察したい関心のある何ものかを見出している。これら2つの条件を満たすのに応答して、関連した動作パラメータが最適化し直される。1つの好適実施例によれば、圧縮曲線及び/又はグレイ・マッピングが自動的に最適化される(例えば、表示される画像のコントラストを最適化する値に設定される。)。他の好適実施例によれば、ビーム形成パラメータ又はスケーリング・パラメータが自動的に調節されて、ズーム・モードで画像を表示することもできる。これらの好適実施例によれば、ピクセル強度ヒストグラム解析及びヒストグラム解析結果に依存した動作パラメータの再最適化は、超音波イメージング・システムに組み込まれているホスト・コンピュータによって実行される。

【0010】実際には、プローブの運動がピクセル強度ヒストグラムの大きな変化を必ず生じるとは限らず、特に、プローブが皮膚表面と十分に接触した状態にあり、且つ下方に位置する組織の特性が偶々極めて一様である場合には大きな変化は必ずしも生じないことを特記しておく。しかしながら、ピクセル強度ヒストグラムが大幅に変化したならば、有意のプローブの移動がおそらくは生じている。このように、画像の最適化のためのトリガ発生機構は、ピクセル強度ヒストグラムの変化に基づいているのであって、プローブの移動自体に基づいている訳ではない。データ圧縮曲線及びグレイ・マッピングの場合には、ピクセル強度ヒストグラムが比較的不变に留まっている限り、プローブの移動の有無に拘わらず再最適化を行なう必要はない。

【0011】本発明により、超音波イメージング・システムがより使い易くなる。マッピング・パラメータを最適化するのに費やされる作業停止時間が少なくなるので、検査時間が短縮される。また、本発明により、異なる超音波技師によって行なわれる検査の標準化又は再現性が促進される。最後に、本発明により、両手が既に塞がっている又は殺菌されているような外科的应用、脈管系応用及びその他の応用時に「ハンズ・フリー」走査が可能になる。

【0012】

【好適な実施形態の詳細な説明】図1について説明する。本発明の1つの好適実施例による超音波イメージング・システムが、トランスデューサ・アレイ2と、ビームフォーマ4と、Bモード画像プロセッサ6と、コンピュータ8と、表示モニタ10とを含んでいる。トランスデューサ・アレイ2は多数のトランスデューサ素子を含んでおり、トランスデューサ素子はビームフォーマ4内の送信器によって起動されて、送信焦点位置に集束した超音波ビームを送信する。帰投したRF信号はトランス

デューサ素子によって検出された後に、ビームフォーマ4内の受信器によって走査線に沿った一連のレンジに動的に集束させられて、生の音波データ・サンプルから成る受信ベクタを形成する。各々の走査線についてのビームフォーマの出力データ(I/Q又はRF)はBモード画像プロセッサ6に通されて、Bモード画像プロセッサ6は生の音波データを処理して、表示モニタ10によって表示するのに適したフォーマットのピクセル画像データとする。

【0013】システムの制御はコンピュータ8に集中化されており、コンピュータ8は操作者インタフェース(図示されていない)を介して操作者の入力を受け取り、取得されたデータを解析して、操作者の入力及びデータ解析の結果に基づいて様々なサブシステムを制御する。好適実施例によれば、ホスト・コンピュータ8は次の機能のうち1つ又はこれよりも多い機能を果たす。

(1)送信パラメータ及びビーム形成パラメータをビームフォーマ4へ供給する、(2)Bモード画像プロセッサ6へ新たなグレイ・マップを供給する、(3)メモリから画像フレームを検索し、該画像フレームをスケーリングし直した後に、スケーリングし直した画像をズーム・モードで表示するために表示モニタへ送る、及び(4)Bモード画像プロセッサ6へ新たなデータ圧縮曲線を供給する。好ましくは、グレイ・マップ、ビーム形成パラメータ及び圧縮曲線は、ランダム・アクセス・メモリに記憶されているルックアップ・テーブルの形態で供給される。図1はホスト・コンピュータ8への連絡経路及びホスト・コンピュータ8からの連絡経路を別個の経路として示しているが、これらの連絡は共通のチャンネル又はシステム・バスを介して生じ得ることは容易に理解されよう。

【0014】本発明の好適実施例によれば、コンピュータは、画像プロセッサ6から生のピクセル強度データの連続した画像フレームを検索した後に、各々の画像フレーム毎にそれぞれのヒストグラムを算出するようにプログラムされている。典型的なピクセル強度ヒストグラムを図2に示す。ヒストグラムの算出は、可能性のあるピクセル強度値の範囲を一連の重なり合わない等長のビンに分割する工程と、画像フレーム内の各々のピクセル強度値を該当値を有するそれぞれのビンに割り当てる工程と、当該画像フレームについて各々のビンにおけるピクセルの個数を数える工程とを含んでいる。図2は、発生個数をピクセル強度値の関数として示すグラフである。連続したヒストグラムがコンピュータ8内のバッファ・メモリに記憶される。コンピュータは、カレントのヒストグラムを先行するヒストグラムと繰り返し比較する。1つのヒストグラムから次のヒストグラムにかけて大きな変化が生じており、その後、安定化したピクセル強度ヒストグラムを示す所定数の画像フレームが続いていたら、コンピュータは、マッピング・パラメータ及び/

又は圧縮パラメータを自動的に最適化し直して、これらの最適化し直されたパラメータを画像プロセッサ 6 へ送る。次いで、画像プロセッサ 6 は、後続の音波データの画像フレームを処理する際にこれらのマッピング・パラメータを利用する。

【0015】本発明のもう 1 つの好適実施例を図 3 に示す。同図は、B モード超音波イメージング・システムの信号経路を示している。ビームフォーマ 4 によって出力された受信された RF (又はその等価な I/Q 対) データは、検波器 12 によってベクタ毎の方式で包絡線検波 10 される。次いで、検波後のデータは、データ圧縮ブロック 14 (好ましくは、コンピュータ 8 によってランダム・アクセス・メモリにロードされるルックアップ・テーブルを含んでいる) において圧縮されて、ピクセル値 (典型的には 8 ビット) 表示器用のダイナミック・レンジに縮小する。音線メモリ (ALM) 16 が、アレイを横断する 1 回の掃引について圧縮後の音波データから成るベクタを蓄積して、2 次元画像を形成する。スキャン・コンバータ 18 が、R 又は XY の音波データ・フォーマットを XY のピクセル又はビデオ・データ・フォーマットへ変換し、これによりピクセル強度データを形成する。好適実施例では、解析すべき画像データは既に XY フォーマットになっている。次いで、ピクセル強度データはモニタ 10 上に表示するためのグレイ・マップ 20 によってグレイ・スケール値へマッピングされる。好ましくは、グレイ・マッピングもまた、コンピュータによってランダム・アクセス・メモリにロードされるルックアップ・テーブルを含んでいる。

【0016】図 4 は、好適実施例による方法の工程の流れ図を示している。第 1 ステップ 22 において、システム・コンピュータによって、スキャン・コンバータ (図 3 に示すようなもの) 内の XY 表示メモリから直接的に、又はシネ・メモリ (図 3 には示されていない) を介してのいずれかで、新たな画像フレームが読み出される。第 2 ステップ 24 において、各々のピクセル値のビン内に含まれるピクセルの個数を数えることにより、所定の ROI (例えば、画像フレーム内の大きな中央の ROI) 内での画像ピクセル強度ヒストグラムが算出される。8 ビット・ピクセルの表示器の場合には、最小のピクセル値はゼロであり、最大のピクセル値は 255 である。統計的な変動性を少なくするために、ピクセル強度ヒストグラムのピクセル・ビンのサイズを単位値 (例えば、5) よりも大きく設定することができる。この新たな画像フレームのピクセル強度ヒストグラムは、前の画像フレームについてのピクセル強度ヒストグラムを既に記憶しているバッファ・メモリに記憶される (ステップ 26)。

【0017】処理の次の工程は、新たな画像フレームのヒストグラムを少なくとも 1 つの前の画像フレームのヒストグラムと比較することである (ステップ 28)。こ

の工程は、平均、標準偏差、歪度及び尖度を含めた標準的な統計分布の記述子の任意のものをを用いて実行することができる。ピクセル強度ヒストグラムの第 p 百分位数点も有用な属性である。例えば、ピクセル強度ヒストグラムの第 5 百分位数点、プローブが皮膚表面から持ち上がって離れたときに生ずる画像データの欠落 (すなわち多くのピクセルがゼロとなる) に非常に敏感であり得る。一般的には、少なくとも 1 つの前の画像フレームのピクセル強度ヒストグラム (PIH) と新たな画像フレームのピクセル強度ヒストグラムとの間に所定の変化が生じた時点を検出する (ステップ 30) ために、様々なヒストグラム記述子の組み合わせを用いてもよいし、又はヒストグラム全体を用いても構わない。選択したヒストグラム属性 (例えば、第 5 百分位数点及び第 90 百分位数点) の変化が何らかの所定の閾値 (1 つ又は複数) を上回っていなければ、ルーチンはステップ 22 に戻って、処理は次の画像フレームについての工程連鎖を再開する。選択したヒストグラム属性の変化が所定の閾値 (1 つ又は複数) を上回っていたならば、プローブと関心のある解剖学的構造との相対的な移動によって画像が変化したと考える。これにより、いつ画像ピクセル強度ヒストグラムが再び安定になるか (すなわちプローブの移動が止まったか) を検出することを目的とした次の工程連鎖 (図 4 のステップ 32 から始まる) が開始する。

【0018】ステップ 32 において、システム・コンピュータによって新たな画像フレームが読み出される。ステップ 24 を参照して前述した態様で、所定の ROI 内の画像ピクセル強度ヒストグラムが再び算出される (ステップ 34)。ここでも、得られるピクセル強度ヒストグラムはバッファ・メモリに記憶される (ステップ 36)。次いで、ステップ 38 において、ステップ 28 を参照して前述した手法の任意のものをを用いて、ヒストグラムを前の画像フレームのヒストグラムと比較する。大きな欠落のない状態で、新たな画像フレームのピクセル強度ヒストグラムが前の画像フレームのピクセル強度ヒストグラムに対していつ安定したかを検出する (ステップ 40) ために、様々なヒストグラム記述子の組み合わせを用いてもよいし、又はヒストグラム全体を用いても構わない。選択したヒストグラム属性 (例えば、第 5 百分位数点及び第 90 百分位数点) の変化が何らかの所定の許容度 (好ましくは、ステップ 30 で用いた閾値とは異なる) の範囲内になければ、ルーチンはステップ 32 に戻って、処理は次の画像フレームについての後続の工程連鎖を再開する。選択したヒストグラム属性の変化が所定の許容度にあるならば、プローブが移動していないかを決定するステップ 42 が実行される。

【0019】ステップ 42 で用いられる画像の再最適化にトリガを与える基準は、N 個の最新のフレームが全て、何らかの所定の許容度 (1 つ又は複数) の範囲内で同じピクセル強度ヒストグラム統計を示していることで

ある。ここで、Nは2よりも大きい正の整数である。Nの値はフレーム・レート及び所定の時間量（例えば、2秒間）に基づいていてもよい。安定化の基準に合致したら、グレイ・マッピング機能の再最適化が実行される。例えば、グレイ・マップをスケーリングするか又はシフトさせて、何らかの最適な上方グレイ・レベル及び下方グレイ・レベルになるようにそれぞれピクセル強度ヒストグラムの上方境界及び下方境界をマッピングすることができる。このようなグレイ・マップ調節は基本的には当業界で公知であるが、完全を期して後に詳述する。

【0020】加えて、マッピング機能はまた、ブロック14（図3を参照）において各々のデータ・バクタに適用されるデータ圧縮曲線を含んでいてもよい。圧縮曲線は典型的には、対数関数である。例えば、ピクセル強度ヒストグラムの第90百分位数点が255に接近しつつあることが見出されると、画像表示器は、輝度の高い（blooming）白いピクセルで飽和しそうになっている。この場合には、更なるグレイ・マップ調節を行なう前に、大きなピクセル値に適合するように圧縮曲線の入力ダイナミック・レンジを自動的に増大させることができる。

【0021】図5は、生データのヒストグラム（凹凸のある実線で示されている）に典型的なグレイ・マップ（破線で示されている）を重ね合わせて示している。この典型的なグレイ・マップは、入力値に等しいグレイ・スケール値を出力する。図5に示す生データ及びグレイ・マップが与えられた場合には、256個（0乃至255）のうち約171（20乃至190）個のグレイ・スケール値が用いられる。この例では、グレイ・スケール値の67%が用いられる。ATO機能は、これらのような状況において相対的に最適なグレイ・マッピングを行なうように設計されている。

【0022】好適実施例によれば、ATO機能は、前述の条件を満たす一連のピクセル強度ヒストグラムを検出するのに応答してコンピュータによって自動的に起動される。ATOが起動したら、グレイ・マッピングは、1つ又はこれよりも多いピクセル強度ヒストグラムの幾つかの特性に基づいて最適化し直される。次いで、生のピクセル強度データは、各々の値を、最適化し直されたマッピングによって確定される対応するグレイ・スケール値へ変換することによりコントラスト調節される。新たなグレイ・マップの入力レンジより外部の生のピクセル強度値は、最小（0）又は最大（255）のグレイ・スケール値にマッピングされる。結果として、最も関心のある生のピクセル強度データのコントラストが増大する。

【0023】上述のことを達成するために、コンピュータ8は、図4に示すアルゴリズムを実行した際に算出された最後のM個のピクセル強度ヒストグラムを利用することができる。ここで、Mは任意の正の整数である。代

替的には、コンピュータは、新たな画像フレームのピクセル強度データに基づいて新たなピクセル強度ヒストグラムを構築することもできる。次いで、コンピュータは、各々の方向から検索することによりヒストグラムの両端点を決定する。両端点の間にある生のピクセル強度値の範囲がマップの入力レンジとなる。次いで、コンピュータは、新たなマップの入力レンジに適合するように既存のグレイ・マップを圧縮（又は拡張）する。例えば、グレイ・スケール値範囲の端点0及び端点255をマップの入力レンジの両端点と相関させる。次いで、各々の生のピクセル強度値は、この新たに形成されたグレイ・マップに従ってグレイ・スケール値を割り当てられる。代替的には、各々の方向から絶対的な端点（最初のノン・ゼロの入力ピン）を検索するのではなく、生のピクセル強度データの何らかの百分率が見出されるまで各々の端点からの検索を続けてもよい。下端と上端とで異なる基準を用いると、最低値及び最高値を有する生のピクセル強度データの切り取り（クリッピング）が可能になる。更なる変形によれば、データの標準偏差を算出して特定の個数の標準偏差に関連した両端点を見出すことにより、ヒストグラムの両端点を確定することもできる。また、新たなマップの入力レンジの両端点を用いて古いマップを新たなマップへ変換するのではなく、新たなマップの入力レンジの両端点の間で全く新しいマップを形成することも可能である。代替的には、多数のグレイ・マップをメモリに記憶しておき、記憶されたマップの中からコンピュータが最も適切なマップを選択して、グレイ・スケール・マッピングを実行するプロセッサにこのマップを送ることもできる。

【0024】上述のように、入力値及び出力値のテーブルを含んでいる古いグレイ・マップを変換することにより、新たなグレイ・マップを形成することができる。古いマップが線形の関数である場合には（図6の破線によって示されている）、新たなマップもまた線形の関数となる（図6の実直線で示されている）。代替的には、古いマップが非線形の関数であるならば、古いマップから形成される新たなマップもまた非線形の関数となる。例えば、古いグレイ・マップが非線形の関数である場合には、マップ変換アルゴリズムを用いて、新たなマップの入力レンジ、例えば、図6のAからBまでの範囲内に適合するようにこの非線形の関数を圧縮（又は拡張）する。

【0025】より明確に述べると、新たなマップの各々の入力値 x_{new} を処理して、新たなマップの対応する出力値 y_{new} に到るようにする。コンピュータは、次のステップを実行する。

【0026】 $x_{new} < A$ であるならば、 $y_{new} = 0$

$x_{new} > B$ であるならば、 $y_{new} = 255$

$A \leq x_{new} \leq B$ であるならば、 $y_{new} = y_{old}(I)$

ここで、Iは次の式に基づいてCPUによって算出され

るインデクスである。

【0027】 $[1 + \{256 - (B - A)\} / (B - A)] (x_{new} - A) = I$

ここで、数256は古いマップの入力レンジを表わしており、 $(B - A)$ は新たなマップの入力レンジを表わしている。新たなマップの出力値 y_{new} は、インデクスIを古いグレイ・マップに入力して、古いマップの対応する出力値を得ることにより得られる。次いで、後者の値を新たなマップへ転送する。この処理は、端点値Aと端点値Bとの間にある新たなマップの入力値の全てについて10の出力値が古いマップから導き出されるまで繰り返される。この手法を用いると、生データのヒストグラムから決定される新たなマップの入力レンジ内に適合するように古いマップを圧縮（又は拡張）することができる。

【0028】各々の方向から絶対的な端点（最初のノン・ゼロの入力ピン）を検索するのではなく、生データの何らかの百分率が見出されるまで各々の端点からの検索を続けてもよい。下端と上端とで異なる基準を用いると、例えば、生データの最低値側の5%及び生データの最高値側の0.3%といった切り取りが可能になる。この手法は、古いグレイ・マップの変換（上述のマップ変換アルゴリズムを用いる）又は新たなグレイ・マップの基準に適用することができる。

【0029】代替的には、生データの標準偏差を算出した後に、特定の個数の標準偏差に関連した両端点を見出すことにより、両端点を確定することもできる。各々の端点において同じ基準を用いなければならないというような制約はない。

【0030】ホスト・コンピュータによるグレイ・マップ形成を参照して好適実施例を説明したが、当業者には、代替的に、専用のハードウェアによって新たなグレイ・マップを形成し得ることが理解されよう。

【0031】もう1つの実施例によれば、データ圧縮曲線が自動的に最適化される（例えば、表示される画像のコントラストを最適化する値に設定される。）。このことは好ましくは、データ圧縮ブロック内のランダム・アクセス・メモリに新たなデータ圧縮用ルックアップ・テーブルを書き込むことにより達成される。ホスト・コンピュータは、予め記憶されている多数のデータ圧縮用ルックアップ・テーブルから適切なルックアップ・テーブルを選択してもよいし、又は新たなデータ圧縮用ルックアップ・テーブルを形成してもよい。データ圧縮曲線は、該曲線のみで最適化されることもできるし、又はグレイ・スケール・マッピング機能の最適化と組み合わせで最適化されることもできる。

【0032】但し、本発明は、プローブの安定化がその後が続いているようなプローブの移動の検出にตอบสนองしたマッピング・パラメータ又はデータ圧縮パラメータの最適化に限定されている訳ではない。この態様で撮像モードを制御することもできる。例えば、プローブが安定化* 50

*したことをピクセル強度ヒストグラムが指示したときには常にズーム・モードを開始するようにすることができる。安定化は、超音波技師が関心のある解剖学的領域を見出したことを意味するものと想定されている。プローブの安定化の検出にตอบสนองして、ホスト・コンピュータは、例えば、関心領域内でベクタ密度を増大させ且つ/又は単位深さ当たりの送信焦点ゾーンの数を増大させることにより、寸法を縮小した関心領域が走査されて関心領域より外部は走査しないように送信パラメータを適応設定する。コンピュータは、プローブの移動が再開されたときにシステムを自動的に非ズーム・モードに復帰させるようにプログラムされていてもよい。代替的には、画像フレーム内の関心領域をスケーリングすることによりズーム効果を達成することもできる。

【0033】好適実施例を参照して本発明を説明したが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変形を施すと共に本発明の要素を均等構成で置き換え得ることが理解されよう。加えて、本発明の本質的な範囲から逸脱せずに本発明の教示に合わせて特定の状況を適応構成する多くの改変を施してもよい。従って、本発明は、本発明を実施するのに想到される最良の態様として開示された特定の実施例に限定されている訳ではなく、特許請求の範囲内に含まれる全ての実施例を包含しているものとする。

【0034】特許請求の範囲において用いられている場合には、「 $(N + 1)$ 個の最新の画像フレーム」という用語は、時間的に連続して取得されており、最も古い画像フレームが $(N + 1)$ 番目の最新の画像フレームであり、最も新しい画像フレームが1番目の最新の画像フレームであるような $(N + 1)$ 個の画像フレームを意味している。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好適実施例による超音波イメージング・システムを全体的に示すブロック図である。

【図2】水平軸に沿ってピクセル強度値をプロットし、垂直軸に沿って各々のピン内での発生個数をプロットしたピクセル強度ヒストグラムを示すグラフである。

【図3】本発明の好適実施例による超音波イメージング・システムをより詳細に示すブロック図である。

【図4A】図4Bと共に、本発明の好適実施例による動的な画像最適化アルゴリズムの工程を示す流れ図である。

【図4B】図4Aと共に、本発明の好適実施例による動的な画像最適化アルゴリズムの工程を示す流れ図である。

【図5】従来のグレイ・マップに図2のピクセル強度ヒストグラムを重ね合わせて示すグラフである。

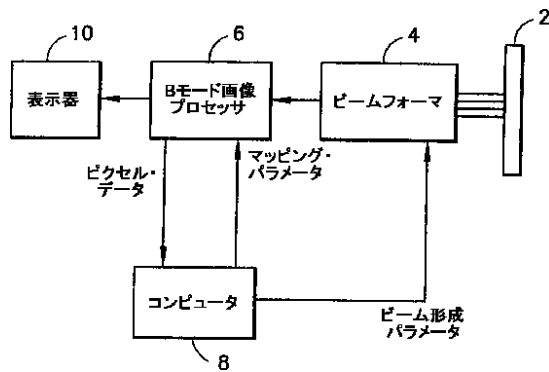
【図6】適応的に形成されたグレイマップに同じピクセル強度ヒストグラムを重ね合わせて示すグラフである。

【符号の説明】

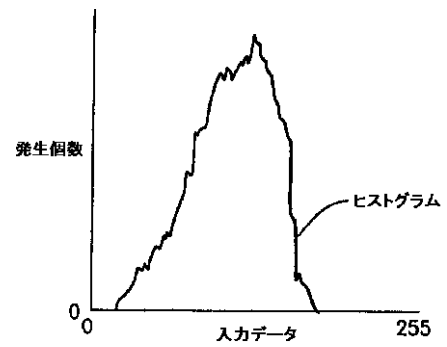
13

2 トランスデューサ・アレイ

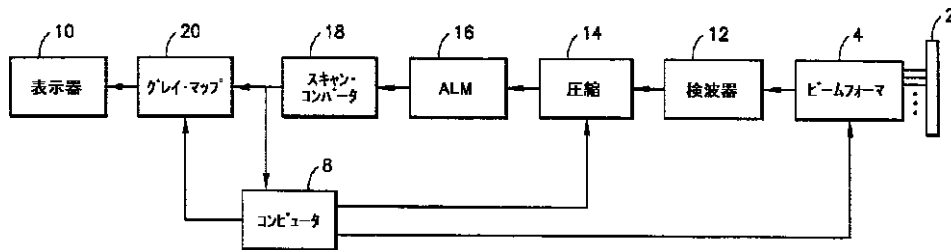
【図1】



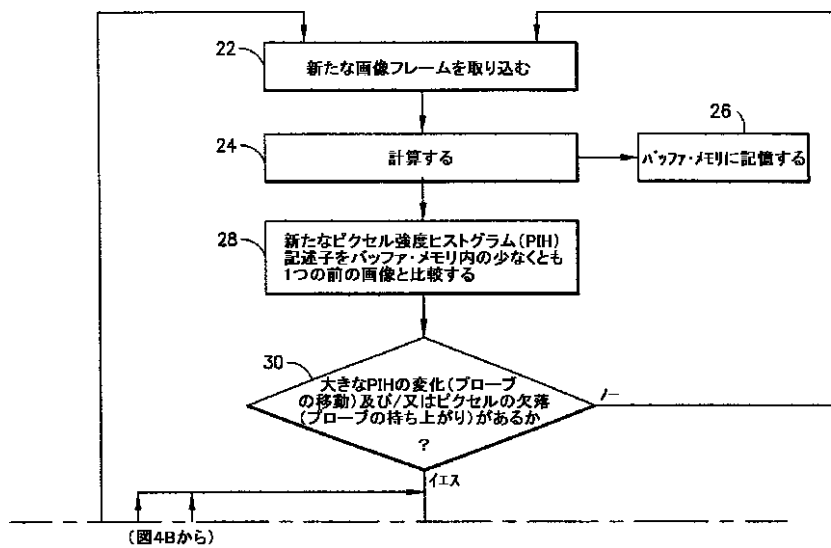
【図2】



【図3】

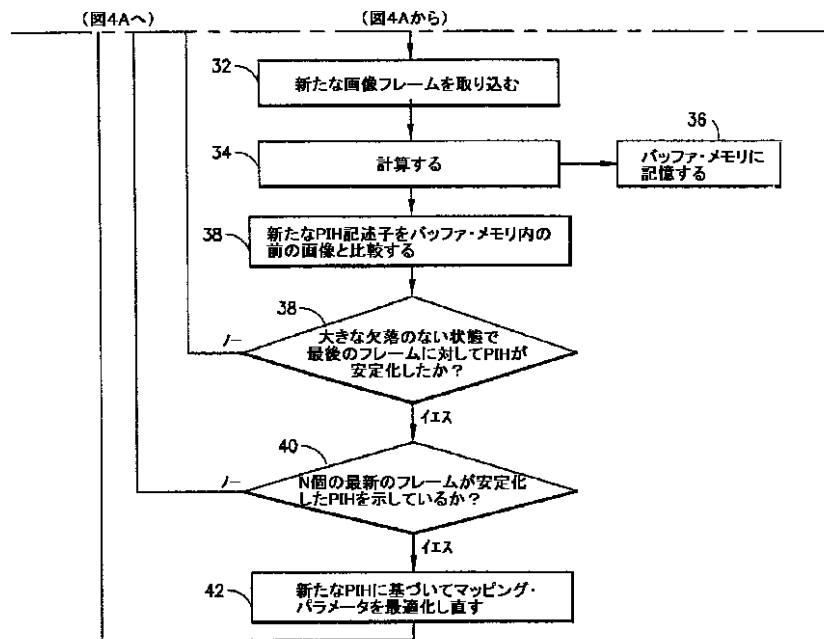


【図4A】

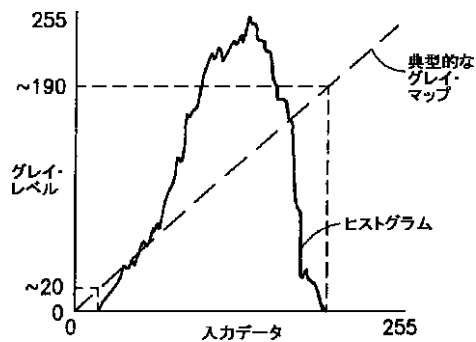


(図4Bから)

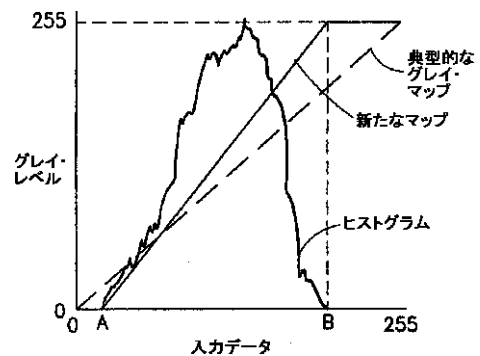
【図4B】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 ラリー・ワイ・エル・モー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
ケシャー、サラトガ・ロード、1707番

(72)発明者 スティーブン・シー・ミラー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
ケシャー、アスペンウッド・レーン、ダブ
リュウ226、エヌ2572番

【外国語明細書】

1. Title of Invention

METHOD AND APPARATUS FOR ADAPTING
IMAGING SYSTEM OPERATION BASED
ON PIXEL INTENSITY HISTOGRAM

2. Claims

1. An ultrasound imaging system comprising a computer (8) programmed to re-optimize a set of operating parameters automatically in response to detection of the following conditions:

(a) the N most recent image frames have pixel intensity histograms which are stabilized; and

(b) the $(N+1)$ -th and said N -th most recent image frames have pixel intensity histograms which are different to at least a prestored degree.

2. The system as recited in claim 1, wherein said set of operating parameters comprise gray mapping values.

3. The system as recited in claim 2, wherein gray mapping values are re-optimized in dependence on a measured characteristic of at least one stabilized pixel intensity histogram.

4. The system as recited in claim 1, wherein said set of operating parameters comprise data compression values.

5. The system as recited in claim 1, wherein said set of operating parameters comprise beamforming time delays.

6. The system as recited in claim 1, wherein said set of operating parameters comprise scaling values.

7. The system as recited in claim 1, wherein said computer compares pixel intensity histograms using one or more statistical distribution descriptors.

8. The system as recited in claim 7, wherein said one statistical distribution descriptor is a mean.

9. The system as recited in claim 7, wherein said one statistical distribution descriptor is a standard deviation.

10. The system as recited in claim 7, wherein said one statistical distribution descriptor is skewness.

11. The system as recited in claim 7, wherein said one statistical distribution descriptor is kurtosis.

12. The system as recited in claim 7, wherein said one statistical distribution descriptor is a p -th percentile point.

13. A method for automatically re-optimizing a set of operating parameters in an ultrasound imaging system, comprising the steps of:

(a) computing a respective pixel intensity histogram for each one of $(N+1)$ most recent image frames;

(b) determining whether a first condition is satisfied, said first condition being that the N -th and $(N+1)$ -th most recent image frames have pixel intensity histograms which are different to at least a predetermined degree;

(c) if said first condition is satisfied, determining whether a second condition is satisfied, said second condition being that the N most recent image frames have pixel intensity histograms which are stabilized; and

(d) re-optimizing a set of operating parameters in response to said first and second conditions being satisfied.

14. The method as recited in claim 13, wherein said set of operating parameters comprise gray mapping values.

15. The method as recited in claim 14, wherein gray mapping values are re-optimized in dependence on a measured characteristic of at least one stabilized pixel intensity histogram.

16. The method as recited in claim 13, wherein said set of operating parameters comprise data compression values.

17. The method as recited in claim 13, wherein said set of operating parameters comprise beamforming time delays.

18. The method as recited in claim 13, wherein said set of operating parameters comprise scaling values.

19. The method as recited in claim 13, further comprising the step of comparing pixel intensity histograms using one or more statistical distribution descriptors.

20. An ultrasound imaging system comprising:

means (34) for computing a respective pixel intensity histogram for each one of $(N+1)$ most recent image frames;

means (38) for determining whether a first condition is satisfied, said first condition being that the N -th and $(N+1)$ -th most recent image frames have pixel intensity histograms which are different to at least a predetermined degree;

means (40) for determining whether a second condition is satisfied, said second condition being that the N most recent image frames have pixel intensity histograms which are stabilized; and

means (42) for re-optimizing a set of operating parameters in response to said first and second conditions being satisfied.

21. The system as recited in claim 20, wherein said set of operating parameters comprise gray mapping values.

22. The system as recited in claim 21, wherein gray mapping values are re-optimized in dependence on a measured characteristic of at least one stabilized pixel intensity histogram.

23. The system as recited in claim 20, wherein said set of operating parameters comprise data compression values.

3. Detailed Description of Invention

FIELD OF THE INVENTION

This invention generally relates to ultrasound imaging for the purpose of medical diagnosis. In particular, the invention relates to methods for imaging tissue and blood flow by detecting ultrasonic echoes reflected from a scanned region of interest in a human body.

BACKGROUND OF THE INVENTION

Conventional ultrasound scanners are capable of operating in different imaging modes. In the B mode, two-dimensional images can be generated in which the brightness of each display pixel is derived from the value or amplitude of a respective acoustic data sample representing the echo signal returned from a respective focal position within a scan region.

In the B-mode imaging, an ultrasound transducer array is activated to transmit beams focused at respective focal positions in a scan plane. After each transmit firing, the echo signals detected by the transducer array elements are fed to respective receive channels of a receiver beam-former, which converts the analog signals to digital signals, imparts the proper receive focus time delays and sums the time-delayed digital signals. For each transmit firing, the resulting vector of raw acoustic data samples represents the total ultrasonic energy reflected from a succession of ranges along a receive beam direction. Alternatively, in multiline acquisition two or more receive beams can be acquired following each transmit firing.

In conventional B-mode imaging, each vector of raw acoustic data samples is envelope detected and the resulting acoustic data is compressed (e.g., using a

logarithmic compression curve). The compressed acoustic data is output to a scan converter, which transforms the acoustic data format into a video data format suitable for display on a monitor having a conventional array of rows and columns of pixels. This video data is referred herein as "raw pixel intensity data". The frames of raw pixel intensity data are mapped to a gray scale for video display. Each gray-scale image frame, hereinafter referred to as "gray-scale pixel intensity data", is then sent to the video monitor for display.

A conventional ultrasound imaging system typically employs a variety of gray maps, which are simple transfer functions of raw pixel intensity data to display gray-scale values. Multiple gray maps are supported so that different maps may be used depending on the range of pixel intensities. For example, if a given application tends to generate mainly low raw pixel intensities, then a gray map which dedicates more gray-scale values to low raw pixel intensity values is desired since it improves the contrast across this range. Therefore, it is typical to default to a different gray map depending on the application. However, this is not always effective since the user can scan any anatomy in any application, acoustic data varies from patient to patient, and the raw pixel intensity values depend on other system settings such as dynamic range. Due to these factors, the gray maps tend to be conservative with respect to how many gray-scale values are dedicated to the anticipated primary pixel intensity range.

A "one-touch" automatic tissue optimization (ATO) method is known which allows the system user to adjust the contrast by pressing a so-called ATO button on an operator interface. When the user has positioned the probe over the anatomy of interest, depressing an ATO button triggers the host computer inside the ultrasound imaging system to retrieve the current frame of raw pixel

intensity data, analyze its pixel intensity histogram within a user-specified region of interest (ROI), and then automatically scale and/or shift the gray mapping (i.e., raw pixel intensity to gray-scale pixel intensity mapping) such that pre-defined "optimal" upper and lower gray-scale levels map to some upper and lower bounds of the pixel intensity histogram respectively. The ultimate goal is to more fully utilize the available gray-scale levels (256 levels for an 8-bit display system) to display the pixel intensity data, thereby improving the display tissue contrast.

In the one-touch ATO approach, however, if the probe or ROI is moved to another location, the user is required to press the ATO button again to re-optimize the gray mapping based on the new tissue data. A more fully automated version of this feature is desirable because during a clinical exam, the sonographer often needs to move the probe around a lot to find or study multiple anatomical features, and in many clinical applications such as vascular and surgical applications, both of the sonographer's hands are already busy or sterilized.

SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention is a method and an apparatus for optimizing operating parameters in an ultrasound imaging system in response to the occurrence of predetermined changes in the pixel intensity histogram of successive image frames. In the course of re-optimization, mapping, compression, scaling or beamforming parameters can be adjusted based on pixel intensity histogram characteristics determined by the computer.

The method in accordance with the preferred embodiment comprises the steps of monitoring changes in the pixel intensity histogram of successive image frames, which may be indicative of probe movements, and when

appropriate, automatically triggering re-optimization of the operating parameters. The assumptions are as follows: (1) as long as the pixel intensity histogram is changing (the ultrasound probe is moving), the sonographer is doing general looking around; and (2) when the pixel intensity histogram has evolved into a new, stable form for a preset amount of time (the probe is held still again), the sonographer has found something interesting to look at. In response to satisfaction of these two conditions, the relevant operating parameters are re-optimized. In accordance with one preferred embodiment, the compression curve and/or the gray mapping are automatically optimized (e.g., set to values which optimize contrast in the displayed image). In accordance with other preferred embodiments, the beamforming parameters or the scaling parameters can be automatically adjusted to display an image in a zoom mode. In accordance with the preferred embodiments, the pixel intensity histogram analysis and the re-optimization of the operating parameters in dependence on the histogram analysis results are performed by the host computer incorporated in the ultrasound imaging system.

It should be noted that in practice, probe motion may not always cause large changes in the pixel intensity histogram, especially if the probe remains in good contact with the skin surface and the underlying tissue characteristics happen to be quite uniform. If the pixel intensity histogram has changed a lot, however, chances are that significant probe motion has occurred. Thus, the triggering mechanism for image optimization is based on pixel intensity histogram changes and not probe motion *per se*. In the case of the data compression curve and gray mapping, as long as the pixel intensity histogram remains relatively unchanged, there is no need for re-optimization regardless of probe motion.

The invention makes ultrasound imaging systems easier to use. Examination times will be shortened due to less downtime spent optimizing the mapping parameters. The invention will also facilitate standardization or reproducibility of exams done by different sonographers. Finally, the invention allows "hands free" scanning during surgical, vascular and other applications where both hands are already busy or sterile.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

Referring to FIG. 1, an ultrasound imaging system in accordance with one preferred embodiment of the invention comprises a transducer array 2, a beamformer 4, a B-mode image processor 6, a computer 8 and a display monitor 10.

The transducer array 2 comprises a multiplicity of transducer elements which are activated by a transmitter in beamformer 4 to transmit an ultrasound beam focused at a transmit focal position. The return RF signals are detected by the transducer elements and then dynamically focused at successive ranges along a scan line by a receiver in beamformer 4 to form a receive vector of raw acoustic data samples. The beamformer output data (I/Q or RF) for each scan line is passed through a B-mode image processor 6, which processes the raw acoustic data into pixel image data in a format suitable for display by the display monitor 10.

System control is centered in a computer 8, which accepts operator inputs through an operator interface (not shown), analyzes the acquired data and controls the various subsystems based on operator inputs and the results of data analysis. In accordance with the preferred embodiments, the host computer 8 performs one or more of the following functions: (1) providing transmit and beamforming parameters to the beamformer 4; (2) providing a new gray map to the B-mode image processor 6; (3) retrieving an image frame from memory, re-scaling that image frame and then sending the re-scaled image to the display monitor for display in a zoom mode; and (4) providing a new data compression curve to the B-mode image processor 6. Preferably, the gray map, beamforming parameters and compression curves are provided in the form of lookup tables stored in random access memory. Although FIG. 1 depicts separate paths for the communications to and from the host computer 8, it will be readily appreciated that these communications may take place over a common channel or system bus.

In accordance with the preferred embodiment of the invention, the computer is programmed to retrieve successive image frames of raw pixel intensity data from image processor 6 and then compute a respective histogram for each image frame. A typical pixel intensity histogram is

shown in FIG. 2. Computing a histogram involves the steps of dividing the range of possible pixel intensity values into a series of non-overlapping bins of equal length, assigning each pixel intensity value in the image frame to a respective bin having that value, and counting the number of pixels in each bin for that image frame. FIG. 2 is a graph of the number of occurrences as a function of pixel intensity values. Successive histograms are stored in buffer memory in computer 8. The computer repeatedly compares the current histogram with the preceding histogram. If there is a large change from one histogram to the next, followed by a predetermined number of image frames showing a stabilized pixel intensity histogram, then the computer automatically re-optimizes the mapping and/or compression parameters and sends those re-optimized parameters to the image processor 6. The image processor 6 then uses those mapping parameters when it processes subsequent image frames of acoustic data.

Another preferred embodiment of the invention is shown in FIG. 3, which shows a signal path of a B-mode ultrasound imaging system. The received RF (or its equivalent I/Q pair) data output by the beamformer 4 is envelope detected by detector 12 on a vector-by-vector basis. Then the detected data is compressed in data compression block 14 (which preferably comprises a lookup table loaded by the computer 8 into a random access memory) to reduce the dynamic range for a pixel value (typically 8 bits) display. An acoustic line memory (ALM) 16 accumulates vectors of compressed acoustic data for one sweep across the array, to form a two-dimensional image. A scan converter 18 transforms the $R-\theta$ or $X-Y$ acoustic data format into an $X-Y$ pixel or video data format, thus forming the pixel intensity data. In the preferred embodiment, the image data to be analyzed is already in $X-Y$ format. The pixel intensity data is then mapped into gray-scale values by the gray map 20 for

display on monitor 10. Preferably the gray mapping also comprises a lookup table loaded into random access memory by the computer.

FIG. 4 shows a flowchart of the steps of the method in accordance with the preferred embodiment. In the first step 22, a new image frame is read out by the system computer either directly from the X-Y display memory in the scan converter (as shown in FIG. 3) or through a cine memory (not shown in FIG. 3). In the second step 24, the image pixel intensity histogram within a predefined ROI (e.g., a large central ROI within the image frame) is computed by counting the number of pixels that fall within each pixel value bin. For an 8-bit pixel display, the smallest pixel value is zero and the largest pixel value is 255. To reduce statistical variability, the pixel bin size of the pixel intensity histogram can be set larger than unity (e.g., 5). The pixel intensity histogram of that new image frame is stored in buffer memory (step 26), which already stores the pixel intensity histograms for previous image frames.

The next step in the process is to compare the histogram of the new image frame with the histogram of at least one previous image frames (step 28). This can be done using any of the standard statistical distribution descriptors, including the mean, standard deviation, skewness, and kurtosis. The p -th percentile point of the pixel intensity histogram is also a useful attribute. For example, the 5-th percentile point of the pixel intensity histogram may be very sensitive to image data dropouts (i.e., many pixels become zero) that occur when the probe is lifted off of the skin surface. In general, a combination of different histogram descriptors may be used, or even the entire histogram may be used to detect (step 30) when predetermined changes have occurred between the pixel intensity histogram (PIH) of at least

one previous image frame and the pixel intensity histogram of the new image frame. If the changes in selected histogram attributes (e.g., the 5-th and 90-th percentile points) have not exceeded some predetermined threshold or thresholds, then the routine returns to step 22 and the process resumes the sequence of steps for the next image frame. If the changes in the selected histogram attributes exceed the predetermined threshold or thresholds, then the image is considered to have changed due to relative motion of the probe and the anatomy of interest. This initiates the next series of steps (starting with step 32 in FIG. 4) aimed at detecting when the image pixel intensity histogram becomes stable again (i.e., probe motion has subsided).

In step 32, a new image frame is read out by the system computer. The image pixel intensity histogram is within the predefined ROI is again computed (step 34) in the manner previously described with reference to step 24. Again the resulting pixel intensity histogram is stored in buffer memory (step 36). That histogram is then compared with the histogram of the previous image frame in step 38, using any of techniques previously described with reference to step 28. A combination of different histogram descriptors may be used, or even the entire histogram may be used to detect (step 40) when the pixel intensity histogram of the new image frame is stabilized relative to the pixel intensity histogram of the previous image frame with no major dropouts. If the changes in selected histogram attributes (e.g., the 5-th and 90-th percentile points) are not within some predetermined tolerance (preferably different than the threshold used in step 30), then the routine returns to step 32 and the process resumes the following sequence of steps for the next image frame. If the changes in the selected histogram attributes are within the predetermined tolerance, then step 42 is performed to determine whether

the probe is not moving.

The criterion for triggering an image re-optimization, employed in step 42, is that the N most recent frames all show the same pixel intensity histogram statistics to within some predefined tolerance(s), wherein N is a positive integer greater than 2. The value of N may be based on the frame rate and a predefined amount of time (e.g., 2 sec). If the stability criterion is met, a re-optimization of the gray mapping function is executed. For example, the gray map can be scaled/shifted to map the upper and lower bounds of the pixel intensity histogram to some optimal upper and lower gray levels respectively. Such a gray map adjustment is basically known in the art, but will be described later in detail for the sake of completeness.

In addition, the mapping function may also include the data compression curve applied to each data vector in block 14 (see FIG. 3). This is typically a logarithmic function. For example, if the 90-th percentile point of the pixel intensity histogram is found to be approaching 255, the image display is likely to be saturated with blooming white pixels. In this case, the input dynamic range of the compression curve may be automatically increased to accommodate the large pixel values before further gray map adjustments are made.

FIG. 5 shows a raw data histogram (indicated by the jagged solid line) with a typical gray map superimposed thereon (indicated by the dashed line). This typical gray map outputs a gray-scale value equal to the input value. Given the raw data and the gray map shown in FIG. 5, roughly 171 (20 through 190) gray-scale values out of 256 (0 to 255) are used. For this example, 67% of the gray-scale values are used. The ATO function is designed to provide a more optimal gray mapping in such circumstances.

In accordance with the preferred embodiment, the ATO function is automatically activated by the computer in response to detecting a sequence of pixel intensity histograms satisfying the foregoing conditions. When ATO is enabled, the gray mapping is re-optimized based upon certain characteristics of one or more pixel intensity histograms. Then the raw pixel intensity data is contrast adjusted by transforming each value into the corresponding gray-scale value established by the re-optimized mapping. The raw pixel intensity values outside the new gray map input range are mapped to a minimum (0) or a maximum (255) gray-scale value. As a result, the contrast of the raw pixel intensity data of greatest interest is increased.

To accomplish the foregoing, the computer 8 can utilize the last M pixel intensity histogram computed in performing the algorithm shown in FIG. 4, where M is any positive integer. Alternatively, the computer can construct a new pixel intensity histogram based on the pixel intensity data of a new image frame. The computer then determines the end points of the histogram by searching from each direction. The range of raw pixel intensity values between the end points is the map input range. The computer then compresses (or expands) an existing gray map to fit the new map input range, e.g., the end points 0 and 255 of the gray-scale value range are correlated to the end points of the map input range. Each raw pixel intensity value is then assigned a gray-scale value in accordance with this newly generated gray map. Alternatively, rather than searching for the absolute end (first non-zero input bin) from each direction, the search from each end can continue until some percentage of the raw pixel intensity data has been found. If different criteria are used at the lower and higher ends, this enables clipping of the raw pixel intensity data having the lowest and the highest values. In accordance with further variants, the end points of the histogram can be established by calculating the

standard deviation of the data and finding the end points associated with a particular number of standard deviations. Rather than transforming the old map into the new map using the end points of the new map input range, it is possible to generate an entirely new map between the end points of the new map input range. Alternatively, a multiplicity of gray maps can be stored in memory, the computer selecting the most suitable one of the stored maps and sending it to the processor which performs the gray-scale mapping.

As stated above, a new gray map can be generated by transforming an old gray map comprising a table of input and output values. In the case where the old map is a linear function (indicated by the dashed line in FIG. 6), the new map will also be a linear function (indicated by the straight solid line in FIG. 6). Alternatively, if the old map is a nonlinear function, then the new map generated from the old map will also be a nonlinear function. For example, if the old gray map is a nonlinear function, a map transformation algorithm is used to compress (or expand) that nonlinear function to fit within the new map input range, e.g., the range from A to B in FIG. 6.

More specifically, each input value x_{new} of the new map is processed to arrive at a corresponding new map output value y_{new} . The computer performs the following steps.

If $x_{\text{new}} < A$, then $y_{\text{new}} = 0$.

If $x_{\text{new}} > B$, then $y_{\text{new}} = 255$.

If $A \leq x_{\text{new}} \leq B$, then $y_{\text{new}} = y_{\text{old}}(I)$

where I is an index computed by the CPU based on the following equation:

$$(1 + \frac{256 - (B - A)}{B - A})(x_{\text{new}} - A) = I$$

where the number 256 represents the old map input range, and $(B-A)$ represents the new map input range. The new map output value y_{new} is obtained by inputting the index I into the old gray map to obtain the corresponding old map output value. The latter value is then transferred into the new map. This process is repeated until output values for all of the new map input values between the end values A and B have been derived from the old map. Using this technique, the old map can be compressed (or expanded) to fit within the new map input range determined from the raw data histogram.

Rather than searching for the absolute end (first non-zero input bin) from each direction, the search from each end can continue until some percentage of raw data is found. If different criteria are used at the lower and higher ends, this enables clipping of, for example, the lowest 5% of raw data and the highest 0.3% of raw data. This technique can be applied in the transformation of an old gray map (using the map transformation algorithm described above) or in the creation of a new gray map.

Alternatively, the end points can be established by calculating the standard deviation of the raw data and then finding the end points associated with a particular number of standard deviations. There is no restriction that the same criteria be used at each end.

Although the preferred embodiments have been described with reference to gray map generation by a host computer, it will be appreciated by persons skilled in the art that, in the alternative, the new gray map could be generated by dedicated hardware.

In accordance with another preferred embodiment, the data compression curve is automatically optimized (e.g., set to values which optimize contrast in the displayed image). This is preferably accomplished by writing a new

data compression lookup table into random access memory in the data compression block. The host computer may select a suitable data compression lookup table from a multiplicity of prestored tables or may generate a new data compression lookup table. The data compression curve can be optimized by itself or in combination with optimization of the gray-scale mapping function.

The invention is not limited, however, to optimization of mapping or data compression parameters in response to detection of probe movement followed by probe stabilization. The imaging mode can also be controlled in this manner. For example, a zoom mode can be initiated whenever the pixel intensity histograms indicate that the probe has stabilized. Stabilization is presumed to mean that the sonographer has found an anatomical region of interest. In response to detection of probe stabilization, the host computer will adapt the transmit parameters so that a region of interest reduced in size is scanned, for example, by increasing the vector density and/or by increasing the number of transmit focal zones per unit depth within the region of interest and not scanning outside the region of interest. The computer may be programmed to automatically return the system to a non-zoom mode when probe movement is resumed. Alternatively, the zooming effect can be achieved by scaling a region of interest in an image frame.

While the invention has been described with reference to preferred embodiments, it will be understood by those skilled in the art that various changes may be made and equivalents may be substituted for elements thereof without departing from the scope of the invention. In addition, many modifications may be made to adapt a particular situation to the teachings of the invention without departing from the essential scope thereof. Therefore, it is intended that the invention not be limited to the particular embodiment disclosed as the best mode

contemplated for carrying out this invention, but that the invention will include all embodiments falling within the scope of the appended claims.

As used in the claims, the term " $(N+1)$ most recent image frames" means $(N+1)$ image frames acquired successive-ly in time, the oldest image frame being the $(N+1)$ -th most recent image frame and the newest image frame being the first most recent image frame.

4. Brief Description of Drawings

FIG. 1 is a block diagram generally showing an ultrasound imaging system in accordance with the preferred embodiment of the invention.

FIG. 2 is a graph representing a pixel intensity histogram, the pixel intensity values being plotted along the horizontal axis and the number of occurrences within each bin being plotted along the vertical axis.

FIG. 3 is a block diagram showing in greater detail an ultrasound imaging system in accordance with the preferred embodiment of the invention.

FIG. 4 is a flowchart showing the steps of a dynamic image optimizing algorithm in accordance with the preferred embodiment of the invention.

FIG. 5 is a graph showing a conventional gray map superimposed on the pixel intensity histogram of FIG. 2.

FIG. 6 is a graph showing an adaptively generated gray map superimposed on the same pixel intensity histogram.

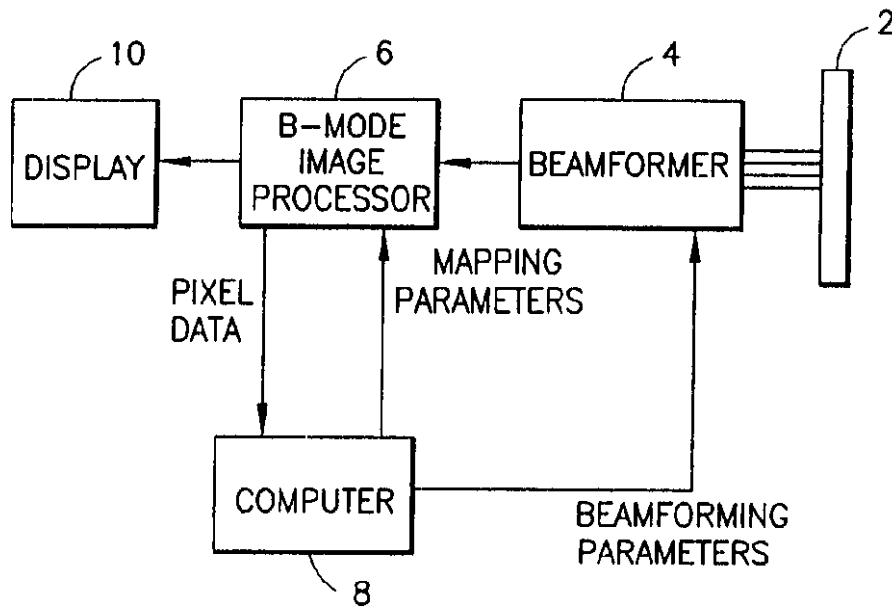
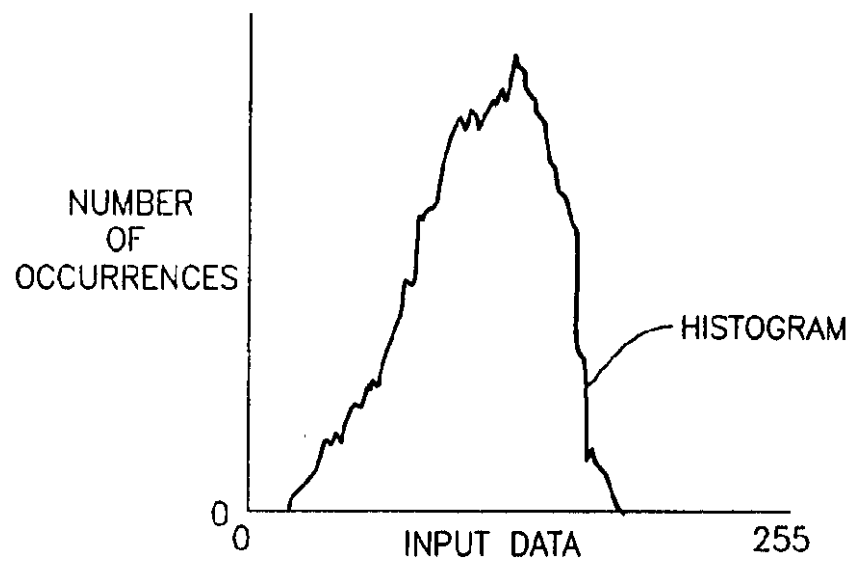
FIG. 1**FIG. 2**

FIG. 3

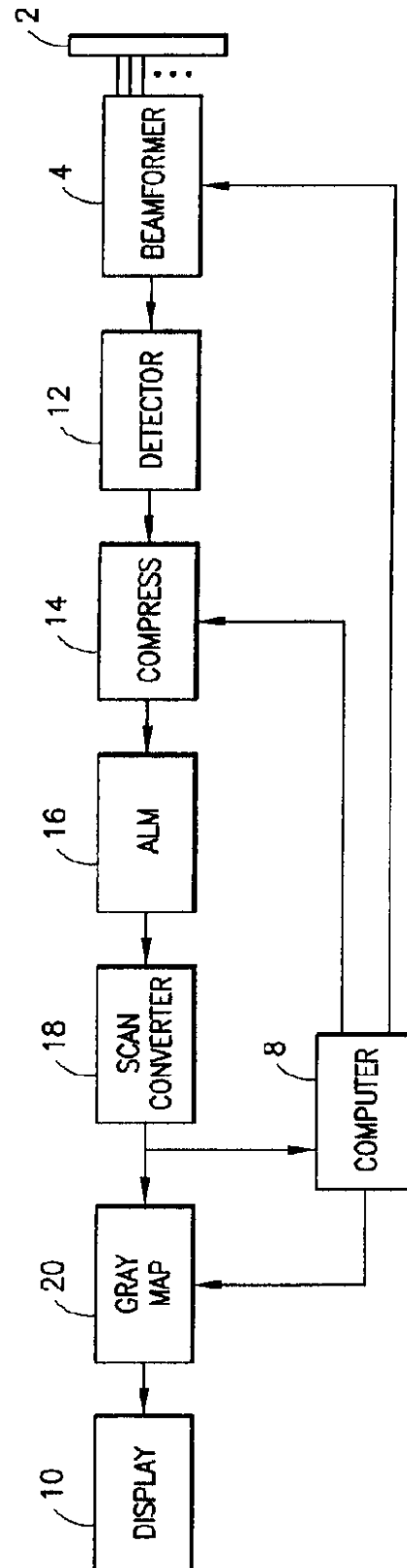


FIG. 4A

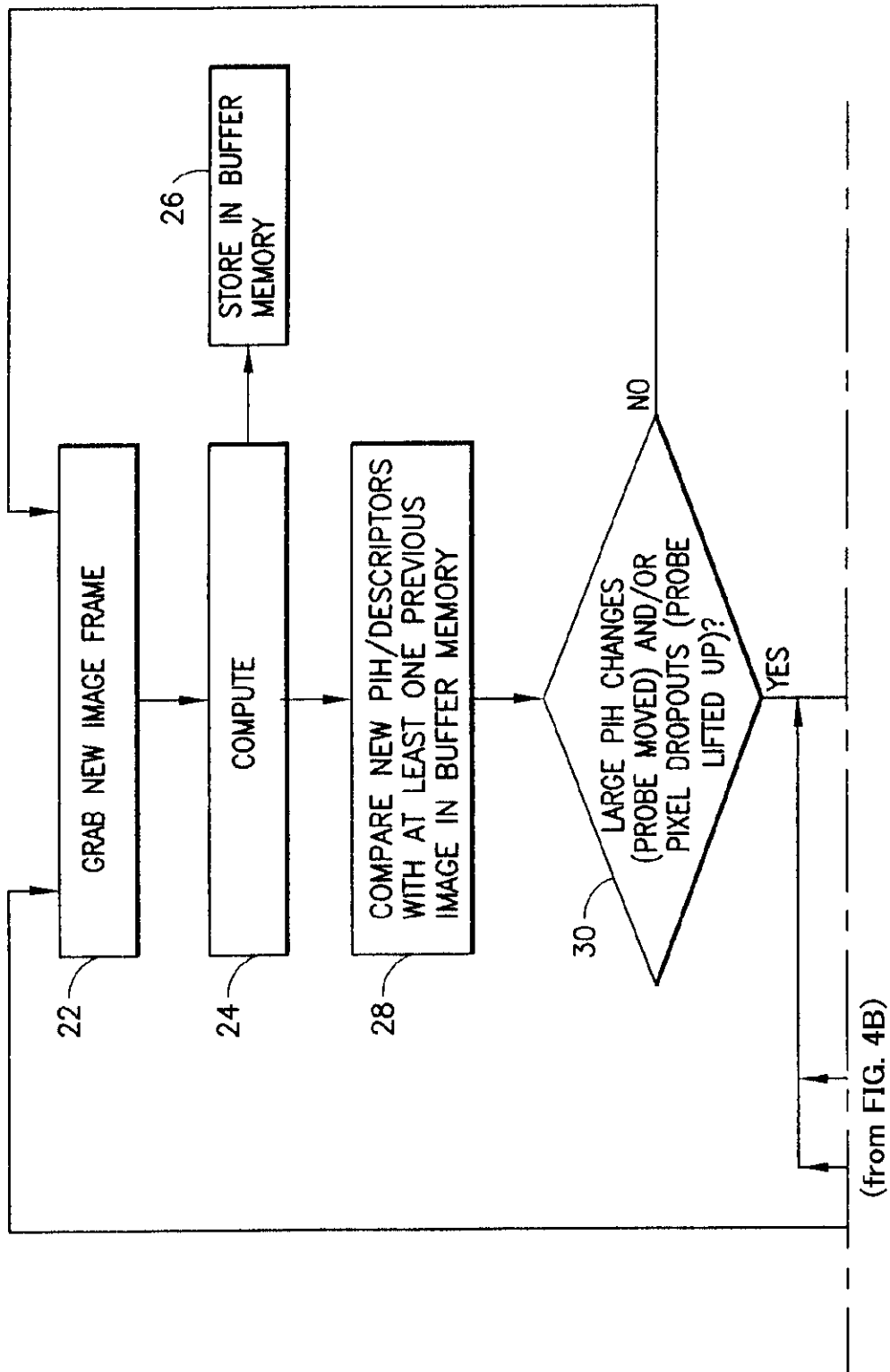


FIG. 4B

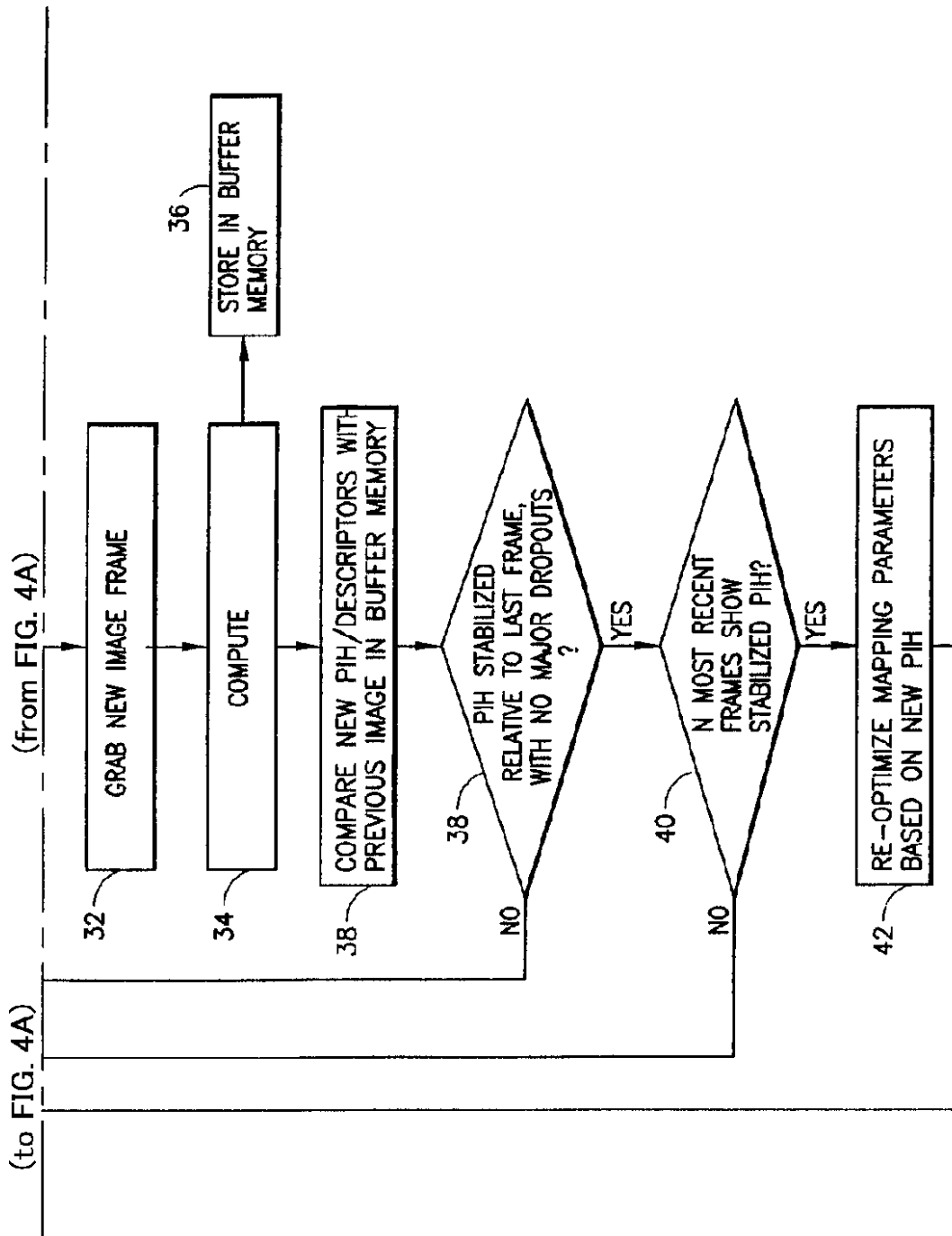
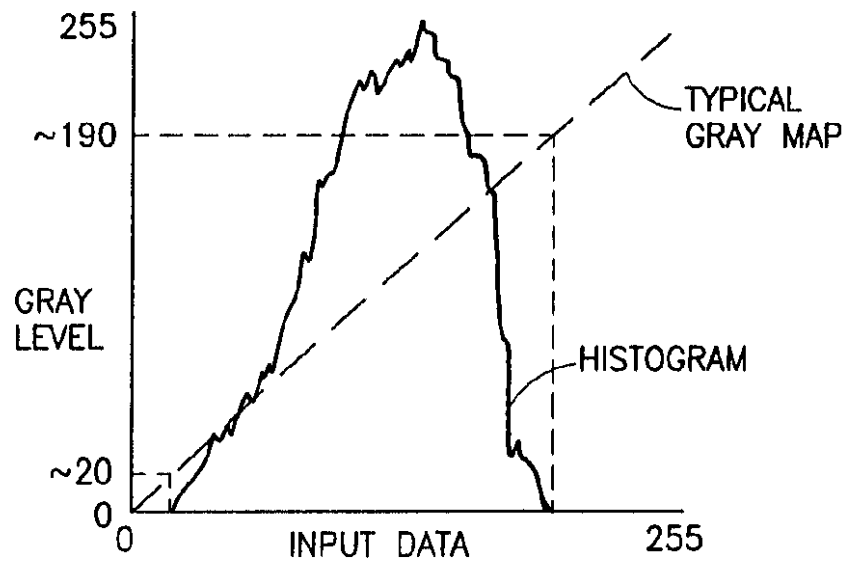
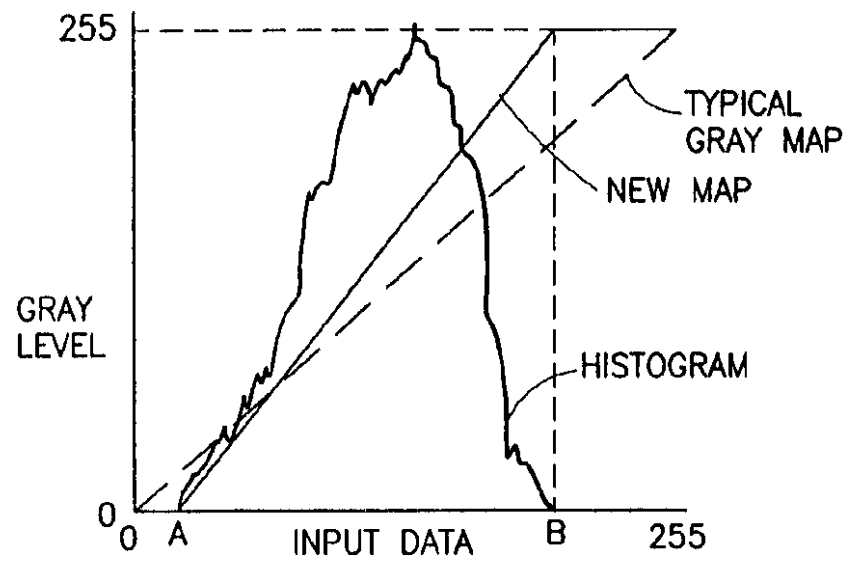


FIG. 5**FIG. 6**

1. Abstract

A method and an apparatus for optimizing operating parameters in an ultrasound imaging system in response to the occurrence of predetermined changes in the pixel intensity histogram of successive image frames. In the method, changes in the pixel intensity histogram of successive image frames are monitored and when the detected changes indicate probe movement, re-optimization of the operating parameters is automatically triggered. In the course of re-optimization, mapping, compression, scaling or beamforming parameters can be adjusted based on pixel intensity histogram characteristics determined by the system computer (8).

2. Representative Drawing:

Figure 1

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2001187057A5	公开(公告)日	2007-12-13
申请号	JP2000335304	申请日	2000-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ディーンダブリューブローワー ラリーワイエルモー スティーブンシーミラー		
发明人	ディーン・ダブリュー・ブローワー ラリー・ワイ・エル・モー スティーブン・シー・ミラー		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 G06T1/00		
CPC分类号	G06T2207/10132 G06T2207/10016 A61B8/13 G06T5/40 G06T2207/30004 G01S7/5206 G06T5/009 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T1/00.430.B		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/EE07 4C301/EE13 4C301/EE14 4C301/EE20 4C301/GB02 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH52 4C301/JB29 4C301/JB50 4C301/JC20 4C301/KK03 4C301/KK08 4C301/KK30 4C301/KK40 4C301/LL03 4C301/LL04 4C301/LL05 4C301/LL06 4C301/LL08 4C601/DD03 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/JB01 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/JC37 4C601/JC40 4C601/KK03 4C601/KK07 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK31 4C601/KK50 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL05 4C601/LL06 4C601/LL07 5B047/AA17 5B047/AB02 5B047/CA02 5B047/CA23 5B047/CB21 5B047/DB06 5B047/DC04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE11 5B057/CH18 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC23 5B057/DC30		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/434817 1999-11-05 US		
其他公开文献	JP4727031B2 JP2001187057A		

摘要(译)

超声成像系统响应于连续图像帧的像素强度直方图的预定变化来优化操作参数。监视连续图像帧的像素强度直方图的变化，如果检测到的变化指示探针移动，则自动触发操作参数的重新优化。在重新优化过程中，可以基于由系统计算机（8）确定的像素强度直方图的特性来调整映射参数，压缩参数，缩放参数或波束形成参数。

