

(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2005-521500

(P2005-521500A)

(43) 公表日 平成17年7月21日(2005.7.21)

(51) Int.Cl.⁷A 6 1 B 8/00
G 0 1 S 15/89

F I

A 6 1 B 8/00
G 0 1 S 15/89

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1
5 J 0 8 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-580886 (P2003-580886)
 (86) (22) 出願日 平成15年4月1日 (2003.4.1)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年9月29日 (2004.9.29)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/001291
 (87) 国際公開番号 W02003/083506
 (87) 国際公開日 平成15年10月9日 (2003.10.9)
 (31) 優先権主張番号 10/114,727
 (32) 優先日 平成14年4月1日 (2002.4.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

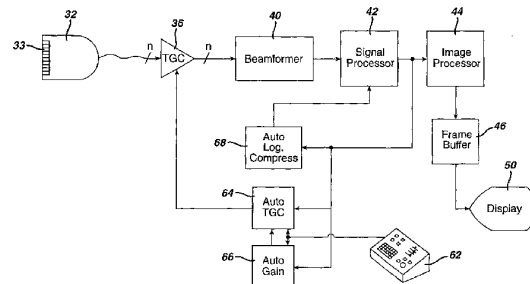
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コントラスト及び輝度の自動制御を伴う超音波画像診断システム

(57) 【要約】

超音波診断撮像システムは、診断手順の開始において自動的に選択又は計算される所定のTGC特性を含む。自動TGC回路は、医師によって作動されたとき、所定のTGC特性に対する調整値を計算するよう現在画像データを解析する。超音波システムは、自動調整により及び医師によって成される任意の手動改善により変更された所定のTGC特性を示す表示されたTGC曲線を生成する。望ましい実施例では、自動TGC変更は、画質を自動的に改善させるよう、自動全体利得及びダイナミックレンジ調整を伴う。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像手順のためにシステム所定 T G C 特性を用いる超音波画像診断システムにおいて T G C 特性を最適化する方法であって、

前記システム所定 T G C 特性に応じて生成された超音波画像を取得する段階と、

前記システム所定 T G C 特性によって与えられるものに対する T G C 特性の調整値を生じさせるよう前記超音波画像を解析する段階と、

前記 T G C 特性調整値によって変更された前記システム所定 T G C 特性に応じて生成された超音波画像を生成する段階とを有する、方法。

【請求項 2】

10

前記解析する段階は更に、深さに対するエコー振幅の変化を近似する勾配を有する線を当てはめる段階を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記システム所定 T G C 特性と前記解析段階によって生成された T G C 特性の合成である T G C 特性を表示する段階を更に有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記表示された合成 T G C 特性を手動調整する段階を更に有する、請求項 3 記載の方法

。

【請求項 5】

前記超音波システムのデータ記憶装置からシステム所定 T G C 特性を取得する段階を更に有する、請求項 1 記載の方法。

20

【請求項 6】

撮像手順パラメータを用いたシステム計算によりシステム所定 T G C 特性を取得する段階を更に有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

超音波画像診断システムにおいて超音波画像を最適化する方法であって、

受信されたエコーデータを処理するのに用いられる T G C 特性を自動的に最適化する段階と、

受信されたエコーデータを処理するのに用いられるダイナミックレンジを自動的に最適化する段階とを有する、方法。

30

【請求項 8】

前記自動的に最適化する段階は、ユーザ始動のコマンドに応じて自動的に最適化する段階を含む、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

全体の利得を自動的に最適化する段階は、現在画像の圧縮曲線の変化を参照画像圧縮曲線と比較することを含む、請求項 7 記載の方法。

【請求項 10】

超音波画像診断システムに格納されたデータを用いて T G C 特性を生成する手段と、

システムにより生成された T G C 特性によって生成される画像を格納する画像記憶装置と、

40

T G C 特性調整値を生成するよう、システムによって生成された T G C 特性によって生成される画像を解析する自動 T G C プロセッサと、

T G C 特性調整値によって変更されるシステムによって生成された T G C 特性に応答的であり、深さの関数として利得を制御してエコーデータを生成する利得制御回路とを有する、

超音波画像診断システム。

【請求項 11】

前記 T G C 特性生成手段は、T G C 特性のパラメータを格納する記憶装置を有する、請求項 10 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 12】

50

前記 T G C 特性生成手段は、撮像手順パラメータに応じて T G C 特性を生成するプロセッサを有する、請求項 10 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 13】

前記自動 T G C プロセッサによって生成される T G C 特性調整値によって変更されるシステム生成された T G C 特性値を表示するディスプレイを更に有する、請求項 10 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 14】

手動 T G C 特性制御手段を更に有し、前記ディスプレイは、手動 T G C 特性調整値によって変更された解析ソフトウェアによって生成される T G C 特性調整値によって変更されたシステム生成された T G C 特性を表示する、請求項 13 記載の超音波画像診断システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断システムに関連し、特に、画像の明るさ及びコントラストが自動的に制御される超音波画像診断システムに関連する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像は、しばしば、非特異的な腹痛を訴える患者の診断に使用される。この症状を診断するために、医師は、腹部の主要な器官の殆どを又は全てを撮像する。これにより、異なる深さにおける、体の異なる音響窓からの異なる器官の二十枚、三十枚又はそれ以上の画像を生じさせる。結果として、このような走査によって得られる超音波エコーは、超音波ビーム及びエコーが体を通る異なる経路を通るため、変化する減衰レベルを受けることとなる。変化するエコーレベルは、異なる明るさの画像を生じさせる。医師は、これらの変化する画像の出現に気づくと、まずこれらを打ち消すよう超音波システム制御手段を調整する。例えば、画像の最も深い部分が異常に暗い場合、医師は、より大きい深さにおいて画像中により多くの利得を与えるよう時間利得補償 (T G C) 設定を調整する。画像の全体の明るさが明るすぎるか暗すぎる場合、医師は、全体利得制御ダイヤルを調整する。画像にノイズが多い場合、特に胆嚢等の液体で満たされた領域では、医師は信号経路又は画像プロセッサのダイナミックレンジを調整する。

20

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

これらの画像の変化を認識し必要とされる補償を自動的に与え超音波システムを提供することにより、上述のような絶え間ない調整を行う作業を軽減し、それにより、検査中に得られる様々な画像が同等な画像の見かけを与えるようにすることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、明るさ又は輝度のばらつきを自動的に補償する超音波画像診断システムが提供される。本発明の 1 つの面によれば、明るさのばらつきは、深さ依存の減衰を補償する公称の T G C 曲線に対するずれを計算し、次に、続く画像に対して T G C 曲線に対するずれを適用することにより、補償される。本発明の他の面によれば、画像のダイナミックレンジは、最近の画像の測定値を基準画像の比較可能な測定値と比較し、次に示された差に従って画像処理経路のダイナミックレンジを調整することによって解析される。本発明の更なる他の面によれば、最近の画像と基準画像のダイナミックレンジを減少するのに用いられる圧縮関数の間の差は、超音波システムによる略均一な画像生成に対する全体のシステム利得を自動的に調整するのに使用される。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0005】

まず図 1 を参照するに、超音波画像ディスプレイ 10 を示す。ディスプレイの中央には

50

、検査されている患者の組織構造又は流れの条件を示す超音波画像 12 がある。ディスプレイの左上隅には、患者に関する英数字情報及び / 又は実行されている検査に関する他の特徴が表示される。超音波画像 12 の右側には、画像と並べて深さ目盛り 14 があり、画像が体の中へ延びる深さを示す。通常、深さ目盛り上のマーカは、深さのセンチメートル単位へ較正される。

【0006】

深さ目盛り 14 の右側には、TGC 特性のグラフィックな表現 16 が示される。TGC 特性は、ディスプレイ上の点によって連結された線分のシーケンスとして示される。各線分の相対的な勾配は、当該線分が占める深さに亘り、受信されたエコー信号に印加された利得の変化を示す。図 2 に示すように、個々の TGC スイッチを設定することは、夫々の線分の傾斜を変化させる。各線分及びそのスイッチは、その深さに亘ってその線分又はスイッチが有効である所定の一定の深さを有してもよく、又は、線分は特定の画像の最大深さに関連してスケールングされてもよい。利得制御手段 26 による初期利得調整値は、全体 TGC 特性の利得をずらすために用いられ、表示されている特徴 16 を矢印 18 によって示すように左又は右へ動かす。

10

【0007】

TGC 特性の各線分の勾配は、図 2 に示す TGC スイッチ 20 のうちの 1 つによって設定される。従来どおり、TGC スイッチは、溝 24 に沿って水平に摺動する第 1 のスイッチ 22 によって示されるような、スライドスイッチである。最少で 4 つのスライドスイッチ (4 つの TGC 曲線線分に対するもの) があり又は最多で 16 個以上の (16 個の線分に対するもの) スイッチがありうる。スイッチ 22 は、TGC 特性 16 の第 1 のセグメント 17 によって示される画像の最初の深さ部分に亘って利得を制御する。スライドスイッチ 22 を右へ動かすことにより、この初期の深さに亘って、利得をより迅速に高めさせ、ディスプレイ上の第 1 の線分 17 をより迅速に右へ傾斜させる。利得制御調整手段 26 を回すことにより、深さ全体に亘る利得が変化し、TGC 特性は矢印 18 によって示されるように右又は左へ移動する。図 2 に示すように、全ての TGC スイッチ 20 が中心線 28 に沿って垂直に並べられるとき、画像の深さに亘る利得の変化はなく、TGC 特性 16 は深さ全体に亘ってまっすぐな垂直線として現れる。TGC スイッチ 20 のうちの異なるスイッチがだんだんと右へ動かされると、図 1 に示すようなだんだんと傾斜する TGC 特性 16 が得られる。

20

30

【0008】

従来技術の完全に手動の TGC システムでは、医師は、診断されている器官の種類及び直面した減衰特性について手動でスイッチを設定する。器官の新しい部分が見られるたびに、又は、異なる深さの画像が選択されるたびに、より診断に用いられるのに適した画像を生成するために TGC スイッチ設定を変更することが望ましいことがある。この TGC 制御部に対する純粋に手動のアプローチは、超音波システムが検査の始まりにおいて所定の最適化された TGC 特性を自動的に呼び出すものを開示した米国特許第 5,482,045 号明細書に記載の配置によって改善される。TGC 特性は、検査の始まりにおいて超音波システムに格納されるか計算され、TGC 曲線 16 として自動的に呼び出され表示される。TGC 特性は、例えば画像深さ又は使用されているプローブといったいかなる適用可能な診断パラメータを考へても最適化されうる。望ましい実施例では、TGC 特性は、行われている検査の種類に関して最適化される。1 つの曲線は、肝臓を診断するのに用いられ、他の曲線は胎児を診断するのに用いられ、第 3 の曲線は心臓の検査のために呼び出されうる。医師が、行われている検査の種類を選択するために超音波システム制御部を操作すると、システムは適当な TGC 特性を割り当てる。この機能は「組織特定」撮像と称される。

40

【0009】

超音波システムが最適な開始 TGC 特性を割り当てると、スライドスイッチの任意の手動調整は、一般的には最小である。組織特定特性は、特定の検査のための患者条件の一般的な範囲に対して設定され、一般的には、医師はスライドスイッチ 20 を用いて幾らかの

50

微細な調節及び調整を行うだけでよい。従って、調整後のスライドスイッチの位置は、一般的には、それらの公称の中心位置からは僅かにのみずれたものとなる。図2に示すようにスライドスイッチが全て中心に置かれているとき、超音波システムは変更なしに所定のTGC曲線を用いている。スイッチのオフセット位置は、このように、所定のTGC曲線に対してなされた調整を表わす。これは、スイッチの位置が完全なTGC曲線を表わす純粹は手動システムとは異なり、スイッチが全て中央におかれているときは、TGCはなく、受信されたエコー信号には深さ依存の利得は印加されない。いずれの場合も、表示されたTGC曲線16は、受信されたエコー信号に印加される完全なTGC特性を示す。

【0010】

スイッチ20の物理的な位置が、上述の所定のセットアップTGC特性からの変動ではなくTGC特性16の形状を常に示すことが望まれる場合、図2に示すように、スイッチはモータ30によってモータ制御されうる。ユーザが所与の手順を選択し、超音波システムが選択された手順に対して望ましいTGC特性をセットアップするとき、モータ30は、TGC特性16の線分の勾配に対応する物理的な位置までスイッチ20を自動的に動かすよう命令される。スイッチ20は、モータ制御下で、それらの以前のアラインメントを、TGC特性を表わすアラインメントへ移動させる。その後、ユーザは、上述のように、特定の患者の解剖学的構造の音響的な条件に対して所定のセットアップTGC特性をカスタマイズするようスイッチを手動で調整し、表示されたTGC曲線16及びスイッチの物理的なアラインメントのいずれもが常に完全なTGC特性を示すようにされる。

【0011】

本発明の望ましい実施例によれば、利得制御部26は、行われている特定の検査のために所定の公称の利得設定と共に動作するよう自動化される。検査の種類（又はプローブの種類、又は画像深さ、又は他の診断上の変数）が選択されると、超音波システムは、全体の利得の所定のレベルを呼び出す。利得制御部26の調整は、一般的に、所定の利得レベルに対する微調整を行うのに必要である。

【0012】

図3中、本発明の原理により構成される超音波システムをブロック図で示す。アレイトランスデューサ33を有するプローブ32は、診断されている体の領域を走査するステアリングされ合焦されるビームとして、ビームフォーマ40の制御下で超音波を送波する。送波されたビームから戻されるエコーは、トランスデューサ素子によって受波され、ケーブルのn本の導体を通じてn個のTGC増幅器36の入力に結合され、図中、そのうちの1つのみが示されている。増幅されたエコーは、ディジタル化され、n本の導体を通じてビームフォーマ40の受信チャンネルに結合される。受信開口の能動素子からのエコーは、コヒーレントなエコー信号の受信された走査線を形成するよう、ビームフォーマ内で遅延され合成される。ビーム成形されたエコーは、信号プロセッサ42内で処理を受け、これは、例えばフィルタリング、高調波分離、直交変調、対数圧縮、検出、又はドップラ処理を含む。処理されたエコー信号は、画像プロセッサ44に結合され、所望の画像フォーマットへ整えられる。画像プロセッサは、R - 空間方向で受信したセクタ走査線をデカルト座標へと処理するスキャンコンバータを含みうる。画像プロセッサはまた、組織及び流れ画像部分を重ね合わせ或いは合成し、又は、走査されている体の体積領域の3次元レンダリングを生成しうる。処理された画像は、少なくとも一時的に、フレームバッファ46に格納され、画像ディスプレイ50上での表示のためにフレームバッファ46から画像が取得される。

【0013】

本発明の原理によれば、超音波システムは、以下説明するように、受信された走査線信号に印加される深さ依存の利得を自動的に制御するよう動作する自動TGCプロセッサ64を含む。自動利得回路66は、以下に説明するように、深さに対して一定な利得を自動的に設定するよう与えられる。例示する実施例では、自動利得回路の利得は、単一のTGC増幅器36を通じてTGC利得に対する一定のずれとして印加されるが、2つの機能のために別々の利得制御回路が使用されてもよい。自動TGCプロセッサ及び自動利得回路

10

20

30

40

50

は、ユーザ操作用制御パネル 62 から入力を受信し、ユーザは、ユーザ操作用制御パネル 62 を通じて、最適化された所定の TGC 特性及び全体利得設定の自動選択を行わせる診断手順を選択することができ、また、超音波システムによって自動的にセットアップされた TGC 曲線及び利得を微細に調整及び調節しうる。自動対数圧縮プロセッサ 68 は、信号プロセッサ 42 の信号経路中の対数圧縮回路のための自動的に決定される対数圧縮機能を与え、その動作については以下詳述する。

【0014】

図 4 a 乃至図 4 c は、本発明の原理による超音波システムの TGC 特性、利得、及びダイナミックレンジを自動的に調整する方法を示すフローチャートである。この自動制御は、連続的に動作するよう、或いは、命令に応じてのみ動作するようセットアップされうる。例えば、ユーザは、暗すぎるように見える、明るすぎるように見える、又は、幅広いコントラストの変化があるように見える画像 12 を見ていることがありうる。その場合、ユーザは、自動 TGC、利得、又はダイナミックレンジ機能に、現在画像を（ぼけている時は）自動的に調整させるよう、又は、（リアルタイム動作では）続く画像への自動調整を与えさせるよう、制御パネル 62 上の制御部を押すことができる。望ましい実施例では、ユーザは、自動 TGC、利得、及び圧縮曲線最適化の一回のサイクルを作動させるよう、制御パネル又はディスプレイ画面上の制御部を押すことができる。このように計算された特性は、制御部が再び押されるまで画像を処理するのに使用されえ、そのとき、一組の新しい更新された特性が計算され、この組は次に、続く画像を処理するのに使用される。この自動最適化によって設定された特性は再設定されえ、その場合、システムは、続く画像を予めプログラムされた TGC、利得及び圧縮特性でのみ処理するよう再設定される。利得、TGC、及び圧縮制御部はまた、自動最適化の前のそれらの元の動作に戻される。

10

20

【0015】

本発明の望ましい実施例では、超音波システムは、異なる診断検査のために特に設計された TGC 特性（又は TGC 特性がそこから決定されうる TGC 特性パラメータ）を記憶する。ユーザが特定の検査を始めると、超音波システムは当該の検査の種類の対する望ましい TGC 特性 16 を初期 TGC 関数として呼び出す。ユーザは、検査されている特定の患者によって表わされる音響条件に対してこの初期特性を調整又は微調節しうる。

【0016】

本発明の処理が自動的に又はユーザ命令によって呼び出されると、手動で設定された TGC 制御及び利得値は、それらの公称値へ再設定される（ステップ 102）。TGC スライドポット 20 が上述のようにモータ制御されると、スライドポットは、システム所定 TGC 特性に対応する位置へモータ駆動される。この点で、超音波システムは、最適化された所定の TGC 特性及び所定の初期利得レベルのみの関数である画像を生成している。

30

【0017】

システムによって選択された TGC 及び利得が撮像信号経路に印加されて、画像フレームが取得される（ステップ 104）。画像フレームは、望ましくは、スキャン変換処理の前に、まだ R - 形式であるときに取得されることが望ましい。これは、例えば補間された画素値といった画像処理の影響なしに、自動 TGC 機能が受信されたエコーデータに動作することを可能とする。

40

【0018】

自動 TGC 機能は R - 画像に対して行われ、信号振幅を各走査線毎に下がって解析することによって始まる（ステップ 106）。手動の TGC の変化がないとき、信号振幅は、図 5 の振幅プロット 70 によって示されるように、一般的に深さに対して減少することを示しうる。次に、劣った結合又は低い信号レベルを示す走査線は廃棄される（ステップ 108）。例えば、湾曲したアレイプローブで捕捉された画像の側方周囲の走査線は、トランスデューサアレイの周囲における患者の体との低い結合により、ノイズが多いかはつきりしないものでありうる。このような線は一般的には画像全体を表わすものではないため、これらは自動化された処理には使用されない。また、各走査線上の低い信号レベルのサンプルもまた廃棄されうる。次に、保持されたデータに対して線形勾配当てはめが行わ

50

れる（ステップ 110）。図 5 は、走査線 70 の振幅データの一般的な勾配に当てはめられる破線 72 の例を示す。この線形勾配当てはめは、信号処理を受けた後に走査線に対して印加されうるが、望ましくは、処理が線形に変化するダイナミックレンジを有するデータに対して動作するよう、対数圧縮の前に、又は、対数圧縮が取り消されてから行われる。或いは、米国特許第 4,852,576 号明細書に記載のように、線分のシーケンスを振幅データの変化する勾配に当てはめることが可能である。しかしながら、単一の線の当てはめは、最適化された TGC 特性と組み合わせられたときは、所定の特性が一般的に線分毎の変化を生じさせるため、所望のレベルの自動最適化を与えることがわかっている。

【0019】

線形勾配が画像フレーム中の各走査線の深さ依存の減衰特性に当てはめられると、これらの勾配は画像に対する単一の勾配値へ組み合わせられる。個々の走査線の値を組み合わせる望ましい方法は、減衰推定値の加重平均を計算することである（ステップ 112）。これを行うための 1 つの方法は、各線について振幅値の総和をとり、各走査線の寄与を全ての走査線の総和に対する当該の走査線の総和の関数に比例して重み付けすることである。これは事実上、良いエコー信号内容を有する画像領域を、信号内容が僅かである又は全くない領域よりも多く最終的な結果に寄与させることとなる。単一の線形勾配値は、このように画像に対して生成される。

【0020】

次の段階では、加重平均勾配に対する逆曲線が計算される（ステップ 114）。例えば、線形勾配が破線 72 によって表わされる場合、この逆曲線は、破線 72 の下向きの勾配に対して逆に上向きの勾配を有する一点鎖線曲線 74 となる。次の段階において、TGC オフセット値は、逆曲線から識別される（ステップ 116）。例えば、図 6 は、増加する深さ（cm）と共に増加する利得（dB）を有する上向きの勾配（は水平に対して示されている）を有する逆曲線 76 を示す。曲線 76 に沿って、TGC スライドポット深さ増分に対応する深さ増分で、円 81、82、... 84 で示される離散利得値が配置される。これらの識別された利得値は、最適化された所定の TGC 特性 16 の対応するセグメントに印加される（ステップ 118）。望ましくは、値は、検査のために超音波システムによって最初に選択された予め設定された TGC 特性に対して与えられる。これは、システムに燃って与えられる TGC 特性を、これに計算された線形の傾きを与えることによって有効に調整される。新しい深さ依存 TGC 値は TGC 増幅器 36 へ与えられ、続く画像はこの自動的に訂正された TGC 特性で生成される。

【0021】

幾つかの適用では、特定のユーザの好みについて及び画像があるアプリケーション中にどのように現れるかについて明らかとするために勾配係数 - に対して所定のバイアスを加えることが所望であり得る。最終的な勾配係数は、 $(- + bias)$ の形となる。bias は、当該のアプリケーションに固有の深さに対する振幅の変化を扱うため、及び、遠距離音場音響信号がわずかに減衰されたときに視覚的に均一な画像が実際に生ずる場合に対応するために、望ましくはアプリケーション又は 2D 撮像設定毎に調整される。

【0022】

表示される TGC 曲線 16 は、完全な TGC 特性に対応するのに必要であるよう変更され、即ち、最初のシステムによって与えられた特性が、計算された線形傾き調整によって変更される。モータ駆動されていないスライドポット 20 を有するシステムでは、スライドの現在の位置での物理的な位置は、それらがどこにあるとも、表示された TGC 特性に対する手動の変化を表わさない。手動スライドポットは、医師によって、要望通りに、自動 TGC 回路によって自動的に計算された TGC 特性に対する手動の追加的な調整を与えるよう調整されえ、表示された TGC 曲線 16 はいかなる調整値にも対応して移動する。

【0023】

超音波システムは次に、自動利得及び対数圧縮決定を行う。この処理は、上述の自動的に決定された TGC 関数で処理された画像フレームを取得することによって開始する（ス

10

20

30

40

50

テップ 120)。或いは、自動的に決定された TGC 特性で新しい画像フレームを取得する代わりに、自動 TGC 処理で使用するフレームは、フレームの各走査線に対して新しい TGC 利得値を適用することによって処理されうる。次に、劣った信号内容を有する画像の領域、例えば、流体が存在する領域、又は結合が弱い領域は、除去される。例えば、0 (最も暗い) から 255 (最も明るい) まで広がるグレースケール画素値の範囲を考える。劣った信号内容の領域は、例えば、0 乃至 20 又は 0 乃至 50 の全ての値の処理から除去又は排除されうる。劣った信号レベルが除去されると、損害するのであれば画像の対数圧縮は元に戻される (ステップ 124)。これは、例えば、画像データを対数圧縮するのに用いられるものの逆のルックアップテーブルによって行われうる。

【0024】

10

選択された画像のデータはここで、参照データと比較して処理される。参照データの望ましい源は、ユーザが感じる画像が所望の画像であり、本願では訓練画像と称されるものである。訓練画像は、或いは、超音波システムとともに提供されてもよく、望ましくは行われている検査の種類に対して選ばれる。訓練画像は、その源が如何なるものであっても、対数圧縮の効果無しに画像中の画素値の平均及びメジアンを計算することによって処理される (ステップ 126)。これは、平均非圧縮画素値及びメジアン非圧縮画素値を生成する。この処理は、工場において、予め計算された平均及びメジアン画素値を超音波システムに与えることによってなされうる。

【0025】

同じ処理は、ここで、選択された画像に対して行われる。ここでグレースケール画素値は線形形式であり、選択された画像の画素の平均及びメジアン値が計算される (ステップ 128)。これは、選択された画像に対する平均非圧縮画素値及びメジアン非圧縮画素値を生成させる。選択された画像の平均及びメジアン値は、訓練画像の平均及びメジアン値と比較され (ステップ 130)、比較は、新しい利得及び圧縮パラメータを導出するのに用いられる新しい圧縮曲線を見つけるのに用いられる (ステップ 132、134)。これらの新しい値は、TGC 増幅器 36 に対する利得調整値として、また、信号プロセッサ 42 に対する調整された対数圧縮関数として印加される。

20

【0026】

この処理は、以下の例を考えることによって理解されうる。超音波エコーデータは、しばしば 16 - 18 ビットの精度でデジタル化され、これは 100 dB を超えるデータ範囲を与える。表示のために、データは 8 ビットグレーレベル値へマッピングされ、これは 50 dB 未満のダイナミックレンジに対応する。データは、最終的には画像ディスプレイ 50 上に表示され、人間の視覚系によって観察され、これは 100 dB 範囲ではグレーレベルを区別する能力が非常に低い。18 ビットエコーデータを 8 ビット値へマッピングするために、データは対数圧縮される。圧縮処理は、以下の式、

30

$$\text{output} = a \cdot (\log_{10}(\text{input})) - b$$

に従って出力値を入力値へマップする。

【0027】

出力値は 8 ビット値で丸められ、0 乃至 255 の範囲内でクリッピングされる。圧縮マップは、2 つのクリップ点 CL 及び CH によって特徴付けられ、これらはクリッピングされるべきその最小及び最大入力値を特徴付けるものである。出力値が対数線形形式で入力値の関数としてプロットされると、図 7 中の関数 90 によって表わされるような一片ごとに線形な関数を得る。圧縮伝達関数のパラメータ a 及び b は、以下の式、

40

【0028】

【数 1】

$$a = \frac{255}{\log_{10}\left(\frac{CH}{CL}\right)}$$

$$b = \log_{10}(CL)$$

に従って、クリップ点 CL 及び CH から計算されうる。

【0029】

訓練画像 i についてのクリップ点の推定値 CH_i 及び CL_i もまた、画像データ自体から計算されうる。これは、訓練画像 i の非圧縮の平均及びメジアン画素値を計算し、これらの平均及びメジアン値をクリップ点に関連付ける様々な重み係数 w_1 、 w_2 、及び w_3 を計算することによってなされる。これらの重み係数は、 n 個の組の訓練画像に亘って、推定されたクリップ点 CH_i と CL_i と、クリップ点 CH^0 と CL^0 を有する所望の圧縮関数との間の平均平方誤差を最小化することによって計算される。訓練画像から計算されたこれらの重み係数は、選択された画像に対する新しい圧縮関数を確立するよう、選択された画像の非圧縮平均値及び非圧縮メジアン値と共に用いられる。この新しい圧縮関数は、図 7 中の破線 92 によって表わされる。パラメータ w_1 、 w_2 、及び w_3 から計算された圧縮関数の選択された画像への適用は、クリップ点 CH^0 及び CL^0 によって特徴付けられた関数で対数圧縮された画像により近く一致するよう、画像振幅レベルを分配させる。 CH 及び CL クリップ点は、94 及び 96 に示されている。2つの関数 90、92 の水平（線形）の差は、利得調整値を与える。即ち、訓練画像関数と整列させるために選択された画像関数を左へ動かすことは、利得の追加であり、整列のために関数を右へ動かすことは利得の減少を必要とする。同様に、一つの関数を他の関数へ整列させるのに必要なクリップ点間の勾配の変化は、ダイナミックレンジの変化を表わす。調整される利得は、自動 TGC プロセッサによって TGC 増幅器へ印加され、ダイナミックレンジ調整は信号プロセッサの対数圧縮回路に印加される。

【0030】

TGC 制御の場合のように、望ましい実施例では、増幅器に印加される利得値は、自動的に決定される利得調整によって変更されるシステム所定公称の利得値の組合せであり、用いられるダイナミックレンジ特性は、自動的に決定されるダイナミックレンジ調整によって変更されるシステム所定公称のダイナミックレンジ特性の組合せである。ユーザが、これらの自動調整が行われた後に画像に満足していない場合は、ユーザは、画像を更に改善するために、超音波システム上の TGC 制御部 20、利得制御部 26、又はダイナミックレンジ制御部（図示せず）を手動で調整しうる。利得及びダイナミックレンジはいずれも、必要であれば公称値に再設定されうる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図 1】超音波画像ディスプレイを表示された TGC 特性と共に示す図である。

【図 2】TGC 特性及び全体システム利得を変化させるのに用いられる超音波システムのユーザ制御を示す図である。

【図 3】本発明の原理により構築された超音波画像診断システムをブロック図で示す図である。

【図 4 a】本発明の原理により超音波システムの TGC 特性、利得、及びダイナミックレンジを自動的に調整する方法を示すフローチャートである。

【図 4 b】本発明の原理により超音波システムの TGC 特性、利得、及びダイナミックレンジを自動的に調整する方法を示すフローチャートである。

【図 4 c】本発明の原理により超音波システムの TGC 特性、利得、及びダイナミックレンジを自動的に調整する方法を示すフローチャートである。

10

20

30

40

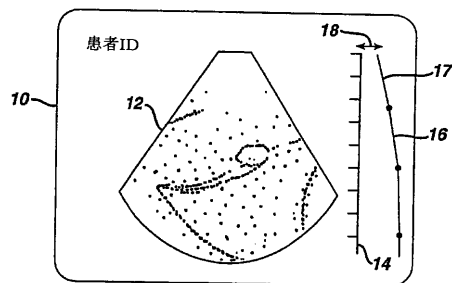
50

【図5】TGC特性を自動的に調整する方法を示す曲線である。

【図6】計算されたTGCスライドポット・オフセットを示す図である。

【図7】本発明の原理による利得及びダイナミックレンジを調整するための圧縮曲線の使用について示す図である。

【図1】



【図2】

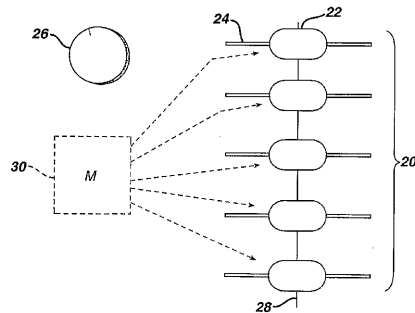
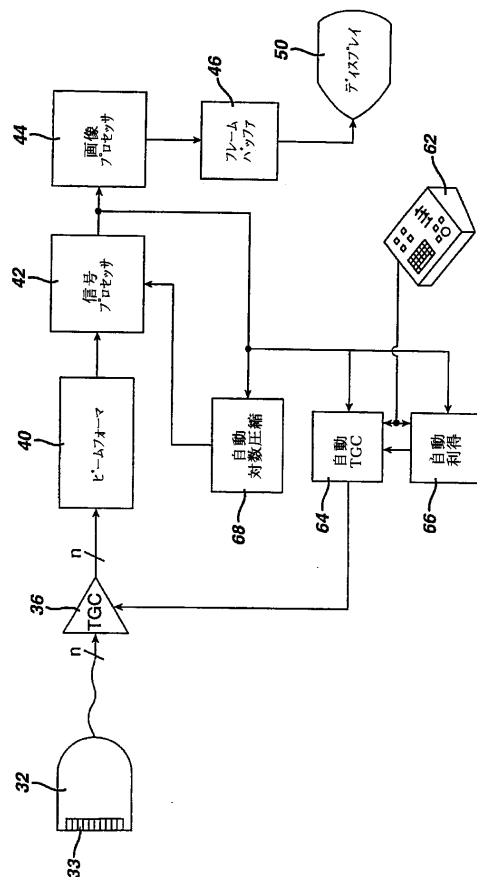
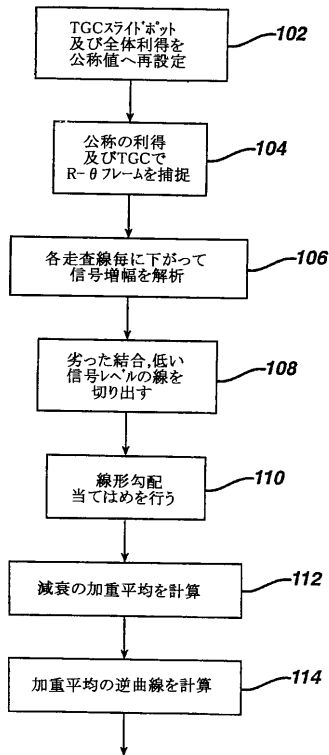


FIG.2

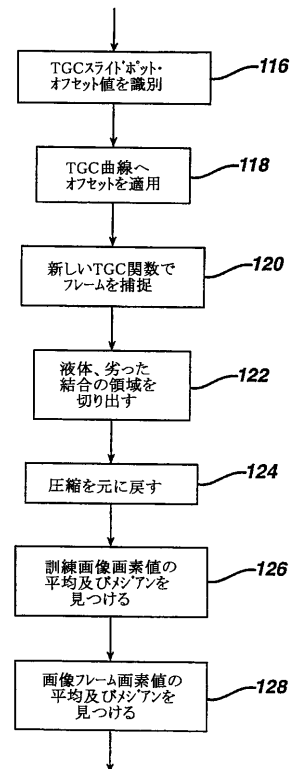
【図3】



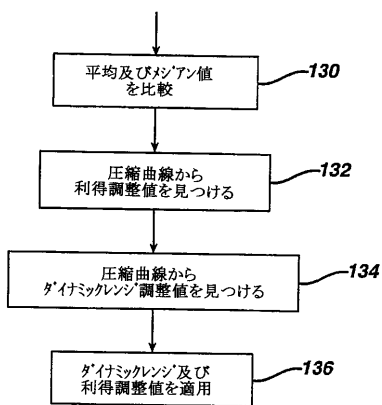
【図 4 a】



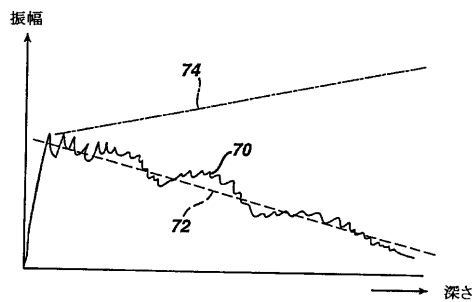
【図 4 b】



【図 4 c】



【図 5】



【図 6】

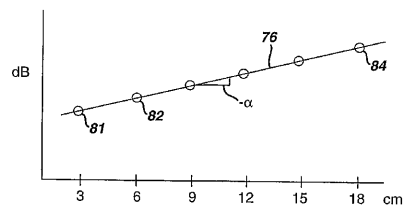
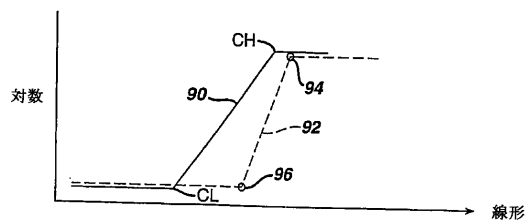


FIG.6

【図 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inter nal Application No PCT/IB 03/01291
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S7/52 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) IPC 7 G01S 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 practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4 408 492 A (KOSSOFF GEORGE ET AL) 11 October 1983 (1983-10-11) abstract; figures 1-3 column 3, line 13-32 column 4, line 24 -column 5, line 10 column 6, line 18 -column 8, line 18 ---	1-8, 10-14
X	US 4 852 576 A (INBAR DAN ET AL) 1 August 1989 (1989-08-01) cited in the application	1,2,5,6, 10-12
Y	abstract; figures 1,4,5 column 1, line 53-67 column 3, line 39-41 column 4, line 9-60 column 5, line 48 -column 6, line 68 --- -/-	3,4,13, 14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 8 July 2003		Date of mailing of the international search report 15/07/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentplan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Reuss, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Patent Application No.
PCT/IB 03/01291

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 482 045 A (RUST DAVID W ET AL) 9 January 1996 (1996-01-09) cited in the application abstract; figures 1-5 column 1, line 32-34, 54-62 column 3, line 25-66 ----	3, 4, 13, 14
X	US 4 662 380 A (RILEY JAMES K) 5 May 1987 (1987-05-05) abstract; figures 1, 3-5 column 1, line 5-7 column 2, line 19-54 column 3, line 10-14, 46-67 ----	7, 8
A	EP 0 843 181 A (ATL ULTRASOUND INC) 20 May 1998 (1998-05-20) the whole document ----	9
A	BRYANT A W ET AL: "Adaptive gain control and contrast improvement for medical diagnostic ultrasound B-mode imaging system using charge-coupled devices" CIRCUITS AND SYSTEMS, 1991., PROCEEDINGS OF THE 34TH MIDWEST SYMPOSIUM ON MONTEREY, CA, USA 14-17 MAY 1991, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 14 May 1991 (1991-05-14), pages 685-687, XP010063241 ISBN: 0-7803-0620-1 the whole document -----	1-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/IB 03/01291

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4408492	A	11-10-1983	AT 8735 T	15-08-1984
			AU 543827 B2	02-05-1985
			AU 6333280 A	14-04-1981
			WO 8100807 A1	02-04-1981
			CA 1159945 A1	03-01-1984
			DE 3068806 D1	06-09-1984
			EP 0038331 A1	28-10-1981
			JP 2027631 B	19-06-1990
			JP 56501214 T	27-08-1981
US 4852576	A	01-08-1989	NONE	
US 5482045	A	09-01-1996	AT 189315 T	15-02-2000
			DE 69514749 D1	02-03-2000
			DE 69514749 T2	17-08-2000
			EP 0707221 A1	17-04-1996
			JP 8206112 A	13-08-1996
US 4662380	A	05-05-1987	CN 86107496 A	10-06-1987
			DE 3684869 D1	21-05-1992
			EP 0220631 A1	06-05-1987
			JP 1679791 C	13-07-1992
			JP 3038849 B	12-06-1991
			JP 62117534 A	29-05-1987
EP 0843181	A	20-05-1998	EP 0843181 A1	20-05-1998
			US 5993392 A	30-11-1999

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,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,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, EC,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,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 グ,ゲイリー

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 スミス,ブライアン エイチ

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C601 BB02 EE11 EE22 JB12 JB13 JB14 JC04 JC19 KK03 KK12

KK19 KK25 KK31 KK35

5J083 AA02 AB17 AC18 AC29 AD13 AE08 BE49 DC05 EA09 EB02

EB04 EC19

专利名称(译)	超声成像系统，具有对比度和亮度的自动控制		
公开(公告)号	JP2005521500A	公开(公告)日	2005-07-21
申请号	JP2003580886	申请日	2003-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	グゲイリー スミスブライアンエイチ		
发明人	グ,ゲイリー スミス,ブライアン エイチ		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/467 A61B8/461 G01S7/52033 G01S7/52063		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JB12 4C601/JB13 4C601/JB14 4C601/JC04 4C601/JC19 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK35 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC18 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BE49 5J083/DC05 5J083/EA09 5J083/EB02 5J083/EB04 5J083/EC19		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/114727 2002-04-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统包括在诊断过程开始时自动选择或计算的预定TGC特征。自动TGC电路分析当前图像数据以计算由医师操作时给定TGC特征的调整值。超声系统生成显示的TGC曲线，其显示通过自动调节和医生进行的任何手动改进而修改的预定TGC特性。在优选实施例中，自动TGC改变涉及自动整体增益和动态范围调整以自动改善图像质量。

