

(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2012-85893

(P2012-85893A)

(43) 公開日 平成24年5月10日(2012.5.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-236191 (P2010-236191)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成22年10月21日 (2010.10.21)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	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
		(71) 出願人	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会
			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
		(72) 発明者	永井 岳年
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			医用システムエンジニアリング株式会社内
			最終頁に続く

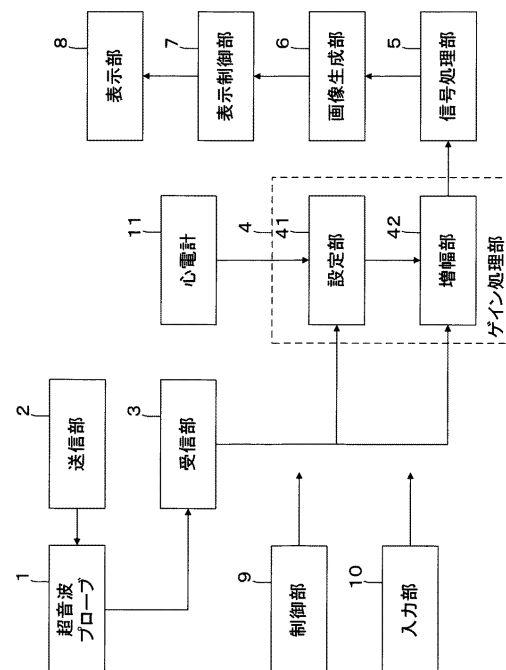
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】受信信号に対する増幅率をバランス良く設定することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】この実施形態に係る超音波診断装置は、送受信手段と、ゲイン処理手段と、画像生成手段とを有する。送受信手段は、被検体に超音波を送信し、走査方向に超音波を走査して受信信号を受信する。ゲイン処理手段は、走査方向に対称であり受信信号ごとに設定されたゲイン条件、又は、被検体の周期的な動きの周期の時間方向に対称であり受信信号ごとに設定されたゲイン条件に従って、受信信号を増幅する。画像生成手段は、増幅された受信信号に基づいて超音波画像データを生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送信し、走査方向に超音波を走査して受信信号を受信する送受信手段と、

前記走査方向に対称であり前記受信信号ごとに設定されたゲイン条件、又は、前記被検体の周期的な動きの周期の時間方向に対称であり前記受信信号ごとに設定されたゲイン条件に従って、前記受信信号を増幅するゲイン処理手段と、

前記増幅された前記受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成手段と、
を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記ゲイン処理手段は、関心領域の指定を受けて、前記関心領域を中心にして前記走査方向に対称に設定された前記ゲイン条件に従って前記受信信号を増幅する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送受信手段は、所定方向に 1 列に配置された複数の超音波振動子を前記所定方向に直交する揺動方向に揺動させながら前記超音波を送信し、

前記ゲイン処理手段は、関心領域の指定を受けて、前記揺動方向を前記走査方向として前記関心領域を中心にして前記揺動方向に対称に設定された前記ゲイン条件に従って前記受信信号を増幅する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記ゲイン処理手段は、前記被検体の ECG 信号を受けて前記 ECG 信号に基づいて心臓の収縮期を求め、前記収縮期の中心の時相を中心にして前記時間方向に対称に設定された前記ゲイン条件に従って前記受信信号を増幅する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記ゲイン処理手段は、前記超音波を送受信する深さ方向における前記受信信号間の差分、及び前記走査方向に離れた前記受信信号間の差分を求め、前記差分に基づいて前記受信信号ごとのゲイン条件を新たに求めて、前記新たなゲイン条件に従って前記受信信号を増幅する、

30

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明の実施形態は超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は超音波の送受信によって受信信号を取得し、その受信信号を増幅して超音波画像データを生成する。受信信号を増幅する方法には、例えば、体表からの深さに応じて増幅率（ゲイン）を変えて受信信号を増幅する方法（Time Gain Compensation: TGC）や、方位方向（ラテラル方向）の増幅率を変えて受信信号を増幅する方法がある。例えば深さ方向の増幅率を変更したり、方位方向の増幅率を変更したりすることにより、超音波画像の輝度を調整することが可能となっている。このようなゲイン処理においては、操作者が手動で TGC の増幅率と方位方向の増幅率とを設定していた。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2010 - 201110 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

以上のように操作者が手動で増幅率を設定するため、その設定に時間を要していた。例えば、深さ方向の増幅率と方位方向の増幅率とを設定する場合には増幅率の設定数が増えるため、その分、設定時間が長くなってしまふ。また、増幅率の設定数が増えるほど、操作者の作業が煩雑になる。例えば3次元領域を超音波で走査する超音波診断装置においては、ゲイン調整を行う範囲が3次元空間であるため、深さ方向及び方位方向に対して増幅率を設定すると設定時間がより長くなってしまい、また、操作者の作業がより煩雑になる。

【0005】

10

一方で、深さ方向の輝度調整を重視する場合には、方位方向の増幅率を変えずに深さ方向の増幅率を細かく設定することも考えられるが、方位方向の輝度調整が犠牲になってしまふ。また、方位方向の輝度調整を重視し、深さ方向の輝度調整を犠牲にする場合には、超音波画像の画質が劣化してしまう問題がある。

【0006】

この実施形態は、受信信号に対する増幅率をバランス良く設定することが可能な超音波診断装置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】**【0007】**

20

この実施形態に係る超音波診断装置は、送受信手段と、ゲイン処理手段と、画像生成手段とを有する。送受信手段は、被検体に超音波を送信し、走査方向に超音波を走査して受信信号を受信する。ゲイン処理手段は、走査方向に対称であり受信信号ごとに設定されたゲイン条件、又は、被検体の周期的な動きの周期の時間方向に対称であり受信信号ごとに設定されたゲイン条件に従って、受信信号を増幅する。画像生成手段は、増幅された受信信号に基づいて超音波画像データを生成する。

【図面の簡単な説明】**【0008】**

【図1】この実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】パターン情報のアドレスマップの一例を示す図である。

【図3】ゲインカーブの一例を示す図である。

30

【図4】方位方向に対するゲインパターンの設定例を示す図である。

【図5】揺動方向に対するゲインパターンの設定例を示す図である。

【図6】時間方向に対するゲインパターンの設定例を示す図である。

【図7】ゲインパターンの設定例を示す図である。

【図8】ゲインパターンの設定例を示す図である。

【図9】ゲインパターンの設定例を示す図である。

【図10】ゲインパターンの設定例を示す図である。

【図11】変形例に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図12】ゲインパターンを自動的に決定するため処理を説明するための図である。

【図13】この実施形態に係る超音波診断装置による効果を説明するための表である。

40

【発明を実施するための形態】**【0009】**

図1を参照して、この実施形態に係る超音波診断装置について説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、送信部2と、受信部3と、ゲイン処理部4と、信号処理部5と、画像生成部6と、表示制御部7と、表示部8と、制御部9と、入力部10とを有する。

【0010】

(超音波プローブ1)

超音波プローブ1には、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が2次元的に配置された2次元アレイプローブが

50

用いられる。または、走査方向に 1 列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する揺動方向に揺動させる機械式 1 次元アレイプローブを用いてもよい。超音波プローブ 1 は被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。

【 0 0 1 1 】

(送信部 2)

送信部 2 は、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォームした (送信ビームフォームした) 超音波を送信させる。

【 0 0 1 2 】

(受信部 3)

受信部 3 は、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信する。受信部 3 は超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相された (受信ビームフォームされた) デジタルのデータに変換する。受信部 3 は、例えば図示しないプリアンプ回路と、A / D 変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ 1 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。受信部 3 から出力される受信信号は、ゲイン処理部 4 に出力される。

10

20

【 0 0 1 3 】

なお、超音波プローブ 1 と送信部 2 と受信部 3 とによって、「送受信手段」の一例を構成する。

【 0 0 1 4 】

(心電計 1 1)

心電計 1 1 は被検体の心電波形を測定し、E C G 信号を超音波診断装置に出力する。心電計 1 1 は、この実施形態に係る超音波診断装置に含まれていてもよいし、超音波診断装置の外部に設置されていてもよい。

【 0 0 1 5 】

(ゲイン処理部 4)

ゲイン処理部 4 は、設定部 4 1 と増幅部 4 2 とを有する。ゲイン処理部 4 は、受信信号 (受信ビーム) ごとに設定されたゲイン条件に従って増幅率 (ゲイン) を変えて受信信号を増幅する。

30

【 0 0 1 6 】

(設定部 4 1)

設定部 4 1 は、受信信号 (受信ビーム) ごとにゲイン条件を設定する。この実施形態では、ゲイン処理のためのパターン情報を受信信号ごとに予め定義しておく。このパターン情報には、体表からの深さ方向 (超音波の送受信の方向) におけるサンプル数、超音波の送受信モード、フレーム数 (時間) 、及び方位方向 (アジマス方向とエレベーション方向) が含まれる。送受信モードとしては、例えば、通常の B モード、コントラストハーモニックモード、又はティッシュハーモニックモードなどの撮影モードが該当する。また、この実施形態では、パターン情報とゲイン条件とを対応付けたゲインテーブルを予め定義しておく。設定部 4 1 が図示しない記憶部を有してゲインテーブルを記憶していてもよいし、制御部 9 が図示しない記憶部を有してゲインテーブルを記憶しておき、設定部 4 1 はゲインテーブルを示す情報を制御部 9 から受けてもよい。体表からの深さ方向に対するゲイン (増幅率) の変化を表すカーブを、「ゲインカーブ」と称することとする。また、ゲインカーブにおいて傾き (スロープ) が一定となる箇所を、「インターバル」と称することとする。インターバルの数は、傾き (スロープ) の数に相当する。ゲイン条件には、デフォルトのゲインカーブに対するゲインの加算値又は減算値、ゲインの乗算値又は除算値、ゲインカーブのインターバル数、及び、各インターバルのスロープの値 (傾きの値) が含

40

50

まれる。すなわち、ゲインテーブルは、基準となるゲインカーブに対するゲインの加算値又は減算値、ゲインの乗算値又は除算値、インターバル数、及び各インターバルのスロープの値（傾きの値）を、パターン情報ごとに配列として有する。デフォルトのゲインカーブは予め決定されており、デフォルトのゲインカーブを示す情報は例えば設定部 4 1 に記憶されている。設定部 4 1 は、受信信号を受信部 3 から受けて、受信信号のパターン情報に対応するゲイン条件をゲインテーブルから特定し、ゲイン条件を示すゲイン情報を増幅部 4 2 に出力する。

【 0 0 1 7 】

図 2 に、パターン情報のアドレスマップのアルゴリズムの一例を示す。上位（U）から下位（L）の階層に向けて、送受信モード、時間方向（フレーム数）、方位方向（アジマス方向とエレベーション方向）、深さ方向の順番でそれぞれが定義されている。

10

【 0 0 1 8 】

図 3 に、ゲインカーブの一例を示す。図 3 のグラフにおいて、横軸が時間 t （体表からの深さ）を示し、縦軸が増幅率（ゲイン）を示す。ゲインカーブ 1 0 0 は、デフォルトのゲインカーブである。ゲインカーブ 1 0 0 は、3 つのインターバル（S 1、S 2、S 3）を有する。すなわち、インターバルの数が 3 つである。各インターバルにおけるスロープ（傾き）はそれぞれ異なる。ゲインカーブ 1 1 0 は、インターバルの数とスロープ（傾き）とがデフォルトのゲインカーブ 1 0 0 と共通で、ゲインカーブ 1 0 0 を基準にして増幅率（ゲイン）が減算されたカーブである。ゲインカーブ 1 2 0 は、インターバルの数とスロープ（傾き）とがデフォルトのゲインカーブ 1 0 0 と共通で、ゲインカーブ 1 0 0 を基準にして増幅率（ゲイン）が除算されたカーブである。ゲイン条件によってゲインカーブが定義される。従って、設定部 4 1 は、受信信号ごとにゲインカーブを設定することとなる。なお、各ゲインカーブにおいて、インターバル数と各インターバルのスロープとを共通にし、ゲインの加算又は減算、及び、ゲインの乗算又は除算のみを変えてもよい。

20

【 0 0 1 9 】

（増幅部 4 2）

増幅部 4 2 は、受信信号を受信部 3 から受けて、ゲイン情報が示すゲイン条件に従って受信信号を増幅する。増幅部 4 2 は、ゲイン処理後の受信信号を信号処理部 5 に出力する。

【 0 0 2 0 】

30

（信号処理部 5）

信号処理部 5 は B モード処理部を有する。B モード処理部は受信信号をゲイン処理部 4 から受けて、受信信号の振幅情報の映像化を行う。具体的には、B モード処理部は、受信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。また、信号処理部 5 は C F M（Color Flow Mapping）処理部を有していてもよい。C F M 処理部は血流情報の映像化を行う。血流情報には、速度、分布、又はパワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。また、信号処理部 5 はドブラ処理部を有していてもよい。ドブラ処理部は受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、F F T 処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。信号処理部 5 は、信号処理が施された受信信号（超音波ラスタデータ）を画像生成部 6 に出力する。

40

【 0 0 2 1 】

（画像生成部 6）

画像生成部 6 は、信号処理部 5 から出力された信号処理後の受信信号（超音波ラスタデータ）に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 6 は、例えば D S C（Digital Scan Converter：デジタルスキャンコンバータ）を有する。画像生成部 6 は、走査線の信号列で表される信号処理後の受信信号を、直交座標系で表される画像データに変換する（スキャンコンバージョン処理）。例えば、画像生成部 6 は、B モード処理部によって信号処理が施された受信信号にスキャンコンバージョン処理を施すことにより、被検体の組織の形態を表す B モード画像データを生成する。画像生成部 6 は

50

、超音波画像データを表示制御部 7 に出力する。

【 0 0 2 2 】

(表示制御部 7)

表示制御部 7 は、超音波画像データを画像生成部 6 から受けて、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 8 に表示させる。

【 0 0 2 3 】

(表示部 8)

表示部 8 は、C R T や液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。表示部 8 は、超音波画像を表示する。

【 0 0 2 4 】

(制御部 9)

制御部 9 は、超音波診断装置の各部の動作を制御する。例えば、制御部 9 は、送信部 2 及び受信部 3 による超音波の送受信を制御する。

【 0 0 2 5 】

(ゲイン条件の設定例)

次に、ゲイン条件の設定例について説明する。この実施形態では、設定部 4 1 は、ゲイン条件が方位方向（走査方向）に対称となるゲインパターンを設定する。または、設定部 4 1 は、ゲイン条件が、被検体の周期的な動きの周期の時間方向に対称となるゲインパターンを設定する。例えば心臓の動きが、被検体の周期的な動きの一例に該当する。増幅部 4 2 は、設定部 4 1 によって設定されたゲインパターンに従って受信信号を増幅する。

【 0 0 2 6 】

(ゲイン条件の設定例 1)

次に、ゲイン条件の設定例 1 について説明する。図 4 を参照して、方位方向（ラテラル方向）の輝度調整を重視する場合のゲイン条件の設定例について説明する。すなわち、方位方向の増幅率を細かく設定する場合について説明する。超音波を走査方向（方位方向）に走査することにより、2 次元の断面を超音波で走査して 2 次元の断層像データを生成する場合について説明する。例えば表示制御部 7 が断層像を表示部 8 に表示させる。操作者は入力部 1 0 を用いて、断層像上において関心領域を指定する。関心領域の位置を示す座標情報が、入力部 1 0 から設定部 4 1 に出力される。設定部 4 1 は関心領域の座標情報を受けて、関心領域を中心にしてゲイン条件が方位方向に対称となるゲインパターン 2 0 0 を設定する。すなわち、指定された関心領域を中心にしてゲイン条件が方位方向に対称となるように、パターン情報とゲイン条件とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。設定部 4 1 は、そのゲインテーブルに従ったゲインパターン 2 0 0 を設定する。図 4 に示すゲインパターン 2 0 0 は、関心領域を中心にしてゲイン条件が方位方向に対称となっている。例えば、関心領域に含まれる受信信号にはゲイン条件 A が割り当てられており、方位方向にゲイン条件が対称となるように、各受信信号にゲイン条件 B、ゲイン条件 C、及びゲイン条件 D が割り当てられている。設定部 4 1 は、ゲインパターン 2 0 0 に従って、関心領域に含まれる受信信号にはゲイン条件 A を割り当て、方位方向にゲイン条件が対称となるように、各受信信号にゲイン条件 B、ゲイン条件 C、ゲイン条件 D を割り当てる。

【 0 0 2 7 】

増幅部 4 2 は、ゲインパターン 2 0 0 に従って受信信号を増幅する。すなわち、増幅部 4 2 は、関心領域に含まれる受信信号をゲイン条件 A に従って増幅し、方位方向に対称となるゲイン条件 B、C、D に従って各受信信号を増幅する。

【 0 0 2 8 】

以上のように、関心領域を中心にして方位方向に対称となるようにゲイン条件を設定することにより、超音波画像の画質をある程度のレベルに維持しつつ、すべての受信信号に異なるゲイン条件を割り当てる場合と比べて、ゲイン条件の設定数を半分に減らすことが可能となる。そのことにより、ゲイン条件の設定時間を削減することができる。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

(ゲイン条件の設定例 2)

次に、ゲイン条件の設定例 2 について説明する。図 5 を参照して、揺動方向の輝度調整を重視する場合のゲイン条件の設定例について説明する。すなわち、揺動方向の増幅率を細かく設定する場合について説明する。機械式 1 次元アレイプローブを用いて、走査方向に 1 列に配置された複数の超音波振動子を揺動方向に揺動させることにより、3 次元領域を超音波で走査してボリュームデータを生成する場合について説明する。設定部 4 1 は関心領域の座標情報を入力部 1 0 から受けて、関心領域を中心にしてゲイン条件が揺動方向に対称となるゲインパターン 2 1 0 を設定する。すなわち、指定された関心領域を中心にしてゲイン条件が揺動方向に対称となるように、パターン情報とゲイン条件とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。設定部 4 1 は、そのゲインテーブルに従ったゲインパターン 2 1 0 を設定する。図 5 に示すゲインパターン 2 1 0 は、関心領域を中心にしてゲイン条件が揺動方向に対称となっている。一例として、同じフレームの受信信号には同じゲイン条件を割り当てて、フレームごとにゲイン条件を変える。例えば、関心領域に含まれるフレームの受信信号にはゲイン条件 A が割り当てられており、揺動方向にゲイン条件が対称となるように各フレームの受信信号にゲイン条件 B、ゲイン条件 C、及びゲイン条件 D が割り当てられている。設定部 4 1 は、ゲインパターン 2 1 0 に従って、関心領域に含まれるフレームの受信信号にはゲイン条件 A を割り当て、揺動方向にゲイン条件が対称となるように、各フレームの受信信号にゲイン条件 B、ゲイン条件 C、ゲイン条件 D を割り当てる。

10

20

【0030】

増幅部 4 2 は、ゲインパターン 2 1 0 に従って受信信号を増幅する。すなわち、増幅部 4 2 は、関心領域に含まれるフレームの受信信号をゲイン条件 A に従って増幅し、揺動方向に対称となるゲイン条件 B、C、D に従って各フレームの受信信号を増幅する。

【0031】

以上のように、関心領域を中心にして揺動方向に対称となるようにゲイン条件を設定することにより、超音波画像の画質をある程度のレベルに維持しつつ、すべてのフレームに異なるゲイン条件を割り当てる場合と比べて、ゲイン条件の設定数を半分に減らすことが可能となる。そのことにより、ゲイン条件の設定時間を削減することが可能となる。

【0032】

(ゲイン条件の設定例 3)

次に、ゲイン条件の設定例 3 について説明する。図 6 を参照して、時間方向の輝度調整を重視する場合のゲイン条件の設定例について説明する。すなわち、時間方向の増幅率を細かく設定する場合について説明する。設定部 4 1 は、心電計 1 1 から ECG 信号を受けて、その ECG 信号に基づいてゲインパターンを設定する。心臓の収縮期では部位の移動速度が比較的速く、心臓の拡張期では部位の移動速度が比較的遅いことが知られている。この実施形態では、収縮期ではゲイン条件が時間方向に対称となるゲインパターン 2 2 0 を設定し、拡張期ではゲイン条件を一定のゲイン条件とする。例えば、ECG 信号の R 波が検出された時相から所定時間後までの期間を収縮期と定義する。一例として、設定部 4 1 が ECG 信号から R 波を検出して収縮期を求め、収縮期の中心の時相を求める。設定部 4 1 は ECG 信号を心電計 1 1 から受けて、収縮期に得られる受信信号に対しては、収縮期の中心の時相を中心にしてゲイン条件が時間方向に対称となるゲインパターン 2 2 1 を設定する。また、設定部 4 1 は、拡張期に得られる受信信号に対しては、一定のゲイン条件 C を有するゲインパターン 2 2 2 を設定する。すなわち、収縮期においては収縮期の中心の時相を中心にしてゲイン条件が時間方向に対称となるように、パターン情報とゲイン条件とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。また、拡張期においては同じゲイン条件とパターン情報とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。設定部 4 1 は、そのゲインテーブルに従ったゲインパターンを設定する。図 6 に示すゲインパターン 2 2 1 は、収縮期の中心の時相を中心にしてゲイン条件が時間方向に対称となっている。一例として、同じフレームの受信信号には同じゲイン条件を割り当てて、フレームごとにゲイン条件を変える。また、3 次元領域を走査してボリュームデータを生成する場合には

30

40

50

、同じボリュームの受信信号には同じゲイン条件を割り当てて、ボリュームごとにゲイン条件を変えてもよい。例えば、収縮期の中心の時相に取得されるフレーム又はボリュームの受信信号にはゲイン条件 A が割り当てられており、時間方向にゲイン条件が対称となるように各フレーム又は各ボリュームの受信信号にゲイン条件 B が割り当てられている。設定部 4 1 は、ゲインパターン 2 2 1 に従って、収縮期の中心の時相に取得される各フレーム又は各ボリュームの受信信号にはゲイン条件 A を割り当て、時間方向にゲイン条件が対称となるように、各フレーム又は各ボリュームの受信信号にゲイン条件 B を割り当てる。また、設定部 4 1 は、ゲインパターン 2 2 2 に従って、拡張期に取得される受信信号にはゲイン条件 C を割り当てる。

【 0 0 3 3 】

増幅部 4 2 は、ゲインパターン 2 2 1、2 2 2 に従って受信信号を増幅する。すなわち、増幅部 4 2 は、収縮期においては、収縮期の中心の時相に取得される各フレーム又は各ボリュームの受信信号をゲイン条件 A に従って増幅し、時間方向に対称となるゲイン条件 B に従って各フレーム又は各ボリュームの受信信号を増幅する。また、増幅部 4 2 は、拡張期においては、一定のゲイン条件 C に従って各フレーム又は各ボリュームの受信信号を増幅する。

【 0 0 3 4 】

以上のように、収縮期の中心の時相を中心にして時間方向に対称となるようにゲイン条件を設定することにより、超音波画像の画質をある程度のレベルに維持しつつ、ゲイン条件の設定数を減らすことができる。そのことにより、ゲイン条件の設定時間を削減することが可能となる。

【 0 0 3 5 】

なお、上記の設定例 1 ~ 3 を組み合わせた処理を行ってもよい。すなわち、設定部 4 1 は、ゲイン条件が方位方向と揺動方向とにそれぞれ対称となるゲインパターンを設定してもよいし、ゲイン条件が方位方向と揺動方向と時間方向とにそれぞれ対称となるゲインパターンを設定してもよい。

【 0 0 3 6 】

(ゲイン条件の設定例 4 ~ 7)

次に、ゲイン設定の総数を一定にした場合に、深さ方向の増幅率と方位方向の増幅率とをバランス良く設定する場合のゲイン条件の設定例について説明する。以下に説明する設定例 4 ~ 6 では、ゲイン設定の総数をいずれも 9 6 個とし、設定例 7 では、ゲイン設定の総数を 3 2 個とした。また、設定例 4 ~ 7 では、2 次元アレイプローブを用いて 3 次元領域を超音波で走査してボリュームデータを生成する場合について説明する。すなわち、アジマス方向とエレベーション方向とに超音波を走査する。

【 0 0 3 7 】

(ゲイン条件の設定例 4)

ゲイン条件の設定例 4 について説明する。図 7 を参照して、深さ方向の輝度調整を重視する場合のゲイン条件の設定例について説明する。図 7 に示すゲインパターン 2 3 0 は、深さ方向 (時間 t 方向) に対するゲインカーブのインターバル数 (スロープの数) が 9 6 個に設定されたゲインパターンである。一例として、すべての受信信号に対して同じゲインパターン 2 3 0 に従ったゲイン処理を行う。すなわち、すべての受信信号のパターン情報とゲインパターン 2 3 0 を示すゲイン条件とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。設定部 4 1 は、ゲインパターン 2 3 0 に従って、各受信信号に同じゲイン条件を割り当てる。

【 0 0 3 8 】

増幅部 4 2 は、ゲインパターン 2 3 0 に従って受信信号を増幅する。すなわち、増幅部 4 2 は、インターバル数 (スロープの数) が 9 6 個の同じゲインカーブに従って受信信号を増幅する。なお、インターバル数は 9 6 個に限らず、任意の数であってもよい。

【 0 0 3 9 】

以上のように、ゲインカーブのインターバル数を 9 6 個とし、方位方向 (アジマス方向

10

20

30

40

50

及びエレベーション方向)にはゲイン条件を変えないことで、ゲイン設定の総数は96個となる。

【0040】

(ゲイン条件の設定例5)

次に、ゲイン条件の設定例5について説明する。図8を参照して、方位方向の輝度調整を重視する場合のゲイン条件の設定例について説明する。図8に示すゲインパターン240は、方位方向の中心(アジマス方向及びエレベーション方向の中心)を基準にして、12個のゲイン条件(A~L)が方位方向に対称となっている。すなわち、方位方向の中心を基準にして12個のゲイン条件(A~L)が方位方向に対称となるように、パターン情報とゲイン条件(A~L)とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。また、各ゲイン条件(A~L)のゲインカーブのインターバル数(スロープ数)を8個とする。設定部41は、ゲインパターン240に従って、各受信信号に対してそれぞれ対応するゲイン条件を割り当てる。

10

【0041】

増幅部42は、ゲインパターン240に従って受信信号を増幅する。すなわち、増幅部42は、方位方向に対称となる12個のゲイン条件(A~L)に従って各受信信号を増幅する。

【0042】

以上のように、ゲインカーブのインターバル数を8個とし、方位方向(アジマス方向及びエレベーション方向)には12種類のゲイン条件(A~L)を設定することにより、ゲイン設定の総数は96個(8×12)となる。

20

【0043】

(ゲイン条件の設定例6)

次に、ゲイン条件の設定例6について説明する。図9を参照して、深さ方向の増幅率と方位方向の増幅率とをバランス良く設定する場合について説明する。図9に示すゲインパターン250は、方位方向の中心(アジマス方向及びエレベーション方向の中心)を基準にして、6個のゲイン条件(A~F)が方位方向に対称となっている。すなわち、方位方向の中心を基準にして6個のゲイン条件(A~F)が方位方向に対称となるように、パターン情報とゲイン条件(A~F)とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。また、各ゲイン条件(A~F)のゲインカーブのインターバル数を16個とする。設定部41は、ゲインパターン250に従って、各受信信号に対してそれぞれ対応するゲイン条件を割り当てる。

30

【0044】

増幅部42は、ゲインパターン250に従って受信信号を増幅する。すなわち、増幅部42は、方位方向に対称となる6個のゲイン条件(A~F)に従って各受信信号を増幅する。

【0045】

以上のように、ゲインカーブのインターバル数を16個とし、方位方向(アジマス方向及びエレベーション方向)には6種類のゲイン条件(A~F)を設定することにより、ゲイン設定の総数は96個(16×6)となる。

40

【0046】

上述した設定例4~6においては、ゲイン設定の総数はいずれも96個である。そして、深さ方向の輝度調整を重視する場合には、設定例4のゲインパターン230に従って受信信号を増幅すればよい。また、方位方向の輝度調整を重視する場合には、設定例5のゲインパターン240に従って受信信号を増幅すればよい。また、深さ方向の増幅率と方位方向の増幅率とのバランスを重視する場合には、設定例6のゲインパターン250に従って受信信号を増幅すればよい。例えば操作者が入力部10を用いて、撮影の状況に応じて所望のゲインパターンを指定するようにしてもよい。

【0047】

(ゲイン条件の設定例7)

50

次に、ゲイン条件の設定例 7 について説明する。図 10 を参照して、設定時間を重視する場合の設定例について説明する。図 10 に示すゲインパターン 260 は、方位方向の中心（アジマス方向及びエレベーション方向の中心）を基準にして、4 個のゲイン条件（A～D）が方位方向に対称となっている。すなわち、方位方向の中心を基準にして 4 個のゲイン条件（A～D）が方位方向に対称となるように、パターン情報とゲイン条件（A～D）とが対応付けられたゲインテーブルを定義しておく。また、各ゲイン条件（A～D）のゲインカーブのインターバル数を 8 個とする。設定部 41 は、ゲインパターン 260 に従って、各受信信号に対してそれぞれ対応するゲイン条件を割り当てる。

【0048】

増幅部 42 は、ゲインパターン 260 に従って受信信号を増幅する。すなわち、増幅部 42 は、方位方向に対称となる 4 個のゲイン条件（A～D）に従って各受信信号を増幅する。

10

【0049】

以上のように、ゲインカーブのインターバル数を 8 個とし、方位方向（アジマス方向及びエレベーション方向）には 4 種類のゲイン条件（A～D）を設定することにより、ゲイン設定数の総数は 32 個（ 8×4 ）となる。

【0050】

設定例 7 のようにゲイン設定の総数を減らすことにより、ゲイン条件の設定時間を短縮させることが可能となる。

【0051】

20

上述した設定例 4～7 のように、撮影の状況に応じてゲイン条件を設定できるようにしておくことにより、ゲイン条件の設定の自由度を増やすことが可能となる。また、設定例 5～7 のように、方位方向に対称となるようにゲイン条件を設定することにより、超音波画像の画質をある程度のレベルに維持しつつ、ゲイン条件の設定数を減らすことが可能となる。

【0052】

（変形例）

図 11 及び図 12 を参照して、この実施形態に係る超音波診断装置の変形例について説明する。変形例に係る超音波診断装置は、受信信号に基づいてゲインパターンを自動的に決定する。例えば、実際の撮影を行う前段階において、被検体に超音波を送信して得られる受信信号、又は超音波を送信せずに超音波プローブ 1 が受信するノイズに基づいて、ゲインパターンを自動的に決定する。そして、自動的に決定されたゲインパターンを用いてゲイン処理を行う。変形例に係る超音波診断装置は、ゲイン処理部 4 の代わりにゲイン処理部 4A を有する。ゲイン処理部 4A は、設定部 41 と増幅部 42 と演算部 43 とを有する。

30

【0053】

設定部 41 は、上述した実施形態のように、関心領域を中心にしてゲイン条件が方位方向に対称となるゲインパターンを設定する。一例として図 12 に示すように、設定部 41 は、上述した設定例 1 のように、関心領域を中心にしてゲイン条件が方位方向に対称となるゲインパターン 200 を設定する。増幅部 42 は、設定部 41 によって設定されたゲインパターン 200 に従って各受信信号を増幅し、ゲイン処理後の受信信号を信号処理部 5 に出力する。信号処理部 5 は、信号処理が施された受信信号を演算部 43 に出力する。

40

【0054】

（演算部 43）

演算部 43 は、受信信号を信号処理部 5 から受けて、対称中心のゲイン条件 A でゲイン処理された受信信号 A について、深さ方向に互いに隣り合うサンプリング点のデータの差分を求め、その差分の自乗の和を求める。すなわち、演算部 43 は、第 1 の自乗誤差和 $\Sigma (A_i - A_{i+1})^2$ （「第 1 の自乗誤差和 A」と称する場合がある）を求める。 $i = 1, 2, 3, \dots$ である。または、演算部 43 は、第 1 の差分絶対値和 $\Sigma (abs(A_i - A_{i+1}))$ （「第 1 の差分誤差和 A」と称する場合がある）を求めてもよい。また、

50

演算部 4 3 は、対称中心の受信信号 A と方位方向に離れた受信信号 (B、C、D、・・・) との差分を求め、その差分の自乗誤差和又は差分絶対値和を求める。例えば、演算部 4 3 は、対称中心 A の受信信号 A と方位方向に隣の受信信号 B との間で、サンプリング点のデータの差分を求める。具体的には、演算部 4 3 は、データ A 1 とデータ B 1 との差分、データ A 3 とデータ B 3 との差分、データ A 5 とデータ B 5 との差分、・・・を求め、それら差分の第 2 の自乗誤差和 B 又は第 2 の差分絶対値和 B を求める。同様に、演算部 4 3 は、対称中心 A の受信信号 A と方位方向に離れた受信信号 C との間で、サンプリング点のデータの差分を求める。具体的には、演算部 4 3 は、データ A 1 とデータ C 1 との差分、データ A 3 とデータ C 3 との差分、データ A 5 とデータ C 5 との差分、・・・を求め、それら差分の第 2 の自乗誤差和 C 又は第 2 の差分絶対値和 C を求める。同様に、演算部 4 3 は、対称中心 A の受信信号 A と方位方向に離れた受信信号 D との間で、サンプリング点のデータの差分を求める。具体的には、演算部 4 3 は、データ A 1 とデータ D 1 との差分、データ A 3 とデータ D 3 との差分、データ A 5 とデータ D 5 との差分、・・・を求め、それら差分の第 2 の自乗誤差和 D 又は第 2 の差分絶対値和 D を求める。演算部 4 3 は、第 1 の自乗誤差和 A 及び第 2 の自乗誤差和 (B、C、D、・・・) を設定部 4 1 に出力する。または、演算部 4 3 は、第 1 の差分絶対値和 A 及び第 2 の差分絶対値和 (B、C、D、・・・) を設定部 4 1 に出力してもよい。

10

【 0 0 5 5 】

設定部 4 1 は、演算部 4 3 によって求められた差分に応じてゲインパターンを設定する。設定部 4 1 は、差分が大きくなる方向 (深さ方向及び方位方向) ほど、ゲイン条件を細かく設定する。例えば、設定部 4 1 は、第 1 の自乗誤差和 A 又は第 1 の差分絶対値和 A が大きくなるほど、深さ方向の増幅率を示すゲインカーブのインターバル数 (スロープ数) を多くする。また、設定部 4 1 は、第 2 の自乗誤差和 (B、C、D、・・・) 又は第 2 の差分絶対値和 (B、C、D、・・・) が大きくなるほど、その方位方向におけるゲイン条件を細かく設定する。このように、設定部 4 1 は、演算部 4 3 によって求められた自乗誤差和又は差分絶対値和の大きさに応じて、ゲインパターンにおけるゲイン条件の数を変える。また、設定部 4 1 は、演算部 4 3 により求められた方位方向の各ゲインパターンの類似性から、一部方位方向の設定を同じ設定に集約し、設定数をさらに減らすことも可能である。

20

【 0 0 5 6 】

また、設定部 4 1 は、演算部 4 3 によって求められた差分が予め設定された閾値以上となる方向 (深さ方向及び方位方向) のゲイン条件をより細かく設定するようにしてもよい。例えば、設定部 4 1 は、第 1 の自乗誤差和 A 又は第 1 の差分絶対値和 A が予め設定された閾値以上となる場合には、深さ方向のゲインカーブのインターバル数 (スロープ数) を予め設定された第 1 の設定数に設定する。一方、設定部 4 1 は、第 1 の自乗誤差和 A 又は第 1 の差分絶対値和 A が閾値未満となる場合には、深さ方向のゲインカーブのインターバル数 (スロープ数) を第 1 の設定数よりも少ない第 2 の設定数に設定する。このように、設定部 4 1 は、第 1 の自乗誤差和 A 又は第 1 の差分絶対値和 A が閾値以上となる場合には、インターバル数 (スロープ数) をより多く設定する。また、設定部 4 1 は、第 2 の自乗誤差和 (B、C、D、・・・) 又は第 2 の差分絶対値和 (B、C、D、・・・) が予め設定された閾値以上となる場合には、閾値以上となる方位方向のゲイン条件をより細かく設定する。すなわち、設定部 4 1 は、第 2 の自乗誤差和 (B、C、D、・・・) 又は第 2 の差分絶対値和 (B、C、D、・・・) が閾値以上となる場合には、閾値以上となる方位方向のゲイン条件を予め設定された第 3 の設定数に設定する。また、設定部 4 1 は、第 2 の自乗誤差和 (B、C、D、・・・) 又は第 2 の差分絶対値和 (B、C、D、・・・) が閾値未満となる場合には、閾値未満となる方位方向のゲイン条件を第 3 の設定数よりも少ない第 4 の設定数に設定する。また、設定部 4 1 は、演算部 4 3 により求められた方位方向の各ゲインパターンの類似性から、一部方位方向の設定を同じ設定に集約し、設定数をさらに減らすことも可能である。

30

40

【 0 0 5 7 】

50

そして、増幅部 4 2 は、設定部 4 1 によって設定されたゲインパターンに従って各受信信号を増幅する。

【0058】

自乗誤差和又は差分絶対値和が大きいということは、各位置のデータの差（輝度値の差）が大きいことを意味する。そのため、自乗誤差和又は差分絶対値和が大きくなる深さ方向又は方位方向においては、ゲイン条件をより細かく設定することにより、各位置の受信信号に適した輝度調整を行うことが可能となる。

【0059】

（定性的な評価）

次に、図 1 3 の表を参照して、深さ方向の輝度調整、方位方向の輝度調整、時間方向の輝度調整、及び設定時間の定性的な関係について説明する。例えば従来 1 のように、深さ方向の輝度調整を重視してゲイン条件を細かく設定し、方位方向のゲイン条件と時間方向のゲイン条件とを粗く設定した場合には、ゲインの設定時間は短くなる。しかしながら、深さ方向の輝度調整だけを重視しているため、方位方向における画質が劣化する。また、従来 2 のように、深さ方向の輝度調整と方位方向の輝度調整とを重視する場合には、深さ方向のゲイン条件と方位方向のゲイン条件とをそれぞれ細かく設定することになるため、設定時間が最も長くなってしまふ。また、従来 3 のように、方位方向の輝度調整を最も重視し、深さ方向の輝度調整も重視する場合には、方位方向のゲイン条件と深さ方向のゲイン条件とをそれぞれ細かく設定することになるため、設定時間が長くなってしまふ。これに対して実施例 1 のように、深さ方向のゲイン条件と方位方向のゲイン条件とをバランス良く設定すると、設定時間が短くなる。すなわち、超音波画像の画質を一定以上に保ちつつ、ゲインの設定時間を短縮することが可能となる。また、実施例 2 のように、深さ方向のゲイン条件、方位方向のゲイン条件、及び時間方向のゲイン条件のバランスを良く設定すると、設定時間も比較的短くなる。すなわち、超音波画像の画質を一定以上に保ちつつ、ゲインの設定時間を短縮することが可能となる。

【0060】

この発明の実施形態を説明したが、上記の実施形態は例として提示したものであり、発明の範囲を限定することを意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0061】

- 1 超音波プローブ
- 2 送信部
- 3 受信部
- 4 ゲイン処理部
- 5 信号処理部
- 6 画像生成部
- 7 表示制御部
- 8 表示部
- 9 制御部
- 10 入力部
- 11 心電計
- 41 設定部
- 42 増幅部
- 43 演算部

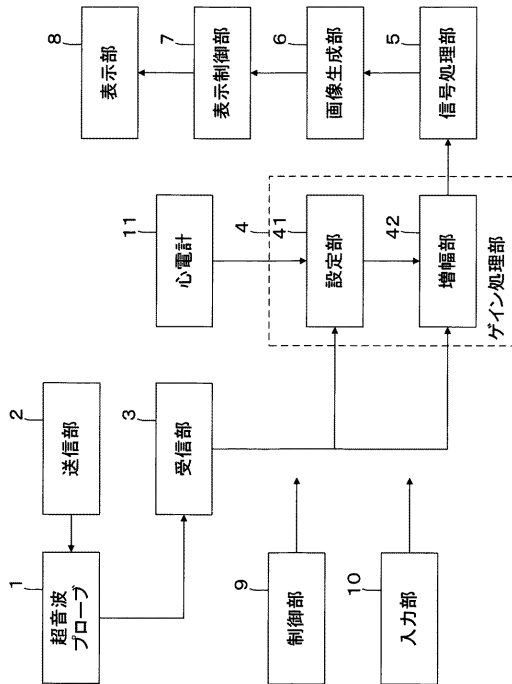
10

20

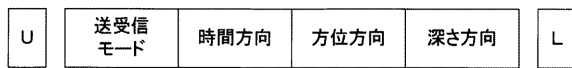
30

40

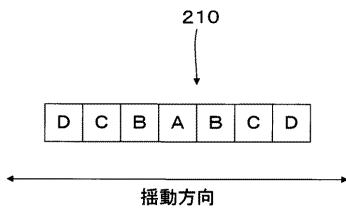
【図 1】



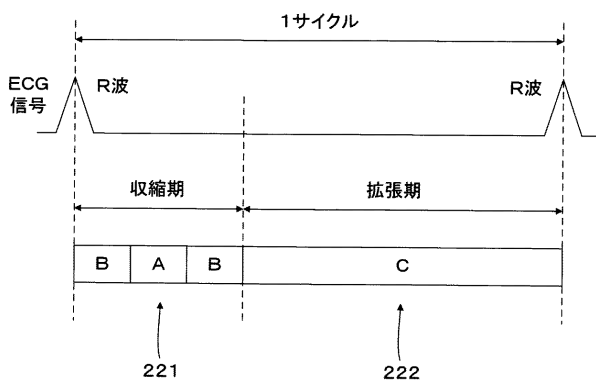
【図 2】



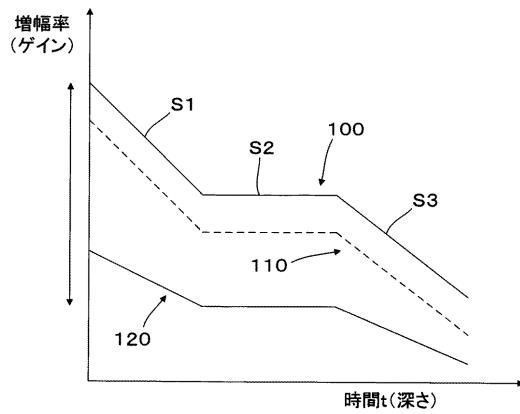
【図 5】



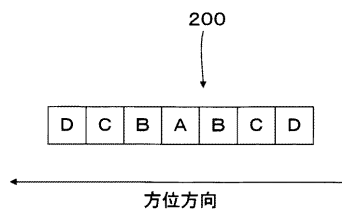
【図 6】



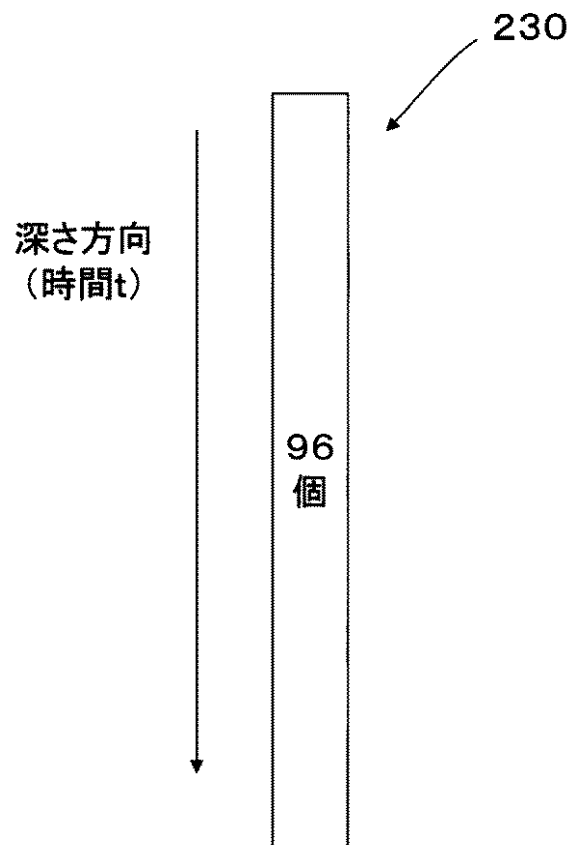
【図 3】



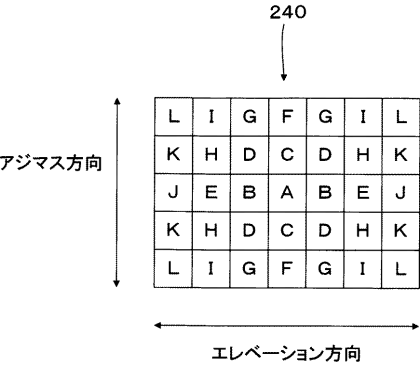
【図 4】



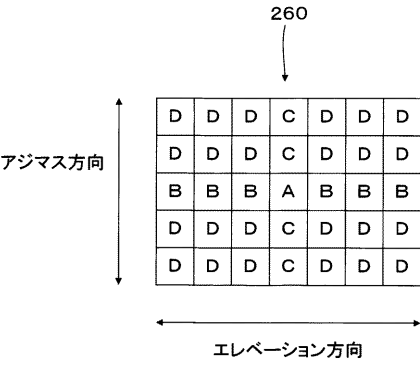
【図 7】



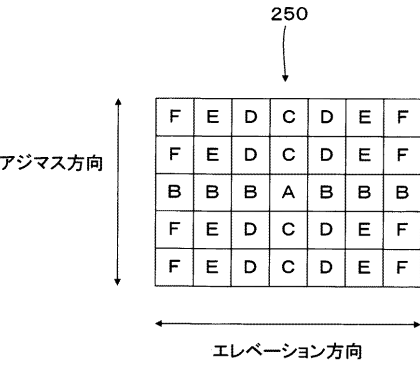
【 図 8 】



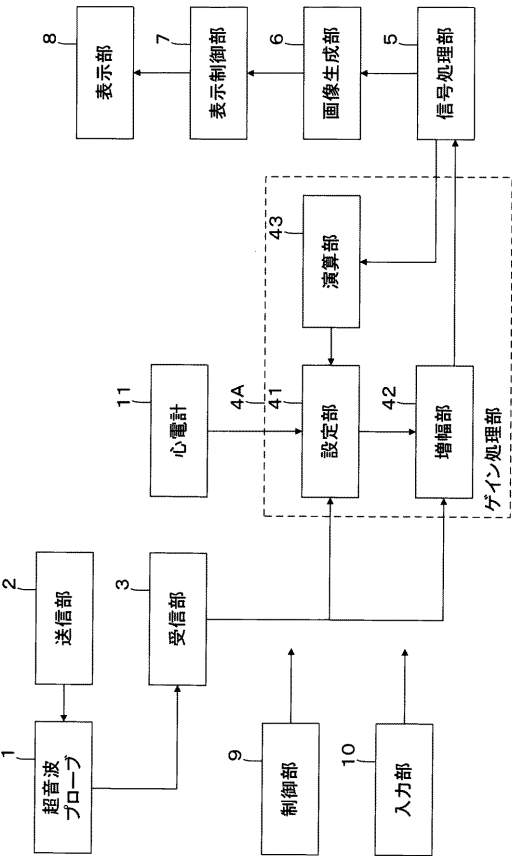
【 図 1 0 】



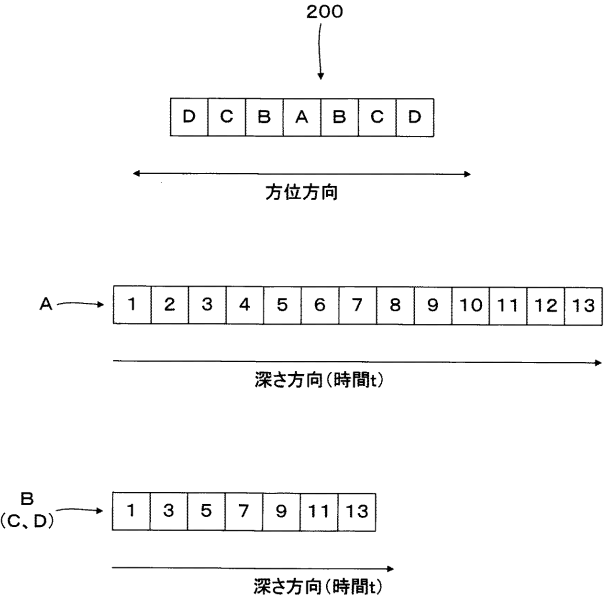
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【図 13】

	深さ方向 輝度調整	方位方向 輝度調整	時間方向 輝度調整	設定時間
従来1	◎	▲	▲	◎
従来2	◎	◎	▲	▲
従来3	○	◎	▲	△
実施例1	○	○	▲	◎
実施例2	○	○	○	○

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE11 FF08 JB13 JB15 JB45 JB47

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012085893A	公开(公告)日	2012-05-10
申请号	JP2010236191	申请日	2010-10-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	永井岳年		
发明人	永井 岳年		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB13 4C601/JB15 4C601/JB45 4C601/JB47		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够以均衡的方式设定接收信号的放大率。根据本实施例的超声诊断设备包括发送/接收单元，增益处理单元和图像生成单元。发送/接收单元向对象发送超声波，在扫描方向上扫描超声波，并接收接收信号。增益处理装置在扫描方向上是对称的，并且针对每个接收信号而设置，或者根据对于被摄体的周期性运动的周期的时间方向对称并且针对每个接收信号而设置的增益条件，放大接收信号。图像生成装置基于放大后的接收信号生成超声波图像数据。[选型图]图1

