

(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2010-94273
(P2010-94273A)

(43) 公開日 平成22年4月30日 (2010.4.30)

(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 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-267403 (P2008-267403)
(22) 出願日 平成20年10月16日 (2008.10.16)

(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
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 樋口 治郎
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 赤木 和哉
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

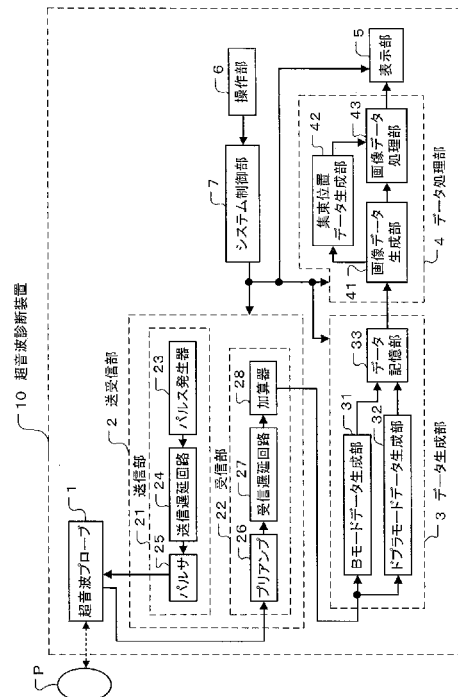
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】三次元画像データにおける超音波の集束位置の把握が容易な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体Pに対して超音波の送受波を行う超音波プローブ1と、超音波プローブ1を介して超音波を送受波方向に集束させて走査させる送受信部2と、送受信部2からの受信信号に基づき三次元画像データを生成する画像データ生成部41と、画像データ生成部41で生成された三次元画像データにおける超音波の集束位置を識別する処理を行うことにより第1乃至第4の三次元画像データ及びこの画像データの集束位置を表すマーカを生成する画像データ処理部43とを備え、表示部6にデータ画像データ処理部43で生成された各第1乃至第4の三次元画像データ及びこの画像データのマーカを表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、
前記超音波プローブを駆動して前記送受波方向の所定の位置に超音波を集束させて走査を行う送受信手段と、
前記送受信手段からの受信信号に基づき三次元画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記画像データ生成手段により生成された三次元画像データの前記送受信手段により超音波を集束させた集束位置を識別する処理を行う画像データ処理手段と、
前記画像データ処理手段により処理された三次元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】

前記画像データ処理手段は、前記画像データ生成手段により生成された三次元画像データの集束位置における集束面の輪郭を識別する処理を行うようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像データ処理手段は、前記画像データ生成手段により生成された三次元画像データの集束位置における集束面を識別する処理を行うようにした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 4】

前記画像データ処理手段は、前記画像データ生成手段により生成された三次元画像データの集束位置における集束面を切断する切断面を識別する処理を行うようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記画像データ処理手段は、前記画像データ生成手段により生成された三次元画像データの集束位置における集束ボリュームを識別する処理を行うようにした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 6】

前記表示手段に、前記画像データ処理手段により処理された三次元画像データと共に、この三次元画像データの集束位置を表すマーカを表示するようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記表示手段に表示された三次元画像データの前記マーカに対応する位置に集束位置を設定する集束位置設定手段を有し、
前記送受信手段は、前記集束位置設定手段により設定された集束位置に超音波を集束させるようにしたことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示手段に、前記画像データ処理手段により処理された三次元画像データと共に、この三次元画像データの集束位置における集束面の断層像データを表示するようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波により被検体の体内を三次元画像化し診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、被検体に対して超音波を放射し、被検体内の組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を受信してモニタ上に表示するものである。この超音波による診断方法は、超音波プローブを体表面に接触させるだけの簡単な操作で、リアルタ

50

イムの二次元画像データによる観察を行うことができるため、生体内の心臓、血管、腹部、泌尿器などの各種器官の診断や治療に広く用いられている。

【0003】

近年、この超音波診断装置においては、三次元画像データの表示が可能になってきており、その三次元画像データによる診断も普及してきている。そして、三次元画像データを得るために超音波を走査する方法には、超音波を例えば一次元方向に電子走査させる方法と、二次元方向に電子走査させる2つの方法がある。

【0004】

超音波を一元方向に電子走査させる方法では、位置及び角度を検出する位置センサを装着した超音波プローブを移動又は傾斜させて複数の位置又は角度から得られる二次元画像データ、及びこの二次元画像データに対応する超音波プローブの位置又は角度のデータを用いることにより、三次元画像データを得ることができる。また、超音波を二次元方向に電子走査させる方法では、超音波プローブの位置を固定した状態で超音波を二次元方向に電子走査させて三次元画像データを得ることができる。

10

【0005】

このような超音波診断装置では、超音波プローブから放射される超音波を被検体内の所望の深さで集束させることにより、その深さにおける画像データの解像度を高め、鮮明な二次元画像データや三次元画像データを得ることができる。

【0006】

ところで、モニタに二次元画像データを表示したときに、二次元画像データと共にこの二次元画像データにおける超音波の集束位置を表すマーカを表示する超音波診断装置が知られている(例えば、特許文献1。)。

20

【0007】

この装置によれば、集束位置を容易に把握できるので、モニタに表示された二次元画像データを見ながら関心部位にマーカを移動させて超音波を集束させることにより、関心部位を鮮明に表示させることができるようになっている。

【特許文献1】特開昭63-317139号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、モニタに三次元画像データを表示したときに、三次元画像データと共にこの三次元画像データにおける超音波の集束位置を表すマーカを表示させても、三次元画像データにおける集束位置の把握が困難であるため関心部位に超音波を集束させることができない問題がある。

30

【0009】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、三次元画像データにおける超音波の集束位置の把握が容易な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記問題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動して前記送受波方向の所定の位置に超音波を集束させて走査を行う送受信手段と、前記送受信手段からの受信信号に基づき三次元画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データ生成手段により生成された三次元画像データの前記送受信手段により超音波を集束させた集束位置を識別する処理を行う画像データ処理手段と、前記画像データ処理手段により処理された三次元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。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、超音波の集束位置を識別した三次元画像データを表示させることにより、超音波を関心部位に集束させることが可能となり、容易に鮮明な三次元画像データを

50

得ることができるので超音波診断における診断効率と診断精度の向上を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0013】

以下、本発明の超音波診断装置の実施例を図1乃至図12を参照して説明する。

図1は、実施例に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。この超音波診断装置10は、被検体Pに対して超音波の送受波を行う超音波プローブ1と、超音波プローブ1を駆動して送受波方向に超音波を集束させて走査を行う送受信部2と、送受信部2からの受信信号からBモードデータやドプラモードデータを生成するデータ生成部3と、データ生成部3で生成されたBモードデータやドプラモードデータからBモード画像データやドプラモード画像データの生成などを行うデータ処理部4と、データ処理部4で生成されたBモード画像データやドプラモード画像データなどを表示する表示部5とを備えている。

10

【0014】

また、送受波方向の所定の位置に超音波を集束させて走査させるための走査情報を含む撮像条件の設定、この撮像条件に設定された超音波の集束位置を表示部5に表示するための集束位置識別モードの設定、集束位置における被検体Pの画像データを表示させるための集束面表示モードの設定、表示部5に表示した集束位置を移動するための集束位置設定等の操作や、及び各種コマンド信号の入力等の操作を行う操作部6と、送受信部2、データ生成部3、データ処理部4、及び表示部5の各ユニットを統括して制御するシステム制御部7とを備えている。

20

【0015】

超音波プローブ1は、被検体Pの体表面にその先端面を接触させた状態で超音波の送受波を行なうものであり、例えば、二次元のマトリクス状に配列された複数個($P \times Q$ 個)の圧電振動子をその先端部分に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送波時には電気パルス(超音波駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、また受波時には被検体Pからの超音波反射波(受信超音波)を電気信号(超音波受信信号)に変換する機能を有している。

30

【0016】

送受信部2は、超音波プローブ1から送信超音波を発生させるための超音波駆動信号を生成する送信部21と、超音波プローブ1の圧電振動子から得られる複数チャンネルの超音波受信信号に対して整相加算を行なう受信部22とを備えている。そして、操作部6からの撮像条件の設定操作によりシステム制御部7から供給される撮像条件に含まれる第1の集束位置情報や、集束位置設定操作によりシステム制御部7から供給される第1の集束位置から変更された第2の集束位置情報に基づいて超音波を集束させる。

【0017】

送信部21は、繰返し周期を発生するパルス発生器23と、超音波プローブ1から送信する送信超音波の遅延時間を設定する送信遅延回路24と、送信超音波を放射するための電圧パルスを発生するパルサ25とを備えている。

40

【0018】

パルス発生器23は、被検体Pに放射する超音波パルスの繰返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路24に出力する。

【0019】

送信遅延回路24は、超音波プローブ1において送信に使用される圧電振動子と同数($P \times Q$ チャンネル)の独立な遅延回路から構成される。そして、システム制御部7から指示されたタイミング信号に基づいて、送信において超音波の送受波方向の設定された位置に超音波を集束させるための集束用遅延時間と、設定された方向に超音波を走査させるた

50

めの偏向用遅延時間とを、パルス発生器 23 から出力されたレートパルスに与えてパルサ 25 に出力する。なお、図 2 に示すように超音波を集束させた集束位置では、超音波は送受波方向に対して例えば線分に集束される。

【0020】

パルサ 25 は、送信に使用される超音波プローブ 1 の圧電振動子と同数 (P × Q チャンネル) の独立な駆動回路を有しており、レートパルスを受けたタイミングで超音波プローブ 1 に内蔵された P × Q 個の圧電振動子を駆動し、被検体 P に対して送信超音波を放射するための電圧パルスが発生する。

【0021】

受信部 22 は、超音波プローブ 1 から出力された超音波受信信号を増幅するプリアンプ 26 と、プリアンプ 26 から出力された受信信号の遅延時間を設定する受信遅延回路 27 と、受信遅延回路 27 から出力された受信信号を加算する加算器 28 とを備えている。

10

【0022】

プリアンプ 26 は、圧電振動子と同数の P × Q チャンネルのプリアンプを備えている。そして、圧電振動子によって電気信号に変換された微小な超音波プローブ 1 からの超音波受信信号を、所定の信号レベルに増幅して十分な S / N を確保した後、受信遅延回路 27 に出力する。

【0023】

受信遅延回路 27 は、圧電振動子と同数 (P × Q チャンネル) の独立な遅延回路から構成される。そして、システム制御部 7 から指示されたタイミング信号に基づいて、所定の深さからの受信超音波を集束させるための集束用遅延時間と、所定の方向に受信超音波の指向性を設定するための偏向用遅延時間とを、プリアンプ 26 から出力された受信信号に与えて加算器 28 に出力する。

20

【0024】

加算器 28 は、受信遅延回路 27 からの P × Q チャンネルの受信信号を加算して 1 つにまとめた後、データ生成部 3 に出力する。

【0025】

データ生成部 3 は、システム制御部 7 から供給される第 1 の集束位置情報を含む撮像条件や第 2 の集束位置情報に基づいて送受信部 2 の受信部 22 から出力された受信信号から B モードデータを生成する B モードデータ生成部 31 と、前記受信信号からドプラモードデータを生成するドプラモードデータ生成部 32 と、B モードデータ生成部 31 で生成された B モードデータやドプラモードデータ生成部 32 で生成されたドプラモードデータを保存するデータ記憶部 33 とを備えている。

30

【0026】

B モードデータ生成部 31 は、加算器 28 からの整相加算された受信信号に対して包絡線検波を行った後、対数変換する。その後、デジタル信号に変換して B モードデータを生成し、生成した B モードデータをデータ記憶部 33 に出力する。

【0027】

ドプラモードデータ生成部 32 は、加算器 28 からの整相加算された受信信号に対してドプラ偏移周波数を検出しデジタル信号に変換した後、血流情報のみを抽出する。その抽出したドプラ信号に対して自己相関処理を行い、この自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値、分散値などを算出してドプラモードデータを生成する。そして、生成したドプラモードデータをデータ記憶部 33 に出力する。

40

【0028】

データ記憶部 33 は、B モードデータ生成部 31 から出力された B モードデータやドプラモードデータ生成部 32 から出力されたドプラモードデータを順次保存する。また、システム制御部 7 から供給される第 1 の集束位置や第 2 の集束位置の情報を含む撮像条件を保存する。

【0029】

図 3 は、データ記憶部 33 に保存された B モードデータの構成の一例を示した図である

50

。このBモードデータは、図4に示すように、横軸は超音波の送受波方向に対応し、縦軸はX方向及びY方向に対応している。そして、X方向への超音波の走査により1フレーム分のBモードデータを生成した後、Y方向へ移動する。Y方向へ移動した後、同様にしてX方向への超音波の走査により次の1フレーム分のBモードデータを生成する。このようにして生成されたBモードデータD_a乃至D_mが保存されている。

【0030】

1フレーム分であるBモードデータD_aには、X方向への図4に矢印で示した各走査線(a₁乃至a_K)の走査により生成された各画素データa₁₁乃至a_{KL}が保存されている。そして、走査線(a₁)には、この矢印の方向に対する超音波の送受波により生成された画素データa₁₁乃至a_{1L}が保存されている。また、この画素データの先頭部分には、走査線a₁に関する走査線の方向や走査線の長さに対応する視野深度などの走査情報a_{10a}、及び第1又は第2の集束位置情報a_{10b}が保存されている。

10

【0031】

また、各走査線a₂乃至a_Kには、画素データa₂₁乃至a_{2L}、・・・、画素データa_{K1}乃至a_{KL}が保存され、各画素データの先頭部分には各走査情報a_{20a}、・・・、a_{K0a}が保存されている。また、各第1又は第2の集束位置情報a_{20b}、・・・、a_{K0b}が保存されている。

【0032】

BモードデータD_bには、各走査線(b₁乃至b_K)に対応する各画素データb₁₁乃至b_{KL}が保存され、各画素データの先頭部分には、各走査線に関する走査情報b_{10a}乃至b_{K0a}、及び各第1又は第2の集束位置情報b_{10b}乃至b_{K0b}が保存されている。

20

【0033】

そして、BモードデータD_mには、各走査線(m₁乃至m_K)に対応する各画素データm₁₁乃至m_{KL}が保存され、各画素データの先頭部分には、各走査線に関する走査情報m_{10a}乃至m_{K0a}、及び第1又は第2の集束位置情報m_{10b}乃至m_{K0b}が保存されている。

【0034】

なお、データ記憶部33には、BモードデータD_a乃至D_mに後続して次以降のBモードデータの生成に用いられるBモードデータが繰り返し保存される。

30

【0035】

図1に戻り、データ処理部4は、システム制御部7から供給された撮像条件や第2の集束位置の情報に基づいて、データ生成部3のデータ記憶部33に保存されたBモードデータから二次元画像データであるBモード画像データの生成や、生成した複数のBモード画像データから三次元画像データの生成を行う画像データ生成部41を備えている。

【0036】

また、画像データ生成部41で生成された三次元画像データにおける集束位置の位置データを生成する集束位置データ生成部42と、集束位置データ生成部42で生成された位置データに基づいて、画像データ生成部41から出力された三次元画像データの集束位置を識別する処理を行う画像データ処理部43とを備えている。

40

【0037】

画像データ生成部41は、データ記憶部33から1フレーム毎にBモードデータ、走査情報、及び第1又は第2の集束位置情報等を読み出した後、読み出したBモードデータを走査変換してBモード画像データを生成する。そして、生成したBモード画像データを画像データ処理部43に出力する。

【0038】

また、読み出した走査情報に基づいて複数フレームのBモード画像データから例えばボリュームレンダリング法による処理を行った三次元画像データを生成する。そして、生成した三次元画像データを画像データ処理部43に出力すると共に、その三次元画像データに対応する走査情報、及び第1又は第2の集束位置情報を集束位置データ生成部42に出

50

力する。

【 0 0 3 9 】

更に、データ記憶部 3 3 からドブラモードデータを読み出した後、走査変換してドブラモード画像データを生成し、生成したドブラモード画像データを画像データ処理部 4 3 に出力する。

【 0 0 4 0 】

更にまた、読み出した各 B モードデータの走査情報に基づいて複数フレームの B モード画像データから三次元画像データを生成すると共に、第 1 又は第 2 の集束位置情報に基づいて複数フレームの B モード画像データの集束位置の線分の例えば図 2 に示した中央点の集合により形成される断層像データを生成する。そして、生成した三次元画像データ及び断層像データを画像データ処理部 4 3 に出力すると共に、その三次元画像データに対応する走査情報、及び第 1 又は第 2 の集束位置情報を集束位置データ生成部 4 2 に出力する。

10

【 0 0 4 1 】

集束位置データ生成部 4 2 は、画像データ生成部 4 1 から出力された走査情報、第 1 又は第 2 の集束位置情報、及びシステム制御部 7 から供給される集束位置識別モードの情報に基づいて、位置データを生成して画像データ処理部 4 3 に出力する。

【 0 0 4 2 】

ここで、集束位置識別モードが輪郭表示モードである場合、三次元画像データを生成するための B モード画像データの集束位置における線分の中央点の集合により形成される三次元画像データの集束面の輪郭の位置を表す第 1 の位置データを生成する。また、集束面表示モードである場合、三次元画像データの集束面の位置を表す第 2 の位置データを生成する。更に、切断面表示モードである場合、三次元画像データの集束面を切断する切断面の位置を表す第 3 の位置データを生成する。更にまた、集束ボリューム表示モードである場合、三次元画像データを生成するための B モード画像データの集束位置における例えば線分の集合により形成される三次元画像データの集束位置である集束ボリュームの位置を表す第 4 の位置データを生成する。なお、超音波の集束位置が点である場合、その点を中心として送受波方向に拡張して集束ボリュームを形成するようにする。

20

【 0 0 4 3 】

画像データ処理部 4 3 は、画像データ生成部 4 1 から出力された B モード画像データ、三次元画像データ、ドブラモード画像データを表示部 5 に出力する。また、集束位置データ生成部 4 2 から出力された位置データに基づいて、画像データ生成部 4 1 から出力された三次元画像データの集束位置を識別する処理を行うと共に、その集束位置を表すマーカを生成する。そして、集束位置を識別した画像データ及びマーカを表示部 5 に出力する。

30

【 0 0 4 4 】

ここで、第 1 の位置データに基づいて、三次元画像データの集束面の輪郭を例えば色付けして識別する処理を行うことにより第 1 の三次元画像データを生成し、その輪郭の位置を表すマーカを生成する。

【 0 0 4 5 】

また、第 2 の位置データに基づいて、三次元画像データの集束面を識別する処理を行うことにより第 2 の三次元画像データを生成し、その集束面の位置を表すマーカを生成する。なお、画像データ生成部 4 1 から出力される断層像データを三次元画像データと同じ方向から見た集束面の方向に設定し、設定した断層像データを三次元画像データの集束面の部分に合成する。そして、合成した三次元画像データの断層像データ以外の部分を半透明にして断層像データを識別する処理を行うことにより第 2 の三次元画像データを生成するようにしてもよい。

40

【 0 0 4 6 】

更に、第 3 の位置データに基づいて、三次元画像データの集束面を切断するマーカとしても機能する切断面を識別する処理を行うことにより第 3 の三次元画像データを生成する。

【 0 0 4 7 】

50

更にまた、第 4 の位置データに基づいて、三次元画像データの集束ボリュームを、例えば色付けして集束面に相当する位置から送受波方向に色を変化させて識別する処理を行うことにより第 4 の三次元画像データを生成し、その集束ボリュームの位置を表すマーカを生成する。

【 0 0 4 8 】

なお、操作部 6 から集束面表示モード設定操作に応じて画像データ生成部 4 1 から出力される集束位置の断層像データ、及び生成した第 1 乃至第 4 の三次元画像データのいずれかを表示部 5 に出力する。

【 0 0 4 9 】

表示部 5 は、C R T や液晶パネルなどのカラーモニタを備え、データ処理部 4 の画像データ処理部 4 3 から出力された B モード画像データ、三次元画像データ、ドブラモード画像データ、第 1 の三次元画像データ及びマーカ、第 2 の三次元画像データ及びマーカ、第 3 の三次元画像データ、第 4 の三次元画像データ及びマーカ、第 1 乃至第 4 の三次元画像データのいずれかの画像データ及び断層像データ等の表示を行う。

10

【 0 0 5 0 】

操作部 6 は、スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと、タッチコマンドスクリーンを備えている。そして、これらを用いて検査開始及び検査終了、被検体 P の被検体情報、視野深度、集束位置、走査線の方向、及び走査線密度、画像データ表示モード等の撮像条件の設定操作を行う。また、画像データ表示モードが三次元画像データである場合に、集束位置識別モード設定、集束位置設定、集束面表示モード設定等の操作を行う。

20

【 0 0 5 1 】

システム制御部 7 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、操作部 6 から供給される入力情報に基づいて送受信部 2、データ生成部 3、データ処理部 4、及び表示部 5 の各ユニットの制御や、システム全体の制御を統括して行う。

【 0 0 5 2 】

以下、図 1 乃至図 1 2 を参照して、実施例に係る超音波診断装置 1 0 の動作の一例を説明する。

図 5 は、超音波診断装置 1 0 の動作を示したフローチャートである。被検体 P の検査を行うために超音波診断装置 1 0 の操作者により、被検体 P の被検体情報、画像データ生成モードである「三次元画像データ」等の撮像条件の設定や、集束位置識別モードである「輪郭表示モード」等の設定が行われる。そして、検査開始操作を行うことにより、超音波診断装置 1 0 は検査を開始する（ステップ S 1）。

30

【 0 0 5 3 】

システム制御部 7 は、操作部 6 からの入力情報に基づいて、送受信部 2、データ生成部 3、データ処理部 4、及び表示部 5 を制御する。そして、操作者が超音波プローブ 1 を被検体 P の体表面に当てることにより、送受信部 2 は、システム制御部 7 から供給される撮像条件に基づいて、超音波プローブ 1 を介して例えば図 4 に示した走査線 a 1 乃至 m K を被検体 P 内に走査する。

【 0 0 5 4 】

データ生成部 3 の B モードデータ生成部 3 1 は、送受信部 2 の受信部 2 2 から出力された受信信号に基づいて、B モードデータを生成してデータ記憶部 3 3 に出力する。データ記憶部 3 3 は、B モードデータ生成部 3 1 から出力された B モードデータ、及びシステム制御部 7 から供給されるこの B モードデータの走査情報及び第 1 の集束位置情報を保存する。

40

【 0 0 5 5 】

データ処理部 4 の画像データ生成部 4 1 は、データ記憶部 3 3 から複数フレーム分の B モードデータを読み出した後、各 B モードデータの走査情報に基づいて三次元画像データを生成する。そして、生成した三次元画像データを画像データ処理部 4 3 に出力すると共に、前記複数の B モードデータの走査情報及び第 1 の集束位置情報を集束位置データ生成

50

部 4 2 に出力する。

【 0 0 5 6 】

集束位置データ生成部 4 2 は、画像データ生成部 4 1 から出力された走査情報及び第 1 の集束位置情報に基づいて第 1 の位置データを生成し、画像データ処理部 4 3 に出力する。画像データ処理部 4 3 は、集束位置データ生成部 4 2 から出力された第 1 の位置データに基づいて、画像データ生成部 4 1 から出力された三次元画像データから第 1 の三次元画像データ及マーカを生成し、表示部 5 に表示する（ステップ S 2 ）。

【 0 0 5 7 】

図 6 は、表示部 5 に表示された第 1 の三次元画像データ及びマーカの画面の一例を示した図である。この画面 5 0 には、被検体 P 内に走査された走査線 a 1 乃至 m K により形成される走査範囲に対応する第 1 の三次元画像データ 5 1、及びこの第 1 の三次元画像データ 5 1 の集束位置を表す 2 つのマーカ 5 2 L , 5 2 R が表示されている。

10

【 0 0 5 8 】

第 1 の三次元画像データ 5 1 には、マーカ 5 2 L , 5 2 R の位置に対応し、この第 1 の三次元画像データ 5 1 の集束面における輪郭 5 3 が識別して表示されている。また、輪郭 5 3 で表される集束面の下方に関心部位である例えば被検体 P の患部に当たる患部データ 5 4 が含まれている。

【 0 0 5 9 】

マーカ 5 2 L は、第 1 の三次元画像データ 5 1 の左側端部に沿って上方の矢印 L L U 方向及び下方の L L D 方向に移動可能に表示されている。また、マーカ 5 2 R は、第 1 の三次元画像データ 5 1 の右側端部に沿って上方の矢印 L R U 方向及び下方の L R D 方向に移動可能に表示されている。

20

【 0 0 6 0 】

このように、第 1 の三次元画像データ 5 1 には輪郭 5 3 が表示されているので、第 1 の三次元画像データ 5 1 における超音波の集束位置を容易に把握することができる。

【 0 0 6 1 】

次に、表示部 5 の画面 5 0 に表示された第 1 の三次元画像データ 5 1 の患部データ 5 4 の位置に輪郭 5 3 を設定するために、例えばマーカ 5 2 L , 5 2 R を L L D 及び L R D 方向に移動する集束位置設定操作が操作部 6 から行われると、送受信部 2 は、システム制御部 7 から供給される第 2 の集束位置情報に基づいて、超音波プローブ 1 を介して被検体 P 内の患部を含む位置に超音波を集束する。

30

【 0 0 6 2 】

B モードデータ生成部 3 1 は、システム制御部 7 から供給された第 2 の集束位置情報に基づき受信部 2 2 から出力された受信信号により、B モードデータを生成してデータ記憶部 3 3 に出力する。データ記憶部 3 3 は、B モードデータ生成部 3 1 から出力された B モードデータ、及びこの B モードデータに対応するシステム制御部 7 から供給される走査情報及び第 2 の集束位置情報などを保存する。

【 0 0 6 3 】

画像データ生成部 4 1 は、データ記憶部 3 3 から B モードデータ、走査情報、第 2 の集束位置情報を読み出して三次元画像データを生成する。そして、生成した三次元画像データを画像データ処理部 4 3 に出力すると共に走査情報及び第 2 の集束位置情報を集束位置データ生成部 4 2 に出力する。

40

【 0 0 6 4 】

集束位置データ生成部 4 2 は、画像データ生成部 4 1 から出力された走査情報及び第 2 の集束位置情報に基づいて第 1 の位置データを生成し、画像データ処理部 4 3 に出力する。画像データ処理部 4 3 は、集束位置データ生成部 4 2 から出力された第 1 の位置データに基づいて、画像データ生成部 4 1 から出力された三次元画像データの集束面の輪郭を識別する処理を行うことにより第 1 の三次元画像データ及びその輪郭の位置を表すマーカを生成し、表示部 5 に表示する（図 5 のステップ S 3 ）。

【 0 0 6 5 】

50

図7は、表示部5に表示された第1の三次元画像データ及びマーカの画面の一例を示した図である。この画面50aには、ステップS3で生成された第1の三次元画像データ51a、及び図6の画面50におけるマーカ52L、52RがLLD及びLRD方向へ移動した位置におけるマーカ52La、52Raが表示されている。第1の三次元画像データ51aには、マーカ52La、52Raの位置に対応する輪郭53aが表示されている。

【0066】

なお、図8の画面50bに示すように、画面50のマーカ52Rだけをマーカ52Raの位置よりも下方のマーカ52Rbの位置に移動し、輪郭53を右下がり傾斜させた輪郭53bの位置に設定することにより、傾斜した集束面が患部データ54の一部を含む第1の三次元画像データ51bを表示させることができる。

10

【0067】

このように、第1の三次元画像データ51の関心部位に集束位置を設定することにより、関心部位である患部データ54を鮮明に表示部5に表示することができる。

【0068】

次に、表示部5に画面50aが表示されたときに、操作部6から例えば集束面表示モード設定操作が行われると、画像データ生成部41は、データ記憶部33からBモードデータ、走査情報、及び第2の集束位置情報を読み出して、三次元画像データ及びこの三次元画像データの集束位置における断層像データを生成する。そして、生成した三次元画像データ及び断層像データを画像データ処理部43に出力すると共に、走査情報及び第2の集束位置情報を集束位置データ生成部42に出力する。

20

【0069】

集束位置データ生成部42は、画像データ生成部41から出力された走査情報及び第2の集束位置情報に基づいて第1の位置データを生成し、画像データ処理部43に出力する。

【0070】

画像データ処理部43は、集束位置データ生成部42から出力された第1の位置データに基づいて、画像データ生成部41から出力された三次元画像データから第1の三次元画像データ及びマーカを生成する。そして、生成した第1の三次元画像データ及びマーカと共に、画像データ生成部41から出力された断層像データを表示する(図5のステップS4)。

30

【0071】

図9は、表示部5に表示された第1の三次元画像データ、マーカ、及び断層像データの画面の一例を示した図である。この画面50cには、ステップS4で生成された第1の三次元画像データ51c、画面51aと同じ位置における輪郭53a及びマーカ52La、52Ra、及び第1の三次元画像データ51cの集束面における断層像データ511cが表示されている。

【0072】

断層像データ511cには、患部データ54の集束面における患部断面データ54aが含まれている。

【0073】

このように、第1の三次元画像データ51cと共にこの第1の三次元画像データ51cの集束面における断層像データ511cを表示部5に表示することができる。これにより、患部の断面データを詳細に観察することができる。

40

【0074】

ここで、例えば操作部6から表示部5の画面50cに表示されたマーカ52La、52Raを移動して集束位置設定操作が行われると、この操作により設定された輪郭の位置における集束面の断層像データが表示部5に表示される。

【0075】

そして、表示部5の画面50cに表示された第1の三次元画像データ51c、及び断層像データ511cを見て診断に必要な画像データが得られたときに、操作部6から検査終

50

了操作が行われる。この操作により、システム制御部 7 は、送受信部 2、データ生成部 3、データ処理部 4、及び表示部 5 の各ユニットに動作停止を指示し、超音波診断装置 10 は検査を終了する（図 5 のステップ S 5）。

【0076】

次に、図 10 乃至図 13 を参照して、集束位置識別モードが集束面表示モード、切断面表示モード、及び集束ボリューム表示モードである場合に表示部 5 に表示される画面の一例を説明する。

【0077】

図 10 は、表示部 5 に表示される第 2 の三次元画像データ及びこの第 2 の三次元画像データの集束面の位置を表すマーカの画面の一例を示した図である。この画面 50d には、例えば図 5 のステップ S 2 の後に操作部 6 から集束面表示モード設定操作を行うことにより、第 2 の三次元画像データ 56、及び第 2 の三次元画像データ 56 の集束面の位置を表す 2 つのマーカ 52Ld、52Rd が表示される。

【0078】

第 2 の三次元画像データ 56 には、第 2 の三次元画像データ 56 の集束面を識別した集束面データ 57 が表示される。

【0079】

マーカ 52Ld は、第 2 の三次元画像データ 56 の左側端部に沿って上方の矢印 LLU 方向及び下方の LLD 方向に移動可能に表示される。また、マーカ 52Rd は、第 2 の三次元画像データ 56 の右側端部に沿って上方の矢印 LRU 方向及び下方の LRD 方向に移動可能に表示される。そして、マーカ 52Ld、52Rd を夫々移動することにより、第 2 の三次元画像データ 56 の各マーカ 52Ld、52Rd を移動した位置における集束面データが表示される。

【0080】

図 11 は、表示部 5 に表示される第 3 の三次元画像データの画面の一例を示した図である。この画面 50e には、図 5 のステップ S 2 の後に操作部 6 から切断面表示モード設定操作を行うことにより、第 3 の三次元画像データ 58 が表示される。第 3 の三次元画像データ 58 には、この第 3 の三次元画像データ 58 の集束面を切断する切断面 59 が表示される。そして、操作部 6 から切断面設定操作を行うことにより、第 3 の三次元画像データ 58 の集束面を任意の位置に設定することができる。

【0081】

図 12 は、表示部 5 に表示される第 4 の三次元画像データ及びこの第 4 の三次元画像データの集束ボリュームの位置を表すマーカの画面の一例を示した図である。この画面 50f には、例えば図 5 のステップ S 2 の後に操作部 6 から集束ボリューム表示モード設定操作を行うことにより、第 4 の三次元画像データ 60 及びマーカ 52Lf、52Rf が表示される。第 4 の三次元画像データ 60 には、マーカ 52Lf、52Rf の位置に対応する集束ボリューム 61 が識別して表示される。

【0082】

マーカ 52Lf は、第 4 の三次元画像データ 60 の左側端部に沿って上方の矢印 LLU 方向及び下方の LLD 方向に移動可能に表示される。また、マーカ 52Rf は、第 4 の三次元画像データ 60 の右側端部に沿って上方の矢印 LRU 方向及び下方の LRD 方向に移動可能に表示される。そして、マーカ 52Lf、52Rf を夫々移動することにより、第 4 の三次元画像データ 60 の各マーカ 52Lf、52Rf により移動した集束位置における集束ボリュームが表示される。

【0083】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体 P 内の送受波方向の所定の位置に超音波を集束させて走査を行うことにより得られる三次元画像データの集束面の輪郭を識別する処理を行うことにより第 1 の三次元画像データ及びその輪郭の位置を表すマーカを生成することができる。また、三次元画像データの集束面を識別する処理を行うことにより第 2 の三次元画像データ及びその集束面の位置を表すマーカを生成することができる。更に、三

10

20

30

40

50

次元画像データの切断面を識別する処理を行うことにより第3の三次元画像データを生成することができる。更にまた、三次元画像データの集束ボリュームを識別する処理を行うことにより第4の三次元画像データ及びその集束ボリュームの位置を表すマーカを生成することができる。

【0084】

そして、生成した各第1乃至第4の三次元画像データ及びこの画像データに対応するマーカを表示部5に表示することができる。また、各第1乃至第4の三次元画像データと共に、各画像データの集束面における断層像データを表示部5に表示することができる。

【0085】

これにより、表示部5に表示された各第1乃至第4の三次元画像データの集束位置を容易に把握することができる。

10

【0086】

また、表示部5に表示されたマーカを移動することにより、三次元画像データの移動したマーカの位置に超音波の集束位置を移動することができる。また、第3の三次元画像データにおいては切断面を移動することにより、第3の三次元画像データの移動した切断面の位置に超音波の集束位置を移動することができる。また、各第1乃至第4の三次元画像データと共に、各画像データの移動した集束面における断層像データを表示部5に表示することができる。

【0087】

これにより、各第1乃至第4の三次元画像データの所望の部分を鮮明に表示することができる。

20

【0088】

以上のことから、三次元画像データの関心部分を簡単な操作で鮮明に表示部5に表示させることが可能となり、超音波診断に要する時間を短縮し、診断効率と診断精度の向上を図ることができる。

【0089】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば超音波プローブに位置及び角度を検出する位置センサを装着し、超音波プローブからの超音波の送受波により生成される複数の二次元画像データ、及び各二次元画像データの位置又は角度に対応した位置センサからの位置データの情報を用いて生成される三次元画像データの集束位置を識別して表示部5に表示させるようにしてもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図1】本発明の実施例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】本発明の実施例に係る超音波の集束位置を示す図。

【図3】本発明の実施例に係るデータ記憶部に保存されたBモードデータの構成の一例を示す図。

【図4】本発明の実施例に係る三次元画像データを生成するための超音波を集束させて走査する超音波プローブを示す図。

【図5】本発明の実施例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

40

【図6】本発明の実施例に係る表示部に表示された第1の三次元画像データ及びこの第1の三次元画像データの輪郭の位置を表すマーカの画面の一例を示す図。

【図7】本発明の実施例に係る表示部に表示された第1の三次元画像データ及びこの第1の三次元画像データの輪郭の位置を表すマーカの画面の一例を示す図。

【図8】本発明の実施例に係る表示部に表示された第1の三次元画像データ及びこの第1の三次元画像データの輪郭の位置を表すマーカの画面の一例を示す図。

【図9】本発明の実施例に係る表示部に表示された第1の三次元画像データ、この第1の三次元画像データの輪郭の位置を表すマーカ、及び断層像データの画面の一例を示す図。

【図10】本発明の実施例に係る表示部に表示される第2の三次元画像データ及びこの第2の三次元画像データの集束面の位置を表すマーカの画面の一例を示す図。

50

【図11】本発明の実施例に係る表示部に表示される第3の三次元画像データの画面の一例を示す図。

【図12】本発明の実施例に係る表示部に表示される第4の三次元画像データ及びこの第4の三次元画像データの集束ボリュームの位置を表すマーカの画面の一例を示す図。

【符号の説明】

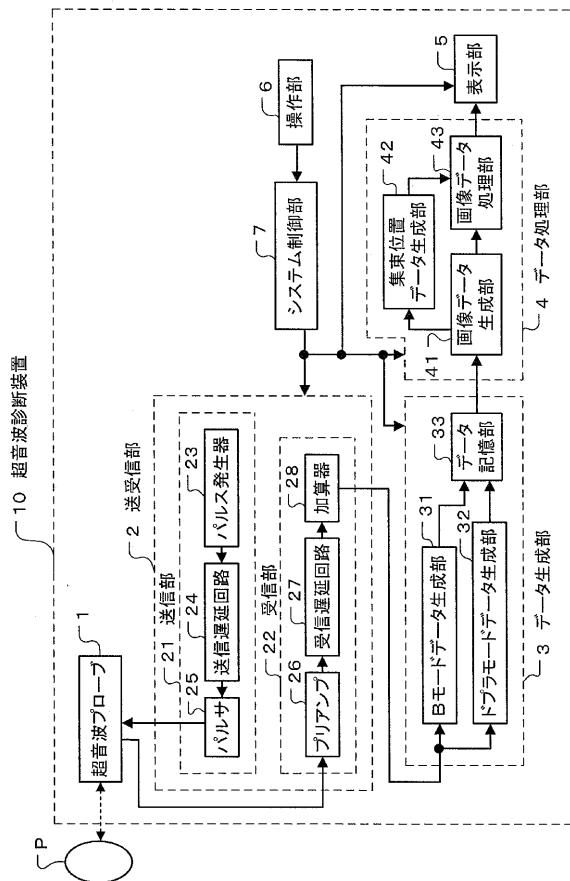
【0091】

- P 被検体
- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 データ生成部
- 4 データ処理部
- 5 表示部
- 6 操作部
- 7 システム制御部
- 10 超音波診断装置
- 21 送信部
- 22 受信部
- 31 Bモードデータ生成部
- 32 ドプラモードデータ生成部
- 33 データ記憶部
- 41 画像データ生成部
- 42 集束位置データ生成部
- 43 画像データ処理部

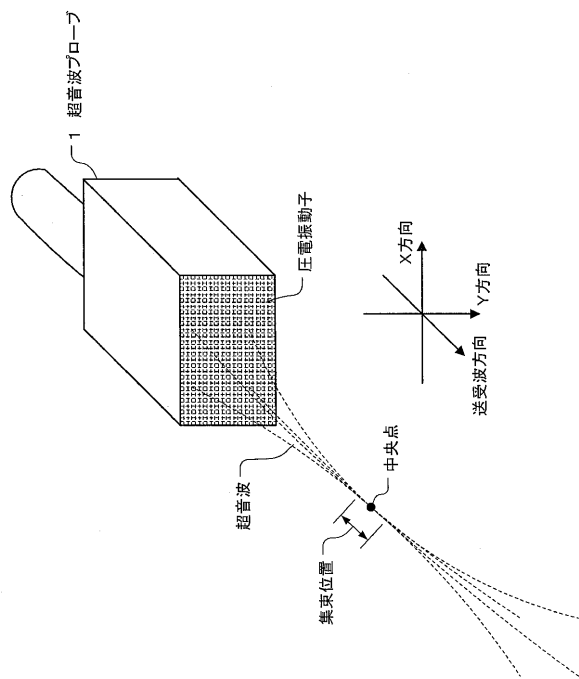
10

20

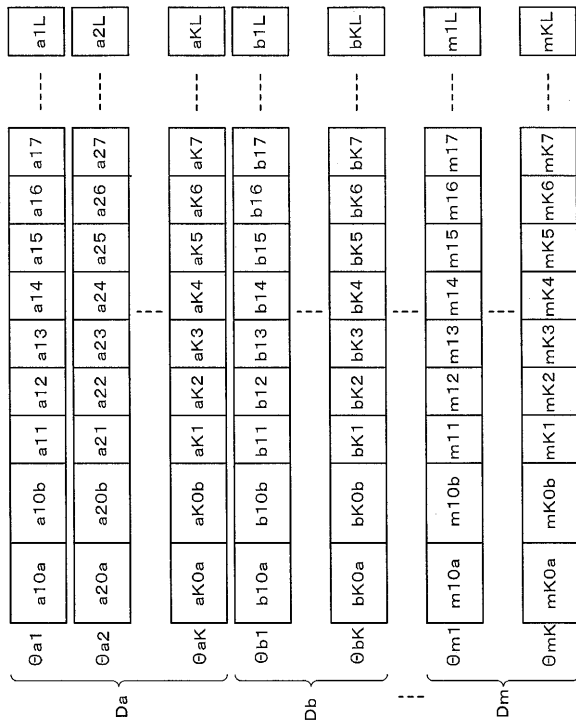
【図1】



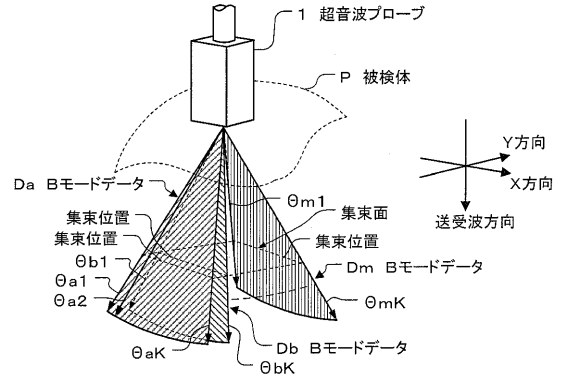
【図2】



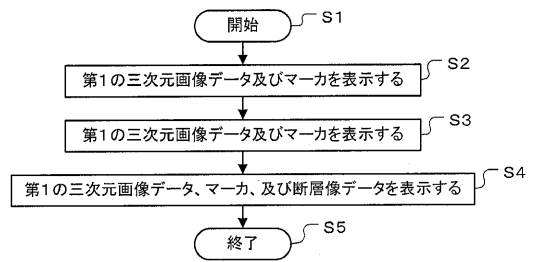
【図3】



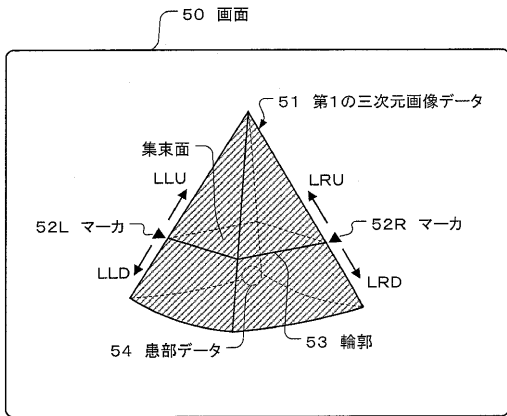
【図4】



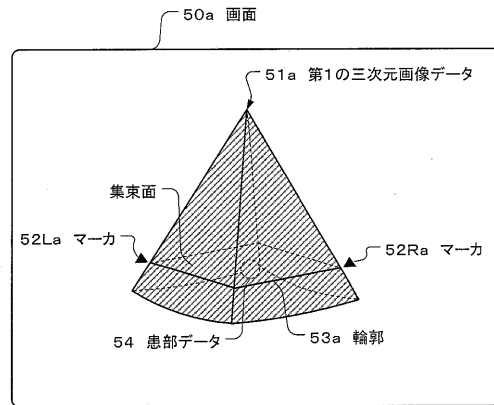
【図5】



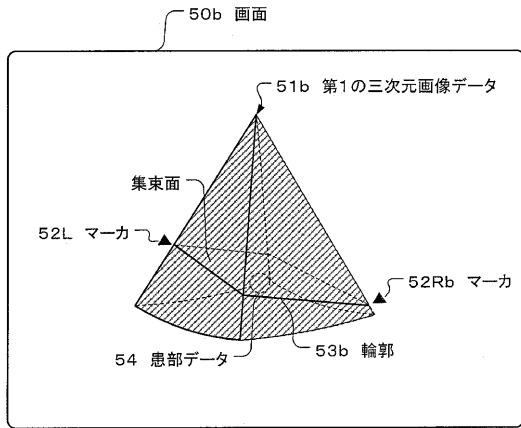
【図6】



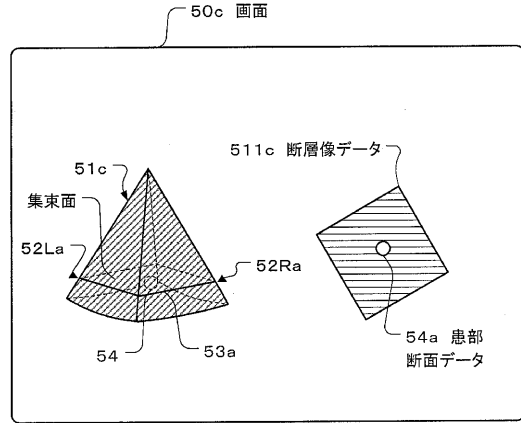
【図7】



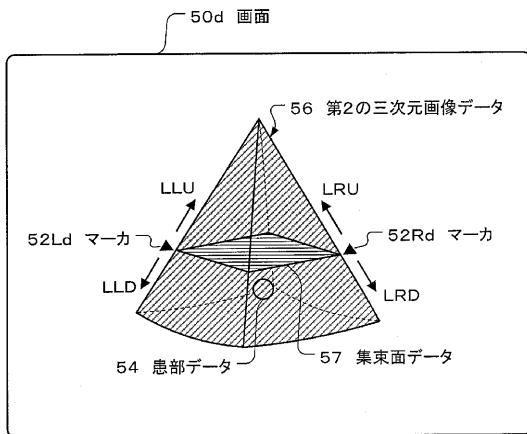
【 図 8 】



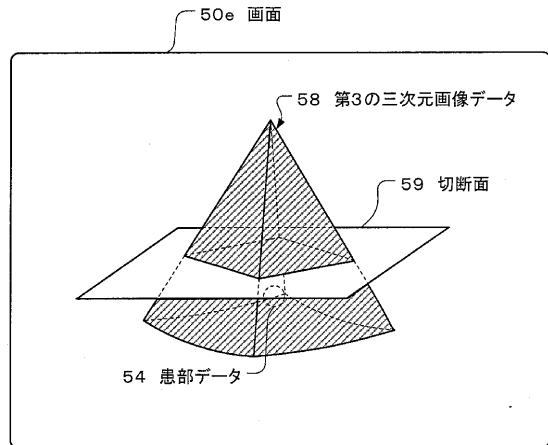
【 図 9 】



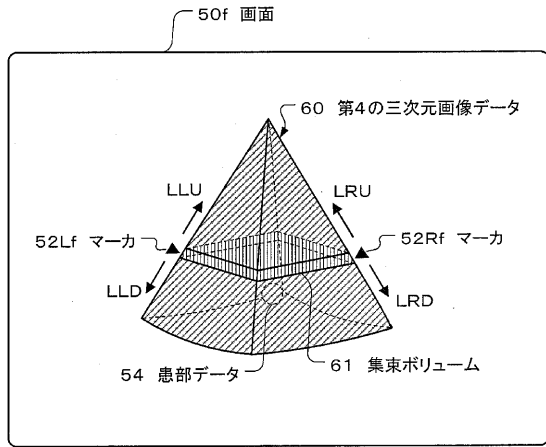
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 中嶋 修

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

(72)発明者 郡司 隆之

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

(72)発明者 栗田 康一郎

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 JC10 KK02 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010094273A	公开(公告)日	2010-04-30
申请号	JP2008267403	申请日	2008-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	樋口治郎 赤木和哉 中嶋修 郡司隆之 栗田康一郎		
发明人	樋口 治郎 赤木 和哉 中嶋 修 郡司 隆之 栗田 康一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/JC10 4C601/KK02 4C601/KK31		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决问题的方法：提供一种能够容易地识别三维图像数据中的超声波的聚焦位置的超声诊断装置。解决方案：超声诊断装置包括：超声波探头1，用于发送/接收用于被检体P的超声波；通过经由超声波探头1在发送/接收方向上聚焦超声波来扫描被检体P的发送/接收部分2；基于来自发送/接收部分2的接收信号产生三维图像数据的图像数据产生部分41；以及图像数据处理部43，其通过执行用于识别由图像数据生成的三维数据中的超声波的聚焦位置的处理，来生成第一至第四三维图像数据和表示图像数据中的聚焦位置的标记第一至第四三维图像数据和由图像数据处理部43生成的图像数据的标记显示在显示部6中。

