

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4945273号
(P4945273)

(45) 発行日 平成24年6月6日(2012.6.6)

(24) 登録日 平成24年3月9日(2012.3.9)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 13 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2007-67960 (P2007-67960)
 (22) 出願日 平成19年3月16日(2007.3.16)
 (65) 公開番号 特開2007-313294 (P2007-313294A)
 (43) 公開日 平成19年12月6日(2007.12.6)
 審査請求日 平成22年2月26日(2010.2.26)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-119567 (P2006-119567)
 (32) 優先日 平成18年4月24日(2006.4.24)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (74) 代理人 100081411
 弁理士 三澤 正義
 (72) 発明者 橋本 新一
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子が配列されて、3次元的に超音波を送受信する超音波プローブと、
 前記超音波の送受信によって得られた信号に基づいて、超音波の走査線と交差する面に
 沿った第1の超音波画像を生成する画像処理手段と、
 前記第1の超音波画像を表示する表示手段と、
 前記第1の超音波画像上で設定された輝度調整の対象となる輝度調整範囲を通過する走
 査線上の信号の強度を変更する信号強度調整手段と、
 を有し、

前記画像処理手段は、前記信号強度調整手段によって変更された信号に基づいて、第2 10
 の超音波画像を生成し、

前記表示手段は、前記第2の超音波画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示手段に表示されている第1の超音波画像上において所望の輝度調整範囲を指定
 するための指定手段を更に有し、

前記信号強度調整手段は、前記指定された輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強
 度を変更することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記指定手段によって前記第1の超音波画像の中心から所望の方向が指定されると、

前記信号強度調整手段は、前記所望の方向に沿って、前記第1の超音波画像の周辺部が 20

ら中心側にかけた範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の超音波画像を予め設定された複数の領域に分け、各領域に含まれる画素の輝度値の平均値を領域ごとに求め、その平均値が予め設定されたばらつきの範囲外にある領域を特定する検出手段を更に有し、

前記信号強度調整手段は、前記特定された領域を含む領域を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記検出手段は、前記特定した領域に接する領域を 1 つの組に組分けし、その組に属する領域における輝度の分布に基づいて輝度の重心位置を求め、

前記信号強度調整手段は、前記輝度の重心位置を中心とした所定範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像処理手段は、前記第 1 の超音波画像として、前記超音波振動子が配列された面と略平行な面に沿った画像を生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像処理手段は、前記超音波の送受信によって得られた信号に基づいて、前記第 1 の超音波画像を生成するとともに、前記走査線を含む面に沿った第 3 の超音波画像を生成し、

前記表示手段は、前記第 1 の超音波画像と前記第 3 の超音波画像を表示することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記信号強度調整手段は、前記輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を位置に応じて段階的に変更することを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記信号強度調整手段は、前記超音波の送受信によって得られた信号がデジタル信号に変換される前、デジタル信号に変換された後、又はデジタル信号に変換される前後において、前記輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記信号強度調整手段は、前記超音波の送受信によって得られた信号のうち前記輝度調整範囲を通過する走査線上の信号に対するゲインを変更することで、前記輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記信号強度調整手段は、前記超音波プローブによる超音波の送信時における信号の強度を変更することで、前記輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記信号強度調整手段は、前記超音波プローブによって送信される超音波の振幅の大きさ、超音波の送信開口の大きさ、又は超音波の振幅の大きさと送信開口の大きさを変更することで、前記送信時における前記輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

コンピュータに、

3 次元的に超音波を送受信することによって得られた信号に基づいて、超音波の走査線と交差する面に沿った第 1 の超音波画像を生成する第 1 の画像処理機能と、

10

20

30

40

50

前記第 1 の超音波画像を表示手段に表示させる第 1 の表示機能と、

前記第 1 の超音波画像上で設定された輝度調整の対象となる輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更する信号強度調整機能と、

前記信号強度調整機能によって変更された信号に基づいて、第 2 の超音波画像を生成する第 2 の画像処理機能と、

前記第 2 の超音波画像を前記表示手段に表示させる第 2 の表示機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

この発明は 3 次元的にスキャンを行なう超音波診断装置に関し、特に、超音波画像の輝度を調整する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波によって 3 次元的にスキャンすることにより、3 次元的な生体情報を取得して 3 次元画像を表示することができる。

【0003】

一方、同じ送信条件で超音波ビームを送信した場合であっても、超音波ビームの向きや生体の条件によって受信信号の強度が変わってしまい、受信信号を輝度情報の超音波画像で表示した場合に、明るさにむらが発生してしまう問題があった。2 次元的なスキャンを行なう超音波診断装置は、深さ方向のゲインを調整する STC (Sensitivity Time Control) ゲイン調整機能や、ラテラル方向 (方位方向) のゲインを調整する機能を有している。そして、2 次元画像である断層像を表示する場合に、深さ方向のゲインを調整したり、ラテラル方向のゲインを調整したりすることにより、断層像の輝度を調整することが可能となっている (例えば特許文献 1)。

20

【0004】

また、予め取得した超音波画像の輝度分布に基づいて、走査線ごとにゲインを自動的に調整する機能を有する超音波診断装置が知られている。

【0005】

しかしながら、超音波画像の輝度分布を自動的に検出して走査線ごとにゲインを自動的に調整しようとしても、適切にゲインを調整できない場合がある。例えば、超音波プローブから近距離に高反射部がある場合、近距離部の輝度は高くなって明るく表示されるが、その背後 (深部) の輝度は低くなって暗く表示されてしまうおそれがある。このような場合に、走査線の信号強度 (輝度) の平均を用いてゲイン調整を行ったり、所定深さの信号強度 (輝度) を用いてゲイン調整を行ったりしても、関心領域のゲインを自動で適切に調整することは非常に困難である。

30

【0006】

例えば、超音波プローブを心尖部に当てて左心室を中心に心臓を観察する場合、肋間からのアプローチとなり、肋骨の影響によって、走査領域の周辺部では暗い領域が発生する。例えば、図 15 に示す断層像 100 のように、肋骨やその周辺の軟骨部分などは、超音波が通過し難い組織であるため、超音波の高反射部 (高輝度部) 101 となり、その裏側の部分が暗くなって、暗部 102 が発生してしまう場合がある。

40

【0007】

ゲインを自動調整する場合、走査線ごとに信号強度 (輝度) の平均値を算出し、走査線における信号強度 (輝度) が均一になるように、走査線ごとにゲインを調整している。ところが、肋骨構造のように、超音波プローブの近距離に高反射部 (高輝度部) がある場合、その部分を通過する走査線の信号強度 (輝度) の平均値は高くなってしまいうため、自動的にゲイン調整を行って適切な輝度とすることは困難である。

【0008】

2 次元画像である断層像を観察する場合は、STC ゲイン調整やラテラル方向のゲイン

50

調整を検査者が手動で行うことで、関心領域のゲインを調整することが可能である。しかしながら、３次元空間をスキャンする超音波診断装置では、ゲイン調整を行う範囲が３次元空間であるため、関心領域の特定が困難であり、ＳＴＣゲイン調整とラテラル方向のゲイン調整だけでは、簡便にゲイン調整を行うことができない。

【０００９】

【特許文献１】米国特許第６，３９８，７３３号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

この発明は上記の問題を解決するものであり、３次元空間における信号強度の調整を簡便に行うことが可能な超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

請求項１に記載の発明は、超音波振動子が配列されて、３次元的に超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波の送受信によって得られた信号に基づいて、超音波の走査線と交差する面に沿った第１の超音波画像を生成する画像処理手段と、前記第１の超音波画像を表示する表示手段と、前記第１の超音波画像上で設定された輝度調整の対象となる輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更する信号強度調整手段と、を有し、前記画像処理手段は、前記信号強度調整手段によって変更された信号に基づいて、第２の超音波画像を生成し、前記表示手段は、前記第２の超音波画像を表示することを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項２に記載の発明は、請求項１に記載の超音波診断装置であって、前記表示手段に表示されている第１の超音波画像上において所望の輝度調整範囲を指定するための指定手段を更に有し、前記信号強度調整手段は、前記指定された輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更することを特徴とする。

また、請求項１３に記載の発明は、コンピュータに、３次元的に超音波を送受信することによって得られた信号に基づいて、超音波の走査線と交差する面に沿った第１の超音波画像を生成する第１の画像処理機能と、前記第１の超音波画像を表示手段に表示させる第１の表示機能と、前記第１の超音波画像上で設定された輝度調整の対象となる輝度調整範囲を通過する走査線上の信号の強度を変更する信号強度調整機能と、前記信号強度調整機能によって変更された信号に基づいて、第２の超音波画像を生成する第２の画像処理機能と、前記第２の超音波画像を前記表示手段に表示させる第２の表示機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【００１２】

この発明によると、超音波の走査線と交差する面に沿った超音波画像に基づいて信号強度を調整する範囲を設定することにより、３次元空間において、信号強度の調整対象となる走査線を簡便に設定することが可能となる。その結果、３次元空間における信号強度の調整を簡便に行うことが可能となる。

【００１３】

また、この発明によると、超音波の走査線が交差する面に沿った超音波画像を表示手段に表示し、その超音波画像上で、信号強度を調整する範囲（所望の範囲）を指定することにより、３次元空間において、信号強度の調整対象となる走査線を簡便に指定することが可能となる。その結果、３次元空間における信号強度の調整を簡便に行うことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

[第１の実施の形態]

(構成)

この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 5 】

第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波の走査線が交差する面に沿った超音波画像を表示部 7 1 に表示する。そして、操作者は、その超音波画像上でゲイン調整を行う範囲を指定する。このように走査線が交差する面に沿った超音波画像を表示することで、3 次元空間において、信号強度の調整対象となる走査線を簡便に指定することができる。例えば、超音波振動子が配列している面にほぼ平行な面に沿った超音波画像を表示部 7 1 に表示する。そして、その超音波画像上で操作者がゲイン調整を行う範囲を指定すると、超音波診断装置 1 は、指定された範囲に含まれる受信信号のゲインを調整する。これにより、超音波画像の輝度が調整されることになる。以下、超音波診断装置 1 の各部について説明する。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 2 には、超音波振動子が 2 次的に配列された 2 次元アレイプローブ、又は、超音波振動子が所定方向（走査方向）に配列された 1 次元アレイプローブが用いられる。2 次元アレイプローブは 2 次的に配置された超音波振動子を有し、3 次的に超音波を送信し、プローブ表面から放射状に広がる形状の 3 次元データをエコー信号として受信することができる。また、1 次元アレイプローブは、超音波振動子を走査方向に直交する方向に機械的に揺動させることで、3 次元データをエコー信号として受信することができる。この実施形態では、1 次元アレイプローブを用いて良く、2 次元アレイプローブを用いても良い。

【 0 0 1 7 】

ここで、超音波プローブ 2 の走査範囲について図 2 を参照しつつ説明する。図 2 は、超音波プローブが走査する実空間を示す模式図である。この実施形態では、超音波プローブ 2 の 1 例としてセクタ型の超音波プローブを用い、その超音波プローブによって走査した範囲について説明する。図 2 に示すように、セクタ型の超音波プローブ 2 は、1 点の走査原点から四角錐状に走査を行い、3 次的な空間である走査範囲 2 0 を超音波で走査することが可能となっている。

【 0 0 1 8 】

送信部 3 は、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させる。送信部 3 は、クロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えて、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させる。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

【 0 0 1 9 】

受信部 4 は、受信信号強度調整部 4 1（プリアンプ回路）、A / D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。受信信号強度調整部 4 1（プリアンプ回路）は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号のゲインを調整する。このとき、受信信号強度調整部 4 1 は、個々の走査線上の信号ごとにゲインを調整する。この受信信号強度調整部 4 1 によるゲイン調整は、デジタル信号に変換前のアナログ信号に対して行われるため、便宜的にアナログゲイン調整と称することにする。

【 0 0 2 0 】

また、A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延・加算回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 2 1 】

信号処理部 5 は、主に、B モード処理部を備えて構成されている。ここでは、B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部は、受信部 4 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。なお、信号処理部 5 は、B モード処理部の他、ドプラ処理部や C F M 処理部を備えていても良い。

【 0 0 2 2 】

また、信号処理部 5 は、受信信号強度調整部 5 1 を備えている。この受信信号強度調整部 5 1 は、受信部 4 から出力された信号であって、アナログ信号からデジタル信号に変換された信号に対してゲイン調整を行う。この受信信号強度調整部 5 1 は、個々の走査線上の信号ごとにゲインを調整する。この受信信号強度調整部 5 1 によるゲイン調整は、アナログ信号からデジタル信号に変換された後の信号に対して行われるため、便宜的にデジタルゲイン調整と称することにする。

【 0 0 2 3 】

この第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、受信部 4 の受信信号強度調整部 4 1 によるアナログゲイン調整、又は、信号処理部 5 の受信信号強度調整部 5 1 によるデジタルゲイン調整を実行する。また、受信部 4 の受信信号強度調整部 4 1 がアナログゲイン調整を行い、更に、信号処理部 5 の受信信号強度調整部 5 1 がデジタルゲイン調整を行っても良い。つまり、アナログゲイン調整とデジタルゲイン調整の両方を実施して受信信号の強度を調整しても良い。

【 0 0 2 4 】

画像処理部 6 は、スキャンによって得られた画像データに対して様々な画像処理を施す。例えば、超音波プローブ 2 によってボリウムスキャン (3 D スキャン) が行われた場合に、画像処理部 6 は、ボリウムデータに対してボリウムレンダリング (V o l u m u R e n d e r i n g) を施すことにより 3 次元画像データを生成する。

【 0 0 2 5 】

また、画像処理部 6 は、ボリウムレンダリングの他に、M P R (M u l t i P l a n e R e c o n s t r u c t i o n) 処理などの画像処理を施すことも可能である。例えば、画像処理部 6 は、ボリウムデータに対して M P R 処理を施すことにより、ボリウムデータを任意の平面 (切断平面) で切断した画像 (以下、「M P R 画像」と称する場合がある) を生成する。この切断平面は、操作者が任意に指定することができる。

【 0 0 2 6 】

例えば、画像処理部 6 は、超音波振動子が配列している面に平行な面 (以下、「C 面」と称する場合がある) に沿った画像データ (以下、「C 面画像データ」と称する場合がある) を生成したり、C 面に直交する面 (以下、「断層面」と称する場合がある) に沿った画像データ (以下、「断層像データ」と称する場合がある) を生成したりする。ここで、C 面と断層面について図 2 を参照して説明する。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、C 面 2 1 と断層面 2 2 は直交している。また、C 面 2 1 は図 2 に示す超音波の走査線に交差している。一方、断層面 2 2 は走査線に沿った面であり、走査線を含んでいる。操作者は入力部 7 2 を用いて、C 面 2 1 と断層面 2 2 の位置を変えることができる。例えば、超音波プローブ 2 からの距離を指定することで、C 面 2 1 の位置を指定することができる。

【 0 0 2 8 】

例えば、操作者によって C 面 2 1 が指定された場合は、画像処理部 6 は、ボリウムデータに基づいて C 面 2 1 に沿う画像データ (C 面画像データ) を生成する。また、操作者によって断層面 2 2 が指定された場合は、画像処理部 6 は、ボリウムデータに基づいて断層面 2 2 に沿う画像データ (断層像データ) を生成する。このようにして生成された C 面画像データ又は断層像データは、画像処理部 6 からユーザインターフェイス 7 の表示部 7 1 に出力される。

【 0 0 2 9 】

表示部 7 1 は、3 次元画像データや断層像データや C 面画像データなどの画像データを画像処理部 6 から受けると、その画像データに基づく画像を表示する。例えば 3 次元画像や断層像や C 面画像などの画像が表示部 7 1 のモニタ画面上に表示されることになる。

【 0 0 3 0 】

なお、この実施形態では、C 面画像と断層像を例にして説明したが、操作者によって C 面や断層面以外の面が指定されると、画像処理部 6 は指定された面に沿う画像データを生成し、その画像データに基づく画像を表示部 7 1 に表示させる。

【 0 0 3 1 】

入力部 7 2 は、超音波の送受信条件などに関する各種設定などを行うための入力装置である。操作者が入力部 7 2 によって、ゲイン調整を行う範囲を指定したり、ゲインを入力したり、MPR 画像を生成するための切断平面を指定したりすることができる。

【 0 0 3 2 】

ここで、ゲイン調整の対象となる範囲の指定、及びゲインの設定について説明する。この実施形態では、画像処理部 6 は、超音波の走査線に交差する面の画像データを生成し、その画像データに基づく画像を表示部 7 1 に表示させる。そして、操作者は入力部 7 2 を用いて、その画像上において、ゲイン調整の対象となる範囲を指定する。このように走査線が交差する面の画像を表示部 7 1 に表示することで、操作者は、3 次元空間において、ゲイン調整の対象となる走査線の位置を容易に把握することができる。例えば、C 面は超音波の走査線に交差する。そのため、C 面画像を表示部 7 1 に表示し、その C 面画像上でゲイン調整の対象となる範囲を指定することにより、3 次元空間において、ゲイン調整の対象となる範囲を容易に把握して指定することが可能となる。

【 0 0 3 3 】

ゲイン調整を行う範囲の指定、及びゲイン設定の一例について、図 3 から図 5 を参照して説明する。図 3 は、C 面画像の表示例を示すモニタ画面の図である。図 4 は、断層像と C 面画像の表示例を示すモニタ画面の図である。図 5 は、ゲインカーブの一例を示す図である。

【 0 0 3 4 】

超音波プローブ 2 によってボリウムスキャン（3 D スキャン）を行うことによりボリウムデータが取得されると、画像処理部 6 はそのボリウムデータに基づいて、操作者によって指定された C 面に沿った画像データ（C 面画像データ）を生成する。なお、操作者は入力部 7 2 を用いて超音波プローブ 2 からの距離（深さ）を指定することで、C 面の位置を指定することができる。画像処理部 6 によって生成された C 面画像データは表示部 7 1 のモニタ画面上に表示される。

【 0 0 3 5 】

図 3（a）、（b）に示すように、表示部 7 1 には診断部位（例えば心臓）の C 面画像 2 3 が表示される。操作者は入力部 7 2 を用いて、ゲイン調整の対象となる範囲を C 面画像 2 3 上で指定する。例えば、図 3（a）に示すように、操作者が入力部 7 2 を用いて C 面画像 2 3 の中心 O から周辺部に向かう方向 2 4 を指定すると、指定された方向 2 4 の周辺部から内側に向けて予め設定された範囲が、ゲイン調整の対象となる範囲 2 5 に設定される。C 面画像 2 3 の周辺部は輝度が低くなるため、指定された範囲 2 5 は暗部に該当することになる。このように、中心から周辺部に向けて方向を指定するだけで、暗部に該当する範囲を、ゲイン調整の対象となる範囲に簡便に設定することができる。なお、範囲 2 5 の幅は操作者が任意に変更することができる。

【 0 0 3 6 】

そして、C 面上で指定された範囲 2 5 の座標情報がユーザインターフェイス 7 から画像処理部 6 に出力される。画像処理部 6 は、その範囲 2 5 の座標情報から、その座標を通過する走査線を特定し、その走査線の位置を示す情報（座標情報）を制御部 8 に出力する。

【 0 0 3 7 】

また、図 3（b）に示すように、操作者が入力部 7 2 を用いて、C 面画像 2 3 上で所望

10

20

30

40

50

の点 2 6 を指定すると、その点 2 6 を中心とする予め設定された大きさの範囲がゲイン調整の対象となる範囲 2 7 に設定される。そして、C 面上で指定された範囲 2 7 の座標情報がユーザインターフェイス 7 から画像処理部 6 に出力される。画像処理部 6 は、指定された範囲 2 7 の座標情報から、その座標を通過する走査線を特定し、その走査線の位置を示す情報（座標情報）を制御部 8 に出力する。このように、所望の点を指定するだけで、ゲイン調整の対象となる範囲を簡便に設定することができる。なお、範囲 2 7 の大きさや形状は、操作者が任意に変更することができる。

【 0 0 3 8 】

制御部 8 は、ゲイン調整の対象となる範囲の座標情報（走査線の位置を示す情報）を画像処理部 6 から受けると、その範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。例えば、C 面の座標と信号強度設定値とを対応付けたゲインカーブを条件設定記憶部 9 に予め記憶しておき、制御部 8 はそのゲインカーブに従って、ゲイン調整の対象となる範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。また、操作者が入力部 7 2 を用いてゲインカーブを指定しても良い。例えば、図 5 に示す、C 面上の座標と信号強度設定値とを対応付けたゲインカーブのパターンを操作者が入力したり、予め設定されているゲインカーブを変更したりすることにより、ゲイン調整を行う範囲のゲインを決定する。

10

【 0 0 3 9 】

また、制御部 8 は、ゲイン調整の対象となる範囲の内側と外側とで、信号強度が連続するように、ゲインの値を決定する。例えば、ゲイン調整の対象となる範囲の中央付近においては、制御部 8 は、ゲインを最も高く設定し、ゲイン調整の対象となる範囲の周辺に向けて徐々にゲインを低く設定する。このように、位置に応じてゲインを段階的に変化させることで、ゲイン調整の対象となる範囲内において、位置に応じて信号強度を段階的に変化させることができる。これにより、ゲイン調整の対象となる範囲の内側と外側との境界で、信号強度を連続的に変化させることができ、輝度値に段差の無い画像が得られる。

20

【 0 0 4 0 】

以上のように、走査線の位置とゲインを決定すると、制御部 8 は、走査線の位置を示す情報（座標情報）とゲインを受信部 4 の受信信号強度調整部 4 1 に出力する。

【 0 0 4 1 】

受信部 4 の受信信号強度調整部 4 1 は、制御部 8 から走査線の位置を示す情報とゲインを受けると、超音波プローブ 2 から出力される信号のうち、その走査線上の信号の強度をゲインに従って変更する。このように強度が変更された受信信号は、信号処理部 5 を経て画像処理部 6 に出力される。

30

【 0 0 4 2 】

画像処理部 6 はボリュームレンダリングを行うことにより 3 次元画像データを生成したり、MPR 処理を行うことにより任意断面の画像データを生成したりする。表示部 7 1 には信号強度が変更された 3 次元画像や断層像などの画像が表示されることになる。これにより、操作者によって指定された範囲の輝度に変更された画像が表示部 7 1 に表示されることになる。例えば、暗部に該当する範囲が、ゲイン調整の対象範囲として指定された場合、その暗部の輝度に変更された画像が表示部 7 1 に表示されることになる。

40

【 0 0 4 3 】

また、ゲイン調整の対象となる範囲を指定するときに、表示部 7 1 には、C 面画像のみならず、C 面に直交する面に沿った断層像を表示しても良い。画像処理部 6 は、ボリュームデータに対して MPR 処理を施すことにより C 面に沿った画像データ（C 面画像データ）を生成し、さらに、その C 面に直交する面（断層面）に沿った画像データ（断層像データ）を生成し、C 面画像データと断層像データを表示部 7 1 に出力する。これにより、図 4 に示すように、C 面画像 2 3 と、その C 面画像 2 3 に直交する断層像 2 8 とを表示部 7 1 に表示させる。そして、操作者は入力部 7 2 を用いて、ゲイン調整の対象となる範囲 2 7 を C 面画像 2 3 上で指定する。このように、ゲイン調整の対象となる範囲を指定するための C 面画像 2 3 と、C 面に直交する面の画像（断層像 2 8）を同時に表示部 7 1 に表示

50

することで、３次元空間の把握が更に容易になるため、ゲイン調整の対象となる範囲の指定がより容易になる。

【００４４】

また、画像処理部６は、断層像２８上にＣ面の位置を表す線２８Ａを表示させることで、超音波プローブ２からＣ面までの距離（深さ）を操作者は視覚的に認識することができる。このとき、画像処理部６は、Ｃ面画像２３上に断層面の位置を表す線２３Ａを表示させても良い。

【００４５】

なお、この実施形態では、Ｃ面画像２３上でゲイン調整の対象となる範囲を指定したが、Ｃ面画像２３以外の画像上でゲイン調整の対象となる範囲を指定しても良い。Ｃ面以外の画像であっても、超音波の走査線が交差する面に沿った画像であれば、ゲイン調整の対象となる範囲（走査線）の指定が容易になるからである。

【００４６】

この場合、操作者が入力部７２を用いて任意の切断面を指定すると、画像処理部６はボリュームデータに基づいて、指定された切断面に沿った画像データを生成する。表示部７１にはその画像データに基づく画像が表示され、操作者は入力部７２を用いて、ゲイン調整の対象となる範囲をその画像上で指定する。このようにＣ面画像以外の画像を表示した場合であっても、ゲイン調整の対象となる範囲（走査線）を容易に指定することが可能となる。

【００４７】

また、制御部８は超音波診断装置１の各部に接続され、各部の動作を制御する。例えば、制御部８は、送信部３による送信処理に対する制御、受信部４による受信処理に対する制御、信号処理部５による信号処理に対する制御、画像処理部６による画像処理に対する制御、及び、ユーザインターフェイス７による表示処理と入力処理に対する制御を行なう。

【００４８】

また、受信信号強度調整部４１、受信信号強度調整部５１、画像処理部６、及び制御部８は、ハードウェアで構成されていても良く、ソフトウェアで構成されていても良い。例えば、受信信号強度調整部４１、受信信号強度調整部５１、画像処理部６、及び制御部８をそれぞれＣＰＵで構成する。そして、図示しない記憶部に、受信信号強度調整部４１の機能を実行するための第１の受信信号強度調整プログラム、受信信号強度調整部５１の機能を実行するための第２の受信信号強度調整プログラム、画像処理部６の機能を実行するための画像処理プログラム、及び制御部８の機能を実行するためのプログラムを予め記憶させておく。そして、ＣＰＵが、図示しない記憶部に記憶されている第１の受信信号強度調整プログラムを実行することで、受信信号強度調整部４１の機能を実行する。また、ＣＰＵが、第２の受信信号強度調整プログラムを実行することで、受信信号強度調整部５１の機能を実行する。また、ＣＰＵが、画像処理プログラムを実行することで、画像処理部６の機能を実行する。なお、画像処理プログラムがこの発明の「第１の画像処理機能」と「第２の画像処理機能」を実行するためのプログラムの１例に相当する。また、ＣＰＵが、制御部８の機能を実行するプログラムを実行することで、制御部８の機能を実行する。また、このプログラムには、この発明の「第１の表示機能」と「第２の表示機能」を実行するためのプログラムが含まれる。

【００４９】

（動作）

次に、この発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置１の動作について図６を参照して説明する。図６は、この発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【００５０】

（ステップＳ０１）

まず、超音波プローブ２を被検体の体表に当てて、超音波プローブ２によってボリュー

10

20

30

40

50

ムスキャン（３Ｄスキャン）を行なう。

【００５１】

（ステップＳ０２）

画像処理部６は、超音波プローブ２によるスキャンによって得られたボリウムデータに対して、ボリウムレンダリングを施すことにより３次元画像データを生成する。この３次元画像データに基づく３次元画像が表示部７１に表示される。

【００５２】

（ステップＳ０３）

そして、操作者が入力部７２を用いてゲイン調整の指示を与えると、画像処理部６はボリウムデータに対してＭＰＲ処理を施すことにより、任意断面の画像データを生成する。例えば、操作者が入力部７２を用いて所望のＣ面（深さ）を指定すると、画像処理部６はそのＣ面に沿った画像データ（Ｃ面画像データ）を生成する。このＣ面画像データに基づくＣ面画像が表示部７１に表示される。

【００５３】

（ステップＳ０４）

Ｃ面画像が表示部７１に表示されている状態で、操作者が入力部７１を用いてＣ面画像上の任意の範囲を指定する。この指定された範囲がゲイン調整の対象範囲になる。例えば、図３（ａ）に示すように、操作者が入力部７２を用いて、Ｃ面画像２３上で方向２４を指定すると、Ｃ面画像２３の周辺部がゲイン調整の対象となる範囲２５に設定される。そして、その指定された範囲２５の座標情報がユーザインターフェイス７から画像処理部６に出力される。また、図３（ｂ）に示すように、操作者が入力部７２を用いて、Ｃ面画像２３上の点２６を指定すると、その点２６を中心とする範囲がゲイン調整の対象となる範囲２７に設定される。その指定された範囲２７の座標情報がユーザインターフェイス７から画像処理部６に出力される。

【００５４】

（ステップＳ０５）

画像処理部６は、ゲイン調整の対象となる範囲の座標情報を入力部７２から受けると、その範囲を通過する走査線を特定し、その走査線の位置を示す情報を制御部８に出力する。

【００５５】

（ステップＳ０６）

制御部８は、ゲイン調整の対象となる範囲の座標情報を画像処理部６から受けると、その範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。例えば、操作者が入力部７２を用いてゲインカーブを指定すると、制御部８はそのゲインカーブに従って、ゲイン調整の対象範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。また、ゲインカーブを設定条件記憶部９に予め記憶しておくことで、制御部８はそのゲインカーブに従ってゲイン調整の対象範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。なお、制御部８は、ゲイン調整の対象となる範囲の内側と外側とで、信号強度が連続するように、ゲインを決定する。例えば、制御部８は、ゲイン調整の対象となる範囲の中央付近においては、ゲインを最も高くし、中央から周辺に向けて徐々にゲインを低く設定する。以上のようにゲインが決定されると、制御部８は、走査線の位置を示す情報とゲインを受信部４の受信信号強度調整部４１に出力する。

【００５６】

（ステップＳ０７）

受信部４の受信信号強度調整部４１は、走査線の位置を示す情報とゲインを制御部８から受けると、超音波プローブ２から出力された信号であって、指定された走査線上の信号の強度をそのゲインに従って調整する。そして、調整後の信号は信号処理部５を介して画像処理部６に出力される。

【００５７】

（ステップＳ０８）

10

20

30

40

50

画像処理部 6 は、ゲイン調整されたボリウムデータに対してボリウムレンダリングなどの画像処理を施すことにより、3次元画像データなどの画像データを生成する。この画像データに基づく画像は表示部 7 1 に表示される。この画像はゲイン調整された画像であるため、輝度が調整された画像となっている。例えば、暗部のゲインが調整されている場合は、その暗部の輝度が高くなるため、全体的に輝度が均一になった画像が得られることになる。

【 0 0 5 8 】

(ステップ S 0 9)

操作者は、このゲイン調整後の画像を観察し、設定したゲインの変更が必要か否かの判断を行う (ステップ S 0 9)。例えば、観察したい範囲 (関心領域) の輝度が適切になっている場合は、ゲインの変更が不要であると判断し、輝度が低くて観察し難い場合は、ゲインの変更が必要であると判断する。そして、ゲインの変更が必要であると判断した場合は、操作者は、入力部 7 2 を用いてゲイン調整の指示を与える (ステップ S 0 9、Y e s)。これにより、ステップ S 0 3 からステップ S 0 8 までの処理が繰り返されることになる。このとき、操作者は、ゲイン調整を行う範囲を変えたり、ゲインカーブを変えたりすることで、輝度調整の指示を与える。一方、ゲインの変更が不要であると判断した場合は、ステップ S 0 3 からステップ S 0 8 によって設定されたゲインとゲイン調整の範囲に従って、受信信号強度調整部 4 1 は、以後に取得される信号に対してゲイン調整を行う。

【 0 0 5 9 】

以上のように、超音波の走査線が交差する C 面画像を表示し、ゲイン調整の対象となる範囲をその C 面画像上で指定することで、3次元空間において、ゲイン調整の対象となる範囲 (走査線) を簡便に指定することが可能となる。

【 0 0 6 0 】

また、図 4 に示すように、C 面に直交する面 (断層面) に沿った画像 (断層像 2 8) を C 面画像 2 3 と同時に表示部 7 1 に表示して、断層像 2 8 を観察しながら C 面画像 2 3 上でゲイン調整の対象となる範囲を指定しても良い。このように、断層像 2 8 を C 面画像 2 3 と同時に表示することで、3次元空間における位置の把握が更に容易になる。

【 0 0 6 1 】

また、この第 1 の実施形態では、デジタル変換する前のアナログ信号に対してゲイン調整を行ったが、デジタル信号に変換した後でゲイン調整を行っても良い。この場合、ステップ S 0 6 において、制御部 8 は、走査線の位置を示す情報とゲインを信号処理部 5 の受信信号強度調整部 5 1 に出力する。信号処理部 5 の受信信号強度調整部 5 1 は、制御部 8 から走査線の位置を示す情報とゲインを受けると、デジタル変換後の信号であって、指定された走査線上の信号の強度をゲインに従って調整する。そして、調整後の信号は画像処理部 6 に出力される。なお、ゲイン調整を行う範囲の指定は、上述した通りである。

【 0 0 6 2 】

また、デジタル変換前のアナログ信号に対してゲイン調整を行い、さらに、デジタル変換後の信号に対してゲイン調整を行っても良い。

【 0 0 6 3 】

[第 2 の実施の形態]

この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 7 を参照して説明する。図 7 は、この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 6 4 】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 A は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様に、超音波振動子が配列している面にほぼ平行な面 (C 面) に沿った画像 (C 面画像) を表示部 7 1 に表示する。そして、操作者が入力部 7 2 を用いて、ゲイン調整の対象となる範囲をその画像上で指定すると、超音波診断装置 1 A は、超音波の送信信号の強度を調整することで超音波画像の輝度を調整する。第 1 の実施形態では、受信信号の強度を変更した。これに対して、第 2 の実施形態では、送信信号の強度を変更することで超音波

10

20

30

40

50

画像の輝度を調整する。送信信号の強度を調整する方法として、送信信号の振幅の大きさを
変える方法と、超音波の送信開口の大きさを変える方法がある。まず、送信信号の振幅
の大きさを変える方法について説明し、次に送信開口の大きさを変える方法について説明
する。

【 0 0 6 5 】

(送信信号の振幅変更)

第2の実施形態に係る超音波診断装置1Aは、第1の実施形態に係る超音波診断装置1
が備えている受信信号強度調整部41及び51に代えて、送信部3に送信信号強度調整部
31又はアパーチャ設定部32を備えて構成されている。それら以外の構成については、
第1の実施形態に係る超音波診断装置1の構成と同じであるため、説明を省略する。以下
、超音波診断装置1Aの構成、特に、送信部3の構成を中心に説明する。

10

【 0 0 6 6 】

まず、送信信号の振幅を変えることで送信信号の強度を調整する方法について説明する
。送信信号強度調整部31は、走査線の位置を示す情報とゲインを制御部8から受けると
、その走査線上の送信信号の振幅を、そのゲインに従って大きくする。これにより、送信
信号の強度が高くなる。このように、受信信号のゲイン調整に代えて、送信信号の強度を
調整しても、超音波画像の輝度を調整することができる。

【 0 0 6 7 】

なお、ゲイン調整を行う範囲を指定する方法、ゲインを決定する方法、及び走査線の位
置を特定する方法は、上述した第1の実施形態に係る超音波診断装置1と同じである。つ
まり、C面画像を表示部71に表示し、操作者が入力部72を用いて、そのC面画像上の
任意の範囲を指定することにより、3次元空間において、ゲイン調整の対象となる範囲を
容易に指定することができる。画像処理部6は、ゲイン調整の対象となる範囲を通過する
走査線を特定し、その走査線の位置を示す情報を制御部8に出力する。制御部8は、ゲイ
ンを決定し、走査線の位置を示す情報とゲインを送信信号強度調整部31に出力する。送
信信号強度調整部31は、そのゲインに従ってその走査線上の送信信号の振幅を変更する
。

20

【 0 0 6 8 】

以上のように、C面画像を表示し、そのC面画像上でゲイン調整の対象となる範囲を指
定することで、3次元空間において、ゲイン調整の対象となる範囲を簡便に指定すること
が可能となる。

30

【 0 0 6 9 】

(動作)

この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置1Aの動作について図8を参照して説
明する。図8は、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフ
ローチャートである。

【 0 0 7 0 】

(ステップS20)

まず、超音波プローブ2を被検体の体表に当てて、超音波プローブ2によってボリユー
ムスキャン(3Dスキャン)を行なう。

40

【 0 0 7 1 】

(ステップS21)

画像処理部6は、超音波プローブ2によるスキャンによって得られたボリウムデー
タに対して、ボリウムレンダリングを施すことにより、3次元画像データを生成する。こ
の3次元画像データに基づく3次元画像が表示部71に表示される。

【 0 0 7 2 】

(ステップS22)

そして、操作者が入力部72を用いてゲイン調整の指示を与えると、画像処理部6はボ
リウムデータに対してMPR処理を施すことにより、任意断面の画像データを生成する
。例えば、操作者が入力部72を用いて所望のC面を指定すると、画像処理部6はそのC

50

面に沿った画像データ（Ｃ面画像データ）を生成する。このＣ面画像データに基づくＣ面画像が表示部 7 1 に表示される。

【 0 0 7 3 】

（ステップ S 2 3 ）

Ｃ面画像が表示部 7 1 に表示されている状態で、操作者が入力部 7 2 を用いてＣ面画像上の任意の範囲を指定する。この指定された範囲がゲイン調整の対象となる範囲に設定される。このようにゲイン調整の対象となる範囲が指定されると、Ｃ面画像上におけるその範囲の座標情報がユーザインターフェイス 7 から画像処理部 6 に出力される。

【 0 0 7 4 】

（ステップ S 2 4 ）

画像処理部 6 は、ゲイン調整の対象となる範囲の座標情報を入力部 7 2 から受けると、その範囲を通過する走査線を特定し、その走査線の位置を示す情報を制御部 8 に出力する。

【 0 0 7 5 】

（ステップ S 2 5 ）

制御部 8 は、ゲイン調整の対象となる範囲の座標情報を画像処理部 6 から受けると、その範囲のゲインを決定する。このゲインの決定手法については、上記第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同じであるため、説明を省略する。そして、制御部 8 は、走査線の位置を示す情報とゲインを送信部 3 の送信信号強度調整部 3 1 に出力する。

【 0 0 7 6 】

（ステップ S 2 6 ）

送信部 3 の送信信号強度調整部 3 1 は、走査線の位置を示す情報とゲインを制御部 8 から受けると、そのゲインに従って、その走査線上の送信信号の強度を調整する。例えば、送信信号強度調整部 3 1 は、送信信号の振幅の大きさをゲインに従って大きくする。これにより、送信信号の強度が高くなる。

【 0 0 7 7 】

（ステップ S 2 7 ）

そして、超音波プローブ 2 は、ゲインが調整された後の送信信号でボリュームスキャンを実行する。

【 0 0 7 8 】

（ステップ S 2 8 ）

スキャンによって得られた受信信号は受信部 4 及び信号処理部 5 を介して画像処理部 6 に出力される。画像処理部 6 は、ボリュームデータに対してボリュームレンダリングなどの画像処理を施すことにより、３次元画像データなどの画像データを生成する。この画像データに基づく画像は表示部 7 1 に表示される。この画像はゲイン調整された送信信号によって得られた画像であるため、輝度が調整された画像となっている。例えば、暗部のゲインが調整されている場合は、その暗部の輝度が高くなるため、全体的に輝度が均一になった画像が得られることになる。

【 0 0 7 9 】

（ステップ S 2 9 ）

操作者は、このゲイン調整後の画像を観察し、設定したゲインの変更が必要か否かの判断を行う（ステップ S 2 9 ）。例えば、関心領域の輝度が適切になっていない場合は、ゲインの変更が必要であると判断し、操作者は、再び、ゲイン調整の指示を与える（ステップ S 2 9 、 Y e s ）。これにより、ステップ S 2 2 からステップ S 2 8 までの処理が繰り返されることになる。このとき、操作者はゲイン調整を行う範囲を変えたり、ゲインカーブを変えたりすることで、輝度調整を指示する。一方、操作者が、ゲインの変更が不要であると判断した場合には、送信信号強度調整部 3 1 は、ステップ S 2 2 からステップ S 2 8 によって設定されたゲインとゲイン調整の範囲に従って、以後のゲイン調整を行う。

【 0 0 8 0 】

以上のように、走査線が通過するＣ面画像を表示し、そのＣ面画像上でゲイン調整を行

10

20

30

40

50

う範囲を指定することで、３次元空間における範囲指定を簡便に行うことが可能となる。

【００８１】

また、第１の実施形態に係る超音波診断装置１と同様に、Ｃ面に直交する面（断層面）に沿った画像（断層像）をＣ面画像と同時に表示部７１に表示しても良い。これにより、３次元空間における位置の把握が更に容易になる。さらに、Ｃ面画像以外の画像であって、走査線と交差する面の画像を作成し、その画像上でゲイン調整を行う範囲を指定しても良い。

【００８２】

（送信開口の変更）

次に、超音波の送信開口の大きさを変えることで送信信号の強度を調整する方法について説明する。送信部３のアパーチャ設定部３２は、走査線の位置を示す情報とゲインを制御部８から受けると、超音波プローブ２の超音波振動子において、その走査線の位置に対応する部分の超音波の開口面積を大きくする。送信部３は、アパーチャ設定部３２によって設定された開口の大きさに従って、超音波プローブ２に超音波の送受信を実行させる。これにより、超音波の送信信号の強度は高くなるため、暗部の輝度を高くすることが可能となる。なお、通常のスキャンでは超音波の全開口を使用しないでスキャンを行ない、暗部の輝度を高めるときに、通常よりも開口面積を大きくすることで、通常のスキャンよりも送信信号の強度を高めることが可能となる。

【００８３】

なお、送信信号強度調整部３１、アパーチャ設定部３２、画像処理部６、及び制御部８は、ハードウェアで構成されていても良く、ソフトウェアで構成されていても良い。例えば、送信信号強度調整部３１、アパーチャ設定部３２、画像処理部６、及び制御部８をそれぞれＣＰＵで構成する。そして、図示しない記憶部に、送信信号強度調整部３１の機能を実行するための送信信号調整プログラム、アパーチャ設定部３２の機能を実行するためのアパーチャ設定プログラム、画像処理部６の機能を実行するための画像処理プログラム、及び制御部８の機能を実行するためのプログラムを予め記憶させておく。そして、ＣＰＵが、図示しない記憶部に記憶されている送信信号調整プログラムを実行することで、送信信号強度調整部３１の機能を実行する。また、ＣＰＵが、アパーチャ設定プログラムを実行することで、アパーチャ設定部３２の機能を実行する。また、ＣＰＵが、画像処理プログラムを実行することで画像処理部６の機能を実行する。また、ＣＰＵが、制御部８の機能を実行するプログラムを実行することで、制御部８の機能を実行する。

【００８４】

〔変形例〕

次に、上述した実施形態の変形例について説明する。

【００８５】

（変形例１）

まず、変形例１として、第２の実施形態に係る超音波診断装置１Ａの変形例について図９を参照して説明する。図９は、超音波プローブの開口を説明するための図であり、図９（ａ）は超音波振動子の断面図、図９（ｂ）は超音波プローブから見た図（トップビューの図）である。

【００８６】

図９（ａ）に示すように、関心領域に暗部１０２が発生する要因として、肋骨などの高反射部（障害物）１０１が考えられる。超音波プローブ２の走査範囲内に肋骨などの高反射部（障害物）１０１が存在すると、その高反射部１０１によって超音波が反射されてしまうため、高反射部１０１の背後は暗部１０２となってしまう。このような場合、超音波の送信信号の強度を高めることにより、超音波画像の輝度を高めることができるが、障害物による超音波の反射波は避けられない。

【００８７】

そこで、変形例１では、暗部１０２の領域を超音波プローブ２でスキャンする際には、暗部１０２の領域に近い超音波振動子を使用せずに、他の部分の超音波振動子によって暗

10

20

30

40

50

部 1 0 2 の領域をスキャンする。一方、暗部 1 0 2 以外の領域をスキャンする際には、全ての超音波振動子を用いてスキャンを行なう。つまり、暗部 1 0 2 の領域をスキャンする際には、暗部 1 0 2 の領域に近い部分の開口を使わず、他の部分の開口によって暗部 1 0 2 の領域をスキャンし、暗部 1 0 2 以外の領域をスキャンする際には、全ての開口を使ってその領域をスキャンする。

【 0 0 8 8 】

アパーチャ設定部 3 2 は、走査線の位置を示す情報（暗部 1 0 2 の位置を示す情報）を制御部 8 から受けると、その位置に近い開口以外の開口を設定する。例えば、アパーチャ設定部 3 2 は、走査線の位置を示す情報を制御部 8 から受けると、その走査線の位置を含む範囲であって、予め設定された幅の範囲を使用しない開口に設定する。暗部 1 0 2 をスキャンするときには、送信部 3 は、アパーチャ設定部 3 2 によって設定された開口に従って超音波プローブ 2 に超音波の送受信を実行させる。一方、暗部 1 0 2 以外の領域をスキャンするときには、送信部 3 は、全ての開口を使って超音波プローブ 2 に超音波の送受信を実行させる。

【 0 0 8 9 】

例えば、図 9 (a)、(b) に示す例では、暗部 1 0 2 の領域をスキャンするときには、その暗部 1 0 2 に近い超音波振動子の群 2 B を使用せず、他の部分の超音波振動子の群 2 A を使用して暗部 1 0 2 の領域をスキャンする。これにより、障害物による超音波の反射の影響を低減することが可能となる。一方、暗部 1 0 2 以外の領域をスキャンするときには、全ての超音波振動子によってスキャンを行なう。

【 0 0 9 0 】

以上のように暗部 1 0 2 の領域をスキャンする際には開口が小さくなるため、超音波の送信信号の強度が低下する。従って、その低下を補うため、送信信号強度調整部 3 1 は、送信信号の振幅を大きくする。この場合、制御部 8 は、走査線の位置を示す情報をアパーチャ設定部 3 2 に出力するとともに、信号強度の低下を補うためのゲインを送信信号強度調整部 3 1 に出力する。アパーチャ設定部 3 2 は、走査線の位置を示す情報に従って使用又は不使用の開口を設定し、送信信号強度調整部 3 1 はゲインに従って送信信号の振幅の大きさを変更する。

【 0 0 9 1 】

以上のように、指定した範囲（暗部）に近い超音波振動子を用いずにスキャンを行なうことで、障害物による超音波の反射の影響を低減することが可能となる。さらに、開口が小さくなった分、超音波の送信信号の強度を高めることにより、超音波画像の輝度の均一化を図ることが可能となる。

【 0 0 9 2 】

また、上記第 1 の実施形態と第 2 の実施形態に係る手法を組み合わせても良い。例えば、送信信号の強度を高めると共に、受信信号の強度を高めることにより、送信時と受信時とでゲイン調整を行っても良い。

【 0 0 9 3 】

(変形例 2)

次に、変形例 2 として、ゲイン調整の対象となる範囲を自動的に検出する例について、図 1 0 から図 1 4 を参照して説明する。図 1 0 は、変形例 2 に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図 1 1 から図 1 3 は、C 面画像上に設定される複数の領域を模式的に示す図である。図 1 4 は、輝度値の分布を示す図である。

【 0 0 9 4 】

図 1 0 に示す超音波診断装置 1 B において、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と同じ符号を示すものは同じ機能を有するため、ここでは説明を省略する。変形例 2 では、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 に、ゲイン調整の対象となる範囲を自動的に検出する検出部 1 0 を設けた。以下、検出部 1 0 の構成について説明する。

【 0 0 9 5 】

検出部 1 0 は、領域抽出部 1 1、平均輝度値算出部 1 2、ばらつき判定部 1 3、組分け

10

20

30

40

50

部 1 4、及び重心位置算出部 1 5 を備えて構成されている。検出部 1 0 は、C 面画像を予め設定された複数の領域に分け、各領域に含まれる画素の輝度値の平均値を領域ごとに求め、その平均値が予め設定されたばらつきの範囲外にある領域を特定する。さらに、検出部 1 0 は、その特定した領域に接する領域を 1 つの組に組分けし、その組に属する領域における輝度値の分布に基づいて輝度の重心位置を求める。そして、制御部 8 は、その重心位置を中心とした所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。

【 0 0 9 6 】

領域抽出部 1 1 は、画像処理部 6 から出力された C 面画像データを受けると、C 面画像内において、所定の閾値以上の輝度値を有する領域を抽出する。この閾値は、被検体の組織を検出するために設定される値であり、画像の輝度値が閾値以上となる領域は、被検体の組織を表していることになる。例えば、領域抽出部 1 1 は、輝度値が閾値未満となる領域の境界を検出することで、輝度値が閾値以上となる領域を抽出する。

10

【 0 0 9 7 】

領域抽出部 1 1 による境界の検出処理について図 1 1 を参照して説明する。例えば図 1 1 に示すように、領域抽出部 1 1 は、C 面画像 4 0 の境界 4 1 を検出し、その境界 4 1 の内側に含まれる領域を抽出する。境界 4 1 の外側では、輝度値が閾値未満となっており、境界 4 1 の内側では、輝度値が閾値以上となっている。図 1 1 に示す例では、境界 4 1 の内側の画像が被検体の組織を表している。

【 0 0 9 8 】

平均輝度値算出部 1 2 は、領域抽出部 1 1 にて抽出された領域に含まれる各画素の座標情報と各画素の輝度値を受け、さらに、C 面画像を複数の領域に分けて、各領域に含まれる画素の輝度値の平均値を領域ごとに求める。制御部 8 が、C 面画像を複数の領域に分ける設定を行う。制御部 8 には、分割のパターンが予め設定されている。平均輝度値算出部 1 2 は、分割パターンを表す情報を制御部 8 から受けて、その分割パターンに従って C 面画像を複数の領域に分けて、各領域に含まれる画素の輝度値の平均値を領域ごとに求める。そして、平均輝度値算出部 1 2 は、各領域における輝度値の平均値をばらつき判定部 1 3 に出力する。

20

【 0 0 9 9 】

なお、制御部 8 には複数の分割パターンが予め設定されており、操作者はそれら複数の分割パターンから所望の分割パターンを選択することができる。例えば、制御部 8 は、予め設定されている複数の分割パターンを表示部 7 1 に表示させる。そして、操作者が、複数の分割パターンのうち所望の分割パターンを、入力部 7 2 を用いて指定すると、制御部 8 は指定された分割パターンを示す情報を平均輝度算出部 1 2 に出力する。平均輝度値算出部 1 2 は、その分割パターンに従って C 面画像を複数の領域に分けて、各領域に含まれる画素の輝度値の平均値を領域ごとに求める。

30

【 0 1 0 0 】

ここで、C 面画像上に設定される複数の領域について図 1 1 から図 1 3 を参照して説明する。

【 0 1 0 1 】

例えば図 1 1 に示す分割パターン 4 2 は、格子状のパターンを有している。格子状の分割パターン 4 2 によって分割された各領域は同じ形状、同じ大きさを有している。平均輝度値算出部 1 2 は、領域抽出部 1 1 によって抽出された領域に含まれる各画素の座標情報と各画素の輝度値を受け、さらに、制御部 8 から分割パターン 4 0 を示す情報を受けて、その分割パターン 4 2 によって分けられた各領域に含まれる画素の輝度値の平均値を領域ごとに求める。

40

【 0 1 0 2 】

なお、制御部 8 は、画像処理部 6 によって生成された C 面画像 4 0 を表示部 7 1 に表示させ、さらに、分割パターン 4 2 を C 面画像 4 0 に重ねて表示部 7 1 に表示させても良い。

【 0 1 0 3 】

50

分割パターンの他の例を図 1 2 と図 1 3 に示す。例えば図 1 2 に示す分割パターン 4 3 は、同心円状のパターンと、円の中心から放射状に延びる線とを有している。また、図 1 3 に示す分割パターン 4 4 は、円状のパターンと、円の中心から放射状に延びる線とを有している。分割パターン 4 3、4 4 は制御部 8 に設定されている。操作者によって分割パターン 4 3 又は分割パターン 4 4 が指定されると、制御部 8 は指定された分割パターン 4 3 (4 4) を示す情報を平均輝度値算出部 1 2 に出力する。平均輝度値算出部 1 2 は、分割パターン 4 3 (4 4) に従って C 面画像を複数の領域に分けて、各領域に含まれる画素の輝度値の平均値を領域ごとに求める。

【0104】

ばらつき判定部 1 3 は、平均輝度値算出部 1 2 によって求められた各領域の輝度値の平均値を受けると、それぞれの平均値がばらつきの範囲内に含まれるか否かを判定する。このばらつきの範囲は、ばらつき判定部 1 3 に予め設定されている。例えば、ばらつき判定部 1 3 は、各領域の輝度値の平均値を受けると、その平均値の平均をさらに算出し、算出された平均値をばらつきの基準値とする。ばらつき判定部 1 3 は、各領域の輝度値の平均値が、その基準値を基準として所定のばらつきの範囲内に含まれているか否かを判定する。そして、ばらつき判定部 1 3 は、輝度値の平均値がばらつきの範囲外となる領域を特定する。ばらつき判定部 1 3 は、輝度値の平均値がばらつきの範囲外となる領域の座標情報を組分け部 1 4 に出力する。

【0105】

このばらつきの範囲を図 1 4 に示す。図 1 4 において、平均値は、ばらつき判定部 1 3 によって求められたばらつき判定の基準となる基準値である。上限値（上限の閾値）と下限値（下限の閾値）は、ばらつきの基準値を基準として、ばらつきの範囲を規定する値である。上限値（上限の閾値）と下限値（下限の閾値）は、ばらつき判定部 1 3 に予め設定されている。ばらつき判定部 1 3 は、各領域の輝度値の平均値が上限値と下限値の間に含まれれば、その領域の輝度値の平均値はばらつきの範囲内であると判定する。一方、ばらつき判定部 1 3 は、各領域の輝度値の平均値が上限値又は下限値を超えた値であれば、その領域の輝度値の平均値はばらつきの範囲外であると判定する。例えば図 1 4 に示すように、ばらつき判定部 1 3 は、下限値（下限の閾値）未満となっている平均値を、ばらつきの範囲外であると判定する。そして、ばらつき判定部 1 3 は、輝度値の平均値がばらつきの範囲外となる領域の座標情報を組分け部 1 4 に出力する。

【0106】

組分け部 1 4 は、平均値がばらつきの範囲外と判定された領域に接する領域を 1 つの組として関連付ける。

【0107】

重心位置算出部 1 5 は、組分け部 1 4 によって 1 つの組として関連付けられた各領域における輝度の分布に基づいて、輝度の重心位置を求める。例えば、重心位置算出部 1 5 は、組分け部 1 4 によって 1 つの組として関連付けられた各領域に含まれる各画素の輝度値、各画素の位置、及びその組に属する領域が占める面積に基づいて、その組に属する領域の輝度の重心位置を求める。そして、重心位置算出部 1 5 は、輝度の重心位置の座標情報を制御部 8 に出力する。

【0108】

制御部 8 は、その重心位置の座標情報を重心位置算出部 1 5 から受けると、その重心位置を中心として予め設定された所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。例えば、制御部 8 は、図 5 に示すように予め設定されたゲインカーブに従って、その重心位置を中心として所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。

【0109】

そして、第 1 実施形態と同様に、制御部 8 は、走査線の位置を示す情報とゲインを受信部 4 の受信信号強度調整部 4 1 に出力する。受信部 4 の受信信号強度調整部 4 1 は、走査線の位置を示す情報とゲインを制御部 8 から受けると、超音波プローブ 2 から出力される

10

20

30

40

50

信号のうち、その走査線上の信号の強度をゲインに従って変更する。また、制御部は、走査線の位置を示す情報とゲインを、受信信号強度調整部 4 1 に出力する代わりに、信号処理部 5 の受信信号強度調整部 5 1 に出力しても良い。受信信号強度調整部 5 1 は、走査線の位置を示す情報とゲインを制御部 8 から受けると、デジタル変換後の信号であって、その走査線上の信号の強度をゲインに従って変更する。また、第 2 実施形態と同様に、制御部 8 は、走査線の位置を示す情報とゲインを、受信信号強度調整部 4 1 又は受信信号強度調整部 5 1 に出力する代わりに、図 7 に示す送信信号強度調整部 3 1 に出力しても良い。送信信号強度調整部 3 1 は、走査線の位置を示す情報とゲインを制御部 8 から受けると、その走査線における送信信号の振幅を、そのゲインに従って大きくする。これにより、送信信号の強度が大きくなる。

10

【 0 1 1 0 】

以上のように、変形例 2 においても、アナログゲインの調整、デジタルゲインの調整、又は送信信号の調整のいずれの調整を行う。

【 0 1 1 1 】

また、組分け部 1 4 によって、各領域が複数の組に分けられた場合、重心位置算出部 1 5 は、組ごとに輝度の重心位置を求め、各組の重心位置の座標情報を制御部 8 に出力する。制御部 8 は、複数の重心位置の座標情報を受けると、予め設定されたゲインカーブに従って、各重心位置を中心に所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを調整する。

20

【 0 1 1 2 】

以上の構成を有する超音波診断装置 1 B によると、局所的な陰影による輝度の低下がある場合であっても、その陰影となる部分を自動的に検出し、全体の輝度を自動的に調整することが可能となる。

【 0 1 1 3 】

また、上記変形例 2 では、C 面画像データを求め、C 面画像の輝度値に基づいてゲイン調整の対象となる範囲を求めた。この他、変形例 2 では、C 面を通過する各走査線上の信号の値に基づいてゲイン調整の対象となる範囲を求めても良い。

【 0 1 1 4 】

また、検出部 1 0 はハードウェアで構成されていても良く、ソフトウェアで構成されていても良い。例えば、検出部 1 0 を CPU で構成し、図示しない記憶部に検出部 1 0 の機能を実行するための検出プログラムを予め記憶させておく。この検出プログラムには、領域抽出部 1 1 の機能を実行するための領域抽出プログラム、平均輝度値算出部 1 2 の機能を実行するための平均輝度値算出プログラム、ばらつき判定部 1 3 の機能を実行するためのばらつき判定プログラム、組分け部 1 4 の機能を実行するための組分けプログラム、及び重心位置算出部 1 5 の機能を実行するための重心位置算出プログラムを含んで構成されている。そして、CPU が、図示しない記憶部に記憶されている検出プログラムを実行することで、検出部 1 0 の機能を実行する。すなわち、CPU が、検出プログラムに含まれている各プログラムを実行することで、領域抽出部 1 1 の機能、平均輝度値算出部 1 2 の機能、ばらつき判定部 1 3 の機能、組分け部 1 4 の機能、及び重心位置算出部 1 5 の機能をそれぞれ実行する。

30

40

【 0 1 1 5 】**(変形例 3)**

次に、変形例 3 に係る超音波診断装置について説明する。この変形例 3 に係る超音波診断装置は、上述した変形例 2 に係る超音波診断装置と同じ構成を有し、重心位置を中心とした所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。さらに、変形例 3 に係る超音波診断装置は、深さが異なる複数の C 面ごとに重心位置を求め、各深さにおける重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定し、その決定したゲインに対して重み付け処理を行うことで各走査線上の信号に対するゲインを求める。

【 0 1 1 6 】

50

まず、操作者が入力部 7 2 を用いて複数の深さを指定すると、画像処理部 6 はその指定に従って、深さが異なる複数の C 面画像データを生成する。そして、画像処理部 6 は、それら複数の C 面画像データを検出部 1 0 に出力する。

【 0 1 1 7 】

検出部 1 0 は、画像処理部 6 にて生成された複数の C 面画像データに対して、変形例 2 と同じ処理を施すことで、輝度調整を行う範囲の重心位置を各深さの C 面画像ごとに求める。そして、輝度調整設定部 1 0 は、各深さの C 面画像ごとに求めた重心位置の座標情報を制御部 8 に出力する。

【 0 1 1 8 】

制御部 8 は、各深さの C 面画像ごとに求められた重心位置を重心位置算出部 1 5 から受けると、重心位置を中心として所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを、深さごとに決定する。例えば、制御部 8 は、図 5 に示すように予め設定されたゲインカーブに従って、重心位置を中心として所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを、深さごとに決定する。すなわち、制御部 8 は、各深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定する。

【 0 1 1 9 】

さらに、制御部 8 は、各深さの C 面に対して設定された重み付けに従って、各走査線上の信号に対するゲインを求める。各深さの C 面に対する重み付けは、操作者が入力部 7 2 を用いて指定することができる。具体的には、制御部 8 は、各深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して、各深さの C 面に対する重み付けを行い、重み付けを行ったゲインの平均値を求める。

【 0 1 2 0 】

そして、制御部 8 は、ゲインの平均値を全体の走査線上の信号に対するゲインとし、走査線の位置を示す情報とゲインの平均値を、受信信号強度調整部 4 1、受信信号強度調整部 5 1、又は送信信号強度調整部 3 1 に出力する。受信信号強度調整部 4 1、受信信号強度調整部 5 1、又は送信信号強度調整部 3 1 は、制御部 8 から出力されたゲインの平均値を用いて、第 1 実施形態及び第 2 実施形態と同様にゲインの調整を行う。

【 0 1 2 1 】

例えば、深さ方向に 3 番目、4 番目、及び 5 番目に深い位置の C 面に対して設定された重みが「1」であり、他の深さの C 面に対して設定された重みが「0」の場合、制御部 8 は、各深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して、各深さの重み付けを行う。さらに、制御部 8 は、重み付けを行なった各深さのゲインの平均値を求める。この例では、深さ方向に 3 番目、4 番目、及び 5 番目に深い位置の C 面に対して設定された重みが「1」であるため、制御部 8 は、3 番目、4 番目、及び 5 番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインの平均値を求める。より詳しく説明すると、制御部 8 は、3 番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲイン、4 番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲイン、及び、5 番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインの平均値を求める。そして、制御部 8 は、そのゲインの平均値を全体の走査線上の信号に対するゲインとし、走査線の位置を示す情報とゲインの平均値を、受信信号強度調整部 4 1、受信信号強度調整部 5 1、又は送信信号強度調整部 3 1 に出力する。

【 0 1 2 2 】

また、深さ方向に、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、5 番目、及び 6 番目に深い位置の C 面に対して設定された重みがそれぞれ、「0.0」、「0.1」、「0.3」、「0.7」、「0.8」、「0.3」の場合、制御部 8 は、各深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して、各深さの重み付けを行う。さらに、制御部 8 は、重み付けを行なった各深さのゲインの平均値を求める。より詳しく説明すると、制御部 8 は、1 番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して「0.0」の重み付けを行い、2 番目の深さの重心

位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して「0.1」の重み付けを行い、3番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して「0.3」の重み付けを行い、4番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して「0.7」の重み付けを行い、5番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して「0.8」の重み付けを行い、さらに、6番目の深さの重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインに対して「0.3」の重み付けを行う。そして、制御部8は、重み付け後のゲインの平均値を求める。そして、制御部8は、そのゲインの平均値を全体の走査線上の信号に対するゲインとし、走査線の位置を示す情報とゲインの平均値を、受信信号強度調整部41、受信信号強度調整部51、又は送信信号強度調整部31に出力する。

10

【0123】

以上のように、深さが異なる複数のC面ごとに重心位置を求め、各深さにおける重心位置を中心とする所定範囲を通過する各走査線上の信号に対するゲインを決定し、その決定したゲインに対して重み付け処理を行うことで各走査線上の信号に対するゲインを求める。これにより、より局所的なゲインの調整が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0124】

【図1】この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

20

【図2】超音波プローブが走査する実空間を示す模式図である。

【図3】C面画像の表示例を示す図である。

【図4】断層像とC面画像の表示例を示す図である。

【図5】ゲインカーブの一例を示す図である。

【図6】この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【図7】この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図8】この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

30

【図9】超音波プローブの開口を説明するための図であり、図9(a)は超音波振動子の断面図、図9(b)は、超音波プローブから見た図(トップビューの図)である。

【図10】変形例2に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図11】C面画像上に設定される複数の領域を模式的に示す図である。

【図12】C面画像上に設定される複数の領域を模式的に示す図である。

【図13】C面画像上に設定される複数の領域を模式的に示す図である。

【図14】輝度値の分布を示す図である。

【図15】断層像における高輝度部と暗部を説明するための図である。

【符号の説明】

【0125】

40

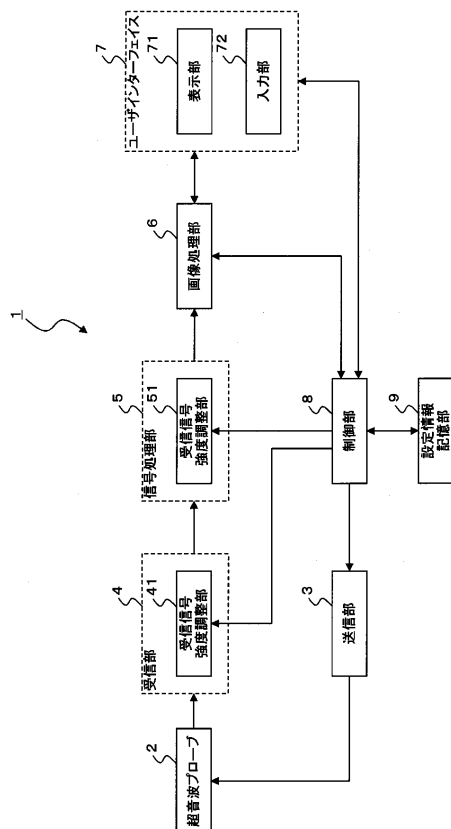
- 1、1A、1B 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送信部
- 4 受信部
- 5 信号処理部
- 6 画像処理部
- 7 ユーザーインターフェイス
- 8 制御部
- 9 設定情報記憶部
- 10 検出部

50

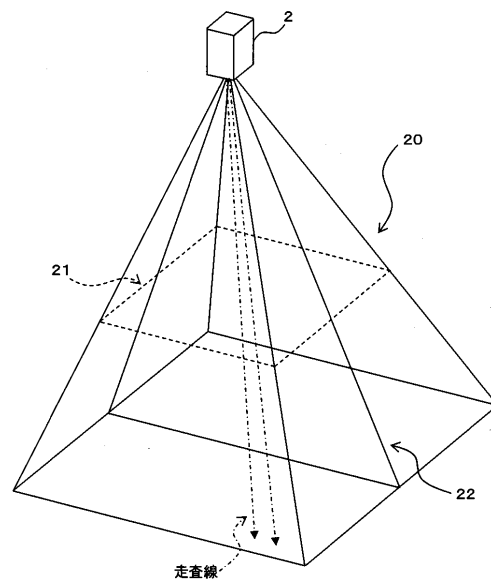
- 1 1 領域抽出部
- 1 2 平均輝度値算出部
- 1 3 ばらつき判定部
- 1 4 組分け部
- 1 5 重心位置算出部
- 3 1 送信信号強度調整部
- 3 2 アパーチャ設定部
- 4 1、5 1 受信信号強度調整部
- 7 1 表示部
- 7 2 入力部

10

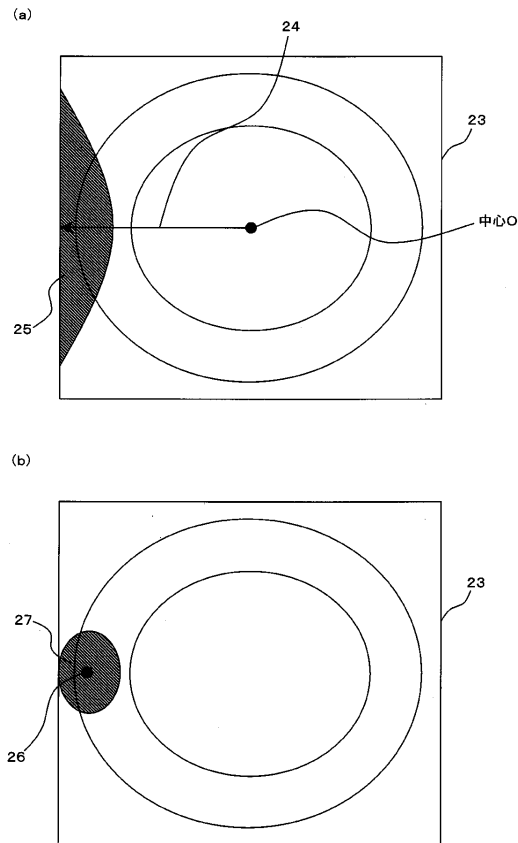
【図 1】



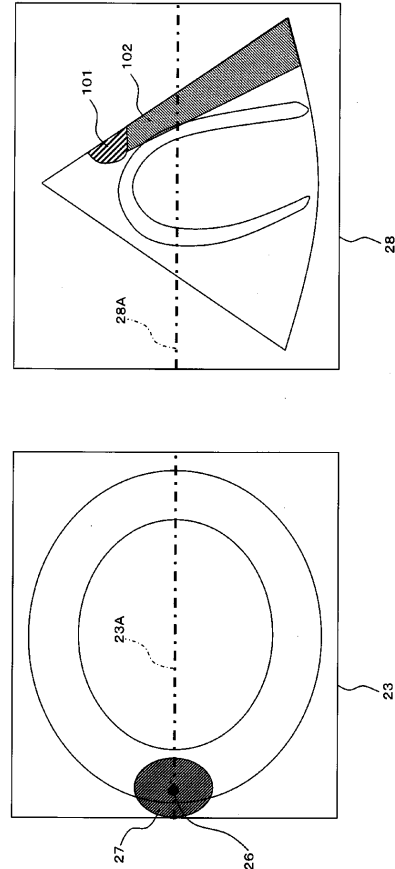
【図 2】



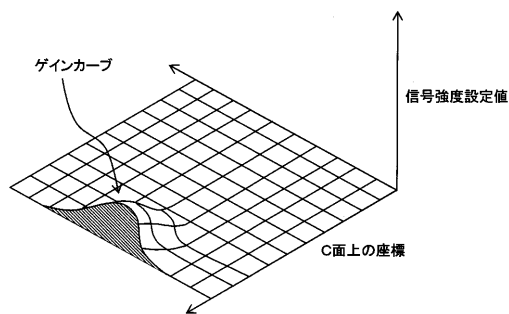
【図 3】



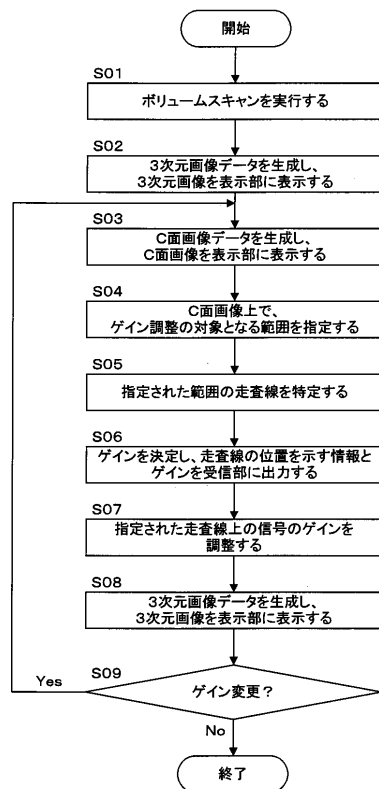
【図 4】



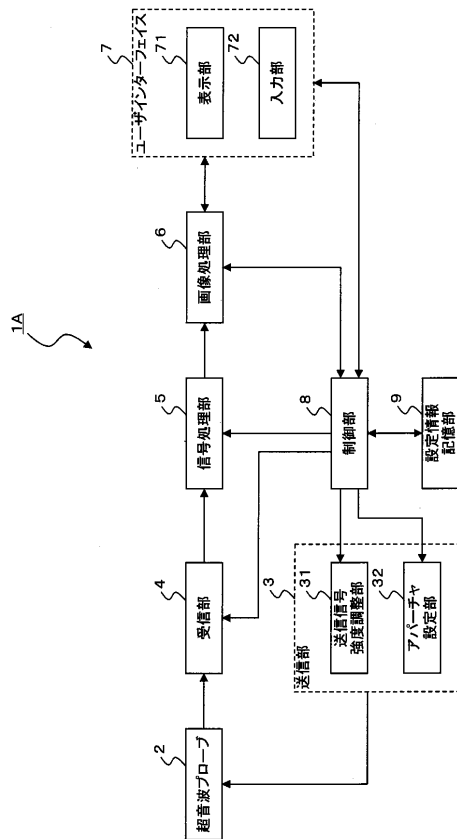
【図 5】



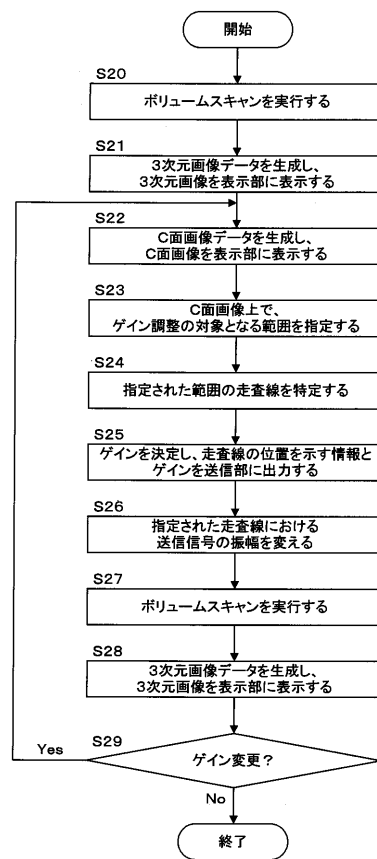
【図 6】



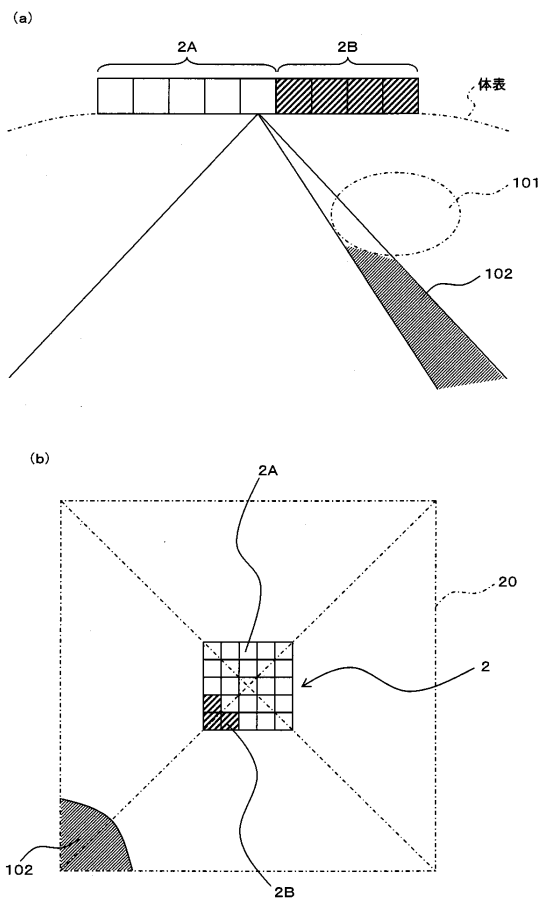
【図 7】



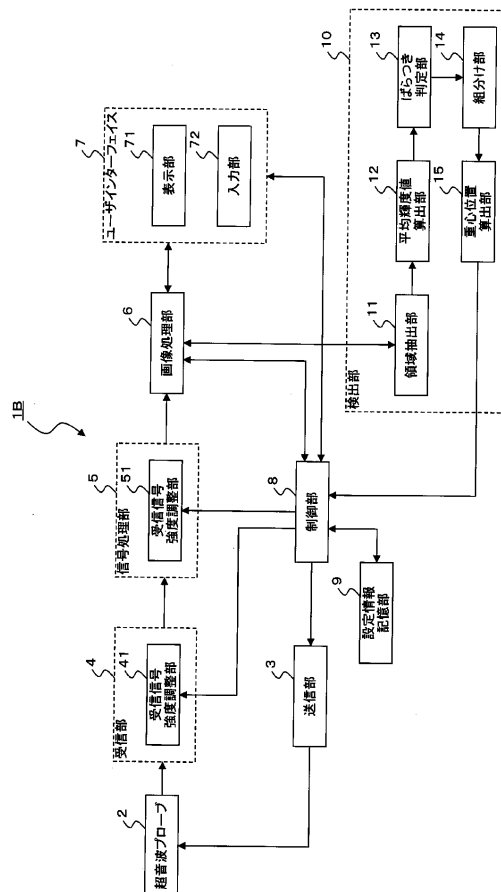
【図 8】



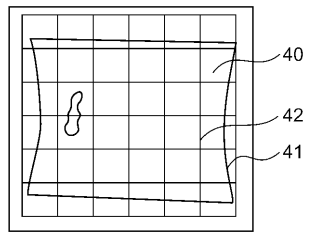
【図 9】



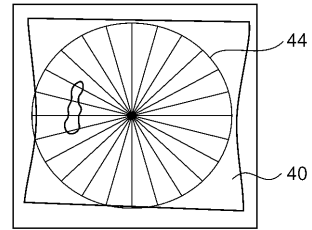
【図 10】



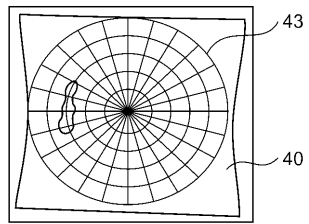
【図 1 1】



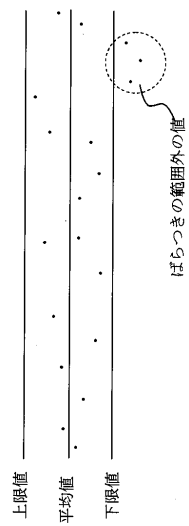
【図 1 3】



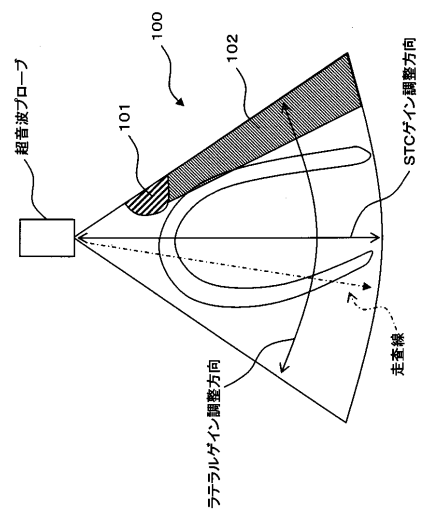
【図 1 2】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 国際公開第2005/050252(WO, A1)

特表2007-512870(JP, A)

特開2004-275223(JP, A)

特開2003-220058(JP, A)

特開2004-121835(JP, A)

特開2005-80869(JP, A)

特開2004-160232(JP, A)

特開2000-139914(JP, A)

特表2004-500915(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 ~ 8/15

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP4945273B2	公开(公告)日	2012-06-06
申请号	JP2007067960	申请日	2007-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	橋本新一 川岸哲也		
发明人	橋本 新一 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/483 G01S7/52019 G01S7/52033 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/HH05 4C601/HH15 4C601/HH22 4C601/HH31 4C601/JB14 4C601/JB15 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC04 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK22 4C601/LL38		
优先权	2006119567 2006-04-24 JP		
其他公开文献	JP2007313294A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在三维空间中轻松调节信号强度的超声诊断设备。解决方案：图像处理部分6基于通过超声波发送/接收获取的体积数据沿着与超声波振动器的阵列平面几乎平行的平面生成C平面图像数据，并在显示部分71上显示C平面图像。操作者在显示的C平面图像上指定要调节超声信号强度的区域。图像处理部分6指定通过指定区域的扫描线。接收信号强度调节部分41根据预设增益调节扫描线上的信号强度。结果，改变指定区域中的亮度并显示暗部分以使其变亮。Z

【 图 2 】

