

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2005/060832

発行日 平成19年12月13日 (2007.12.13)

(43) 国際公開日 平成17年7月7日 (2005.7.7)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)			
出願番号	特願2005-516451 (P2005-516451)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2004/018260	(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
(22) 国際出願日	平成16年12月8日 (2004.12.8)	(72) 発明者	押木 光博 日本国東京都練馬区旭丘1-68-8-3 O1
(31) 優先権主張番号	特願2003-422297 (P2003-422297)	(72) 発明者	佐々木 明 日本国千葉県市川市欠真間2-16-4
(32) 優先日	平成15年12月19日 (2003.12.19)	(72) 発明者	岸本 眞治 日本国茨城県水海道市坂手町5510-1 O
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	4C601 EE04 JB51
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波イメージング方法

(57) 【要約】

超音波診断装置1は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子10と、超音波探触子に駆動信号を供給する送信回路12と、超音波探触子10から出力される受信信号を処理する受信回路16と、A/D変換部18と、信号処理部22と、信号処理部22から出力される受信信号に基づいた超音波像が表示される表示部32を備え、超音波探触子10で送受される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して算出される補正データに基づき、信号処理部22から出力される受信信号を補正するダイナミックレンジ補正部24、信号強度補正部50、補正部56の少なくとも1つを有する。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信手段と、前記受信手段から出力される前記受信信号に基づいた超音波像が表示される表示手段を備えた超音波診断装置において、

前記超音波探触子で送受される超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して、前記受信手段から出力される前記受信信号を補正する手段を有してなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記補正手段は、前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度に対応して算出されたダイナミックレンジに基づき、前記受信手段から出力される前記受信信号のダイナミックレンジを補正するダイナミックレンジ補正手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記補正手段は、前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度に対応して算出されたビーム強度に基づき、前記受信手段から出力される前記受信信号の信号強度を補正する信号強度補正手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

20

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記補正手段は、超音波送波ビームまたは超音波受波ビームの少なくとも一方のビーム形状に対応した補正データを算出し、該補正データに基づいて前記補正を行う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、前記受信手段は、前記超音波探触子から出力される受信信号をサンプリングクロックに基づきデジタル信号に変換する手段を有し、

前記補正手段は、前記サンプリングクロックに基づき前記被検体の深度方向に設定された一以上のサンプリング点ごとに、前記受信手段から出力される前記受信信号を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

30

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記補正手段は、前記補正データを算出する計算手段を有し、

前記計算手段は、前記駆動信号の周波数、前記駆動信号の波数、前記超音波ビームの焦点の座標、前記超音波探触子の口径を形成する振動子の数、前記超音波ビームを形成するためのフォーカスデータの少なくとも 1 つを含むパラメータに基づき前記補正データを算出す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、前記補正手段は、前記補正データを算出する計算手段を有し、

前記計算手段は、一の前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して一の前記補正データを算出し、前記一の前記超音波ビームに対応する受信信号が受信処理される間に、前記一の前記超音波ビームとは異なる他の前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して他の前記補正データを算出することを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記表示手段は、前記超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたダイナミックレンジが前記被検体の深度の関数としてグラフ表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記表示手段は、前記超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたビーム強度が前記被検体の深度の関数としてグラフ表示される

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波探触子により形成される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応した補正データを算出する工程と、

前記超音波探触子に駆動信号を供給して前記超音波探触子から前記被検体に超音波を送波する工程と、

前記送波工程に対応して前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信工程と、

前記受信工程から出力される受信信号を前記補正データに基づき補正する工程と、

前記補正工程から出力される前記受信信号に基づいた超音波像を表示する工程を有することを特徴とする超音波イメージング方法。 10

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記補正データ算出工程は、前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応したダイナミックレンジを算出し、前記補正工程は、前記補正データ算出工程で算出されたダイナミックレンジに基づき、前記受信工程から出力される前記受信信号のダイナミックレンジを補正することを特徴とする超音波イメージング方法。

【請求項 12】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記補正データ算出工程は、前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応したビーム強度を算出し、前記補正工程は、前記補正データ算出工程で算出されたビーム強度に基づき、前記受信工程から出力される前記受信信号の信号強度を補正することを特徴とする超音波イメージング方法。 20

【請求項 13】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記補正データ算出工程は、超音波送波ビームまたは超音波受波ビームの少なくとも一方のビーム形状に対応した補正データを算出することを特徴とする超音波イメージング方法。

【請求項 14】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記受信工程は、前記超音波探触子から出力される受信信号をサンプリングクロックに基づきデジタル信号に変換する工程を有し、 30

前記補正工程は、前記サンプリングクロックに基づき前記被検体の深度方向に設定された一以上のサンプリング点ごとに、前記受信工程から出力される前記受信信号を補正することを特徴とする超音波イメージング方法。

【請求項 15】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記補正データ算出工程は、前記駆動信号の周波数、前記駆動信号の波数、前記超音波ビームの焦点の座標、前記超音波探触子の口径を形成する振動子の数、前記超音波ビームを形成するためのフォーカスデータの少なくとも 1 つを含むパラメータに基づき前記補正データを算出することを特徴とする超音波イメージング方法。 40

【請求項 16】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記補正データ算出工程は、一の前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して一の前記補正データを算出する工程と、前記一の超音波ビームに対応する受信信号が受信処理される間に、前記一の超音波ビームとは異なる他の前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して他の前記補正データを算出する工程を含むことを特徴とする超音波イメージング方法。

【請求項 17】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記表示工程は、前記超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたダイナミックレンジを前記被検体の深度の関数とし 50

てグラフ表示する工程を含むことを特徴とする超音波イメージング方法。

【請求項 18】

請求項 10 に記載の超音波イメージング方法において、前記表示工程は、前記超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたビーム強度を前記被検体の深度の関数としてグラフ表示する工程を含むことを特徴とする超音波イメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の診断画像として超音波像を撮像する装置およびその方法に関する。

【0002】

10

超音波診断装置は、被検体との間で超音波探触子により超音波ビームを送受し、超音波探触子から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成し、再構成された超音波像を表示画面に表示する。ここで超音波ビームとは、超音波探触子に配列された複数の振動子から送波又は受波される超音波により焦点を有して形成されるものである。

【0003】

ところで、被検体から発生した反射エコーは、被検体内を伝播する過程で減衰する。この減衰の影響を受けた超音波像は、診断情報としての信号がノイズに埋もれるなど、画質が低下する。そこで、被検体の深度の関数として指数関数的に補正データを設定し、設定された補正データに基づいて受信信号を補正することにより、超音波像の画質を向上させることが行われている（例えば、特許文献 1 参照）。

20

【0004】

【特許文献 1】特開平 4 - 40945 号公報

【0005】

しかしながら、超音波診断装置により表示される超音波像は、被検体の深度以外の要因によっても画質が影響を受ける。したがって、被検体の深度の関数として補正する特許文献 1 のような方法では、例えば、診断情報としての信号がノイズに埋もれた超音波像や、画像コントラストが劣化した超音波像が表示されるという問題が依然として生じる場合があり、超音波像の画質向上に改善すべき余地がある。

【0006】

本発明の目的は、超音波像の画質を改善するのにより好適な超音波診断装置および超音波イメージング方法を実現することにある。

30

【発明の開示】

【0007】

本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信手段と、受信手段から出力される受信信号に基づいた超音波像が表示される表示手段を備え、超音波探触子で送受される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して、受信手段から出力される受信信号を補正する手段を有してなることを特徴とする。

【0008】

すなわち、超音波送波ビーム又は超音波受波ビームの少なくとも一方の超音波ビームは、焦点の位置や、超音波探触子の口径を形成する振動子の数など種々の因子によりビーム形状が決まってくる。このような超音波ビームは、口径から焦点に至るまで絞られ、焦点を超えた後は広がる形状を有する。又、伝搬距離に応じて減衰が生じるから、各反射部位の深度によって音圧又は反射強度に差が生じる。例えば、超音波ビームは、被検体の深度方向にビーム断面積が異なるため、ビーム強度が被検体の深度方向に異なる。これに起因して、超音波探触子から出力される受信信号は、超音波ビームの形状と被検体の深度の双方による影響を受けたものになる。

40

【0009】

したがって、受信手段から出力される受信信号に対し、超音波ビームの形状と被検体の深度とに対応した補正を施すことにより、補正後の受信信号は、超音波ビームの形状と被

50

検体の深度による影響が低減された信号になる。このような受信信号に基づく超音波像を表示することにより、超音波像の画質を改善できる。

【0010】

要するに、超音波ビームの形状が被検体の深度方向に異なることに着目し、超音波ビーム形状と被検体の深度とに対応させて受信信号を補正することにより、被検体がより忠実に現された超音波像を表示できる。

【0011】

この場合において、補正手段としては、超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して算出されたダイナミックレンジに基づき、受信手段から出力される受信信号のダイナミックレンジを補正するダイナミックレンジ補正手段を用いることができる。また、
10 ダイナミックレンジ補正手段に代えて、又はそれと共に、超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して算出されたビーム強度に基づき、受信手段から出力される受信信号の信号強度を補正する信号強度補正手段を用いることができる。

【0012】

また、受信手段については、超音波探触子から出力される受信信号をサンプリングクロックに基づきデジタル信号に変換する手段を有することができる。この場合の補正手段は、サンプリングクロックに基づき被検体の深度方向に設定された一以上のサンプリング点ごとに、変換手段から出力される受信信号を補正できる。

【0013】

また、補正手段については、補正データを算出する計算手段を有することができる。計算手段は、駆動信号の周波数、駆動信号の波数、超音波ビームの焦点の座標、超音波探触子の口径を形成する振動子の数、超音波ビームを形成するためのフォーカスデータの少なくとも1つを含むパラメータに基づき補正データを算出できる。
20

【0014】

さらに、補正手段については、補正データを算出する計算手段を有することができる。計算手段は、一の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して一の補正データを算出し、一の超音波ビームに対応する受信信号が受信処理される間に、一の超音波ビームとは異なる他の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して他の補正データを算出できる。

【0015】

また、表示手段については、超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたダイナミックレンジが被検体の深度の関数としてグラフ表示できる。また、超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたビーム強度が被検体の深度の関数としてグラフ表示できる。
30

【0016】

本発明の超音波イメージング方法は、超音波探触子により形成される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応した補正データを算出する工程と、超音波探触子に駆動信号を供給して超音波探触子から被検体に超音波を送波する工程と、送波工程に対応して超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信工程と、受信工程から出力される受信信号を補正データに基づき補正する工程と、補正工程から出力される受信信号に基づいた超音波像を表示する工程を有することを特徴とする。
40

【0017】

この場合において、補正データ算出工程では、超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応したダイナミックレンジを算出できる。この場合の補正工程では、補正データ算出工程で算出されたダイナミックレンジに基づき、受信工程から出力される受信信号のダイナミックレンジを補正できる。

【0018】

また、補正データ算出工程では、超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応したビーム強度を算出できる。この場合の補正工程では、補正データ算出工程で算出されたビーム強度に基づき、受信工程から出力される受信信号の信号強度を補正できる。

【0019】

また、補正データ算出工程では、超音波送波ビームまたは超音波受波ビームの少なくとも一方のビーム形状に対応した補正データを算出できる。

【0020】

また、受信工程では、超音波探触子から出力される受信信号をサンプリングクロックに基づきデジタル信号に変換できる。この場合の補正工程では、サンプリングクロックに基づき被検体の深度方向に設定された一以上のサンプリング点ごとに、受信工程から出力される受信信号を補正できる。

【0021】

また、補正データ算出工程では、駆動信号の周波数、駆動信号の波数、超音波ビームの焦点の座標、超音波探触子の口径を形成する振動子の数、超音波ビームを形成するためのフォーカスデータの少なくとも1つを含むパラメータに基づき補正データを算出できる。 10

【0022】

さらに、補正データ算出工程では、一の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して一の補正データを算出する工程と、一の超音波ビームに対応する受信信号が受信処理される間に、一の超音波ビームとは異なる他の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応して他の補正データを算出する工程を含めることができる。

【0023】

また、表示工程では、超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたダイナミックレンジを被検体の深度の関数としてグラフ表示できる。また、超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたビーム強度を被検体の深度の関数としてグラフ表示できる。 20

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明を適用した第1の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置の全体処理を示すフローチャートである。

【図3】図1のダイナミックレンジ補正部の動作を説明するための概念図である。

【図4】図1の超音波診断装置により撮像した超音波像の表示例と参考の形態の装置により撮像した比較例である。

【図5】超音波ビームのビーム形状が深度方向に異なることを説明する図である。

【図6】本発明を適用した第2の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。 30

【図7】図6の超音波診断装置の全体処理を示すフローチャートである。

【図8】図6の信号強度補正部の動作を説明するための概念図である。

【図9】本発明を適用した第3の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図10】図9の超音波診断装置の全体処理を示すフローチャートである。

【図11】図9の補正部の動作を説明するための概念図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

(第1の実施形態)

本発明を適用した超音波診断装置の第1の実施形態について図面を参照して説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。

【0026】

図1に示すように、超音波診断装置1は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子10と、超音波探触子10に駆動信号を供給する送信手段としての送信回路12と、超音波探触子10から出力される受信信号を処理する受信手段などから構成される。ここでの受信手段は、超音波探触子10から出力される受信信号に対し増幅などの処理をする受信回路16と、受信回路16から出力される受信信号をサンプリングクロックに基づきデジタル信号に変換するアナログデジタル変換部18（以下、A/D変換部18という）と、A/D変換部18から出力される受信信号に対し整相加算処理をするソフトウェア 50

整相加算手段としての整相加算部 20 と、整相加算部 20 から出力される受信信号に対し検波などの処理をする信号処理部 22 を有する。

【0027】

そして、本発明に係る超音波診断装置 1 は、超音波探触子 10 で送受される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に相関して算出される補正データに基づき、信号処理部 22 から出力される受信信号を補正する手段としてのダイナミックレンジ補正部 24 を有する。本実施形態での超音波ビームとは、超音波送波ビーム及び超音波受波ビームを意味するが、いずれか一方でもよい。

【0028】

さらに詳細に、超音波診断装置 1 の構成について説明する。超音波探触子 10 は、複数の振動子を配列して形成されている。各振動子は、送信回路 12 から供給される駆動信号を超音波に変換すると共に、被検体から発生する反射エコーを受信信号に変換する。ここでの駆動信号は、超音波送波用のパルス信号である。

【0029】

送信回路 12 は、受信回路 16 と伴に送受信部 26 に設けられている。送受信部 26 は、送信回路 12 から出力される駆動信号を超音波探触子 10 に出力すると共に、超音波探触子 10 から出力される受信信号を受信回路 16 に出力する送受分離回路と、超音波探触子 10 の送波口径又は受波口径を形成する振動子群を選択する高圧切替えスイッチを有する。

【0030】

受信回路 16 は、超音波探触子 10 から出力される受信信号を増幅する受信アンプを有する。受信アンプは、受信信号に対し所定の信号増幅度で増幅するプリアンプと、超音波の反射部位の深度に起因する反射エコーの減衰に応じて信号増幅度が可変するゲインコントロールアンプを有する。このような受信回路 16 の処理により、受信信号は、診断に足りるに十分な大きさに増幅されると共に、被検体内での減衰が補正される。

【0031】

送受信部 26 にフォーカス位置決定部 28 が接続している。フォーカス位置決定部 28 は、送受信部 26 に超音波送波ビームの焦点の設定座標を出力する。なお、フォーカス位置決定部 28 に焦点の座標を入力するキーボードやマウスなどを設けてもよい。

【0032】

A/D変換部 18 は、サンプリングクロックを発生するクロック発生器を有する。ここでのサンプリングクロックのクロック間隔は、等間隔でもよいし、不等間隔でもよい。整相加算部 20 は、A/D変換部 18 から出力される受信信号をフォーカスデータに基づきデジタル整相をする遅延量補正部 34 と、遅延量補正部 34 に付与されるフォーカスデータを格納したメモリ 36 と、遅延量補正部 34 から出力されるチャンネル毎の受信信号を加算して信号処理部 22 に出力する加算部 38 を有する。このような整相加算部 20 により、超音波受波ビームが形成される。

【0033】

信号処理部 22 は、整相加算部 20 から出力される受信信号に対し、検波、フィルタリング、対数圧縮などの処理をする機能と、処理された受信信号に基づいて超音波像（例えば、Bモード像、ドプラ像、Mモード像）の基になる画像信号を構成する機能を有する。信号処理部 22 から出力される画像信号は、ダイナミックレンジ補正部 24 に出力される。便宜上、信号処理部 22 から出力される画像信号も受信信号と適宜称する。

【0034】

ダイナミックレンジ補正部 24 は、ダイナミックレンジ計算部 40 と、メモリ 42 を有する。まず、ダイナミックレンジ計算部 40 は、超音波探触子 10 で送受される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に相関した補正データとしてダイナミックレンジ（以下、補正用ダイナミックレンジと称する）を算出する機能を有する。例えば、駆動信号の周波数、駆動信号の波数、超音波送波ビーム又は超音波受波ビームの焦点の座標、超音波探触子 10 の口径の大きさ、超音波送波ビーム又は受波ビームを形成するためのフォーカス

データの少なくとも1つを含むパラメータに基づき、補正用ダイナミックレンジを計算する。ここでの口径の大きさは、送波口径又は受波口径を形成する振動子の数と、各振動子の大きさに基づき求められる。そしてダイナミックレンジ計算部40は、補正用ダイナミックレンジをダイナミックレンジテーブルに配列する。ダイナミックレンジテーブルは、被検体の深度（例えば、サンプリング点又はフォーカス段の深度）に対応させて補正用ダイナミックレンジが配列されたデータベースである。換言すれば、ダイナミックレンジテーブルは、フォーカス深度の関数とした超音波ビームプロファイルを有する。このようなダイナミックレンジテーブルは、メモリ42に格納される。

【0035】

また、ダイナミックレンジ計算部40は、補正用ダイナミックレンジに基づき、信号処理部22から出力される受信信号のダイナミックレンジを補正する。例えば、A/D変換部18のサンプリングクロックに基づいて被検体の深度方向に設定されたサンプリング点ごとに、信号処理部22から出力される受信信号を補正する。ここで、サンプリング点ごとに受信信号を補正することに代えて、複数のサンプリング点を有するフォーカス段ごとに受信信号を補正してもよい。

【0036】

このようなダイナミックレンジ補正部24は、第1の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に基づいて第1の補正用ダイナミックレンジを算出し、第1の超音波ビームに対応する受信信号が受信処理される間に、第1の超音波ビームとは異なる第2の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に基づいて第2の補正用ダイナミックレンジを算出できる。すなわち、ダイナミックレンジ計算部40は、時分割処理で補正用ダイナミックレンジを事前に算出できる。又は、予め設定してある超音波ビームの形状に対し、それに対応する補正用ダイナミックレンジを事前にダイナミックレンジテーブル42へ格納しておくこともできる。

【0037】

また、ダイナミックレンジ補正部24から出力される補正後の受信信号を表示用の信号に変換すると共に、受信信号に輝度合わせ処理をするデジタルスキャンコンバータ30（以下、DSC30という）と、DSC30から出力された受信信号に基づいた超音波像を表示画面に表示する表示部32が設けられている。

【0038】

このように構成される超音波診断装置1の基本動作を説明する。まず、被検体に超音波探触子10を接触させる。超音波探触子10に駆動信号が送信回路12から供給されると、超音波探触子10から超音波送波ビームが被検体に照射される。被検体から発生する反射エコーは、超音波探触子10により受波されることによって受信信号に変換される。受信信号は、受信回路16により増幅される。増幅された受信信号は、A/D変換部18によりデジタル信号に変換される。デジタル化された受信信号は、整相加算部20により超音波受波ビームとして形成される。整相加算部20から出力される超音波受波ビームは、信号処理部22により所定の処理が施されることによって画像信号として出力される。信号処理部22から出力された画像信号は、ダイナミックレンジ補正部24によりダイナミックレンジが補正される。補正された画像信号は、DSC30を介して表示部32に超音波像として表示される。

【0039】

ここで、超音波診断装置1の詳細動作についてダイナミックレンジ補正部24を中心に図2及び図3を参照して説明する。図2は、図1の超音波診断装置1の全体処理を示すフローチャートである。図3は、図1のダイナミックレンジ補正部の動作を説明するための概念図である。なお、図3は、便宜上、1つのフォーカス段内における処理を示すが、他のフォーカス段での処理も同様である。

【0040】

＜補正用ダイナミックレンジの算出工程（S100）＞

補正用ダイナミックレンジD1～D6がダイナミックレンジ計算部40により算出され

る。ここで補正用ダイナミックレンジD 1～D 6は、超音波探触子10により形成される超音波ビームのビーム形状と各反射部位46-1～46-7の深度に 관련된補正データである。なお、図3Aに示すように、反射部位46-1と反射部位46-6は、同じ深度であるため、双方が補正用ダイナミックレンジD 1に対応する。

【0041】

より具体的には、ダイナミックレンジ計算部40は、超音波ビームのビーム形状に関連する因子から補正用ダイナミックレンジD 1～D 6を算出する。因子とは、送信回路12から供給される駆動信号の周波数、その駆動信号の波数、超音波ビームの焦点の座標、超音波探触子10の口径を形成する振動子の数、整相方式などのパラメータである。整相方式は、駆動信号を遅延するための送信用フォーカスデータ、受信信号を整相するための受信信用フォーカスデータ（例えば、メモリ36に記憶されているフォーカスデータ）である。

10

【0042】

すなわち、補正用ダイナミックレンジD 1～D 6を設定するための一般式は、数1式のように表される。これにより、例えば、送受波フォーカスが表1に示す場合は、ダイナミックレンジは同表のように設定される。

【0043】

【数1】

（数1式） 補正用ダイナミックレンジDR=f(口径、超音波送受フォーカス深度、超音波周波数、整相方式)

20

【0044】

【表1】

送波フォーカス5mm	
受波フォーカス[mm]	ダイナミックレンジ[dB]
5mm	25dB
10mm	32dB
25mm	45dB
35mm	45dB

30

要するに、補正用ダイナミックレンジD 1～D 6は、超音波ビームが有する固有のダイナミックレンジであり、各反射部位46-1～46-7におけるビーム強度に依存したものである。このような補正用ダイナミックレンジD 1～D 6は、サンプリング点又はフォーカス段の深度に対応付けられた後、ダイナミックレンジテーブルとしてメモリ42に格納される。図3Cは、受信信号S 1～S 6に対応した補正用ダイナミックレンジD 1～D 6を示している。なお、補正用ダイナミックレンジD 1～D 6については、実測やシミュレーションなどから求めてもよい。

40

【0045】

<超音波の送波工程(S 101)>

超音波探触子10に駆動信号を供給して超音波探触子10から被検体に超音波を送波する。例えば、被検体の体表に接触させた超音波探触子10に対し、送波回路12から駆動信号が供給される。なお、駆動信号は、超音波探触子10に有する振動子の数に対応して複数生成され、生成された各駆動信号は、焦点位置に基づいた送信用フォーカスデータを用いてそれぞれ遅延されている。また、フォーカス位置は、フォーカス位置決定部28から送受信部26に所定タイミングで出力される。

50

【0046】

一方、超音波探触子10に有する複数の振動子群のうち、所定の振動子群が高圧切替えスイッチにより選択されることにより、送波口径が形成される。送波口径の振動子群に駆動信号が供給されると、供給された各振動子から超音波が送波される。送波された各超音波により超音波送波ビームが形成される。形成された超音波送波ビームは、送波方向の所定距離に焦点を有する。

【0047】

より具体的に図3Aを参照して説明する。図3Aの縦軸は被検体の深度を示し、横軸はビームの走査アドレスを示している。図3Aに示すように、複数の反射部位46-1~46-7が被検体に散乱している。各反射部位46-1~46-7は、大きさや音響インピーダンスが異なる。また、反射部位46-1~46-7は、反射部位46-6を除き、それぞれ深度が異なる。反射部位46-6は、反射部位46-1と同じ深度である。

10

【0048】

本工程が開始されると、超音波探触子10のビームアドレスが図3Aに示すアドレスAに初期化される。そして、超音波探触子10から超音波送波ビームが射出される。すなわち、超音波送波ビームは、アドレスAから走査方向にアドレスを変えながら順番に反射部位46-1~46-7に射出される。なお、図3Aでは深度方向と走査方向の二次元分布を示すが、三次元分布の場合も同様である。また、超音波送波ビームの焦点位置については適宜変更できる。

【0049】

20

＜超音波の受信工程（S102）＞

超音波送波工程（S101）に対応して超音波探触子10から出力される受信信号を処理する。例えば、反射部位46-1~46-7から発生した反射エコーは、超音波探触子10により受波されて受信信号に変換される。変換された受信信号は、受信回路16、A/D変換部18、整相加算部20により順に処理されることにより、超音波受波ビームが形成される。形成された超音波受波ビームは、被検体の所定深度に焦点を有する。そして超音波受波ビームは、信号処理部22により処理された後、図3Bに示すように、受信信号S1~S6としてダイナミックレンジ補正部24に出力される。なお、図3Bの縦軸は被検体の深度を示し、横軸は信号強度を示す。受信信号S1~S6の信号強度は、画像信号を形成する際の例えば輝度情報に相当する。

30

【0050】

また、説明の便宜上、図3Bでは、受信信号S1~S6の信号強度を深度ごとに射影されたものとして表している。また、反射部位46-1と反射部位46-6は同じ深度であるが、反射部位46-1に対応する受信信号の信号強度の方が大きいため、反射部位46-1に対応する受信信号を受信信号S1としている。

【0051】

＜受信信号の補正工程（S103）＞

超音波の受信工程（S102）から出力される受信信号S1~S6は、補正用ダイナミックレンジに基づいて補正される。例えば、受信信号S1は、ダイナミックレンジ補正部24に入力される。受信信号S1の入力に応じ、ダイナミックレンジ計算部40により補正用ダイナミックレンジD1がメモリ42から読み出される。補正用ダイナミックレンジD1は、ダイナミックレンジテーブルに配列されたものであり、反射部位46-1の深度に対応してダイナミックレンジテーブルから抽出される。そして、受信信号S1は、補正用ダイナミックレンジD1に基づき、ダイナミックレンジ計算部40により信号強度が補正される。反射部位46-2~46-7についても同様に処理される。このように処理された補正後の受信信号DN1~DN6を図3Dに示す。要するに、本工程により、受信信号DN1~DN6は、超音波ビームが有する固有のダイナミックレンジが考慮された信号になる。

40

【0052】

なお、本工程の補正計算は、例えば数2式に基づき行われる。数2式のkは、補正対象

50

の受信信号の数を示す。本形態の k の値は 1 ～ 6 であるが、適宜変更すればよい。 α は、反射エコーが被検体内を伝播する際に減衰した信号強度を補正する係数を示す。

【0053】

【数2】

(数2式)

$$DN_k = \alpha_k \{ 0 \log_{10} (S_k) / D_k \}$$

< 超音波像の表示工程 (S104) >

10

補正工程 (S103) から出力される受信信号 $DN1 \sim DN6$ に基づいた超音波像が表示画面に表示される。例えば、受信信号 $DN1 \sim DN6$ は、 $DESC30$ により表示用の信号に変換されると共に、輝度合わせ処理が施される。 $DESC30$ から出力される受信信号 $DN1 \sim DN6$ は、超音波像として表示部 32 の表示画面に表示される。また、補正用ダイナミックレンジ $D1 \sim D6$ は、反射部位 $46-1 \sim 46-7$ の深度の関数として超音波像と並べてグラフ表示される。グラフ表示により、補正用ダイナミックレンジ $D1 \sim D6$ が視覚的に把握される。

【0054】

上述したように、超音波送波ビーム又は超音波受波ビームは、口径から焦点に至るまで絞られ、焦点を超えた後は広がる形状を有する。又、伝搬距離に応じた減衰が生じるから、各反射部位 $46-1 \sim 46-7$ の深度によって音圧又は反射強度に差が生じる。例えば、超音波ビームは、被検体の深度方向にビーム断面積が異なるため、ビーム強度が被検体の深度方向に異なる。これに起因して、信号処理部 22 から出力される受信信号は、超音波ビームの形状と反射部位 $46-1 \sim 46-7$ の深度の双方による影響を受けたものになる。

20

【0055】

したがって、信号処理部 22 から出力される受信信号 $S1 \sim S6$ に対し、超音波ビームの形状と反射部位 $46-1 \sim 46-7$ の深度に相関した補正を施す。これにより、補正後の受信信号 $DN1 \sim DN6$ は、超音波ビームの形状と反射部位 $46-1 \sim 46-7$ の深度による影響が低減された信号になる。このような受信信号 $DN1 \sim DN6$ に基づく超音波像を表示することにより、超音波像の画質を改善できる。

30

【0056】

図 4A は、本実施形態の超音波診断装置によりファントム撮像した超音波像の表示例である。図 4B は、参考の形態における超音波診断装置によりファントム撮像した超音波像の表示例である。

【0057】

参考の形態の超音波診断装置では、超音波像を表示する際のダイナミックレンジが、反射部位の深度にかかわらず一定（例えば、 100 dB ）に設定される。一般に、深度の浅い反射部位から発生した反射エコーは信号強度が大きくなる一方、深度の深い反射部位から発生した反射エコーは、被検体内での減衰に起因して信号強度が小さくなる。したがって、浅い反射部位に対応する受信信号のダイナミックレンジにあわせて表示すると、深い反射部位に対応する画像のコントラストが低下する場合がある。また、深い反射部位に対応する受信信号のダイナミックレンジにあわせて表示すると、浅い反射部位に対応する画像が輝度飽和して情報が欠落する場合がある。

40

【0058】

図 4B の場合、反射部位の各深度で最もダイナミックレンジが広い超音波ビームを基準としている。換言すれば、全ての受信信号を表現できるダイナミックレンジが設定されているため、受信信号が本来有しているダイナミックレンジよりも広く表示されている。その結果、図 4B に示すように、不要な成分がノイズとして超音波像に表示されることになる。

50

【0059】

この点、本実施形態では、超音波ビームのビーム形状に相関させて受信信号のダイナミックレンジが設定される。すなわち、反射部位46-1~47-7の各深度における超音波ビームが有するダイナミックレンジに忠実な超音波像が表示される。したがって、図4Aに示す超音波像は、図4Bと比較すると、診断情報としての信号の欠落がないことに加え、ノイズとなる不要な成分が低減されている。このような効果は、特に、超音波ビームが有する固有のダイナミックレンジが狭くなる部位ほど顕著になる。例えば、可変口径を採用してビーム形成を行った場合の浅部などで顕著である。

【0060】

すなわち、本実施形態によれば、補正後の受信信号DN1~DN6は、超音波ビームが有する固有のダイナミックレンジD1~D6に応じた関数で重み付けされたものとなる。このような補正後の受信信号DN1~DN6に基づき、超音波像を表示する際のダイナミックレンジが深度ごとに設定される。したがって、表示部32に表示される超音波像は、ノイズ成分が低減されると共に、反射部位46-1~46-7の音響インピーダンスの違いをより忠実に現したものになる。

【0061】

要するに、本実施形態は、超音波ビーム形状が被検体の深度方向に変化することに着目してなされたものである。すなわち、超音波ビーム形状は、超音波送波ビームの焦点位置、送波口径の大きさ、受波口径の大きさ、超音波受波ビームの整相方式などにより被検体の深度方向に変化する。したがって、超音波ビーム強度（音場の大きさ）が深度方向によって異なる。超音波ビーム形状が深度方向に異なると、それに伴って超音波ビームが有するダイナミックレンジが変わる。この点、本実施形態によれば、被検体の深度方向の画像信号のダイナミックレンジを超音波ビームに相関させて適切に設定することにより、超音波像の画質を向上させることができる。

【0062】

また、受信信号のダイナミックレンジが例えば70dBを超えるなど比較的広い幅を有する場合がある。この点、本実施形態によれば、超音波像として表示される際のダイナミックレンジは、超音波ビーム形状に相関させて反射部位の深度ごとに設定される。これにより、受信信号のダイナミックレンジが比較的広い幅を有するときでも、微小なノイズ信号が画像に顕在化したり、画素間の輝度差が小さくなったり、反射部位に関する診断情報が欠落したりすることを抑制できる。

【0063】

さらに、超音波ビームの焦点位置や整相方式などの変更に伴って超音波ビーム形状が随時変わるのが一般的である。この点、本実施形態によれば、超音波ビーム形状の変化に追従して、ダイナミックレンジ計算部40によりダイナミックレンジテーブルが自動更新される。したがって、装置の使い勝手や操作性が向上する。

【0064】

第1の実施形態により本発明を説明したが、これに限られるものではない。例えば、図2に示す補正処理については、ビームアドレス単位で実行してもよいし、フレーム単位で実行してもよい。フレーム単位で実行する場合、図3Aを参照して説明したように、同一の深度に複数の反射部位（例えば、反射部位46-1、46-6）があるときは、受信信号の強度が大きい方を基準にすればよい。また、Bモード像（断層像）の撮像に限らず、ドプラ像やMモード像を撮像するときにも本発明を適用できる。

【0065】

また、ダイナミックレンジ補正部24に入力される受信信号は、信号処理部22の出力信号であるが、これに代えて、信号処理部22の途中や、整相加算部20の出力信号としてもよいし、A/D変換部18の出力信号としてもよい。要するに、受信手段から出力される受信信号をダイナミックレンジ補正部24に出力すればよい。

【0066】

なお、超音波診断装置1の送受信系回路のダイナミックレンジは、超音波探触子10に

より送受される超音波ビームが有する固有のダイナミックレンジよりも広いことが望ましい。

【0067】

＜超音波ビーム形状に関する補足＞

超音波ビームのビーム形状が被検体の深度方向に異なる一例について補足説明する。図5Aは、被検体の深度方向に設定された複数のサンプリング点T1～TP（P：2以上の自然数）の概念図である。図5Bは、各フォーカス段A～Dで形成された受波ビームのビーム形状を示す図である。図5Cは、超音波送波ビームのビーム形状を示す図である。

【0068】

図5Aに示すように、被検体の深度方向に複数のサンプリング点T1～TPが設定されている。サンプリング点T1～TPの各間隔は、A/D変換部18のサンプリングクロック間隔に対応して等しく設定されている。複数のサンプリング点T1～TPは、例えば4つごとにフォーカス段A～Dに分けられる。例えば、サンプリング点T1～T4は、フォーカス段Aに属する。なお、1つのフォーカス段に属するサンプリング点の数については、診断に支障を来たさない範囲内で適宜決められる。

【0069】

このようなフォーカス段A～Dごとに共通のフォーカスデータが設定される。設定されたフォーカスデータは、メモリ36に格納される。受信用フォーカスデータとは、超音波探触子10の各振動子から出力される各受信信号を整相する遅延量や微小遅延量であり、フォーカス段A～Dごとに切替えられる。メモリ36に格納されたフォーカスデータは、制御指令に応じて読み出される。読み出されたフォーカスデータに基づき、A/D変換部18から出力される受信信号が整相加算部20により遅延され整相される。これによって、各サンプリング点T1～TPに対応した超音波受波ビームがそれぞれ形成される。要するに、いわゆるダイナミックフォーカスが行われる。ダイナミックフォーカスとは、深度が浅い部位から深い部位まで焦点をいくつかもつことで深度方向に比較的広い範囲でビームを集束する手法である。

【0070】

ここでのフォーカスデータは、診断に影響の無い範囲でフォーカス段A～Dごとに独立のフォーカスデータが設定されている。これにより、サンプリング点T1～TPごとに設定するときよりも、フォーカスデータの総数を減らすことができ、メモリ36の記憶領域を有効に利用できる。

【0071】

このようにフォーカス段A～Dごとにフォーカスデータが異なることに起因して、超音波受波ビームのビーム形状（ビームプロファイル）は、被検体の深度方向に異なる。例えば、図5Bは、上段から順に、フォーカス段Aに属するサンプリング点T1に対応した受波ビーム形状、フォーカス段Bに属するサンプリング点T5に対応した受波ビーム形状、フォーカス段Cに属するサンプリング点T（P-8）に対応した受波ビーム形状、フォーカス段Dに属するサンプリング点T（P-4）に対応した受波ビーム形状を示している。図5Bから分かるように、超音波受波ビームは、ビーム形状が被検体の深度方向に異なる。

【0072】

なお、同一のフォーカス段（例えば、フォーカス段A）に属する複数のサンプリング点（例えば、サンプリング点T1～T4）間においても、深度が若干ことなるため、各サンプリング点における超音波受波ビームのビーム形状も若干異なる。

【0073】

また、超音波受波ビームのビーム形状は、可変口径が行われることでも深度方向に異なる。可変口径とは、口径幅を自動的に浅い部分になるほど小さくする方法である。可変口径により、超音波探触子10に近いサンプリング点（例えば、サンプリング点T1、T2）から発生する反射エコーの広がりを抑制できる。このような可変口径を行う場合、反射エコーを受波する口径の大きさ、つまり受波口径を形成する振動子の素子数が変わる。したがって、超音波受波ビームのビーム形状が深度方向に異なる。

【0074】

さらに、超音波送波ビームについても、ビーム形状が深度方向に異なる。例えば、図5Cに示すように、超音波送波ビームは、焦点を一点に絞ることにより形成される。換言すれば、超音波送波ビームは、超音波探触子10から焦点41に至るまで絞られ、焦点を超えた後は広がる形状となる。なお、フレイムレートが要求されないときは、フォーカス段A～Dごとに焦点を設定した超音波送波ビームを独立に形成し、複数回送波してもよい。

【0075】

このように超音波送波ビームまたは超音波受波ビームのビーム形状は、被検体の深度方向に異なったものになる。したがって、超音波ビーム強度が深度方向に異なることに起因して、超音波ビームが有する固有のダイナミックレンジも深度方向に異なる。例えば、超音波ビーム強度が大きい深度では超音波ビームが有する固有ダイナミックレンジが広くなる。超音波ビーム強度が小さい深度では固有ダイナミックレンジが狭くなる。このような超音波ビームの形状と被検体の深度による影響を低減するために、本実施形態は、超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に相関して算出されたダイナミックレンジに基づき、信号処理部22から出力される受信信号のダイナミックレンジを補正する。

10

【0076】

(第2の実施形態)

本発明を適用した超音波診断装置の第2の実施形態について図6ないし図8を参照して説明する。本実施形態は、超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に相関して算出されるビーム強度に基づき、信号処理部22から出力される受信信号を補正する点で第1の実施形態と異なる。したがって、第1の実施形態と相互に対応する箇所については同一符号を付し、相違点を中心に説明する。

20

【0077】

図6は、本実施形態の超音波診断装置2の構成を示すブロック図である。図2に示すように、超音波診断装置2は、第1の実施形態(例えば図1)のダイナミックレンジ補正部24に代えて、信号強度補正部50を備えている。信号強度補正部50は、超音波探触子10により送受される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に相関して算出される超音波ビームに基づき、信号処理部22から出力される受信信号の信号強度を補正する。例えば、信号強度補正部50は、信号強度計算部52と、メモリ54を有する。信号強度計算部52は、超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に相関した補正データとしてのビーム強度(以下、補正用ビーム強度と適宜称する)を算出すると共に、補正用ビーム強度に基づき信号処理部22から出力される受信信号の信号強度を補正する。メモリ54は、被検体の深度(例えば、サンプリング点又はフォーカス段の深度)の関数として補正用ビーム強度が配列されたビーム強度テーブルを格納する。

30

【0078】

図7は、図6の超音波診断装置2の全体処理を示すフローチャートである。図8は、図6の信号強度補正部50の動作を説明するための概念図である。図7に示すように、本実施形態は、第1の実施形態の補正ダイナミックレンジの算出工程S100に代えて、補正用ビーム強度の算出工程S200を備えると共に、受信信号の補正工程S103に代えて、受信信号の補正工程S203を備えている。したがって、補正用ビーム強度の算出工程S200と受信信号の補正工程S203を中心に説明する。

40

【0079】

<補正用ビーム強度の算出工程(S200)>

補正用ビーム強度A1～A4が信号強度計算部52により算出される。補正用ビーム強度A1～A4とは、超音波探触子10により形成される超音波ビームのビーム形状と各反射部位46-1～46-7の深度に相関した補正データである。例えば、図8Cに示すように、ビーム強度A1は、超音波ビームの焦点位置のビーム強度に対応する。ビーム強度A2は、反射部位46-4、46-5に対応する。ビーム強度A3は、反射部位46-2、46-7に対応する。ビーム強度A4は、反射部位46-1、46-3、46-6に対応する。

50

【0080】

例えば、信号強度計算部52は、超音波ビームのビーム形状に関連する因子から補正用ビーム強度A1～A4を算出する。ここでの因子とは、送信回路12から供給される駆動信号の周波数、その駆動信号の波数、超音波ビームの焦点の座標、超音波探触子10の口径を形成する振動子の数、整相方式などのパラメータである。整相方式は、駆動信号を遅延するための送信用フォーカスデータ、受信信号を整相するための受信用フォーカスデータ（例えば、メモリ36に記憶されているフォーカスデータ）により決まってくる。要するに、補正用ビーム強度A1～A4は、超音波ビームが固有に有する信号強度である。このような補正用ビーム強度A1～A4は、サンプリング点又はフォーカス段の深度に対応付けられた後、ビーム強度テーブルとしてメモリ54に格納される。

10

【0081】

本工程の計算処理については、例えば、第1の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に基づいて補正用ビーム強度を算出し、第1の超音波ビームに対応する受信信号が受信処理される間に、第1の超音波ビームとは異なる第2の超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に基づいて補正用ビーム強度を事前に算出すればよい。また、実測やシミュレーションなどから補正用ビーム強度A1～A4を求めてもよい。

【0082】

＜受信信号の補正工程（S203）＞

超音波の受信工程（S102）から出力される受信信号S1～S6は、補正用ビーム強度A1～A4に基づいて補正される。例えば、受信信号S1～S6が信号強度補正部50に入力すると、信号強度計算部52により補正用ビーム強度A1～A4がメモリ54から読み出される。そして、補正用ビーム強度A1～A4のうち、補正用ビーム強度A1が基準強度として設定される。なお、基準とする補正用ビーム強度については適宜変更してよい。

20

【0083】

次に、例えば、受信信号S1の信号強度を補正する場合、基準強度としての補正用ビーム強度A1と、補正用ビーム強度A4との相対比（例えば、 $A1/A4$ ）が求められる。求められた相対比は、超音波ビームの焦点位置におけるビーム振幅と、反射部位46-1の深度におけるビーム振幅との振幅比に対応する。このような相対比が補正係数として設定される。

30

【0084】

そして、図8Dに示すように、受信信号S1の信号強度に補正係数（ $A1/A4$ ）を乗算することにより、受信信号S1の信号強度が補正される。同様な処理が受信信号S2～S6に対して行われる。要するに、受信信号S1～S6は、本工程により、受信信号B1～B6として補正される。補正後の受信信号B1～B6は、超音波ビームが有する固有のビーム強度が考慮された信号となる。

【0085】

一般に、超音波像は、被検体の深度方向に散乱する反射部位（例えば、反射部位46-1～46-7）の音響インピーダンスの違いを画像化したものである。したがって、超音波ビームが深度方向に一樣なビーム強度（音場）であるとすれば、各反射部位の音響インピーダンスの違いがそのまま超音波像に表示されることになる。しかし、第1の実施形態でも説明したように、超音波ビームのビーム強度はビーム形状に相関して深度方向に異なる。その結果、表示される超音波像は、送波ビームの深度方向の強度分布による誤差を含んだものとなる。

40

【0086】

この点、本実施形態によれば、補正後の受信信号B1～B6は、超音波ビームの深度方向の強度分布に基づいて信号強度が補正された信号になる。すなわち、補正後の受信信号B1～B6は、超音波ビームの深度方向のビーム強度分布が一樣であるとした場合の受信信号と等価になる。

【0087】

50

したがって、補正後の受信信号B 1～B 6に基づき超音波像を表示することにより、反射部位4 6-1～4 6-7の音響インピーダンスの違いをより忠実に超音波像に現すことができる。例えば、本来明るく表示されるはずの反射部位が若干暗く表示されたり、本来暗く表示されるはずの反射部位が若干明るく表示されたりすることがないなど、反射部位が本来有する輝度情報をより忠実に表示できる。

【0088】

(第3の実施形態)

本発明を適用した超音波診断装置の第3の実施形態について図9ないし図11を参照して説明する。本実施形態は、信号処理部22から出力される受信信号に対し、第一段階補正として第2の実施形態の補正をした後、第二段階補正として第1の実施形態の補正をする点で、第1及び第2の実施形態と異なる。したがって、第1及び第2の実施形態と相互に対応する箇所については同一符号を付し、相違点を中心に説明する。

【0089】

図9は、本実施形態の超音波診断装置3の構成を示すブロック図である。図9に示すように、超音波診断装置3は、第1の実施形態(例えば図1)のダイナミックレンジ計算部40と、第2の実施形態(例えば図2)の信号強度計算部52と、メモリ58とを備えた補正部56を有する。ここでのメモリ58は、補正用ダイナミックレンジテーブルと補正用ビーム強度テーブルを格納している。

【0090】

このような補正部56は、超音波探触子10で送受される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度に相関して補正データ(例えば、補正用ビーム強度A1～A4、補正用ダイナミックレンジD1～D6)を算出し、算出した補正データに基づき、信号処理部22から出力される受信信号を補正してDSC30に出力する。

【0091】

図10は、図9の超音波診断装置3の全体処理を示すフローチャートである。図11は、図9の補正部56の動作を説明するための概念図である。図10に示すように、本実施形態の補正データの算出工程は、第1の実施形態(例えば図2)の補正ダイナミックレンジの算出工程S100と、第2の実施形態(例えば図7)の補正ビーム強度の算出工程S200を備えている。例えば、補正データの算出工程は、補正ダイナミックレンジD1～D6を算出してダイナミックレンジテーブルとしてメモリ58に格納すると共に、補正ビーム強度A1～A4を算出して信号強度テーブルとしてメモリ58に格納する。

【0092】

また、受信信号を補正する工程は、第2の実施形態の受信信号の補正工程S203と、第1の実施形態の受信信号の補正工程S103を備えている。例えば、図11に示すように、信号処理部22から出力された受信信号S1～S6は、補正ビーム強度A1～A4を用いた第一段階の補正が行われることにより、受信信号B1～B6になる。その後、受信信号B1～B6は、補正ダイナミックレンジD1～D6を用いた第二段階の補正が行われることにより、第二段階補正後の受信信号DN1～DN6になる。

【0093】

すなわち、信号処理部22から出力される受信信号S1～S6に対し、超音波ビームの形状と被検体の深度に相関した第一段階及び第二段階の補正を施すことにより、補正後の受信信号DN1～DN6は、超音波ビームの形状と被検体の深度による影響が一層低減された信号になる。このような受信信号DN1～DN6に基づく超音波像を表示することにより、超音波像の画質をより一層改善できる。

【0094】

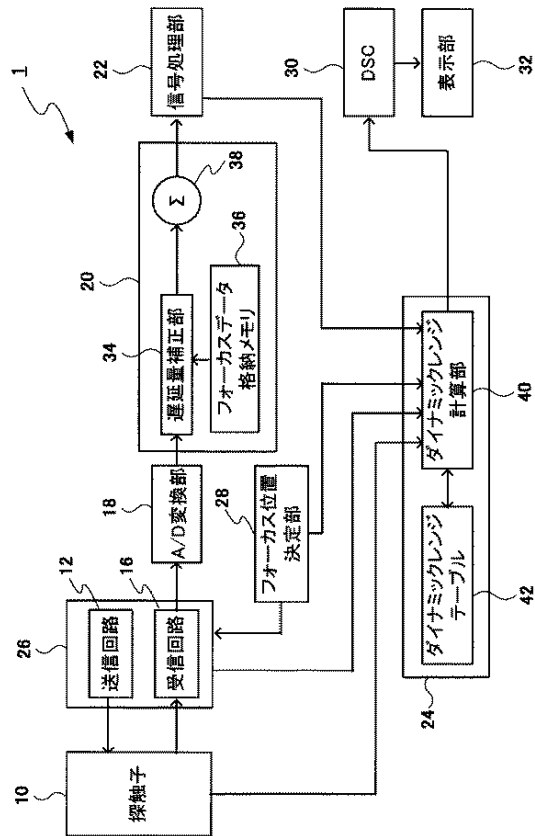
以上、第1ないし第3の実施形態により本発明を説明したが、要するに、信号処理部22から出力される受信信号を補正する手段として、ダイナミックレンジ補正部24、信号強度補正部50、補正部56の少なくとも1つを備えればよい。

【0095】

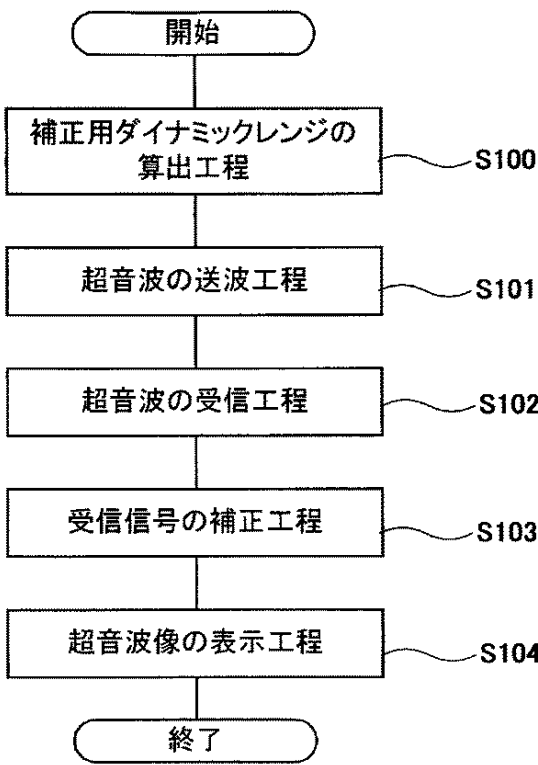
本発明は、その精神または主要な特徴から逸脱することなく、他のいろいろな形で実施

できる。そのため、前述の実施形態はあらゆる点で単なる例示にすぎず、限定的に解釈されるものではない。本発明の範囲は、均等範囲に属する変形や変更を含むものとする。

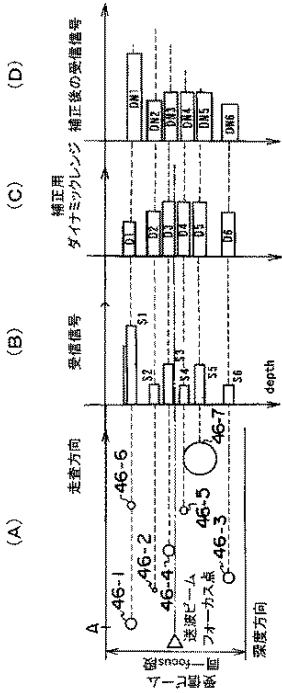
【図 1】



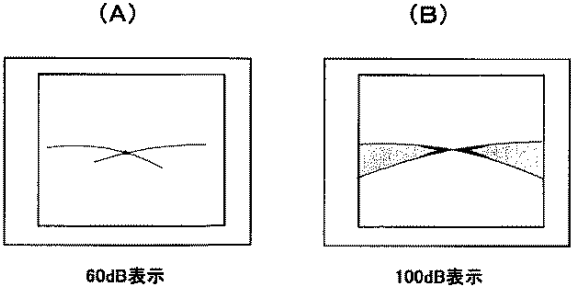
【図 2】



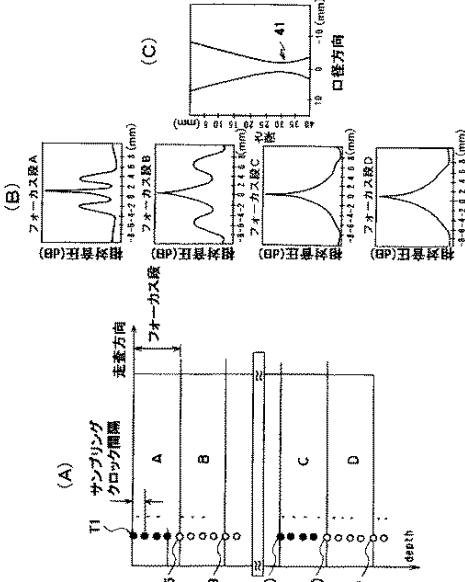
【図 3】



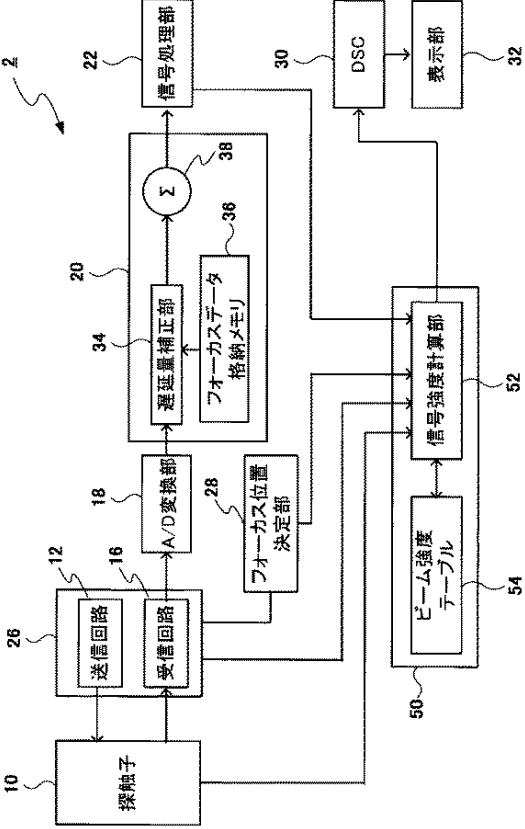
【図 4】



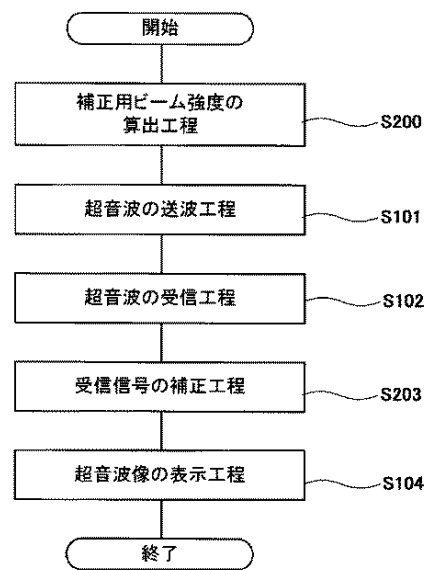
【図 5】



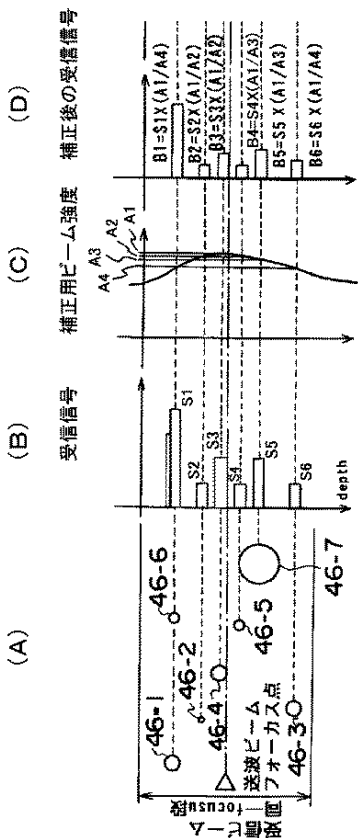
【図 6】



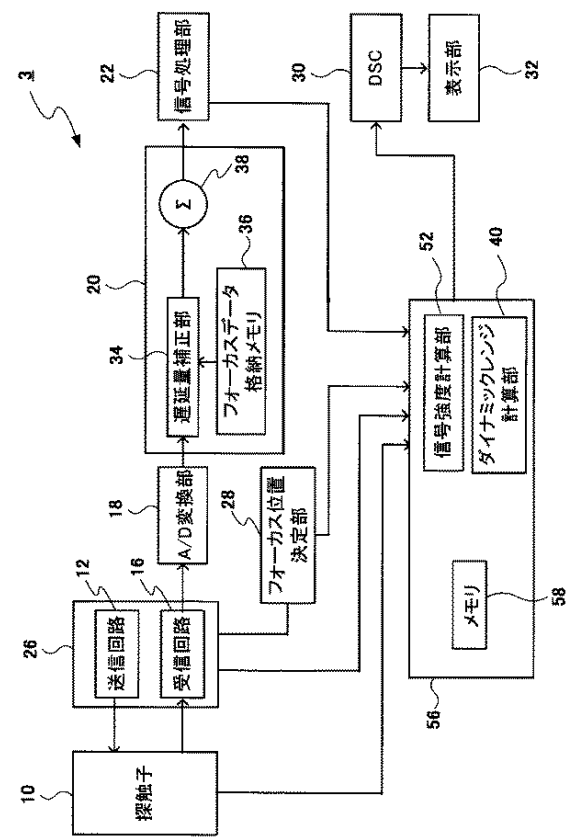
【図 7】



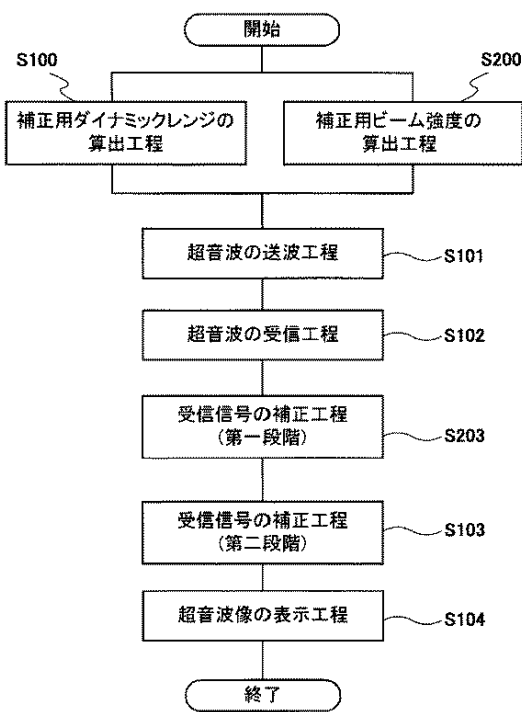
【図 8】



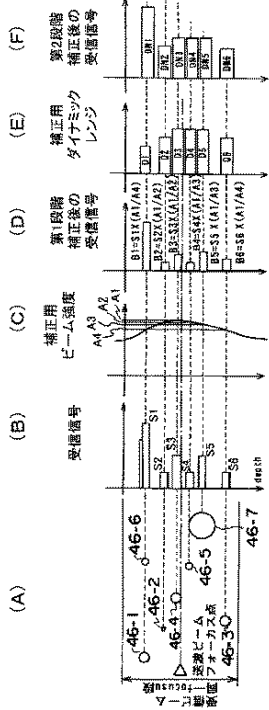
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2004/018260
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁷ A61B8/00 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) Int.Cl. ⁷ A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 5-245137 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 24 September, 1993 (24.09.93), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 4, 6, 8
X A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 84331/1984 (Laid-open No. 2207/1986) (Hitachi Medical Corp.), 08 January, 1986 (08.01.86), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 4, 6 8
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family 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 application or patent 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 23 February, 2005 (23.02.05)		Date of mailing of the international search report 08 March, 2005 (08.03.05)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/018260

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-28210 A (General Electric Co.), 02 February, 1999 (02.02.99), Full text; all drawings & US 5865750 A	1, 2, 4, 6, 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/018260

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 10-18

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The inventions as set forth in these claims are deemed to be concerned with diagnostic methods to be practiced on the human body and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) (continued to extra sheet)

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The matter common to the inventions of claims 1-9 is a matter disclosed in claim 1. However, the search has revealed that the matter disclosed in claim 1 is not novel since it is disclosed in document JP 5-245137 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 24 September, 1993 (24.09.93).

Accordingly, the matter disclosed in claim 1 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, it is obvious that the inventions of claims 1, 2, 4, 6, 8, the inventions of claims 3, 9, the invention of claim 5, and the invention of claim 7 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2, 4, 6, 8

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/018260

Continuation of Box No. II-1 of continuation of first sheet (2)

of the PCT and Rule 39.1 (iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/018260	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁷ A61B8/00			
B. 調査を行った分野			
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁷ A61B8/00-8/15			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの			
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X	JP 5-245137 A (横河 ^{テックシステム株式会社}) 1993. 09. 24 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 4, 6, 8	
X — A	日本国実用新案登録出願59-84331号 (日本国実用新案登録 出願公開61-2207号) の願書に最初に添付した明細書及び図 面の内容を記録したマイクロフィルム (株式会社日立 ^{テック}) 1986. 01. 08 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 4, 6 — 8	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 23. 02. 2005		国際調査報告の発送日 08. 3. 2005	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/018260
C (続き) 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 11-28210 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 1999.02.02 全文、全図 &US 5865750 A	1, 2, 4, 6, 8

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 4 / 0 1 8 2 6 0

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT 17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 10-18 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
上記請求の範囲に記載される発明は、人の体の診断方法と認められるので、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が、調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-9に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲1に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲1に記載される事項は、文献 JP 5-245137 A (横河リイシステム株式会社) 1993.09.24 に記載された事項であるので、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、請求の範囲1に記載される事項は、PCT規則13.2の第2文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲1、2、4、6、8に記載される発明、請求の範囲3、9に記載される発明、請求の範囲5に記載される発明、請求の範囲7に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。
請求の範囲1、2、4、6、8

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, 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, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, 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, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載
【部門区分】第1部門第2区分
【発行日】平成20年1月31日(2008.1.31)

【国際公開番号】WO2005/060832
【年通号数】公開・登録公報2007-048
【出願番号】特願2005-516451(P2005-516451)
【国際特許分類】
A 6 1 B 8/00 (2006.01)
【F I】
A 6 1 B 8/00

【手続補正書】
【提出日】平成19年12月5日(2007.12.5)
【手続補正1】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項1】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信手段と、前記受信手段から出力される前記受信信号に基づいた超音波像が表示される表示手段を備えた超音波診断装置において、

前記超音波探触子で送受される超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して、前記受信手段から出力される前記受信信号を補正する手段を有してな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、前記補正手段は、前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度に対応して算出されたダイナミックレンジに基づき、前記受信手段から出力される前記受信信号のダイナミックレンジを補正するダイナミックレンジ補正手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記補正手段は、前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度に対応して算出されたビーム強度に基づき、前記受信手段から出力される前記受信信号の信号強度を補正する信号強度補正手段を備えた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、前記補正手段は、超音波送波ビームまたは超音波受波ビームの少なくとも一方のビーム形状に対応した補正データを算出し、該補正データに基づいて前記補正を行う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、前記受信手段は、前記超音波探触子から出力される受信信号をサンプリングクロックに基づきデジタル信号に変換する手段を有し、

前記補正手段は、前記サンプリングクロックに基づき前記被検体の深度方向に設定された一以上のサンプリング点ごとに、前記受信手段から出力される前記受信信号を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記補正手段は、前記補正データを算出する計算手段を有し、

前記計算手段は、前記駆動信号の周波数、前記駆動信号の波数、前記超音波ビームの焦点の座標、前記超音波探触子の口径を形成する振動子の数、前記超音波ビームを形成するためのフォーカスデータの少なくとも 1 つを含むパラメータに基づき前記補正データを算出す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、前記補正手段は、前記補正データを算出する計算手段を有し、

前記計算手段は、一の前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して一の前記補正データを算出し、前記一の前記超音波ビームに対応する受信信号が受信処理される間に、前記一の前記超音波ビームとは異なる他の前記超音波ビームのビーム形状と前記被検体の深度とに対応して他の前記補正データを算出す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、前記表示手段は、前記超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたダイナミックレンジが前記被検体の深度の関数としてグラフ表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記表示手段は、前記超音波ビームのビーム形状に対応して算出されたビーム強度が前記被検体の深度の関数としてグラフ表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波探触子により形成される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応した補正データを算出する工程と、

前記超音波探触子に駆動信号を供給して前記超音波探触子から前記被検体に超音波を送波する工程と、

前記送波工程に対応して前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信工程と、

前記受信工程から出力される受信信号を前記補正データに基づき補正する工程と、

前記補正工程から出力される前記受信信号に基づいた超音波像を表示する工程をコンピュータに実行させることを特徴とする超音波イメージングプログラム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】発明の名称

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の名称】超音波診断装置およびその撮像を実行する超音波イメージングプログラム

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、被検体の診断画像として超音波像を撮像する装置およびその撮像を実行する超音波イメージングプログラムに関する。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の目的は、超音波像の画質を改善するのにより好適な超音波診断装置およびその撮像を実行する超音波イメージングプログラムを実現することにある。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0016】

本発明の撮像をコンピュータにより実行させる超音波イメージングプログラムは、超音波探触子により形成される超音波ビームのビーム形状と被検体の深度とに対応した補正データを算出する工程と、超音波探触子に駆動信号を供給して超音波探触子から被検体に超音波を送波する工程と、送波工程に対応して超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信工程と、受信工程から出力される受信信号を補正データに基づき補正する工程と、補正工程から出力される受信信号に基づいた超音波像を表示する工程を有することを特徴とする。

专利名称(译)	超声波诊断装置和用于执行其成像的超声波成像程序		
公开(公告)号	JPWO2005060832A5	公开(公告)日	2008-01-31
申请号	JP2005516451	申请日	2004-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	押木光博 佐々木明 岸本眞治		
发明人	押木 光博 佐々木 明 岸本 眞治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JB51		
优先权	2003422297 2003-12-19 JP		
其他公开文献	JPWO2005060832A1 JP4664209B2		

摘要(译)

超声波诊断装置1包括用于发送和接收超声波，并从对象的超声波探头10，发送电路12将驱动信号提供给所述超声波探头，从所述超声波探头10的输出接收电路16，用于处理待处理的接收信号，A / D转换部分18，信号处理部分22，基于从信号处理部分22输出的接收信号的超声波以及显示单元32，用于显示图像，并且基于与信号处理单元22对应于由超声波探头10发送和接收的超声波束的波束形状和对象的深度计算出的校正数据用于校正输出的接收信号的动态范围校正单元24，信号强度校正单元50和校正单元56。