

(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2008-229097

(P2008-229097A)

(43) 公開日 平成20年10月2日 (2008.10.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2007-74347 (P2007-74347)
(22) 出願日 平成19年3月22日 (2007.3.22)

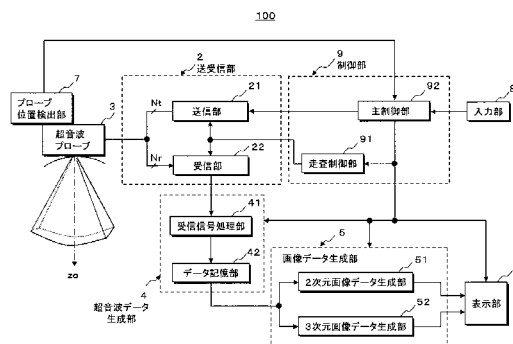
(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 江馬 武博
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体の第1の関心領域における2次元画像データとこの第1の関心領域から離れた第2の関心領域における3次元画像データを同時観察する。

【解決手段】超音波プローブ3を用い第1の関心領域の2次元画像データを収集する2次元走査と第2の関心領域の3次元画像データを収集する3次元走査を行なう際、3次元画像データに第1の関心領域及び第2の関心領域が含まれるような超音波プローブ3の基準方向を設定する。次いで、2次元走査の中心軸が第1の関心領域の中心と交わるように超音波プローブ3を前記基準方向に対し角度 α だけ傾斜させた場合、走査制御部91は、プローブ位置検出部7が検出した傾斜角度 α に基づき、3次元走査の中心軸が2次元走査の中心軸に対して超音波プローブ3の傾斜方向と反対の方向に角度 α だけシフトするように3次元走査における超音波送受信方向を制御する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

同一の超音波プローブを用い、被検体の第 1 の関心領域に対する第 1 の走査によって得られた画像データと前記被検体の第 2 の関心領域に対する第 2 の走査によって得られた画像データとを表示する超音波診断装置において、
前記超音波プローブの位置情報を検出するプローブ位置検出手段と、
検出された前記位置情報に基づき前記第 1 の走査の中心軸と前記第 2 の走査の中心軸とが相対的に所定量シフトするように前記第 1 の走査及び前記第 2 の走査の少なくとも何れかにおける超音波送受信方向を制御する走査制御手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記走査制御手段は、検出された前記超音波プローブの位置情報に基づき前記第 2 の関心領域に対する 3 次元走査の中心軸が前記第 1 の関心領域に対する 2 次元走査の中心軸に対して所定量シフトするように前記 3 次元走査における超音波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。

【請求項 3】

前記プローブ位置検出手段は、予め設定された基準方向に対する前記超音波プローブの傾斜角度を検出し、前記走査制御手段は、前記傾斜角度に基づき前記 3 次元走査の中心軸が前記超音波プローブの傾斜方向と反対の方向に所定角度シフトするように前記 3 次元走査における超音波送受信方向を制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記走査制御手段は、前記 3 次元走査の中心軸が前記超音波プローブの傾斜方向と反対の方向に前記傾斜角度と略等しい角度だけシフトするように前記 3 次元走査における超音波送受信方向を制御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】

前記走査制御手段は、前記超音波送受信方向を制御し、前記第 1 の関心領域に対する時系列的な 2 次元走査と前記第 2 の関心領域に対する間歇的な 3 次元走査を交互に繰り返す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 6】

前記プローブ位置検出手段は、磁気センサあるいは超音波センサの何れかを用いて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 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記プローブ位置検出手段は、前記 3 次元走査により時間的に隣接して収集された複数のボリュームデータあるいはこのボリュームデータから生成された複数の 3 次元画像データのデータ間シフト量に基づき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 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記プローブ位置検出手段は、時間的に隣接した前記複数のボリュームデータあるいは前記複数の 3 次元画像データに対する相関処理あるいは最小 2 乗演算によって得られた前記データ間シフト量に基づき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 7 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

表示手段を備え、前記表示手段は、前記 2 次元走査によって収集された前記第 1 の関心領域における 2 次元画像データと前記 3 次元走査によって収集された前記第 2 の関心領域における 2 次元画像データを同時表示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 10】

前記表示手段は、前記超音波プローブの中心軸に略垂直な面と交叉する前記 3 次元走査領域及び前記 2 次元走査領域と各々の領域中心を表示することを特徴とする請求項 2 記載

50

の超音波診断装置。

【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、被検体の異なる複数の関心領域における２次元画像データと３次元画像データを略同時に収集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次元画像や３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。

【0003】

特に、近年では、１次元配列した微小な振動素子と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させることにより被検体の診断対象部位に対する２次元走査及び３次元走査を可能とする超音波プローブや、微小な振動素子を２次元配列することにより同様な２次元走査及び３次元走査を可能とする所謂２次元アレイ超音波プローブが実用化されている。

【0004】

そして、上述の超音波プローブを用いた被検体の関心領域に対する２次元走査にて得られた２次元画像データと、前記関心領域を含む３次元領域に対する３次元走査にて得られた３次元画像データを略同時に観察することにより、関心領域の周囲における生体組織情報を参照しながら当該関心領域に対する超音波診断を行なうことが可能となった（例えば、特許文献１参照。）。即ち、上述の超音波プローブを用いて時間分解能と空間分解能に優れた２次元走査と広範囲な領域の観察を可能とする３次元走査を同時あるいは交互に行なうことにより診断用の２次元画像データと参照用の３次元画像データの同時観察ができるようになったため精度の高い超音波診断が可能となった。

【特許文献１】特開２０００－１３９９０６号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

同一の超音波プローブを用いた２次元走査及び３次元走査により、特に診断対象となる関心領域（第１の関心領域）の詳細な観察を可能とする２次元画像データとこの第１の関心領域の診断に対し参照情報を提供してくれる他の関心領域（第２の関心領域）の観察を可能とする３次元画像データを同時に観察する場合、良質な２次元画像データを得るために、超音波プローブを被検体の体表面にて移動させながらその中心軸が第１の関心領域の中心に略一致するようにその位置を設定し、この超音波プローブの中心軸を中心とした第１の関心領域に対する２次元走査と第２の関心領域を含んだ３次元領域に対する３次元走査を交互に行なう方法が通常行われてきた。

【0006】

図１３は、２次元走査と３次元走査を可能とする超音波プローブを用いて第１の関心領域に対する２次元画像データと第２の関心領域に対する３次元画像データの収集を行なう従来の方法とその問題点を説明するための図である。図１３（ａ）に示すように、第１の関心領域である関心領域Ａ１と第２の関心領域である関心領域Ａ２が近接して存在する場合には、上述のように関心領域Ａ１の略中心に超音波プローブ３の中心軸を一致させた状態で２次元走査を行なって関心領域Ａ１を含んだ２次元領域における２次元画像データを生成し、更に、超音波プローブ３の中心軸を中心とした３次元走査を行なって関心領域Ａ２を含んだ３次元領域における３次元画像データを生成する。

【0007】

しかしながら、図13(b)及び図13(c)に示すように、関心領域A2に対し比較的離れた位置に存在する関心領域A1の中心に超音波プローブ3の中心軸を設定した場合、関心領域A2は、予め設定された3次元走査領域外に置かれてしまうため関心領域A1と関心領域A2の同時観察が不可能となるという問題点を有していた。

【0008】

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、同一の超音波プローブを用い被検体の第1の関心領域に対する2次元画像データを収集するための2次元走査と第2の関心領域に対する3次元画像データを収集するための3次元走査を行なう際、超音波プローブの位置情報に基づいて前記2次元走査の中心と前記3次元走査の中心を相対的にシフトさせることにより、第1の関心領域と第2の関心領域が多少離れた場合においてもこれらの関心領域に対する2次元画像データと3次元画像データとの同時観察を可能とする超音波診断装置を提供することにある。

10

【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、同一の超音波プローブを用い、被検体の第1の関心領域に対する第1の走査によって得られた画像データと前記被検体の第2の関心領域に対する第2の走査によって得られた画像データとを表示する超音波診断装置において、前記超音波プローブの位置情報を検出するプローブ位置検出手段と、検出された前記位置情報に基づき前記第1の走査の中心軸と前記第2の走査の中心軸とが相対的に所定量シフトするように前記第1の走査及び前記第2の走査の少なくとも何れかにおける超音波送受信方向を制御する走査制御手段とを備えたことを特徴としている。

20

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、同一の超音波プローブを用い被検体の第1の関心領域に対する2次元画像データを収集するための2次元走査と第2の関心領域に対する3次元画像データを収集するための3次元走査を行なう際、超音波プローブの位置情報に基づいて前記2次元走査の中心と前記3次元走査の中心を相対的にシフトさせることにより、第1の関心領域と第2の関心領域が多少離れた場合においてもこれらの関心領域に対する2次元画像データと3次元画像データとの同時観察が可能となる。このため、第2の関心領域における生体組織情報を参照しながら第1の関心領域に対する超音波診断が可能となり診断精度を大幅に向上させることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0012】

以下に述べる本発明の実施例では、振動素子が2次元配列された超音波プローブを用い、被検体の診断対象部位である関心領域A1（第1の関心領域）の2次元画像データを収集するための2次元走査（第1の走査）と、関心領域A1の診断に対して参照情報を提供する関心領域A2（第2の関心領域）の3次元画像データを収集するための3次元走査（第2の走査）を行なう際、操作者は、当該被検体に対する3次元走査によって予め収集された3次元画像データの中に関心領域A1及び関心領域A2が含まれるように超音波プローブの基準方向を設定する。そして、2次元画像データの観察下にて2次元走査の中心軸が関心領域A1の中心と交わるように超音波プローブを前記基準方向に対して角度 α だけ傾斜させた場合、走査制御部は、プローブ位置検出部が検出した傾斜角度 α に基づき、3次元走査の中心軸が前記2次元走査の中心軸に対し超音波プローブの傾斜方向と反対の方向に角度 α だけシフトするように3次元走査における超音波送受信方向を制御する。

40

【0013】

50

尚、以下に述べる本発明の実施例では、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２次元走査及び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２次元走査及び３次元走査を行なってもよい。

【００１４】

又、この実施例では、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るが、カラードプラデータ等の他の超音波データに基づく２次元画像データ及び３次元画像データあるいはＢモードデータとカラードプラデータが合成された２次元画像データ及び３次元画像データであっても構わない。

10

【００１５】

（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８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る。又、図２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ブロック図であり、図４は、画像データ生成部における３次元画像データ生成部のブロック図である。

【００１６】

図１に示した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超音波プローブ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前記振動素子の各々に供給し、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４と、被検体に対する２次元走査及び３次元走査によって得られた前記超音波データを用いて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５と、これらの画像データを表示する表示部６を備えている。

20

【００１７】

更に、超音波診断装置１００は、超音波プローブ３に装着され、この超音波プローブ３の位置や傾斜角度等を検出するプローブ位置検出部７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８と、２次元走査及び３次元走査の制御や上述の各ユニットに対する統括的な制御を行なう制御部９を備えている。

30

【００１８】

超音波プローブ３は、２次元配列された N 個の図示しない振動素子をその先端部に有し、この先端部を患者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 N 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）を電気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３を用いた場合について述べる。

40

【００１９】

次に、図２に示す送受信部２は、超音波プローブ３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。

【００２０】

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

50

を生成して送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 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 (θ_p 、 ϕ_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 2 1 3 へ供給する。駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 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 ($N_t \leq N$) 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。

【0021】

一方、受信部 2 2 は、超音波プローブ 3 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 ($N_r \leq N$) 個の振動素子に対応する N_r チャンネルの A/D 変換器 2 2 1 及び受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 を備えており、受信用の振動素子から供給された N_r チャンネルの受信信号は、A/D 変換器 2 2 1 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 2 2 2 に送られる。

10

【0022】

受信遅延回路 2 2 2 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 (θ_p 、 ϕ_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 2 2 1 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 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 からの受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 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。

【0023】

20

図 3 は、超音波プローブ 3 の中心軸を z 軸として設定された直交座標 (x 軸 - y 軸 - z 軸) における超音波の送受信方向 (θ_p 、 ϕ_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 軸方向に沿って 2 次元配列され、 θ_p 及び ϕ_q は、 x 軸 - z 軸平面及び y 軸 - z 軸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。

【0024】

尚、受信遅延回路 2 2 2 及び加算器 2 2 3 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。

【0025】

図 2 に戻って、超音波データ生成部 4 は、送受信部 2 の受信部 2 2 から出力される整相加算後の受信信号に対して所定の処理を行ない B モードデータを生成する受信信号処理部 4 1 と、被検体の複数方向に対する超音波送受信によって得られた B モードデータを順次保存するデータ記憶部 4 2 を備えている。

30

【0026】

受信信号処理部 4 1 は、包絡線検波器 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 を備え、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から供給された整相加算後の受信信号は、包絡線検波器 4 1 1 にて包絡線検波された後対数変換器 4 1 2 にてその振幅が対数変換され超音波データとしての B モードデータが生成される。尚、包絡線検波器 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0027】

40

一方、データ記憶部 4 2 は、当該被検体に対する時系列的な 2 次元走査によって収集された B モードデータを 2 次元超音波データとして保存する 2 次元データ記憶部 4 2 1 と、前記被検体に対する間欠的な 3 次元走査によって収集された B モードデータを 3 次元超音波データとして保存する 3 次元データ記憶部 4 2 2 とを有し、2 次元走査及び 3 次元走査によって収集された上述の B モードデータ (超音波データ) は、制御部 9 から供給される送受信方向 (θ_p 、 ϕ_q) の情報と共に 2 次元データ記憶部 4 2 1 及び 3 次元データ記憶部 4 2 2 に一旦保存される。尚、当該被検体に対する時系列的な 2 次元走査及び間欠的な 3 次元走査の順序については後述する。

【0028】

図 1 に戻って、画像データ生成部 5 は、2 次元画像データ生成部 5 1 と 3 次元画像デー

50

タ生成部 52 を備えている。2 次元画像データ生成部 51 は図示しない画像処理部と 2 次元画像データ記憶部を有し、前記画像処理部は、超音波データ生成部 4 におけるデータ記憶部 42 の 2 次元データ記憶部 421 から読み出した所定 2 次元領域における B モードデータを、これらの B モードデータに付加された送受信方向 (θp 、 ϕq) の情報に基づいて配列し、更に、フィルタリング処理等の画像処理を行なって生成した 2 次元画像データを前記 2 次元画像データ記憶部に保存する。

【0029】

一方、3 次元画像データ生成部 52 は、データ記憶部 42 の 3 次元データ記憶部 422 から読み出した所定 3 次元領域における B モードデータを、これらの B モードデータに付加された送受信方向 (θp 、 ϕq) の情報に基づき配列してボリュームデータを生成し、こ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。

10

【0030】

上述の 3 次元画像データ生成部 52 の具体例につき図 4 を用いて更に詳しく説明する。3 次元画像データ生成部 52 は、ボリュームデータ生成部 521 と、不透明度・色調設定部 522 と、レンダリング処理部 523 と、3 次元画像データ記憶部 524 とを有している。

【0031】

ボリュームデータ生成部 521 は、データ記憶部 42 の 3 次元データ記憶部 422 に保存された 3 次元領域における B モードデータとその付帯情報である送受信方向 (θp 、 ϕq) の情報を読み出し、送受信方向 (θp 、 ϕq) に対応させて配列した B モード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。一方、不透明度・色調設定部 522 は、前記ボリュームデータのボクセル値に基づき不透明度と色調を画素単位で設定する。又、レンダリング処理部 523 は、不透明度・色調設定部 522 によって設定された不透明度や色調の情報に基づき、ボリュームデータ生成部 521 にて生成された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 524 に保存される。

20

【0032】

再び図 1 に戻って、表示部 6 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 5 の 2 次元画像データ生成部 51 において生成された 2 次元画像データと 3 次元画像データ生成部 52 において生成された 3 次元画像データを合成し、更に、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。

30

【0033】

一方、プローブ位置検出部 7 は、超音波プローブ 3 の傾斜角度や移動方向及び移動量等を検出する機能を有している。超音波プローブ 3 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プローブ位置検出部 7 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 3 の傾きや位置に関する情報（以下では、位置情報と呼ぶ。）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レシーバは、通常、超音波プローブ 3 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 3 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 3 の位置情報（即ち、相対的な傾斜角度や位置座標）を算出する。

40

【0034】

次に、図 1 の入力部 8 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、2 次元画像データ収集条件及び 3 次元画像データ収集条件の設

50

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）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。

【0035】

制御部9は、走査制御部91と主制御部92とを備えている。走査制御部91は、プローブ位置検出部7から主制御部92を介して供給される超音波プローブ3の位置情報に基づいて3次元走査あるいは2次元走査における走査領域を設定し、更に、これらの走査領域に対して超音波送受信を行なうために送信部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する。

【0036】

一方、主制御部92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8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、設定情報及び選択情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御し、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。

【0037】

次に、上述の主制御部92の制御下にて行なわれる時系列的な2次元画像データの生成と間欠的な3次元画像データの生成の順序につき図5を用いて説明する。

【0038】

図5の横軸は、時刻 $t = t_0$ を基準とした3次元画像データ及び2次元画像データの生成時刻を示しており、説明を簡単にするために、「◎」によって示した1つの3次元画像データの生成に要する時間 T_v は、「○」によって示した1つの2次元画像データの生成に要する時間 T_f の3倍となる場合について述べる。

【0039】

即ち、 $t = t_0$ 乃至 t_3 の期間 T_v （ $T_v = 3 T_f$ ）において最初の3次元画像データが生成された後 $t = t_3$ 乃至 t_{30} において時系列的な2次元画像データの生成が連続して27回行なわれ、更に、同様な3次元画像データの生成と2次元画像データの生成が $t = t_{30}$ 以降においても繰り返し行なわれる。

【0040】

次に、関心領域A1（第1の関心領域）に対する診断用2次元画像データを収集するための2次元走査と関心領域A1から比較的に離れた関心領域A2（第2の関心領域）に対する参照用3次元画像データを収集するための3次元走査を交互に行なう際の超音波プローブ3の傾斜に伴う3次元走査領域のシフトにつき図6及び図7を用いて説明する。

【0041】

図6は、関心領域A1と関心領域A2が3次元走査領域に含まれるように超音波プローブ3の中心軸が基準方向に設定された場合の3次元走査領域における3次元画像データと2次元走査領域における2次元画像データを説明するための図であり、図6（a）は、夫々の走査領域の鳥瞰図を、又、図6（b）は、図6（a）のy-o-z-o断面（即ち、超音波プローブ3の中心軸を含み2次元走査領域に垂直な断面）を示している。

【0042】

一方、図7は、図6に示した関心領域A1の中心が2次元走査領域に含まれるように超音波プローブ3を被検体の体表面上で角度 α だけ傾斜させた場合を示しており、この場合、3次元走査の中心軸を超音波プローブ3の傾斜方向と反対の方向に角度 α だけシフトさせることにより、図6の場合と同様な関心領域A1及び関心領域A2に対する3次元走査が行なわれる。

【0043】

即ち、操作者は、表示部6に表示された2次元画像データ及び3次元画像データの観察下にて、関心領域A1及び関心領域A2の何れもが3次元走査領域に含まれるように超音波プローブ3の中心軸を好適な方向（基準方向）に設定し、次いで、関心領域A1の中心が超音波プローブ3の中心軸と交わるように超音波プローブ3の中心軸を前記基準方向に

10

20

30

40

50

対して角度 α だけ傾斜させる。

【0044】

このとき、超音波プローブ3に取り付けられたプローブ位置検出部7は、基準方向に対する超音波プローブ3の傾斜角度 α を検出し、制御部9の走査制御部91は、プローブ位置検出部7から主制御部92を介して供給された超音波プローブ3の傾斜角度情報に基づき送信部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3次元走査領域の中心軸が超音波プローブ3の傾斜方向と反対の方向に角度 α だけシフトした3次元走査領域に対する3次元走査を行なう。

【0045】

このような超音波プローブ3の傾斜に伴う3次元走査領域のシフトにより、例えば、図8に示すような関心領域A1に対する診断用2次元画像データと関心領域A2に対する参照用3次元画像データの同時観察が可能となる。

【0046】

(変形例)

次に、本実施例の変形例について説明する。上述の実施例では、磁気センサ等を有したプローブ位置検出部によって超音波プローブ3の位置情報を算出する場合について述べたが、本変形例では、3次元走査により間歇的に得られるボリュームデータの移動量に基づいて前記位置情報を推定する場合について述べる。

【0047】

本変形例における超音波診断装置の構成につき図9乃至図11を用いて説明する。但し、図9のブロック図に示す本変形例の超音波診断装置の構成において、図1に示した超音波診断装置100の各ユニットと同一の構成及び機能を有するユニットに対しては同一の符号を付加し詳細な説明を省略する。

【0048】

即ち、本変形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）に変換する複数の振動素子を備えた超音波プローブ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前記振動素子の各々に供給し、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4と、被検体に対する2次元走査及び3次元走査によって得られた前記超音波データを用いて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5と、これらの画像データを表示する表示部6を備えている。

【0049】

更に、超音波診断装置200は、画像データ生成部5における3次元画像データ生成部52のボリュームデータ生成部521が間歇的に生成するボリュームデータの移動量に基づいて超音波プローブ3の位置情報を検出するプローブ位置検出部10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8と、2次元走査及び3次元走査の制御や上述の各ユニットに対する統括的な制御を行なう制御部9aを備えている。

【0050】

そして、プローブ位置検出部10は、図10に示すように被検体に対する3次元走査において3次元画像データ生成部52のボリュームデータ生成部521（図4参照）が生成した3次元的なボリュームデータの中から、例えば、2次元走査領域に直交する2次元的なボリュームデータ（以下では、計測用データと呼ぶ。）を抽出して自己の記憶回路に保存する計測用データ抽出部11と、間歇的な3次元走査において得られた時間的に隣接する2つの計測用データを計測用データ抽出部11の記憶回路から読み出し、これらの計測用データに対し相関処理等の演算を行なってデータ間シフト量を検出するデータ演算部12と、このデータ間シフト量に基づき超音波プローブ3の位置情報（例えば、基準方向に対する超音波プローブ3の傾斜角度 α ）を推定する位置情報推定部13とを備えている。

【 0 0 5 1 】

隣接した2つの時相におけるボリュームデータの各々から抽出された計測用データD aと計測用データD bに対して行なわれるデータ間シフト量の検出方法につき図11を用いて説明する。

【 0 0 5 2 】

プローブ位置検出部10の計測用データ抽出部11により時相t aのボリュームデータから抽出された計測用データD aの画素(p、q)における画素値をA(p、q)、時相t b(t b > t a)のボリュームデータから抽出された計測用データD bの画素(p、q)における画素値をB(p、q)とすれば(図11(a)参照)、データ演算部12は、以下に示す相互相関関数 $\gamma_{AB}(k, s)$ (k、s)の演算結果に基づいて計測用データD aに対する計測用データD bのシフト量を求めることができる。

10

【数1】

$$\gamma_{AB}(k, s) = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p, q) - \bar{A})(B(p+k, q+s) - \bar{B})$$

$$\bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q A(p, q) \quad \bar{B} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q B(p+k, q+s)$$

$$\sigma_A^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p, q) - \bar{A})^2 \quad \sigma_B^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (B(p, q) - \bar{B})^2$$

20

$$N = P \cdot Q$$

・・・ (1)

【 0 0 5 3 】

即ち、k及びsの各値に対して上述の相互相関関数 $\gamma_{AB}(k, s)$ を算出した結果、図11(b)に示すようなk=k1、s=s1において相互相関関数 $\gamma_{AB}(k, s)$ が最大値を示した場合、時相t bのボリュームデータに対応した計測用データD bは、時相t aのボリュームデータに対応した計測用データD aに対しp方向にk1、q方向にs1だけシフト(移動)していることを示している。但し、図11(b)ではkをパラメータにした場合のみを示しているが、sをパラメータにした場合についても同様にして求めることができる。

30

【 0 0 5 4 】

そして、図10に示したプローブ位置検出部10の位置情報推定部13は、データ演算部12から供給される上述のデータ間シフト量の情報に基づいて時相t bにおける超音波プローブ3の位置を推定する。

【 0 0 5 5 】

次いで、制御部9aの走査制御部91aは、プローブ位置検出部10の位置情報推定部13から主制御部91を介して供給される超音波プローブ3の位置情報に基づいて3次元走査あるいは2次元走査における走査領域を設定し、更に、前記走査領域に対して超音波送受信を行なうために送信部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する。

40

【 0 0 5 6 】

以上述べた本発明の実施例とその変形例によれば、同一の超音波プローブを用い被検体の関心領域A1(第1の関心領域)に対する2次元画像データを収集するための2次元走査と関心領域A2(第2の関心領域)に対する3次元画像データを収集するための3次元走査を行なう際、基準方向に対する超音波プローブの傾斜角度に基づいて前記3次元走査の中心軸と前記2次元走査の中心軸を相対的にシフトさせることにより、関心領域A1と関心領域A2が多少離れた場合においてもこれらの関心領域に対する2次元画像データと3次元画像データとの同時表示が可能となる。このため、関心領域A2における生体組織情報を参照しながら関心領域A1に対する超音波診断が可能となり診断精度を大幅に向上

50

させることができる。

【0057】

更に、上述の実施例とその変形例によれば、複数の振動素子が２次元配列された超音波プローブを用いているため、２次元走査領域及び３次元走査領域に対する超音波送受信を電子的に制御することができ、従って、超音波プローブの傾斜に伴う３次元走査領域のシフトを容易に実現することが可能となる。

【0058】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述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３を用いて当該被検体の診断対象部位に対する２次元走査及び３次元走査を行なう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、１次元配列された複数の振動素子と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２次元走査及び３次元走査を行なってもよい。

【0059】

又、この実施例では、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、カラードプラデータ等の他の超音波データに基づく２次元画像データ及び３次元画像データあるいはＢモードデータとカラードプラデータが合成された２次元画像データ及び３次元画像データであっても構わない。

【0060】

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を用いた２次元走査及び３次元走査であっても構わない。尚、上述の２次元走査領域は、厳密な２次元平面である必要は無く、２次元平面に垂直な方向（スライス方向）に対し多少の厚みを有していてもよい。

【0061】

一方、上述の変形例では、ボリュームデータの中から抽出された２次元的な計測用データを相関処理して超音波プローブ３の位置情報を推定する方法について述べたが、３次元的なボリュームデータに対する相関処理によって超音波プローブ３の位置情報を推定してもよい。ボリュームデータに対して相関処理を行なうことにより、超音波プローブ３を任意の方向に傾斜あるいは移動させた場合においてもその位置情報を推定することが可能となる。更に、上述のボリュームデータの替わりに、３次元画像データ生成部５２によって生成された３次元画像データあるいはこの３次元画像データから抽出された２次元的な計測用データに対する相関処理によって超音波プローブ３の位置情報を推定してもよい。

【0062】

又、２次元的な計測用データあるいは３次元画像データやボリュームデータに対し式（１）に基づく相関処理を行なってデータ間シフト量を求める方法について述べたが、この方法に限定されるものではなく、例えば、図１１（ａ）に示した計測用データＤａの画素値Ａ（ｐ、ｑ）と計測用データＤｂの画素値Ｂ（ｐ、ｑ）を下式（２）に示す最小２乗演算式に代入することによって評価関数 $\beta_{AB}(k, s)$ を算出し、この評価関数 $\beta_{AB}(k, s)$ が最小となる $k = k_1$ 及び $s = s_1$ により計測用データＤａに対する計測用データＤｂのデータ間シフト量を求めてもよい。

【数２】

$$\beta_{AB}(k, s) = \sqrt{\sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p, q) - B(p+k, q+s))^2} \quad \cdots (2)$$

【0063】

尚、表示部６のモニタには、図１２に示すような超音波プローブ３の中心軸に対して垂直な面と３次元走査領域の外周との交線によって決定される領域Ｅ－３及びその中心Ｃ－３と、前記中心軸に対して垂直な面と２次元走査領域との交線によって決定されるライン

E-2 及びその中心 C-2 を表示することにより、2 次元画像データの収集範囲に対する 3 次元画像データの収集範囲を正確に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【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 3】同実施例における超音波プローブの座標と超音波送受信方向との関係を示す図。

【図 4】同実施例の超音波診断装置が備えた 3 次元画像データ生成部のブロック図。

【図 5】同実施例における時系列的な 2 次元画像データと間歇的な 3 次元画像データの生成順序を示す図。

10

【図 6】同実施例において第 1 の関心領域と第 2 の関心領域が含まれるように設定された 3 次元走査領域を示す図。

【図 7】同実施例において第 1 の関心領域の中心が 2 次元走査領域に含まれるように超音波プローブを傾斜させた場合の 3 次元走査領域の移動（シフト）を説明するための図。

【図 8】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 9】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 10】同変形例の超音波診断装置が備えたプローブ位置検出部の具体的な構成を示すブロック図。

20

【図 11】同変形例における画像データ間シフト量の検出方法を説明するための図。

【図 12】本発明の実施例とその変形例における 2 次元走査領域と 3 次元走査領域の表示方法を示す図。

【図 13】第 1 の関心領域に対する 2 次元画像データと第 2 の関心領域に対する 3 次元画像データの収集を行なう従来法の問題点を説明するための図。

【符号の説明】

【0065】

2 … 送受信部

2 1 … 送信部

2 1 1 … レートパルス発生器

30

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 … 超音波データ生成部

4 1 … 受信信号処理部

40

4 1 1 … 包絡線検波器

4 1 2 … 対数変換器

4 2 … データ記憶部

4 2 1 … 2 次元データ記憶部

4 2 2 … 3 次元データ記憶部

5 … 画像データ生成部

5 1 … 2 次元画像データ生成部

5 2 … 3 次元画像データ生成部

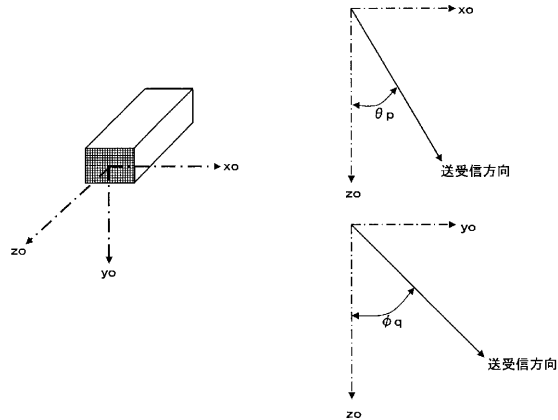
5 2 1 … ボリュームデータ生成部

5 2 2 … 不透明度・色調設定部

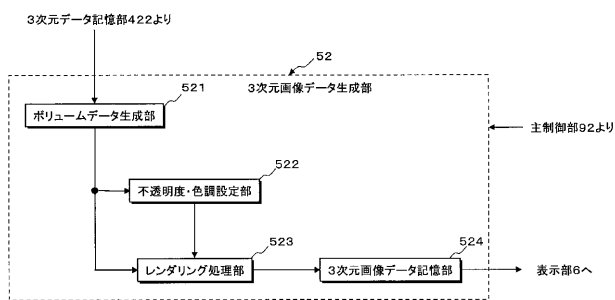
50

5 2 3 … レンダリング処理部

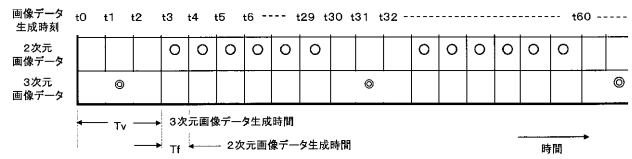
【図 3】



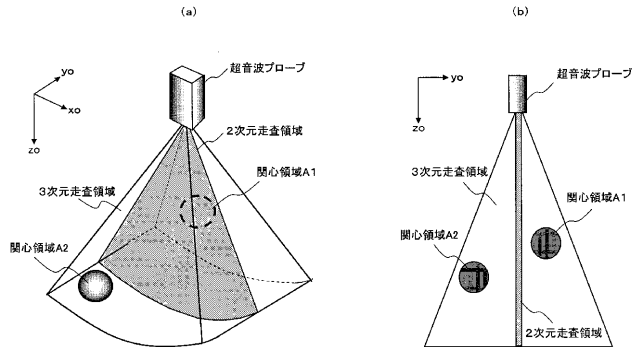
【図 4】



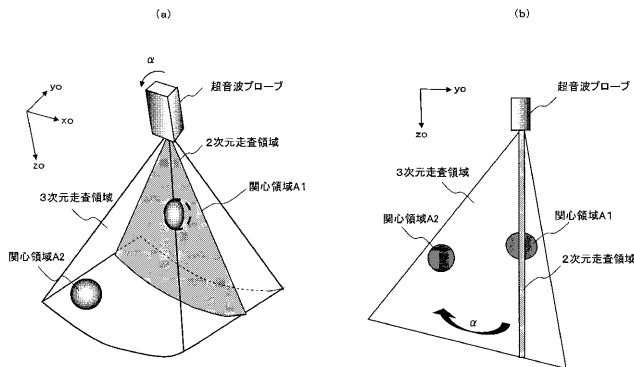
【図 5】



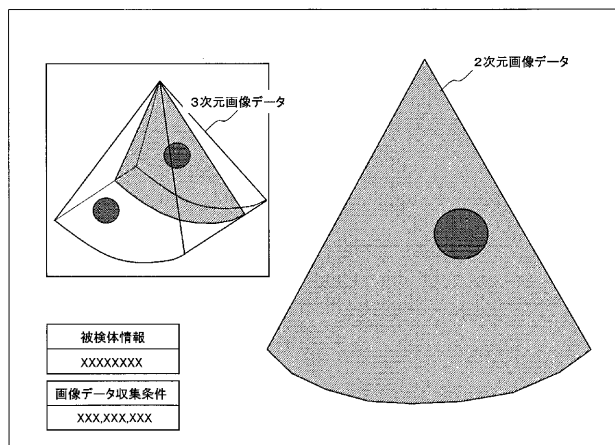
【図 6】



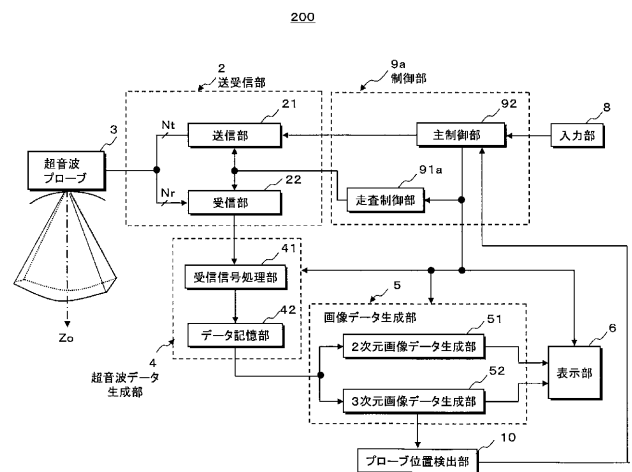
【図 7】



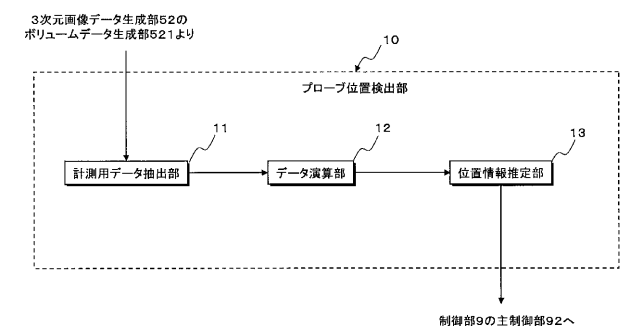
【図 8】



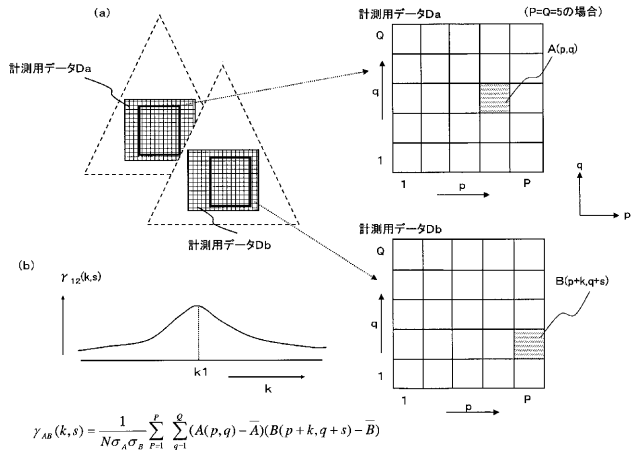
【図 9】



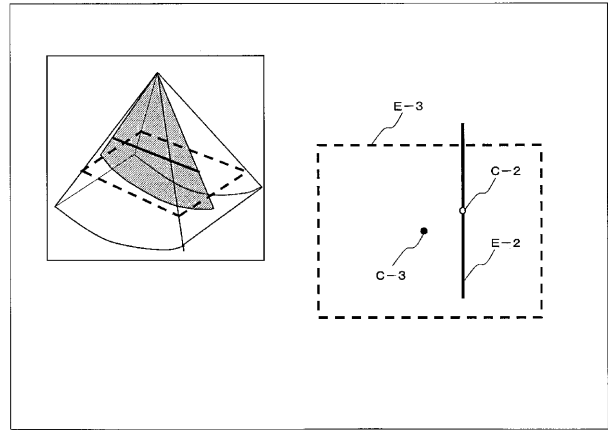
【図 10】



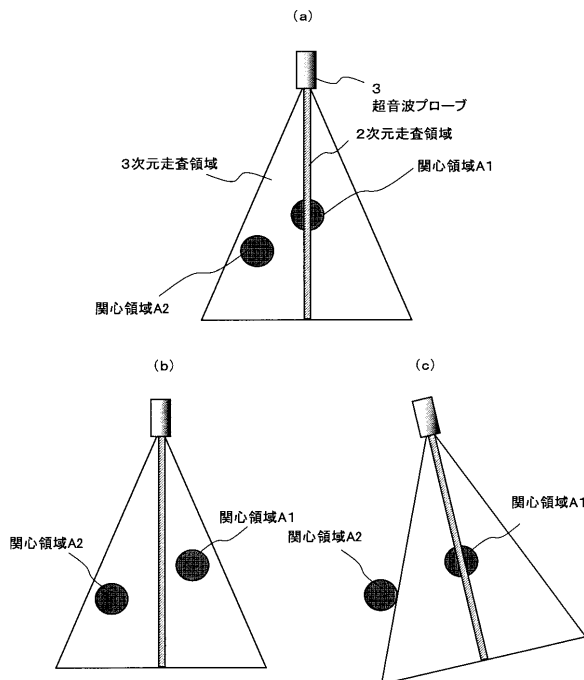
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



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 青柳 康太

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

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 EE05 GB06 HH15 JC21 JC25 JC37 KK25

【要約の続き】

【選択図】図1

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008229097A	公开(公告)日	2008-10-02
申请号	JP2007074347	申请日	2007-03-22
[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	江馬武博 山形仁 青柳康太 佐藤俊介		
发明人	江馬 武博 山形 仁 青柳 康太 佐藤 俊介		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE05 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK25		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP4945277B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：获得对象的第一关注区域的二维图像数据并与第一关注区域分离 同时在创建的第二个感兴趣区域中观察三维图像数据。 使用超声波探头3收集第一感兴趣区域的二维图像数据的辅助方法 当执行原始扫描和3D扫描以收集第二个感兴趣区域的3D图像数据时， 超声探头3的参考，使得图像数据包括第一感兴趣区域和第二感兴趣区域 设定方向。 然后，确保2D扫描的中心轴与第一个ROI的中心相交。 当声波探头3相对于基准方向倾斜角度 α 时，扫描控制单元91 基于波瓣位置检测单元7检测到的倾斜角 α ，三维扫描的中心轴为二维扫描。 在与超声波探头3相对于中心轴的倾斜方向相反的方向上偏移角度 α 在三维扫描中控制超声波发送/接收的方向。 [选型图]图1

