

(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2009-291530

(P2009-291530A)

(43) 公開日 平成21年12月17日(2009.12.17)

(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 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-150568 (P2008-150568)
(22) 出願日 平成20年6月9日(2008.6.9)(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 大貫 裕
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

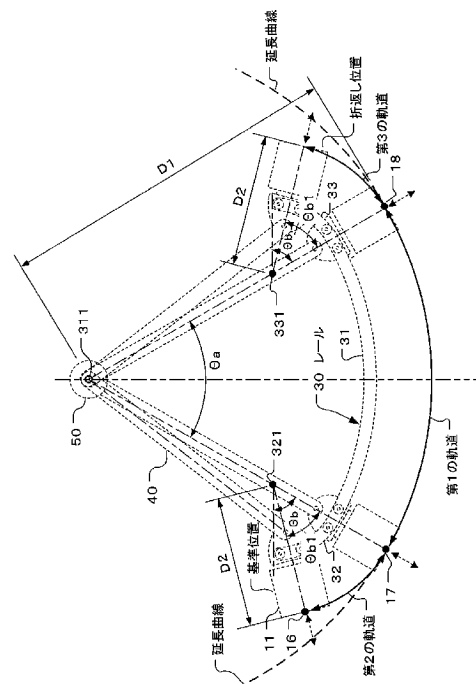
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】操作が容易で広い視野範囲の画像データを得ることができる超音波プローブ及び超音波診断装置を提供する。

【解決手段】振動子部11を伸縮自在なアーム40を用いてレール30に沿って揺動することにより、振動子部11は、第1の曲率を有する第1の軌道と、この第1の軌道の第1の曲率を有する延長曲線の内側に位置し、第1の軌道の両端に接続された第1の曲率よりも大きい第2の曲率を有する第2及び第3の軌道とにより構成される軌道を描く。そして、その軌道の複数の揺動角における超音波の走査に基づいて、三次元画像データを生成して表示部5に表示する。

【選択図】図5



【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ための振動子部を揺動する超音波プローブにおいて、

前記振動子部を、第 1 の曲率を有する第 1 の軌道と、前記第 1 の軌道の第 1 の曲率を有する延長曲線の内側に位置し、前記第 1 の軌道に接続された前記第 1 の曲率よりも大きい第 2 の曲率を有する第 2 の軌道とにより構成される軌道を描いて揺動する揺動手段を備えたことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記第 1 の軌道と前記第 2 の軌道の接点における前記第 1 の軌道の接線と、前記第 2 の軌道の接線が一致していることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記揺動手段は、
前記第 1 の軌道を描くための第 3 の曲率を有する第 1 のレールと、この第 1 のレールに接続された前記第 2 の軌道を描くための前記第 3 の曲率よりも大きい第 4 の曲率を有する第 2 のレールとにより構成される、前記軌道に対して垂直方向に超音波の送受波が可能なように前記振動子部を保持するレールと、

前記レールに保持された前記振動子部を揺動可能に保持する長手方向に伸縮自在なアームと、

前記アームを揺動する駆動手段とを

20

備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記揺動手段は、
前記第 1 の軌道を描くための第 3 の曲率を有する第 1 のガイドと、この第 1 のガイドに接続された前記第 2 の軌道を描くための前記第 3 の曲率よりも大きい第 4 の曲率を有する第 2 のガイドとにより構成されるガイドと、

前記ガイドに巻回され、前記軌道に対して垂直方向に超音波の送受波が可能なように前記振動子部を保持するベルトと、

前記振動子部を前記ガイドに沿って揺動するように前記ベルトを駆動する駆動手段とを

備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 5】

前記揺動手段は、
前記振動子部を揺動可能に一端部に保持したアームと、
前記アームの他端部を前記第 1 の軌道を形成している円弧の中心角内で揺動する第 1 駆動手段と、

前記振動子部に固定されたプーリと、

前記プーリに巻回されたベルトと、

前記ベルトを停止して前記第 1 の軌道に対して垂直方向に超音波の送受波が可能なように前記振動子部を保持し、前記ベルトを駆動して前記第 2 の軌道に対して垂直方向に超音波の送受波が可能なように前記振動子部を揺動する第 2 駆動手段とを

40

備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記振動子部は、前記軌道に対して垂直方向に超音波の送受波が可能であり、前記垂直方向及び前記振動子部の揺動方向に直交する方向に超音波の走査が可能な一次元に配列された複数の振動子を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

被検体に対して超音波の送受波を行うための振動子部を揺動する超音波プローブにおいて、

前記振動子部を、直線の軌道とこの軌道に接続された所定の曲率を有する軌道とにより構成される軌道を描いて揺動する揺動手段を

50

備えたことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 8】

請求項 1 又は前記請求項 7 に記載の超音波プローブを用いて、前記軌道の範囲における三次元画像データを生成する装置本体を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記揺動手段は、前記振動子部を揺動可能に一端部に保持したアームの揺動角を検出する検出手段を有し、

前記装置本体は、前記検出手段により検出された揺動角の情報から前記振動子部の揺動角を算出し、算出した揺動角に基づいて前記揺動手段を制御するようにしたことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波により被検体の体内を画像化し診断を行う超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に対して振動子から超音波を送波し、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前記振動子で受信して生成した二次元の画像データを表示部に表示するものである。この超音波撮影による診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけで、リアルタ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、心臓、血管、腹部、泌尿器、産婦人科領域等の各種器官の診断や治療に広く用いられている。

20

【0003】

近年、超音波診断装置においては、一次元に配列された複数の振動子を有する振動子部と、この振動子部を振動子の配列方向に直交する方向に揺動する揺動機構とを備えた超音波プローブを用いて、三次元画像データを生成して表示部に表示する方法が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0004】

そして、超音波診断においては、表示部に表示された被検体の対象部位を含む三次元画像データは勿論のこと、その周辺の画像データも重要であるため、広い視野範囲の画像データの表示が可能な装置が求められている。

30

【特許文献 1】特開 2007—6983 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来と同じ揺動半径で振動子部の揺動範囲を広角化しようとする、超音波プローブの手にする部分が大型化し操作性が悪化する問題がある。また、従来よりも短い揺動半径で広角化しようとする、振動子部を小型化するため振動子の数や面積が減少し画質が低下する問題がある。

40

【0006】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、操作が容易で広い視野範囲の画像データを得ることができる超音波プローブ及び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】

【0007】

上記問題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波プローブは、被検体に対して超音波の送受波を行うための振動子部を揺動する超音波プローブにおいて、前記振動子部を、第 1 の曲率を有する第 1 の軌道と、前記第 1 の軌道の第 1 の曲率を有する延長曲線の内側に位置し、前記第 1 の軌道に接続された前記第 1 の曲率よりも大きい第 2 の曲率を

50

有する第２の軌道とにより構成される軌道に沿って揺動する揺動手段を備えたことを特徴とする。

【０００８】

また、請求項７に係る本発明の超音波診断装置は、請求項１に記載の超音波プローブを用いて、前記軌道の範囲における三次元画像データを生成することを特徴とする。

【０００９】

更に、被検体に対して超音波の送受波を行うための振動子部を揺動する超音波プローブにおいて、前記振動子部を、直線の軌道とこの軌道に接続された所定の曲率を有する軌道とにより構成される軌道を描いて揺動する揺動手段を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

10

【００１０】

本発明によれば、振動子部を第１の曲率を有する第１の軌道と、この第１の軌道の第１の曲率を有する延長曲線の内側に位置し、第１の曲率よりも大きい第２の曲率を有する第２の軌道とにより構成される軌道を描いて揺動することにより、超音波プローブの大型化を防ぎ、振動子部を広角に揺動することができる。また、前記軌道で超音波を走査することにより、広い視野範囲の画像データを得ることができる。これにより、超音波プローブの操作性を犠牲にすることなく、検査時間を短縮して検査の効率を図ることができる。

【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。

20

【実施例１】

【００１２】

以下に、本発明による超音波診断装置の実施例１を、図１乃至図６を参照して説明する。

図１は、実施例１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に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ１及びこの超音波プローブ１を制御する超音波診断装置本体２を備えている。

【００１３】

超音波プローブ１は、超音波の送受波を行なうプローブ部１０と、一端がこのプローブ部１０に接続されたケーブル部６０と、このケーブル部６０の他端に接続され、超音波診断装置本体２に対して信号の送受信を行うコネクタ部７０とを備えている。

30

【００１４】

プローブ部１０は、電氣的に安全で、耐候性及び耐環境性等に優れた構造を有するプローブケース１９を備えている。このプローブケース１９は樹脂材料からなり、プローブ部１０の外殻を形成している。そして、プローブケース１９の内側には、超音波の送受波を行う振動子部１１及びこの振動子部１１を矢印Ｒ１及びＲ２方向に揺動する揺動部２０が設けられている。なお、被検体Ｐに対して超音波の送受波が行われるプローブケース１９の部分（音響窓）には超音波の伝播性に優れた材料が用いられる。また、プローブケース１９の音響窓と振動子部１１の間には超音波の伝播性に優れた音響媒体が封入されている。

40

【００１５】

超音波診断装置本体２は、超音波プローブ１に対して超音波駆動信号の送信と超音波受信信号の受信を行なう送受信部３と、送受信部３からの受信信号に基づき被検体Ｐの断面を表すＢモード画像データや血流を表すドプラ画像データ等の二次元画像データの生成や、超音波プローブ１のプローブ部１０における振動子部１１の揺動により複数の揺動角で生成した二次元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４とを備えている。

【００１６】

また、画像データ生成部４で生成した二次元画像データや三次元画像データを表示する表示部５と、各種コマンド信号の入力を行なう操作部６と、超音波プローブ１のプローブ

50

部 10 における揺動部 20、送受信部 3、画像データ生成部 4、及び表示部 5 を統括して制御するシステム制御部 7 とを備えている。

【0017】

次に、図 1 乃至図 5 を参照して、超音波プローブ 1 におけるプローブ部 10 の構成の詳細を説明する。図 2 は、振動子部 11 の構造を示す図である。図 3 は、プローブ部 10 の構造を示す図である。図 4 は、揺動部 20 の一部のユニットの構造を示す図である。図 5 は、振動子部 11 の揺動による軌道を示す図である。

【0018】

図 2 おいて、プローブ部 10 の振動子部 11 は、被検体 P に対して超音波の送受波を行う振動子部本体 12 と、一端部が振動子部本体 12 の超音波の送受波を行う表面とは反対側の裏面に接合され、他端部が揺動部 20 の一部に回動自在に保持された固定アーム 13 と、この固定アーム 13 に回転自在に保持された揺動部 20 の一部に係合する 2 つのローラ 14 (141, 142) とを備えている。

10

【0019】

振動子部本体 12 は、この中心軸の方向である矢印 L1 方向に超音波の送受波を行なうものであり、表面近傍に例えば一次元に配列された複数個 (N 個) の圧電振動子を有している。この圧電振動子は、送波時に超音波診断装置本体 2 の送受信部 3 からの電気パルス (超音波駆動信号) を超音波パルス (送信超音波) に変換して、プローブケース 19 内に封入された音響媒体及びプローブケース 19 の音響窓を介して被検体 P の体内に送波する。また受波時に被検体 P 内から音響窓及び音響媒体を介して受波した超音波 (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。

20

【0020】

図 3 は、プローブ部 10 の構造を示しており、揺動部 20 の構造を説明するための図である。この揺動部 20 は、振動子部 11 を揺動可能に保持するレール 30 と、このレール 30 に保持された振動子部 11 を矢印 R1 及び R2 方向に揺動する長手方向に伸縮自在なアーム 40 と、このアーム 40 の一端部に配置された駆動部 50 とを備えている。

【0021】

レール 30 は、第 1 のレール 31、この第 1 のレール 31 の一端部に一端部が接続された第 2 のレール 32、及び第 1 のレール 31 の他端部に一端部が接続された第 3 のレール 33 により構成される。

30

【0022】

第 1 のレール 31 は、このレールの一端部と、アーム 40 の一端部に位置しアーム 40 の揺動中心である中心 311 の間の距離 r_1 を半径とし、中心角 θ_a により形成される円弧状をなしている。この円弧は、距離 r_1 の逆数で表される曲率 ($1/r_1$) を有する。そして、第 1 のレール 31 は、中心点 311 を揺動中心にして振動子部 11 を揺動可能に保持している。

【0023】

第 2 のレール 32 は、このレールの一端部と、第 1 のレール 31 の一端部と中心 311 を結ぶ直線上に位置する仮想の中心 321 の間の距離 r_2 ($r_2 < r_1$) を半径とし、中心角 θ_b により形成される円弧状をなしている。この円弧は、距離 r_2 の逆数で表される第 1 のレール 31 の曲率 ($1/r_1$) よりも大きい曲率 ($1/r_2$) を有する。そして、第 2 のレール 32 は、中心点 321 を揺動中心にして振動子部 11 を揺動可能に保持している。

40

【0024】

更に、第 3 のレール 33 は、このレールの一端部と、第 1 のレール 31 の他端部と中心 311 を結ぶ直線上に位置する仮想の中心 331 の間の距離 r_2 を半径とし、中心角 θ_b により形成される円弧状をなしている。この円弧は、距離 r_2 の逆数で表される曲率 ($1/r_2$) を有する。そして、第 3 のレール 33 は、中心 331 を揺動中心にして振動子部 11 を揺動可能に保持している。

【0025】

50

そして、各第 1 乃至第 3 のレール 3 1 , 3 2 , 3 3 に振動子部 1 1 の 2 つのローラ 1 4 1 , 1 4 2 が係合することにより、振動子部 1 1 は各レールに対して垂直方向である矢印 L 1 方向に超音波の送受波が可能のように各レールに保持される。

【 0 0 2 6 】

アーム 4 0 は、図 4 に示すように、一端部が中心 3 1 1 で駆動部 5 0 に固定され、他端部で回転自在に長手方向に配置された 2 つのローラ 4 1 (4 1 1 , 4 1 2) を保持する第 1 のアーム 4 2 と、一端部がローラ 4 1 に係合して長手方向にスライド自在に第 1 のアーム 4 2 に保持され、他端部で振動子部 1 1 の固定アーム 1 3 を保持する第 2 のアーム 4 3 とを備えている。

【 0 0 2 7 】

そして、第 2 のアーム 4 3 がレール 3 0 側にスライドしながら、振動子部 1 1 を第 2 又は第 3 のレール 3 2 , 3 3 の他端部の近傍にある基準位置又は折返し位置から、第 2 又は第 3 のレール 3 2 , 3 3 に沿って第 1 のレール 3 1 の方向へ揺動する。また、第 2 のアーム 4 3 がレール 3 0 側にスライドした状態で、第 1 のレール 3 1 に沿って揺動する。更に、第 2 のアーム 4 3 が駆動部 5 0 側にスライドしながら、第 1 のレール 3 1 の端部から第 2 又は第 3 のレール 3 2 , 3 3 に沿って基準位置又は折返し位置まで揺動する。

【 0 0 2 8 】

駆動部 5 0 は、回転軸が中心 3 1 1 に位置し、アーム 4 0 の一端部に固定されたモータ、及びこのモータの回転によりアーム 4 0 の揺動角を検出するロータリーエンコーダー等の回転角検出センサを備えている。そして、回転角度検出センサにより検出したアーム 4 0 の揺動角の情報を超音波診断装置本体 2 のシステム制御部 7 に出力する。

【 0 0 2 9 】

システム制御部 7 では、駆動部 5 0 から出力されたアーム 4 0 の揺動角の情報に基づいて、振動子部 1 1 の位置及び揺動角を算出する。次いで、算出した位置及び揺動角の情報に基づいて駆動部 5 0 を制御する。

【 0 0 3 0 】

そして、振動子部 1 1 を基準位置から R 1 方向へ第 2 のレール 3 2 に沿って加速した後、第 1 のレール 3 1 に沿って一定速で揺動し、更に第 3 のレール 3 3 に沿って減速して折返し位置で停止させる。引き続き、折返し位置から第 3 のレール 3 3 に沿って R 2 方向へ加速した後、第 1 のレール 3 1 に沿って一定速で揺動し、更に第 2 のレール 3 2 に沿って減速して基準位置で停止させる。このようにして、基準位置と折返し位置の間を第 1 乃至第 3 のレール 3 1 , 3 2 , 3 3 に沿って R 1 及び R 2 方向に揺動させる。

【 0 0 3 1 】

これにより、図 5 に示すように、振動子部 1 1 の表面と中心軸の交点である送受波中心点 1 6 は、振動子部 1 1 が第 1 のレール 3 1 に沿って揺動するとき、中心 3 1 1、中心角 θa 、及び距離 $r 1$ に振動子部本体 1 2 を加えた長さである半径 $D 1$ により形成される円弧状の第 1 の軌道を描く。この第 1 の軌道は、半径 $D 1$ の逆数により表される第 1 の曲率 $(1 / D 1)$ を有する。

【 0 0 3 2 】

また、振動子部 1 1 が第 2 のレール 3 2 に沿って揺動するとき、中心 3 2 1、中心角 θb よりも小さい中心角 $\theta b 1$ 、及び距離 $r 2$ に振動子部本体 1 2 を加えた長さである半径 $D 2$ により形成される円弧状の第 2 の軌道を描く。この第 2 の軌道は、第 1 の軌道の第 2 の軌道方向への第 1 の曲率を有する図 5 に破線で示した延長曲線の内側に位置し、第 1 の曲率よりも大きい第 2 の曲率 $(1 / D 2)$ を有する。また、接点 1 7 で第 1 の軌道に接続され、第 1 及び第 2 の軌道の接点 1 7 における各軌道の接線は一致している。

【 0 0 3 3 】

更に、振動子部 1 1 が第 3 のレール 3 3 に沿って揺動するとき、中心 3 3 1、中心角 $\theta b 1$ 、及び半径 $D 2$ により形成される円弧状の第 3 の軌道を描く。この第 3 の軌道は、第 1 の軌道の第 3 の軌道方向への第 1 の曲率を有する延長曲線の内側に位置し、第 2 の曲率 $(1 / D 2)$ を有する。また、接点 1 8 で第 1 の軌道に接続され、第 1 及び第 3 の軌道の

10

20

30

40

50

接点 18 における各軌道の接線は一致している。

【0034】

なお、第 1 のレール 31 を直線の軌道を描く第 1 のレールに置き換え、また第 2 及び第 3 のレール 32, 33 を前記軌道の両端に接続された所定の曲率を有する軌道を描く第 2 及び第 3 のレールに置き換えて実施するようにしてもよい。

【0035】

一方、振動子部 11 を第 1 乃至第 3 の軌道に沿って揺動させながら、送受信部 3 を制御して、例えば所定の時間間隔で振動子部 11 に第 1 乃至第 3 の軌道に対して垂直方向に超音波の送受波を行わせる。また、前記垂直方向及び揺動方向 (R1 又は R2 方向) に直交する方向に超音波を電子走査させる。

10

【0036】

このように、振動子部 11 を第 1 乃至第 3 の軌道を描いて揺動させることにより、プローブケース 19 の幅方向における大型化を防ぎ、振動子部 11 を広角に揺動することができる。

【0037】

以下、図 1 乃至図 7 を参照して、超音波診断装置 100 の動作の一例を説明する。図 6 は、超音波診断装置 100 の動作を示すフローチャートである。図 7 は、振動子部 11 の揺動角及び超音波の送受波の方向を示す図である。

【0038】

図 6 において、超音波診断装置 100 の操作者により、操作部 6 から検査を行う被検体 P の被検体情報を入力する操作や、画像データ生成モードを例えば「三次元画像データ」に設定する操作が行われる。そして、操作者が超音波プローブ 1 の先端部を被検体 P の体表に当て、操作部 6 から検査開始の操作が行われると、超音波診断装置 100 は、検査を開始する (ステップ S1)。

20

【0039】

超音波診断装置本体 2 のシステム制御部 7 は、超音波プローブ 1、送受信部 3、画像データ生成部 4、及び表示部 5 を制御する。超音波プローブ 1 のプローブ部 10 における揺動部 20 の駆動部 50 は、アーム 40 の揺動角の情報をケーブル部 60 及びコネクタ部 70 を介してシステム制御部 7 に出力する。システム制御部 7 は、駆動部 50 からの揺動角の情報に基づいて、駆動部 50 の動作を制御する。

30

【0040】

駆動部 50 は、システム制御部 7 からコネクタ部 70 及びケーブル部 60 を介して出力される制御信号に基づいて、アーム 40 を駆動して振動子部 11 を例えば基準位置へ移動する。そして、基準位置と折り返し位置の間を、アーム 40 を用いて振動子部 11 をレール 30 に沿って揺動する。

【0041】

ここで、図 7 に示すように、振動子部 11 の揺動範囲を第 1 乃至第 3 の軌道に対応する第 1 乃至第 3 の揺動範囲 θd , θe , θf に区分する。そして、第 2 の軌道に対応し、基準位置からアーム 40 の中心軸と振動子部 11 の中心軸が平行になるまでの振動子部 11 の揺動角の範囲を第 1 の揺動範囲 θd とする。また、第 1 の軌道に対応し、第 1 の揺動範囲 θd に隣り合い、アーム 40 の中心軸と振動子部 11 の中心軸が平行である間の揺動角の範囲を第 2 の揺動範囲 θe とする。更に、第 3 の軌道に対応し、第 2 の揺動範囲 θe に隣り合い、アーム 40 の中心軸と振動子部 11 の中心軸が平行でない折り返し位置までの揺動角の範囲を第 3 の揺動範囲 θf とする。

40

【0042】

そして、第 1 の揺動範囲 θd では、振動子部 11 を基準位置から第 2 のレール 32 に沿って加速して揺動する (ステップ S2)。

【0043】

また、第 2 の揺動範囲 θe では、振動子部 11 を第 1 のレール 31 に沿って一定速で揺

50

動する（ステップ S 3）。

【 0 0 4 4 】

更に、第 3 の揺動範囲 θf では、振動子部 1 1 を第 3 のレール 3 3 に沿って減速して折り返し位置で停止する（ステップ S 4）。

【 0 0 4 5 】

一方、超音波診断装置本体 2 の送受信部 3 は、システム制御部 7 からの制御信号に基づいて、コネクタ部 7 0 及びケーブル部 6 0 を介して所定の時間間隔で超音波駆動信号を振動子部 1 1 に出力する。振動子部 1 1 は、送受信部 3 からコネクタ部 7 0 及びケーブル部 6 0 を介して出力された超音波駆動信号により、音響媒体及びプローブケース 1 9 の音響窓を介して被検体 P の体内へ超音波を送波し、この送波に応じて受波した超音波を受信信号に変換する。そして、変換した超音波受信信号をコネクタ部 7 0 及びケーブル部 6 0 を介して送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は、振動子部 1 1 から出力された超音波受信信号を処理して画像データ生成部 4 に出力する。

10

【 0 0 4 6 】

ここで、基準位置である第 1 の揺動角では、振動子部 1 1 は被検体 P の深さ方向 $\theta 1$ に対して超音波の送受波を行う。また、深さ方向 $\theta 1$ 及び R 1 方向に直交する方向に超音波を走査する。

【 0 0 4 7 】

画像データ生成部 4 は、深さ方向 $\theta 1$ における超音波の走査に応じて送受信部 3 から受信した受信信号に基づいて、第 1 の二次元画像データを生成する。そして、システム制御部 7 から供給される深さ方向 $\theta 1$ に関する超音波の走査情報を、生成した第 1 の二次元画像データに付加して保存する。

20

【 0 0 4 8 】

R 1 方向に加速した所定時間後の第 2 の揺動角では、深さ方向 $\theta 2$ に対して超音波の送受波及び走査が行われる。この超音波の送受波及び走査により送受信部 3 から出力される受信信号に基づいて、画像データ生成部 4 は第 2 の二次元画像データを生成し、生成した第 2 の二次元画像データに深さ方向 $\theta 2$ に関する超音波の走査情報を付加して保存する。

【 0 0 4 9 】

そして、第 1 の揺動範囲 θd では、振動子部 1 1 の加速による揺動により、例えば第 1 乃至第 K の揺動角において隣り合う深さ方向の各間隔が順に疎になる各深さ方向 $\theta 1$ 乃至 θK に対する超音波の送受波及び走査に応じて、生成した K 個のフレームからなる第 1 乃至第 K の二次元画像データを保存する。

30

【 0 0 5 0 】

また、第 2 の揺動範囲 θe では、振動子部 1 1 の一定速度による揺動により、第 (K + 1) 乃至第 (K + L) の揺動角において隣り合う深さ方向の間隔が第 1 の揺動範囲 θd よりも疎で同じ間隔からなる深さ方向 $\theta (K + 1)$ 乃至 $\theta (K + L)$ に対する超音波の送受波及び走査に応じて、生成した L 個のフレームからなる第 (K + 1) 乃至第 (K + L) の二次元画像データを保存する。

【 0 0 5 1 】

更に、第 3 の揺動範囲 θf では、振動子部 1 1 の減速により、例えば第 (K + L + 1) 乃至第 (K + L + K) の揺動角において隣り合う深さ方向の各間隔が順に密になる深さ方向 $\theta (K + L + 1)$ 乃至 $\theta (K + L + K)$ に対する超音波の送受波及び走査に応じて、生成した K 個のフレームからなる第 (K + L + 1) 乃至第 (K + L + K) の二次元画像データを保存する。

40

【 0 0 5 2 】

次に、画像データ生成部 4 は、生成した各二次元画像データに付加した走査情報に基づいて、第 1 乃至第 (K + L + K) の二次元画像データから、第 1 乃至第 3 の揺動範囲 θd , θe , θf における第 1 の三次元画像データを生成する。そして生成した第 1 の三次元画像データを表示部 5 に表示する（ステップ S 5）。

【 0 0 5 3 】

50

ステップ S 4 及びステップ S 5 の後に、検査に有用な第 1 の三次元画像データが得られず引き続き検査が行われる場合（ステップ S 6 のはい）、ステップ S 7 及びステップ S 10 へ移行する。また、検査に有用な第 1 の三次元画像データが得られ、検査の終了操作が行われる場合（ステップ S 6 のいいえ）、ステップ S 12 へ移行する。

【0054】

このように、第 1 乃至第 3 の揺動範囲 θd , θe , θf で超音波の送受波を行うことにより、広い視野範囲の三次元画像データを生成して表示部 5 に表示することができるので、短い時間で被検体 P の関心部位を見つけ出すことができる。

【0055】

ステップ S 6 の「はい」の後に、駆動部 50 は、アーム 40 を用いて振動子部 11 を折返し位置から基準位置へ揺動する。そして、第 3 の揺動範囲 θf では加速して揺動する（ステップ S 7）。次いで、第 2 の揺動範囲 θe では、一定速で揺動する（ステップ S 8）。更に、第 1 の揺動範囲 θd では減速して基準位置で停止する（ステップ S 9）。

【0056】

一方、送受信部 3 は、所定の時間間隔で超音波駆動信号を振動子部 11 に出力する。振動子部 11 は、送受信部 3 から出力された超音波駆動信号により、超音波を被検体 P の体内に対して超音波を送波し、この送波に応じて受波した超音波受信信号を送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は、超音波駆動信号の送信に応じて振動子部 11 から出力された超音波受信信号を処理して画像データ生成部 4 に出力する。

【0057】

画像データ生成部 4 は、振動子部 11 が折返し位置から基準位置までの揺動に応じて送受信部 3 から出力された受信信号に基づいて、ステップ S 5 と同様にして第 2 の三次元画像データを生成して表示部 5 に表示する（ステップ S 10）。

【0058】

ステップ S 9 及びステップ S 10 の後に、検査に有用な第 2 の三次元画像データが得られず引き続き検査が行われる場合（ステップ S 11 のはい）、ステップ S 2 及びステップ S 5 へ戻る。また、検査に有用な第 2 の三次元画像データが得られ、検査の終了操作が行われた場合（ステップ S 11 のいいえ）、ステップ S 12 へ移行する。

【0059】

ステップ S 6 の「いいえ」又はステップ S 11 の「いいえ」の後に、操作部 6 から検査終了操作が行われると、システム制御部 7 は、超音波プローブ 1、送受信部 3、画像データ生成部 4、表示部 5 に停止を指示し、超音波診断装置 100 は検査を終了する（ステップ S 12）。

【0060】

以上述べた本発明の実施例 1 によれば、2 種類の異なる曲率により構成されるレール 30 を設け、振動子部 11 をレール 30 に沿って揺動することにより、プローブケース 19 の大型化を防ぎ、振動子部 11 を第 1 乃至第 3 の軌道を描いて広角に揺動することができる。また、第 1 乃至第 3 の軌道の複数の揺動角において超音波を走査することにより、広い視野範囲の三次元画像データを生成して表示部 5 に表示することができる。

【0061】

これにより、超音波プローブ 1 の操作性を犠牲にすることなく、検査時間を短縮し、検査の効率を図ることができる。

【実施例 2】

【0062】

以下に、本発明による超音波診断装置の実施例 2 を、図 8 及び図 9 を参照して説明する。

図 8 は、実施例 2 に係る超音波診断装置 100 a の構成を示したブロック図である。図 8 に示した実施例 2 が、図 1 における実施例 1 の超音波診断装置 100 と異なる点は、図 1 の超音波プローブ 1 におけるプローブ部 10 を、超音波プローブ 1 a のプローブ部 10 a に置き換えた点である。また、超音波診断装置本体 2 におけるシステム制御部 7 を超音

10

20

30

40

50

波診断装置本体 2 a のシステム制御部 7 a に置き換えた点である。

【0063】

次に、プローブ部 10 a の構成及びシステム制御部 7 a の制御について説明する。なお、実施例 2 の超音波診断装置 100 a を構成しているユニットの内、実施例 1 と同じ機能を有するユニットには同じ符号を付与し説明を省略する。

図 9 は、実施例 2 に係るプローブ部 10 a の構成を示した図である。このプローブ部 10 a が、図 3 における実施例 1 のプローブ部 10 と異なる点は、プローブ部 10 の振動子部 11 及び揺動部 20 を、振動子部 11 a 及び揺動部 20 a に置き換えた点である。

【0064】

振動子部 11 a は、振動子部本体 12、及び一端部が振動子部本体 12 の裏面に接合され、他端部が揺動部 20 a に保持された固定アーム 13 a を備えている。

10

【0065】

揺動部 20 a は、図 3 で説明したレール 30 と同じ曲率により構成されるガイド 30 a と、このガイド 30 a に沿って振動子部 11 a を揺動可能に保持するベルト 40 a と、このベルト 40 a を駆動する駆動部 50 a とを備えている。

【0066】

ガイド 30 a は、レール 30 の第 1 のレール 31 と同じ曲率を有する第 1 のガイド 31 a、第 1 のガイド 31 a の一端部に一端部が接続された第 2 のレール 32 と同じ曲率を有する第 2 のガイド 32 a、及び第 2 のガイド 32 a の他端部に一端部が接続された第 3 のレール 33 と同じ曲率を有する第 3 のガイド 33 a により構成される。

20

【0067】

ベルト 40 a は、ガイド 30 a 及び駆動部 50 a に巻回され、外面の一部に振動子部 11 a を保持している。

【0068】

そして、第 1 のガイド 31 a は、この曲率を有する円弧の中心 311 を揺動中心として振動子部 11 a を揺動可能にしている。また、第 2 のガイド 32 a は、この曲率を有する円弧の中心 321 を揺動中心として振動子部 11 a を揺動可能にしている。更に、第 3 のガイド 33 a は、この曲率を有する円弧の中心 331 を揺動中心として振動子部 11 a を揺動可能にしている。これにより、振動子部 11 a は、各第 1 乃至第 3 のガイド 31 a、32 a、33 a に沿って揺動しながら、各ガイドに対して垂直方向に超音波の送受波を行う。

30

【0069】

駆動部 50 a は、回転軸にプーリが固定されたモータ、及びこのモータの回転によるベルト 40 a の移動距離を検出するロータリーエンコーダー等の回転角検出センサを備えている。そして、回転角度検出センサにより検出したベルト 40 a の移動距離の情報を超音波診断装置本体 2 a のシステム制御部 7 a に出力する。

【0070】

システム制御部 7 a は、駆動部 50 a から出力された移動距離の情報に基づいて、振動子部 11 a の位置及び揺動角を算出する。そして、算出した位置及び揺動角の情報に基づいて、超音波プローブ 1 a の駆動部 50 a、送受信部 3、画像データ生成部 4、及び表示部 5 を制御する。

40

【0071】

振動子部 11 a は、図 5 に示した振動子部 11 と同様に、第 1 乃至第 3 の軌道を描いて揺動する。そして、揺動しながら第 1 乃至第 3 の軌道に対して垂直方向に超音波の送受波を行う。また、第 1 乃至第 3 の軌道、及び R1 又は R2 方向に対して直交する方向に超音波を走査する。

【0072】

そして、駆動部 50 a、送受信部 3、画像データ生成部 4、及び表示部 5 は、実施例 1 における図 6 と同様のステップで動作し、振動子部 11 a における超音波の送受波に基づいて画像データ生成部 4 で生成された第 1 の三次元画像データや第 2 の三次元画像データ

50

が表示部 5 に表示される。

【 0 0 7 3 】

以上述べた本発明の実施例 2 によれば、2 種類の異なる曲率により構成されるガイド 30 a を設け、振動子部 11 a をガイド 30 a に沿って揺動することにより、プローブケース 19 の大型化を防ぎ、振動子部 11 a を第 1 乃至第 3 の軌道を描いて広角に揺動することができる。また、第 1 乃至第 3 の軌道の複数の揺動角において超音波を走査することにより、広い視野範囲の三次元画像データを生成して表示部 5 に表示することができる。

【 0 0 7 4 】

これにより、超音波プローブ 1 a の操作性を犠牲にすることなく、検査時間を短縮して検査の効率を図ることができる。

【 実施例 3 】

【 0 0 7 5 】

以下に、本発明による超音波診断装置の実施例 3 を、図 10 及び図 11 を参照して説明する。

図 10 は、実施例 3 に係る超音波診断装置 100 b の構成を示したブロック図である。図 10 に示した実施例 3 が、図 1 における実施例 1 の超音波診断装置 100 と異なる点は、図 1 の超音波プローブ 1 におけるプローブ部 10 を、超音波プローブ 1 b のプローブ部 10 b に置き換えた点である。また、超音波診断装置本体 2 におけるシステム制御部 7 を超音波診断装置本体 2 b のシステム制御部 7 b に置き換えた点である。

【 0 0 7 6 】

次に、プローブ部 10 b の構成及びシステム制御部 7 b の制御について説明する。なお、実施例 3 の超音波診断装置 100 b を構成しているユニットの内、実施例 1 と同じ機能を有するユニットには同じ符号を付与し説明を省略する。

図 11 は、実施例 3 に係るプローブ部 10 b の構成を示した図である。このプローブ部 10 b が、図 3 における実施例 1 のプローブ部 10 と異なる点は、プローブ部 10 の振動子部 11 及び揺動部 20 を、振動子部 11 b 及び揺動部 20 b に置き換えた点である。

【 0 0 7 7 】

振動子部 11 b は、振動子部本体 12 と、一端部が振動子部本体 12 の裏面に接合され、他端部が揺動部 20 b に保持された固定アーム 13 b と、この固定アーム 13 b の揺動中心に固定されたプーリ 15 b とを備えている。

【 0 0 7 8 】

揺動部 20 b は、第 2 の揺動範囲 θe で振動子部 11 b の揺動が可能なアーム 40 b と、このアーム 40 b を揺動する第 1 駆動部 51 と、第 1 及び第 3 の揺動範囲 θd , θf で振動子部 11 b を揺動するためのベルト 44 と、このベルト 44 を往復に移動して振動子部 11 b を揺動する第 2 駆動部 52 とを備えている。

【 0 0 7 9 】

アーム 40 b は、一端部が中心 311 で第 1 駆動部 51 に固定され、他端部が振動子部 11 b の固定アーム 13 b を揺動可能に保持している。また、ベルト 44 は、振動子部 11 b のプーリ 15 b 及び第 2 駆動部 52 に巻回されている。

【 0 0 8 0 】

第 1 駆動部 51 は、アーム 40 b の一端部に回転軸が固定された第 1 のモータ、及びこの第 1 のモータの回転によりアーム 40 b の揺動角を検出する第 1 の回転角検出センサを備えている。そして、第 1 の回転角度検出センサにより検出したアーム 40 b の揺動角の情報を超音波診断装置本体 2 b のシステム制御部 7 b に出力する。

【 0 0 8 1 】

第 2 駆動部 52 は、ベルト 44 が巻回された第 2 のプーリを回転する第 2 のモータ、及びこの第 2 のモータの回転によるベルト 44 の移動距離を検出する第 2 の回転角検出センサを備えている。そして、第 2 の回転角度検出センサにより検出したベルト 44 の移動距離の情報を超音波診断装置本体 2 b のシステム制御部 7 b に出力する。

【 0 0 8 2 】

10

20

30

40

50

システム制御部 7 b は、第 1 及び第 2 駆動部 5 1 , 5 2 から出力されたアーム 4 0 b の揺動角及びベルト 4 4 の移動距離の情報に基づいて、振動子部 1 1 b の位置及び揺動角を算出する。そして、算出した位置及び揺動角の情報に基づいて超音波プローブ 1 b の第 1 及び第 2 駆動部 5 1 , 5 2 の各モータを制御する。

【 0 0 8 3 】

そして、第 1 の揺動範囲 θe では、第 1 駆動部 5 1 にアーム 4 0 b を第 K の揺動角で停止させた状態で、第 2 駆動部 5 2 にベルト 4 4 b を駆動させて振動子部 1 1 b を図 5 に示した第 1 の軌道を描いて揺動させる。

【 0 0 8 4 】

また、第 2 の揺動範囲 θf では、アーム 4 0 b の中心軸と振動子部 1 1 b の中心軸が平行になるように第 2 駆動部 5 2 にベルト 4 4 b を保持させた状態で、第 1 駆動部 5 1 にアーム 4 0 b を揺動させて振動子部 1 1 b を第 2 の軌道を描いて揺動させる。

【 0 0 8 5 】

更に、第 3 の揺動範囲 θf では、第 1 駆動部 5 1 にアーム 4 0 b を第 $(K + L + 1)$ の揺動角に停止させた状態で、第 2 駆動部 5 2 にベルト 4 4 b を駆動させて振動子部 1 1 b を第 3 の軌道を描いて揺動させる。

【 0 0 8 6 】

振動子部 1 1 b は、第 1 乃至第 3 の軌道を描いて揺動しながら、第 1 乃至第 3 の軌道に対して垂直方向に超音波の送受波を行う。また、第 1 乃至第 3 の軌道、及び R 1 又は R 2 方向に対して直交する方向に超音波を走査する。

【 0 0 8 7 】

そして、第 1 及び第 2 駆動部 5 1 , 5 2 、送受信部 3 、画像データ生成部 4 、及び表示部 5 は、システム制御部 7 b による制御により、実施例 1 における図 6 と同様のステップで動作する。

【 0 0 8 8 】

ここで、振動子部 1 1 b は、第 1 乃至第 3 の軌道を揺動しながら第 1 乃至第 3 の軌道に対して垂直方向に超音波の送受波を行う。また、第 1 乃至第 3 の軌道、及び R 1 又は R 2 方向に対して直交する方向に超音波を走査する。そして、振動子部 1 1 b における超音波の送受波に基づいて画像データ生成部 4 で生成された第 1 の三次元画像データや第 2 の三次元画像データが表示部 5 に表示される。

【 0 0 8 9 】

以上述べた本発明の実施例 3 によれば、振動子部 1 1 b を、第 1 の揺動範囲 θd でアーム 4 0 b を第 K の揺動角で停止させた状態で第 2 の軌道を描いて揺動することができる。また、第 2 の揺動範囲 θe で振動子部 1 1 b の中心軸とアーム 4 0 b の中心軸を平行にした状態で第 1 の軌道を描いて揺動することができる。更に、第 3 の揺動範囲 θf でアーム 4 0 b を第 $(K + L + 1)$ の揺動角で停止させた状態で第 3 の軌道を描いて揺動することができる。これにより、プローブケース 1 9 の大型化を防ぎ、振動子部 1 1 a を広角に揺動することができる。また、第 1 乃至第 3 の軌道の複数の揺動角において超音波を走査することにより、広い視野範囲の三次元画像データを生成して表示部 5 に表示することができる。

【 0 0 9 0 】

これにより、超音波プローブの操作性を犠牲にすることなく、検査時間を短縮して検査の効率を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 1 】

【図 1】本発明の実施例 1 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 1 に係る振動子部の構造を示す図。

【図 3】本発明の実施例 1 に係るプローブ部の構造を示す図。

【図 4】本発明の実施例 1 に係る揺動部のアームの構造を示す図。

【図 5】本発明の実施例 1 に係る振動子部の軌道を示す図。

10

20

30

40

50

【図 6】本発明の実施例 1 に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図 7】本発明の実施例 1 に係る振動子部の揺動角及び超音波の送受波の方向を示す図。

【図 8】本発明の実施例 2 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 9】本発明の実施例 2 に係るプローブ部の構造を示す図。

【図 10】本発明の実施例 3 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 11】本発明の実施例 3 に係るプローブ部の構造を示す図。

【符号の説明】

【 0 0 9 2 】

P 被検体

1 超音波プローブ

1 1 振動子部

1 6 送受波中心点

1 7 , 1 8 接点

3 0 レーブル

3 1 第 1 のルール

3 2 第 2 のルール

3 3 第 3 のルール

4 0 $\overline{A} - \Delta$

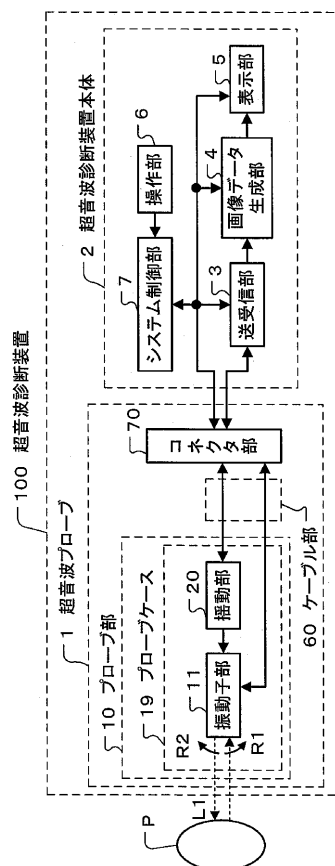
5 0 駆動部

3 1 1 , 3 2 1 , 3 3 1 中心

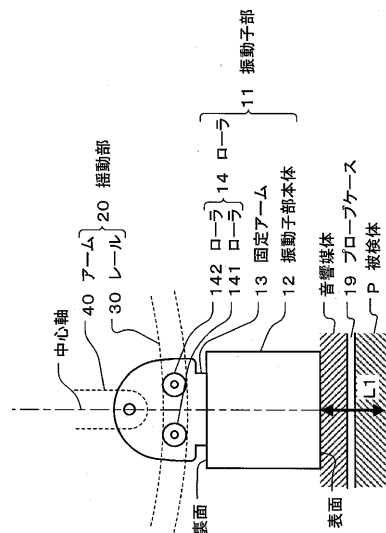
10

20

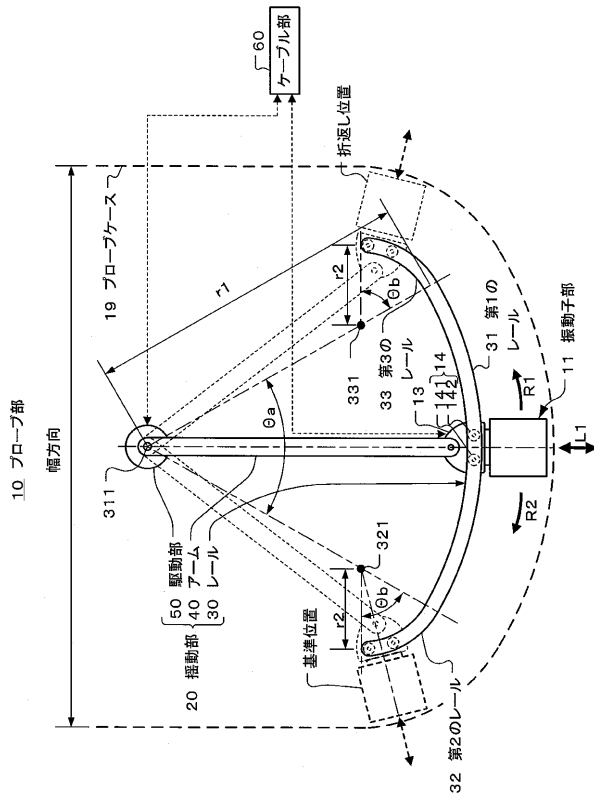
【 圖 1 】



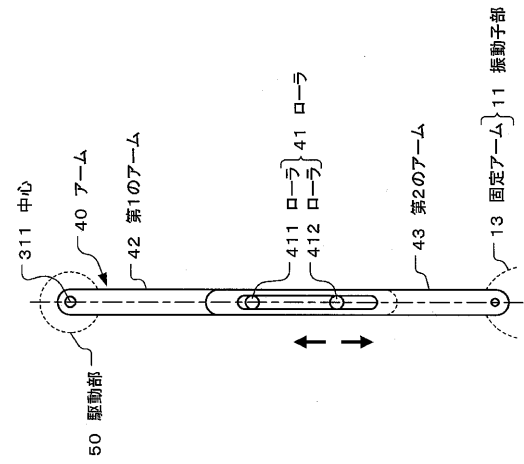
【 図 2 】



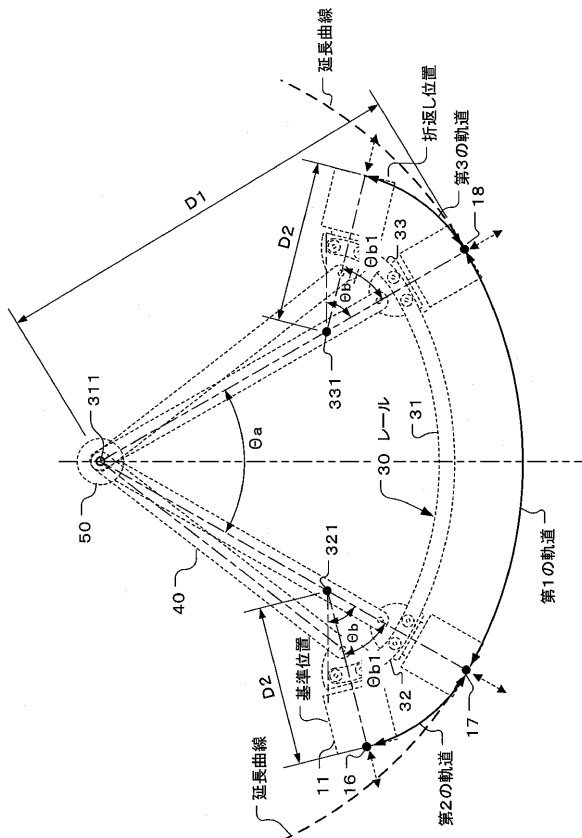
【図 3】



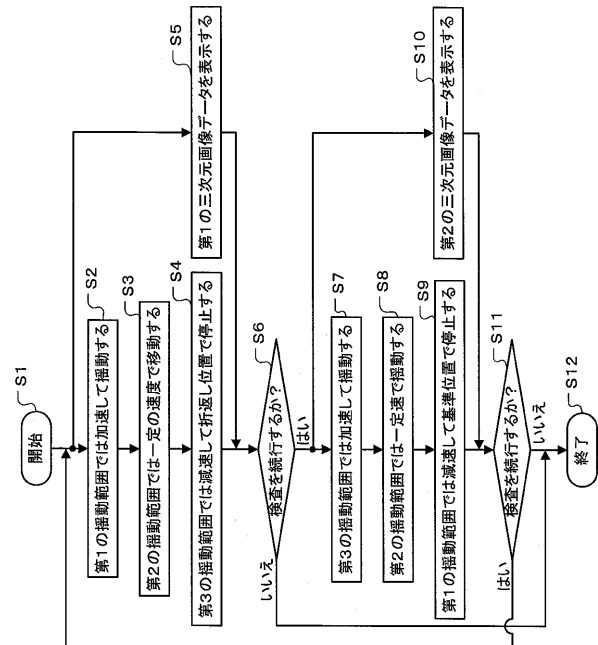
【図 4】



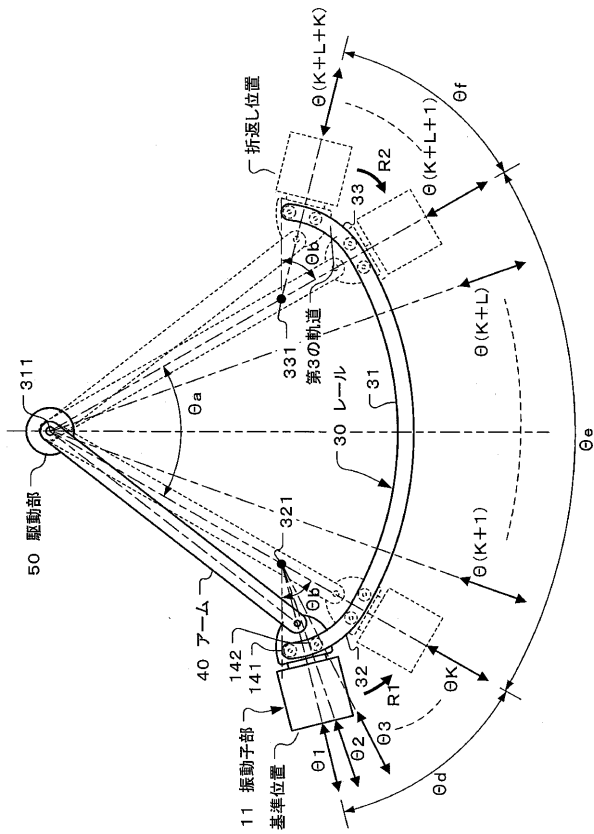
【図 5】



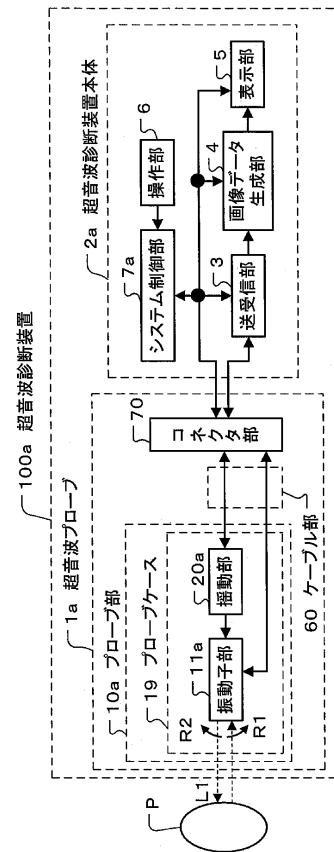
【図 6】



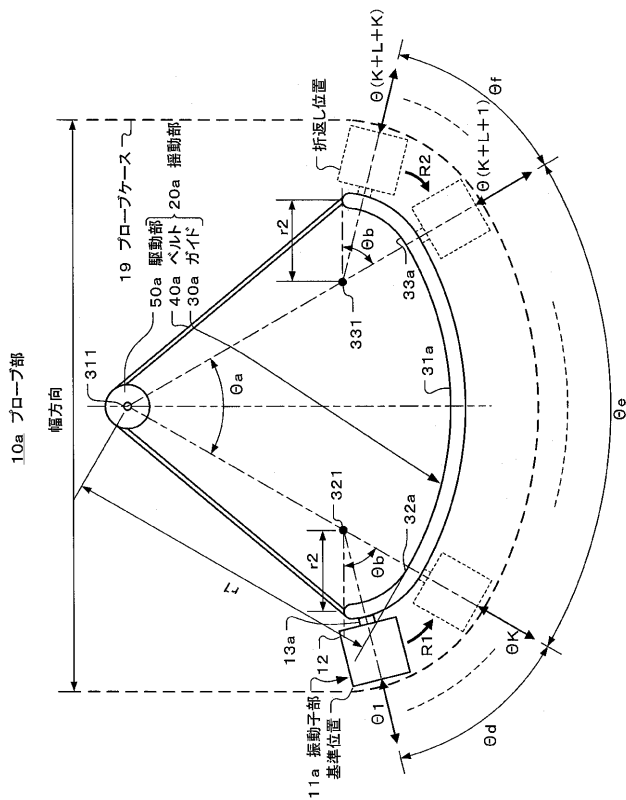
【 図 7 】



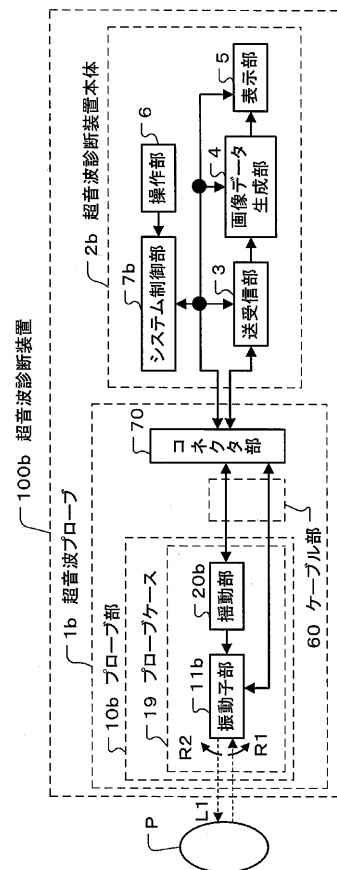
【 図 8 】



【 圖 9 】



【 図 1 0 】



フロントページの続き

- (72)発明者 小作 秀樹
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 牧田 裕久
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 芝本 弘一
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 青木 稔
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 諸川 哲也
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB21 EE05 GA22

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2009291530A	公开(公告)日	2009-12-17
申请号	JP2008150568	申请日	2008-06-09
[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	大貫裕 小作秀樹 牧田裕久 芝本弘一 青木稔 諸川哲也		
发明人	大貫 裕 小作 秀樹 牧田 裕久 芝本 弘一 青木 稔 諸川 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/483 G01S15/8938 G01S15/8993 G10K11/355		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/EE05 4C601/GA22		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP5205135B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头和超声波诊断设备，能够容易地操作并且能够在广泛的视野中获得图像数据。解决方案：当振荡器部件11通过伸缩臂40沿着轨道30振荡时，振荡器部件11沿着由具有第一曲率的第一轨迹和具有大于第一曲率的第二曲率的第二和第三轨迹组成的轨迹移动。。第二轨迹和第三轨迹位于具有第一轨迹的第一曲率的延伸曲线内，并且连接到第一轨迹的两端。基于利用超声波在轨迹的多个振荡角度下的扫描来创建三维图像数据，并且在显示部分5中显示三维图像数据。

