

(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2008-307087

(P2008-307087A)

(43) 公開日 平成20年12月25日(2008.12.25)

(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 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-154920 (P2007-154920)
(22) 出願日 平成19年6月12日(2007.6.12)

(71) 出願人 000003078
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 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 金田 明義
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

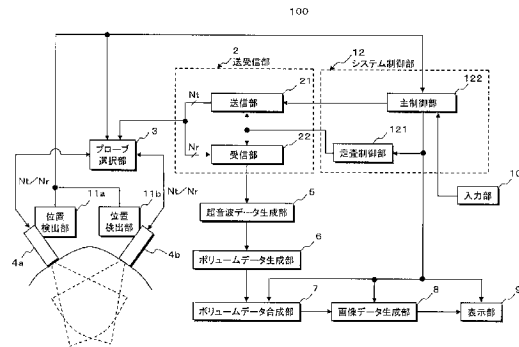
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波が被検体の組織内を伝播する際の超音波吸収やこの伝播を妨げる障害物に起因して発生する画像データ上の局所的な感度劣化を改善する。

【解決手段】超音波診断装置100は、当該被検体の異なる位置に配置された2つの超音波プローブ4a及び4bを備え、先ず、プローブ選択部3によって選択された超音波プローブ4aを用いて第1の3次元超音波データを生成し、同様にして選択された超音波プローブ4bを用いて第2の3次元超音波データを生成する。次いで、第1の3次元超音波データに基づく第1のボリュームデータと第2の3次元超音波データに基づく第2のボリュームデータを合成して第3のボリュームデータを生成し、この第3のボリュームデータをレンダリング処理して得られた3次元画像データを表示部9に表示する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する超音波の 3 次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、
前記被検体の異なる複数の方向から前記 3 次元走査を行なう複数の超音波プローブと、
前記超音波プローブの位置情報を検出する位置検出手段と、
前記複数の超音波プローブの各々を用いた前記被検体に対する 3 次元走査によって収集した受信信号に基づいて複数のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、
前記複数のボリュームデータを前記超音波プローブの位置情報に基づいて合成するボリュームデータ合成手段と、
合成されたボリュームデータを処理して画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記画像データを表示する表示手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記ボリュームデータ合成手段は、前記超音波プローブの位置情報に基づいて位置合わせした前記複数のボリュームデータの各々における所定位置のボクセル値及びこのボリュームデータの生成に用いた超音波プローブと前記所定位置との距離に基づく重み付け処理により前記合成されたボリュームデータにおける前記所定位置のボクセル値を設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

被検体に対する超音波の 3 次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、
前記被検体の異なる複数の方向から前記 3 次元走査を行なう複数の超音波プローブと、
前記超音波プローブの位置情報を検出する位置検出手段と、
前記複数の超音波プローブの各々を用いた前記被検体に対する 3 次元走査によって収集した受信信号に基づいて複数のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、
前記複数のボリュームデータの各々を処理して複数の画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記複数の画像データを前記超音波プローブの位置情報に基づいて合成する画像データ合成手段と、
合成後の画像データを表示する表示手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記画像データ合成手段は、前記超音波プローブの位置情報に基づいて位置合わせした前記複数の画像データの各々における所定位置の画素値及びこの画像データの生成に用いた超音波プローブと前記所定位置との距離に基づく重み付け処理により前記合成後の画像データにおける前記所定位置の画素値を設定することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像データ合成手段は、前記複数の画像データに異なる色情報を付加して合成することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

プローブ選択手段を備え、前記プローブ選択手段は、画像データ生成間隔あるいは超音波送受信間隔で前記複数の超音波プローブを順次選択することを特徴とする請求項 1 又は請求項 3 に記載した超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置検出手段は、磁気センサ方式あるいは超音波センサ方式により前記超音波プローブの位置情報を検出することを特徴とする請求項 1 又は請求項 3 に記載した超音波診断装置。

【請求項 8】

50

前記画像データ生成手段は、前記ボリュームデータをレンダリング処理してボリュームレンダリング画像データあるいはサーフェイスレンダリング画像データの何れかを生成することを特徴とする請求項1又は請求項3に記載した超音波診断装置。

【請求項9】

前記画像データ生成手段は、前記ボリュームデータを用いてMIP画像データあるいはMPR画像データの何れかを生成することを特徴とする請求項1又は請求項3に記載した超音波診断装置。

【請求項10】

前記複数超音波プローブの各々は、異なる中心周波数を有した超音波パルスを前記被検体に対して送受信することを特徴とする請求項1又は請求項3に記載した超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、同一被検体に対して配置された複数の超音波プローブの各々によって収集される超音波情報を合成することにより良質な画像データの生成を可能とする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて被検体内の複数方向に対し超音波送受信を行ない、このとき得られた反射波に基づいて生成した画像データをモニタ上に表示するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の2次元画像をリアルタイムで観測することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

20

【0003】

又、近年では、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブを更に機械的に移動することによって3次元データ(ボリュームデータ)を収集する方法や、複数の超音波振動子が2次元配列された所謂2次元アレイ超音波プローブを用いてボリュームデータを収集する方法が開発され、これらのボリュームデータに基づいて生成したボリュームレンダリング画像データ等の3次元画像データをリアルタイム表示する試みもなされている。

30

【0004】

このようにして得られた3次元画像データを観測することによって、血管や各臓器の位置関係の把握が容易となるため侵襲的な検査や治療への適用が検討されており、例えば、患部組織に対する薬物の投与や細胞・組織の摘出を目的とした穿刺を3次元画像データの観測下にて行なうことにより検査や治療における安全性を飛躍的に向上させることができる(例えば、特許文献1参照。)

【特許文献1】特開2006-346176号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、1つの超音波プローブを用いて3次元画像データの収集を行なう場合、超音波が被検体組織を伝播する際に発生する超音波吸収により十分なS/Nが得られない場合には、従来行なわれてきたTGC(Time gain control)法による受信信号の利得補正には限界があった。又、超音波の送受信方向に超音波の伝播を妨げる肺や骨等が存在する場合には、これらの後方における生体組織情報を捉えることができないため超音波診断装置の診断能が著しく低下するという問題点を有していた。

40

【0006】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波が被検体の組織内を伝播する際の超音波吸収やこの伝播を妨げる上述の障害物に起因した画像データ上の局所的な感度劣化の改善を可能とする超音波診断装置を提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】**【0007】**

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波の3次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、前記被検体の異なる複数の方向から前記3次元走査を行なう複数の超音波プローブと、前記超音波プローブの位置情報を検出する位置検出手段と、前記複数の超音波プローブの各々を用いた前記被検体に対する3次元走査によって収集した受信信号に基づいて複数のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記複数のボリュームデータを前記超音波プローブの位置情報に基づいて合成するボリュームデータ合成手段と、合成されたボリュームデータを処理して画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

10

【0008】

又、請求項3に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波の3次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、前記被検体の異なる複数の方向から前記3次元走査を行なう複数の超音波プローブと、前記超音波プローブの位置情報を検出する位置検出手段と、前記複数の超音波プローブの各々を用いた前記被検体に対する3次元走査によって収集した受信信号に基づいて複数のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記複数のボリュームデータの各々を処理して複数の画像データを生成する画像データ生成手段と、前記複数の画像データを前記超音波プローブの位置情報に基づいて合成する画像データ合成手段と、合成後の画像データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

20

【発明の効果】**【0009】**

本発明によれば、超音波が被検体の組織内を伝播する際の超音波吸収やこの伝播を妨げる障害物に起因して発生する画像データ上の局所的な感度劣化が低減された良質な3次元画像データを収集することができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0010】**

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

30

【実施例1】**【0011】**

以下に述べる本発明の第1の実施例における超音波診断装置は、当該被検体の異なる位置に配置される2つの超音波プローブを備えている。そして、先ず第1の超音波プローブを用いて第1の3次元超音波データを生成し、次いで、第2の超音波プローブを用いて第2の3次元超音波データを生成する。次に、第1の3次元超音波データに基づく第1のボリュームデータと第2の3次元超音波データに基づく第2のボリュームデータを合成して第3のボリュームデータを生成し、得られた第3のボリュームデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する。

40

【0012】

尚、以下に述べる第1の実施例では、2次元配列された複数の振動素子を有する超音波プローブを用いて当該被検体の診断対象部位に対する3次元走査を行なう場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、1次元配列された複数の振動素子をその配列方向と直交する方向に高速揺動あるいは高速移動することにより前記診断対象部位に対する3次元走査を行なってもよい。

【0013】

又、本実施例では、Bモードデータに基づいて3次元画像データを生成する場合について述べるが、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づく3次元画像データあるいはBモードデータとカラードブラデータに基づく3次元画像データであっても構わない。

【0014】

50

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図7を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図3は、この超音波診断装置が備えた送受信部及び超音波データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。又、図6は、前記超音波診断装置が備えた画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0015】

図1に示す本実施例の超音波診断装置100は、被検体の診断対象部位に対して超音波パルス(送信超音波)を送信し、この送信によって得られた超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する複数の振動素子を備えた2つの超音波プローブ4a(第1の超音波プローブ)及び超音波プローブ4b(第2の超音波プローブ)と、超音波プローブ4aあるいは超音波プローブ4bの選択を行なうプローブ選択部3と、前記被検体の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号をプローブ選択部3によって選択された超音波プローブ4aあるいは超音波プローブ4bの振動素子に供給し、プローブ選択部3を介しこれらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を信号処理して超音波データ(Bモードデータ)を生成する超音波データ生成部5と、超音波プローブ4a及び超音波プローブ4bを用いた当該被検体に対する3次元走査によって得られた3次元的な超音波データ(以下では、3次元超音波データと呼ぶ。)を用いてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部6を備えている。

10

20

【0016】

更に、超音波診断装置100は、超音波プローブ4aを用いて生成されたボリュームデータ(第1のボリュームデータ)と超音波プローブ4bを用いて生成されたボリュームデータ(第2のボリュームデータ)を超音波プローブ4a及び4bの位置情報に基づいて合成し第3のボリュームデータを生成するボリュームデータ合成部7と、この第3のボリュームデータを用いて3次元画像データを生成する画像データ生成部8と、生成された3次元画像データを表示する表示部9と、被検体情報の入力、画像データ収集条件や画像データ表示条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部10と、超音波プローブ4aの位置情報を検出する位置検出部11a(第1の位置検出部)及び超音波プローブ4bの位置情報を検出する位置検出部11b(第2の位置検出部)と、上述の各ユニットを統

30

【0017】

被検体の周囲に配置された図示しない支持体に対し摺動あるいは揺動自在に取り付けられた超音波プローブ4a及び4bの各々は2次元配列されたN個の図示しない振動素子とその先端部に有し、この先端部を患者の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。又、これらのN個の振動素子は、Nチャンネルの多芯ケーブル及びプローブ選択部3を介して送受信部2の入出力端子に接続されている。

【0018】

振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス(駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。尚、超音波プローブ4a及び4bには、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、N個の振動素子が2次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ4a及び4bを用いた場合について述べる。

40

【0019】

次に、上述のプローブ選択部3の機能につき図2を用いて説明する。但し、ここでは説明を簡単にするために送信用振動素子数(N_t)及び受信用振動素子数(N_r)は超音波プローブ4aあるいは超音波プローブ4bが有する振動素子数Nに等しい場合について述べるが、これに限定されない。

【0020】

50

即ち、プローブ選択部 3 は、図 2 に示すように N チャンネルの切り替えスイッチ SW - 1 乃至 SW - N を有し、これら切り替えスイッチ SW - 1 乃至 SW - N の各々は、システム制御部 12 から供給される選択制御信号に従って超音波プローブ 4 a が内蔵する振動素子 41 a - 1 乃至 41 a - N あるいは超音波プローブ 4 b が内蔵する振動素子 41 b - 1 乃至 41 b - N の何れか一方を送受信部 2 の送信部 21 - 1 乃至 21 - N 及び受信部 22 - 1 乃至 22 - N へ接続する。

【0021】

次に、図 3 に示す送受信部 2 は、超音波プローブ 4 a あるいは超音波プローブ 4 b における N 個の振動素子の中から選択された N_t 個の送信用振動素子に対して駆動信号を供給する送信部 21 と、前記 N 個の振動素子の中から選択された N_r 個の受信用振動素子によって得られた N_r チャンネルの受信信号に対し整相加算を行なう受信部 22 を備えている。

10

【0022】

送信部 21 は、レートパルス発生器 211、送信遅延回路 212 及び駆動回路 213 を備え、レートパルス発生器 211 は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路 212 に供給する。送信遅延回路 212 は、送信に使用される N_t 個の振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向 (p、 q) に送信するための偏向用遅延時間を上記レートパルスに与えて駆動回路 213 へ供給する。駆動回路 213 は、送信遅延回路 212 と同数の独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 3 にて 2 次元配列されている N 個の振動素子の中から送信用として選択された N_t (N_t ≤ N) 個の振動素子を駆動して被検体の体内に送信超音波を放射する。

20

【0023】

一方、受信部 22 は、超音波プローブ 4 a あるいは超音波プローブ 4 b に内蔵されている N 個の振動素子の中から受信用として選択された N_r (N_r ≤ N) 個の振動素子に対応する N_r チャンネルのプリアンプ 220、A/D 変換器 221 及び受信遅延回路 222 と加算器 223 を備えている。そして、受信用振動素子から供給される N_r チャンネルの受信信号の各々は、プリアンプ 220 において生体組織の伝播距離に依存する減衰量が補正され、更に、A/D 変換器 221 にてデジタル信号に変換されて受信遅延回路 222 に送られる。

30

【0024】

受信遅延回路 222 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向 (p、 q) に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A/D 変換器 221 から出力される N_r チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 223 は、受信遅延回路 222 からの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 222 と加算器 223 により、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。

【0025】

図 4 は、超音波プローブ 4 a の中心軸を z 軸として設定された直交座標 (x_o - y_o - z_o) における超音波の送受信方向 (p、 q) を示したものであり、この場合、振動素子は x_o 軸方向及び y_o 軸方向に沿って 2 次元配列され、 p 及び q は、x_o - z_o 平面及び y_o - z_o 平面に投影された送受信方向の z_o 軸に対する角度を示している。

40

【0026】

尚、受信遅延回路 222 及び加算器 223 は、システム制御部 12 の遅延時間制御により複数方向に対する受信超音波ビームを同時に形成する所謂並列同時受信を行なうことも可能である。この並列同時受信法の適用により 3 次元走査に要する時間は大幅に短縮される。

【0027】

図 3 に戻って、超音波データ生成部 5 は、包絡線検波器 51 と対数変換器 52 を備え、受信部 22 の加算器 223 から供給された整相加算後の受信信号は、包絡線検波器 51 にて包絡線検波された後対数変換器 52 にてその振幅が対数変換され超音波データとしての

50

Bモードデータが生成される。尚、包絡線検波器 5 1 と対数変換器 5 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。そして、超音波データ生成部 5 にて生成された超音波データは、ボリュームデータ生成部 6 の図示しないデータ記憶回路に保存される。

【0028】

次に、図 1 に示したボリュームデータ生成部 6 は、超音波プローブ 4 a を用いた被検体に対する 3 次元走査によって収集される 3 次元超音波データ（第 1 の 3 次元超音波データ）及び超音波プローブ 4 b を用いた前記被検体に対する 3 次元走査によって収集される 3 次元超音波データ（第 2 の 3 次元超音波データ）を保存する上述のデータ記憶回路とこれらの 3 次元超音波データを補間処理して第 1 のボリュームデータ及び第 2 のボリュームデータを生成する演算回路を有している。

10

【0029】

即ち、超音波プローブ 4 a 及び 4 b を用いた当該被検体の 3 次元走査によって収集された超音波データは、システム制御部 1 2 から供給される送受信方向（ p 、 q ）の情報に対応させて前記データ記憶回路に保存され第 1 の 3 次元超音波データ及び第 2 の 3 次元超音波データが生成される。

【0030】

一方、前記演算回路は、前記データ記憶回路にて生成された第 1 の 3 次元超音波データ及び第 2 の 3 次元超音波データを読み出し、これらの 3 次元超音波データを構成する不規則なボクセルを補間処理することによって等方的なボクセルを有するボリュームデータを生成する。

20

【0031】

次いで、ボリュームデータ合成部 7 は、図示しない演算回路を有し、位置検出部 1 1 a 及び 1 1 b において検出されシステム制御部 1 2 の主制御部 1 2 2 を介して供給される超音波プローブ 4 a 及び 4 b の位置情報（例えば、超音波プローブ 4 a 及び 4 b の位置座標や傾斜角度）に基づきボリュームデータ生成部 6 から供給される第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータを合成して第 3 のボリュームデータを生成する。

【0032】

図 5 は、ボリュームデータ合成部 7 により第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータの合成方法を説明するための図であり、この図では、位置検出部 1 1 a 及び 1 1 b から供給された位置情報に基づいて合成される第 1 のボリュームデータ V_a と第 2 のボリュームデータ V_b を示している。この場合、超音波プローブ 4 a から距離 L_{ax} 離れた超音波プローブ 4 b から距離 L_{bx} （ $L_{bx} > L_{ax}$ ）離れた第 3 のボリュームデータにおけるボクセル B_x のボクセル値 $P_x(L_{ax}, L_{bx})$ は、第 1 のボリュームデータ V_a におけるボクセル B_x のボクセル値と第 2 のボリュームデータ V_b におけるボクセル B_x のボクセル値とを距離 L_{ax} 及び L_{bx} に基づいて重み付け加算することにより算出される。

30

【0033】

例えば、第 1 のボリュームデータ V_a におけるボクセル B_x のボクセル値を P_a 、第 2 のボリュームデータ V_b におけるボクセル B_x のボクセル値を P_b とした場合、第 3 のボリュームデータにおけるボクセル B_x のボクセル値 $P_x(L_{ax}, L_{bx})$ は、例えば、以下に示す式（1）あるいは式（2）によって算出され、ボクセル B_x に近い超音波プローブ 4 a によって収集された第 1 のボリュームデータ V_a のボクセル値 P_a が支配的となるように重み付け処理が行なわれる。

40

【数 1】

$$P_x(L_{ax}, L_{bx}) = \frac{P_a}{L_{ax}} + \frac{P_b}{L_{bx}} \quad \dots (1)$$

【数 2】

$$Px(Lax, Lbx) = \frac{Pa \cdot Lbx}{Lax} + \frac{Pb \cdot Lax}{Lbx} \quad \dots (2)$$

【0034】

次に、画像データ生成部 8 による 3 次元画像データの生成方法につき図 6 を用いて説明する。図 6 は、3 次元画像データの生成を可能とする画像データ生成部 8 の具体的な構成を示すブロック図であり、この画像データ生成部 8 は、ボリュームデータ記憶部 8 1、不透明度・色調設定部 8 2、レンダリング処理部 8 3 及び 3 次元画像データ記憶部 8 4 を有している。そして、ボリュームデータ合成部 7 における第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータとの合成によって生成された第 3 のボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部 8 1 に一旦保存される。

10

【0035】

一方、不透明度・色調設定部 8 2 は、第 3 のボリュームデータのボクセル値に基づいて透明度和色調をボクセル単位で設定し、レンダリング処理部 8 3 は、不透明度・色調設定部 8 2 によって設定された不透明度や色調の情報に基づき、ボリュームデータ記憶部 8 1 から供給される第 3 のボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する。そして、得られた 3 次元画像データは 3 次元画像データ記憶部 8 4 に保存される。

【0036】

再び図 1 に戻って、表示部 9 は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備えている。前記表示データ生成部は、画像データ生成部 8 において生成された 3 次元画像データに対し入力部 10 からシステム制御部 12 を介して供給される被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。そして、前記データ変換部は、前記表示データに対して D/A 変換と表示フォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。

20

【0037】

次に、入力部 10 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス、トラックボール等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、被検体情報の入力、画像データ収集条件の設定、画像データ表示条件の設定、超音波データ収集モード（Bモードデータ収集モードやカラードブラデータ収集モード等）の選択、更には、各種コマンド信号の入力等が上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

30

【0038】

一方、超音波プローブ 4 a に装着された位置検出部 11 a 及び超音波プローブ 4 b に装着された位置検出部 11 b の各々は、超音波プローブ 4 a 及び 4 b の位置座標や傾斜角度等を検出する機能を有している。超音波プローブの位置検出法として各種の方法が提案されているが、検出精度、コスト及び大きさ等を考慮した場合、超音波センサあるいは磁気センサを用いた方法が好適である。例えば、磁気センサを有した位置検出部 11 a 及び 11 b は、特開 2000 - 5168 号公報等に記載されているように磁気を発生するトランスミッタ（磁気発生部）と、この磁気を検出する複数の磁気センサを有したレシーバと、検出された磁気に基づく電気信号（検出信号）を処理して超音波プローブ 4 a 及び 4 b の位置や傾き等に関する情報（位置情報）を算出する位置情報算出部（何れも図示せず）を備えている。磁気センサを有した前記レシーバは、通常、超音波プローブ 4 a 及び 4 b の表面に装着され、前記トランスミッタは超音波プローブ 4 a 及び 4 b の近傍に設置される。そして、前記位置情報算出部は、磁気によって計測された複数の磁気センサの各々とトランスミッタとの距離に基づいて超音波プローブ 4 a 及び 4 b の位置情報（即ち、超音波プローブ 4 a 及び 4 b の位置座標や傾斜角度）を算出する。

40

【0039】

システム制御部 12 は、走査制御部 12 1 と主制御部 12 2 とを備えている。走査制御部 12 1 は、入力部 10 から主制御部 12 2 を介して供給される画像データの収集条件に基づいて送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 2 における

50

遅延時間を制御する。

【 0 0 4 0 】

一方、主制御部 1 2 2 は図示しない CPU と記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部 1 0 にて入力 / 設定 / 選択された上述の被検体情報や画像データ収集条件等が保存される。そして、前記 CPU は、上述の入力情報 / 設定情報 / 選択情報や予め保管された設定情報 / 選択情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御し 3 次元画像データの生成と表示を行なう。

【 0 0 4 1 】

図 7 は、超音波プローブ 4 a 及び 4 b の選択制御とこれら超音波プローブ 4 a 及び 4 b に対する送受信方向の切り替え制御を説明するための図であり、説明を簡単にするために、超音波プローブ 4 a 及び 4 b の各々は送受信方向 1 乃至 P に対し超音波送受信を行なって 2 次元超音波データを収集する場合について示しているが、実際には、送受信方向 (p、 q) (p = 1 + (p - 1) (p = 1 ~ P)、 q = 1 + (q - 1) (q = 1 ~ Q)) に対する超音波送受信により上述の 3 次元超音波データが収集される。

10

【 0 0 4 2 】

即ち、図 7 に示すように本実施例では、超音波プローブ 4 a の中心軸 A x a を基準とした送受信方向 1 乃至 P ((p、 q) p = 1 ~ P、 q = 1 ~ Q) に対する超音波の送受信と、超音波プローブ 4 b の中心軸 A x b を基準とした送受信方向 1 乃至 P ((p、 q) p = 1 ~ P、 q = 1 ~ Q) に対する超音波の送受信とが交互に繰り返行なわれる。

20

【 0 0 4 3 】

(3 次元画像データの収集手順)

次に、本実施例における 3 次元画像データの収集手順につき図 8 のフローチャートを用いて説明する。当該被検体に対する超音波の 3 次元走査に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 0 において被検体情報を入力した後、画像データ収集条件や画像データ表示条件の設定を行なう。(図 8 のステップ S 1)。

【 0 0 4 4 】

次いで、操作者は、当該被検体の体表面に超音波プローブ 4 a 及び 4 b の先端部を配置し、入力部 1 0 にて 3 次元画像データの収集開始コマンドを入力する (図 8 のステップ S 2)。そして、このコマンド信号がシステム制御部 1 2 の主制御部 1 2 2 へ供給されることにより、3 次元画像データの収集が開始される。

30

【 0 0 4 5 】

3 次元画像データの収集に際し、システム制御部 1 2 の主制御部 1 2 2 は、プローブ選択部 3 に対し選択制御信号を供給して超音波プローブ 4 a の振動素子 4 1 a - 1 乃至 4 1 a - N と送受信部 2 の入出力端子とを接続し (図 8 のステップ S 3)、送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 2 の主制御部 1 2 2 から供給された制御信号に従ってレートパルスを生成し送信遅延回路 2 1 2 に供給する。

【 0 0 4 6 】

送信遅延回路 2 1 2 は、システム制御部 1 2 の走査制御部 1 2 1 から供給された制御信号に基づき送信超音波を集束するための遅延時間と超音波プローブ 4 a の中心軸を基準とした送受信方向 (1、 1) に前記送信超音波を送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを N t チャンネルの駆動回路 2 1 3 へ供給する。次いで、駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号をプローブ選択部 3 を介し超音波プローブ 4 a における N t 個の振動素子 4 1 a に供給して当該被検体の体内に送信超音波を放射する。

40

【 0 0 4 7 】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織等の境界において反射し、前記振動素子 4 1 a にて受信信号に変換される。次いで、プローブ選択部 3 を介し受信部 2 2 に供給された前記受信信号は、受信部 2 2 の A / D 変換器 2 2 1 においてデジ

50

タル信号に変換された後、Nrチャンネルの受信遅延回路222において所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と送受信方向(1、1)からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が与えられ、加算器223にて整相加算される。

【0048】

そして、整相加算後の受信信号が供給された超音波データ生成部5は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって超音波データ(Bモードデータ)を生成し、ボリュームデータ生成部6のデータ記憶回路に保存する。

【0049】

送受信方向(1、1)に対する超音波データの生成と保存が終了したならば、システム制御部12の走査制御部121は、送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路222における遅延時間を制御して超音波の送受信方向が方向に、方向にずつ順次更新された(p、q)($p = 1 + (p - 1)$ (p = 2 ~ P)、 $q = 1 + (q - 1)$ (q = 2 ~ Q))の各々に対し送受信方向(1、1)の場合と同様の手順で超音波の送受信を行なって被検体に対する3次元走査を行なう。そして、各々の送受信方向にて得られた超音波データはボリュームデータ生成部6のデータ記憶回路に順次保存されて3次元超音波データ(第1の3次元超音波データ)が生成される(図8のステップS4)。

【0050】

超音波プローブ4aによる第1の3次元超音波データの収集が終了したならば、システム制御部12の主制御部122は、プローブ選択部3に対し再度選択制御信号を供給して超音波プローブ4bにおける振動素子41b-1乃至41b-Nと送受信部2の入出力端子とを接続し(図8のステップS5)、システム制御部12の走査制御部121は、送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路222における遅延時間を制御して超音波プローブ4bの中心軸を基準とした送受信方向(p、q)($p = 1 + (p - 1)$ (p = 1 ~ P)、 $q = 1 + (q - 1)$ (q = 1 ~ Q))の各々に対し超音波プローブ4aの場合と同様の手順で超音波の送受信を行なって被検体に対する3次元走査を行なう。そして、各々の送受信方向にて得られた超音波データはボリュームデータ生成部6のデータ記憶回路に順次保存されて3次元超音波データ(第2の3次元超音波データ)が生成される(図8のステップS6)。

【0051】

超音波プローブ4aによる第1の3次元超音波データと超音波プローブ4bによる第2の3次元超音波データの収集が終了したならば、ボリュームデータ生成部6の演算回路は、自己のデータ記憶回路にて生成された第1の3次元超音波データ及び第2の3次元超音波データを読み出し、これらの3次元超音波データを構成するボクセルを補間処理して等方的なボクセルで構成される第1のボリュームデータ及び第2のボリュームデータを生成する(図8のステップS7)。

【0052】

次いで、ボリュームデータ合成部7は、超音波プローブ4aに装着された位置検出部11a及び超音波プローブ4bに装着された位置検出部11bにおいて検出されシステム制御部12の主制御部122を介して供給される超音波プローブ4a及び超音波プローブ4bの位置情報に基づき、ボリュームデータ生成部6から供給される第1のボリュームデータと第2のボリュームデータを合成して第3のボリュームデータを生成する(図8のステップS8)。

【0053】

次に、画像データ生成部8の不透明度・色調設定部82は、第3のボリュームデータのボクセル値に基づいて透明度と色調をボクセル単位で設定し、レンダリング処理部83は、不透明度・色調設定部82によって設定された不透明度や色調の情報に基づき、ボリュームデータ記憶部81に一旦保存された第3のボリュームデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する(図8のステップS9)。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

そして、表示部 9 の表示データ生成部は、画像データ生成部 8 において生成された 3 次元画像データに対し入力部 10 からシステム制御部 12 を介して供給される被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成し、データ変換部は、前記表示データに対して D/A 変換と表示フォーマット変換を行なってモニタに表示する（図 8 のステップ S 10）。

【 0 0 5 5 】

以上述べた第 1 の実施例によれば、第 1 の超音波プローブを用いて生成した第 1 のボリュームデータと第 2 の超音波プローブを用いて生成した第 2 のボリュームデータを合成することにより、超音波が被検体の組織内を伝播する際の超音波吸収やこの伝播を妨げる障害物等に起因して発生する画像データ上の局所的な感度劣化が低減された良質な 3 次元画像データを収集することができる。このため、診断精度が向上し、更に、前記 3 次元画像データの観察下にて各種治療を行なう場合には、これらの治療における安全性を更に向上させることができる。

【 0 0 5 6 】

又、図 5 に示すような第 1 のボリュームデータのボクセル値と第 2 のボリュームデータのボクセル値との重み付け加算によって有効な超音波情報を強調して合成することが可能となり、診断能に優れた 3 次元画像データを収集することができる。

【 実施例 2 】

【 0 0 5 7 】

次に、本発明における第 2 の実施例につき図 9 及び図 10 を用いて説明する。本実施例の超音波診断装置は、当該被検体の異なる位置に配置された 2 つの超音波プローブを備え、先ず、第 1 の超音波プローブから当該被検体の 3 次元領域に対し順次放射される送信超音波に基づいて第 1 のボリュームデータを生成し、次いで、第 2 の超音波プローブから放射される送信超音波に基づいて第 2 のボリュームデータを生成する。次に、第 1 のボリュームデータをレンダリング処理して生成した第 1 の 3 次元画像データと第 2 のボリュームデータをレンダリング処理して生成した第 2 の 3 次元画像データを合成して第 3 の 3 次元画像データを生成する。

【 0 0 5 8 】

即ち、上述の第 1 の実施例の特徴は、第 1 の超音波プローブによって収集された第 1 のボリュームデータと第 2 の超音波プローブによって収集された第 2 のボリュームデータを合成して第 3 のボリュームデータを生成し、この第 3 のボリュームデータに基づいて表示用の 3 次元画像データを生成することにあつたが、本実施例の特徴は、第 1 の超音波プローブによって収集された第 1 のボリュームデータに基づく第 1 の 3 次元画像データと第 2 の超音波プローブによって収集された第 2 のボリュームデータに基づく第 2 の 3 次元画像データを合成して表示用の 3 次元画像データ（第 3 の 3 次元画像データ）を生成することにある。

【 0 0 5 9 】

（装置の構成）

本実施例における超音波診断装置の構成につき図 9 のブロック図を用いて説明する。但し、図 9 において、図 1 に示した超音波診断装置 100 の各ユニットと略同一の構成と機能を有するユニットは同一の符号を付加し詳細な説明は省略する。

【 0 0 6 0 】

即ち、図 9 に示す本実施例の超音波診断装置 200 は、被検体の診断対象部位に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数個の振動素子を備えた超音波プローブ 4 a（第 1 の超音波プローブ）及び超音波プローブ 4 b（第 2 の超音波プローブ）と、超音波プローブ 4 a あるいは超音波プローブ 4 b の選択を行なうプローブ選択部 3 と、前記被検体の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号をプローブ選択部 3 によって選択された超音波プローブ 4 a あるいは超音波プローブ 4 b の振動素子に供給し、プローブ

選択部 3 を介しこれらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部 2 と、整相加算後の受信信号を信号処理して超音波データ (B モードデータ) を生成する超音波データ生成部 5 と、超音波プローブ 4 a 及び 4 b を用いた当該被検体に対する 3 次元走査によって得られた 3 次元超音波データを用いて第 1 のボリュームデータ及び第 2 のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部 6 を備えている。

【 0 0 6 1 】

更に、超音波診断装置 1 0 0 は、第 1 のボリュームデータ及び第 2 のボリュームデータをレンダリング処理して第 1 の 3 次元画像データ及び第 2 の 3 次元画像データを生成する画像データ生成部 8 と、第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データを合成して第 3 の 3 次元画像データを生成する画像データ合成部 1 3 と、得られた第 3 の 3 次元画像データを表示する表示部 9 と、被検体情報の入力、画像データ収集条件の設定、画像データ表示条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部 1 0 と、超音波プローブ 4 a の位置情報を検出する位置検出部 1 1 a (第 1 の位置検出部) 及び超音波プローブ 4 b の位置情報を検出する位置検出部 1 1 b (第 2 の位置検出部) と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 1 2 を備えている。

10

【 0 0 6 2 】

(3 次元画像データの収集手順)

次に、上述の各ユニットを有した超音波診断装置 2 0 0 による 3 次元画像データの収集手順につき図 1 0 のフローチャートに沿って説明する。

【 0 0 6 3 】

当該被検体に対する超音波の 3 次元走査に先立ち、超音波診断装置 2 0 0 の操作者は、入力部 1 0 において被検体情報の入力や画像データ収集条件の設定等を行ない (図 1 0 のステップ S 1 1)、3 次元画像データの収集開始コマンドを入力する (図 1 0 のステップ S 1 2)。

20

【 0 0 6 4 】

3 次元画像データの収集に際し、プローブ選択部 3 は、システム制御部 1 2 から供給される選択制御信号に従って超音波プローブ 4 a の振動素子 4 1 a - 1 乃至 4 1 a - N と送受信部 2 の入出力端子とを接続する (図 1 0 のステップ S 1 3)。次いで送受信部 2 は、超音波プローブ 4 a の中心軸を基準とした送受信方向 (p 、 q) ($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$)) の各々に対し超音波の送受信を順次行ない、超音波データ生成部 5 は、これらの送受信によって得られた受信信号を信号処理して超音波データを生成する。そして、ボリュームデータ生成部 6 は、上述の超音波データを送受信方向に対応させて保存することにより生成された第 1 の 3 次元超音波データを補間処理して第 1 のボリュームデータを生成し、画像データ生成部 8 は、得られた第 1 のボリュームデータをレンダリング処理して第 1 の 3 次元画像データを生成する (図 1 0 のステップ S 1 4)。

30

【 0 0 6 5 】

超音波プローブ 4 a を用いた第 1 の 3 次元画像データの生成が終了したならば、同様の手順によりプローブ選択部 3 は、超音波プローブ 4 b の振動素子 4 1 b - 1 乃至 4 1 b - N と送受信部 2 の入出力端子とを接続する (図 1 0 のステップ S 1 5)。次いで、送受信部 2 は超音波プローブ 4 b の中心軸を基準とした送受信方向 (p 、 q) ($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$)) の各々に対し超音波の送受信を順次行ない、超音波データ生成部 5 は、これらの送受信によって得られた受信信号を信号処理して超音波データを生成する。

40

【 0 0 6 6 】

そして、ボリュームデータ生成部 6 は、上述の超音波データを送受信方向に対応させて保存することにより生成された第 2 の 3 次元超音波データを補間処理して第 2 のボリュームデータを生成し、画像データ生成部 8 は、得られた第 2 のボリュームデータをレンダリング処理して第 2 の 3 次元画像データを生成する (図 1 0 のステップ S 1 6)。

【 0 0 6 7 】

50

次に、画像データ合成部 13 は、超音波プローブ 4 a に装着された位置検出部 11 a 及び超音波プローブ 4 b に装着された位置検出部 11 b において検出され、システム制御部 12 の主制御部 122 を介して供給される超音波プローブ 4 a 及び超音波プローブ 4 b の位置情報に基づき、画像データ生成部 8 から供給される第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データを合成して第 3 の 3 次元画像データを生成する（図 10 のステップ S 17）。

【0068】

この場合、図 5 に示したような方法に基づいて第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データを合成して第 3 の 3 次元画像データを生成してもよく、又、異なる色調を有した第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データを重畳して第 3 の 3 次元画像データを生成してもよい。更に、入力部 10 に第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データの相対的な位置を微調整する画像位置調整部を新たに設け、表示部 9 に第 3 の画像データとして表示された第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データの観察下にてこれら 3 次元画像データにおける位置ズレを補正してもよい。

10

【0069】

そして、表示部 9 の表示データ生成部は、画像データ合成部 13 において生成された第 3 の 3 次元画像データに対し入力部 10 からシステム制御部 12 を介して供給される被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成し、データ変換部は、前記表示データに対して D/A 変換と表示フォーマット変換を行なってモニタに表示する（図 10 のステップ S 18）。

20

【0070】

以上述べた第 2 の実施例によれば、第 1 の超音波プローブを用いて生成した第 1 の 3 次元画像データと第 2 の超音波プローブを用いて生成した第 2 の 3 次元画像データを合成することにより、超音波が被検体の組織内を伝播する際の超音波吸収やこの伝播を妨げる障害物等に起因して発生する画像データ上の局所的な感度劣化が低減された良質な表示用の 3 次元画像データ（第 3 の 3 次元画像データ）を得ることができる。このため、診断精度が向上し、更に、第 3 の 3 次元画像データの観察下にて各種の治療を行なう場合には、これらの治療における安全性を更に向上させることができる。

【0071】

又、図 5 に示した方法と同様の手順により第 1 の 3 次元画像データのボクセル値と第 2 の 3 次元画像データのボクセル値との重み付け加算によって有効な超音波情報を強調して合成することが可能となり、診断能に優れた第 3 の 3 次元画像データを収集することができる。

30

【0072】

以上、本発明の第 1 の実施例及び第 2 の実施例について述べてきたが、本発明は、これらの実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、2 次元配列された複数の振動素子を有する超音波プローブ 4 a 及び 4 b を用いて当該被検体の診断対象部位に対する 3 次元走査を行なう場合について述べたが、例えば、1 次元配列された複数の振動素子をその配列方向と直交する方向に高速揺動あるいは高速移動することにより前記診断対象部位に対する 3 次元走査を行なってもよい。

40

【0073】

又、上述の実施例では、B モードデータを超音波データとして 3 次元画像データを生成する場合について述べたが、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づく 3 次元画像データあるいは B モードデータとカラードブラデータに基づく 3 次元画像データであっても構わない。更に、コンベックス走査、リニア走査、ラジアル走査を可能とする上述の超音波プローブ 4 a 及び 4 b を用いた 3 次元走査であっても構わない。

【0074】

更に、当該被検体の体表面に配置された 3 つ以上の超音波プローブによって収集された 3 つ以上のボリュームデータや 3 次元画像データを合成して表示用の 3 次元画像データを生成してもよい。

50

【0075】

一方、上述の実施例では、3次元画像データとしてボリュームレンダリング画像データあるいはサーフェスレンダリング画像データを生成する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、MIP(Maximum Intensity Projection)画像データやMPR(Multi Planar Reconstruction)画像データのような3次元情報が反映された画像データであっても構わない。

【0076】

又、上述の実施例では、超音波プローブ4aの中心軸を基準とした送受信方向(p 、 q)($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$))の各々に対する超音波の送受信と、超音波プローブ4bの中心軸を基準とした送受信方向(p 、 q)($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$))の各々に対する超音波の送受信を繰り返す場合(図7参照)について示したが、これに限定されるものではなく、例えば、図11に示すように超音波プローブ4aと超音波プローブ4bを超音波の送受信周期(レート周期)で交互に選択し、超音波プローブ4a及び4bの中心軸を基準とした送受信方向(p 、 q)($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$))の各々に対し超音波の送受信を順次行なう送受信方法であっても構わない。

【0077】

又、第1の実施例における第1のボリュームデータの収集時間と第2のボリュームデータの収集時間、あるいは、第2の実施例における第1の3次元画像データの収集時間と第2の3次元画像データの収集時間は異なるように超音波の送受信を制御してもよい。特に、動きの速い臓器の超音波情報を含むボリュームデータあるいは3次元画像データの収集時間を短く設定することにより時間分解能に優れた表示用の3次元画像データを得ることが可能となる。

【0078】

尚、上述の実施例では、超音波プローブ4aから送信される送信超音波の中心周波数と超音波プローブ4bから送信される送信超音波の中心周波数は、通常、等しくなるように設定されるが、これらの中心周波数を異なるように設定しても構わない。この場合、超音波プローブ4a及び超音波プローブ4bの各々には異なる共振周波数を有する振動素子が内蔵され、送信部21の駆動回路213では、これら振動素子の共振周波数に対応した周期を有する駆動信号が生成される。超音波プローブ4aから送信される送信超音波の中心周波数と超音波プローブ4bから送信される送信超音波の中心周波数が異なるように設定することにより、超音波周波数に依存した多くの生体情報を合成して表示することが可能となり診断能を更に向上させることが可能となる。

【0079】

又、このとき、一方の超音波周波数にて得られた所定閾値以上のボクセル値を有するボリュームデータあるいは3次元画像データと他の超音波周波数にて得られたボリュームデータあるいは3次元画像データとを合成して表示用の3次元画像データを生成してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】本発明の第1の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置が備えたプローブ選択部の機能を説明するための図。

【図3】同実施例の超音波診断装置が備えた送受信部及び超音波データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図4】同実施例における超音波プローブの中心軸を基準とした超音波送受信方向を示す図。

【図5】同実施例におけるボリュームデータの合成方法を説明するための図。

【図6】同実施例の超音波診断装置が備えた画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【図 7】同実施例における超音波プローブの選択制御とこれら超音波プローブに対する送受信方向の切り替え制御を説明するための図。

【図 8】同実施例における 3 次元画像データの収集手順を示すフローチャート。

【図 9】本発明の第 2 の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 10】同実施例における 3 次元画像データの収集手順を示すフローチャート。

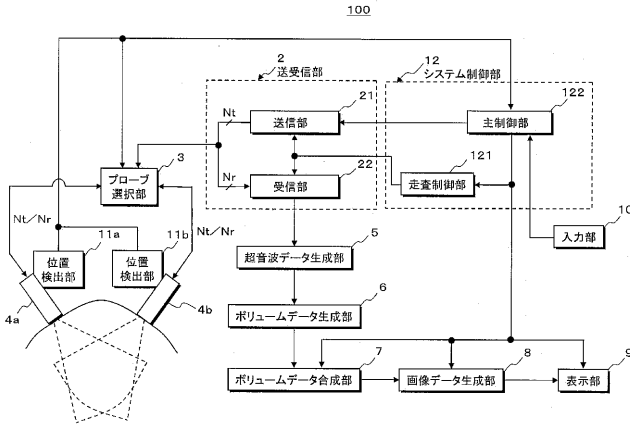
【図 11】本発明の第 1 の実施例及び第 2 の実施例の変形例における超音波プローブの選択制御とこれら超音波プローブに対する送受信方向の切り替え制御を説明するための図。

【符号の説明】

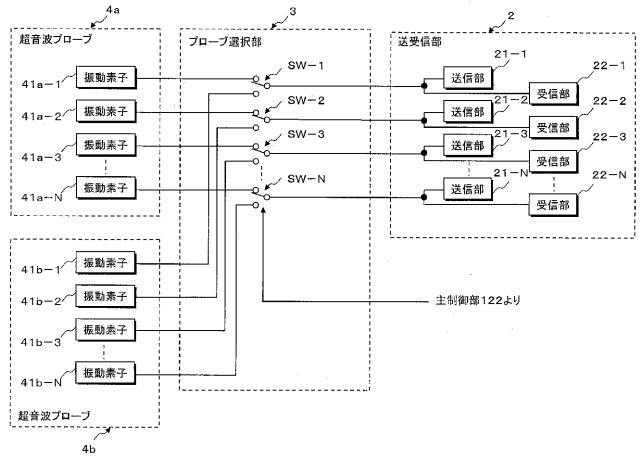
【 0 0 8 1 】

2 ... 送受信部	10
2 1 ... 送信部	
2 1 1 ... レートパルス発生器	
2 1 2 ... 送信遅延回路	
2 1 3 ... 駆動回路	
2 2 ... 受信部	
2 2 0 ... プリアンプ	
2 2 1 ... A / D 変換器	
2 2 2 ... 受信遅延回路	
2 2 3 ... 加算器	
3 ... プローブ選択部	20
4 a、4 b ... 超音波プローブ	
5 ... 超音波データ生成部	
5 1 ... 包絡線検波器	
5 2 ... 対数変換器	
6 ... ボリュームデータ生成部	
7 ... ボリュームデータ合成部	
8 ... 画像データ生成部	
8 1 ... ボリュームデータ記憶部	
8 2 ... 不透明度・色調設定部	
8 3 ... レンダリング処理部	30
8 4 ... 3 次元画像データ記憶部	
9 ... 表示部	
1 0 ... 入力部	
1 1 a、1 1 b ... 位置検出部	
1 2 ... システム制御部	
1 2 1 ... 走査制御部	
1 2 2 ... 主制御部	
1 3 ... 画像データ合成部	
1 0 0、2 0 0 ... 超音波診断装置	

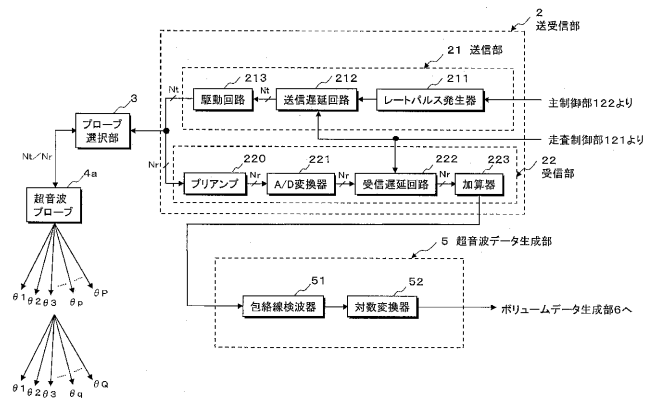
【図1】



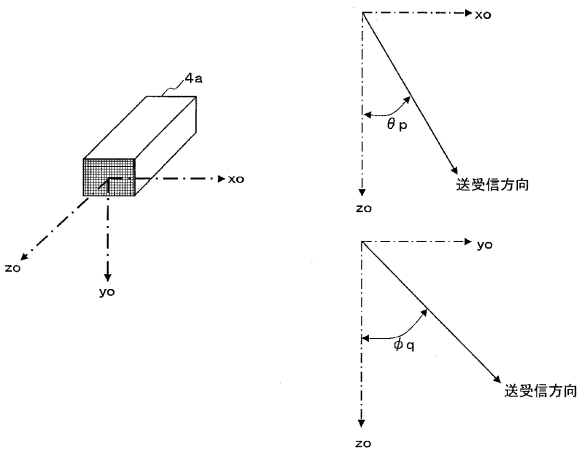
【図2】



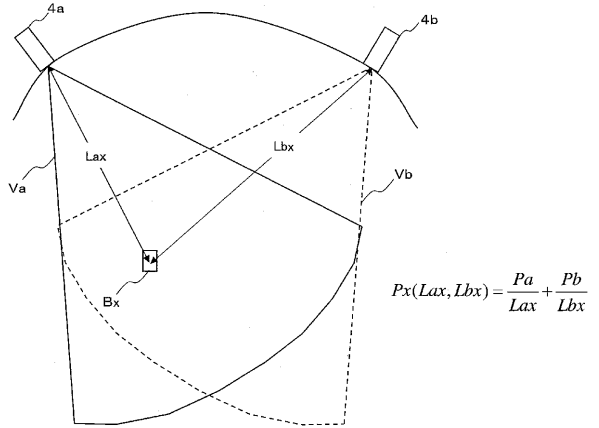
【図3】



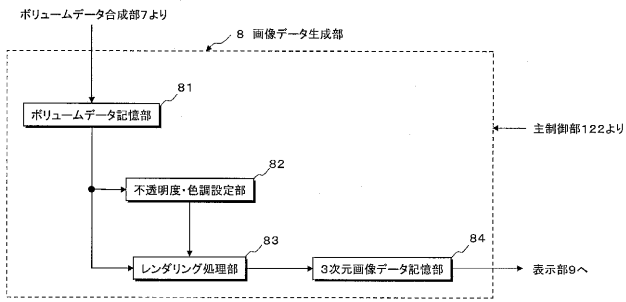
【図4】



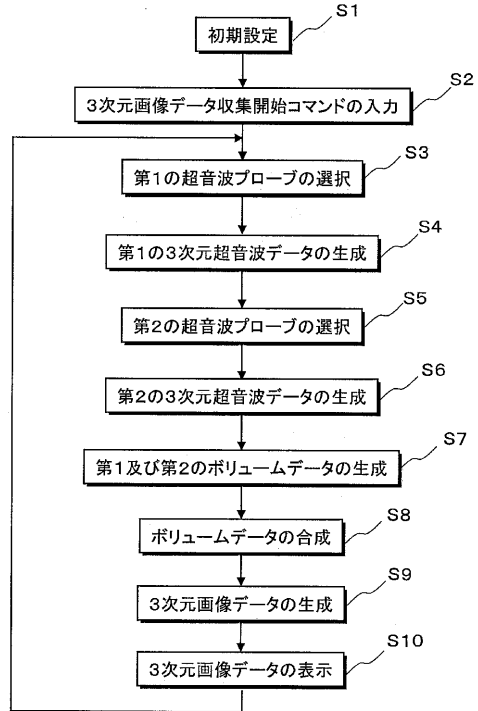
【図5】



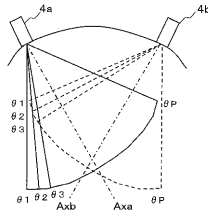
【 図 6 】



【 図 8 】



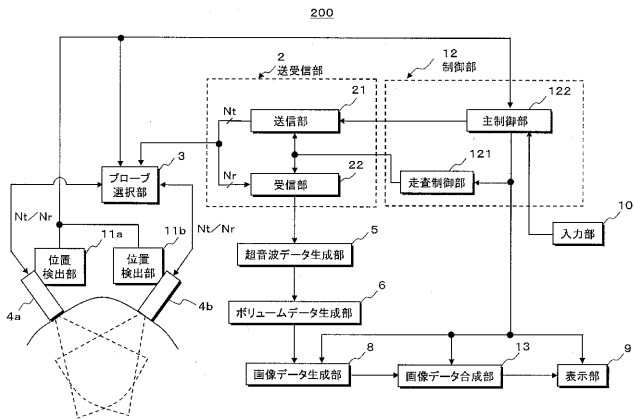
【 図 7 】



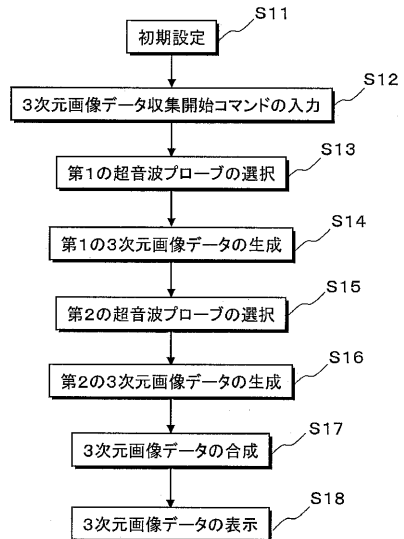
送受信方向	θ_1	θ_2	θ_3	θ_P	θ_1	θ_2	θ_3	θ_P	θ_1	θ_2	θ_3
第1の超音波プローブ (4a)	○	○	○	○	○						○	○	○
第2の超音波プローブ (4b)						○	○	○	○	○			

時間 →

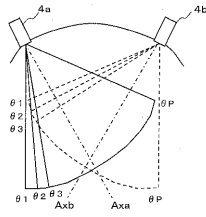
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 1 1 】



送受信方向	θ_1	θ_1	θ_2	θ_2	θ_3	θ_3	θ_P	θ_P	θ_1	θ_1	θ_2	θ_2
第1の超音波プローブ (4a)	○		○		○		○		○		○	
第2の超音波プローブ (4b)		○		○		○		○		○		○

時間 →

フロントページの続き

(72)発明者 大塚 紀昭

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB07 DD30 DE04 EE04 GA18 GA25 GA28 GB06 HH06

JB22 JC17 JC27 JC29 JC30 KK21

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008307087A	公开(公告)日	2008-12-25
申请号	JP2007154920	申请日	2007-06-12
[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	金田明義 大塚紀昭		
发明人	金田 明義 大塚 紀昭		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/DD30 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GA28 4C601/GB06 4C601/HH06 4C601/JB22 4C601/JC17 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/JC30 4C601/KK21		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当超声波在受试者的组织中传播时，改善超声波吸收，并且由阻碍这种传播的障碍物引起的图像数据的局部灵敏度恶化。解决方案：超声诊断设备100包括布置在对象的不同位置的两个超声探针4a和4b，首先，通过使用由探针选择单元3选择的超声探针4a，在图1的三维超声数据中，以相同的方式使用所选择的超声探头4b生成第二三维超声数据。随后，组合基于第一三维超声数据的第一体数据和基于第二三维超声数据的第二体数据以生成第三体数据，并且第三体数据通过在显示单元9上渲染体数据而获得的尺寸图像数据。点域1

