

(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2010-119511
(P2010-119511A)

(43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(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 5 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-294736 (P2008-294736)
(22) 出願日 平成20年11月18日(2008.11.18)

(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 増田 貴志
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

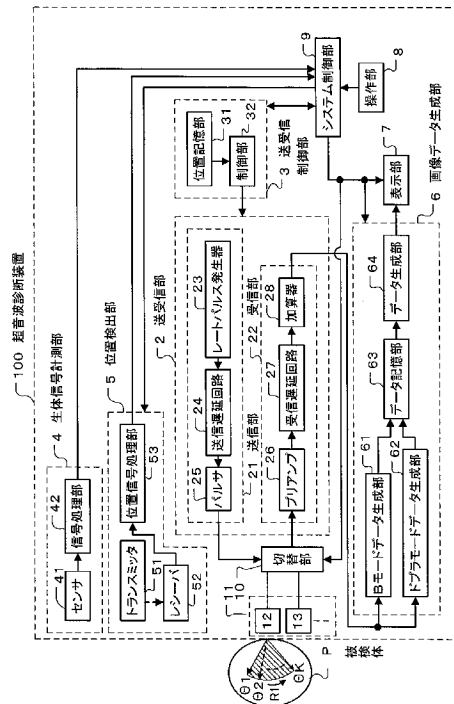
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 操作者の負担を軽減し、鮮明な画像データを得ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体Pに超音波の送受信を行う第1の超音波プローブ12と、第1の超音波プローブ12を駆動して超音波を走査する送受信部2と、送受信部2からの受信信号に基づき画像データを生成する画像データ生成部6と、画像データ生成部6で生成された画像データに対応する第1の超音波プローブ12の位置及び角度を指定する操作部8と、指定された位置及び角度を検出して位置及び角度データを生成する位置検出部5と、送受信部2を制御する送受信制御部3とを備え、送受信制御部3は、位置検出部5で生成された位置及び角度データに基づいて、指定された位置及び角度で送受信部2により走査された走査領域に対応する領域に超音波を走査させる。

【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信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被検体に超音波を走査する送受信手段と、
 前記送受信手段からの受信信号に基づき画像データを生成する画像データ生成手段と、
 前記超音波プローブの角度を指定するための指定手段と、
 前記指定手段により指定されたときの前記超音波プローブの角度を検出して角度データを生成する位置検出手段と、
 前記位置検出手段により生成された角度データに基づいて、前記指定手段により指定されたときに走査された走査領域に超音波を走査させるように前記送受信手段を制御する送受信制御手段とを
 備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像データ生成手段により生成された画像データを表示する表示手段を有し、
 前記超音波プローブは、一次元に配列された複数の振動子を有し、
 前記送受信制御手段は、前記超音波プローブが前記指定手段により指定された角度に対して走査方向又はこの方向とは反対方向に傾いている場合、前記走査領域に超音波を走査させるように制御し、
 前記超音波プローブが前記指定手段により指定された角度に対して走査方向及びこの方向とは反対方向以外の方向に傾いている場合、前記走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを前記表示に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。

【請求項 3】

前記送受信手段は、前記指定手段による指定に伴って、造影剤が投与された前記被検体に予め作成された高音圧及び低音圧のタイミングチャートに基づく超音波走査を開始し、
 前記画像データ生成手段は、前記送受信手段からの前記低音圧による超音波走査時の受信信号に基づき造影画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブは、二次元に配列された複数の振動子を有し、
 前記送受信手段は、前記指定手段による指定に伴って、前記被検体の生体信号の周期毎に、前記走査領域の複数の分割領域における各分割領域に超音波を走査し、
 前記画像データ生成手段は、前記送受信手段からの受信信号に基づき前記分割領域毎に三次元画像データを生成し、生成した各三次元画像データを合成して前記走査領域に対応する三次元画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像データ生成手段により生成された画像データを表示する表示手段を有し、
 前記位置検出手段は、前記超音波プローブの角度と共と位置を検出して位置及び角度データを生成し、
 前記送受信制御手段は、前記超音波プローブが前記指定手段により指定された位置から許容範囲を外れている距離に位置している場合、前記走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを前記表示手段に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。

【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送信し、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する。そして、超音波の送受信方向を走査することにより得られる画像データを表示部に表示するものである。この超音波による検査は、超音波プローブの先端部を被検体の体表面に接触させることによりリアルタイムに表示部に表示される画像データの観察が可能であるため、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、静脈投与型の造影剤を用いた造影エコー法による超音波診断が普及してきている。この造影エコー法では、造影剤の主成分である微小気泡が血液と共に循環する。その微小気泡は血液との音響インピーダンスの差が非常に大きいため、これを超音波の反射源として利用し、血液からの反射波を増強させる造影効果を利用して血流動態の検査を行うことを目的としている。

10

【0004】

そして、造影エコー法には、被検体の撮像部位への高音圧の超音波走査により微小気泡を崩壊させた後、その撮像部位に再還流して密集してくる微小気泡を低音圧の超音波を走査して連続的に観察するFR (Flash・Replenishment) 法が知られている。また、低音圧超音波の走査により生成された複数フレームの画像データに対して、画素毎に輝度の最大値を捕らえながら表示することにより、フレームを重ねる毎に微小気泡の存在確率の高い領域が強調された高輝度の画像データを生成することができるFMI (Micro・Flow・Imaging) 法が知られている(例えば、特許文献1参照)。

20

【0005】

また、超音波診断装置においては超音波の三次元走査により三次元の画像データの表示が可能になってきており、その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の三次元走査方法には、二次元に配列された複数の圧電振動子を有する超音波プローブで、超音波を三次元に走査させることにより三次元画像データを得る方法がある。この方法によれば予め三次元走査する走査領域を分割し、被検体から得られる心電波形に基づいて、心拍の周期毎に分割した分割領域への三次元走査により生成される各三次元画像データを合成して走査領域に対応する三次元画像データを生成するものである。

【0006】

30

そして、操作者は、一方の手で超音波プローブを一定の角度で保持し、他方の手で操作部を操作しながら、表示部に表示された造影エコー法や三次元走査により生成された画像データを観察しながら、被検体の検査を行う。

【特許文献1】特開2004-321688号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、造影エコー法では、連続的に観察する時間や高輝度の画像データを得るために複数フレームの画像データを生成する時間を必要とする。また走査領域を分割して三次元走査を行う方法では、分割した数とほぼ同じ周期の時間を必要とする。このため、画像データを生成する間に超音波プローブの角度のずれや被検体の動きにより超音波の走査領域がずれてしまい、画像データが不鮮明になる問題がある。

40

【0008】

また、走査領域がずれた超音波プローブを元の角度に戻すために、表示部に表示された画像データを見ながら超音波プローブを操作する必要があり、操作者に負担がかかる問題がある。また、造影エコー法においては、造影剤が投与された被検体にも負担がかかる問題がある。

【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、操作者の負担を軽減し、鮮明な画像データを得ることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

50

【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信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被検体に超音波を走査する送受信手段と、前記送受信手段からの受信信号に基づき画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波プローブの角度を指定するための指定手段と、前記指定手段により指定されたときの前記超音波プローブの角度を検出して角度データを生成する位置検出手段と、前記位置検出手段により生成された角度データに基づいて、前記指定手段により指定されたときに走査された走査領域に超音波を走査させるように前記送受信手段を制御する送受信制御手段とを備えたことを特徴とする。

10

【発明の効果】**【0011】**

本発明によれば、超音波プローブの角度を指定することにより、指定されたときに走査された走査領域に対応する領域に超音波を走査させることができるので、鮮明な画像データを得ることができる。これにより、被検体や操作者への負担を軽減すると共に、超音波による検査を迅速に行うことができる。

【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】

20

【0013】

以下、本発明による超音波診断装置の実施例を図1乃至図14を参照して説明する。

図1は、本発明の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100は、被検体Pに対して超音波を送受信する第1の超音波プローブ12、第2の超音波プローブ13等を有するプローブ部11と、プローブ部11の各超音波プローブが接続可能に装着された切替部10と、切替部10に接続されたプローブ部11の超音波プローブに対して超音波駆動信号の送信及び超音波受信信号の受信を行なう送受信部2とを備えている。

【0014】

また、送受信部2を制御する送受信制御部3と、被検体Pが発する信号を検出する生体信号計測部4と、切替部10に接続されたプローブ部11の超音波プローブの位置及び角度を検出して位置及び角度データを生成する位置検出部5と、送受信部2からの受信信号を処理して被検体Pの断層像を表すBモード画像データ、造影剤が投与された被検体Pの断層像を表す造影画像データ、被検体Pの三次元領域を表す三次元画像データ等の画像データを生成する画像データ生成部6とを備えている。

30

【0015】

更に、画像データ生成部6で生成された画像データを表示する表示部7と、Bモード画像データを生成するための撮像条件を設定する操作、造影画像データを生成するためのフラッシュ操作、三次元画像データを生成するためのトリガ操作、各種コマンド信号の入力操作等を行なう操作部8と、切替部10、送受信制御部3、位置検出部5、画像データ生成部6、及び表示部7を統括して制御するシステム制御部9とを備えている。

40

【0016】

プローブ部11は、切替部10に装着された第1の超音波プローブ12、第2の超音波プローブ13等の各超音波プローブを備えている。そして、各超音波プローブの内、切替部10に接続された超音波プローブの先端部を被検体Pの体表面に接触させて検査が行われる。

【0017】

第1の超音波プローブ12は、図2に示すように、互いに垂直である矢印XP, YP, ZP方向の内、XP方向に一直線に配列されたN個の圧電振動子を有する。また、第2の超音波プローブ13は、図3に示すように、互いに垂直である矢印XP, YP, ZP方向の

50

内、X P , Y P 方向の二次元に配列された例えば (M × N) 個の圧電振動子を有する。そして、各超音波プローブの圧電振動子は、送信時には電気パルス (超音波駆動信号) を超音波パルス (送信超音波) に変換し、また受信時には被検体 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。

【 0 0 1 8 】

切替部 1 0 は、プローブ部 1 1 の各超音波プローブの中から操作部 8 の操作により選択されたいずれかを送受信部 2 に接続する。

【 0 0 1 9 】

送受信部 2 は、切替部 1 0 に接続された超音波プローブの圧電振動子から超音波を送信させるための超音波駆動信号を生成する送信部 2 1 と、その超音波プローブの各圧電振動子から得られる超音波受信信号に対して整相加算を行なう受信部 2 2 とを備えている。

10

【 0 0 2 0 】

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 3、送信遅延回路 2 4、及びパルサ 2 5 を備えている。送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 3 は、被検体 P に送信する超音波パルスの繰り返し周期 (T r) を決定するレートパルスを送信遅延回路 2 4 に供給する。

【 0 0 2 1 】

送信遅延回路 2 4 は、切替部 1 0 に接続された超音波プローブの各圧電振動子に対応する遅延回路から構成されており、送受信制御部 3 から指示されたタイミング信号に基づき遅延時間を可変設定する。そして、送信において被検体 P 内の所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、超音波を走査するための偏向用遅延時間をレートパルスに付加して各遅延回路に対応するパルサ 2 5 に出力する。

20

【 0 0 2 2 】

パルサ 2 5 は、切替部 1 0 に接続された超音波プローブの各圧電振動子に対応する駆動回路を備え、送信遅延回路 2 4 から出力されるレートパルスに基づいて、各圧電振動子を駆動し、被検体 P に対して超音波を送信するための駆動パルスを生成する。

【 0 0 2 3 】

受信部 2 2 は、切替部 1 0 に接続された超音波プローブの各圧電振動子に対応するプリアンプ 2 6、受信遅延回路 2 7、及び加算器 2 8 を備えている。プリアンプ 2 6 は、切替部 1 0 に接続された超音波プローブの各圧電振動子からの微小な超音波受信信号を所定の信号レベルに増幅し、十分な S / N を確保する。受信遅延回路 2 7 は、被検体 P の所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための集束用遅延時間と、所定の走査方向に超音波ビームの受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をプリアンプ 2 6 の出力に与えた後、加算器 2 8 に出力する。加算器 2 8 は、プリアンプ 2 6 から出力された各圧電振動子の受信信号を加算して 1 つに纏めて画像データ生成部 6 に出力する。

30

【 0 0 2 4 】

送受信制御部 3 は、位置検出部 5 で生成された位置及び角度データを保存する位置記憶部 3 1 と、送受信部 2 を制御する制御部 3 2 を備えている。位置記憶部 3 1 は、操作部 8 からフラッシュ操作やトリガ操作が行われたときに、位置検出部 5 から出力される位置及び角度データを基準位置及び角度データとして保存する。制御部 3 2 は、位置記憶部 3 1 に保存された基準位置及び角度データに基づいて、超音波を走査する方向の補正の可否を判定する。そして、走査方向の補正が可能であると判定した場合、走査方向を補正するための制御を行う。また、走査方向の補正が不可能であると判定した場合、判定前の撮像条件に基づいて送受信部 2 を制御すると共に、走査方向の補正が不可能であることのメッセージを表示部 7 に出力する。

40

【 0 0 2 5 】

生体信号計測部 4 は、被検体 P に装着され、被検体 P の発する信号を検出するセンサ 4 1 と、センサ 4 1 で検出された信号を増幅し、増幅した信号をデジタル信号に変換して例えば E C G 信号を生成する信号処理部 4 2 とを備えている。そして、信号処理部 4 2 で生成された E C G 信号をシステム制御部 9 に出力する。

【 0 0 2 6 】

50

位置検出部 5 は、磁場を発生するトランスミッタ 5 1、トランスミッタ 5 1 が発生した磁場を検出するレシーバ 5 2、及び切替部 1 0 に接続された超音波プローブの位置及び角度データを生成する位置信号処理部 5 3 を備えている。

【 0 0 2 7 】

図 4 は、トランスミッタ 5 1 を床に配置したときに、床上方の空間に分布する磁場の鉛直断面を示した図である。トランスミッタ 5 1 は、被検体 P の近傍に配置され、磁場中心部から外側に向かって磁場を形成する。被検体 P の検査は、切替部 1 0 に接続された例えば第 1 の超音波プローブ 1 2 に装着されたレシーバ 5 2 が、トランスミッタ 5 1 の磁場を正確に検出可能な斜線で示した磁場エリア 5 4 内で行われる。レシーバ 5 2 は、トランスミッタ 5 1 が発生する 3 次元方向の磁場を検出して位置信号処理部 5 3 に出力する。

10

【 0 0 2 8 】

位置信号処理部 5 3 は、レシーバ 5 2 の検出信号に基づいて、図 5 に示すように、トランスミッタ 5 1 を原点とする X T , Y T , Z T 軸で表される直交三次元空間におけるレシーバ 5 2 の座標 (x , y , z) を求め、この求めた座標 (x , y , z) に基づいて第 1 の超音波プローブ 1 2 の座標である位置データを生成する。

【 0 0 2 9 】

また、レシーバ 5 2 が形成する X R , Y R , Z R 軸で表される座標系の X T , Y T , Z T 軸に対する回転角度 (1 , 2 , 3) を求め、この求めた回転角度 (1 , 2 , 3) に基づいて第 1 の超音波プローブ 1 2 の回転角度である角度データを生成する。そして、生成した位置及び角度データをシステム制御部 9 に出力する。

20

【 0 0 3 0 】

図 1 の画像データ生成部 6 は、送受信部 2 の受信部 2 2 から出力された整相加算された信号に対して B モードデータを生成するための信号処理を行なう B モードデータ生成部 6 1 と、ドプラ効果を利用して血液等の移動体に関するドプラモードデータを生成するための信号処理を行うドプラモードデータ生成部 6 2 と、B モードデータ生成部 6 1 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 6 2 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 6 3 と、データ記憶部 6 3 から各データを読み出して画像データを生成するデータ生成部 6 4 とを備えている。

【 0 0 3 1 】

B モードデータ生成部 6 1 は、受信部 2 2 からの整相加算された超音波受信信号に対して包絡線検波を行った後、対数変換する。そして、対数変換した信号をデジタル信号に変換して輝度で表される 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 6 3 に出力する。

30

【 0 0 3 2 】

ドプラモードデータ生成部 6 2 は、受信部 2 2 からの整相加算された超音波受信信号に対してドプラ偏移周波数を検出してデジタル信号に変換した後、血流情報のみを抽出し、その抽出したドプラ信号に対して自己相関処理を行う。そして、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し、生成したドプラモードデータをデータ記憶部 6 3 に出力する。

【 0 0 3 3 】

データ記憶部 6 3 は、B モードデータ生成部 6 1 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 6 2 から出力されたドプラモードデータなどの各データに、各データに対応するシステム制御部 9 から供給される視野角度や視野深度等の走査情報、位置及び角度データ等の付加データを付加して順次保存する。

40

【 0 0 3 4 】

図 6 は、データ記憶部 6 3 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。この B モードデータは例えば第 1 の超音波プローブ 1 2 を用いた場合に生成され、縦軸は図 1 に矢印で示した超音波の走査方向 R 1 に対応し、横軸は超音波の送受信方向に対応している。ここでは、走査方向 R 1 への走査により各第 1 乃至第 K の視野角度 1 乃至 K における超音波の送受信により生成された 1 フレーム分の B モードデータ A 1 乃至 A K

50

が保存されている例を示す。

【0035】

BモードデータA1は、第1の視野角度1における超音波の送受信により生成された視野深度に対応する画素a11乃至a1Lにより構成される。その先頭部分には第1の視野角度1に関する視野角度や視野深度等の走査情報a10a、第1の超音波プローブ12の位置及び角度データa10b、及び送受信時の時刻情報a10c等の付加データが保存されている。

【0036】

BモードデータA2乃至AKは、第2乃至第Kの視野角度2乃至Kにおける超音波の送受信により生成された各視野深度に対応する画素a21乃至aKLにより構成される。各Bモードデータの先頭部分には、走査情報a20a乃至aK0a、位置及び角度データa20b乃至aK0b、及び時刻情報a20c乃至aK0cの付加データが保存されている。そして、第Kの視野角度KにおけるBモードデータAKに後続する1フレーム分のBモードデータB1乃至BK等が保存されている。

10

【0037】

なお、第2の超音波プローブ13を用いた場合には、二次元方向への走査により生成されるBモードデータ、三次元方向への走査により生成されるBモードデータ等が保存される。

【0038】

図1のデータ生成部64は、データ記憶部63から1フレーム分の例えばBモードデータA1乃至AK及び付加データを読み出し、この付加データに基づいて走査変換を行うことにより、被検体Pの断層像を表すBモード画像データや、造影剤が投与された被検体Pの断層像を表す造影画像データを生成する。そして、生成したBモード画像データや造影画像データを表示部7に出力する。

20

【0039】

また、データ記憶部63からドプラモードデータを読み出し、走査変換を行うことにより、被検体Pの断面の指定した位置における血流速度等が経時的に表されるドプラモード画像データを生成する。そして、生成したドプラモード画像データを表示部7に出力する。

【0040】

更に、三次元方向への走査により生成されたBモードデータ及び付加データを読み出し、この付加データに基づいて走査変換を行い、更に三次元処理を行うことにより、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表示部7に出力する。

30

【0041】

表示部7は、変換回路、CRTや液晶パネル等のモニタなどを備え、画像データ生成部6のデータ生成部64から出力されたBモード画像データ、造影画像データ、三次元画像データ等の画像データをD/A変換とテレビフォーマット変換により映像信号に変換して表示する。

【0042】

操作部8は、スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス、タッチスクリーン等の入力デバイスを備えている。そして、Bモード画像データを生成するための視野角度、視野深度、PRF（パルス繰り返し周波数）、フレームレート等の撮像条件の設定操作、第1の超音波プローブ12の位置及び角度の指定及び造影画像データの生成を行うためのフラッシュ操作、第2の超音波プローブ13の位置及び角度の指定並びに三次元画像データの生成を行うためのトリガ操作を行う。

40

【0043】

システム制御部9は、CPU及び記憶回路を備え、操作部8から供給される各種の入力情報や選択情報等を前記記憶回路に保存する。そして、前記CPUは、これらの情報に基づいて切替部10、送受信制御部3、位置検出部5、画像データ生成部6、及び表示部7等の各ユニットの制御やシステム全体の制御を行なう。

50

【 0 0 4 4 】

次に図 1 乃至図 9 を参照して、送受信制御部 3 における走査方向の補正機能、及びこの補正機能を利用して造影画像データを生成する造影検査について説明する。図 7 は、第 1 の超音波プローブ 1 2 を用いたときの走査方向の補正機能を説明するための図である。図 8 は、造影検査を説明するための図である。図 9 は、表示部 7 に表示される造影画像データを示す図である。

【 0 0 4 5 】

図 7 (a) において、送受信制御部 3 の制御部 3 2 は、システム制御部 9 から供給される B モード画像データ生成のための撮像条件に基づいて、送受信部 2 を制御する。送受信部 2 は、第 1 の超音波プローブ 1 2 の圧電振動子の配列方向に沿って走査方向 R 1 に超音波を走査する。画像データ生成部 6 では、各第 1 乃至第 K の視野角度 θ_1 乃至 θ_K に対する超音波の送受信及び各視野角度の視野深度により形成される斜線で示した二次元の第 1 の走査領域 S D に対応する B モード画像データを生成する。そして、操作部 8 から第 1 の超音波プローブ 1 2 の位置及び角度を指定するフラッシュ操作が行われると、送受信制御部 3 の位置記憶部 3 1 は、システム制御部 9 から供給されるフラッシュ操作が行われたときの基準位置及び角度データを保存する。制御部 3 2 は、位置記憶部 3 1 に保存された基準位置及び角度データを読み出し、この読み出した基準位置及び角度データに基づいて、超音波の走査方向の補正を行う。

【 0 0 4 6 】

制御部 3 2 は、フラッシュ操作が行われた後にシステム制御部 9 から供給される位置及び角度データを基準位置及び角度データと照合し、走査方向の補正の可否を判定する。そして、位置データが基準位置データの許容範囲内であり、且つ角度データが基準角度データと同じである又は Y R 軸を回転軸として X R , Z R 軸が回転している角度である場合 (即ち第 1 の超音波プローブ 1 2 の角度がフラッシュ操作により指定された角度と同じである、又はフラッシュ操作により指定された角度に対して走査方向 R 1 若しくはこの方向とは反対方向 R 2 に傾いている場合) 、走査方向の補正が可能であると判定する。この判定結果に基づいて、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 S D に対応する第 1 の走査領域 S D と同じ又は近接する走査領域に超音波を走査させる制御を行う。

【 0 0 4 7 】

また、位置データが基準位置データの許容範囲から外れている場合、又は角度データが基準角度データに対して少なくとも X R 或いは Z R 軸のいずれかを含む軸を回転軸として回転した角度を含む角度データである場合 (即ち第 1 の超音波プローブ 1 2 の角度がフラッシュ操作により指定された角度に対して走査方向 R 1 及び反対方向 R 2 以外の方向に傾いている場合) 、走査方向の補正が不可能であると判定する。そして、第 1 の走査領域 S D に対応する走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを表示部 7 に表示する。また、フラッシュ操作が行われる前の撮像条件に基づいて、送受信部 2 を制御する。

【 0 0 4 8 】

図 7 (b) において、図 7 (a) の状態でフラッシュ操作を行った後、第 1 の超音波プローブ 1 2 をこの先端部を支点として Y R 軸を回転軸として X R , Z R 軸が角度 θ 回転した方向に傾けると、位置データは基準位置データの許容範囲に含まれている。制御部 3 2 は、第 1 の超音波プローブ 1 2 と共に回転する第 1 乃至第 K の視野角度 θ_1 乃至 θ_K を、反対方向 R 2 に角度 θ 回転した第 1 a 乃至第 K a の視野角度 θ_{1a} 乃至 θ_{Ka} に補正して、第 1 の走査領域 S D に対応する走査領域に超音波を走査させるように制御する。

【 0 0 4 9 】

このように、フラッシュ操作を行うことにより、第 1 の超音波プローブ 1 2 がフラッシュ操作により指定された位置から許容範囲内の距離に位置しており、且つ指定された角度と同じ角度である又は指定された角度に対して走査方向 R 1 若しくは反対方向 R 2 に傾いている場合、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域

10

20

30

40

50

S Dに対応する走査領域に超音波を走査させることができる。

【 0 0 5 0 】

また、第 1 の超音波プローブ 1 2 がフラッシュ操作により指定された位置から許容範囲を外れている距離に位置している場合、又はフラッシュ操作により指定された角度に対して走査方向 R 1 及び反対方向 R 2 以外の方向に傾いている場合、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 S D に対応する走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを表示部 7 に表示することができる。また、フラッシュ操作が行われる前の撮像条件に基づいて、送受信部 2 を制御することができる。

【 0 0 5 1 】

図 8 は、造影検査を説明するための図である。この造影検査は、操作部 8 から造影エコーモードの選択及び走査シーケンスの作成を行った後に、操作部 8 からフラッシュ操作を行うことにより実行される。

【 0 0 5 2 】

造影エコーモードには F R (F l a s h ・ R e p l e n i s h m e n t) モード、 M F I (M i c r o ・ F l o w ・ I m a g i n g) (1) モード、 M F I (2) モード等があり、各モードの中から所望の造影エコーモードを選択する。

【 0 0 5 3 】

次いで、選択した造影エコーモードの走査シーケンスを作成する。F R モードを選択した場合、被検体 P 内の検査対象となる撮像部位に含まれる造影剤（微小気泡）を崩壊する高音圧の超音波を走査させる高音圧タイミング K T、及び微小気泡崩壊後にその撮像部位に還流してくる微小気泡の状態を連続的に観察するための低音圧の超音波を走査させる低音圧タイミング T T を交互に設定した第 1 のタイミングチャート 3 4 を作成する。

【 0 0 5 4 】

また、M F I (1) モードを選択した場合、F R モードの場合と同様に高音圧及び低音圧タイミング K T、T T を交互に設定し、更に低音圧タイミング毎にこのタイミングの中から所望の静止タイミング S T を設定した第 2 のタイミングチャート 3 5 を作成する。更に、M F I (2) モードを選択した場合、第 1 のタイミングチャート 3 4 を作成する。

【 0 0 5 5 】

造影エコーモードの選択及び走査シーケンスの作成を行った後、フラッシュ操作が行われると、送受信部 2 は、送受信制御部 3 の制御により、作成されたタイミングチャートに従って、被検体 P の撮像部位に高音圧の超音波走査、及び低音圧の超音波走査を交互に行う。

【 0 0 5 6 】

ここで、F R モードの場合、画像データ生成部 6 は、低音圧タイミング T T 時の低音圧の超音波走査による送受信部 2 からの受信信号に基づきフレーム毎に造影画像データを生成し、生成した造影画像データを表示部 7 にリアルタイムに表示する。これにより、撮像部位の血管に微小気泡が還流してくる様子をリアルタイムに観察することができる。

【 0 0 5 7 】

また、M F I (1) モードの場合、低音圧タイミング T T 時の低音圧の超音波走査によりフレーム毎に生成した造影画像データを表示部 7 にリアルタイムに表示すると共に、静止タイミングで生成した 1 フレームの造影画像データを表示部 7 に表示する。これにより、撮像部位の血管に微小気泡が還流してくる様子をリアルタイムに観察すると共に、静止タイミング S T における静止した造影画像データを対比させて観察することができる。

【 0 0 5 8 】

更に、M F I (2) モードの場合、低音圧タイミング T T 時の低音圧の超音波走査により 1 フレームの造影画像データを生成する毎に、生成した画像データとこの前に生成した画像データの同じ位置における画素を比較し、生成した画像データの各画素を輝度の高い画素に置き換えることにより、高輝度を有する造影画像データを生成して表示部 7 にリアルタイムに表示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

そして、制御部 3 2 は、高音圧及び低音圧タイミング K T , T T の間、位置検出部 5 からの位置及び角度データに基づいて超音波走査方向の補正の可否を判定し、その判定結果に基づいて送受信部 2 の制御を行う。

【 0 0 6 0 】

図 9 は、M F I (2) モードの選択により、表示部 7 に表示される高輝度を有する造影剤画像データを示した図である。この造影剤画像データ 7 1 には、再環流により造影剤が流入して鮮明に識別された血管データ 7 2 が含まれている。これにより、各画素を輝度の高い画素に置き換えることにより、微細な血管の構造を識別することができる。

【 0 0 6 1 】

このように、造影検査を行うとき、位置検出部 5 からの位置及び角度データに基づいて、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域に対応する走査領域を保持することにより、高音圧タイミング T T 時には被検体 P の検査対象となる撮像部位の微小気泡を崩壊させることができる。また、低音圧タイミング T T 時にはフレーム毎にその撮像部位に還流してくる微小気泡の位置を正確に捕えることができる。これにより、微小血管までを良好に描出した鮮明な造影剤画像データを生成することができる。

【 0 0 6 2 】

次に図 1 乃至図 6、及び図 1 0 乃至図 1 3 を参照して、送受信制御部 3 における走査方向の補正機能、及びこの補正機能を利用した三次元画像データの生成について説明する。図 1 0 は、第 2 の超音波プローブ 1 3 を用いたときの走査方向の補正機能を説明するための図である。図 1 1 は、被検体 P の E C G 信号を示す図である。図 1 2 及び図 1 3 は、三次元画像データの生成を説明するための図である。

【 0 0 6 3 】

心臓等の動きの速い撮像部位の検査を行うときにトリガ操作による三次元画像データの生成が行われる。この三次元画像データの生成において、図 1 0 (a) に示すように、三次元画像データに対応する被検体 P 内の領域である第 1 の走査領域 T D に超音波を走査するので、多数の視野角度に対して超音波の送受信を行い、多数のデータを処理する必要がある。

【 0 0 6 4 】

このため、第 1 の走査領域 T D を例えば 4 つの領域に分割した第 1 乃至第 4 分割領域 T D 1 乃至 T D 4 を設定するための分割条件、各分割領域に超音波走査させるための送受信条件を含む撮像条件を設定する。また、トリガ操作を行う前に被検体 P の撮影位置を決定するための第 1 の走査領域 T D に含まれる例えば第 1 の走査領域 T D の直交断面に当たる 2 つの領域である第 2 の走査領域又は第 1 の走査領域 T D に超音波を走査させる位置決め条件の設定及び位置決め操作を操作部 8 から行う。

【 0 0 6 5 】

この操作が行われると、送受信部 2 は第 1 の走査領域 T D 又は第 2 の走査領域に超音波を走査し、画像データ生成部 6 は送受信部 2 から出力される受信信号に基づいて位置決め用の第 1 の走査領域 T D に対応する三次元画像データ、又は位置決め用の第 2 の走査領域に対応する 2 つの B モード画像データを生成して表示部 7 に表示する。

【 0 0 6 6 】

そして、表示部 7 に表示された三次元画像データ又は 2 つの B モード画像データを観察して、所望の撮像部位を表す画像データが表示されたとき、操作部 8 からトリガ操作を行う。

【 0 0 6 7 】

図 1 0 (a) において、操作部 8 からトリガ操作が行われると、送受信制御部 3 の位置記憶部 3 1 は、システム制御部 9 から供給されるトリガ操作が行われたときの基準位置及び角度データを保存する。制御部 3 2 は、位置記憶部 3 1 に保存された基準位置及び角度データを読み出し、この読み出した基準位置及び角度データに基づいて、超音波の走査方向の補正を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

制御部 3 2 は、トリガ操作が行われた後にシステム制御部 9 から供給される位置及び角度データを基準位置及び角度データと照合し、超音波走査の方向の補正の可否を判定する。そして、位置データが基準位置データの許容範囲内である場合、走査方向の補正が可能であると判定する。そして、トリガ操作により指定された直前又は直後に位置決めのために走査された第 1 の走査領域 T D 又は第 2 の走査領域に対応する各第 1 乃至第 4 分割領域 T D 1 乃至 T D 4 と同じ又は近接する走査領域に超音波を走査させる制御を行う。

【 0 0 6 9 】

また、位置データが基準位置データの許容範囲から外れている場合、走査方向の補正が不可能であると判定する。そして、各第 1 乃至第 4 分割領域 T D 1 乃至 T D 4 と同じ又は近接する走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを表示部 7 に表示する。また、トリガ操作が行われる前の位置決め条件に基づいて、送受信部 2 を制御する。

10

【 0 0 7 0 】

図 1 0 (b) において、図 1 0 (a) の第 2 の超音波プローブ 1 3 の位置及び角度の状態トリガ操作を行った後、第 2 の超音波プローブ 1 3 をこの先端部を支点として、矢印 R 3 方向に角度 傾けると、位置データは基準位置データの許容範囲に含まれている。制御部 3 2 は、第 2 の超音波プローブ 1 3 と共に回転する走査領域を、R 3 方向とは反対方向に角度 回転した第 1 の走査領域 T D と同じ又は近接する走査領域に超音波を走査させるように制御する。

20

【 0 0 7 1 】

このように、トリガ操作を行うことにより、第 2 の超音波プローブ 1 3 がトリガ操作により指定された位置から許容範囲内の距離に位置している場合、トリガ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 T D 又は第 2 の走査領域に対応する走査領域に超音波を走査させることができる。

【 0 0 7 2 】

また、第 2 の超音波プローブ 1 3 がトリガ操作により指定された位置から許容範囲を外れている距離に位置している場合、トリガ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 T D 又は第 2 の走査領域に対応する走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを表示部 7 に表示する。また、トリガ操作が行われる前の撮像条件に基づいて、送受信部 2 を制御することができる。

30

【 0 0 7 3 】

図 1 1 は、被検体 P の E C G 信号を示す図である。操作部 8 からトリガ操作が行われると、送受信部 2 は、制御部 3 2 の制御により、生体信号計測部 4 からの第 n 周期 (n 1) の例えば第 n の R 波の情報に基づいて、図 1 2 に示すように、第 1 の走査領域 T D の第 1 の分割走査領域 T D 1 に対応する走査領域への第 n の超音波走査を行う。また第 (n + 1) 周期の第 (n + 1) の R 波の情報に基づいて、図 1 3 (a) に示すように、第 2 の分割走査領域 T D 2 に対応する走査領域への第 (n + 1) の超音波走査を行う。更に第 (n + 2) 周期の第 (n + 2) の R 波の情報に基づいて、図 1 3 (b) に示すように、第 3 の分割走査領域 T D 3 に対応する走査領域への第 (n + 2) の超音波走査を行う。更にまた第 (n + 3) 周期の第 (n + 3) の R 波の情報に基づいて、図 1 3 (c) に示すように、第 4 の分割走査領域 T D 4 に対応する走査領域への第 (n + 3) の超音波走査を行う。

40

【 0 0 7 4 】

画像データ生成部 6 は、第 n 乃至第 (n + 3) の超音波走査により送受信部 2 から出力される受信信号に基づいて、第 1 乃至第 4 分割走査領域に対応する 4 つの三次元画像データ (分割画像データ) を生成する。更に、生成した 4 つの分割画像データを合成することにより 1 ボリューム分である第 1 の走査領域 T D に対応する三次元画像データを生成する。

【 0 0 7 5 】

そして、制御部 3 2 は、位置及び角度データに基づいて第 n 乃至第 (n + 3) の超音波

50

走査の方向の補正の可否を判定し、その判定結果に基づいて送受信部 2 の制御を行う。

【 0 0 7 6 】

このように、三次元画像データを生成するとき、位置検出部 5 からの位置及び角度データに基づいて、トリガ操作により指定された走査領域を保持することにより、各分割画像データ間の位置ずれを防ぐことができる。これにより、鮮明な三次元画像データを生成することができる。

【 0 0 7 7 】

以下、図 1 乃至図 1 4 を参照して、超音波診断装置 1 0 0 の動作の一例を説明する。

図 1 4 は、造影検査における超音波診断装置 1 0 0 の動作を示したフローチャートである。システム制御部 9 の記憶回路には、第 1 の超音波プローブ 1 2 の選択情報、B モード画像データを生成するための撮像条件、M F I (2) モード、図 8 の第 1 のタイミングチャート 3 4 等の入力情報が保存されている。そして、被検体 P の撮像部位の近傍に第 1 の超音波プローブ 1 2 を当て、操作部 8 から検査開始の操作を行うことにより、超音波診断装置 1 0 0 は、被検体 P の検査を開始する (ステップ S 1) 。

10

【 0 0 7 8 】

システム制御部 9 は、操作部 8 から供給される撮像条件に基づいて、切替部 1 0 、送受信制御部 3 、位置検出部 5 、画像データ生成部 6 、及び表示部 7 の各ユニットを制御する。そして、被検体 P の撮像部位の近傍に第 1 の超音波プローブ 1 2 を当てることにより、画像データ生成部 6 の B モードデータ生成部 6 1 は、送受信部 2 の受信部 2 2 から受信した受信信号に基づいて 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 6 3 に出力する。

20

【 0 0 7 9 】

一方、位置検出部 5 の第 1 の超音波プローブ 1 2 に装着されたレシーバ 5 2 は、トランスミッタ 5 1 が発生した磁場を検出して、その検出信号を位置信号処理部 5 3 に出力する。位置信号処理部 5 3 は、レシーバ 5 2 から出力された検出信号に基づいて第 1 の超音波プローブ 1 2 の位置及び角度データを生成し、システム制御部 9 に出力する。

【 0 0 8 0 】

データ記憶部 6 3 は、B モードデータ生成部 6 1 から出力された B モードデータ、システム制御部 9 から供給される走査情報、位置及び角度データ、及び時刻情報の付加データを順次保存する。データ生成部 6 4 は、データ記憶部 6 3 から B モードデータ及び付加データを読み出して B モード画像データを生成し、生成した B モード画像データを表示部 7 に出力する。表示部 7 は、画像データ生成部 6 から出力された B モード画像データをリアルタイムに表示する (ステップ S 2) 。

30

【 0 0 8 1 】

表示部 7 に所望の B モード画像データが表示されたときに、操作部 8 からフラッシュ操作が行われた後、被検体 P に造影剤が投与される。送受信制御部 3 の位置記憶部 3 1 は、システム制御部 9 から供給されるフラッシュ操作が行われたときの基準位置及び角度データを保存する。制御部 3 2 は、位置記憶部 3 1 に保存された基準位置及び角度データを読み出し、この読み出した基準位置及び角度データに基づいて、超音波走査方向の補正を行う動作を開始する。

40

【 0 0 8 2 】

制御部 3 2 は、フラッシュ操作の後にシステム制御部 9 から供給される位置及び角度データを基準位置及び角度データと照合し、超音波走査方向の補正の可否を判定する。そして、第 1 の超音波プローブ 1 2 がフラッシュ操作により指定された位置から許容範囲内の距離に位置しており、且つ指定された角度と同じ角度である又は指定された角度に対して走査方向 R 1 若しくは反対方向 R 2 に傾いている場合 (ステップ S 3 のはい) 、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 S D に対応する走査領域に超音波を走査させる制御を行う (ステップ S 4) 。

【 0 0 8 3 】

また、第 1 の超音波プローブ 1 2 がフラッシュ操作により指定された位置から許容範囲

50

を外れている距離に位置している場合又はフラッシュ操作により指定された角度に対して走査方向 R 1 及び反対方向 R 2 以外の方向に傾いている場合（ステップ S 3 のいいえ）、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 S D に対応する走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを表示部 7 に出力する（ステップ S 5）。その後、ステップ S 2）へ戻る。

【0084】

一方、制御部 3 2 は、システム制御部 9 から供給される第 1 のタイミングチャート 3 4 に基づいて送受信部 2 を制御する。送信部 2 1 は、制御部 3 2 からの第 1 のタイミングチャート 3 4 に従って、被検体 P の撮像部位に高音圧及び低音圧の超音波走査を交互に行う。受信部 2 2 は、低音圧による超音波走査に応じて受信した超音波受信信号を処理して画像データ生成部 6 に出力する。

10

【0085】

画像データ生成部 6 は、システム制御部 9 から供給される M F I (2) モードの情報に基づいて、低音圧タイミング T T 時の低音圧の超音波走査により 1 フレームの造影画像データを生成する毎に、生成した画像データとこの前に生成した画像データの同じ位置における画素を比較し、生成した画像データの各画素を輝度の高い画素に置き換えることにより、高輝度を有する造影画像データを生成して表示部 7 にリアルタイムに表示する（ステップ S 6）。

【0086】

そして、表示部 7 に表示された造影剤の還流により高輝度に変化している血管データを含む造影画像データの観察が行われる。被検体 P の造影検査を終えて操作部 8 から検査終了操作が行われると、システム制御部 9 は、切替部 1 0、送受信制御部 3、位置検出部 5、画像データ生成部 6、及び表示部 7 の各ユニットの動作を停止させる。そして、超音波診断装置 1 0 0 は被検体 P の造影検査を終了する（ステップ S 7）。

20

【0087】

以上述べた本発明の実施例によれば、操作部 8 からのフラッシュ操作により、位置及び角度データに基づいて超音波走査の方向の補正の可否を判定する。そして、第 1 の超音波プローブ 1 2 がフラッシュ操作により指定された位置から許容範囲内の距離に位置しており、且つ指定された角度と同じ角度である又は指定された角度に対して走査方向 R 1 若しくは反対方向 R 2 に傾いている場合、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 S D に対応する走査領域に超音波を走査させることができる。これにより、高音圧タイミング T T 時には被検体 P の検査対象となる撮像部位の微小気泡を崩壊させることができ、低音圧タイミング T T 時にはフレーム毎にその撮像部位に還流してくる微小気泡の位置を正確に捕えることができるので、鮮明な造影画像データを得ることができる。

30

【0088】

また、第 1 の超音波プローブ 1 2 がフラッシュ操作により指定された位置から許容範囲を外れている距離に位置している場合、又はフラッシュ操作により指定された角度に対して走査方向 R 1 及び反対方向 R 2 以外の方向に傾いている場合、フラッシュ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 S D に対応する走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを表示部 7 に表示することができる。これにより、被検体 P の所望の撮像部位に対応していない誤った位置の造影画像データによる誤診を防ぐことができる。

40

【0089】

更に、トリガ操作を行うことにより、位置及び角度データに基づいて超音波走査方向の補正の可否を判定する。そして、第 2 の超音波プローブ 1 3 がトリガ操作により指定された位置から許容範囲内の距離に位置している場合、トリガ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 T D 又は第 2 の走査領域に対応する走査領域に超音波を走査させることができる。これにより、各分割画像データ間の位置ずれを防ぐことができ、鮮明な三次元画像データを生成することができる。

50

【 0 0 9 0 】

更にまた、第 2 の超音波プローブ 1 3 がトリガ操作により指定された位置から許容範囲を外れている距離に位置している場合、トリガ操作により指定された直前又は直後に走査された第 1 の走査領域 T D 又は第 2 の走査領域に対応する走査領域への超音波走査が不可能であることを警告するメッセージを表示部 7 に表示することができる。これにより、被検体 P の所望の撮像部位に対応していない誤った位置の三次元画像データによる誤診を防ぐことができる。

【 0 0 9 1 】

以上により、被検体や操作者への負担を軽減すると共に、超音波による検査を迅速に行うことができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 2 】

【 図 1 】本発明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第 1 の超音波プローブの構成を示す図。

【 図 3 】本発明の実施例に係る第 2 の超音波プローブの構成を示す図。

【 図 4 】本発明の実施例に係るトランスミッタを床に配置したときに、床上方の空間に分布する磁場の鉛直断面を示す図。

【 図 5 】本発明の実施例に係る位置検出部で生成される位置及び角度データを説明するための図。

【 図 6 】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。

20

【 図 7 】本発明の実施例に係る第 1 の超音波プローブを用いたときの走査方向の補正機能を説明するための図。

【 図 8 】本発明の実施例に係る造影検査を説明するための図。

【 図 9 】本発明の実施例に係る表示部に表示される造影画像データを示す図。

【 図 1 0 】本発明の実施例に係る第 2 の超音波プローブを用いたときの走査方向の補正機能を説明するための図。

【 図 1 1 】本発明の実施例に係る被検体の E C G 信号を示す図。

【 図 1 2 】本発明の実施例に係る三次元画像データの生成を説明するための図。

【 図 1 3 】本発明の実施例に係る三次元画像データの生成を説明するための図。

30

【 図 1 4 】本発明の実施例に係る造影検査における超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【 符号の説明 】

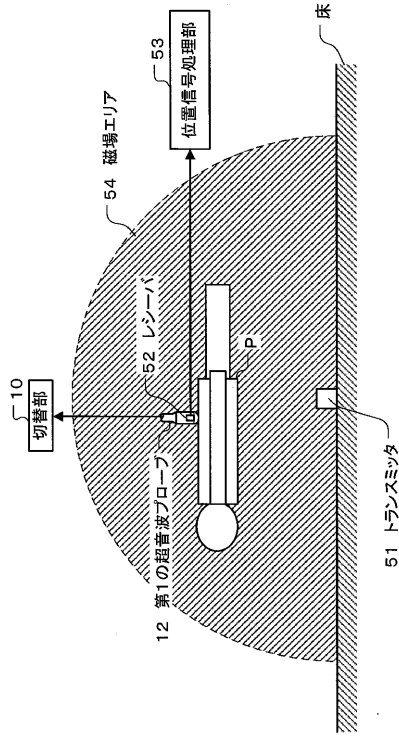
【 0 0 9 3 】

- P 被検体
- 2 送受信部
- 3 送受信制御部
- 4 生体信号計測部
- 6 画像データ生成部
- 7 表示部
- 8 操作部
- 9 システム制御部
- 1 0 切替部
- 1 1 プローブ部
- 1 2 第 1 の超音波プローブ
- 1 3 第 2 の超音波プローブ
- 2 1 送信部
- 2 2 受信部
- 2 3 レートパルス発生器
- 2 4 送信遅延回路

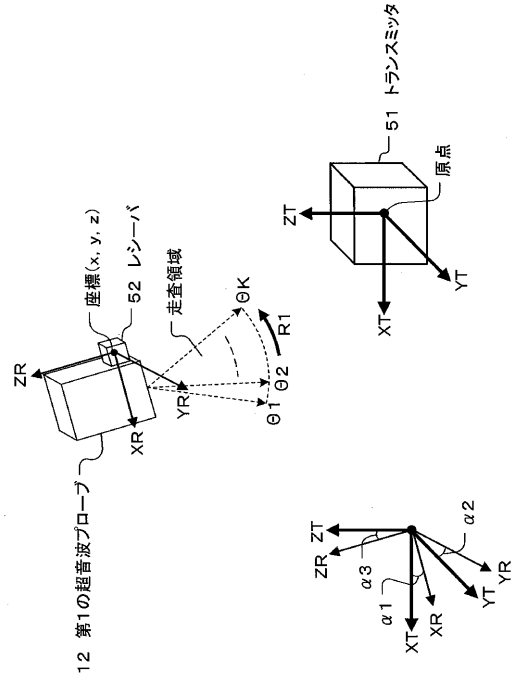
40

50

【 図 4 】



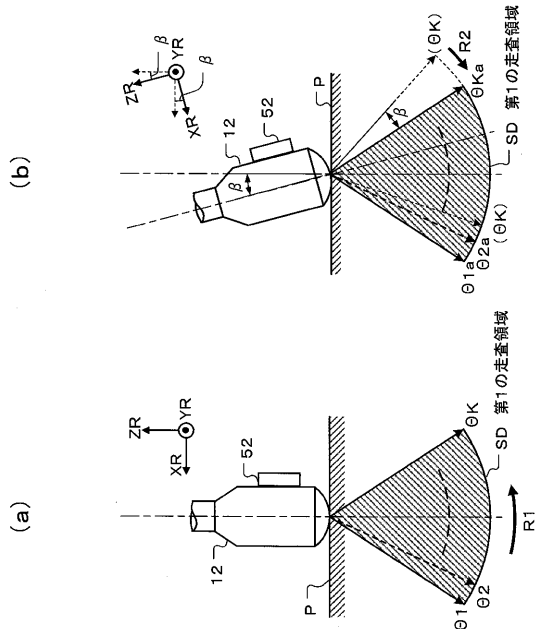
【 図 5 】



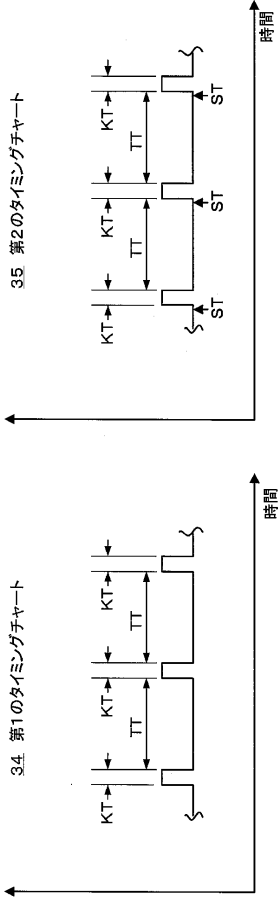
【 図 6 】

A1	a10a	a10b	a10c	a11	a12	a13	a14	a15	a16	a17	a1L
A2	a20a	a20b	a20c	a21	a22	a23	a24	a25	a26	a27	a2L
A3	a30a	a30b	a30c	a31	a32	a33	a34	a35	a36	a37	a3L
A4	a40a	a40b	a40c	a41	a42	a43	a44	a45	a46	a47	a4L
AK	aK0a	aK0b	aK0c	aK1	aK2	aK3	aK4	aK5	aK6	aK7	aKL
B1	b10a	b10b	b10c	b11	b12	b13	b14	b15	b16	b17	b1L
BK	bK0a	bK0b	bK0c	bK1	bK2	bK3	bK4	bK5	bK6	bK7	bKL

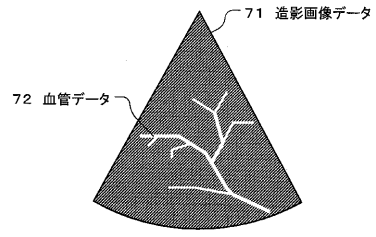
【 図 7 】



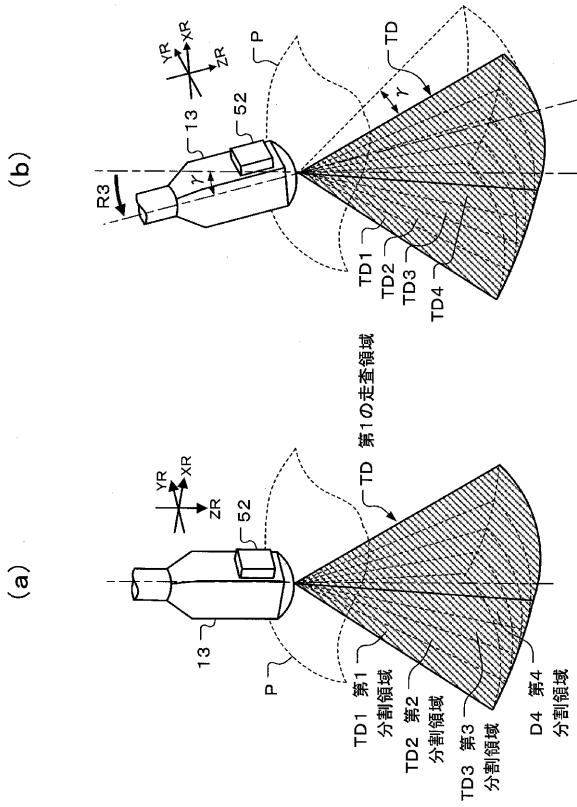
【 図 8 】



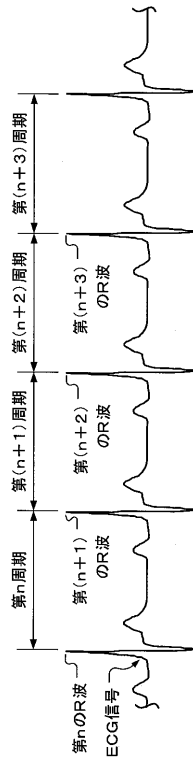
【 図 9 】



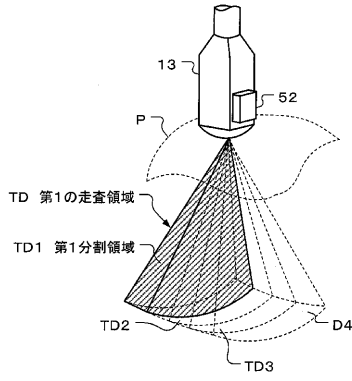
【 図 10 】



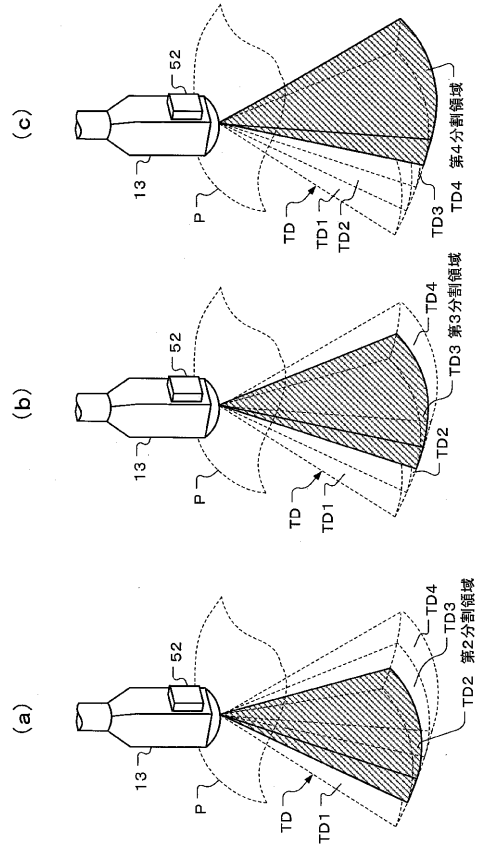
【 図 11 】



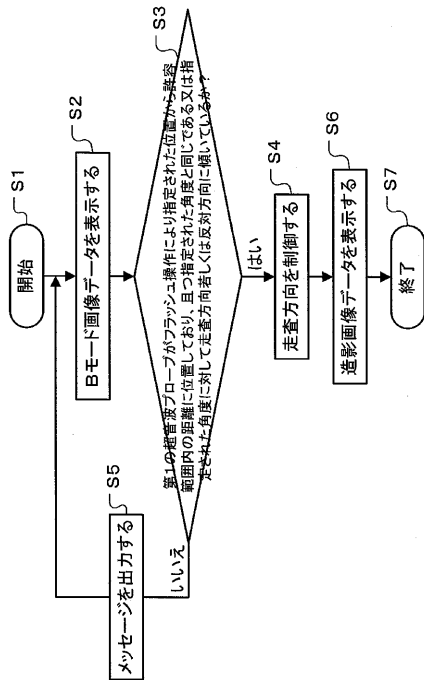
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE04 EE11 GA18 GA25 GB06 HH31

