(19)日本国特許庁(JP)　(12)**公開特許公報(A)**　(11)特許出願公開番号
特開2007-117167
(P2007-117167A)
(43)公開日　**平成19年5月17日(2007.5.17)**

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/00 (2006.01)	Ａ６１Ｂ　8/00	４Ｃ６０１

審査請求 未請求　請求項の数８　ＯＬ　（全 13 頁）

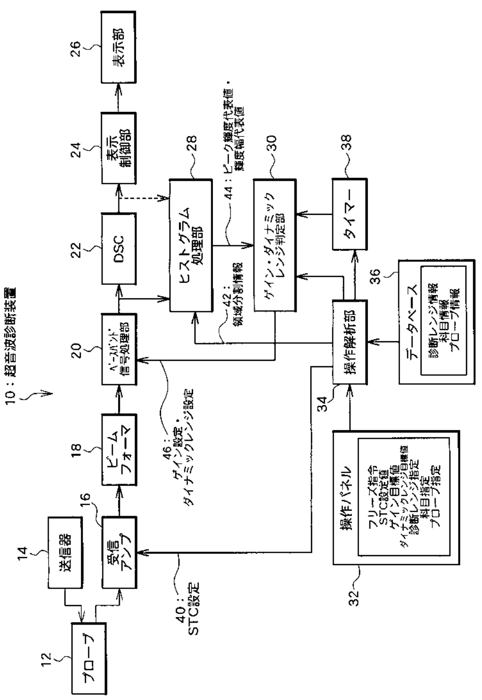
(21)出願番号　特願2005-309643 (P2005-309643)
(22)出願日　平成17年10月25日 (2005.10.25)

(71)出願人　390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼６丁目２２番１号
(74)代理人　100075258
弁理士　吉田　研二
(74)代理人　100096976
弁理士　石田　純
(72)発明者　重森　一郎
東京都三鷹市牟礼６丁目２２番１号　アロカ株式会社内

Ｆターム(参考)　4C601 BB02　EE04　EE11　JC37

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】
【課題】超音波診断装置の自動画質調整には、画像の画質が時間的に常時変動し、視認性が悪化する問題がある。
【解決手段】超音波診断装置１０は、プローブ１２によって受信された超音波エコーに基づいて超音波動画像を生成し、表示部２６に表示する機能を備える。ヒストグラム処理部２８は、設定された目標画質に基づいて画質の評価を行う。そして、ゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０は、評価された画質が目標画質に基づいて設定された中止条件を充足するまでゲイン設定・ダイナミックレンジ設定４６を変更し、中止条件を充足した後はゲイン設定・ダイナミックレンジ設定４６の変更を中止する。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
時間連続的に受信される超音波エコーに基づいて生成される超音波動画像に対し、設定された静的変換により画質調整を行う画質調整手段と、
画質調整された超音波動画像を表示する表示手段と、
画質調整された超音波動画像が設定された目標画質を満たすように、画質調整手段における静的変換の設定を変更する設定変更手段と、
画質調整された超音波動画像が目標画質に基づいて設定された中止条件を充足するか判定する中止判定手段と、
中止条件を充足すると判定された場合に、設定変更手段における静的変換の設定の変更を中止して、画質調整手段における静的変換の設定を固定する設定固定手段と、
を備える、ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
請求項１に記載の超音波診断装置において、
設定固定手段により静的変換の設定が固定された後に、画質調整手段において画質調整された超音波動画像が目標画質に基づいて設定された再開条件を充足するか判定する再開判定手段と、
再開条件を充足すると判定された場合に、設定変更手段における静的変換の設定の変更を再開する設定変更再開手段と、
を備える、ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項３】
請求項２に記載の超音波診断装置において、
再開条件は、中止条件に比べて目標画質に対して要求される画質レベルが低く設定されている、ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項４】
請求項１に記載の超音波診断装置において、
中止判定手段における中止条件には、画質調整された超音波動画像の画質が目標画質に収束したとの条件が含まれる、ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項５】
請求項１に記載の超音波診断装置において、
中止判定手段において中止条件を充足すると所定時間内に判定されない場合に、エラー判定を行うエラー判定手段と、
エラー判定された場合に、エラー処理を行うエラー処理手段と、
を備える、ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項６】
請求項５に記載の超音波診断装置において、
エラー処理手段が行うエラー処理は、設定変更手段における静的変換の設定の変更を中止する処理である、ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項７】
請求項１に記載の超音波診断装置において、
画質調整手段における画質調整には、ゲイン調整又はダイナミックレンジ調整が含まれ、
画質調整手段における静的変換は、ゲインまたはダイナミックレンジが一定に設定された変換である、ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項８】
請求項１に記載の超音波診断装置において、
超音波画像は断層画像である、ことを特徴とする超音波診断装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】

本発明は、受信した超音波エコーに基づいて超音波画像を表示する技術、特に、表示する画像の画質調整を行う技術に関する。

【背景技術】

【０００２】

超音波診断装置においては、受信した超音波のエコーに基づいてＢモード（断層モード）やＭモード（モーションモード）などの形式で超音波画像が表示される。表示に際しては、ゲイン調整（ゲイン補正と呼ばれる場合もある）やダイナミックレンジ調整（ダイナミックレンジ補正）などの画質調整処理（画質補正処理）が行われる。こうした画質調整処理は、しばしば、設定に基づいて自動的に行われる。

【０００３】

下記特許文献１乃至３には、超音波画像全体の輝度のヒストグラムに基づいて、超音波画像のゲイン調整、あるいは、コントラスト（ダイナミックレンジ）調整を行う技術が開示されている。しかし、これらの技術では、超音波画像の全体について輝度を評価しており、超音波画像の部分についての輝度評価は行っていない。また、下記特許文献４には、ＤＳＣ（デジタルスキャンコンバータ）出力の領域を９分割してそれぞれの領域毎に画像の適・不適を判定し、多数決によりゲイン変更を行うか否か決定する技術が開示されている。しかし、この技術もまた、超音波画像の全体の輝度を同じ重みで評価しているに過ぎない。

【０００４】

【特許文献１】特開平５－２４５１４７号公報

【特許文献２】特開平６－１０５８５０号公報

【特許文献３】特開昭６２－１１７５３４号公報

【特許文献４】特開平７－２３６６３７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

超音波診断装置においては、操作者の操作手数を減らし、操作者が診断作業に集中できる環境を整えることが望ましい。しかし、従来の自動画質調整処理においては、生成する超音波画像の画質は必ずしも時間的に安定していなかった。すなわち、例えば拍動や呼吸等によって受信信号の大きさが変わった場合に、その変化に応じて自動的に画質調整処理が実施されるため、画質が安定せず詳細な画像観察に影響することがあった。

【０００６】

本発明の目的は、超音波診断装置の自動画質調整において、画像の画質が時間的に常時変動し、視認性が悪化する問題を解消することにある。

【０００７】

本発明の別の目的は、超音波診断装置の自動画質調整において、適当な調整態様を見いだして固定化する技術を確立することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明の超音波診断装置は、時間連続的に受信される超音波エコーに基づいて生成される超音波動画像に対し、設定された静的変換により画質調整を行う画質調整手段と、画質調整された超音波動画像を表示する表示手段と、画質調整された超音波動画像が設定された目標画質を満たすように、画質調整手段における静的変換の設定を変更する設定変更手段と、画質調整された超音波動画像が目標画質に基づいて設定された中止条件を充足するか判定する中止判定手段と、中止条件を充足すると判定された場合に、設定変更手段における静的変換の設定の変更を中止して、画質調整手段における静的変換の設定を固定する設定固定手段と、を備える。

【０００９】

超音波診断装置は、超音波動画像の画像処理機能及び表示機能を備えた装置である。この画像処理機能や表示機能は、典型的には、演算機能を備えたハードウエアとその演算動

作を制御するプログラムによって画像データの処理を行うことで実現される。もちろん、高速なデータ処理を実現するように、あらかじめ処理態様に特化した演算を行うためのハードウエアを実装することも可能である。また、超音波診断装置は、一般に超音波を送信する送信装置及び反射波を受信する受信装置を内蔵するが、これらの装置を別途外付けするように構成されてもよい。超音波動画像は、人体等の診断対象に対して送信された超音波の反射波（エコー）の信号に基づいて生成される動画像である。超音波動画像の生成は、超音波診断装置自体又は外部装置において、例えば間欠的にパルス波形の超音波を送信し、対応するエコー信号を時々刻々と受信することで行われる。超音波動画像の表現形式は特に限定されるものではなく、Ｂモード画像、Ｍモード画像、カラードプラ画像など様々なものを採用することができる。

【００１０】

この超音波診断装置においては、画質調整手段により、超音波動画像に対し、設定された静的変換を行って画質調整が行われる。画質とは表示画像の見た目を左右する指標であり、例えば、輝度、輝度分布、コントラスト、色彩の多様さ、ノイズの多さなどによって表現される。また、画質調整とは、画質を調整する処理であり、具体的には、ゲイン調整、階調変換、ダイナミックレンジ調整、カラーレンジ調整、フィルタ処理などを例示することができる。そして、静的変換とは、変換関数（あるいは変換関数に対応する変換パターン）が固定された変換をいう（変換対象が動画像であるか静止画像であるかの違いは直接的には関係しない）。つまり、この静的変換は、線形変換であっても非線形変換であってもよいが、その変換関数が画質に応じて動的に変更されることはない。例えば、入力値によらず出力値の平均輝度を一定にするように出力値を変換関数にフィードバックさせる変換は動的変換であり、例えば、定数係数の変換関数をもつ変換は静的変換である。変換は、アナログ画像（典型的にはＤＳＣ（デジタルスキャンコンバータ）による処理前の画像）に対して行ってもよいし、デジタル変換後の画像（典型的にはＤＳＣ処理後の画像）に対して行ってもよい。典型的には、超音波装置においては、上記各手段はリアルタイムで処理を行うため、超音波の送受信操作とほぼ同期して、画質調整された超音波動画像が表示手段によって表示画面上に表示される。

【００１１】

設定変更手段は、静的変換の設定を変更する手段である。変更は、画質調整された超音波動画像を目標画質を満たすように行われる。この変更は、即座に目標画質を満たすように実施することが望ましいが、画質調整結果が画像表示に反映される時間（１／１０～１／２０秒程度）の影響により目標値への到達が遅れたり、目標値の回りでジグザグな軌跡を描く場合がある。そこで、時間漸近的に徐々に目標画質を満たすように変更を行ったり、ややオーバー気味に過渡特性を設計しヒステリシス（誤差）を持たせて強制的に収束させたりする態様も有効であると言える。また、画質調整の設定変更は、動画像の毎フレーム毎に行ってもよいし、適当な間隔で行ってもよい。なお、目標画質は、ユーザ指定により又は予めの設定により与えられるものであり、ある値や幅を持った値などによって表現される。

【００１２】

中止判定手段は、画質調整後の超音波動画像の画質が中止条件を満たすか否か判定する。中止条件は、目標画質に基づいて設定される条件であり、例えば、目標画質との一致の度合い（誤差の大きさ）や、目標画質を満たす時間などによって設定される。中止条件を充足したと判定した場合には、設定固定手段によって、設定変更手段における静的変換の設定の変更が少なくとも実質的に中止され、画質調整手段における静的変換の設定が実質的に固定される。実質的に固定とは、厳密には固定されていなくても、表示を見る者がその違いを認識できない程度の変更でしかないことを言う。

【００１３】

この構成によれば、超音波動画像の画質が速やかに目標画質へと調整されるとともに、一旦調整された後は画質調整設定が固定される。したがって、画質調整設定が固定された後は、時間的に安定した画質をもつ画像表示が行われる。つまり、例えば超音波の送受信

を行うプローブの操作に一瞬の乱れがあったような場合にも、その乱れを反映して画質調整設定が変更されることはない。この結果、画質の時間変動が抑制され、視認性が向上した自動画質調整が可能となる。なお、操作者は、ここに説明した処理の実行を中止したり、代わりにマニュアル操作を行ったりして画質調整態様を変更できることは言うまでもない。

【００１４】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、設定固定手段により静的変換の設定が固定された後に、画質調整手段において画質調整された超音波動画像が目標画質に基づいて設定された再開条件を充足するか判定する再開判定手段と、再開条件を充足すると判定された場合に、設定変更手段における静的変換の設定の変更を再開する設定変更再開手段と、を備える。つまり、再開判定手段は、固定した静的変換による画質調整では所望の画質をもつ超音波動画像が得られなくなったことを判定する手段であり、設定固定手段が静的変換の設定を固定した後に、常時あるいは適当なサンプリング間隔で判定を行う。そして、設定変更再開手段は、再開条件を充足すると判定された場合に、設定変更手段における静的変換の設定の変更を再開させる。

【００１５】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、再開条件は、中止条件に比べて目標画質に対して要求される画質レベルが低く設定されている。もちろん、再開条件は、中止条件と同程度のレベルに設定されてもよい。しかし、安定した画質調整を行う観点からは、再開条件を中止条件よりも緩く設定し、若干の画質の乱れがあった程度では静的変換の設定変更を再開しないようにすることが特に望ましい。

【００１６】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、中止判定手段における中止条件には、画質調整された超音波動画像の画質が目標画質に収束したとの条件が含まれる。典型的には、中止条件は、時間的に安定したとの時間変化条件と、目標画質付近の値を示すというレベルについてのレベル条件を組み合わせて表現することができる。時間変化条件として、その変化傾向（トレンド）についての条件を加味することも有効である。これにより、偶然あるいは一時的に目標画質を満たしたような場合に、静的変換の設定を固定してしまうことが回避される。

【００１７】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、中止判定手段において中止条件を充足すると所定時間内に判定されない場合に、エラー判定を行うエラー判定手段と、エラー判定された場合に、エラー処理を行うエラー処理手段と、を備える。エラー処理とは、通常の操作とは別に行う例外的処理をいう。所定時間の長さは、実験的あるいは経験的に設定すればよい。

【００１８】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、エラー処理手段が行うエラー処理は、設定変更手段における静的変換の設定の変更を中止する処理である。つまり、なかなか目標画質に近づかないような場合には、静的変換の設定変更を中断する。これにより、長期にわたって、画質がちらつくといった状況が回避される。中断後には、ユーザ指示があった場合や設定された条件を満たした場合に、設定変更手段の処理を再開することができる。

【００１９】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、画質調整手段において静的変換によりなされる画質調整には、ゲイン調整又はダイナミックレンジ調整が含まれる。また、本発明の超音波診断装置の一態様においては、超音波画像は断層画像（Ｂモード画像）である。

【００２０】

なお、超音波診断装置のこれら一連の発明は、超音波診断装置を制御するプログラムの発明、あるいは、超音波診断装置が実行する方法の発明としても記述可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２１】

図１は、本実施の形態にかかる超音波診断装置１０の概略構成を示すブロック図である。超音波診断装置１０は、複数の超音波振動子を有するプローブ１２を備えている。プローブ１２は、送信器１４から入力される送信信号に基づいて超音波を送信するとともに、反射した超音波を受信して電気信号たる受信信号に変換し、受信アンプ１６に出力する。超音波の送受信における走査態様、周波数、焦点などは様々に設定可能であり、一般的には診断部位や表示態様等に応じて適宜変更される。説明の簡単のため、以下では、主としてＢモード画像（断層画像）を時間連続的に得て動画表示する態様について言及するが、他のモードの画像についても同様にして処理することができる。なお、受信信号は続く処理を経て最終的に（動）画像として表示されるものであり、受信信号と超音波（動）画像とは必ずしも明確に区別されるものではない。したがって、以下では、受信信号と超音波画像とを同一視して説明する場合がある。

【００２２】

受信アンプ１６は、受信信号を増幅するアンプである。受信アンプ１６には、指示に基づいて、ＳＴＣ（Sensitivity Time Control；深さ方向別の画質調整、ＴＧＣ（Time Gain Control）と呼ばれることもある）処理やＬＧＣ（Lateral Gain Control；走査方向別の画質調整）を行う機能が設けられている。この受信アンプ１６で増幅された各超音波振動子についての受信信号は、ビームフォーマ１８において合成され、さらにベースバンド信号処理部２０において検波処理を受ける。そして、ＤＳＣ（Degital Scan Converter）２２によって、デジタル化されるとともに、走査に基づく表現形式から表示画面に基づく座標及び解像度に変換される。座標変換された信号は、画像表示のためのメモリを備えた表示制御部２４に送られ、液晶ディスプレイ等からなる表示部２６に表示される。

【００２３】

この超音波診断装置１０には、ヒストグラム処理部２８が設けられている。ヒストグラム処理部２８は、ベースバンド信号処理部２０から検波済みのアナログ信号を入力し、このアナログ信号が指し示す超音波断層画像の輝度分布についての画質をヒストグラム解析により評価するものである。評価は、超音波断層画像の各領域に対し不均一に行われる。すなわち、まず、超音波画像が複数領域に分割され、各領域について設定目標となるゲイン及びダイナミックレンジとの対比が行われる。そして、各領域の対比結果を、設定された非一様な評価加重に基づいて集計する。これにより、注目する箇所（関心領域）を重視した画質評価が行われることとなる。なお、ヒストグラム処理部２８は、ベースバンド信号処理部２０からの出力の代わりに、ＤＳＣ２２から出力されるデジタル信号に基づいて、画質評価を行うように構成されてもよい。

【００２４】

ヒストグラム処理部２８による評価結果は、ゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０に出力される。そして、ゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０は、画質評価の結果に基づいてゲインとダイナミックレンジの設定を調整し、目標画質に十分収束した画質が得られるようになったと判断した場合には、ゲインとダイナミックレンジをその設定に固定する。また、ゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０は、設定を固定した後に画質が目標画質から逸脱したと判断した場合には、ゲインとダイナミックレンジの設定変更を再開する。

【００２５】

操作者は、操作パネル３２を通じて、この超音波診断装置１０における断層動画像表示（Ｂモード表示）を制御することができる。主たる制御操作としては、超音波動画像のフリーズ（静止画を表示する）の指令、受信アンプ１６で使用するＳＴＣの設定値の入力、ヒストグラム処理部２８で使用するゲイン目標値、ダイナミックレンジ目標値、診断レンジ指定、科目指定及びプローブ指定の入力などが挙げられる。

【００２６】

操作解析部３４は、操作パネル３２から入力された信号を解析し、必要な指令を各構成に行うものである。操作解析部３４は、必要に応じて、データベース３６の情報を参照する。このデータベース３６には、診断レンジ情報、科目情報、プローブ情報などが格納されており、診断レンジ指定、科目指定、プローブ指定などの指定に対応する最適な領域分

割態様やゲイン・ダイナミックレンジの目標値などを見いだすことができる。タイマー３８は、操作解析部３４からの指令に基づいて時刻のカウントを行うものであり、そのカウント結果はゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０での判定条件において使用される。

【００２７】

続いて、超音波診断装置１０の動作について簡単に説明する。医師や検査技師等の操作者は、プローブ１２を診断部位の体表面に当てて超音波診断を行う。プローブ１２は、送信器１４から送られた送信信号に基づき電子走査を行い、反射波に対応する受信信号を取得する。受信信号は、受信アンプ１６、ビームフォーマ１８、ベースバンド信号処理部２０、ＤＳＣ２２及び表示制御部２４において各処理を受けたのち表示部２６に表示される。操作者は、表示された断層動画像を視認することで、診断対象の内部構造やその動きなどを把握することができる。

【００２８】

操作者は、操作パネル３２から画質調整のための各種の設定を行うことができる。その設定態様は様々に実装しうるが、一例としては、診断レンジ指定、科目指定、プローブ指定を行う態様が挙げられる。この指定では、例えば、診断レンジとして高周波の超音波を、科目として心臓外科を、プローブとして使用する型番を指定する。なお、操作者が指定を行う代わりに関連する登録データ等からこれらの情報を取得させることも可能である。例えばプローブの自動認識によりプローブのデータを取得させたり、患者のデータから科目情報を取得させたりすることができる。

【００２９】

操作解析部３４は、入力された診断レンジ、科目、プローブに対応する最適な画質調整態様を、データベース３６の診断レンジ情報、科目情報、プローブ情報を参照して決定する。そして、ヒストグラム処理部２８に対し、決定した画質調整態様に基づいて、どのように領域分割するか、各領域に対しどのような評価加重を割り当てるか、各領域にどのような画質目標値を設定するかという領域分割情報４２を送信する。

【００３０】

ヒストグラム処理部２８では、設定された領域分割情報４２に基づいて、ベースバンド信号処理部２０から入力する画像データの画質評価を行い、その結果得られたピーク輝度代表値・輝度幅代表値４４をゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０に出力する。ゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０は、操作パネル３２からフリーズ指定を解除した信号が送られた場合に、ゲインとダイナミックレンジの調整を開始する。そして、操作パネル３２から入力されるゲイン目標値とダイナミックレンジ目標値に画質を近づけるようにゲイン設定・ダイナミックレンジ設定４６を設定し、ベースバンド信号処理部２０に対し出力する。この結果ゲイン及びダイナミックレンジが目標値を満たすようになると、ゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０は、新たなゲイン設定・ダイナミックレンジ設定４６を中止し、ゲインとダイナミックレンジの設定を固定する。これにより画質の安定した画像表示が行われるようになる。なお、目標値を満たさない場合には、タイマー３８からのカウント入力に基づいて所定時間が経過した後にエラー処理を行う。

【００３１】

続いて、図２乃至図４を用いて、ヒストグラム処理部２８で行われる画質評価の例について詳しく説明する。

【００３２】

図２は、画質評価処理過程を説明するフローチャートである。ユーザ指示又はプログラミング制御に基づいてゲイン・ダイナミックレンジについての制御が開始された場合（Ｓ１０）、ヒストグラム処理部２８では、まず、ベースバンド信号処理部２０から超音波断層画像（Ｂモード）データを１フレーム取得する（Ｓ１２）。そして、領域分割パターン（例えば９領域）の入力（Ｓ１４）に基づいて、この超音波断層画像データの領域分割を行う（Ｓ１６）。続いて、領域毎に、各輝度をもつ画素（または画素に相当する小領域）がどの程度あるかを示すヒストグラムが作成される（Ｓ１８）。そして、このヒストグラムの解析により、ピーク輝度（Ａで表すこととする）及び輝度幅（Ｂで表すこととする）

が算出される（Ｓ２０）。ピーク輝度は、最も度数の多い輝度であり、輝度幅はピーク輝度よりも高輝度側における輝度分布の拡がり幅の目安を示すものである。

【００３３】

続いて、ピーク輝度・輝度幅の目標値（全て共通でもよいがここでは９データ）（Ｓ２２）とピーク輝度・輝度幅との差分（ΔＡ１～ΔＡ９，ΔＢ１～ΔＢ９）が計算される（Ｓ２４）。そして、各領域の評価結果を集計するための重み付け係数（評価加重ｗ１～ｗ９）に基づいて（Ｓ２８）、重み付け平均がなされる（Ｓ２６；ＤＡ＝ΣΔＡｉｗｉ，ＤＢ＝ΣΔＢｉｗｉ）。この結果、ピーク輝度差代表値ＤＡ及び輝度幅差代表値ＤＢが求められる。

【００３４】

図３は、図２のフローチャートにおける領域分割（Ｓ１６）の例を説明する図である。この図には、図３（ａ）～図３（ｃ）として三つの分割例を示しており、各図においては同一の構成には同一の番号を付して説明を省略ないし簡略化する。

【００３５】

図３（ａ）は、扇形の走査範囲１００を、深さ方向１０２に３分割、走査方向１０４に３分割し、部分領域１０６～１２２の９領域に分割した例である。各領域には異なる評価加重を設定することが可能であり、ここでは、関心領域となる可能性の高い中央の領域１１４に対し相対的に大きな評価加重Ｗを付与し、周辺に位置する他の領域に対しては相対的に小さな評価加重ｗ（ｗ＜Ｗ）を付与している。つまり、この態様は、中央の領域１１４の表示を重視するものの、周辺領域についてもそれなりに適当な表示をさせたい場合に有効となる評価態様である。中央の領域１１４と周辺領域との評価加重の配分は、中央の領域１１４の重視の度合いに応じて変更すればよい。

【００３６】

図３（ｂ）においては、図３（ａ）と同様にして走査範囲１００を９分割している。図３（ａ）との違いは、中央の領域１１４にのみ０以外の評価加重Ｗを与え、周辺に位置する他の領域に対しては０の評価加重を与えている点である。この態様は、中央の領域１１４に特化して最適な画質調整を行い、周辺領域の画質は問わない「スポットモード」とも言うべき態様である。したがって、一般には、周辺領域の画質は悪くはなるが、その画像を判別できなくなるわけではない。つまり、中央の領域１１４を単に拡大表示する場合とは異なり、周辺領域との関係の中で中央の領域１１４を詳細に診断することが可能となる。

【００３７】

図３（ｃ）では、図３（ｂ）と同様に、走査範囲１００を９分割し、中央の領域１１４以外の領域には０の評価加重を与えている。ただし、中央の領域１１４をさらに深さ方向１０２及び走査方向１０４にそれぞれ３分割し、得られた９分割の領域の中央の領域１２４には相対的に大きな評価加重Ｗを与え、他の８個の領域には相対的に小さな評価加重ｗ（ｗ＜Ｗ）を与えている。この態様は、中央の領域１１４のさらに中央の領域１２４の画質を最優先し、中央の領域１１４の他領域の画質にも若干の考慮をし、中央の領域１１４以外の領域の画質は問わない場合に有効となる。別の見方をすれば、図３（ｃ）の態様は、図３（ｂ）の場合に比べ、中央の領域１１４と周辺領域との画質評価を（例えばガウス分布のように）滑らかに接続する態様であり、中央の領域１１４と周辺領域との境界付近に輝度の特異点が存在するような状況下でも的確に対応できる評価態様であると言える。

【００３８】

領域分割はこの他にも様々に行うことが可能であり、例えば、深さ方向や走査方向の分割数を適宜変更することができる。分割形状を不規則にすることも可能であるが、一般には各点のデータは深さ方向及び走査方向（ＤＳＣ処理後は縦及び横方向）に規則正しく並んでおり規則的な分割の方が高速処理に適している。また、評価加重の段階数や分布形状を様々に変更することも可能である。評価加重は、画質評価の対象を抽出するためのフィルタとして機能するものであり、関心箇所の形状に応じた評価加重分布を適宜採用すればよい。

【００３９】
なお、領域分割及び評価加重分布の設定は、ユーザ設定（ユーザによるマニュアル設定やユーザによる設定候補からの選択）によって行うことも可能であるが、前にも説明した通り、ユーザの走査負担を軽くするため診断態様に応じて自動設定することも可能である。具体的には、診断レンジ、科目、プローブ等の組み合わせに対応する適当な領域分割及び評価加重分布を予め設定しておき、診断レンジ指定、科目指定、プローブ指定等の情報を取得した場合にその領域分割及び評価加重分布を標準設定として採用する例が挙げられる。例えば、診断レンジにおいて比較的高周波数の超音波振動数が選択されている場合には、比較的減衰が少ない浅部が関心領域であると考えられるため、浅部についての画質を重視する領域分割及び評価加重分布を標準設定することが有効となる。

【００４０】
図４は、図２のフローチャートにおけるピーク輝度及び輝度幅の算出過程（Ｓ２０）について説明する図である。図には、横軸を輝度、縦軸を画素数（または画素に相当する小領域数）とするヒストグラムが模式的に描かれている。ヒストグラムは、背景として強制割り当てされた輝度を除いて描かれており、領域内にある二つの構造物に対応して低輝度側に画素数（度数）の小ピーク１３２を有し、高輝度側に画素数Ｎの大ピーク１３４を有するふた山構造を示している。画質評価においては、ヒストグラムにおける最大のピークである大ピーク１３４の輝度をＡとして抽出する。また、輝度Ａよりも高輝度側にあり画素数がＮ／２となる輝度と輝度Ａとの差をＢとして抽出する。

【００４１】
次に、図５及び図６を用いて、図１のゲイン・ダイナミックレンジ判定部３０における画質調整処理過程について説明する。

【００４２】
図５は、画質評価結果に基づく画質調整処理過程を示したフローチャートである。画質調整は、典型的にはゲイン及びダイナミックレンジについて行われるが、ここでは、説明の簡単のためゲイン調整についてのみ示している。もちろん、ダイナミックレンジの調整やさらに他の画質調整も、ゲイン調整と同様に実行することができる。

【００４３】
ゲイン調整は、操作パネル３２からフリーズ解除（Ｓ４０）の指令が発せられた場合に開始される。つまり、静止画像の表示が解除されてリアルタイムでの動画像の表示が再開された場合に、表示される動画像に合わせて画質調整が実施される。ゲイン調整が開始されると、まず、タイマー３８のカウントに基づいて、調整処理に要した時間の計測が開始される（Ｓ４２）。そして、ヒストグラム処理部２８の画質評価結果に基づいて、ピーク輝度差代表値ＤＡが目標値に対しＥＡ以内の誤差で近づいたか否かが判定される（Ｓ４４）。

【００４４】
ＤＡが十分に目標値に近づいていない（ＤＡ≧ＥＡ）場合には、その時点での経過時間が調整を終えるべき時間を超えたか否かが判定される（Ｓ４６）。そして、調整を終えるべき時間を経過している場合には、適当なエラー処理が実施される（Ｓ４８）。一方、調整を終えるべき時間を経過してない場合には、次の画質評価の結果に従ってＤＡとＥＡの大きさが評価される（Ｓ４４）。

【００４５】
ＤＡが目標値に近づいている（ＤＡ＜ＥＡ）場合には、タイマー３８のカウントに基づいて、収束時間計測が開始される（Ｓ５０）。収束時間とはＤＡ＜ＥＡの状態を維持している時間であり、収束時間が設定された時間を超えた場合にはゲインが十分に調整されたと判定される。そこで、ＤＡ＜ＥＡであるか否かが評価され（Ｓ５２）、ＤＡ≧ＥＡとなってしまった場合、つまりピーク輝度が目標値からＥＡの誤差で逸脱してしまった場合には、収束時間の計測が中止されて（Ｓ５４）、再度ステップＳ４４に戻ってＤＡ＜ＥＡを満たしたか否かの判定が繰り返される。これに対し、ＤＡ＜ＥＡを満たしている場合には、その都度、収束時間が設定時間を超えたか否かが判定される（Ｓ５６）。そして、超え

たと判定された場合には、ゲイン調整が停止され（Ｓ５８）、ゲイン調整処理が終了する（Ｓ６０）。

【００４６】

ステップＳ４８に示したエラー処理は様々に実行可能である。例えば、超音波動画像のピーク輝度値が目標値よりも非常に低い場合には、操作者が超音波検査を行っていない可能性があり、超音波送信の停止を指示するエラー処理が考えられる。また、超音波動画像のピーク輝度値が目標値よりも非常に高い場合には、超音波出力が高すぎる可能性があり、送信出力低下を指示するエラー処理が考えられる。

【００４７】

さらに、評価加重が相対的に大きな領域（関心領域）のピーク輝度値と評価加重が相対的に小さな領域（周辺領域等の非関心領域）のピーク輝度値に大きな差があるときは、音響インピーダンスが異なる限局された構造物が描出されている可能性がある。このような状況としては、送信線、横隔膜、消化器内容物のような高輝度エコー構造物と、心腔、結石等の音響陰影のような低輝度エコー構造物とが見いだされている例が挙げられる。そこで、このような場合において関心領域のピーク輝度値だけが非関心領域と異なっているときには、限局された構造物を観測している可能性が高いとして、その時点でのゲイン設定で固定して表示を継続するエラー処理が考えられる。また、このような場合において非関心領域の一部に突出したピークがあるときは、その部分と他の部分との画質調整を別途行うように、その部分に対してＳＴＣ処理やＬＧＣ処理を促したり、自動ＳＴＣ処理や自動ＬＧＣ処理を行ったりするエラー処理が考えられる。なお、一般にＳＴＣ処理やＬＧＣ処理は図３に示すようなＤＳＣ処理前の扇形幾何形状において実施される。そのため、ＳＴＣ処理やＬＧＣ処理される領域を別扱いして画質調整を行う場合には、ＤＳＣ処理前の画像データに対して画質調整を行うのが良いと言える。

【００４８】

図６は画質と目標値との誤差の時間変化を示したグラフであり、画質調整の進行過程を説明するものである。縦軸は、画質と目標値との誤差を表しており、図５に示した例に当てはめれば、縦軸はピーク輝度差代表値ＤＡを符号付きで評価した値に相当する。また、縦軸のメモリが０の点は、誤差が０の点であり画質が目標値と一致した点を表す。そして、縦軸に示した中止上限値１４２及び中止下限値１４４は、画質が目標値に十分近づいたと判断される範囲を示しており、図５に示した例に当てはめれば、±ＥＡの値に相当する。縦軸には、この中止上限値１４２よりも大きな値である再開上限値１４６と中止下限値１４４よりも小さな値である再開下限値１４８が記されている。これらは、画質が目標値に収束したと判定され画質の調整が中止された後、画質の調整を再開する条件として用いられる値である。以下、グラフに示された誤差曲線１４０に従って、画質調整処理の流れを説明する。

【００４９】

誤差曲線１４０は、フリーズが開示され調整が開始された直後には、誤差０のレベルよりも遙か下方にあり、画質が目標値から大きくずれている。しかし、画質調整によってその値は急速に誤差０に近づき、符号１５０の時点では中止下限値１４４にまで達している。この場合、図５に示したように収束時間の計測が開始されるが、ここでは符号１５２の時点で一旦中止上限値１４２を超えてしまっており画質調整が継続されている。そして、符号１５４の時点で中止上限値１４２に達すると、今度は収束時間Δｔが経過する符号１５６の時点まで中止上限値１４２と中止下限値１４４との間の値を示し続けている。そこで、符号１５６の時点で画質調整は一旦終了し、それ以降は符号１５６の時点での画質設定に従って、入力データに対する固定的な画質調整が行われる。

【００５０】

やがて、画質は符号１５８の時点で中止上限値１４２を超えてしまっている。しかし、ここでは一旦固定した画質設定をなるべく維持し、調整に伴う画面のちらつきを防止するため、この時点では画質調整は再開されない。続いて誤差曲線１４０は、符号１６０の時点で再開上限値１４６を超えている。しかし、このイベントが偶発的な画質の乱れによっ

て生じる場合を考慮して、この時点では画質調整は再開されない。画質調整は、再開上限値１４６を時間Δｔの間上回り続けるとの条件が充足される符号１６２の時点になってはじめて再開される。

【００５１】

画質調整が再開された後には、画質の目標値に対する誤差は急速に改善されており、符号１６４の時点では中止上限値１４２を下回っている。そして、この時点から収束時間Δｔが経過した符号１６６の時点で再び画質調整が固定されている。

【００５２】

なお、このようにして画質調整が行われた状態で、例えば画像の拡大縮小切替やＭモード画像への切替等が行われた場合には、既設定のゲインやダイナミックレンジ等の画質設定を引き継ぐことも有効である。

【図面の簡単な説明】

【００５３】

【図１】超音波診断装置の構成例の概略を示すブロック図である。

【図２】画質評価の流れを示すフローチャートである。

【図３】画質評価のための領域分割例を説明する図である。

【図４】画質評価に用いるヒストグラムの例を示す図である。

【図５】画質調整の流れを示すフローチャートである。

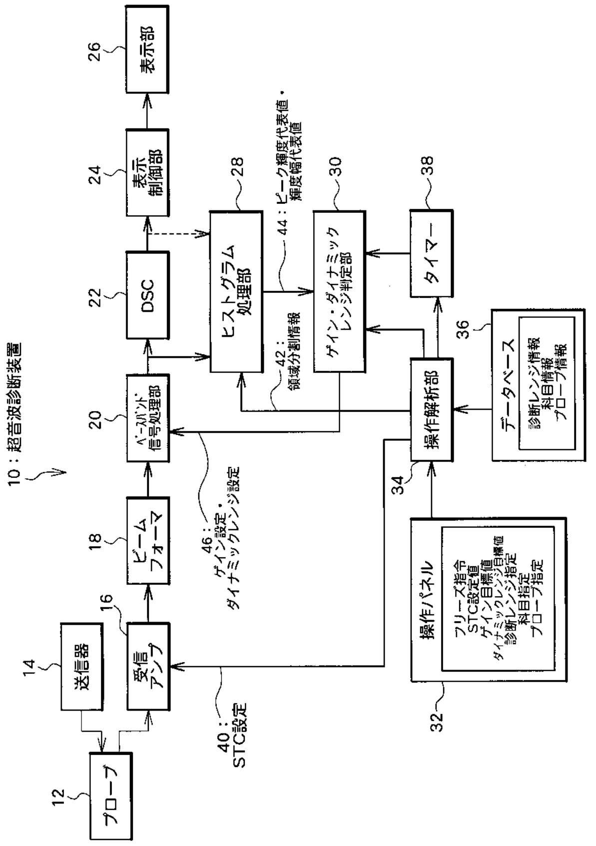
【図６】画質調整と誤差との対応関係例を示す図である。

【符号の説明】

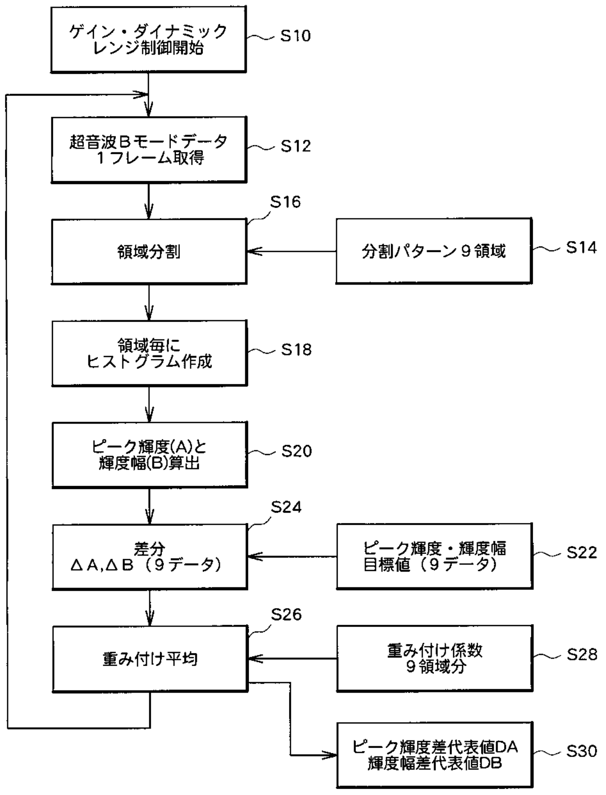
【００５４】

１０　超音波診断装置、１２　プローブ、１４　送信器、１６　受信アンプ、１８　ビームフォーマ、２０　ベースバンド信号処理部、２４　表示制御部、２６　表示部、２８　ヒストグラム処理部、３０　ゲインダイナミックレンジ判定部、３２　操作パネル、３４　操作解析部、３６　データベース、３８　タイマー、４２　領域分割情報、４４　ピーク輝度代表値・輝度幅代表値、４６　ゲイン設定・ダイナミックレンジ設定、１００　走査範囲、１０２　深さ方向、１０４　走査方向、１０６～１２２　部分領域。

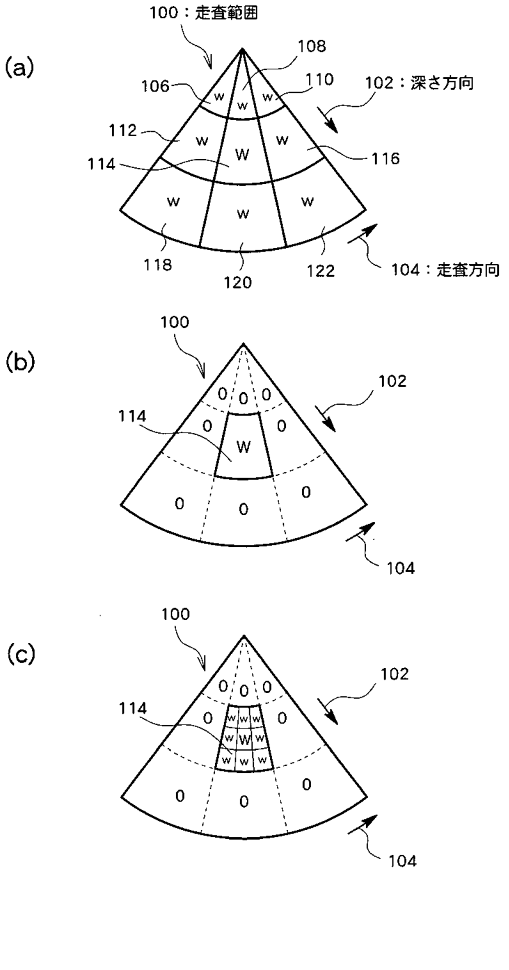
【図１】


10：超音波診断装置
12 プローブ
14 送信器
16 受信アンプ
18 ビームフォーマ
20 ベースバンド信号処理部
22 DSC
24 表示制御部
26 表示部
28 ヒストグラム処理部
30 ゲイン・ダイナミックレンジ判定部
32 操作パネル
フリーズ指令
STC設定値
ゲイン目標値
ダイナミックレンジ目標値
診断レンジ指定
科目指定
プローブ指定
34 操作解析部
36 データベース
診断レンジ情報
科目情報
プローブ情報
38 タイマー
40：STC設定
42：領域分割情報
44：ピーク輝度代表値・輝度幅代表値
46：ゲイン設定・ダイナミックレンジ設定

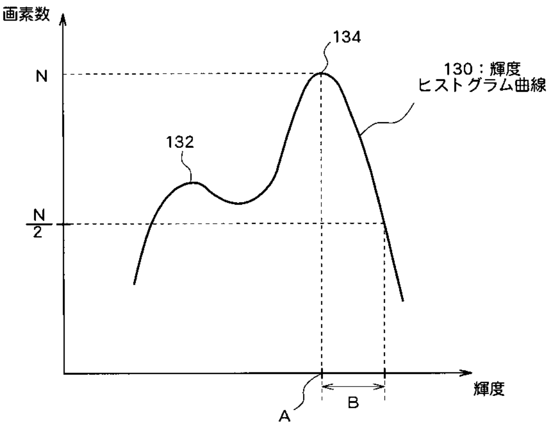
【図２】


S10 ゲイン・ダイナミックレンジ制御開始
S12 超音波Ｂモードデータ１フレーム取得
S14 分割パターン９領域
S16 領域分割
S18 領域毎にヒストグラム作成
S20 ピーク輝度(A)と輝度幅(B)算出
S22 ピーク輝度・輝度幅目標値（９データ）
S24 差分 ΔA,ΔB（９データ）
S26 重み付け平均
S28 重み付け係数９領域分
S30 ピーク輝度差代表値DA 輝度幅差代表値DB

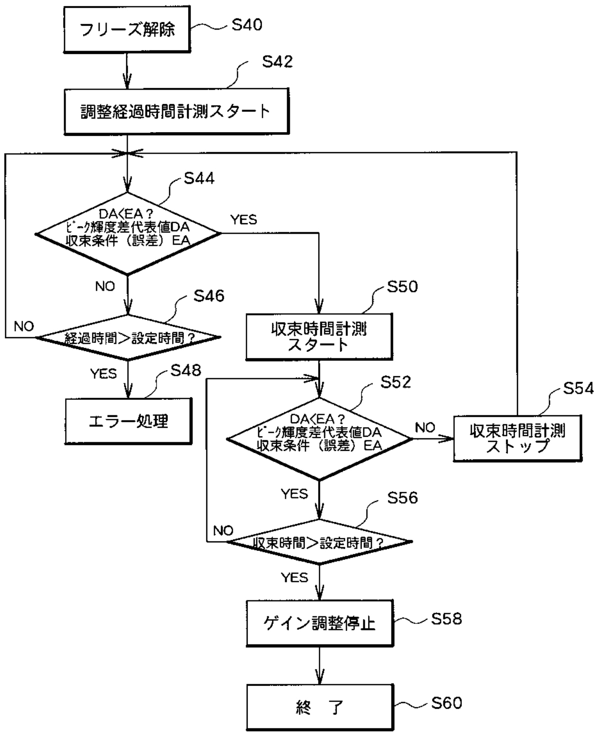
【図３】


(a)
100：走査範囲
102：深さ方向
104：走査方向
106
108
110
112
114
116
118
120
122
(b)
100
102
104
114
(c)
100
102
104
114

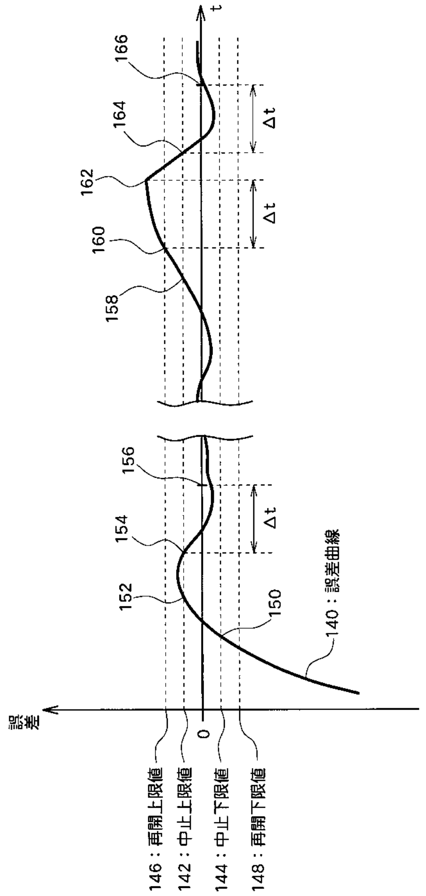
【図４】


画素数
N
N/2
132
134
130：輝度ヒストグラム曲線
A
B
輝度

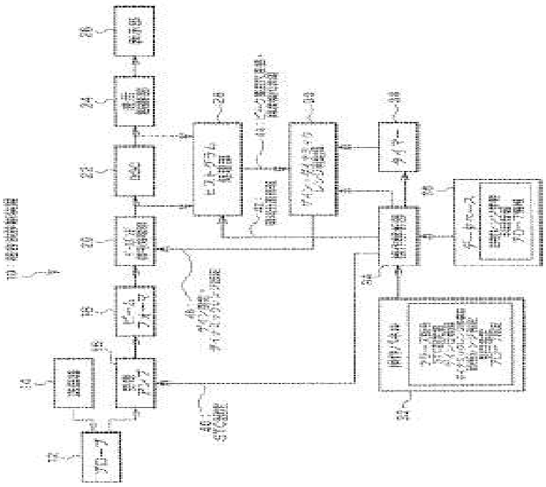
【図５】


フリーズ解除
S40
S42
調整経過時間計測スタート
S44
DA<EA？
ピーク輝度差代表値DA
収束条件（誤差）EA
YES
NO
S46
NO
経過時間＞設定時間？
YES
S48
エラー処理
S50
収束時間計測
スタート
S52
DA<EA？
ピーク輝度差代表値DA
収束条件（誤差）EA
NO
S54
収束時間計測
ストップ
YES
S56
NO
収束時間＞設定時間？
YES
ゲイン調整停止
S58
終　了
S60

【図６】


t
166
164
162
160
158
Δt
Δt
156
154
152
150
Δt
140：誤差曲線
誤差
0
146：再開上限値
142：中止上限値
144：中止下限値
148：再開下限値

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007117167A	公开(公告)日	2007-05-17
申请号	JP2005309643	申请日	2005-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	重森一郎		
发明人	重森 一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52033		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/JC37		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了自动对超声波诊断装置进行图像质量调整，存在图像质量总是随时间波动并且可视性劣化的问题。 超声诊断设备具有基于探头接收的超声波回波产生超声波图像并在显示单元上显示超声波图像的功能。直方图处理单元28基于所设置的目标图像质量来评估图像质量。然后，增益/动态范围确定单元30改变增益设置/动态范围设置46，直到评估的图像质量满足基于目标图像质量设置的取消条件，并且在满足取消条件之后，增益/动态范围确定单元30设置增益。 ·取消动态范围设置的改变46。 点域1