

(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2008-307085
(P2008-307085A)

(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 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-154918 (P2007-154918)
(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 青柳 康太
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

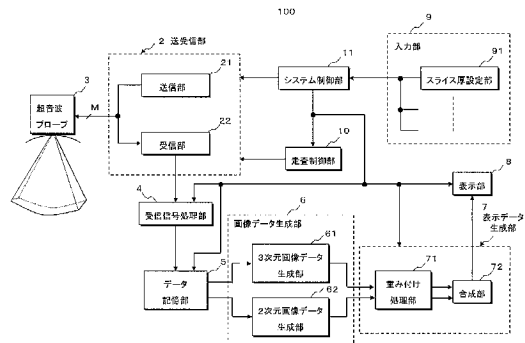
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 2次元画像データに連続した3次元画像データの表示。

【解決手段】 2次元走査と3次元走査が可能な超音波プローブ3を用い被検体に対して2次元画像データ及び3次元画像データの収集とその表示を行なう際、スライス厚設定部91は、3次元走査におけるスライス厚を零から順次増大させ、送受信部2は、このスライス厚に基づいて被検体に対する2次元走査及び3次元走査を行なう。このとき、受信信号処理部4及びデータ記憶部5は、各々の走査によって得られた受信信号を処理して2次元データ及び3次元データを生成し、画像データ生成部6は、前記2次元データに基づく2次元画像データと前記3次元データに基づく3次元画像データを生成する。そして、表示データ生成部7は、得られた2次元画像データと3次元画像データを前記スライス厚に基づいて重み付け加算し表示部8にリアルタイム表示する。

【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走査によって収集された超音波データに基づき、前記被検体の 3 次元領域におけるスライス断面に対し略垂直な方向にスライス厚を有した 3 次元画像データを生成する超音波診断装置において、
前記スライス厚の増減を設定するスライス厚設定手段と、
前記スライス厚に基づく前記被検体の 3 次元走査によって収集された 3 次元データを用いて前記 3 次元画像データを生成する 3 次元画像データ生成手段と、
前記 3 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】

2 次元画像データ生成手段を備え、前記 2 次元画像データ生成手段は、前記 3 次元走査によって収集された 3 次元データの中から抽出した前記スライス断面における 2 次元データ、あるいは前記 3 次元走査の領域の 1 部を含む 2 次元走査によって収集された前記スライス断面における 2 次元データを用いて 2 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体に対する超音波走査によって収集された超音波データに基づき、前記被検体の 3 次元領域におけるスライス断面に対し略垂直な方向にスライス厚を有した 3 次元画像データを生成する超音波診断装置において、
前記スライス厚の増減を設定するスライス厚設定手段と、
前記被検体に対する 3 次元走査によって収集された第 1 の 3 次元データの中から前記スライス厚に基づいて抽出した第 2 の 3 次元データを用いて前記 3 次元画像データを生成する 3 次元画像データ生成手段と、
前記 3 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。

20

【請求項 4】

2 次元画像データ生成手段を備え、前記 2 次元画像データ生成手段は、前記第 1 の 3 次元データあるいは前記第 2 の 3 次元データの中から抽出した前記スライス断面における 2 次元データ、あるいは前記 3 次元走査の領域の 1 部を含む 2 次元走査によって収集された前記スライス断面における 2 次元データの何れかを用いて 2 次元画像データを生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。

30

【請求項 5】

前記表示手段に表示するための表示データを前記 2 次元画像データ及び前記 3 次元画像データに基づいて生成する表示データ生成手段を備え、前記表示データ生成手段は、前記被検体の同一診断対象部位における前記 2 次元画像データと前記 3 次元画像データを合成して前記表示データを生成することを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 に記載した超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示データ生成手段は、前記スライス厚に基づいて前記 2 次元画像データと前記 3 次元画像データを重み付け加算し前記表示データを生成することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記表示データ生成手段は、合成された前記 2 次元画像データ及び前記 3 次元画像データに前記スライス厚の情報を付加して前記表示データを生成することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

走査制御手段を備え、前記走査制御手段は、前記スライス厚に基づいて前記 3 次元走査における超音波の送受信方向を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

50

【請求項 9】

前記 3 次元画像データ生成手段は、ボリュームレンダリング画像データ、サーフェスレンダリング画像データあるいは最大値投影 (MIP) 画像データの何れかを前記 3 次元画像データとして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 2 次元画像データ生成手段は、前記 3 次元データの中から抽出された 2 次元データを用い互いに直交する 2 つの 2 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記 2 次元画像データ生成手段は、前記第 1 の 3 次元データあるいは前記第 2 の 3 次元データの中から抽出した 2 次元データに基づき互いに直交する 2 つの 2 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示データ生成手段は、前記 2 次元画像データ生成手段が生成した前記直交する 2 つの 2 次元画像データと前記 3 次元画像データ生成手段が生成した前記 3 次元画像データを合成して前記表示データを生成することを特徴とする請求項 10 又は請求項 11 に記載した超音波診断装置。

【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、2 次元画像データと 3 次元画像データを連続的に観測することが可能な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る。この装置は、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 次元画像データや 3 次元画像データ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。

【0003】

3 次元画像データの収集を目的とした従来の 3 次元走査では、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブをその配列方向に対して垂直な方向に移動あるいは回動させながら被検体の 3 次元領域に対し超音波を送受信し、このとき収集したボリュームデータをレンダリング処理することにより 3 次元画像データの生成を行ってきた。

【0004】

又、近年では、複数の振動素子が 2 次元配列された超音波プローブ (2 次元アレイ超音波プローブ) が実用化されている。この超音波プローブを用いることにより 3 次元領域に対する超音波の送受信は全て電子的な制御で行なうことができるため、3 次元走査に要する時間は大幅に短縮され、検査における操作性は著しく向上した。

【0005】

更に、上述の超音波プローブを用いることにより、当該被検体の診断対象部位に対する 2 次元走査と 3 次元走査を略同時に行なうことができるため、各々の走査によって生成された 2 次元画像データと 3 次元画像データとの同時表示や重畳表示をリアルタイムで行なうことが可能となった (例えば、特許文献 1 参照。)。

【特許文献 1】特開 2000 - 107182 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述の特許文献 1 のように同一の超音波プローブを用いた 2 次元走査及び 3 次元走査に

10

20

30

40

50

よって収集した当該被検体の２次元画像データと３次元画像データを重畳して表示する方法が提案されている。しかしながら、通常の超音波検査における医師や検査技師（以下では、操作者と呼ぶ。）は、先ず、被検体の診断対象部位に対する２次元走査によって収集された２次元画像データの観察下にて超音波プローブの位置設定を行ない、好適な位置に配置された超音波プローブにより収集される前記診断対象部位の所望スライス断面での２次元画像データを用いて診断を行なう。そして、前記所望スライス断面の近傍における３次元情報の観察が更に必要となった場合、操作者は、２次元走査モードから３次元走査モードに切り替え、所定のスライス厚を有した３次元走査による３次元画像データの生成と表示を行なう。

【０００７】

この場合、表示部に表示されていた所望スライス断面における２次元画像データは、この所望スライス断面を含む比較的広い領域から収集された３次元画像データに急遽切り替わるため、２次元画像データと３次元画像データとの連続性が損なわれ、超音波診断を困難にするという問題点を有していた。

【０００８】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体の診断対象部位から収集される２次元画像データ及び３次元画像データの表示に際し、２次元画像データと３次元画像データとの連続的な切り替え表示あるいは合成表示が可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

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走査によって収集された超音波データに基づき、前記被検体の３次元領域におけるスライス断面に対し略垂直な方向にスライス厚を有した３次元画像データを生成する超音波診断装置において、前記スライス厚の増減を設定するスライス厚設定手段と、前記スライス厚に基づく前記被検体の３次元走査によって収集された３次元データを用いて前記３次元画像データを生成する３次元画像データ生成手段と、前記３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している。

【００１０】

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走査によって収集された超音波データに基づき、前記被検体の３次元領域におけるスライス断面に対し略垂直な方向にスライス厚を有した３次元画像データを生成する超音波診断装置において、前記スライス厚の増減を設定するスライス厚設定手段と、前記被検体に対する３次元走査によって収集された第１の３次元データの中から前記スライス厚に基づいて抽出した第２の３次元データを用いて前記３次元画像データを生成する３次元画像データ生成手段と、前記３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している。

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、被検体の診断対象部位から収集された２次元画像データ及び３次元画像データの表示に際し、２次元画像データと３次元画像データとの連続的な切り替え表示あるいは合成表示を行なうことができる。このため、違和感のない画像データの表示により前記診断対象部位に対する診断が容易となり、診断精度と診断効率が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【００１３】

以下に述べる本発明の実施例では、２次元走査と３次元走査が可能な超音波プローブを用い被検体の診断対象部位に対して２次元画像データ及び３次元画像データの収集とその表示を行なう際、前記診断対象部位の所望スライス断面に対する２次元走査によって収集

10

20

30

40

50

した2次元画像データの観測下にて、スライス方向の厚み（スライス厚）を零から順次増大させながら3次元走査を行ない前記スライス断面における2次元画像データとこのスライス断面を中心とし前記スライス厚を有した診断対象部位の3次元領域に対して3次元画像データを生成する。そして、得られた2次元画像データと3次元画像データを前記スライス厚の情報に基づいて重み付け加算し表示部にリアルタイム表示する。

【0014】

尚、以下の実施例では、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によって収集されたボリュームデータのレンダリング処理により3次元画像データを生成する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、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転して得られたボリュームデータに基づき3次元画像データを生成してもよい。又、この実施例における2次元画像データや3次元画像データは、Bモードデータを用いて生成する場合について述べるがカラードプラデータ等の他の超音波データを用いて生成しても構わない。

10

【0015】

（装置の構成）

本発明の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6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2と図4は、この超音波診断装置が備えた送受信部及び受信信号処理部と3次元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。

【0016】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体の2次元領域あるいは3次元領域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）に変換する複数の振動素子が2次元配列された超音波プローブ3と、前記被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、こ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処理してBモードデータを生成する受信信号処理部4と、前記2次元領域あるいは3次元領域から収集されたBモードデータを送受信方向の情報と共に保存するデータ記憶部5と、前記データ記憶部5に保存された2次元的なBモードデータ及び3次元的なBモードデータを用いて2次元画像データ及び3次元画像データを生成する画像データ生成部6を備えている。

20

30

【0017】

又、超音波診断装置100は、画像データ生成部6によって生成された2次元画像データと3次元画像データに基づいて表示データを生成する表示データ生成部7と、生成された表示データを表示する表示部8と、被検体情報の入力や画像データ生成条件の設定、3次元走査におけるスライス厚の設定等を行なう入力部9と、2次元走査及び3次元走査における超音波の送受信方向を前記スライス厚の情報に基づいて設定し、更に、この送受信方向に対して超音波を送受信するための遅延時間を設定する走査制御部10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11を備えている。

【0018】

超音波プローブ3は、2次元配列されたM個の図示しない振動素子をその先端部に有し、この先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。又、超音波プローブ3の振動素子の各々は、図示しないMチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。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。

40

【0019】

この超音波プローブ3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。本実施例では、M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3を用いる場合について述べるが、リニア走査対応やコンベックス走査対応等の超音波プローブであっても構わ

50

ない。

【0020】

次に、図2に示す送受信部2は、超音波プローブ3の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

【0021】

送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、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じ、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 M_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ており、超音波プローブ3にて2次元配列された M 個の振動素子の中から送信用として選択された M_t ($M_t \leq M$)個の振動素子を駆動し、被検体の体内に送信超音波を放射する。

10

【0022】

一方、受信部22は、超音波プローブ3に内蔵された M 個の振動素子の中から受信用として選択された M_r ($M_r \leq M$)個の振動素子に対応する M_r チャンネルのA/D変換器221及び受信遅延回路222と1チャンネルの加算器223を備えており、受信用の振動素子から供給された M_r チャンネルの受信信号は、A/D変換器221にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路222に送られる。

20

【0023】

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)に対して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 M_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。

【0024】

図3は、超音波プローブ3の中心軸を z 軸とした直交座標($x-y-z$)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 軸方向及び y 軸方向に2次元配列され、 p 及び q は、 $x-z$ 平面及び $y-z$ 平面に投影された送受信方向の z 軸に対する角度を示している。

30

【0025】

尚、受信遅延回路222及び加算器223は、その遅延時間の制御によって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。

【0026】

次に、図2に示した受信信号処理部4は、包絡線検波器41と対数変換器42を備え、包絡線検波器41は、受信部22の加算器223から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器42は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する。尚、包絡線検波器41と対数変換器42は順序を入れ替えて構成してもよい。

40

【0027】

図1に戻って、データ記憶部5は、診断対象部位の所望断面に対する2次元走査によって収集されるBモードデータ(以下では、2次元データと呼ぶ。)あるいは前記所望断面を中心とした3次元領域に対する3次元走査によって収集されるBモードデータ(以下では、3次元データと呼ぶ。)を送受信方向(p 、 q)の情報と共に保存する。

【0028】

一方、画像データ生成部6は、3次元画像データ生成部61と2次元画像データ生成部62を備えている。3次元画像データ生成部61は、当該被検体に対する3次元走査によ

50

って生成されデータ記憶部 5 に保存された 3 次元データを用いて 3 次元画像データを生成する機能を有している。

【 0 0 2 9 】

図 4 は、3 次元画像データとしてのポリウムレンダリング画像データを生成する 3 次元画像データ生成部 6 1 の機能ブロック図であり、この 3 次元画像データ生成部 6 1 は、ポリウムデータ生成部 6 1 1 と、ヒストグラム演算部 6 1 2 と、不透明度・色調設定部 6 1 3 と、レンダリング処理部 6 1 4 を備えている。

【 0 0 3 0 】

ポリウムデータ生成部 6 1 1 は、データ記憶部 5 に保存された 3 次元データとその付帯情報である超音波の送受信方向 (p、 q) を読み出し、送受信方向 (p、 q) に対応させて配列した 3 次元データを補間処理し等方的なボクセルで構成されるポリウムデータを生成する。一方、ヒストグラム演算部 6 1 2 は、所定の 3 次元領域において生成されたポリウムデータの画素値に対し各画素値の発生頻度を示すヒストグラムを算出し、不透明度・色調設定部 6 1 3 は、前記ヒストグラムに基づきポリウムデータの各画素に対して不透明度と色調を設定する。そして、レンダリング処理部 6 1 4 は、不透明度・色調設定部 6 1 3 によって設定された不透明度や色調の情報に基づき、ポリウムデータ生成部 6 1 1 から供給されるポリウムデータをレンダリング処理してポリウムレンダリング画像データを生成する。

【 0 0 3 1 】

図 5 は、ヒストグラム演算部 6 1 2 によって算出されたヒストグラム H g に対して不透明度・色調設定部 6 1 3 が設定する不透明度・色調 O p を模式的に説明するための図であり、所定割合 (例えば 9 0 %) の画素値発生頻度が含まれるヒストグラム H g の画素値範囲 [1 - 2] に対し S 字特性あるいはリニア特性等を有する不透明度・色調 O p が設定される。

【 0 0 3 2 】

再び図 1 に戻って、画像データ生成部 6 の 2 次元画像データ生成部 6 2 は図示しない画像処理部を備え、当該診断対象部位の所望スライス断面において収集されデータ記憶部 5 に保存された 2 次元データとその付帯情報である超音波の送受信方向を読み出す。そして、上述の信号処理部は、送受信方向に対応させて配列した 2 次元データに対しフィルタリングや輪郭強調等の画像処理を行なって 2 次元画像データを生成する。又、2 次元画像データ生成部 6 2 の前記信号処理部は、前記診断対象部位に対する 3 次元走査によって収集されデータ記憶部 5 に保存された 3 次元データの中から前記所望スライス断面における 2 次元データを抽出し、この 2 次元データに対し上述と同様の処理を行なって 2 次元画像データを生成する。

【 0 0 3 3 】

次に、表示データ生成部 7 は、重み付け処理部 7 1 と合成部 7 2 を備え、画像データ生成部 6 によって生成された 2 次元画像データや 3 次元画像データを用いて表示データを生成する。即ち、重み付け処理部 7 1 は、入力部 9 からシステム制御部 1 1 を介して供給されるスライス厚の情報に基づき、画像データ生成部 6 から供給された 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの各々を所定の大きさに重み付けする。一方、合成部 7 2 は、重み付け処理された 2 次元画像データ及び 3 次元画像データを加算合成し、更に、入力部 9 のスライス厚設定部 9 1 によって設定されたスライス厚の情報を重畳して表示データを生成する。この重み付け処理により、表示データ生成部 7 は、入力部 9 においてスライス厚が零に設定された場合 (即ち、当該診断対象部位に対し 2 次元走査が行なわれた場合) には、2 次元画像データのみを用いて表示データを生成し、スライス厚の増大に伴い 3 次元画像データが 2 次元画像データに対して相対的に強調された表示データを生成する。

【 0 0 3 4 】

表示部 8 は、図示しないデータ変換部とモニタを備え、前記データ変換部は、表示データ生成部 7 によって生成された上述の表示データに対し D / A 変換と表示フォーマット変換を行なって映像信号を生成し前記モニタに表示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

図 6 は、表示部 8 のモニタに表示された 2 次元画像データ及び 3 次元画像データを示したものであり、例えば、図 3 の $x - z$ 平面に対応するスライス断面において生成された 2 次元画像データ（実線）と、このスライス断面を中心としスライス厚が の 3 次元領域において生成された 3 次元画像データ（破線）が重畳して表示される。但し、上述のように、スライス厚 が小さくなる程 2 次元画像データは 3 次元画像データに対し強調して表示される。

【 0 0 3 6 】

一方、入力部 9 は、操作パネル上の表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを用いて 3 次元走査におけるスライス厚の設定あるいは更新を行なうスライス厚設定部 9 1 を有している。又、被検体情報の入力、画像データ収集モードの選択、画像データの生成条件や表示条件の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

10

【 0 0 3 7 】

次に、走査制御部 1 0 は、入力部 9 のスライス厚設定部 9 1 によって設定あるいは更新された 3 次元走査に対するスライス厚の情報に基づき、当該被検体の 2 次元走査及び 3 次元走査における超音波の送受信方向を設定し、更に、これらの送受信方向に対する超音波の送受信に必要な送信部 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 における遅延時間を設定する。

【 0 0 3 8 】

システム制御部 1 1 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 9 にて入力 / 選択 / 設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記 CPU は、上述の入力 / 選択 / 設定情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを制御し、当該被検体の診断対象部位に対する 2 次元走査及び 3 次元走査によって生成した 2 次元画像データや 3 次元画像データの表示を行なう。

20

【 0 0 3 9 】

（画像データの表示手順）

次に、本実施例における画像データの表示手順につき図 7 に示したフローチャートに沿って説明する。

【 0 0 4 0 】

当該被検体の診断対象部位に対する画像データの表示に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 9 において被検体情報の入力、画像データ生成条件の設定、画像データ表示条件の設定等を行なう。そして、これらの入力情報や設定情報は、システム制御部 1 1 の記憶回路に保存される（図 7 のステップ S 1）。

30

【 0 0 4 1 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、入力部 9 において、B モード画像データの収集を画像データ収集モードとして選択した後、超音波プローブ 3 の先端部を被検体表面の好適な位置に固定した状態で入力部 9 より画像データ表示開始コマンドを入力する。そして、このコマンド信号がシステム制御部 1 1 に供給されることにより当該被検体に対する 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの生成と表示が開始される（図 7 のステップ S 2）。

40

【 0 0 4 2 】

2 次元画像データの収集に際し、図 2 に示した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 1 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。送信遅延回路 2 1 2 は、走査制御部 1 0 から供給された遅延時間情報に基づき、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、最初の送受信方向（ 1、 m ）に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 M t チャンネルの駆動回路 2 1 3 に供給する。但し、上述の m は、スライス方向の中心（即ち、図 3 における $x - z$ 平面）を示している。

50

【0043】

次いで、駆動回路213は、送信遅延回路212から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ3におけるMt個の送信用振動素子に供給し被検体に対して送信超音波を放射する。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臓器境界面や組織にて反射し、Mr個の受信振動素子によって受信されてMrチャンネルの電氣的な受信信号に変換される。

【0044】

この受信信号は、受信部22のA/D変換器221においてデジタル信号に変換された後、Mr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収束するための遅延時間と送受信方向(1、m)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遅延時間が走査制御部10から供給される遅延時間情報に基づいて与えられ、加算器223にて整相加算される。そして、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部4の包絡線検波器41及び対数変換器42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Bモードデータを生成しデータ記憶部5に保存する。

10

【0045】

送受信方向(1、m)に対するBモードデータの生成と保存が終了したならば、送受信方向(2、m)乃至(P、m)の各々に対し同様の手順で超音波の送受信が行なわれ、このとき得られたBモードデータもデータ記憶部5に保存される。即ち、データ記憶部5では、送受信方向(1、m)乃至(P、m)に対する超音波送受信によって得られた2次元データが保存される。

20

【0046】

次いで、画像データ生成部6の2次元画像データ生成部62は、データ記憶部5に保存された2次元データに対してフィルタリングや輪郭強調等の画像処理を行なって2次元画像データを生成し、表示データ生成部7は、2次元画像データ生成部62が生成した2次元画像データを用いて表示データを生成し表示部8のモニタに表示する(図7のステップS3)。

【0047】

一方、操作者は、表示部8に表示された2次元画像データの観察下にて、診断対象部位の中心が前記2次元画像データの好適な位置(例えば、中央部)に位置するように超音波プローブ3の位置や方向(被検体体表面に対する傾斜角度)を調整し、更に、スライス方向において狭小な3次元走査に対する最初のスライス厚を入力部9のスライス厚設定部91において設定する(図7のステップS4)。

30

【0048】

そして、走査制御部10は、システム制御部11を介しスライス厚設定部91から受信したスライス厚の情報に基づいて当該被検体に対するスライス方向の最大走査角度max及び最小走査角度minを算出する。そして、最大走査角度maxと最小走査角度minによって決定された3次元走査範囲における超音波の送受信方向(p、q)(p=1乃至P、q=1(1=min)乃至Q(Q=max))に超音波を順次送受信するための遅延時間を設定し、この遅延時間情報を送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路222へ供給する。

40

【0049】

3次元データの収集に際し、送受信部2及び受信信号処理部4は、上述と同様の手順により、走査制御部10によって設定された送受信方向(1乃至P、1)に対して超音波の送受信を行ないスライス方向の最初のスライス断面における2次元データを生成し、データ記憶部5に保存する。同様にして、送受信方向(1乃至P、2)、(1乃至P、3)、・・・(1乃至P、Q)の各々に対し超音波の送受信を行ない、スライス方向における複数のスライス断面の各々に対して生成した複数の2次元データもデータ記憶部5に順次保存する。即ち、データ記憶部5では、スライス方向の最大走査角度max及び/最小走査角度minに基づく被検体の3次元領域にて収集された3次元データが保存される(図7のステップS5)。

50

【0050】

次に、画像データ生成部6の3次元画像データ生成部61におけるボリュームデータ生成部611は、データ記憶部5に保存された3次元データを超音波の送受信方向(p 、 q)($p = 1$ 乃至 P 、 $q = 1$ 乃至 Q)に対応させて配列し、これらの3次元データを補間処理して等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成する。

【0051】

そして、ヒストグラム演算部612は、診断対象部位の3次元領域から収集されたボリュームデータの画素値に基づいて各画素値の発生頻度を示すヒストグラムを算出し、不透明度・色調設定部613は、前記ヒストグラムに基づきボリュームデータの各画素に対して不透明度と色調を設定する。次いで、レンダリング処理部614は、ボリュームデータ生成部611から供給されたボリュームデータを上述の不透明度や色調の情報に基づき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(3次元画像データ)を生成する(図7のステップS6)。

10

【0052】

一方、画像データ生成部6の2次元画像データ生成部62は、データ記憶部5に保存された3次元データの中から送受信方向(1 、 m)乃至(P 、 m)に対する超音波送受信によって得られた2次元データを抽出し、この2次元データに対しフィルタリングや輪郭強調等の画像処理を行なって2次元画像データを生成する(図7のステップS7)。

【0053】

次に、表示データ生成部7の重み付け処理部71は、入力部9のスライス厚設定部91からシステム制御部11を介して供給されたスライス厚の情報に基づき、画像データ生成部6から供給された2次元画像データ及び3次元画像データの各々に対し重み付け処理を行なう。そして、合成部72は、重み付け処理された2次元画像データ及び3次元画像データを加算合成し、更に、入力部9のスライス厚設定部91によって設定されシステム制御部11を介して供給されたスライス厚の情報を重畳して表示データを生成する(図7のステップS8)。次いで、表示部8のデータ変換部は、表示データ生成部7によって生成された上述の表示データに対しD/A変換と表示フォーマット変換を行なって映像信号を生成しモニタに表示する(図7のステップS9)。

20

【0054】

次いで、操作者は、上述の表示部8に表示された3次元画像データの表示領域が診断対象部位に対して好適となるまで3次元走査におけるスライス厚をスライス厚設定部91において更新(漸増)する(図7のステップS10)。そして、システム制御部11は、更新されたスライス厚の情報に基づき超音波診断装置100の各ユニットを制御して新たな表示データを生成し、表示部8のモニタに表示する(図7のステップS5乃至ステップS9)。

30

【0055】

(変形例)

次に、本実施例の変形例につき図8を用いて説明する。上述の実施例に対する本変形例の特徴は、当該被検体の診断対象部位に対する3次元走査によって収集された第1の3次元データの中から、操作者が設定したスライス厚に基づく第2の3次元データと所望スライス断面における2次元データを抽出し、第2の3次元データに基づく3次元画像データと、前記2次元データに基づく2次元画像データを重み付け加算して表示することにある。

40

【0056】

図8は、本変形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であり、第2の3次元データの抽出領域をスライス厚に基づいて設定する抽出領域設定部を新たに備えている。尚、図8において、図1に示した超音波診断装置100のユニットと同様の構成及び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。

【0057】

50

即ち、図 8 に示した本変形例における超音波診断装置 200 は、被検体の 2 次元領域あるいは 3 次元領域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）に変換する複数の振動素子が 2 次元配列された超音波プローブ 3 と、前記被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、こ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処理して B モードデータを生成する受信信号処理部 4 と、前記 2 次元領域あるいは 3 次元領域から収集された B モードデータを 2 次元データ及び第 1 の 3 次元データとして保存するデータ記憶部 5 a と、前記データ記憶部 5 a に保存された 2 次元データあるいは第 1 の 3 次元データの中から抽出された 2 次元データに基づく 2 次元画像データと前記第 1 の 3 次元データの中から抽出された第 2 の 3 次元データに基づく 3 次元画像データを生成する画像データ生成部 6 a を備えている。

【0058】

又、超音波診断装置 200 は、画像データ生成部 6 a によって生成された 2 次元画像データと 3 次元画像データに基づいて表示データを生成する表示データ生成部 7 と、生成された表示データを表示する表示部 8 と、3 次元走査におけるスライス厚等を設定する入力部 9 と、2 次元走査及び 3 次元走査における超音波の送受信方向を設定し、更に、この送受信方向に対して超音波を送受信するための遅延時間を設定する走査制御部 10 a と、データ記憶部 5 a に保存された第 1 の 3 次元データの中から第 2 の 3 次元データを抽出する領域を前記スライス厚の情報に基づいて設定する抽出領域設定部 12 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 11 a を備えている。

【0059】

データ記憶部 5 a は、診断対象部位の所望スライス断面に対する 2 次元走査によって収集された 2 次元データあるいは前記所望スライス断面を中心とした 3 次元領域に対する 3 次元走査によって収集された第 1 の 3 次元データを送受信方向（ p 、 q ）の情報と共に保存する。

【0060】

画像データ生成部 6 a は、3 次元画像データ生成部 61 a と 2 次元画像データ生成部 62 a を備えている。3 次元画像データ生成部 61 a は、抽出領域設定部 12 から供給された 3 次元データの抽出領域の情報に基づき、データ記憶部 5 a に保存された第 1 の 3 次元データの中から所望領域における第 2 の 3 次元データを抽出し、この第 2 の 3 次元データに基づく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（3 次元画像データ）を生成する。一方、2 次元画像データ生成部 62 a は、データ記憶部 5 a に保存された 2 次元データに対しフィルタリングや輪郭強調等の画像処理を行なって 2 次元画像データを生成し、更に、データ記憶部 5 a に保存されている第 1 の 3 次元データの中から抽出した所望スライス断面における 2 次元データに対し、上述と同様の処理を行なって 2 次元画像データを生成する。

【0061】

走査制御部 10 a は、当該被検体の 2 次元走査及び 3 次元走査における超音波の送受信方向を設定し、更に、これらの送受信方向に対する超音波の送受信に必要な送信部 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設定する。抽出領域設定部 12 は、入力部 9 のスライス厚設定部 91 からシステム制御部 11 a を介して供給されるスライス厚の情報に基づき、データ記憶部 5 a に保存された第 1 の 3 次元データに対する第 2 の 3 次元データの抽出領域を設定する。そして、システム制御部 11 a は、超音波診断装置 200 の各ユニットを統括的に制御し、当該被検体の診断対象部位に対する 2 次元走査及び 3 次元走査により 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの生成と表示を行なう。

【0062】

以上述べた本発明の実施例及びその変形例によれば、3 次元走査におけるスライス厚を任意に設定することができるため、スライス厚を増減させながら 3 次元画像データを観察

することが可能となり、診断対象部位の3次元走査に好適なスライス厚の設定が容易となる。

【0063】

又、当該診断対象部位に対する2次元走査及び3次元走査によって収集された2次元画像データ及び3次元画像データを切り替え表示する際、所望スライス断面における2次元画像データに後続して前記所望スライス断面を中心とした狭小なスライス厚の3次元画像データを表示することにより、2次元画像データに連続した（即ち、2次元画像データの画像情報に類似した画像情報を有する）3次元画像データを表示することができる。従って、2次元画像データと3次元画像データの切り替え表示を違和感なく行なうことが可能となる。

10

【0064】

更に、2次元画像データと3次元画像データとを切り替え表示する際、スライス厚の大きさに基づいて重み付け処理された各々の画像データを合成することにより、2次元画像データと3次元画像データとの切り替え表示における違和感を更に低減することが可能となる。

【0065】

又、上述の実施例によれば、スライス厚に基づいて3次元走査における超音波の送受信方向が設定されるため、特に、スライス厚が小さい場合には3次元走査を短時間で行なうことができる。以上の理由により、超音波診断における診断精度と診断効率が大幅に向上するのみならず、操作者の負担を軽減することが可能となる。

20

【0066】

以上、本発明の実施例及びその変形例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例及びその変形例に限定されるものではなく、更に変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例及びその変形例では、Bモードデータに基づいて2次元画像データ及び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、他の超音波データに基づいて2次元画像データ及び3次元画像データを生成してもよい。

【0067】

又、2次元配列された振動素子による3次元走査について述べたが、1次元配列された振動素子を配列方向と直交する方向に移動あるいは回動させることにより3次元走査を行なってもよい。更に、コンベックス走査やリニア走査、更にはラジアル走査等により当該被検体に対する2次元走査及び3次元走査を行なってもよい。

30

【0068】

一方、上述の実施例及びその変形例では、2次元画像データと3次元画像データとの切り替え表示を行なう場合について述べたが、例えば、図9に示すように所望スライス断面における第1の2次元画像データ（実線）と前記所望スライス断面を中心とした所定スライス厚の3次元画像データ（破線）を重畳表示してもよく、更に、第1の2次元画像データに直交する第2の2次元画像データ（一点鎖線）を上述の第1の2次元画像データや3次元画像データに重畳して表示してもよい。特に、上述の変形例のデータ記憶部5aに保存された3次元データに基づいて2次元画像データ生成部62aが生成した第2の2次元画像データを第1の2次元画像データや3次元画像データに重畳して表示することにより、好適なスライス厚の設定を効率よく行なうことが可能となる。

40

【0069】

更に、上述の実施例及びその変形例における3次元走査のスライス厚は、入力部9に備えられたスライス厚設定部91によって設定される場合について示したが、このスライス厚設定部は超音波プローブ3に設けられていてもよい。ハンドヘルド可能な超音波プローブ3の表面近傍にスライス厚設定部を設けることにより、2次元走査におけるスライス断面の設定と3次元走査におけるスライス厚の設定が容易となり超音波プローブ3の操作性は大幅に向上する。

【0070】

又、スライス厚設定部91が設定したスライス厚の情報を、表示データ生成部7の合成

50

部 7 2 において 2 次元画像データ及び 3 次元画像データに重畳し表示部 8 に表示する場合について述べたが、入力部 9 が備えた表示パネル等の他の手段によって操作者に報知してもよい。

【 0 0 7 1 】

更に、画像データ生成部 6 の 3 次元画像データ生成部 6 1 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を生成する場合について述べたが、サーフェスレンダリング画像データや最大値投影 (M I P : Muximum Intensity Projection) 画像データ等であってもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 2 】

【 図 1 】 本発明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る送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【 図 3 】 同実施例の 3 次元走査における超音波の送受信方向を説明するための図。

【 図 4 】 同実施例の超音波診断装置が備える 3 次元画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【 図 5 】 同実施例におけるボリュームデータのヒストグラムと、このヒストグラムに基づいて設定される不透明度・色調を示す図。

【 図 6 】 同実施例の表示部に表示される 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの具体例を示す図。

【 図 7 】 同実施例における画像データの表示手順を示すフローチャート。

【 図 8 】 同実施例の変形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 9 】 同実施例の表示部に表示される 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの変形例を示す図。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 3 】

2 ... 送受信部

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 1 ... A / D 変換器

2 2 2 ... 受信遅延回路

2 2 3 ... 加算器

3 ... 超音波プローブ

4 ... 受信信号処理部

4 1 ... 包絡線検波器

4 2 ... 対数変換器

5、 5 a ... データ記憶部

6、 6 a ... 画像データ生成部

6 1、 6 1 a ... 3 次元画像データ生成部

6 1 1 ... ボリュームデータ生成部

6 1 2 ... ヒストグラム演算部

6 1 3 ... 不透明度・色調設定部

6 1 4 ... レンダリング処理部

6 2、 6 2 a ... 2 次元画像データ生成部

7 ... 表示データ生成部

7 1 ... 重み付け処理部

7 2 ... 合成部

10

20

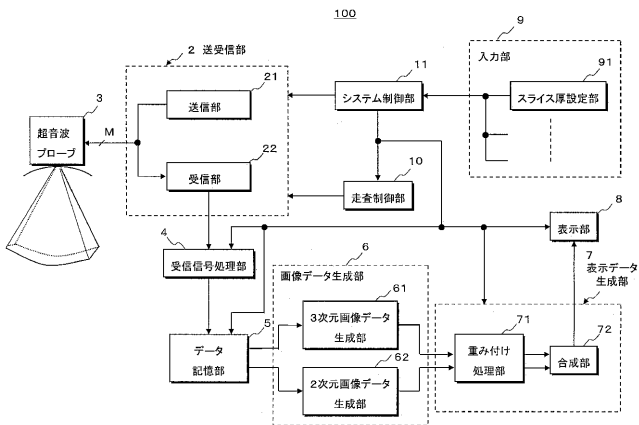
30

40

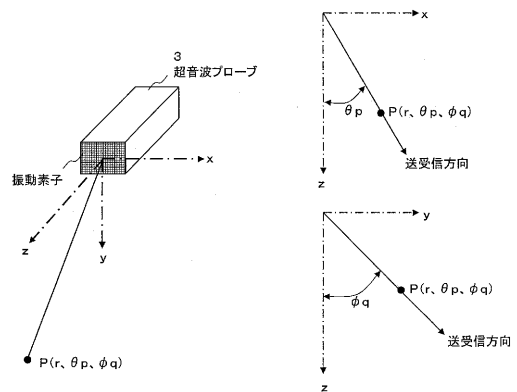
50

- 8 ... 表示部
- 9 ... 入力部
- 9 1 ... スライス厚設定部
- 10、10 a ... 走査制御部
- 11、11 a ... システム制御部
- 12 ... 抽出領域設定部
- 100、200 ... 超音波診断装置

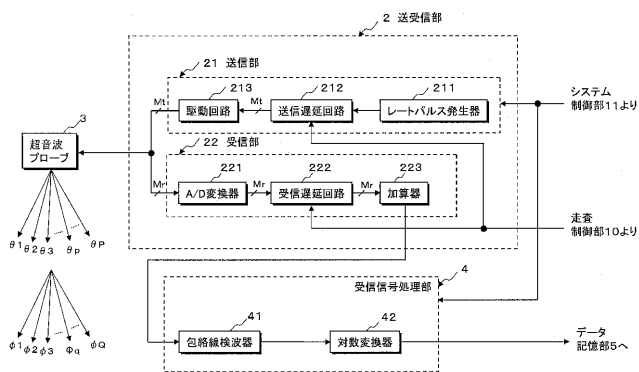
【図1】



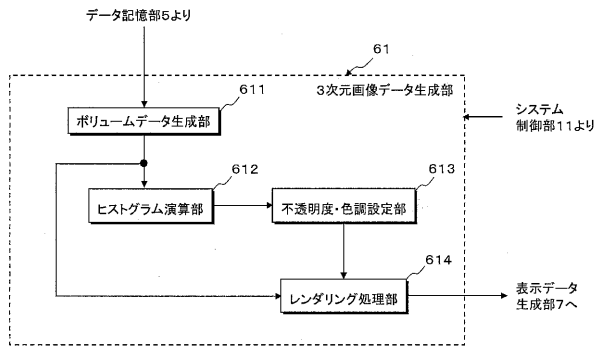
【図3】



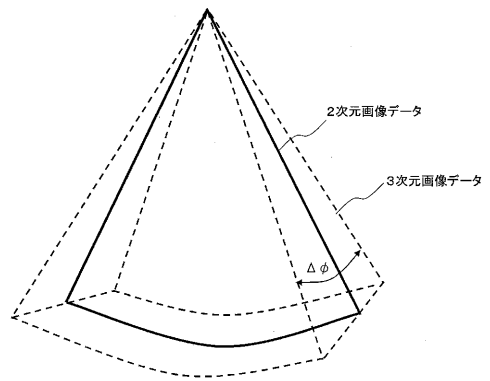
【図2】



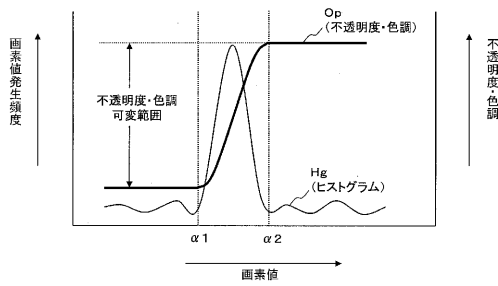
【 図 4 】



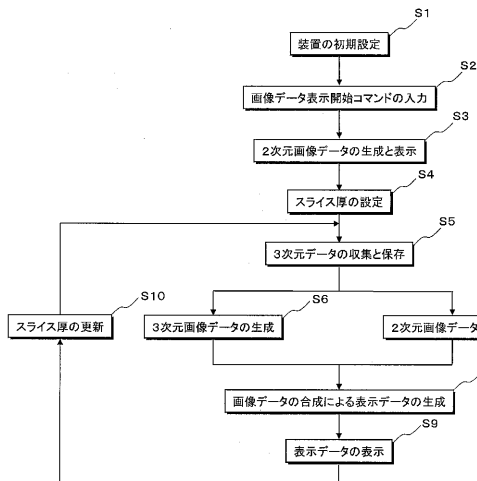
【 図 6 】



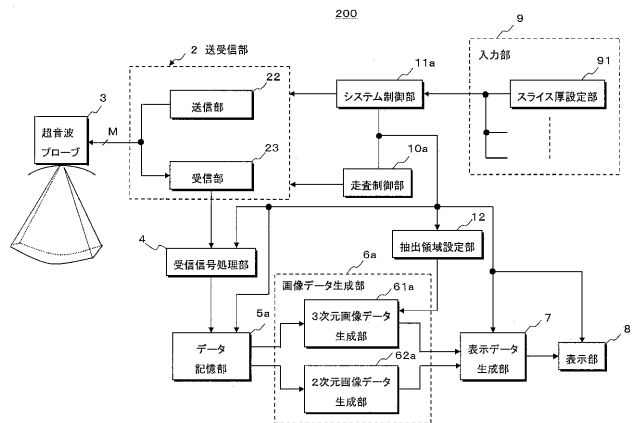
【 図 5 】



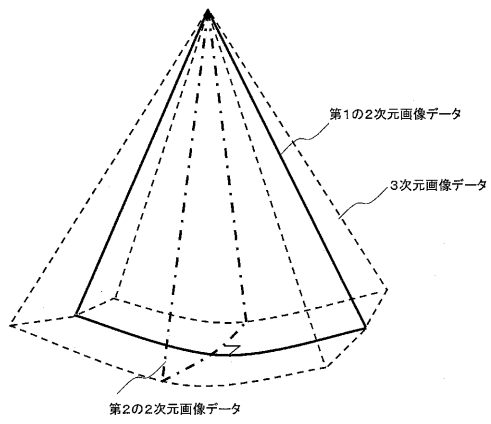
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 山形 仁

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 佐藤 俊介

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

(72)発明者 江馬 武博

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 BB02 BB03 EE10 EE11 GB06 HH26 JB31 JB45 JC07 JC10

JC21 JC27 JC29 JC30 KK02 KK07 KK12 KK22 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008307085A	公开(公告)日	2008-12-25
申请号	JP2007154918	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	青柳康太 山形仁 佐藤俊介 江馬武博		
发明人	青柳 康太 山形 仁 佐藤 俊介 江馬 武博		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/HH26 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JC07 4C601/JC10 4C601/JC21 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/JC30 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK24		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP5087324B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：显示与二维图像数据相邻的三维图像数据。

ŽSOLUTION：通过使用能够进行二维扫描和三维扫描的超声波探头3来收集和显示对象的二维图像数据和三维图像数据，切片厚度设定部分91逐渐增加切片厚度。从零开始的三维扫描，以及发送/接收部分2基于切片厚度对对象执行二维扫描和三维扫描。此时，接收信号处理部分4和数据存储部分5处理从各个扫描获取的接收信号，并产生二维和三维数据。图像数据生成部分6基于二维数据生成二维图像数据，并基于三维数据生成三维图像数据。然后，显示数据生成部分7基于切片厚度对所获取的二维图像数据和三维图像数据进行加权和相加，并在显示部分8中实时显示数据。

