

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6411185号
(P6411185)

(45) 発行日 平成30年10月24日 (2018. 10. 24)

(24) 登録日 平成30年10月5日 (2018. 10. 5)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006. 01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 5 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2014-234316 (P2014-234316)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年11月19日 (2014. 11. 19)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2016-96881 (P2016-96881A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成28年5月30日 (2016. 5. 30)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成29年9月20日 (2017. 9. 20)		特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	武内 俊
			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
		(72) 発明者	小林 祐介
			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	奥田 雄介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを介して、被検体の超音波画像データを生成する超音波診断装置であって、

予め生成された前記被検体の3次元画像データに基づいて、前記超音波画像データに係る走査範囲に含まれ、特徴的な音響特性を有する特徴部位を特定する特定部と、

特定された前記特徴部位の音響特性に基づく受信時の遅延時間および重み係数を取得し、前記遅延時間が付与され且つ前記重み係数がチャンネルに応じて乗算された受信信号を加算することで、ビームフォームされた前記受信信号を求めるための超音波の送受信条件を変更する送受信条件変更部と、

変更された前記送受信条件に基づいて、前記超音波画像データを生成する画像生成部と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波プローブの位置を検出する位置検出部をさらに有し、

前記特定部は、前記超音波プローブが移動したとき、検出された前記位置に基づいて前記特徴部位を新たに特定し、

前記送受信条件変更部は、新たに特定された前記特徴部位の音響特性に基づいて、前記送受信条件を新たに変更する

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】

生成された前記超音波画像データのコントラストに基づいて、前記送受信条件を新たに変更するか否かを判定する判定部をさらに有し、

前記送受信条件変更部は、前記判定部が前記送受信条件を新たに変更すると判定したとき、前記送受信条件を新たに変更する

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送受信条件を新たに変更するための操作入力を受け付ける操作部をさらに有し、

前記送受信条件変更部は、受け付けられた前記操作入力に基づいて、前記送受信条件を新たに変更する

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波プローブは、2次元アレイプローブであり、

前記送受信条件変更部は、前記2次元アレイプローブのアジマス方向及びエレベーション方向に係る前記送受信条件を変更する

ことを特徴とする請求項 1～4のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体へ超音波を送信して、その反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得するものである。超音波診断装置は、取得した生体情報に基づいて、例えば被検体の組織構造を表す超音波画像を生成する。

【0003】

超音波診断装置は、頭蓋骨を通して超音波の送受信を行って、脳の超音波画像を生成するために用いられる場合がある。この場合、頭蓋骨は他の組織と比較して超音波の音速や減衰率等の音響特性が大きく異なる。骨のような音響特性が他の組織と大きく異なる組織が超音波の送受信が行なわれる範囲（走査範囲）に含まれている場合、超音波は、音響特性が他の組織と大きく異なる組織によって屈折される（音場が乱れる）。超音波診断装置が肋間に対して超音波の送受信を行う場合も同様である。また、該組織の形状は、被検体によって異なるので、反射及び屈折の態様は多様である。それにより、超音波画像の画質が低下するという問題があった。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開平5-146445号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明が解決しようとする課題は、超音波の屈折の影響を補正して、超音波画像の画質を向上することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブを介して、被検体の超音波画像データを生成する超音波診断装置であって、特定部と、送受信条件変更部と、画像生成部とを有する。特定部は、予め生成された被検体の3次元画像データに基づいて、超音波画像データに係る走査範囲に含まれ、特徴的な音響特性を有する特徴部位を特定する。送受信条件変更部は、特定された特徴部位の音響特性に基づく受信時の遅延時間および重み係数を

10

20

30

40

50

取得し、遅延時間が付与され且つ重み係数がチャンネルに応じて乗算された受信信号を加算することで、ビームフォームされた受信信号を求めるための超音波の送受信条件を変更する。画像生成部は、変更された送受信条件に基づいて、超音波画像データを生成する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】第1の実施形態に係る信号処理部の構成を示すブロック図。

【図3A】第1の実施形態に係る音響特性適用データの概略を示す模式図。

【図3B】第1の実施形態に係る特徴部位の音響特性が適用されていない場合の音場の概略を示す模式図。

10

【図4】第1の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図5】第1の実施形態の変形例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図6】第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図7】第2の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図8】第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図9】第3の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図10】第3の実施形態の変形例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図11】第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図12】第4の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

20

【0008】

以下、実施形態の超音波診断装置について図面を参照して説明する。

【0009】

第1の実施形態

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1を介して、被検体の超音波画像を生成する。該超音波診断装置は、超音波プローブ1と、本体部2と、表示部3と、操作部4とを有する。本体部2は、医用画像データベース5と通信可能に接続される。

【0010】

医用画像データベース5は、予め生成された被検体の3次元画像データを記憶する。医用画像データベース5は、X線CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置、及び、2次元アレイプローブを用いた超音波診断装置等の医用画像診断装置によって予め生成された被検体の3次元画像データを記憶する。医用画像データベース5は、例えば、DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)規格に準拠したシステムを形成する。

30

【0011】

超音波プローブ1は、被検体へ超音波を送信して、該被検体からの反射波を受信する。超音波プローブ1は、受信された反射波を表すエコー信号を送受信部21へ出力する。超音波プローブ1は、複数の超音波振動子を備える。超音波プローブ1としては、複数の超音波振動子が操作方向に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次的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。

40

【0012】

本体部2は、送受信部21と、信号処理部22と、画像生成部23と、表示制御部24と、特定部25と、送受信条件変更部26と、システム制御部27とを有する。送受信部21は、超音波プローブ1へパルス信号を出力して、超音波を送信させる。このとき、送受信部21は、各超音波振動子に対応した経路(チャンネル)ごとのパルスを備え、チャンネルごとに個別に遅延時間が付与されたタイミングでパルス信号を出力することによって、所定の焦点にビームフォームされた(送信ビームフォームされた)超音波を送信させる。遅延時間は、当該チャンネルに対応した超音波振動子と焦点との位置関係に基づいて

50

算出される。送信ビームフォームは、超音波の走査範囲に含まれる焦点ごとに行われる。

【0013】

また、送受信部21は、超音波プローブ1の各超音波振動子からのエコー信号を受ける。送受信部21は、一般的なプリアンプ回路及びA/D変換回路を含んで構成される。プリアンプ回路は、超音波プローブ1からのエコー信号をチャンネルごとに増幅し、A/D変換回路へ出力する。A/D変換回路は、プリアンプ回路により増幅されたエコー信号をチャンネルごとにデジタル信号(受信信号)に変換し、信号処理部22へ出力する。

【0014】

信号処理部22は、送受信部21からの受信信号に遅延処理及び加算処理を施して整相された(受信ビームフォームされた)受信信号を求める。図2は、第1の実施形態に係る信号処理部22の構成を示すブロック図である。信号処理部22は、FIFO(First In First Out)メモリ221と、遅延処理部222と、重み付け処理部223と、加算部224とを有する。

10

【0015】

FIFOメモリ221は、チャンネルごとに設けられる。FIFOメモリ221は、送受信部21から受信信号を受け、記憶する。

【0016】

遅延処理部222は、チャンネルごとに設けられる。遅延処理部222は、FIFOメモリ221から受信信号を読み出す。このとき、遅延処理部222は、遅延時間に応じたアドレスに記憶された受信信号を読み出す。受信信号が当該アドレスから読み出されることは、受信信号に遅延時間が付与されることに相当する。遅延時間は、当該チャンネルに対応した超音波振動子と焦点との位置関係に基づいて算出される。遅延処理部222は、読み出された受信信号を重み付け処理部223へ出力する。

20

【0017】

なお、遅延処理部222は、一般的な微小遅延回路を含んで構成されてもよい。この微小遅延回路は、読み出された受信信号に、FIFOメモリ221のクロック・レートよりも短い遅延時間をさらに付与する。

【0018】

重み付け処理部223は、チャンネルごとに設けられる。重み付け処理部223は、遅延処理部222から受けた受信信号に、チャンネルに応じた重み係数を乗算する。重み係数は、当該チャンネルに対応した超音波振動子と焦点との位置関係に基づいて算出される。重み付け処理部223は、重み係数が乗算された受信信号を加算部224へ出力する。

30

【0019】

加算部224は、重み付け処理部223のそれぞれから受信信号を受け、受けた受信信号を加算する。この加算により、所定の焦点について受信ビームフォームされた受信信号が求められる。加算部224は、受信ビームフォームされた受信信号を画像生成部23へ出力する。

【0020】

なお、遅延処理部222、重み付け処理部223及び加算部224は、超音波の走査範囲に含まれる焦点ごとに上記の処理を行う。

40

【0021】

画像生成部23は、信号処理部22からの受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する。例えば、画像生成部23は、信号処理部22から受信信号を受け、受信信号の振幅のパラメータの映像化を行う。このとき、画像生成部23は、受信信号にバンドパスフィルタ処理を施し、そしてバンドパスフィルタ処理後の受信信号の包絡線を検波する。画像生成部23は、検波されたデータに対して対数変換フィルタ処理を施して、被検体の断層像を表す超音波ラスタデータを生成する。

【0022】

また、画像生成部23は、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。例えば、画像生成部23は、DSC(Digital Scan Converte

50

r)を含んで構成される。画像生成部23は、超音波ラスタデータにおいて走査線の信号列で表されるデータを、表示用の座標系で表される超音波画像データに走査変換する。画像生成部23は、被検体の断層像を表す超音波画像データ(Bモード画像データ)を生成し、生成された超音波画像データを表示制御部24及び特定部25へ出力する。

【0023】

なお、ここでは、画像生成部23が被検体の断層像を表す超音波画像データを生成する例について主に説明するが、画像生成部23は、被検体の血流情報を表すデータを生成してもよい。例えば、画像生成部23は、受信信号を位相検波することにより、ドプラ偏移周波数成分を求め、FFT(Fast Fourier Transform)処理を施すことによって、血流速度を表すドプラ周波数分布データを生成してもよい。また、画像生成部23は、血流の速度、分布、又はパワーを表すCFM(Color Flow Mapping)画像データを生成してもよい。

10

【0024】

表示制御部24は、超音波画像データを画像生成部23から受け、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部3に表示させる。

【0025】

表示部3は、超音波画像を表示する。表示部3は、例えば、液晶ディスプレイや有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどの表示デバイスで構成される。

【0026】

20

特定部25は、予め生成された被検体の3次元画像データに基づいて、超音波画像データに係る走査範囲に含まれ、特徴的な音響特性を有する特徴部位を特定する。特定部25は、参照画像特定部251と、部位特定部252とを有する。

【0027】

参照画像特定部251は、医用画像データベース5から、予め生成された被検体の3次元画像データを読み出す。また、参照画像特定部251は、画像生成部23から超音波画像データを受ける。例えば、参照画像特定部251は、超音波画像データから、所定の閾値以上の輝度値を有する画素を特徴点として3つ以上抽出する。この所定の閾値は、適宜設計される。また、参照画像特定部251は、3次元画像データから、所定の閾値以上の輝度値を有する画素を特徴点として3つ以上抽出する。この所定の閾値は、適宜設計される。参照画像特定部251は、超音波画像データから抽出された特徴点と、3次元画像データから抽出された特徴点との位置合わせを行う。この位置合わせにより、3次元画像データと超音波画像とが位置合わせされ、超音波画像データの座標系すなわち超音波の走査範囲の座標系と3次元画像データの座標系とが対応する。

30

【0028】

参照画像特定部251は、MPR(Multi Planar Reconstruction)処理によって、3次元画像データのうち、超音波画像データの平面を断面とする画像データを参照画像データとして特定する。なお、超音波プローブ1が2次元アレイプローブであるとき、参照画像特定部251は、3次元画像データから、超音波画像データの範囲に対応する部分データを含む画像データを参照画像データとして特定する。参照画像特定部251は、特定された参照画像データ及び超音波画像データを部位特定部252へ出力する。また、参照画像特定部251は、特定された参照画像データを表示制御部24へ出力してもよい。

40

【0029】

部位特定部252は、参照画像特定部251からの参照画像データのうち、超音波画像に係る走査範囲に含まれ、特徴的な音響特性を有する特徴部位を特定する。特徴的な音響特性を有する特徴部位とは、音速や減衰率等の音響特性が、他の部位と大きく異なる部位である。特徴部位の例としては、骨などの硬組織部位が挙げられる。例えば、部位特定部252は、参照画像データのうち、特徴的な音響特性を有する部位を抽出する。このとき、部位特定部252は、参照画像データのうち、所定の閾値以上の輝度値を有する画素群

50

を抽出する。そして、部位特定部 2 5 2 は、抽出された画素群の部位を特定する。通常、特徴部位は、参照画像データ（読み出された 3 次元画像データの部分データ）において、他の部位よりも高い輝度の画素で描出される。所定の閾値としては、特徴部位を抽出するための値が操作者により予め入力される。

【 0 0 3 0 】

部位特定部 2 5 2 は、抽出された画素群の部位（特徴的な音響特性を有する部位）と、超音波画像データに係る走査範囲とを照合することによって、抽出された画素群の部位のうち走査範囲に含まれる部位を特徴部位として特定する。それにより、走査範囲に含まれる特徴部位の位置及び形状が特定される。部位特定部 2 5 2 は、特定された特徴部位の位置及び形状を表す特徴部位データ及び超音波画像データを送受信条件変更部 2 6 へ出力する。

10

【 0 0 3 1 】

送受信条件変更部 2 6 は、特定された特徴部位の音響特性に基づいて、超音波の送受信条件を変更する。送受信変更部は、音響特性記憶部 2 6 1 と、音響特性適用部 2 6 2 と、算出部 2 6 3 とを有する。

【 0 0 3 2 】

音響特性記憶部 2 6 1 は、特徴部位の単位長さ当たりの音響特性を予め記憶する。例えば、音響特性記憶部 2 6 1 は、骨などの部位について、臨床的に知られている単位長さ当たりの音速及び減衰率を予め記憶する。音響特性記憶部 2 6 1 は、さらに、特徴部位の密度を予め記憶しておいてもよい。単位長さ当たりの音響特性の各値は、操作者によって予め入力される。

20

【 0 0 3 3 】

音響特性適用部 2 6 2 は、部位特定部 2 5 2 から特徴部位データ及び超音波画像データを受ける。音響特性適用部 2 6 2 は、音響特性記憶部 2 6 1 から単位長さ当たりの音響特性を読み出す。音響特性適用部 2 6 2 は、特徴部位データに表される位置（特徴部位の位置）に、読み出された単位長さ当たりの音響特性を適用する（反映させる）。それにより、超音波画像データに表される走査範囲において、特徴部位の音響特性が適用（反映）された特徴部位の位置及び形状が特定される。音響特性適用部 2 6 2 は、特徴部位の音響特性が超音波画像データの走査範囲に適用（反映）された音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

30

【 0 0 3 4 】

算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を算出する。算出される送受信条件の例としては、超音波の送信及び受信に係るチャンネルごとの遅延時間、並びに、重み付け処理部 2 2 3 によるチャンネルごとの重み係数が挙げられる。

【 0 0 3 5 】

図 3 A は、第 1 の実施形態に係る音響特性適用データの概略を示す模式図である。ここでは、走査範囲 S R に含まれる 1 つの焦点 F P と超音波プローブ 1 の超音波振動子 U（U c、U e）との超音波送受信について説明する。また、図 3 A の例では、走査範囲 S R に被検体の頭蓋骨 S K の一部が特徴部位 C P として含まれている様子を示す。図 3 B は、第 1 の実施形態に係る特徴部位の音響特性が適用（反映）されていない場合の音場の概略を示す模式図である。

40

【 0 0 3 6 】

一般的な送受信条件は、走査範囲内の音速及び減衰率が同様であるとして予め定められている。この場合、図 3 B の例のように、焦点と各超音波振動子との直線的な位置関係に基づいて、遅延時間及び重み係数が定められる。しかしながら、図 3 A の例のように、走査範囲 S R に特徴部位 C P が含まれている場合、超音波は、焦点と各超音波振動子との間で屈折しながら送受信される。図 3 A の例では、屈折しながら超音波が送受信される経路 U R が破線で示されている。また、超音波は、特徴部位 C P を通過することにより減衰する。

50

【 0 0 3 7 】

算出部 2 6 3 は、音響特性適用データを参照して、特徴部位 C P の形状及び音響特性を特定する。算出部 2 6 3 は、特定された形状及び音響特性と、一般的なスネルの法則とを用いて経路 U R を超音波振動子ごとに求める。そして、算出部 2 6 3 は、経路 U R の全体長さと、全体長さのうち特徴部位 C P を超音波が通過する長さと、特定された音響特性に含まれた特徴部位 C P の音速とに基づいて、超音波振動子ごとの遅延時間を算出する。また、算出部 2 6 3 は、経路 U R の全体長さと、全体長さのうち特徴部位 C P を超音波が通過する長さと、特定された音響特性に含まれた特徴部位 C P の減衰率とに基づいて、超音波振動子ごとの重み係数を算出する。算出部 2 6 3 は、遅延時間の算出と、重み係数の算出とを走査範囲に含まれる焦点 F P ごとに行う。

10

【 0 0 3 8 】

算出部 2 6 3 は、焦点 F P と各超音波振動子と特徴部位との位置関係、及び、特徴部位の形状と音響特性によってチャンネルごと且つ焦点ごとに遅延時間及び重み係数を算出する。例えば、図 3 A の例のように、アーチ状の特徴部位 C P が焦点 F P 側から超音波プローブ 1 側へ凸となるように位置している場合、超音波振動子 U e のチャンネルの遅延時間は、図 3 B の例で示した超音波振動子 U e のチャンネルの遅延時間よりも長く算出される。また、図 3 A の例のように、アーチ状の特徴部位 C P が焦点 F P 側から超音波プローブ 1 側へ凸となるように位置している場合、超音波振動子 U e のチャンネルの重み係数は、図 3 B の例で示した超音波振動子 U e のチャンネルの重み係数よりも大きく算出される。

【 0 0 3 9 】

20

算出部 2 6 3 は、算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。このとき、算出部 2 6 3 は、算出されたチャンネルごと且つ焦点ごとの遅延時間を送受信部 2 1 へ出力する。また、算出部 2 6 3 は、算出されたチャンネルごと且つ焦点ごとの遅延時間及び重み係数を信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が算出された遅延時間及び重み係数に変更される。ここで、送受信条件とは、送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 の動作条件である。送受信条件の例としては、超音波の送信及び受信に係る遅延時間、並びに重み係数が挙げられる。

【 0 0 4 0 】

以下、送受信条件が変更された後に超音波画像データが生成される構成について説明する。送受信部 2 1 は、算出部 2 6 3 から受けた遅延時間が付与されたタイミングでチャンネルごとにパルス信号を出力することによって、超音波プローブ 1 に超音波を送信させる。それにより、送受信条件変更部 2 6 により変更された送受信条件に基づく送信ビームフォームが行なわれる。

30

【 0 0 4 1 】

また、信号処理部 2 2 は、算出部 2 6 3 から受けた遅延時間及び重み係数に基づいて、受信信号に遅延処理及び加算処理を施す。このとき、遅延処理部 2 2 2 は、算出部 2 6 3 から受けた遅延時間に応じたアドレスに記憶された受信信号を読み出す。なお、遅延処理部 2 2 2 が微小遅延回路を含んでいるとき、F I F O メモリ 2 2 1 のクロック・レートよりも短い遅延時間をさらに付与することによって、算出部 2 6 3 からの遅延時間を受信信号に付与してもよい。

40

【 0 0 4 2 】

重み付け処理部 2 2 3 は、算出部 2 6 3 による遅延時間が付与された受信信号に、算出部 2 6 3 から受けた重み係数をチャンネルに応じて乗算する。重み付け処理部 2 2 3 は、算出部 2 6 3 から受けた重み係数が乗算された受信信号を加算部 2 2 4 へ出力する。加算部 2 2 4 は、重み付け処理部 2 2 3 のそれぞれから受信信号を受け、受けた受信信号を加算する。この加算により、送受信条件変更部 2 6 により変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームされた受信信号が求められる。

【 0 0 4 3 】

画像生成部 2 3 は、信号処理部 2 2 が変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームした受信信号に基づいて超音波画像データを生成する。このことは、画像生成部 2 3

50

が、送受信条件変更部 2 6 により変更された送受信条件に基づいて超音波画像データを生成することに相当する。画像生成部 2 3 は、生成された超音波画像データを表示制御部 2 4 へ出力する。

【 0 0 4 4 】

以上のように、超音波の走査範囲に含まれる特徴部位の形状及び音響特性に基づいて、超音波の送受信条件を変更することによって、特徴部位による超音波の屈折及び減衰の影響が補正される。また、特徴部位は、予め生成された被検体の 3 次元画像データに基づいて特定されるので、被検体ごとに異なる形状である特徴部位に対応した送受信条件の変更が行なわれる。

【 0 0 4 5 】

10

なお、超音波プローブ 1 が 2 次元アレイプローブであるとき、送受信条件変更部 2 6 は、アジマス方向（方位方向）及びエレベーション方向（厚み方向）に係る送受信条件を変更する。このとき、音響特性適用部 2 6 2 は、特徴部位データに表される位置に 3 次的に音響特性を適用する（反映させる）。算出部 2 6 3 は、アジマス方向及びエレベーション方向について、変更する送受信条件を算出し、送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。

【 0 0 4 6 】

操作部 4 は、医師や技師等の操作者による操作を受けて、この操作の内容に応じた信号や情報を装置各部に入力する。例えば、操作部 4 は、キーボード、マウス、タッチパネルなどによって構成される。

20

【 0 0 4 7 】

システム制御部 2 7 は、超音波診断装置の各部を制御する。システム制御部 2 7 は、超音波診断装置の各部の機能を実行するためのコンピュータプログラムを予め記憶する。システム制御部 2 7 は、このコンピュータプログラムを実行することで、上記機能を実現する。例えば、システム制御部 2 7 は、以下のフローチャートに示す動作に係るコンピュータプログラムを記憶し、実行する。

【 0 0 4 8 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 0 1 : 参照画像特定部 2 5 1 は、医用画像データベース 5 から、予め生成された被検体の 3 次元画像データを読み出す。

30

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 0 2 : 送受信部 2 1 は、超音波プローブ 1 へパルス信号を出力して、超音波を送信させる。また、送受信部 2 1 は、超音波プローブ 1 の各超音波振動子からのエコー信号を受ける。送受信部 2 1 は、エコー信号をチャンネルごとにデジタル信号（受信信号）に変換し、信号処理部 2 2 へ出力する。信号処理部 2 2 は、送受信部 2 1 からの受信信号に遅延処理及び加算処理を施して整相された（受信ビームフォームされた）受信信号を求める。信号処理部 2 2 は、受信ビームフォームされた受信信号を画像生成部 2 3 へ出力する。画像生成部 2 3 は、信号処理部 2 2 からの受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する。このステップ S 1 0 2 で生成される超音波画像データは、図 3 B の例のように、特徴部位の音響特性が適用（反映）されていない、すなわち、走査範囲内の音速及び減衰率が一樣であるとして予め定められた送受信条件に基づいて生成されたデータである。

40

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 0 3 : 参照画像特定部 2 5 1 は、画像生成部 2 3 から超音波画像データを受ける。参照画像特定部 2 5 1 は、超音波画像データと、3 次元画像データとの位置合わせを行う。そして、参照画像特定部 2 5 1 は、3 次元画像データから参照画像データを特定する。参照画像特定部 2 5 1 は、特定された参照画像データ及び超音波画像データを部位特定部 2 5 2 へ出力する。

【 0 0 5 2 】

50

ステップS104：部位特定部252は、参照画像特定部251からの参照画像データのうち、特徴的な音響特性を有する部位を抽出する。部位特定部252は、抽出された特徴的な音響特性を有する部位と、超音波画像データに係る走査範囲とを照合することによって、抽出された部位のうち走査範囲に含まれる部位を特徴部位として特定する。部位特定部252は、特定された特徴部位の位置及び形状を表す特徴部位データ及び超音波画像データを送受信条件変更部26へ出力する。

【0053】

ステップS105：音響特性適用部262は、部位特定部252から特徴部位データ及び超音波画像データを受ける。音響特性適用部262は、音響特性記憶部261から単位長さ当たりの音響特性を読み出す。音響特性適用部262は、特徴部位データに表される位置（特徴部位の位置）に、読み出された単位長さ当たりの音響特性を適用する（反映させる）。音響特性適用部262は、特徴部位の音響特性が超音波画像データの走査範囲に適用（反映）された音響特性適用データを算出部263へ出力する。

【0054】

ステップS106：算出部263は、音響特性適用部262からの音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を算出する。算出部263は、音響特性適用データを参照して、特徴部位CPの形状及び音響特性を特定する。算出部263は、特定された形状及び音響特性と、一般的なスネルの法則とを用いて経路URを超音波振動子ごとに求める。そして、算出部263は、超音波振動子ごとの遅延時間及び重み係数を算出する。算出部263は、遅延時間の算出と、重み係数の算出とを走査範囲に含まれる焦点FPごとに行う。算出部263は、算出されたチャンネルごと且つ焦点ごとの遅延時間を送受信部21へ出力する。また、算出部263は、算出されたチャンネルごと且つ焦点ごとの遅延時間及び重み係数を信号処理部22へ出力する。それにより、送受信条件が算出された遅延時間及び重み係数に変更される。

【0055】

ステップS107：送受信部21は、算出部263から受けた遅延時間が付与されたタイミングでチャンネルごとにパルス信号を出力することによって、超音波プローブ1に超音波を送信させる。信号処理部22は、算出部263から受けた遅延時間及び重み係数に基づいて、受信信号に遅延処理及び加算処理を施す。画像生成部23は、信号処理部22が変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームした受信信号に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部23は、生成された超音波画像データを表示制御部24へ出力する。

【0056】

ステップS108：表示制御部24は、超音波画像データを画像生成部23から受け、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部3に表示させる。

【0057】

第1の実施形態に係る超音波診断装置によれば、超音波の走査範囲に含まれる特徴部位の形状及び音響特性に基づいて、超音波の送受信条件を変更する。したがって、超音波の屈折の影響を補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

【0058】

また、第1の実施形態に係る超音波診断装置によれば、特徴部位は、予め生成された被検体の3次元画像データに基づいて特定される。それにより、被検体ごとに異なる形状である特徴部位に対応した送受信条件の変更が行なわれる。したがって、被検体ごとに対応して超音波の屈折の影響を補正することができる。

【0059】

第1の実施形態の変形例

第1の実施形態の変形例に係る超音波診断装置について説明する。この変形例に係る超音波診断装置は、送受信条件を手動によって新たに変更可能に構成される。以下、第1の実施形態に係る超音波診断装置と異なる内容について主に説明する。第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様の内容については説明を省略する場合がある。

【 0 0 6 0 】

操作部 4 は、送受信条件を新たに変更するための操作入力を受け付ける。例えば、操作者は、表示部 3 に表示された超音波画像を視認し、そして操作部 4 を介して操作入力を行う。この操作入力は、音響特性適用部 2 6 2 により適用（反映）された音響特性（音速及び減衰率等）を増減させるために行われる。操作部 4 が受け付けた操作入力を表す操作信号は、システム制御部 2 7 を介して送受信変更部へ出力される。

【 0 0 6 1 】

送受信変更部は、受け付けられた操作入力に基づいて送受信条件を新たに変更する。このとき、音響特性適用部 2 6 2 は、システム制御部 2 7 からの操作信号を受け、該操作信号に基づいて、どの音響特性をどの程度増減させるか、すなわち増減させる音響特性及び増減量を特定する。音響特性適用部 2 6 2 は、特定された増減量に基づいて、特定された音響特性を増加又は減少させる。音響特性適用部 2 6 2 は、このように音響特性が増加又は減少された新たな音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

10

【 0 0 6 2 】

算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。

【 0 0 6 3 】

送受信部 2 1 は、新たに変更された送受信条件に基づいて超音波プローブ 1 を介して超音波を送受信する。信号処理部 2 2 は、新たに変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームを行う。画像生成部 2 3 は、新たに変更された送受信条件に基づいて新たな超音波画像データを生成する。画像生成部 2 3 は、新たな超音波画像データを表示制御部 2 4 へ出力する。表示制御部 2 4 は、画像生成部 2 3 からの新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 3 に表示させる。

20

【 0 0 6 4 】

図 5 は、第 1 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 2 0 1 ~ ステップ S 2 0 8 の処理は、図 4 の例の S 1 0 1 ~ ステップ S 1 0 8 の処理と同様である。

30

【 0 0 6 6 】

ステップ S 2 0 9 : 操作部 4 が、送受信条件を新たに変更するための操作入力を受け付けたとき（ステップ S 2 0 9 ; Y E S）、操作部 4 が受け付けた操作入力を表す操作信号は、システム制御部 2 7 を介して送受信変更部へ出力される。操作部 4 が、送受信条件を新たに変更するための操作入力を受け付けなとき（ステップ S 2 0 9 ; N O）、この動作はステップ S 2 1 4 へ進む。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 2 1 0 : 音響特性適用部 2 6 2 は、システム制御部 2 7 からの操作信号を受け、該操作信号に基づいて、増減させる音響特性及び増減量を特定する。音響特性適用部 2 6 2 は、特定された増減量に基づいて、特定された音響特性を増加又は減少させる。音響特性適用部 2 6 2 は、音響特性が増加又は減少された新たな音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

40

【 0 0 6 8 】

ステップ S 2 1 1 : 算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 2 1 2 : 送受信部 2 1 は、新たに変更された送受信条件に基づいて超音波プ

50

ローブ 1 を介して超音波を送受信する。信号処理部 2 2 は、新たに変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームを行う。画像生成部 2 3 は、新たに変更された送受信条件に基づいて新たな超音波画像データを生成する。画像生成部 2 3 は、新たな超音波画像データを表示制御部 2 4 へ出力する。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 2 1 3 : 表示制御部 2 4 は、画像生成部 2 3 からの新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 3 に表示させる。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2 1 4 : 超音波検査が継続されるとき (ステップ S 2 1 4 ; Y E S) 、この動作はステップ S 2 0 7 へ戻る。超音波検査が継続されないとき (ステップ S 2 1 4 ; N O) 、この動作は終了する。

【 0 0 7 2 】

第 1 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置によれば、特徴部位に応じて適用 (反映) された送受信条件を手動操作によって新たに変更することができる。このことは、予め記憶された特徴部位の単位長さ当たりの音響特性に基づいて変更された送受信条件によって生成された超音波画像データに基づく超音波画像の画質が、操作者の操作によって、新たに調整されることに相当する。したがって、超音波の屈折の影響をさらに補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

【 0 0 7 3 】

第 2 の実施形態

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、送受信条件を自動的に新たに変更可能に構成される。以下、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と異なる内容について主に説明する。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の内容については説明を省略する場合がある。

【 0 0 7 4 】

図 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。画像生成部 2 3 は、送受信条件変更部 2 6 により変更された送受信条件に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 2 3 は、生成された超音波画像データを判定部 2 8 へ出力する。なお、画像生成部 2 3 は、生成された超音波画像データを表示制御部 2 4 へ出力してもよい。

【 0 0 7 5 】

本体部 2 は、判定部 2 8 をさらに有する。判定部 2 8 は、生成された超音波画像データのコントラストに基づいて、送受信条件を新たに変更するか否かを判定する。例えば、判定部 2 8 は、所定のコントラスト閾値を予め記憶する。このコントラスト閾値は、操作者により予め入力される。コントラスト閾値は、上限値及び下限値を備えて予め記憶されてもよい。判定部 2 8 は、画像生成部 2 3 からの超音波画像データのコントラストを算出する。コントラストの算出には、一般的な算出法が適宜用いられる。

【 0 0 7 6 】

判定部 2 8 は、算出されたコントラストとコントラスト閾値とを比較する。例えば、判定部 2 8 は、算出されたコントラストがコントラスト閾値以上であるとき、送受信条件を新たに変更すると判定し、算出されたコントラストがコントラスト閾値未満であるとき、送受信条件を新たに変更しないと判定する。なお、判定部 2 8 は、算出されたコントラストがコントラスト閾値より大きいとき、送受信条件を新たに変更すると判定し、算出されたコントラストがコントラスト閾値以下であるとき、送受信条件を新たに変更しないと判定してもよい。

【 0 0 7 7 】

また、コントラスト閾値が、上限値及び下限値を備える場合、判定部 2 8 は、算出されたコントラストが上限値と下限値との間に含まれないとき、送受信条件を新たに変更すると判定し、算出されたコントラストが上限値と下限値との間に含まれるとき、送受信条件を新たに変更しないと判定する。判定部 2 8 は、送受信条件を新たに変更すると判定した

とき、算出されたコントラストとコントラスト閾値との差分を表す差分データを音響特性適用部 262 へ出力する。判定部 28 は、送受信条件を新たに変更しないと判定したとき、超音波画像データを表示制御部 24 へ出力する。

【0078】

音響特性適用部 262 は、判定部 28 からの差分データに基づいて、音響特性を増減させる。この増減には、一般的なコントラスト制御アルゴリズムが用いられてよい。音響特性部は、変更された音響特性が適用（反映）された新たな音響特性適用データを算出部 263 へ出力する。

【0079】

算出部 263 は、音響特性適用部 262 からの新たな音響特性適用データに基づいて、
10 変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 263 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 21 及び信号処理部 22 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。そして、新たな送受信条件に基づく超音波画像データが生成される。そして、判定部 28 は、送受信条件を新たに変更しないと判定したとき、超音波画像データを表示制御部 24 へ出力する。表示制御部 24 は、判定部 28 からの超音波画像データを表示部 3 に表示させる。

【0080】

図 7 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【0081】

ステップ S301 ~ ステップ S306 の処理は、図 4 の例のステップ S101 ~ ステッ
20 プ S106 の処理と同様である。

【0082】

ステップ S307：画像生成部 23 は、送受信条件変更部 26 により変更された送受信条件に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 23 は、生成された超音波画像データを判定部 28 へ出力する。

【0083】

ステップ S308：判定部 28 は、画像生成部 23 からの超音波画像データのコントラストを算出する。判定部 28 は、算出されたコントラストとコントラスト閾値とを比較して、送受信条件を新たに変更するか否かを判定する。判定部 28 は、送受信条件を新たに変更すると判定したとき（ステップ S308；YES）、算出されたコントラストとコント
30 ラスト閾値との差分を表す差分データを音響特性適用部 262 へ出力する。判定部 28 は、送受信条件を新たに変更しないと判定したとき（ステップ S308；NO）、超音波画像データを表示制御部 24 へ出力する。

【0084】

ステップ S309：音響特性適用部 262 は、判定部 28 からの差分データに基づいて、音響特性を増減させる。音響特性部は、変更された音響特性が適用（反映）された新たな音響特性適用データを算出部 263 へ出力する。

【0085】

ステップ S310：算出部 263 は、音響特性適用部 262 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 263 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 21 及び信号処理部 22 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。
40

【0086】

ステップ S311：送受信部 21 は、新たに変更された送受信条件に基づいて超音波プローブ 1 を介して超音波を送受信する。信号処理部 22 は、新たに変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームを行う。画像生成部 23 は、新たに変更された送受信条件に基づいて新たな超音波画像データを生成する。画像生成部 23 は、新たな超音波画像データを判定部 28 へ出力される。

【0087】

ここで、新たな超音波画像データが判定部 28 へ出力されることにより、判定部 28 が
50

送受信条件を新たに変更しないと判定するまで、ステップ S 3 0 9 ~ ステップ S 3 1 1 の処理が繰り返される。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 3 1 2 : 表示制御部 2 4 は、画像生成部 2 3 からの超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 3 に表示させる。

【 0 0 8 9 】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、特徴部位に応じて適用（反映）された送受信条件を自動的に新たに変更することができる。このことは、予め記憶された特徴部位の単位長さ当たりの音響特性に基づいて変更された送受信条件によって生成された超音波画像データの超音波画像の画質が、自動的に判定され、新たに調整されることに相当する。したがって、超音波の屈折の影響をさらに補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

10

【 0 0 9 0 】

第 3 の実施形態

第 3 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。第 3 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 の移動に追従して特徴部位を特定することが可能に構成される。以下、以下、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と異なる内容について主に説明する。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の内容については説明を省略する場合がある。

【 0 0 9 1 】

20

図 8 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。超音波プローブ 1 は、位置センサ 1 1 を有する。本体部 2 は、位置検出部 2 9 をさらに有する。位置センサ 1 1 及び位置検出部 2 9 は、互いに通信可能に接続される。

【 0 0 9 2 】

位置センサ 1 1 及び位置検出部 2 9 は、超音波プローブ 1 の位置及び角度を検出可能に設けられる。位置センサ 1 1 及び位置検出部 2 9 としては、磁気センサや光学センサ及びこれらに対応する検出器が適宜用いられる。位置検出部 2 9 は、位置センサ 1 1 の位置を検出することによって、超音波プローブ 1 の位置及び角度を所定の時間間隔ごとに検出する。位置検出部 2 9 は、検出された位置及び角度を表す位置角度データを参照画像特定部 2 5 1 へ逐次出力する。

30

【 0 0 9 3 】

特定部 2 5 は、検出された超音波プローブ 1 が移動したとき、検出された位置に基づいて特徴部位を新たに特定する。例えば、参照画像特定部 2 5 1 は、3 次元画像データと位置合わせされた超音波画像を生成するための超音波が送受信されたときの位置角度データを記憶する。該位置角度データを基準位置角度データと称する。また、参照画像特定部 2 5 1 は、基準位置角度データを記憶したときより後に受けた位置角度データと基準位置角度データとを比較する。参照画像特定部 2 5 1 は、この比較によって、超音波プローブ 1 が移動したか否かを判定する。

【 0 0 9 4 】

参照画像特定部 2 5 1 は、超音波プローブ 1 が移動したと判定したとき、この判定がなされたときの位置角度データが表す位置及び角度に基づいて、超音波プローブ 1 が移動した後の位置及び角度を特定する。参照画像特定部 2 5 1 は、特定された位置及び角度と 3 次元データとを位置合わせする。この位置合わせにより、3 次元画像データと移動した後の超音波プローブ 1 とが位置合わせされ、3 次元画像データの座標系と、超音波の走査範囲の座標系とが対応する。

40

【 0 0 9 5 】

そして、参照画像特定部 2 5 1 は、MPR 処理によって、3 次元画像データのうち、超音波の走査範囲の平面を断面とする画像データを新たな参照画像データとして特定する。参照画像特定部 2 5 1 は、特定された新たな参照画像データと超音波の走査範囲を表す走査範囲データとを部位特定部 2 5 2 へ出力する。なお、参照画像特定部 2 5 1 は、超音波

50

プローブ 1 が移動していないと判定したとき、新たな参照画像データの特定を行わずに待機する。

【 0 0 9 6 】

部位特定部 2 5 2 は、参照画像特定部 2 5 1 からの新たな参照画像データと走査範囲データとに基づいて、新たな参照画像データのうち、超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定する。部位特定部 2 5 2 は、新たに特定された特徴部位の位置及び形状を表す新たな特徴部位データ及び走査範囲データを送受信条件変更部 2 6 へ出力する。

【 0 0 9 7 】

送受信条件変更部 2 6 は、新たに特定された特徴部位の音響特性に基づいて、送受信条件を新たに変更する。例えば、音響特性適用部 2 6 2 は、部位特定部 2 5 2 から新たな特徴部位データ及び走査範囲データを受ける。音響特性適用部 2 6 2 は、音響特性記憶部 2 6 1 から単位長さ当たりの音響特性を読み出す。音響特性適用部 2 6 2 は、新たな特徴部位データに表される位置（新たな特徴部位の位置）に、読み出された単位長さ当たりの音響特性を適用する（反映させる）。音響特性適用部 2 6 2 は、新たな特徴部位の音響特性が走査範囲に適用（反映）された新たな音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

【 0 0 9 8 】

算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの新たな音響特性適用データに基づいて、新たに変更する送受信条件を算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより送受信条件が新たに算出されたものに变更される。

【 0 0 9 9 】

このように、超音波プローブ 1 が移動する場合であっても、移動した後の超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定し、音響特性を新たに適用（反映）することによって、超音波プローブ 1 の移動に追従して送受信条件を変更することができる。したがって、超音波プローブ 1 を移動させる超音波検査においても、超音波の屈折の影響を補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

【 0 1 0 0 】

図 9 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 0 1 0 1 】

ステップ S 4 0 1 及びステップ S 4 0 2 の処理は、図 4 の例のステップ S 1 0 1 及びステップ S 1 0 2 の処理と同様である。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 4 0 3：位置検出部 2 9 は、位置センサ 1 1 の位置を検出することによって、超音波プローブ 1 の位置及び角度を検出する。位置検出部 2 9 は、検出された位置及び角度を表す位置角度データを参照画像特定部 2 5 1 へ出力する。参照画像特定部 2 5 1 は、該位置角度データ（基準位置角度データ）を記憶する。

【 0 1 0 3 】

ステップ S 4 0 4 ～ステップ S 4 0 9 の処理は、図 4 の例のステップ S 1 0 3 ～ステップ S 1 0 8 の処理と同様である。

【 0 1 0 4 】

ステップ S 4 1 0：超音波検査が継続されるとき（ステップ S 4 1 0；YES）、この動作はステップ S 4 1 1 へ進む。超音波検査が継続されないとき（ステップ S 4 1 0；NO）、この動作は終了する。

【 0 1 0 5 】

ステップ S 4 1 1：位置検出部 2 9 は、位置センサ 1 1 の位置を検出することによって、超音波プローブ 1 の位置及び角度を検出する。位置検出部 2 9 は、検出された位置及び角度を表す位置角度データを参照画像特定部 2 5 1 へ出力する。

【 0 1 0 6 】

ステップ S 4 1 2：参照画像特定部 2 5 1 は、基準位置角度データを記憶したときより後に受けた位置角度データと基準位置角度データとを比較する。参照画像特定部 2 5 1 は

10

20

30

40

50

、この比較によって、超音波プローブ1が移動したか否かを判定する。参照画像特定部251は、超音波プローブ1が移動したと判定したとき（ステップS412；YES）、この判定がなされたときの位置角度データが表す位置及び角度に基づいて、超音波プローブ1が移動した後の位置及び角度を特定する。参照画像特定部251により、超音波プローブ1が移動していないと判定されたとき（ステップS412；NO）、この動作はステップS408へ戻る。それにより、超音波検査中において、超音波プローブ1が移動しない間、ステップS408～ステップS411の処理が繰り返される。

【0107】

ステップS413：参照画像特定部251は、特定された位置及び角度と3次元データとを位置合わせする。参照画像特定部251は、MPR処理によって、3次元画像データのうち、超音波の走査範囲の平面を断面とする画像データを新たな参照画像データとして特定する。参照画像特定部251は、特定された新たな参照画像データと超音波の走査範囲を表す走査範囲データとを部位特定部252へ出力する。

10

【0108】

ステップS414：部位特定部252は、参照画像特定部251からの新たな参照画像データと走査範囲データとに基づいて、新たな参照画像データのうち、超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定する。部位特定部252は、新たに特定された特徴部位の位置及び形状を表す新たな特徴部位データ及び走査範囲データを送受信条件変更部26へ出力する。

【0109】

20

ステップS415：音響特性適用部262は、部位特定部252から新たな特徴部位データ及び走査範囲データを受ける。音響特性適用部262は、音響特性記憶部261から単位長さ当たりの音響特性を読み出す。音響特性適用部262は、新たな特徴部位データに表される位置（新たな特徴部位の位置）に、読み出された単位長さ当たりの音響特性を適用する（反映させる）。音響特性適用部262は、新たな特徴部位の音響特性が走査範囲に適用（反映）された新たな音響特性適用データを算出部263へ出力する。

【0110】

ステップS416：算出部263は、音響特性適用部262からの新たな音響特性適用データに基づいて、新たに変更する送受信条件を算出する。算出部263は、新たに算出された送受信条件を送受信部21及び信号処理部22へ出力する。それにより送受信条件が新たに算出されたものに变更される。

30

【0111】

ステップS417：送受信部21は、新たに变更された送受信条件に基づいて超音波プローブ1を介して超音波を送受信する。信号処理部22は、新たに变更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームを行う。画像生成部23は、新たに变更された送受信条件に基づいて新たな超音波画像データを生成する。画像生成部23は、新たな超音波画像データを表示制御部24へ出力する。

【0112】

ステップS418：表示制御部24は、新たな超音波画像データの超音波画像を表示部3に表示させる。そして、この動作はステップS410へ戻る。それにより、ステップS410～ステップS418の処理が繰り返される。このことは、超音波検査中において、超音波プローブ1の移動に追隨して送受信条件が逐次变更されて超音波画像データが逐次生成されることに相当する。

40

【0113】

第3の実施形態に係る超音波診断装置によれば、超音波プローブ1が移動する場合であっても、移動した後の超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定し、音響特性を新たに適用（反映）することによって、超音波プローブ1の移動に追隨して送受信条件を変更することができる。したがって、超音波プローブ1を移動させる超音波検査においても、超音波の屈折の影響を補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

【0114】

50

第 3 の実施形態の変形例

第 3 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置について説明する。この変形例に係る超音波診断装置は、送受信条件を手動によって新たに変更可能に構成される。以下、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置と異なる内容について主に説明する。第 3 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の内容については説明を省略する場合がある。

【 0 1 1 5 】

操作部 4 は、送受信条件を新たに変更するための操作入力を受け付ける。例えば、操作者は、表示部 3 に表示された超音波画像を視認し、そして操作部 4 を介して操作入力を行う。この操作入力は、音響特性適用部 2 6 2 により適用（反映）された音響特性（音速及び減衰率等）を増減させるために行われる。操作部 4 が受け付けた操作入力を表す操作信号は、システム制御部 2 7 を介して送受信変更部へ出力される。

10

【 0 1 1 6 】

送受信変更部は、受け付けられた操作入力に基づいて送受信条件を新たに変更する。このとき、音響特性適用部 2 6 2 は、システム制御部 2 7 からの操作信号を受け、該操作信号に基づいて、どの音響特性をどの程度増減させるか、増減させる音響特性及び増減量を特定する。音響特性適用部 2 6 2 は、特定された増減量に基づいて、特定された音響特性を増加又は減少させる。音響特性適用部 2 6 2 は、このように音響特性が増加又は減少された新たな音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

【 0 1 1 7 】

算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。

20

【 0 1 1 8 】

図 1 0 は、第 3 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 0 1 1 9 】

ステップ S 5 0 1 ~ ステップ S 5 0 9 の処理は、図 9 の例のステップ S 4 0 1 ~ ステップ S 4 0 9 の処理と同様である。

【 0 1 2 0 】

ステップ S 5 1 0 : 操作部 4 が、送受信条件を新たに変更するための操作入力を受け付けたとき（ステップ S 5 1 0 ; Y E S）、操作部 4 が受け付けた操作入力を表す操作信号は、システム制御部 2 7 を介して送受信変更部へ出力される。操作部 4 が、送受信条件を新たに変更するための操作入力を受け付けないとき（ステップ S 5 1 0 ; N O）、この動作はステップ S 5 1 5 へ進む。

30

【 0 1 2 1 】

ステップ S 5 1 1 : 音響特性適用部 2 6 2 は、システム制御部 2 7 からの操作信号を受け、該操作信号に基づいて、増減させる音響特性及び増減量を特定する。音響特性適用部 2 6 2 は、特定された増減量に基づいて、特定された音響特性を増加又は減少させる。音響特性適用部 2 6 2 は、音響特性が増加又は減少された新たな音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

40

【 0 1 2 2 】

ステップ S 5 1 2 : 算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。

【 0 1 2 3 】

ステップ S 5 1 3 : 送受信部 2 1 は、新たに変更された送受信条件に基づいて超音波プローブ 1 を介して超音波を送受信する。信号処理部 2 2 は、新たに変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームを行う。画像生成部 2 3 は、新たに変更された送受信条件

50

に基づいて新たな超音波画像データを生成する。画像生成部 23 は、新たな超音波画像データを表示制御部 24 へ出力する。

【0124】

ステップ S514：表示制御部 24 は、画像生成部 23 からの新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 3 に表示させる。

【0125】

ステップ S515：超音波検査が継続される時（ステップ S515；YES）、この動作はステップ S516 へ進む。超音波検査が継続されない時（ステップ S515；NO）、この動作は終了する。

【0126】

ステップ S516：位置検出部 29 は、位置センサ 11 の位置を検出することによって、超音波プローブ 1 の位置及び角度を検出する。位置検出部 29 は、検出された位置及び角度を表す位置角度データを参照画像特定部 251 へ出力する。

【0127】

ステップ S517：参照画像特定部 251 は、基準位置角度データを記憶したときより後に受けた位置角度データと基準位置角度データとを比較する。参照画像特定部 251 は、この比較によって、超音波プローブ 1 が移動したか否かを判定する。参照画像特定部 251 は、超音波プローブ 1 が移動したと判定したとき（ステップ S517；YES）、この判定がなされたときの位置角度データが表す位置及び角度に基づいて、超音波プローブ 1 が移動した後の位置及び角度を特定する。参照画像特定部 251 により、超音波プローブ 1 が移動していないと判定されたとき（ステップ S517；NO）、この動作はステップ S508 へ戻る。それにより、超音波検査中において、超音波プローブ 1 が移動しない間、ステップ S508～ステップ S516 の処理が繰り返される。

【0128】

ステップ S518：参照画像特定部 251 は、特定された位置及び角度と 3 次元データとを位置合わせする。参照画像特定部 251 は、MPR 処理によって、3 次元画像データのうち、超音波の走査範囲の平面を断面とする画像データを新たな参照画像データとして特定する。参照画像特定部 251 は、特定された新たな参照画像データと超音波の走査範囲を表す走査範囲データとを部位特定部 252 へ出力する。

【0129】

ステップ S519：部位特定部 252 は、参照画像特定部 251 からの新たな参照画像データと走査範囲データとに基づいて、新たな参照画像データのうち、超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定する。部位特定部 252 は、新たに特定された特徴部位の位置及び形状を表す新たな特徴部位データ及び走査範囲データを送受信条件変更部 26 へ出力する。

【0130】

ステップ S520：音響特性適用部 262 は、部位特定部 252 から新たな特徴部位データ及び走査範囲データを受ける。音響特性適用部 262 は、音響特性記憶部 261 から単位長さ当たりの音響特性を読み出す。音響特性適用部 262 は、新たな特徴部位データに表される位置（新たな特徴部位の位置）に、読み出された単位長さ当たりの音響特性を適用する（反映させる）。音響特性適用部 262 は、新たな特徴部位の音響特性が走査範囲に適用（反映）された新たな音響特性適用データを算出部 263 へ出力する。

【0131】

ステップ S521：算出部 263 は、音響特性適用部 262 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 263 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 21 及び信号処理部 22 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。

【0132】

第 3 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置によれば、超音波プローブ 1 が移動する場合であっても、移動した後の超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定し、音

10

20

30

40

50

響特性を新たに適用（反映）することによって、超音波プローブ１の移動に追従して送受信条件を変更することができる。また、第３の実施形態の変形例に係る超音波診断装置によれば、特徴部位に応じて適用（反映）された音響特性を手動操作によって新たに変更することができる。このことは、予め記憶された特徴部位の単位長さ当たりの音響特性に基づいて変更された送受信条件によって生成された超音波画像データの超音波画像の画質が、操作者の操作によって、新たに調整されることに相当する。したがって、超音波プローブ１を移動させる超音波検査においても、超音波の屈折の影響をさらに補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

【０１３３】

第４の実施形態

第４の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。第４の実施形態に係る超音波診断装置は、送受信条件を自動的に新たに変更可能に構成される。以下、第３の実施形態に係る超音波診断装置と異なる内容について主に説明する。第３の実施形態に係る超音波診断装置と同様の内容については説明を省略する場合がある。

【０１３４】

図１１は、第４の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。画像生成部２３は、送受信条件変更部２６により変更された送受信条件に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部２３は、生成された超音波画像データを判定部２８へ出力する。なお、画像生成部２３は、生成された超音波画像データを表示制御部２４へ出力してもよい。

【０１３５】

本体部２は、判定部２８をさらに有する。判定部２８は、生成された超音波画像データのコントラストに基づいて、送受信条件を新たに変更するか否かを判定する。例えば、判定部２８は、所定のコントラスト閾値を予め記憶する。このコントラスト閾値は、操作者により予め入力される。コントラスト閾値は、上限値及び下限値を備えて予め記憶されてもよい。判定部２８は、画像生成部２３からの超音波画像データのコントラストを算出する。コントラストの算出には、一般的な算出法が適宜用いられる。

【０１３６】

判定部２８は、算出されたコントラストとコントラスト閾値とを比較する。例えば、判定部２８は、算出されたコントラストがコントラスト閾値以上であるとき、送受信条件を新たに変更すると判定し、算出されたコントラストがコントラスト閾値未満であるとき、送受信条件を新たに変更しないと判定する。なお、判定部２８は、算出されたコントラストがコントラスト閾値より大きいとき、送受信条件を新たに変更すると判定し、算出されたコントラストがコントラスト閾値以下であるとき、送受信条件を新たに変更しないと判定してもよい。

【０１３７】

また、コントラスト閾値が、上限値及び下限値を備える場合、判定部２８は、算出されたコントラストが上限値と下限値との間に含まれないとき、送受信条件を新たに変更すると判定し、算出されたコントラストが上限値と下限値との間に含まれるとき、送受信条件を新たに変更しないと判定する。判定部２８は、送受信条件を新たに変更すると判定したとき、算出されたコントラストとコントラスト閾値との差分を表す差分データを音響特性適用部２６２へ出力する。判定部２８は、送受信条件を新たに変更しないと判定したとき、超音波画像データを表示制御部２４へ出力する。

【０１３８】

音響特性適用部２６２は、判定部２８からの差分データに基づいて、音響特性を増減させる。この増減には、一般的なコントラスト制御アルゴリズムが用いられてよい。音響特性部は、変更された音響特性が適用（反映）された新たな音響特性適用データを算出部２６３へ出力する。

【０１３９】

算出部２６３は、音響特性適用部２６２からの新たな音響特性適用データに基づいて、

10

20

30

40

50

変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。そして、新たな送受信条件に基づく超音波画像データが生成される。そして、判定部 2 8 は、送受信条件を新たに変更しないと判定したとき、超音波画像データを表示制御部 2 4 へ出力する。表示制御部 2 4 は、判定部 2 8 からの超音波画像データを表示部 3 に表示させる。

【 0 1 4 0 】

図 1 2 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 0 1 4 1 】

ステップ S 6 0 1 ~ ステップ S 6 0 8 の処理は、図 9 の例のステップ S 4 0 1 ~ ステップ S 4 0 8 の処理と同様である。

10

【 0 1 4 2 】

ステップ S 6 0 9 : 判定部 2 8 は、画像生成部 2 3 からの超音波画像データのコントラストを算出する。判定部 2 8 は、算出されたコントラストとコントラスト閾値とを比較して、送受信条件を新たに変更するか否かを判定する。判定部 2 8 は、送受信条件を新たに変更すると判定したとき (ステップ S 6 0 9 ; Y E S)、算出されたコントラストとコントラスト閾値との差分を表す差分データを音響特性適用部 2 6 2 へ出力する。判定部 2 8 は、送受信条件を新たに変更しないと判定したとき (ステップ S 6 0 9 ; N O)、超音波画像データを表示制御部 2 4 へ出力する。

20

【 0 1 4 3 】

ステップ S 6 1 0 : 音響特性適用部 2 6 2 は、判定部 2 8 からの差分データに基づいて、音響特性を増減させる。音響特性部は、変更された音響特性が適用 (反映) された新たな音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

【 0 1 4 4 】

ステップ S 6 1 1 : 算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。

【 0 1 4 5 】

ステップ S 6 1 2 : 送受信部 2 1 は、新たに変更された送受信条件に基づいて超音波プローブ 1 を介して超音波を送受信する。信号処理部 2 2 は、新たに変更された送受信条件に基づいて受信ビームフォームを行う。画像生成部 2 3 は、新たに変更された送受信条件に基づいて新たな超音波画像データを生成する。画像生成部 2 3 は、新たな超音波画像データを判定部 2 8 へ出力される。

30

【 0 1 4 6 】

ここで、新たな超音波画像データが判定部 2 8 へ出力されることにより、判定部 2 8 が送受信条件を新たに変更しないと判定するまで、ステップ S 6 1 0 ~ ステップ S 6 1 2 の処理が繰り返される。

【 0 1 4 7 】

ステップ S 6 1 3 : 表示制御部 2 4 は、画像生成部 2 3 からの超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 3 に表示させる。

40

【 0 1 4 8 】

ステップ S 6 1 4 : 超音波検査が継続されるとき (ステップ S 6 1 4 ; Y E S)、この動作はステップ S 6 1 5 へ進む。超音波検査が継続されないとき (ステップ S 6 1 4 ; N O)、この動作は終了する。

【 0 1 4 9 】

ステップ S 6 1 5 : 位置検出部 2 9 は、位置センサ 1 1 の位置を検出することによって、超音波プローブ 1 の位置及び角度を検出する。位置検出部 2 9 は、検出された位置及び角度を表す位置角度データを参照画像特定部 2 5 1 へ出力する。

【 0 1 5 0 】

50

ステップS 6 1 6 : 参照画像特定部 2 5 1 は、基準位置角度データを記憶したときより後に受けた位置角度データと基準位置角度データとを比較する。参照画像特定部 2 5 1 は、この比較によって、超音波プローブ 1 が移動したか否かを判定する。参照画像特定部 2 5 1 は、超音波プローブ 1 が移動したと判定したとき (ステップ S 6 1 6 ; Y E S)、この判定がなされたときの位置角度データが表す位置及び角度に基づいて、超音波プローブ 1 が移動した後の位置及び角度を特定する。参照画像特定部 2 5 1 により、超音波プローブ 1 が移動していないと判定されたとき (ステップ S 6 1 6 ; N O)、この動作はステップ S 6 0 8 へ戻る。それにより、超音波検査中において、超音波プローブ 1 が移動しない間、ステップ S 6 0 8 ~ ステップ S 6 1 5 の処理が繰り返される。

【 0 1 5 1 】

10

ステップ S 6 1 7 : 参照画像特定部 2 5 1 は、特定された位置及び角度と 3 次元データとを位置合わせする。参照画像特定部 2 5 1 は、M P R 処理によって、3 次元画像データのうち、超音波の走査範囲の平面を断面とする画像データを新たな参照画像データとして特定する。参照画像特定部 2 5 1 は、特定された新たな参照画像データと超音波の走査範囲を表す走査範囲データとを部位特定部 2 5 2 へ出力する。

【 0 1 5 2 】

ステップ S 6 1 8 : 部位特定部 2 5 2 は、参照画像特定部 2 5 1 からの新たな参照画像データと走査範囲データとに基づいて、新たな参照画像データのうち、超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定する。部位特定部 2 5 2 は、新たに特定された特徴部位の位置及び形状を表す新たな特徴部位データ及び走査範囲データを送受信条件変更部 2 6 へ出力する。

20

【 0 1 5 3 】

ステップ S 6 1 9 : 音響特性適用部 2 6 2 は、部位特定部 2 5 2 から新たな特徴部位データ及び走査範囲データを受ける。音響特性適用部 2 6 2 は、音響特性記憶部 2 6 1 から単位長さ当たりの音響特性を読み出す。音響特性適用部 2 6 2 は、新たな特徴部位データに表される位置 (新たな特徴部位の位置) に、読み出された単位長さ当たりの音響特性を適用する (反映させる)。音響特性適用部 2 6 2 は、新たな特徴部位の音響特性が走査範囲に適用 (反映) された新たな音響特性適用データを算出部 2 6 3 へ出力する。

【 0 1 5 4 】

ステップ S 6 2 0 : 算出部 2 6 3 は、音響特性適用部 2 6 2 からの新たな音響特性適用データに基づいて、変更する送受信条件を新たに算出する。算出部 2 6 3 は、新たに算出された送受信条件を送受信部 2 1 及び信号処理部 2 2 へ出力する。それにより、送受信条件が新たに変更される。

30

【 0 1 5 5 】

第 4 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、超音波プローブ 1 が移動する場合であっても、移動した後の超音波の走査範囲に含まれる新たな特徴部位を特定し、音響特性を新たに適用 (反映) することによって、超音波プローブ 1 の移動に追従して送受信条件を変更することができる。また、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、特徴部位に応じて適用 (反映) された音響特性を自動的に新たに変更することができる。このことは、予め記憶された特徴部位の単位長さ当たりの音響特性に基づいて変更された送受信条件によって生成された超音波画像データの超音波画像の画質が、自動的に判定され、新たに調整されることに相当する。したがって、超音波プローブ 1 を移動させる超音波検査においても、超音波の屈折の影響をさらに補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

40

【 0 1 5 6 】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波診断装置によれば、特徴部位に応じて送受信条件を変更することにより、超音波の屈折の影響をさらに補正して、超音波画像の画質を向上することができる。

【 0 1 5 7 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、例として提示したもの

50

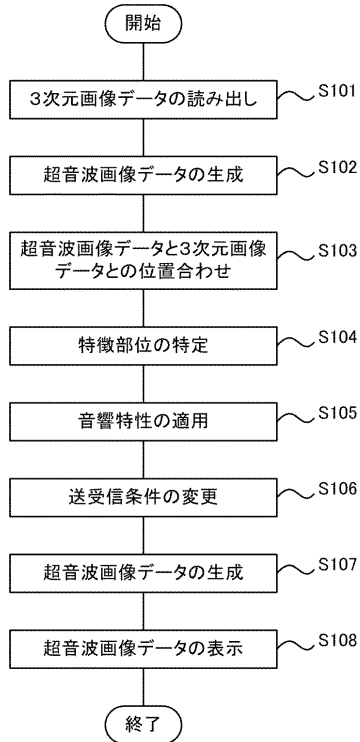
であり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

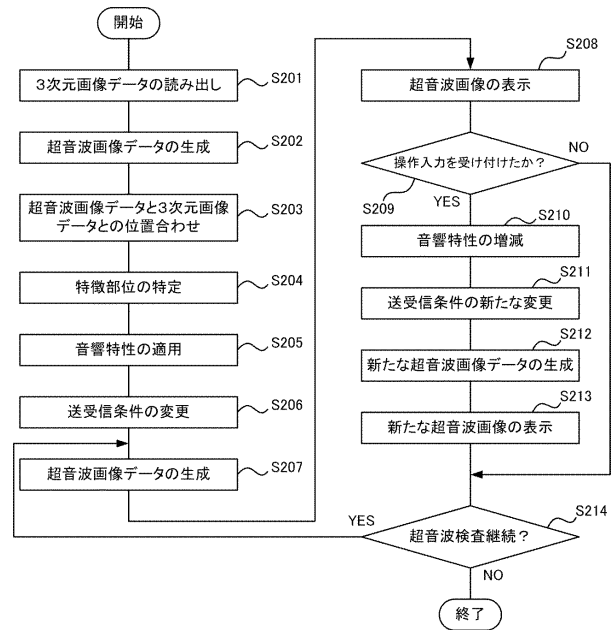
【0158】

1	超音波プローブ	
2	本体部	
3	表示部	10
4	操作部	
5	医用画像データベース	
11	位置センサ	
21	送受信部	
22	信号処理部	
23	画像生成部	
24	表示制御部	
25	特定部	
26	送受信条件変更部	
27	システム制御部	20
28	判定部	
29	位置検出部	
221	FIFOメモリ	
222	遅延処理部	
223	重み付け処理部	
224	加算部	
251	参照画像特定部	
252	部位特定部	
261	音響特性記憶部	
262	音響特性適用部	30
263	算出部	

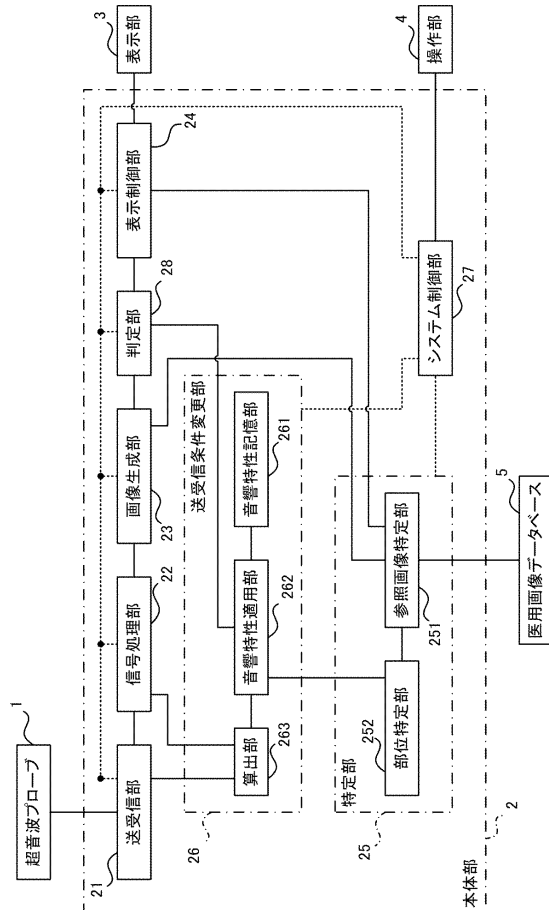
【図 4】



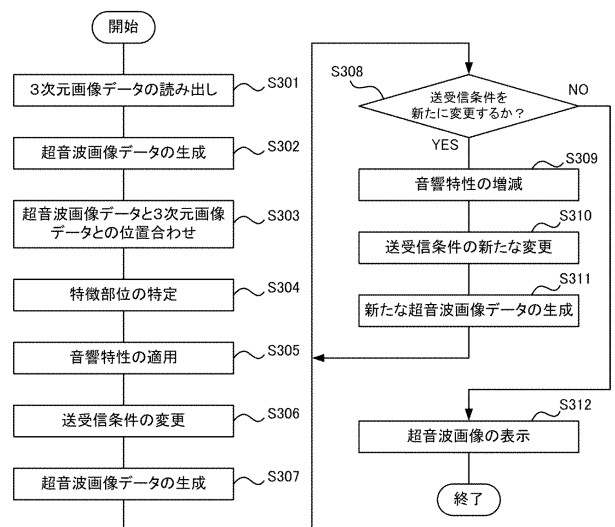
【図 5】



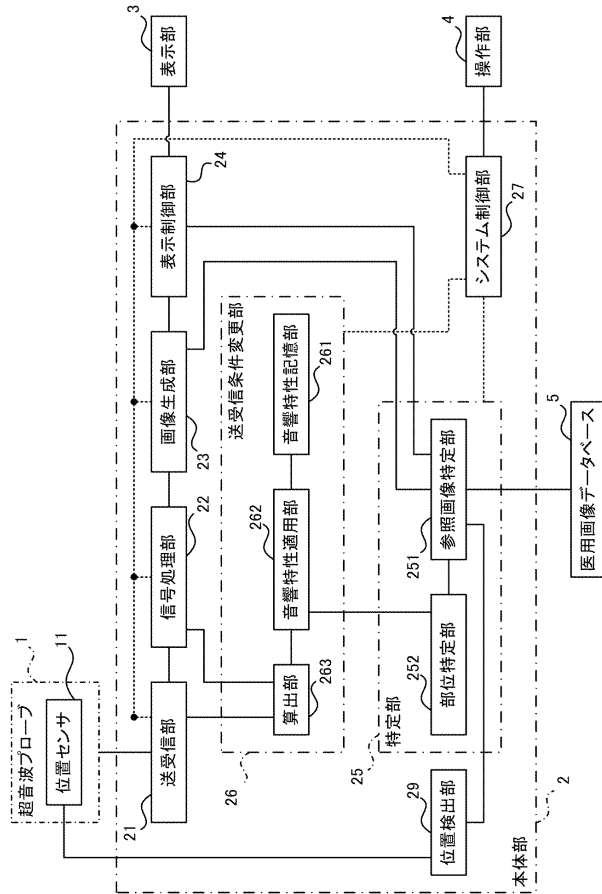
【図 6】



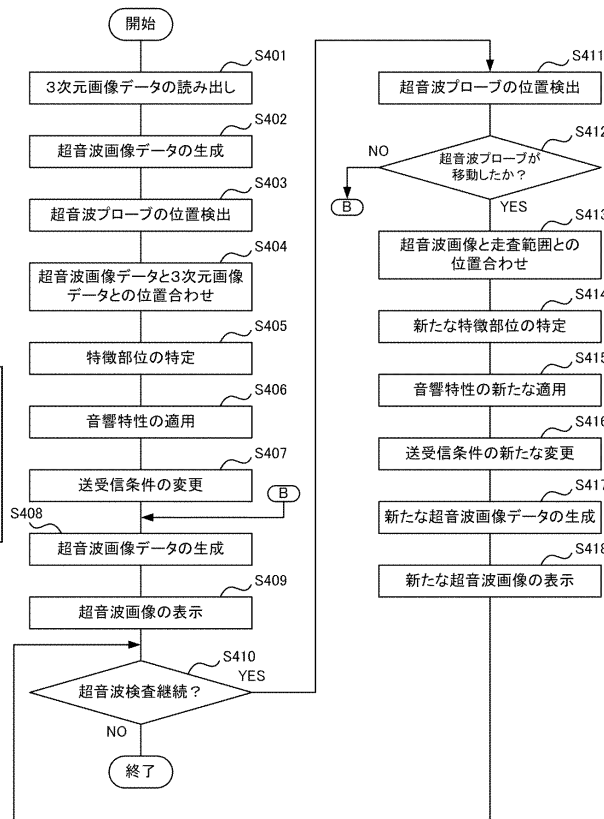
【図 7】



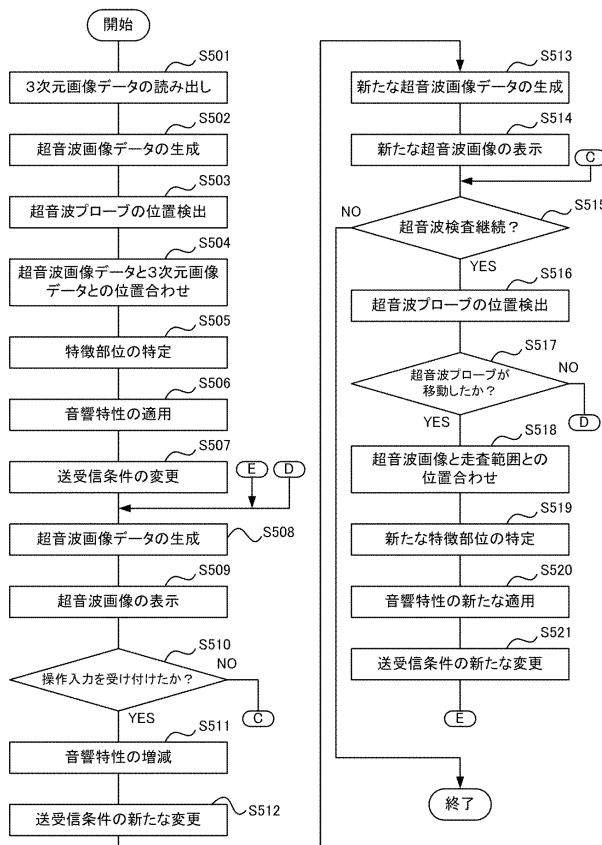
【図 8】



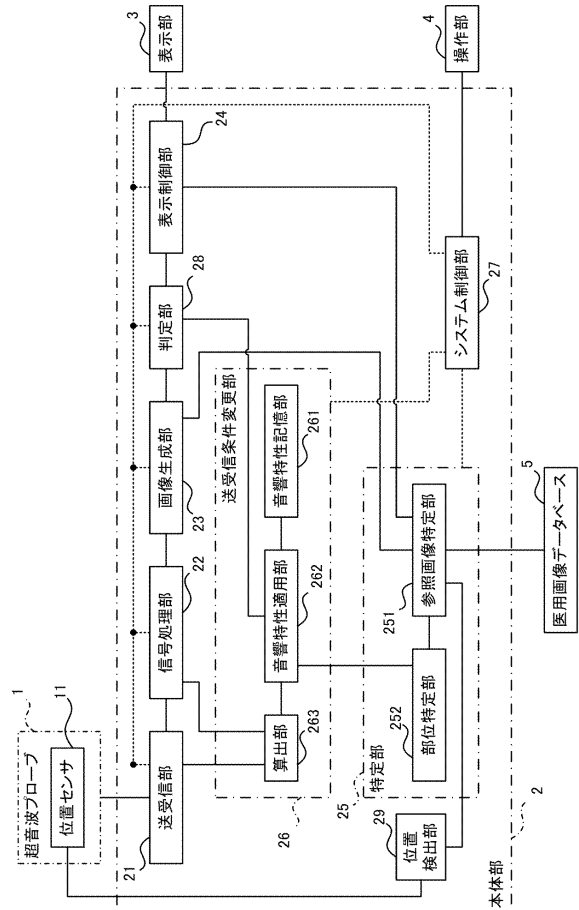
【図 9】



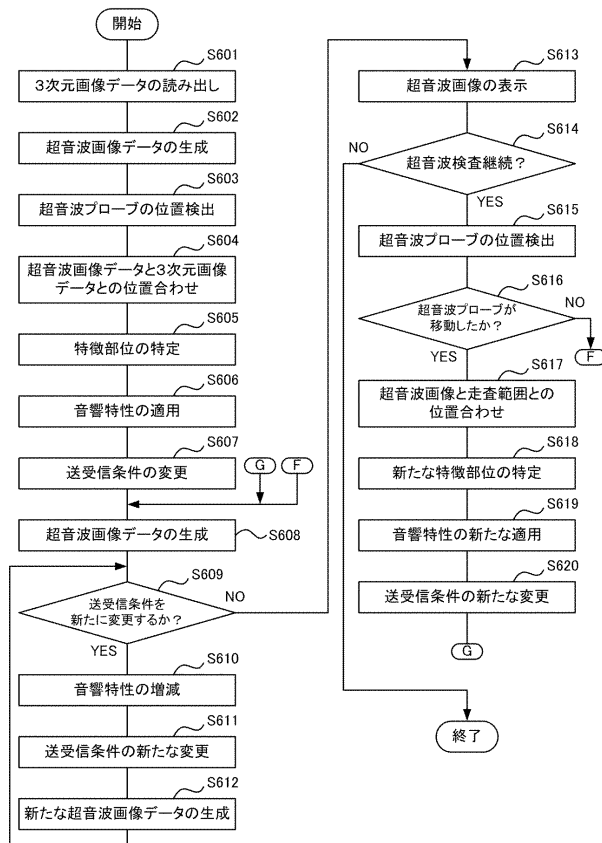
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0268088(US, A1)

特開2014-161478(JP, A)

特開2006-158413(JP, A)

特開2012-213557(JP, A)

特開2011-212253(JP, A)

特開2008-093286(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6411185B2	公开(公告)日	2018-10-24
申请号	JP2014234316	申请日	2014-11-19
[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		
[标]发明人	武内俊 小林祐介		
发明人	武内 俊 小林 祐介		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/055 A61B6/032 A61B8/0875 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/4494 A61B8/5261 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/HH25 4C601/JB53 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2016096881A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够通过校正超声波的折射的影响来改善超声图像的图像质量。 解决方案：超声诊断设备是用于经由超声探头1生成对象的超声图像数据的超声诊断设备，并且包括识别单元25，发送/接收条件改变单元26，图像生成第23节。指定单元25基于预先生成的对象的三维图像数据，指定包括在与超声图像数据相关并且具有特征声学特性的扫描范围中的特征部分。发送/接收条件改变单元26基于指定特征部分的声学特性改变超声波的发送/接收条件。图像生成单元23基于改变的发送/接收条件生成超声图像数据。 点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6411185号 (P6411185)
(45) 発行日 平成30年10月24日 (2018. 10. 24)	(24) 登録日 平成30年10月5日 (2018. 10. 5)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 14	
請求項の数 5 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-234316 (P2014-234316)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地	
(22) 出願日 平成26年11月19日 (2014. 11. 19)	(74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所	
(65) 公開番号 特開2016-96881 (P2016-96881A)	(72) 発明者 武内 俊 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
(43) 公開日 平成28年5月30日 (2016. 5. 30)	(72) 発明者 小林 祐介 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
審査請求日 平成29年9月20日 (2017. 9. 20)	審査官 奥田 謙介	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		