

(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2012-223625

(P2012-223625A)

(43) 公開日 平成24年11月15日(2012.11.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-182193 (P2012-182193)
(22) 出願日 平成24年8月21日 (2012. 8. 21)
(62) 分割の表示 特願2007-260279 (P2007-260279)
の分割
原出願日 平成19年10月3日 (2007. 10. 3)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100149803
弁理士 藤原 康高
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩
(74) 代理人 100156579
弁理士 寺西 功一
(72) 発明者 久保田 隆司
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

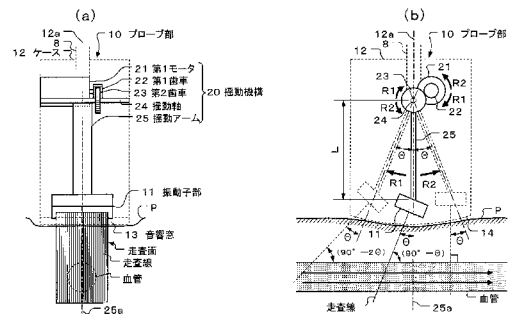
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】振動子を揺動して血流情報を容易に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】被検体Pに対して超音波の送受波を行う振動子部11と、振動子部11を揺動可能に保持する揺動アーム25と、揺動アーム25を揺動駆動して振動子部11を揺動させる第1モータ21と、の駆動手段とを備え、揺動アーム25は、振動子部11の揺動方向とこの揺動方向に直交する振動子部11の揺動中心の方向とは反対の方向である被検体Pの被検体方向の間の前記揺動方向及び前記被検体方向以外の方向に超音波の送受波が可能のように所定の角度で振動子部11を保持する。

【選択図】 図2



【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、前記振動子部を揺動可能に保持する揺動アームと、前記揺動アームを揺動駆動して前記振動子部を揺動させる第 1 の駆動手段と、前記振動子部の揺動方向とこの揺動方向に直交する前記振動子部の揺動中心の方向とは反対の方向である前記被検体の方向の間の前記揺動方向及び前記被検体方向以外の前記被検体に対して所定の方向に超音波の送受波が可能ないように前記振動子部を保持する角度保持手段とを備えたことを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記角度保持手段は、前記揺動アーム及び前記第 1 の駆動手段から離間して配置され、前記揺動アームの揺動中心の近傍に配置された第 2 のアーム保持体と、前記第 2 のアーム保持体に夫々一端部が保持され、他端部で前記振動子部を前記所定の角度で揺動可能に保持する前記揺動アームに平行に配置された前記揺動アームと同じ長さの第 1 及び第 2 アーム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。

【請求項 3】

前記揺動アーム及び前記第 1 の駆動手段から離間して配置され、前記第 2 のアーム保持体を前記揺動アームの揺動中心を中心として回動可能に保持する第 2 の駆動手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 4】

前記第 1 及び第 2 アームは、前記揺動アームの揺動駆動により前記第 2 の保持体で保持された部分を揺動中心として前記揺動アームと共に同じ方向に揺動することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波プローブを用いて、前記被検体に対して平行及び直角以外の方向に超音波の送受波方向が可能ないように前記揺動アームを揺動駆動させる装置本体を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

30

【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係り、特に超音波を送受波する振動子を揺動する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、被検体に超音波を走査して被検体内の組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を受信して生成した画像データを表示部に表示するものである。この超音波による診断方法は、超音波プローブを被検体の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、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。

40

【0003】

この超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、この超音波プローブに超音波を走査させる駆動信号の供給や、超音波プローブからの受信信号に基づいて画像データの生成を行う装置本体とにより構成される。

【0004】

超音波プローブには、図 19 に示すように、一列に配列された複数の圧電振動子を有する振動子部と、この振動子部を矢印 R 1 及び R 2 に揺動する揺動アーム及びこの揺動アーム

50

ムを揺動駆動するモータからなる揺動機構と、被検体に接触させる部分に形成された超音波の伝播性に優れた音響窓を有する振動子部及び揺動機構を覆うケースとを備えたものがある。

【0005】

この超音波プローブでは、R1及びR2方向に直交する揺動アームの中心軸の方向に超音波の送受波が行われ、圧電振動子の配列方向に電子的に超音波の走査が行われる。また、装置本体では、各揺動角における超音波の電子走査により被検体の断層像を表すBモード画像データやドプラ効果を利用して血液の流速等の血流情報を表すドプラモード画像データ等の二次元画像データの生成や、複数の揺動角において生成される複数の二次元画像データを用いて三次元画像データの生成が行われる。

10

【0006】

また、振動子部を揺動する揺動機構には、主アーム部及びこの主アームを揺動する主モータ部により構成される主揺動機構と、主アーム部の先端に個設された補助モータ及びこの補助モータによって先端に振動子部が固定された補助アームを揺動する補助揺動機構とにより構成される揺動機構が知られている。(例えば、特許文献1参照。)

【0007】

ところで、ドプラモード画像データの生成においては、血液の流速を算出する速度式は複数項の乗除の式で表され、複数項の1つに移動体の移動方向に対する超音波の送受波の方向の角度 x を余弦とする $\cos x$ が含まれているため、その角度 x が 90° 又は 90° 付近であると血流情報を得ることが困難になる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2003 116853号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、図19に示した揺動機構を備えた超音波プローブを用いて、診断に必要な被検体の体表に平行に走行する血管内の血液の流速等の血流情報を得ようとしても、揺動アームの揺動範囲に超音波の送受波方向が血管に対して垂直になる揺動角が含まれるので血流情報の三次元画像データを得るのが困難な範囲が発生する。また、血管に対して超音波の送受波方向の角度を変更するために超音波プローブのケースをR1又はR2方向に傾けようとしても、振動子部の揺動軌道に沿って形成されている音響窓の曲率が小さく、音響窓との接触を保ったままで超音波プローブを被検体に対してほぼ垂直である角度から傾けることができない問題がある。

30

【0010】

また、特許文献1の揺動機構では、主揺動機構と振動子部の間に補助モータ及び補助アームが配置されているので大きな慣性モーメントが作用し、振動子部を高速で揺動できない問題がある。また、主揺動機構及び補助揺動機構を同時に作動させる必要があるため制御が複雑になる問題がある。

40

【0011】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、振動子部を揺動して血流情報を容易に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】

【0012】

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、前記振動子部を揺動可能に保持する揺動アームと、前記揺動アームを揺動駆動して前記振動子部を揺動させる第1の駆動手段と、前記振動子部の揺動方向とこの揺動方向に直交する前記振動子部の

50

揺動中心の方向とは反対の方向である前記被検体の方向の間の前記揺動方向及び前記被検体方向以外の前記被検体に対して所定の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角度保持手段とを備えたことを特徴とする。

【0013】

また、請求項5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、前記被検体に対して平行及び直角以外の方向に超音波の送受波方向が可能なように前記揺動アームを揺動駆動させる装置本体を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、所定の角度で振動子部を保持した揺動アームを揺動させることにより、被検体に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して、超音波の送受波方向を平行及び直角以外の角度に設定することが可能となり、血流情報の三次元画像データを容易に得ることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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に係る振動子部及び揺動機構の構成を示す図。

【図3】本発明の実施例1に係る揺動機構に振動子部が保持される角度を説明するための図。

【図4】本発明の実施例1に係る揺動機構の揺動範囲を説明するための図。

20

【図5】本発明の実施例2に係るプローブ部の構成を示す図。

【図6】本発明の実施例2に係るプローブ部の振動子部、揺動機構、及び第1の角度設定機構の構成を示す図。

【図7】本発明の実施例2に係る揺動アームの各揺動角における走査線の方向を示す図。

【図8】本発明の実施例2に係る第1の角度設定機構、振動子部、及び揺動機構の変形例を示す図。

【図9】本発明の実施例2に係る第1の角度設定機構、振動子部、及び揺動機構の変形例を示す図。

【図10】本発明の実施例3に係るプローブ部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振動子部、揺動機構、及び第1の角度保持機構の構成を示す図。

30

【図12】本発明の実施例3に係る揺動アームの各揺動角における走査線の方向を示す図。

【図13】本発明の実施例4に係るプローブ部の構成を示すブロック図。

【図14】本発明の実施例4に係るプローブ部の振動子部、揺動機構、及び第2の角度保持機構の構成を示す図。

【図15】本発明の実施例4に係る揺動アームの各揺動角における走査線の方向を示す図。

【図16】本発明の実施例5に係るプローブ部の構成を示す図。

【図17】本発明の実施例5に係るプローブ部の振動子部、揺動機構、及び第3の角度保持機構の構成を示す図。

40

【図18】本発明の実施例5に係る振動子部の角度の設定及び走査線の方向を説明するための図。

【図19】背景技術に係る揺動機構を備えた超音波プローブの構成を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0017】

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4を参照して説明する

50

。

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 の制御や、超音波プローブ 1 からの受信信号に基づいて画像データの生成などを行う装置本体 2 を備えている。

【0018】

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 8 と、このケーブル部 8 の他端に接続され、装置本体 2 に対して信号の送受信を行うコネクタ部 9 とを備えている。

【0019】

プローブ部 10 は、超音波の送受波を行う振動子部 11、この振動子部 11 を揺動方向である矢印 R1 及び R2 方向に揺動する揺動機構 20、及び振動子部 11 及び揺動機構 20 を覆うケース 12 により構成される。ケース 12 は、超音波の伝播性に優れた材料からなる音響窓 13 を有し、超音波の送受波は音響窓 13 を介して行われる。

【0020】

振動子部 11 は、表面近傍に一列に配列された複数個 (N 個) の圧電振動子を有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送波時にはコネクタ部 9 及びケーブル部 8 を介して装置本体 2 から出力される電気パルス (超音波駆動信号) を超音波パルス (送信超音波) に変換して、被検体 P の体内に送波する。また受波時には被検体 P 内から受波した超音波 (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する。そして変換された超音波受信信号は、ケーブル部 8 及びコネクタ部 9 を介して装置本体 2 に出力される。

【0021】

揺動機構 20 は、所定の角度で振動子部 11 を保持し、コネクタ部 9 及びケーブル部 8 を介して装置本体 2 から出力される制御信号に基づいて振動子部 11 を揺動する。

【0022】

装置本体 2 は、超音波プローブ 1 の振動子部 11 における圧電振動子の配列方向に超音波を電子的に走査させる超音波駆動信号を超音波プローブ 1 に送信すると共に、超音波プローブ 1 からの超音波受信信号を受信する送受信部 3 と、この送受信部 3 からの受信信号に基づき超音波の走査により形成される被検体 P 内の走査面の領域に対応する B モード画像データや血流の平均流速値、分散値等の血流情報を表すドプラモード画像データ等の二次元画像データ生成、更には超音波プローブ 1 の振動子部 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。

【0023】

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、送受信部 3 における超音波の送受信条件の設定や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 におけるプローブ部 10 の揺動機構 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。

【0024】

次に、図 1 乃至図 4 を参照して、超音波プローブ 1 におけるプローブ部 10 の揺動機構 20 の構成を説明する。図 2 は、振動子部 11 及び揺動機構 20 の構成を示す図である。そして、図 2 (a) は振動子部 11 及び揺動機構 20 を揺動方向から見た図であり、図 2 (b) は振動子部 11 及び揺動機構 20 を揺動方向に対して垂直方向から見た図である。また、図 3 は、揺動機構 20 に振動子部 11 が保持される角度を説明するための図である。更に、図 4 は、揺動機構 20 の揺動範囲を説明するための図である。

【0025】

図 2 において、揺動機構 20 は、ケース 12 に固定された第 1 モータ 21 と、第 1 モータ 21 の回転軸に固定された第 1 歯車 22 と、第 1 歯車 22 に係合する第 2 歯車 23 と、

10

20

30

40

50

第 2 歯車 2 3 の回動中心に貫設固定され、両端部が回動可能にケース 1 2 に保持された第 1 モータ 2 1 の回転軸に対して平行配置される揺動軸 2 4 と、揺動軸 2 4 に一端面が接合され、揺動軸 2 4 から距離 L 離れた他端面で振動子部 1 1 を裏面から保持する揺動軸 2 4 に対して垂直配置された揺動アーム 2 5 とにより構成される。

【 0 0 2 6 】

なお、音響窓 1 3 の外面を被検体 P に接触させたとき、被検体 P の体表に対して揺動アーム 2 5 の長手方向における中心軸 2 5 a が垂直になる角度、即ち中心軸 2 5 a がケース 1 2 の中心軸 1 2 a に平行になる角度を揺動アーム 2 5 の基準角度とする。

【 0 0 2 7 】

揺動アーム 2 5 は、基準角度において図 3 (a) に示すように、振動子部 1 1 の揺動方向である矢印 R 1 方向とこの方向に直交する振動子部 1 1 の揺動軸 2 4 に位置する揺動中心の方向とは反対の方向である被検体 P の方向 (被検体方向) の間の R 1 方向及び被検体方向以外の第 1 の方向に超音波の送受波が可能ないように振動子部 1 1 を保持している。

10

【 0 0 2 8 】

ここでは、図 3 (b) に示すように、第 1 の方向に超音波の送受波が可能ないように振動子部 1 1 の表面が例えば R 1 方向に対して揺動アーム 2 5 の方向に所定の角度 ($0 < \theta < 90^\circ$) 傾斜した振動子部 1 1 の裏面を保持している。

【 0 0 2 9 】

これにより、振動子部 1 1 の表面に対して垂直である超音波の送受波 (走査線) の方向は、揺動アーム 2 5 の中心軸 2 5 a 及びケース 1 2 の中心軸 1 2 a 上にある被検体方向に対して R 1 方向に角度 θ 傾斜している。

20

【 0 0 3 0 】

そして、装置本体 2 からコネクタ部 9 及びケーブル部 8 を介して揺動機構 2 0 の揺動アーム 2 5 を揺動駆動する制御信号が出力されると、第 1 モータ 2 1 は第 1 歯車 2 2 を R 1 方向 (又は R 2 方向) に回転させる。第 1 歯車 2 2 の回転により、第 2 歯車 2 3 は第 1 歯車 2 2 とは反対方向に回転する。第 2 歯車 2 3 の回転により、揺動軸 2 4 は第 2 歯車 2 3 と同じ方向に回転する。揺動軸 2 4 の回転により、揺動アーム 2 5 は、揺動軸 2 4 を揺動中心として R 1 方向 (又は R 2 方向) に揺動駆動される。揺動アーム 2 5 の揺動により、振動子部 1 1 は揺動アーム 2 5 に対して角度 θ に設定された状態で、揺動軸 2 4 を中心として回転半径である距離 L の円弧状の軌道を描いて R 1 方向 (又は R 2 方向) に揺動する。

30

【 0 0 3 1 】

なお、音響窓 1 3 は振動子部 1 1 に離間して配置され、振動子部 1 1 の表面の軌道に沿ってこの軌道の曲率よりも小さい曲率で形成されている。そして、音響窓 1 3 の内側の面と振動子部 1 1 の表面の間には、図示しない超音波の伝播性に優れた液体である音響媒体が封入されている。

【 0 0 3 2 】

ここで、ケース 1 2 を操作して音響窓 1 3 の外面を被検体 P に接触させると、被検体 P の体表に対してケース 1 2 の中心軸 1 2 a がほぼ垂直になる。そして、被検体 P 内に被検体 P の体表に対して例えば平行又は平行に近い角度で走行する血管がある。このとき、揺動アーム 2 5 が基準角度であると、図 2 (b) に示すように、走査線の方向は被検体 P 内の血管に対してほぼ角度 ($90^\circ - \theta$) になる。

40

【 0 0 3 3 】

次いで、揺動アーム 2 5 を基準角度から R 1 方向に例えば角度 α 揺動駆動した揺動角において、走査線の方向は被検体 P の血管に対して角度 ($90^\circ - \alpha - \theta$) になる。また、基準角度から R 1 方向に角度 ($90^\circ - \theta$) 揺動駆動した揺動角において、図 4 (a) に示すように、走査線の方向は被検体 P の血管に対して平行になるため、被検体 P 内に超音波を走査させることができない。更に、揺動アーム 2 5 を基準角度から R 2 方向へ角度 β 揺動駆動した揺動角において、図 4 (b) に示すように、走査線の方向が被検体 P 内の血管に対してほぼ垂直になるため、被検体 P の血流情報に対応する三次元画像データを得るこ

50

とが困難になる。

【0034】

従って、揺動アーム25の基準角度からR1方向の角度(90°)近傍までの第1の揺動範囲内、及び基準角度からR2方向の角度近傍までの第2の揺動範囲内における各揺動角において、走査線の方法をケース12の中心軸12aに対して平行及び直角以外の角度に設定することができる。これにより、被検体Pの体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して、走査線の方法を被検体Pに対して平行及び垂直以外の放射状に設定することができる。

【0035】

以上述べた本発明の実施例1によれば、所定の角度で振動子部11を保持した揺動アーム25を第1及び第2の揺動範囲内で揺動駆動させることにより、走査線の方法をケース12の中心軸12aに対して平行及び垂直以外の角度に設定することができる。これにより、被検体Pの体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方法を平行及び垂直以外の角度に設定することが可能となり、血流情報の三次元画像データを容易に得ることができる。

10

【実施例2】

【0036】

以下に、本発明による超音波診断装置の超音波プローブにおけるプローブ部の実施例2を、図5乃至図7を参照して説明する。図5は、実施例3に係るプローブ部の構成を示す図である。図6は、図5に示したプローブ部の振動子部及び揺動機構を含む各ユニットの構成を示す図である。図7は、図6に示した揺動機構の各揺動角における走査線の方法を示す図である。

20

【0037】

図5に示した実施例2が図1における実施例1と異なる点は、角度の設定が可能な振動子部及びこの振動子部を揺動する揺動機構に置き換えた点と、その振動子部の角度を設定する第1の角度設定機構、この第1の角度設定機構を作動させるためのスイッチ、及びこのスイッチの操作に応じて第1の角度設定機構を制御する制御部を設けた点である。なお、実施例2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又は簡略する。

【0038】

図5において、プローブ部10aは、超音波の送受波を行う振動子部11aと、この振動子部11aを揺動する揺動機構20aと、振動子部11aの角度を設定する第1の角度設定機構40と、振動子部11a、揺動機構20a、及び第1の角度設定機構40を覆うケース12と、振動子部11aの角度を設定するための操作を行うケース12の外側に配置されたスイッチ30及びこのスイッチ30の入力操作に応じて第1の角度設定機構40を制御する制御部31とにより構成される。なお、スイッチ30及び制御部31を装置本体2に配置するようにしてもよい。

30

【0039】

図6は、プローブ部10aの振動子部11a、揺動機構20a、及び第1の角度設定機構40の構成を示した図である。図6(a)は振動子部11a、揺動機構20a、及び第1の角度設定機構40を揺動方向から見た図であり、図6(b)は振動子部11a、揺動機構20a、及び第1の角度設定機構40を揺動方向に対して垂直方向から見た図である。

40

【0040】

振動子部11aが図2における実施例1と異なる点は、揺動機構20a及び第1の角度設定機構40により矢印R1及びR2方向へ回動可能に保持されている点である。振動子部11aの裏面は、例えば長方形をなしている。なお、ケース12の中心軸12aに対して振動子部11aの表面が垂直である角度を振動子部11aの基準角度とする。

【0041】

揺動機構20aは、ケース12に固定された第1モータ21と、第1モータ21の回転

50

軸に固定された第1歯車22と、第1歯車22に係合する第2歯車23と、第2歯車23の回転中心に貫設固定され、両端部が回転可能にケース12に保持された第1モータ21の回転軸に対して平行配置される揺動軸24aとにより構成される。

【0042】

また、揺動軸24aに一端部が接合され、揺動軸24aから距離L離れた他端部で振動子部11aの裏面の中央近傍を保持する揺動軸24aに対して垂直配置された揺動アーム25aにより構成される。なお、音響窓13の外表面を被検体Pに接触させたとき、被検体Pの体表に対して揺動アーム25aの長手方向における中心軸25aaが垂直になる角度、即ち中心軸25aaがケース12の中心軸12aに平行になる角度を揺動アーム25aの基準角度とする。

10

【0043】

第1の角度設定機構40は、図示しない固定アームを介して揺動機構20aの揺動軸24aに固定された、又は揺動アーム25aの一端部の近傍に固定された第2モータ41と、第2モータ41の回転軸に固定された第3歯車42と、第3歯車42に縁辺に係合し、揺動機構20aの揺動軸24aに回転可能に貫設された円形の第1のアーム保持体43とにより構成される。

【0044】

また、第1のアーム保持体43における例えば揺動機構20aの第2歯車23とは反対側の側面の一縁辺に一端部が回転可能に保持され、一端部から距離L離れた他端部で振動子部11aの裏面における一辺の一端部を回転可能に保持する第1アーム44と、第1のアーム保持体43の前記一縁辺及び回転中心を通る直線上の他縁辺に一端部が回転可能に保持され、この一端部から距離L離れた他端部で振動子部11aの裏面における前記一辺の他端部を回転可能に保持する第1アーム44から離間して平行に配置された第2アーム45により構成される。

20

【0045】

そして、揺動機構20aの揺動アーム25a及び振動子部11aが基準角度にある状態で、スイッチ30を用いて振動子部11aを例えば角度に設定する操作が行われると、制御部31は第1の角度設定機構40の第2モータ41をR2方向に回転させる。第2モータ41の回転により、第3歯車42はR2方向に回転する。第3歯車42の回転により、第1のアーム保持体43は第3歯車42とは反対方向に回転する。第1のアーム保持体43の回転により、第1及び第2アーム44、45は、互いに逆方向に平行移動して振動子部11aをR1方向に回転する。振動子部11aを回転した後、第2モータ41は停止する。この第2モータ41の停止により、振動子部11aは、図3(b)における振動子部11と同様に、揺動アーム25aで保持された部分を回転中心としてR1方向に角度傾斜して保持される。これにより、走査線の方向は揺動アーム25aの中心軸25aaに対してR1方向に傾斜した角度に設定される。

30

【0046】

なお、第1及び第2アーム44、45のいずれか一方のアームが揺動軸24aに近接するまで振動子部11aを回転することができる。従って基準角度から振動子部11aをR1及びR2方向に回転して振動子部11a表面が揺動アーム25aに対して直角未満までの範囲に振動子部11aの角度を設定することができる。

40

【0047】

振動子部11aの角度設定後、装置本体2からコネクタ部9及びケーブル部8を介して揺動機構20aに揺動アーム25aを揺動駆動する制御信号が出力されると、揺動機構20aの第1モータ21は第1歯車22をR1方向(又はR2方向)に回転させる。第1歯車22の回転により、第2歯車23は第1歯車22とは反対方向に回転する。第2歯車23の回転により、揺動軸24aは第2歯車23と同じ方向に回転する。

【0048】

揺動軸24aの回転により、第1の角度設定機構40の第2モータ41は第3歯車42を停止させた状態で揺動軸24aの外周を揺動軸24aと同じ方向に同じ角度回転される

50

。第2モータ41及び第3歯車42の回転により、第1のアーム保持体43は揺動軸24aと同じ方向に同じ角度回転する。また、揺動アーム25aはR1方向（又はR2方向）に揺動駆動される。

【0049】

第1のアーム保持体43の回転及び揺動アーム25aの揺動により、第1及び第2アーム44, 45は、揺動アーム25aと同じ方向に揺動駆動される。揺動アーム25a並びに第1及び第2アーム44, 45の揺動により、振動子部11aは、揺動アーム25aの中心軸25aaに対して角度に保持された状態で、R1方向（又はR2方向）に揺動する。

【0050】

このように、被検体Pの体表に対して平行及び平行以外の角度で走行する血管の走行方向に応じて、その血管に対して走査線が平行及び垂直以外の方向になるように振動子部11aの角度を設定することができる。

【0051】

また、第2モータ41を振動子部11aの揺動中心である揺動軸24aの近傍に配置することにより、振動子部11aを小さい慣性モーメントで揺動させることができる。これにより、振動子部11aを低出力で効率よく揺動させることができる。また、容易に高速揺動させることができる。

【0052】

ここで、ケース12を操作して音響窓13の外面を被検体Pに接触させると、被検体Pの体表に対してケース12の中心軸12aがほぼ垂直になる。そして、被検体P内に被検体Pの体表に対して例えば平行又は平行に近い角度で走行する血管がある。このとき、揺動アーム25aが基準角度であると、図6(a)に示すように、走査線は被検体P内の血管に対してほぼ角度(90°)になる。

【0053】

次いで、揺動アーム25aを基準角度からR1方向に例えば角度揺動駆動した揺動角において、図7(a)に示すように、走査線の方法は被検体Pの血管に対して角度(90°)になる。また、基準角度からR1方向に角度(90°)揺動駆動した揺動角において、図4(a)の場合と同様に、走査線の方法は被検体Pの血管に対して平行になる。更に、揺動アーム25aを基準角度からR2方向に角度揺動駆動すると、図7(b)に示すように、走査線の方法が被検体P内の血管に対してほぼ垂直になるため、被検体Pの血流情報を得ることが困難になる。

【0054】

従って、揺動アーム25aの基準角度からR1方向の角度(90°)近傍までの第1の揺動範囲内、及び基準角度からR2方向の角度近傍までの第2の揺動範囲内における各揺動角において、被検体Pの体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方法を平行及び垂直以外の放射状に設定することができる。

【0055】

以上述べた本発明の実施例2によれば、第2モータ41を揺動軸24a又は揺動アーム25aの一端部の近傍に配置することにより、振動子部11aを小さい慣性モーメントで揺動させることができる。これにより、振動子部11aを低出力で効率よく揺動させることができる。また、容易に高速揺動させることができる。

【0056】

また、第1の角度設定機構40を用いて揺動アーム25aに対して振動子部11aを所定の角度に設定し、揺動アーム25aを第1及び第2の揺動範囲内で揺動駆動させることにより、被検体Pの体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方法を平行及び垂直以外の角度に設定することが可能となり、その血管内における血流情報の三次元画像データを容易に得ることができる。

【0057】

更に、被検体Pの体表に対して平行以外の角度で走行する血管の走行方向に応じて、第

10

20

30

40

50

1の角度設定機構40で振動子部11aの角度を変更設定することにより、その血管に対して平行及び垂直以外の角度に設定することができる。これにより、被検体Pの体表に平行以外の角度で走行する血管に対しても、走査線の方法を平行及び垂直以外の角度に設定することが可能となり、血流情報の三次元画像データも容易に得ることができる。

【0058】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、図6の第1の角度設定機構40、振動子部11a、及び揺動機構20aを、図8に示すように、歯車機構を利用した第2の角度設定機構70と、第2の角度設定機構70に応じた振動子部11a1及びこの振動子部11a1を揺動する揺動機構60に置き換えて実施するようにしてもよい。

【0059】

この場合、振動子部11a1が図6の振動子部11aと異なる点は、揺動機構60に揺動可能に走査線が電子的に走査される走査方向における一側面で保持されている点と、他側面に固定された振動子部11a1の角度を設定するための角度設定歯車11a2が固定されている点である。

【0060】

第2の角度設定機構70は、揺動機構60の一部に固定された第2モータ71と、この第2モータ71の回転軸に固定された第3歯車72と、第3歯車72に直角に係合する第4歯車73と、第4歯車73の回転中心に一端部が固定され、他端部の近傍が振動子部11a1の角度設定歯車11a2に係合する第2モータ71の回転軸に垂直配置された回動アーム74とを備えている。そして、振動子部11a1を角度に設定する第2モータ71及び第3歯車72の例えばR1方向への回転により、第4歯車73及び回動アーム74は矢印R3方向に回転する。回動アーム74の回転により、角度設定歯車11a2がR1方向に回動した後、第2モータ71は停止する。この第2モータ71の停止により、振動子部11a1は、揺動機構60に保持された部分を回動中心としてR1方向に角度傾斜して保持される。

【0061】

揺動機構60は、ケース12に固定された第1モータ61と、この第1モータ61の回転軸に固定された第1歯車62と、第1歯車62に係合する第2歯車63と、第2歯車63の回動中心に貫設固定され、両端部が回動可能にケース12に保持された第2の角度設定機構70の第2モータ71を保持する揺動軸64と、揺動軸64の一端部の近傍に一端部が接合され、他端部で振動子部11a1の一側面を回動可能に保持する揺動軸64に対して垂直配置された揺動アーム65と、揺動軸64に固定され、第2の角度設定機構70の回動アーム74を回動可能に保持するアーム保持体66とにより構成される。

【0062】

また、図9に示すように、ねじ機構を利用した第3の角度設定機構90と、第3の角度設定機構90に応じた振動子部11a3及びこの振動子部11a3を揺動する揺動機構80に置き換えて実施するようにしてもよい。

【0063】

この場合、振動子部11a3が図6の振動子部11aと異なる点は、揺動機構80に揺動可能に走査線が電子的に走査される走査方向における一側面で保持されている点と、この一側面に連なる他側面に角度設定アーム11a4の一端部が固定されている点である。

【0064】

第3の角度設定機構90は、揺動機構80の一部に固定された第2モータ91と、第2モータ91の回転軸に固定された第3歯車92と、第3歯車92に直角に係合する第4歯車93と、第4歯車93の回転中心に一端部が固定された第2モータ91の回転軸に垂直配置される回動アーム94と、回動アーム94の他端部の近傍に係合し、回動アーム94の長手方向である矢印L1及びL2方向に移動可能に回動アーム94に保持された角度設定アーム保持体95とを備えている。角度設定アーム保持体95は、振動子部11a3における角度設定アーム11a4の他端部近傍をこのアームの長手方向に沿ってスライド自在に保持している。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

そして、振動子部 1 1 a 3 を角度 θ に設定する第 2 モータ 9 1 及び第 3 歯車 9 2 の例えば R 1 方向への回転により、第 4 歯車 9 3 及び回動アーム 9 4 は矢印 R 3 方向に回転する。回動アーム 9 4 の R 3 方向への回転により、角度設定アーム保持体 9 5 は L 1 方向に移動する。角度設定アーム保持体 9 5 の移動後、第 2 モータ 9 1 は停止する。この第 2 モータ 9 1 の停止により、振動子部 1 1 a 3 は、揺動機構 8 0 に保持された部分を回動中心として R 1 方向に角度 θ 傾斜して保持される。

【 0 0 6 6 】

揺動機構 8 0 は、ケース 1 2 に固定された第 1 モータ 8 1 と、第 1 モータ 8 1 の回転軸に固定された第 1 歯車 8 2 と、第 1 歯車 8 2 に係合する第 2 歯車 8 3 と、第 2 歯車 8 3 の回動中心に貫設固定され、両端部がケース 1 2 に回動可能に保持された第 3 の角度設定機構 9 0 の第 2 モータ 9 1 を保持する揺動軸 8 4 と、揺動軸 8 4 の一端部近傍に一端面が接合され、他端部で振動子部 1 1 a 3 の一側面を回動可能に保持する揺動軸 8 4 に対して垂直配置された揺動アーム 8 5 と、揺動軸 8 4 に固定され、第 3 の角度設定機構 9 0 の回動アーム 9 4 を回動可能に保持するアーム保持体 8 6 とにより構成される。

10

【 実施例 3 】

【 0 0 6 7 】

以下に、本発明による超音波診断装置の超音波プローブにおけるプローブ部の実施例 3 を、図 1 0 乃至図 1 2 を参照して説明する。図 1 0 は、実施例 3 に係るプローブ部の構成を示す図である。図 1 1 は、図 1 0 に示したプローブ部の振動子部及び揺動機構を含む各ユニットの構成を示す図である。図 1 2 は、図 1 1 に示した揺動機構の各揺動角における走査線の方向を示す図である。

20

【 0 0 6 8 】

図 1 0 に示した実施例 3 が図 1 における実施例 1 と異なる点は、ケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して所定の角度に保持される振動子部に置き換えた点と、その振動子部をケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して所定の角度で保持する第 1 の角度保持機構を設けた点である。なお、実施例 3 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又は簡略する。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 は、実施例 3 に係るプローブ部の構成を示した図であるにおいて、プローブ部 1 0 b は、超音波の送受波を行う振動子部 1 1 b、この振動子部 1 1 b を揺動する揺動機構 2 0 b、及び振動子部 1 1 b を所定の角度で保持する第 1 の角度保持機構 4 0 b と、振動子部 1 1 b、揺動機構 2 0 b、及び第 1 の角度保持機構 4 0 b を覆うケース 1 2 とにより構成される。

30

【 0 0 7 0 】

図 1 1 は、プローブ部 1 0 b の振動子部 1 1 b、揺動機構 2 0 b、及び第 1 の角度保持機構 4 0 b の構成を示した図である。図 1 1 (a) は振動子部 1 1 b、揺動機構 2 0 b、及び第 1 の角度保持機構 4 0 b を揺動方向から見た図であり、図 1 1 (b) は振動子部 1 1 b、揺動機構 2 0 b、及び第 1 の角度保持機構 4 0 b を揺動方向に対して垂直方向から見た図である。

40

【 0 0 7 1 】

振動子部 1 1 b が図 2 における実施例 1 と異なる点は、揺動機構 2 0 b 及び第 1 の角度保持機構 4 0 b により矢印 R 1 及び R 2 方向へ回動可能に保持されている点である。

【 0 0 7 2 】

揺動機構 2 0 b は、第 1 モータ 2 1、第 1 歯車 2 2、第 2 歯車 2 3、及び揺動軸 2 4 と、揺動軸 2 4 に一端面が固定され、揺動軸 2 4 から距離 L 離れた他端部で振動子部 1 1 b の裏面の中央近傍を保持する揺動軸 2 4 に対して垂直配置された揺動アーム 2 5 b とにより構成される。なお、音響窓 1 3 の外面を被検体 P に接触させたとき、被検体 P の体表に対して揺動アーム 2 5 b の長手方向における中心軸 2 5 b a が垂直になる角度、即ち中心軸 2 5 b a がケース 1 2 の中心軸 1 2 a に平行になる角度を、揺動アーム 2 5 b の基準角

50

度とする。

【0073】

第1の角度保持機構40bは、揺動機構20bから離間して配置される。そして、一端部がケース12に固定され、揺動機構20bの揺動軸24の一部が遊貫して通る管状の固定軸46と、揺動機構20bの第2歯車23に対して平行に配置され、固定軸46の他端部に固定されたドーナツ板状の第2のアーム保持体47と、第2のアーム保持体47における例えば第2歯車23とは反対側の側面の一縁辺に一端部が回動可能に保持され、この一端部から距離L離れた他端部で振動子部11bの裏面における一辺の一端部を回動可能に保持する第1アーム44とにより構成される。

【0074】

また、第2のアーム保持体47の前記一縁辺及び回動中心を通る直線上の他縁辺に一端部が回動可能に保持され、この一端部から距離L離れた他端部で振動子部11bにおける裏面の前記一辺の他端部を回動可能に保持する第1アーム44から離間して平行に配置された第2アーム45により構成される。

【0075】

そして、揺動機構20bの基準角度にある揺動アーム25bの一端部と、第1及び第2アーム44、45の夫々一端部とが水平である位置から第2のアーム保持体47をR1方向に角度θ回動して固定軸46に固定することにより、振動子部11bは、図3(b)における振動子部11と同様に、揺動アーム25bで保持された部分を回動中心としてR1方向に角度θ傾斜して保持される。これにより、走査線の方法は、中心軸12aに対してR1方向に傾斜した角度θに保持される。

【0076】

装置本体2からコネクタ部9及びケーブル部8を介して揺動機構20bに揺動アーム25bを揺動駆動する制御信号が出力されると、揺動機構20bの第1モータ21は、第1歯車22をR1方向(又はR2方向)に回転させる。第1歯車22の回転により、第2歯車23は第1歯車22とは反対方向に回転する。第2歯車23の回転により、揺動軸24は第2歯車23と同じ方向に回転する。

【0077】

揺動軸24の回転により、揺動アーム25bは、揺動軸24を揺動中心としてR1方向(又はR2方向)に揺動駆動される。揺動アーム25bの揺動により、第1及び第2アーム44、45は、第2のアーム保持体47に保持された夫々一端部を揺動中心として揺動アーム25bと同じ方向に揺動される。揺動アーム25b並びに第1及び第2アーム44、45の揺動により、振動子部11bは、R1方向(又はR2方向)に揺動する。

【0078】

ここで、ケース12を操作して音響窓13の外表面を被検体Pに接触させると、被検体Pの体表に対してケース12の中心軸12aがほぼ垂直になる。そして、被検体P内に被検体Pの体表に対して例えば平行又は平行に近い角度で走行する血管がある。このとき、揺動アーム25bが基準角度であると、図11(b)に示すように、走査線の方法は被検体P内の血管に対してほぼ角度(90°)になる。

【0079】

また、揺動アーム25bを基準角度からR1及びR2方向に例えば角度θ揺動駆動すると、図12(a)及び(b)に示すように、走査線は被検体Pの血管に対して基準角度における場合と同様の角度(90°)になる。

【0080】

更に、揺動アーム25bを基準角度からR1方向へ揺動駆動すると、第1及び第2アーム44、45の一方のアームが固定軸46に近接する第3の揺動範囲まで振動子部11bを揺動することができる。また、基準角度からR2方向へ揺動駆動すると、他方のアームが固定軸46に近接する第4の揺動範囲まで振動子部11bを揺動することができる。

【0081】

このように、揺動アーム25bの第3及び第4の揺動範囲内における各揺動角において

10

20

30

40

50

、走査線の方向をケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して一定の角度に設定することが可能になり、被検体 P の体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方向を一定の角度 (90 °) に設定することができる。従って、各走査線の方向を互いに平行に設定することができる。これにより、走査線の方向を実施例 1 の場合の放射状に設定するよりも被検体 P 内の深部に高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報等の三次元画像データを得ることができる。

【 0 0 8 2 】

以上述べた本発明の実施例 3 によれば、揺動アーム 2 5 b を第 3 及び第 4 の揺動範囲内で揺動駆動させて、第 1 の角度保持機構 4 0 b によりケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して角度 に保持した振動子部 1 1 b を揺動させることにより、被検体 P の体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して平行及び垂直以外の角度で高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報等の三次元画像データを容易に得ることができる。

10

【 実施例 4 】

【 0 0 8 3 】

以下に、本発明による超音波診断装置の超音波プローブにおけるプローブ部の実施例 4 を、図 1 3 乃至図 1 5 を参照して説明する。図 1 3 は、実施例 4 に係るプローブ部の構成を示す図である。図 1 4 は、図 1 3 に示したプローブ部の振動子部及び揺動機構を含む各ユニットの構成を示す図である。図 1 5 は、図 1 4 に示した揺動機構の各揺動角における走査線の方向を示す図である。

20

【 0 0 8 4 】

図 1 3 に示した実施例 4 が図 1 0 における実施例 3 と異なる点は、角度の設定が可能な振動子部、この振動子部をケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して所定の角度に設定可能に保持する第 2 の角度保持機構に置き換えた点と、その振動子部の角度を設定する操作を行うスイッチと、このスイッチの操作に応じて第 2 の角度保持機構を制御する制御部とを設けた点である。なお、実施例 4 を構成しているユニットの内、実施例 3 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。

【 0 0 8 5 】

図 1 3 において、プローブ部 1 0 c は、超音波の送受波を行う振動子部 1 1 c と、この振動子部 1 1 c を揺動する揺動機構 2 0 b と、振動子部 1 1 c の角度の設定が可能な第 2 の角度保持機構 4 0 c と、振動子部 1 1 c 、揺動機構 2 0 b 、及び第 2 の角度保持機構 4 0 c を覆うケース 1 2 と、振動子部 1 1 c の角度を設定するための操作を行うケース 1 2 の外側に配置されたスイッチ 3 0 c 及びこのスイッチ 3 0 c の入力操作に応じて第 2 の角度保持機構 4 0 c を制御する制御部 3 1 c とにより構成される。なお、スイッチ 3 0 c 及び制御部 3 1 c を装置本体 2 に配置するようにしてもよい。

30

【 0 0 8 6 】

図 1 4 は、プローブ部 1 0 c の振動子部 1 1 c 、揺動機構 2 0 b 、及び第 2 の角度保持機構 4 0 c の構成を示した図である。図 1 4 (a) は振動子部 1 1 c 、揺動機構 2 0 b 、及び第 2 の角度保持機構 4 0 c を揺動方向から見た図であり、図 1 4 (b) は振動子部 1 1 c 、揺動機構 2 0 b 、及び第 2 の角度保持機構 4 0 c を揺動方向に対して垂直方向から見た図である。

40

【 0 0 8 7 】

振動子部 1 1 c が図 1 1 における実施例 3 と異なる点は、揺動機構 2 0 b 及び第 2 の角度保持機構 4 0 c により回動可能に保持されている点である。なお、ケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して振動子部 1 1 c の表面が垂直である角度を振動子部 1 1 c の基準角度とする。

【 0 0 8 8 】

第 2 の角度保持機構 4 0 c は、揺動機構 2 0 b から離間して配置される。そして、ケース 1 2 に固定された第 2 モータ 4 1 c と、この第 2 モータ 4 1 c の回転軸に固定された第 3 歯車 4 2 と、一端部がケース 1 2 に固定され、揺動機構 2 0 b の揺動軸 2 4 の一部が遊

50

貫して通る管状の回動軸 4 8 と、第 3 歯車 4 2 に係合し、回動軸 4 8 の他端部に回動可能に保持されたドーナツ板状の第 2 のアーム保持体 4 7 c とにより構成される。

【 0 0 8 9 】

また、第 2 のアーム保持体 4 7 c における例えば揺動機構 2 0 b の第 2 歯車 2 3 とは反対側の側面の一縁辺に一端部が回動可能に保持され、この一端部から距離 L 離れた他端部で振動子部 1 1 c の裏面の一辺の一端部を回動可能に保持する第 1 アーム 4 4 により構成される。

【 0 0 9 0 】

更に、第 2 のアーム保持体 4 7 c の前記一縁辺及び回動中心を通る直線上の他縁辺に一端部が回動可能に保持され、この一端部から距離 L 離れた他端部で振動子部 1 1 c における裏面の前記一辺の他端部を回動可能に保持する第 1 アーム 4 4 から離間して平行に配置された第 2 アーム 4 5 とにより構成される。

10

【 0 0 9 1 】

そして、揺動機構 2 0 b の揺動アーム 2 5 b 及び振動子部 1 1 c が例えば基準角度にある状態で、スイッチ 3 0 c を用いて振動子部 1 1 c を角度 に設定する操作が行われると、制御部 3 1 c は、第 2 の角度保持機構 4 0 c の第 2 モータ 4 1 c を R 2 方向に回転させる。第 2 モータ 4 1 c の回転により、第 3 歯車 4 2 は R 2 方向に回転する。第 3 歯車 4 2 の回転により、第 2 のアーム保持体 4 7 c は第 3 歯車 4 2 とは反対方向に回動する。第 2 のアーム保持体 4 7 c の回動により、第 1 及び第 2 アーム 4 4 , 4 5 は、互いに逆方向に平行移動して振動子部 1 1 c を R 1 方向に回動する。振動子部 1 1 c の回動後、第 2 モータ 4 1 c は停止する。この第 2 モータ 4 1 c の停止により、振動子部 1 1 c は、図 1 1 (b) における振動子部 1 1 b と同様に、揺動アーム 2 5 b で保持された部分を回動中心として R 1 方向に角度 傾斜して保持される。これにより、走査線の方法は、ケース 1 2 の中心軸 1 2 a 及び揺動アーム 2 5 b の中心軸 2 5 b a に対して R 1 方向に傾斜した角度 に設定される。

20

【 0 0 9 2 】

なお、第 1 及び第 2 アーム 4 4 , 4 5 の一方のアームが回動軸 4 8 に近接するまで振動子部 1 1 c を回動することができる。即ち基準角度から振動子部 1 1 c を R 1 及び R 2 方向に回動して振動子部 1 1 c の表面が揺動アーム 2 5 b に対して直角未満までの範囲に振動子部 1 1 c の角度を設定することができる。

30

【 0 0 9 3 】

このように、被検体 P の体表に対して平行以外の角度で走行する血管の走行方向に応じた、その血管に対して走査線が平行及び直角以外の方向になるようにケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対する振動子部 1 1 c の角度を設定することができる。

【 0 0 9 4 】

振動子部 1 1 c の角度設定後、装置本体 2 からコネクタ部 9 及びケーブル部 8 を介して揺動機構 2 0 b に揺動アーム 2 5 b を揺動駆動する制御信号が出力されると、揺動機構 2 0 b の第 1 モータ 2 1 は第 1 歯車 2 2 を R 1 方向 (又は R 2 方向) に回転させる。第 1 歯車 2 2 の回転により、第 2 歯車 2 3 は第 1 歯車 2 2 とは反対方向に回動する。第 2 歯車 2 3 の回動により、揺動軸 2 4 は第 2 歯車 2 3 と同じ方向に回動する。

40

【 0 0 9 5 】

揺動軸 2 4 の回動により、揺動アーム 2 5 b は、揺動軸 2 4 を揺動中心として R 1 方向 (又は R 2 方向) に揺動駆動される。揺動アーム 2 5 b の揺動により、第 2 モータ 4 1 c で停止された第 2 のアーム保持体 4 7 c に保持された第 1 及び第 2 アーム 4 4 , 4 5 は、第 2 のアーム保持体 4 7 c に保持された夫々一端部を揺動中心として揺動アーム 2 5 b と同じ方向に揺動される。揺動アーム 2 5 b 並びに第 1 及び第 2 アーム 4 4 , 4 5 の揺動により、振動子部 1 1 c は、ケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して角度 に保持された状態で、R 1 方向 (又は R 2 方向) に揺動する。

【 0 0 9 6 】

ここで、ケース 1 2 を操作して音響窓 1 3 の外面を被検体 P に接触させると、被検体 P

50

の体表に対してケース 1 2 の中心軸 1 2 a がほぼ垂直になる。そして、被検体 P 内に被検体 P の体表に対して例えば平行又は平行に近い角度で走行する血管がある。このとき、揺動アーム 2 5 b が基準角度であると、図 1 4 (b) に示すように、走査線は被検体 P 内の血管の血流方向に対してほぼ角度 (9 0 °) になる。

【 0 0 9 7 】

また、揺動アーム 2 5 b を基準角度から R 1 及び R 2 方向に例えば角度 揺動駆動すると、図 1 5 (a) 及び (b) に示すように、走査線は被検体 P の血管に対して基準角度における場合と同様の角度 (9 0 °) になる。

【 0 0 9 8 】

更に、揺動アーム 2 5 b を基準角度から R 1 方向への揺動駆動により、第 1 及び第 2 アーム 4 4 , 4 5 の一方のアームが回動軸 4 8 に近接する第 3 の揺動範囲まで振動子部 1 1 c を揺動することができる。また、基準角度から R 2 方向への揺動駆動により、他方のアームが回動軸 4 8 に近接する第 4 の揺動範囲まで振動子部 1 1 c を揺動することができる。

10

【 0 0 9 9 】

このように、揺動アーム 2 5 b の第 3 及び第 4 の揺動範囲内における各揺動角において、走査線の方向をケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して一定の角度に設定することができる。また、被検体 P の体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方向を角度 (9 0 °) に平行に設定することができる。これにより、被検体 P 内の深部に高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報等の三次元画像データを取得することができる。

20

【 0 1 0 0 】

以上述べた本発明の実施例 4 によれば、第 2 の角度保持機構 4 0 c を用いてケース 1 2 の中心軸 1 2 a に対して振動子部 1 1 c を角度 に設定し、揺動アーム 2 5 b を第 3 及び第 4 の揺動範囲内で揺動駆動させることにより、被検体 P の体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方向を角度 (9 0 °) に設定することができる。これにより、被検体 P 内の深部に高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報等の三次元画像データを取得することができる。

【 0 1 0 1 】

また、被検体 P の体表に対して平行以外の角度で走行する血管の走行方向に応じて、第 2 の角度保持機構 4 0 c で振動子部 1 1 c の角度 を変更設定することにより、その血管に対して平行及び垂直以外の角度に設定することができる。これにより、被検体 P の体表に平行以外の角度で走行する血管に対しても平行及び直角以外の角度で高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報の三次元画像データを容易に取得することができる。

30

【実施例 5】

【 0 1 0 2 】

以下に、本発明による超音波診断装置の超音波プローブにおけるプローブ部の実施例 5 を、図 1 6 乃至図 1 8 を参照して説明する。図 1 6 は、実施例 5 に係るプローブ部の構成を示す図である。図 1 7 は、図 1 6 に示したプローブ部の振動子部及び揺動機構を含む各ユニットの構成を示す斜視図である。図 1 8 は、図 1 7 に示した揺動機構の各揺動角における走査線の方向を示す図である。

40

【 0 1 0 3 】

図 1 6 において、プローブ部 1 0 d は、超音波の送受波を行う振動子部 1 1 d、この振動子部 1 1 d を揺動方向である矢印 R 3 及び R 4 方向に揺動する揺動機構 2 0 d、及び振動子部 1 1 d の角度の設定が可能な第 3 の角度保持機構 4 0 d と、振動子部 1 1 d、揺動機構 2 0 d、及び第 3 の角度保持機構 4 0 d を覆うケース 1 2 d と、振動子部 1 1 d の角度を設定するための操作を行うケース 1 2 d の外側に配置されたスイッチ 3 0 d 及びこのスイッチ 3 0 d の入力操作に応じて第 3 の角度保持機構 4 0 d を制御する制御部 3 1 d とにより構成される。なお、スイッチ 3 0 d 及び制御部 3 1 d を装置本体 2 に配置するよう

50

にしてもよい。

【0104】

ケース12dは、超音波の伝播性に優れた材料からなる音響窓13dを有し、超音波の送受波は音響窓13dを介して行われる。

【0105】

図17は、プローブ部10dの振動子部11d、揺動機構20d、及び第3の角度保持機構40dの構成を示した斜視図である。

【0106】

振動子部11dが図2における実施例1と異なる点は、揺動機構20dに保持されている点である。振動子部11dは、この裏面に一端部が固定され、半円形状の他端部が第3の角度保持機構40dの一部に係合する第1の角度設定板11d1を有する。

10

【0107】

揺動機構20dは、ケース12dに固定された第1モータ21dと、この第1モータ21dの回転軸に固定された第1歯車22dと、第1歯車22dに係合する第2歯車23dと、第2歯車23dの回転中心に一端部が固定された揺動軸24dと、揺動軸24dの他端部で一端部が保持され、他端部で振動子部11dの長手方向における一端部を回転可能に保持する揺動アーム25dとにより構成される。

【0108】

揺動軸24dは、第2歯車23dと揺動アーム25dの間の一部が第3の角度保持機構40dの一部に回転可能に保持されている。また、揺動アーム25dの他端部は、一端部よりも音響窓13dに近い位置に配置され、揺動アーム25dの長手方向における中心軸は振動子部11dの長手方向における中心軸11daに一致する。

20

【0109】

第3の角度保持機構40dは、揺動機構20dの揺動軸24dから離間して第2歯車23dに固定された第2モータ41dと、この第2モータ41dの回転軸に固定された第3歯車42dと、第3歯車42dに係合する第4歯車49と、第4歯車49の揺動機構20dの回転中心に一端部が固定された管状の回転軸50と、第4歯車49から離間して配置され、回転軸50の他端面に回転中心が固定されたドーナツ板状の第2の角度設定板51と、縁辺がケース12dに固定され、回転軸50を回転可能に保持する保持体52とにより構成される。

30

【0110】

回転軸50は、この管内を貫通する揺動機構20dの揺動軸24dを回転可能に保持している。また、第2の角度設定板51は、保持体52とは反対側の側面の縁辺が振動子部11dの第1の角度設定板11a1の他端部に係合し、振動子部11dの中心軸11daを中心として角度設定板11a1を矢印R5及びR6に傾動する。

【0111】

図18は、振動子部11dの角度及び走査線方向を示した図である。図18(a)は、基準角度における振動子部11d及び走査線を、振動子部11dの中心軸11da及び揺動軸24dの中心軸24daに対して垂直方向から見た図である。また、図18(b)の上図は図18(a)の振動子部11dを図に向かって左側から見た図であり、下図は図18(a)の振動子部11d及び走査線を振動子部11dの中心軸11daの方向から見た図である。更に、図18(c)の上図は図18(a)の振動子部11dをR5方向に角度回転した後に図に向かって左側から見た図であり、下図は上図の振動子部11d及び走査線方向を振動子部11dの中心軸11daの方向から見た図である。

40

【0112】

振動子部11dの基準角度では、走査線は揺動軸24dの中心軸24daに交差する方向に走査される。そして、スイッチ30dを用いて振動子部11dを角度に設定する操作が行われると、制御部31dは第3の角度保持機構40dの第2モータ41dをR3方向に回転させる。第2モータ41dの回転により、第3歯車42dはR3方向に回転する。第3歯車42dの回転により、第4歯車49、回転軸50、及び第2の角度設定板51

50

は第3歯車42dとは反対方向に回転する。第2の角度設定板51の回転により、振動子部11dの第1の角度設定板11d1はR5方向に傾動する。第1の角度設定板11a1が傾動した後、第2モータ41dは停止する。第2モータ41dは停止する。この第2モータ41dの停止により、振動子部11dは、図18(c)に示すように、中心軸11daを中心としてR5方向に角度 回転して保持される。これにより、走査線は揺動軸24dの中心軸24daに対してR5方向に傾斜した角度 に設定される。

【0113】

振動子部11dの角度設定後、装置本体2からコネクタ部9及びケーブル部8を介して揺動機構20dに振動子部11dを揺動する制御信号が出力されると、揺動機構20dの第1モータ21dは第1歯車22dを例えばR4方向(又はR3方向)に回転させる。第1歯車22dの回転により、第2歯車23dは第1歯車22dとは反対方向に回転する。第2歯車23dの回転により、揺動軸24dは第2歯車23dと同じ方向に回転する。揺動軸24dの回転により、揺動アーム25dは、揺動軸24dを揺動中心としてR3方向(又はR4方向)に揺動駆動される。

10

【0114】

また、第2歯車23dの回転により、第2モータ41dで停止された第3の角度保持機構40dの第3歯車42d、第4歯車49、回転軸50、及び第2の角度設定板51は、第2歯車23dと同じ方向に同じ角度回転する。揺動アーム25dの揺動及び第2の角度設定板51の回転により、振動子部11dは、中心軸11daに対して角度 に保持された状態で、R3方向(又はR4方向)に揺動する。

20

【0115】

ケース12dの音響窓13dは、揺動する振動子部11dの表面の軌道に沿って形成される円錐台の側面の形状を成している。そして、この音響窓13dに係合する被検体Pの突起した体表に接触させて、振動子部11dをR3及びR4方向に揺動させながら超音波の走査が行われる。

【0116】

このように、被検体Pの体表に対して平行以外の角度で走行する血管の走行方向に応じて、その血管に対して走査線が平行及び直角以外の方向になるようにケース12dの中心軸12daに対する振動子部11dの角度を設定することができる。

【0117】

ここで、ケース12dを操作して音響窓13dに係合する被検体Pの突起した体表に接触させると、被検体P内に体表に対して例えば平行又は平行に近い角度で走行する血管がある。このとき、振動子部11dが基準角度であると、図18(b)に示すように、走査線は被検体P内の血管の血流方向に対してほぼ垂直になるため、被検体Pの血流情報に対応する三次元画像データを得ることが困難になる。また、振動子部11dが角度 に設定されていると、図18(c)に示すように、走査線の方向は被検体P内の血管に対して角度(90°+)に設定される。

30

【0118】

このように、揺動アーム25dの揺動範囲内の各揺動角において、被検体Pの体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方向を角度(90°+)に設定することができる。これにより、被検体P内の深部に高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報等の三次元画像データを得ることができる。

40

【0119】

以上述べた本発明の実施例5によれば、第3の角度保持機構40dを用いて振動子部11dを角度 に設定し、揺動アーム25dを揺動駆動させることにより、ケース12dの音響窓13dに係合する被検体Pの突起した体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して走査線の方向を一定の角度(90°+)に設定することができる。これにより、被検体P内の深部に高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報等の三次元画像データを得ることができる。

【0120】

50

また、被検体 P の体表に対して平行以外の角度で走行する血管の走行方向に応じて、第 3 の角度保持機構 4 0 d で振動子部 1 1 d の角度 を変更設定することにより、その血管に対して平行及び垂直以外の角度に設定することができる。これにより、被検体 P の体表に平行以外の角度で走行する血管に対しても平行及び垂直以外の角度で高密度の走査線を走査させることが可能となり、高い分解能を有する血流情報の三次元画像データを容易に得ることができる。

【 0 1 2 1 】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば被検体 P の突起した体表以外の平らな体表、窪んだ体表等の各体表に応じて、揺動軸 2 4 d の中心軸 2 4 d a に対する振動子部 1 1 d の中心軸 1 1 d a の角度を設定し、その角度に設定した振動子部の表面の軌道面に沿ってケースの音響窓を形成する。そして、振動子部を基準角度から例えば角度 に設定して揺動させることにより、各体表に平行又は平行に近い角度で走行する血管に対して平行及び垂直以外の方向に走査線を設定することができる。これにより、被検体 P の様々な形状の体表に平行な血管における血流情報の三次元画像データを容易に得ることができる。

10

【符号の説明】

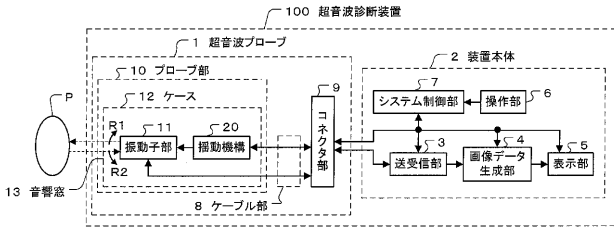
【 0 1 2 2 】

- P 被検体
- 8 ケーブル部
- 1 0 プローブ部
- 1 1 振動子部
- 1 2 ケース
- 1 2 a , 2 5 a 中心軸
- 1 3 音響窓
- 2 0 揺動機構
- 2 1 第 1 モータ
- 2 2 第 1 歯車
- 2 3 第 2 歯車
- 2 4 揺動軸
- 2 5 揺動アーム

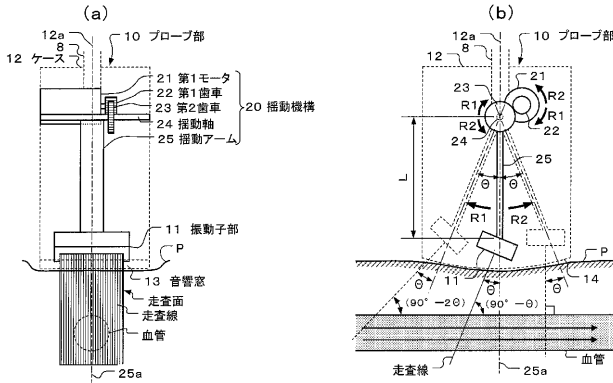
20

30

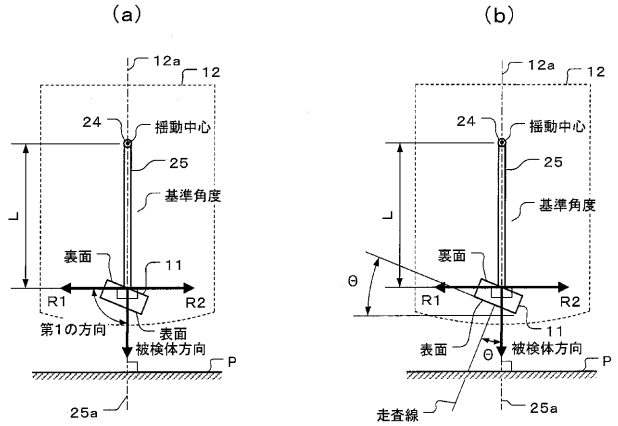
【図1】



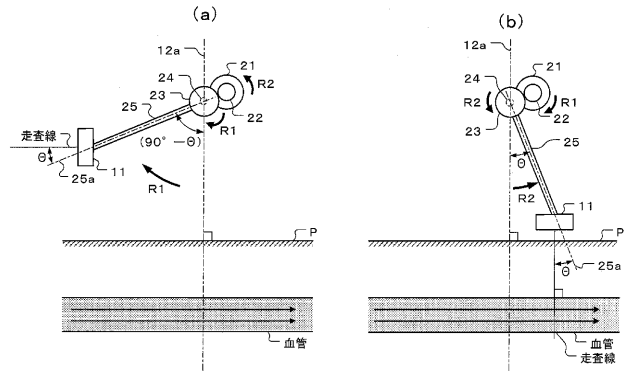
【図2】



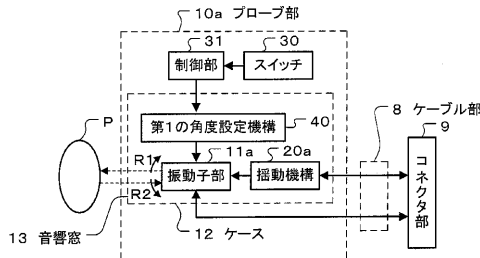
【図3】



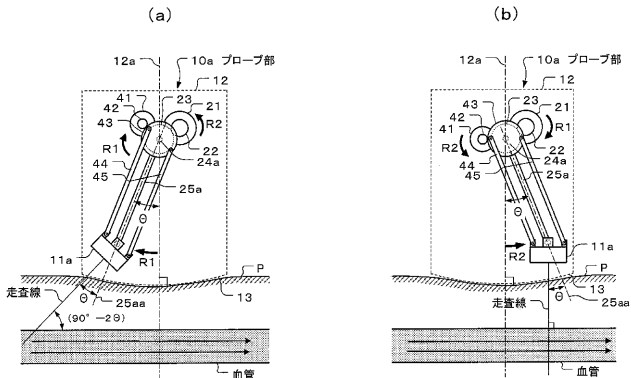
【図4】



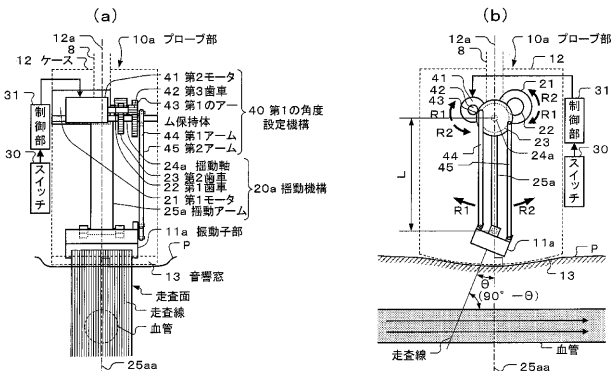
【図5】



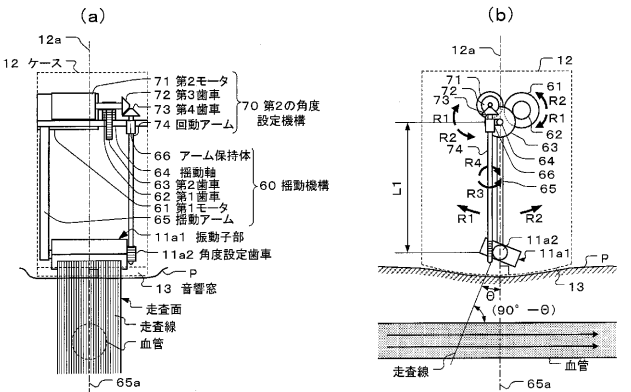
【図7】



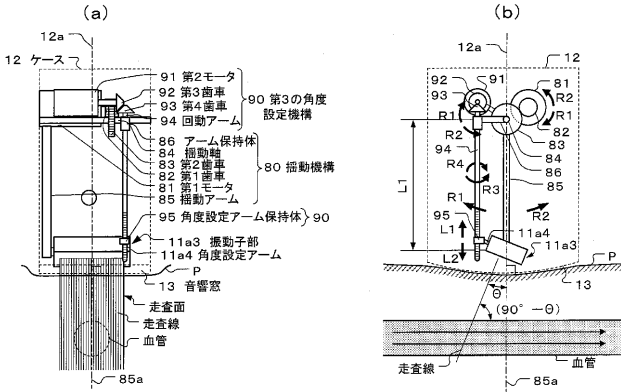
【図6】



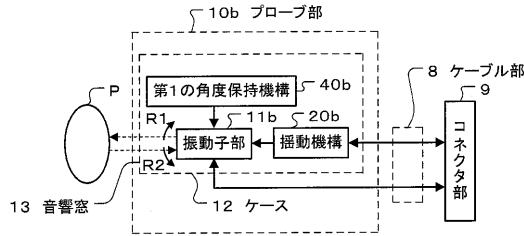
【図8】



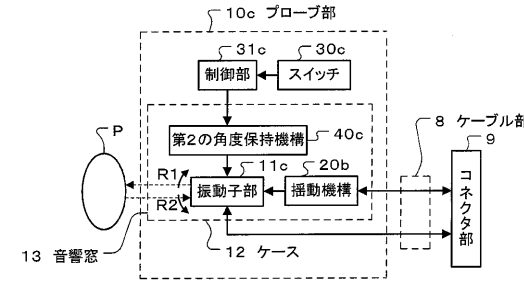
【図 9】



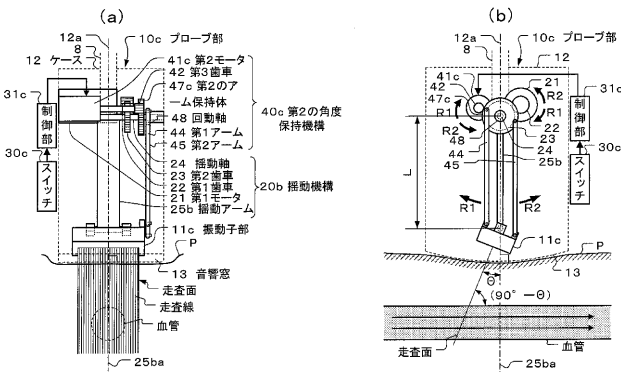
【図 10】



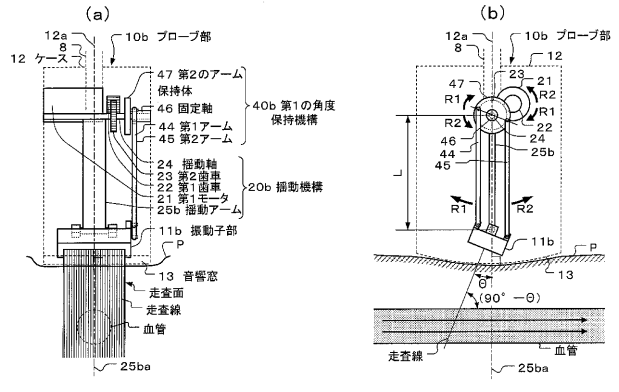
【図 13】



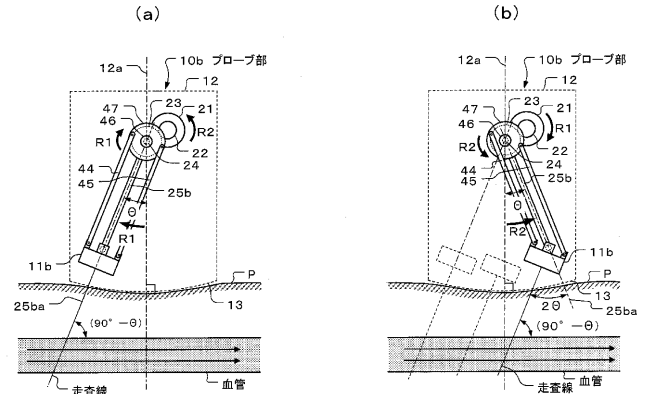
【図 14】



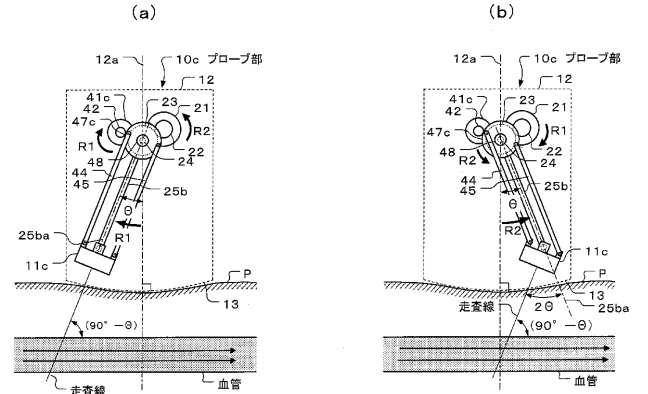
【図 11】



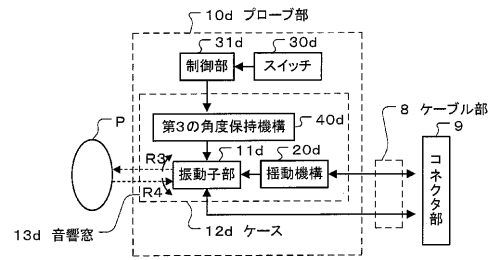
【図 12】



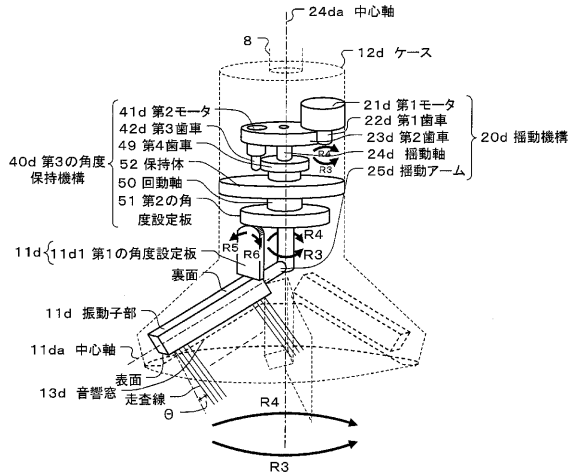
【図 15】



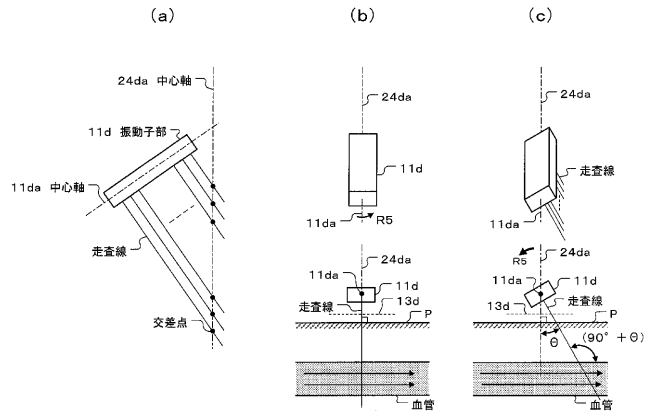
【図 16】



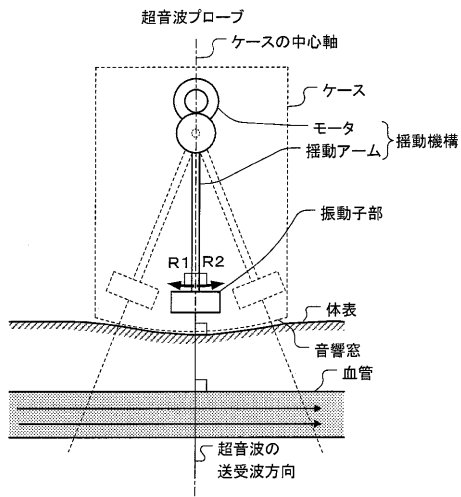
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



フロントページの続き

(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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB15 BB16 GA12 GA13 GB04

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2012223625A	公开(公告)日	2012-11-15
申请号	JP2012182193	申请日	2012-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	久保田隆司 牧田裕久		
发明人	久保田 隆司 牧田 裕久		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/GA12 4C601/GA13 4C601/GB04		
代理人(译)	藤原 康高 堀口博		
其他公开文献	JP5414856B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够通过使振动器摆动而容易地获得血流信息的超声波探头和超声波。提供诊断设备。解决方案：振动器部分11会向和从对象P发射和接收超声波，而振动器部分11则必须振动。摆动臂25可移动地被保持，并且振荡器单元11通过摆动臂25的摆动而摆动。第一电动机21，用于驱动该电动机。摆动臂25使振动器单元11的振动方向和与振动器单元11正交的振动方向正交。在被摄体P的被摄体方向（与移动中心的方向相反的方向）与摆动方向和被摄体之间 将换能器单元11保持在预定角度 θ ，以便可以在除采样方向之外的其他方向上发送和接收超声波。要做。[选择图]图2

