

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6084424号
(P6084424)

(45) 発行日 平成29年2月22日 (2017. 2. 22)

(24) 登録日 平成29年2月3日 (2017. 2. 3)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 16 (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願2012-222590 (P2012-222590)
(22) 出願日 平成24年10月4日 (2012. 10. 4)
(65) 公開番号 特開2014-73272 (P2014-73272A)
(43) 公開日 平成26年4月24日 (2014. 4. 24)
審査請求日 平成27年9月28日 (2015. 9. 28)

(73) 特許権者 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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 阿部 康彦
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
審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送信方向を変更可能な変更部を有し、かつ被検体内に挿入された状態で設定された方向に、継続的に、または所定間隔で繰り返し超音波を送信して被検体の所定部位の血流に由来するドプラ信号を含む生体情報を得る超音波送受信部と、

前記ドプラ信号の信号強度、または前記ドプラ信号による波形パターンに基づき、前記所定部位へ向かう方向を求め、前記超音波の送信方向が該方向へ向くように、前記変更部を制御する制御部と、を備えたこと、を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記生体情報に基づき、前記所定部位の状態を示す情報を表示する表示部を備えたこと、を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記制御部は、前記変更部により超音波の送信方向を順次変更することにより、前記ドプラ信号の信号強度が最大となる超音波の送信方向を前記所定部位へ向かう方向として求めること、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】

前記制御部は、所定の時間間隔ごとに前記ドプラ信号の信号強度が最も強くなる超音波の送信方向を求めることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記超音波送受信部により取得された前記ドプラ信号の信号強度があら

20

はじめ設定された閾値を下回ったときに前記ドプラ信号の信号強度が最も強くなる超音波の送信方向を求めること、を特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波送受信部により前記生体情報として得られた、前記被検体の血流に由来するドプラ信号に基づき第 1 の波形パターンを生成する生成部を備え、

前記制御部は、

前記変更部により超音波の送信方向を変更するとともに、順次得られた送信方向の異なる前記第 1 の波形パターンそれぞれから、あらかじめ記憶された第 2 の波形パターンに最も類似する類似波形パターンを求め、

前記類似波形パターンが得られたときの送信方向を前記所定部位へ向かう方向とすること、を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記制御部は、所定の時間間隔ごとに前記類似波形パターンを求めることを特徴とする請求項6に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御部は、方向を変更せずに送信された超音波の反射波に基づいて順次得られた前記第 1 の波形パターンそれぞれと、前記第 2 の波形パターンとの類似度を求め、類似度があらかじめ設定された閾値を下回ったときに、前記類似波形パターンを求める処理を開始することを特徴とする請求項6に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

20

前記超音波送受信部による超音波の送信方向は、前記被検体の左心室の方向に設定されており、前記生体情報として前記左心室における前記ドプラ信号が得られることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記制御部は、順次前記被検体の心電波形を受けて所定の心時相を求め、前記心時相に基づき前記超音波送受信部に超音波を送信させて前記ドプラ信号を得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 11】

前記所定の心時相は、拡張期であることを特徴とする請求項10に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 12】

少なくとも前記超音波送受信部は、カプセル状の収容部に収容されており、

前記収容部は、前記超音波送受信部と、収容部に対する外部装置である本体部との間で信号を送受信するインターフェースと、少なくとも前記超音波送受信部に電力を供給する電源線とを有することを特徴とする請求項3または6に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記第 2 の波形パターンは、指定に基づき取得された前記生体情報に基づき生成されて記憶されることを特徴とする請求項6に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

順次得られる前記ドプラ信号に基づき、前記所定部位の状態を示す情報が表示され、かつ前記制御部による前記所定部位の位置が求められることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 15】

前記生体情報は、心腔内容積、心臓駆出率および特定部位の血流情報のうち少なくともいずれか 1 つを含む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 16】

前記電源線に接続された電源、前記制御部、および前記インターフェースに接続され前記超音波送受信部から反射波を受けて信号を処理する信号処理部を有する前記本体部と、

前記インターフェースにより前記本体部と接続される前記収容部とを備えて構成されることを特徴とする請求項12に記載の超音波診断装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明の実施形態は超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像診断装置は、検査・診断を行うため、外科的手術によって組織の切除を伴わずに被検体内の組織の情報を医用画像（断層画像、血流画像等）として画像化する装置である。医用画像診断装置としては、X線診断装置、X線CT装置、MRI装置、超音波診断装置等がある。

10

【0003】

一例において医用画像は、被検体の撮像の後、医療機関内の医用画像保管システム（例えばPACS; Picture Archiving and Communication Systems）に記憶される。その後、読影医等により画像保管システムから医用画像を読み出して読影が行われる。他の例において、医用画像は被検体の撮像後、即座に（リアルタイムに）画像化され、医師等に関連される。すなわち、その時点での被検体内の状態を把握するために医用画像が利用される場合がある。その他の例として、医用画像は、経過観察等のため、被検体内の状態を一定期間モニタリングする目的に用いられる場合がある。このモニタリングという観点において、超音波診断装置が用いられる場合がある。すなわち、被検体の被ばくの問題が生じない点が考慮されて超音波診断装置が用いられる状況が考えられる。

20

【0004】

また被検体内の状態を一定期間モニタリングするとき、その期間の長さによっては、被検体をガントリ（X線CT装置、MRI装置等）に留めておくことが困難な場合がある。X線照射部と検出器の間に被検体を留める必要があるX線診断装置も同様である。この点、超音波診断装置は、ガントリ等を必要とせず、超音波プローブ等により観察部位との間で超音波を送受信することにより、体内組織の情報を得て画像化する。さらに、MRI装置のように傾斜磁場コイルの振動による騒音が生じることもない。

【0005】

ただし、体外から体内組織の超音波画像を得る超音波プローブの場合、体表から所望の検査部位までの間に存在する組織（骨や肺等）の影響を受けることがある。この問題を解消するために、超音波診断装置において経食道超音波プローブ（TEE; transesophageal echocardiography; プローブ）が用いられている（例えば特許文献1）。経食道超音波プローブによれば、食道や上部消化器官から超音波の送受信を行うため、上記組織の影響を受けずに所望の観察部位の超音波画像を取得することができる。

30

【0006】

構成の一例として経食道超音波プローブは、所定の長さを有する導中管部と、超音波トランスデューサを有する先端部と、当該導中管部と先端部とを接続する湾曲部とを有する。導中管部から先端部までは体腔内、例えば食道、胃等の上部消化器官に挿入される。そのため、導中管部は屈曲可能に形成される。また、導中管部における先端部側の他端には把持部が接続されている。把持部は操作者により保持され、また湾曲部や先端部の操作等に用いられる操作部が設けられている。また把持部から導中管部を通り先端部まで至る間には、湾曲部を曲げるためのワイヤーが設けられている。

40

【0007】

把持部からの操作を受けワイヤーが駆動されると湾曲部が湾曲され先端部が所定方向に向けられる。先端部が所定方向に向けられ、先端部の超音波トランスデューサにより所望の検査部位に向けて超音波が送受信されることにより、例えば食道の所定位置から心臓の状態を示す画像を得ることが可能である。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平5-161649号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

体腔内は拍動や呼吸の影響を受けるので、経食道超音波プローブの先端部と所望の検査部位との相対的位置が変位することがある。上記のように検査部位を継続して観察しようとする場合、超音波診断装置の操作者が先端部の変位を常に観察し続け、必要に応じて位置調整をすることは操作者の負担となるおそれがあり、当該検査の効率を低下させる可能性がある。

10

【0010】

この実施形態は、所定期間における体内組織の状態を観察する場合において、画像の観察者の負担を軽減し、超音波診断装置による検査の効率を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

この実施形態にかかる超音波診断装置は、変更部を有する超音波送受信部と、制御部とを有する。超音波送受信部は、被検体内に挿入された状態で設定された方向に、継続的に、または所定間隔で繰り返し超音波を送信して被検体の所定部位の血流に由来するドプラ信号を含む生体情報を得る。変更部は、超音波の送信方向を変更可能である。制御部は、ドプラ信号の信号強度、またはドプラ信号による波形パターンに基づき、所定部位へ向かう方向を求める。さらに制御部は超音波の送信方向が求めた方向へ向くように、変更部を制御する。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】超音波診断装置を示す概略斜視図である。

【図2A】先端部を示す概略側面図である。

【図2B】図2Aの概略A-A'断面図と概略B-B'断面図に示される各部の位置関係を示す概略図である。

【図2C】図2Aの超音波トランスデューサにおいてオフセットを付加した状態を示す概略断面図である。

30

【図2D】フレキシブルプリント基板を示す概略斜視図である。

【図3A】超音波トランスデューサを示す概略斜視図である。

【図3B】超音波トランスデューサを示す概略斜視図である。

【図3C】超音波トランスデューサを示す概略斜視図である。

【図3D】超音波トランスデューサを示す概略斜視図である。

【図4】第1実施形態にかかる超音波診断装置の先端部の機能構成の一例を示す概略ブロック図である。

【図5】第1実施形態にかかる超音波診断装置の先端部の機能構成の一例を示す概略ブロック図である。

40

【図6】第1実施形態における生成部により生成されたBモード画像の一例を示す概略図である。

【図7A】第1実施形態における生成部により生成されたドプラスペクトラム画像の一例を示す概略図である。

【図7B】第1実施形態における生成部により生成されたドプラスペクトラム画像と心電波形の一例を示す概略図である。

【図8】図6のBモード画像を得る位置関係を示す概略図である。

【図9】第1実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

【図10】第1実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートであ

50

る。

【図 1 1】第 1 実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

【図 1 2 A】第 1 実施形態における超音波トランスデューサの変形例を示す概略斜視図である。

【図 1 2 B】図 1 2 A の概略 C - C ' 断面図である。

【図 1 3】第 2 実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

【図 1 4】第 2 実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

10

【図 1 5】第 2 実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

【図 1 6】第 4 実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

【図 1 7】第 5 実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

【図 1 8】第 5 実施形態にかかる超音波診断装置の動作の概略を示すフローチャートである。

【図 1 9】断層像上において設定された輪郭線と操作点を示す概略図である。

【図 2 0 A】主制御部によって行なわれる心腔内容積計測の具体例の概要を示す概略図である。

20

【図 2 0 B】主制御部によって行なわれる心腔内容積計測の具体例の概要を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

図 1 ～図 2 0 B を参照して、第 1 実施形態～第 7 実施形態にかかる超音波診断装置について説明する。

【0014】

[第 1 実施形態]

まず第 1 実施形態にかかる超音波診断装置 100 の全体構成の概略について図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態にかかる超音波診断装置 100 の概略構成を示す外観図である。

30

【0015】

図 1 に示すように、本実施形態にかかる超音波診断装置 100 は、本体部 101、先端部 10 等を有する。先端部 10 と本体部 101 とはケーブル 11 を介して接続される。図 1 の例においては、ケーブル 11 の端部に形成されたコネクタ 11 a が接続されており、本体部 101 にはこのコネクタ 11 a を受ける接続部 101 a が設けられている。また、本体部 101 には超音波診断装置 100 の操作に用いられる操作部 102 と、超音波診断装置 100 により生成された画像およびその他の画像を表示する表示部 103 が設けられている。なお、図 1 は、超音波診断装置 100 の例示である。したがって、本体部 101 の構成、ケーブル 11、操作部 102、表示部 103 の配置や構成などは図 1 に例示するものに限られず、適宜変更が可能である。例えば図 1 のような本体部 101 でなく、本体部 101 は携帯型の超音波診断装置として構成される場合もある。

40

【0016】

<先端部の構成>

次に、図 2 A、図 2 B および図 3 A を参照して先端部 10 の構成について説明する。図 2 A は、先端部 10 を示す概略側面図である。図 2 B は、図 2 A の概略 A - A ' 断面図および概略 B - B ' 断面図であり、これらの断面図に示される各部の位置関係を示す概略図である。なお、図 2 B においては、ケーブル 11、方向制御部 16 および駆動部 18 の図示を省略している。図 3 A は、超音波振動子 12 a が支持体の外周面の全周にわたって設

50

けられた１次元配列の超音波トランスデューサ１２を示す概略斜視図である。

【００１７】

（先端部の概要）

図１および図２Ａに示す例においては、超音波の送受信を行うためのデバイスとして、カプセル形状の先端部１０が用いられる。図２Ｂに示すように先端部１０は、楕円体状に形成された収容部１０ａの内部に超音波トランスデューサ１２、送受信制御部１４およびＩ／Ｆ１５（図４参照）等を備えて構成される。なお、収容部１０ａの内部には方向制御部１６および駆動部１８を備える場合があるが、図２Ｂにおいてはその図示を省略している。

【００１８】

また、図２Ｂに示すように楕円体状の上の先端部１０の場合、例えば収容部１０ａの長軸方向の一端側にはケーブル１１が接続されており、ケーブル１１内の信号線や電源線が収容部１０ａ内部に通されている。これらの線は、送受信制御部１４や方向制御部１６、駆動部１８に接続されている。なお、次に記載するように、収容部１０ａを被検体内の組織に留置させる構成とする場合、ケーブル１１により被検体内での先端部１０の進行を留める構成とすることが可能である。例えば、被検体の組織の一部に固定される固定部（不図示）に、さらにケーブル１１の一部を固定する構成とすることが可能である。この固定部としては、被検体に装着されるマウスピース等が挙げられる。マウスピースに固定部を設けることにより、ケーブル１１が被検体内に挿入される長さを所定範囲にとどめることが可能となる。それにより、先端部１０を被検体内で固定することが可能となる。

【００１９】

また、先端部１０における収容部１０ａを膨張させ、食道等、被検体の体内組織に収容部１０ａを密着させる構成であってもよい。体内組織に収容部１０ａを密着させることにより、先端部１０を体内に留置させることが可能となる。図示しないが、このような構成では収容部１０ａが２重の袋状に構成される。収容部１０ａの内部の袋部分には、超音波トランスデューサ１２が収容される。収容部１０ａの外側の袋部分は、ケーブル１１と接続される。ケーブル１１と当該外側の袋部分とは連通されており、ケーブル１１内のパイプ管１１ｃ（図２Ｂ参照）から流体、すなわち無菌水等の液体や空気等の気体等を注入可能に構成される。流体の注入により収容部１０ａが膨張し、排出により収容部１０ａが収縮される。なお、先端部１０における収容部１０ａの内部には超音波トランスデューサ１

【００２０】

（超音波トランスデューサの全体および各部の構成）

図２Ｂの例における先端部１０では、短冊状の超音波振動子１２ａを円環状に１列に配列（１次元配列）した超音波トランスデューサ１２が用いられる（図３Ａ参照）。超音波トランスデューサ１２において超音波振動子１２ａは、図示しない支持体の外周面上に配置される。なお、以下において支持体上に配置される背面材、圧電素子、前面電極、背面電極、音響整合層を積層した構造体を「超音波振動子１２ａ」と記載する。また、支持体、超音波振動子１２ａの群および音響レンズ１２ｃのまとまりを「超音波トランスデューサ１２」と記載する。超音波振動子１２ａを支持する支持体（不図示）は、例えば中心軸に沿って内側が中空の円筒状に形成される。または支持体を円柱状に形成することも可能である。超音波の送信方向（超音波ビーム角等）を変更するために、超音波振動子１２ａの全体を傾動させる必要が有る場合には、この支持体は駆動部１８に接続される。超音波振動子１２ａは、支持体の外周面から放射状に外側へ向かって背面材、圧電素子、前面電極、背面電極、音響整合層が積層されて構成される。

【００２１】

図示しない圧電素子には、背面材側（支持体側）の面に背面電極が設けられ、その反対側（音響レンズ側）の面に前面電極が設けられている。圧電素子は、背面電極および前面

10

20

30

40

50

電極に印加された電圧を超音波に変換する。この超音波は被検体へ送波される。また、圧電素子は、被検体からの反射波を受け、電圧（エコー信号）に変換する。圧電素子の材料としては、一般にPZT（Piezoelectric element／チタン酸ジルコン酸鉛／ $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$ ）が用いられる。ただし、PVDF（Polyvinylidene Difluoride／ポリフッ化ビニリデン／ $(\text{CH}_2\text{CF}_2)_n$ ）を用いることも可能である。圧電素子としてPVDFフィルムを用いる場合、可撓性がある。先端部10を構成しやすい。また超音波振動子12aの積層方向の厚さを薄くすることができ、先端部10の小型化を図ることができる。また耐衝撃性がある。その他、圧電素子としてはチタン酸バリウム（ BaTiO_3 ）、PZNT（ $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ ）単結晶、PMNT（ $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ ）単結晶等を用いることが可能である。なお、圧電素子は単一層であってもよく、複数層の圧電素子を用いることも可能である。

10

【0022】

なお、すべての圧電素子のうちの一部を焦電素子として用い、図示しない温度検出用回路に接続してもよい。当該回路は、この焦電素子から焦電電圧値または焦電電流値を受け、これらの値に基づいて超音波振動子12a付近の温度を求める。なお当該回路は先端部10に配置されていても本体部101に配置されていてもよい。先端部10は被検体内に配置されるため、その温度を操作者が認識可能にすることは検査部位のモニタリングの観点から有効である。

【0023】

20

各圧電素子の前面電極における音響レンズ12c側に隣接して、音響整合層が設けられている。すなわち、音響整合層は圧電素子と音響レンズ12cの間に配置されることになる。音響整合層は、圧電素子と被検体の間で音響インピーダンスを整合させるものである。また音響整合層は積層方向に2層以上設けられる場合がある。この場合、音響整合層は段階的に音響インピーダンスが異なる材料が用いられる。このような構成によれば圧電素子と音響レンズ12cとの間で段階的に音響インピーダンスを変化させて、音響的な整合をとることが可能である。

【0024】

各圧電素子の背面電極における支持体側に隣接して、背面材が設けられている。背面材は、超音波の送信の際に超音波の照射方向と反対側（後方）に放射される超音波を吸収し、各圧電素子の余分な振動を抑える。背面材により、振動時における各圧電素子の背面からの反射が抑制されるため、超音波パルスの送受信に悪影響を及ぼすことを回避することが可能である。なお、背面材としては、音響減衰、音響インピーダンス等の観点から、PZT粉末やタングステン粉末等を含むエポキシ樹脂、ポリ塩化ビニールやフェライト粉末を充填したゴムあるいは多孔質のセラミックにエポキシ等の樹脂を含漬したもの等、任意の材料を用いることができる。

30

【0025】

〈音響レンズ〉

音響レンズ12c（図2B参照）は、送受信される超音波を集束してビーム状に整形するものである。音響レンズ12cの材料としては、音響インピーダンスが生体に近いシリコンなどが使用される。なお、超音波振動子12aが2次元的に配列され、かつ電子的な走査によって超音波を集束してビーム状に整形することができる場合には、音響レンズ12cが設けられない場合がある。

40

【0026】

また、先端部10が被検体の食道から挿入され、超音波の送信方向が心臓に向けられるという用途で用いられる場合には、図2Cに示すように音響レンズ12cと、超音波振動子12aとの間に楔状のオフセット12fを付加してもよい。音響レンズ12cが超音波振動子12aの支持体に対して傾く。このような構成によれば、圧電素子からの超音波の方向が異なる方向に集束される。オフセット12fの傾斜角によっては、食道に留置された先端部10の超音波振動子12aから心臓に向けて超音波を送信させるための駆動制御

50

が不要となり、または駆動制御を簡便にすることが可能となる。

【0027】

図3Aに示される構成においては、本体部101からの超音波の送信方向にかかる指示信号を受け、超音波の送信方向の調整のため、後述する方向制御部16および駆動部18により超音波トランスデューサ12の傾動が実行される。ただし、オフセット12fが設けられている場合は、傾動されない構成とすることも可能である。

【0028】

(超音波トランスデューサの他の例)

図3B～図3Dを参照して超音波トランスデューサ12の構成の他の例について説明する。図3B～図3Dは、超音波トランスデューサ12を示す概略斜視図である。そのうち、図3Cが、1次元配列の超音波トランスデューサ12であり、図3Bおよび図3Dは、2次元配列の超音波トランスデューサ12を示すものである。また、図3Bは支持体に対して超音波振動子12aが全周にわたって設けられた超音波トランスデューサ12を示しており、図3Cおよび図3Dにおいては支持体の外周面の一部に超音波振動子12aが設けられている超音波トランスデューサ12が示されている。

【0029】

図3Bの例においては、支持体の外周面の全周にわたって超音波振動子12aが2次的に配列されている。この構成においては、後述する送受信制御部14により駆動される素子の切替え、超音波（超音波ビーム）の偏向、集束が電子走査によって実行可能である。図3Bに示す超音波トランスデューサ12では、素子の配列方向（アジマス（Azimuth）方向）だけでなく、その方向と実質的に直交するエレベーション（Elevation）方向においても電子走査によって超音波の偏向、集束を行うことが可能である。したがって、超音波トランスデューサ12の回転、傾動を要しない場合がある。その場合は、方向制御部16および駆動部18が設けられない。さらに、音響レンズ12cが設けられない場合がある。

【0030】

図3Cの例においては、支持体の外周面の周方向における一部に超音波振動子12aが1次的に配列されている。一部に配列されている状態とは、例えば支持体が円筒状である場合に、その中心軸から所定角度範囲（例えば60°）に含まれる外周面に超音波振動子12aが並んで設けられている状態を示す。この構成においては、本体部101からの指示信号を受け、後述する方向制御部16および駆動部18により超音波トランスデューサ12の回転および傾動の一方または双方が実行される。

【0031】

図3Dの例においては、支持体の外周面の周方向における一部に超音波振動子12aが2次的に配列されている。この構成においては、本体部101からの指示信号を受け、後述する方向制御部16および駆動部18により超音波トランスデューサ12の回転が実行される。一部に配列されている状態とは、例えば支持体が円筒状である場合に、その中心軸から所定角度範囲（例えば60°）に含まれる外周面に超音波振動子12aが、アジマス方向およびエレベーション方向に並んで設けられている状態を示す。

【0032】

(先端部の変形例)

また、圧電素子としてPVDfのような音響インピーダンスの低いものが用いられる場合は、背面材へ向かって放射される超音波を吸収せずに反射させるような構成の背面材を用いることが可能である。例えば超音波振動子12aの支持体と背面材を兼ねる材料を用いることが可能である。背面材として形状記憶合金を採用することで、次のような構成の先端部10を用いることが可能である。この先端部10の変形例について図2Dを参照して説明する。

【0033】

すなわち、収容部10aは先端部10を被検体に挿入するときは先端部10全体が収縮された状態となるように構成されている。また図2Dに示すように、音響整合層から圧電

10

20

30

40

50

素子までをフレキシブルプリント基板12d (FPC; Flexible Printed Circuits) 上に配置する。このフレキシブルプリント基板12dには、送受信制御部14等の機能を有するIC12e等を配置することが可能である。送受信制御部14と圧電素子の電極とはフレキシブルプリント基板12dに形成されたパターン等により電氣的に接続されている。またフレキシブルプリント基板12dは、形状記憶合金により構成された背面材上に形成される。

【0034】

また収容部10aは、被検体に挿入された後、例えば食道に位置しているときに、ケーブル11を介して空気、水等の流体を注入することにより、先端部10全体が膨張された状態(図2B参照)となるように構成されている。また収容部10aが膨張すると、その内部に所定の空間が形成される。背面材としての形状記憶合金は、この膨張した状態で例えば図3Aに示すような円柱状または円筒状に復元されるように構成されている。また、先端部10は、収容部10aに注入された流体を排出(吸引等)することにより、その全体が収縮する。

【0035】

超音波トランスデューサ12は、フレキシブルプリント基板12dや、形状記憶合金としての背面材により支持されているので、収容部10aが収縮されると、それに応じて全体が収縮される。このような構成によれば、先端部10は収縮時において、小型化されるので、操作者の任意に伸縮させることが可能である。したがって、先端部10は被検体内に対する挿入および排出を容易に行いうる。

【0036】

(送受信制御部)

次に、図4を参照して先端部10の送受信制御部14について説明する。図4は、第1実施形態にかかる超音波診断装置100の先端部10の機能構成の一例を示す概略ブロック図である。図4に示すように送受信制御部14は、送信部141、受信部142および切替部143を有して構成される。以下、各部ごとに説明する。

【0037】

(送信部)

先端部10の送信部141は、送信制御部141a、送信波形発生部141bおよび送信アンプ141cを有して構成される。送信部141は、I/F15を介して本体部101(送信部105等/図5)から超音波の送信にかかる指示信号を受ける。送信部141は、送信制御部141aによって制御されるクロック発生回路、送信遅延回路等(不図示)を含んで構成される。クロック発生回路は、超音波の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。例えばクロック回路は送信遅延回路に基準クロック信号を与える。送信遅延回路は、所定の遅延時間が付与された駆動信号を送信波形発生部141bに送信する。なお、所定の遅延時間については超音波の送信フォーカス点から決定される。

【0038】

送信波形発生部141bは、例えば図示しないパルサ回路を有しており、パルサ回路は各超音波振動子12aに対応した個別経路(チャンネル)に相当する個数のパルサを内蔵し、送信駆動パルスが発生する回路である。すなわち、パルサ回路は、所定の繰り返し周波数(PRF: Pulse Repetition Frequency)でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスはチャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。

【0039】

送信制御部141aにおける送信遅延回路は、レートパルスに送信方向および送信フォーカスにかかる遅延時間を与える。そして各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで送信駆動パルスが発生される。この発生された送信駆動パルスは、送信アンプ141cにより増幅されて切替部143に送られる。このように送信遅延回路がパルサ回路に与える遅延は、超音波の送信フォーカスを行うためのものであり、超音波をビーム状に集束す

る。それにより超音波の送信指向性が決定される。さらに送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、超音波振動子12aの超音波放射面からの超音波送信方向を制御する。

【0040】

(切替部)

切替部143は、超音波の送受信にかかるスイッチを備えており、送信部141と受信部142との切り替えにかかる制御を行う。後述するように本体部101側での走査モードが連続波ドプラモード(CWD; Continuous wave doppler)に設定されている場合は、超音波振動子12aの幾つかの素子を送信用として送信部141に接続させ、他の幾つかの素子を受信用として受信部142に接続させる。

10

【0041】

また、本体部101側での走査モードによりBモードとパルスドプラモード(PWD; Pulsed wave doppler)とを並行して実行する設定がされている場合には、Bモードに応じて駆動される素子を順次切り替える制御と、設定されたサンプルボリューム(サンプリングゲート)へ向かって超音波を送信する素子に切り替える制御とを交互に繰り返す。Bモードにおいては、駆動する素子群を素子配列方向にずらしていくようにして超音波の送信方向等が制御される。

【0042】

また切替部143は、2次元配列の場合の超音波トランスデューサ12における、m行×n列の素子群(振動子群)を含む各サブアレイの切り替えを行う。切替部143のスイッチに接続されたサブアレイの各素子には、送信アンプ141cから受けた送信駆動パルスが印加されて圧電素子が駆動される。

20

【0043】

(受信部)

先端部10における受信部142は、被検体により反射された超音波に応じたエコー信号を受ける。受信部142は、超音波トランスデューサ12が受信したエコー信号に対して増幅して遅延加算処理を行う。受信部142の遅延加算処理により、アナログのエコー信号を整相された(つまり受信ビームフォームされた)デジタルのデータに変換する。具体例は次の通りである。

【0044】

受信部142は、受信アンプ142a、A/D変換部142bおよび遅延加算部142cを有して構成される。受信部142はサブアレイ遅延加算部(不図示)を有していてもよい。受信アンプ142a、超音波トランスデューサ12から受信したエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換部142bは、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。デジタル信号に変換されたエコー信号は、図示しないデジタルメモリに記憶される。なお、デジタルメモリはチャンネル(または各素子)毎に設けられており、エコー信号は対応するメモリに記憶される。また、エコー信号は、そのエコー信号の受信時刻に応じたアドレスに記憶される。A/D変換部142bは、エコー信号の帯域幅にあわせてフィルタリングしたデータを間引くことが可能である。なお、サブアレイ遅延加算部(不図示)を有する場合には、超音波振動子12aにおける近接した素子からのエコー信号を加算することが可能である。

30

40

【0045】

遅延加算部142cは、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。この受信遅延時間は素子毎に計算される。また遅延加算部142cは、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。エコー信号は、計算された必要な遅延時間に基づいて適宜デジタルメモリから読み出されて加算される。受信フォーカス位置を送信ビーム上に沿って変更しながらこの加算処理が繰り返される。加算処理によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。受信部106により処理された受信ビーム信号は、I/F15、受信部106等を介して信号処理部(Bモード信号処理部107、ドプラ信号処理部108)に送信される。

50

【0046】

(方向制御部・駆動部)

方向制御部16は、本体部101から超音波の送信方向にかかる指示信号を受け、駆動部18を制御する。例えば、本体部101側で設定されたROI (Region of Interest) に応じて超音波の放射面の向きまたは角度を変えるため、方向制御部16は駆動部18を駆動させる制御を行う。駆動部18は、例えば超音波モータ等のマイクロアクチュエータにより構成されており、方向制御部16に制御されて駆動される。また、駆動部18は超音波トランスデューサ12に接続されている。この構成によって、駆動部18が駆動されることにより、超音波トランスデューサ12が回転され、または傾動される。駆動部18が駆動されることにより、超音波トランスデューサ12における超音波の送信方向を変更することができる。

10

【0047】

<本体部の構成>

次に、本体部101の各部の制御および各部の処理について、図5を参照して説明する。同図に示す超音波診断装置100は、例えば心臓等の生体組織の形態を表す画像(図6参照)や血流状態を表す画像(図7A参照)を取得するために用いられる。図5に示すように超音波診断装置100においては、本体部101に先端部10および生体情報計測部120が接続されている。なお、先端部10は「超音波送受信部」の一例に該当する。図5は、第1実施形態にかかる超音波診断装置100の本体部101の機能構成の一例を示す概略ブロック図である。

20

【0048】

本体部101はその内部に、超音波診断装置100における入出力、演算、制御等の各処理を行うユニットを有している(図5参照)。図5においては、本体部101の機能として操作部102、表示部103、主制御部104、送信部105、受信部106、Bモード信号処理部107、ドプラ信号処理部108、生成部109、方向設定部110、探索部111を有する。なお、生体情報計測部120は、超音波診断装置100自体に含まれていてもよい。また本体部101には、先端部10とケーブル11を介して接続される電源が含まれていてもよい。

【0049】

(操作部)

操作部102は、操作者による操作を受けて、この操作内容に応じた信号や情報を装置各部に入力する。また、操作部102は、マウスなどのポインティングデバイスやキーボードに限らず、任意のユーザインターフェースを用いることができる。操作部102におけるこの緊急情報の入力手段を、例えば、表示部103と一体のタッチパネルにおけるソフトウェアキー(software key)として構成することも可能である。なお、操作部102は、ネットワークやメディアを介して信号や情報の入力を受ける機能を有していてもよい。なお、以下において超音波画像とはBモード画像のような形態画像だけでなく、血流や組織の運動情報に基づく波形画像や、血流や組織の運動情報に基づく色彩や明度のカラー表示も含むものとする。

30

【0050】

また、例えば操作者が操作部102における終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信が終了、または一時停止状態となる。また操作部102を操作することにより、超音波の走査モードを選択することが可能である。操作部102を介して、超音波の送受信にかかる走査モードの選択操作、初期設定を実行可能である。また、ドプラモードにおけるサンプルボリューム(サンプリングゲート)の指定操作を行うこともできる。また、心臓駆出率等、生体情報のモニタリングに関する設定を行うことも可能である。

40

【0051】

(表示部)

表示部103は、超音波画像、操作画面や設定画面等を表示する。CRT (Catho

50

deRay Tube) や液晶ディスプレイ (LCD; Liquid Crystal Display)、プラズマディスプレイ Plasma Display Panel)、有機EL (OLED; Organic Electro-Luminescence)、FED (Field Emission Display; 電界放出ディスプレイ) など、任意の表示装置を用いることが可能である。

【0052】

(主制御部)

主制御部104は、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) 等で構成される。CPUが制御プログラムを適宜RAM上に展開することにより、主制御部104として機能する。すなわち、主制御部104は本体部101における以下の各部の制御を実行する。

10

【0053】

(送信部)

本体部101の送信部105は、選択された走査モードに応じて先端部10の送受信制御部14に超音波トランスデューサ12の駆動にかかる信号を送信する。例えば主制御部104は、操作部102により走査モード (スキャンシーケンス) の選択操作を受ける。この操作により主制御部104は送信部105を、選択された走査モードに応じて制御する。選択された走査モードにより、送信周波数、送信駆動電圧等が変更される。なお、走査モードとしてはBモード、パワードプラモード (PDI; Power Doppler Imaging)、パルスドプラモード、連続波ドプラモード、カラードプラモード (CDI; Color Doppler Imaging / またはCFM; Color Flow Mapping)、組織ドプラモード (TDI; Tissue Doppler Imaging)、Mモード等があり、さらにはこれらの複合による走査モードを選択することも可能である。

20

【0054】

なお、パルスドプラモードにおいて、送信ビームの方向および送信フォーカス点 (観測領域の位置および深さ方向に関する範囲) は、サンプルボリューム (サンプリングゲート) により設定される。サンプルボリュームは、例えば表示されたBモード画像上で、操作者が操作部102により任意の範囲を指定することにより、方向設定部110を介して設定される。連続波ドプラモードの場合、送信ビームが占める空間領域が観測領域である。

30

【0055】

また、探索部111における探索処理を実施する場合は、送信部105は所定時間の経過に応じて上記いずれかのドプラモードにより、被検体内所定部位の血流や組織の運動情報を取得する制御信号を先端部10の送信部141に送信する。この処理においては、ドプラモードによる超音波の送信方向が所定のトリガに応じて変更される。詳細は探索部111の説明において記載する。

【0056】

(受信部)

本体部101の受信部106は、先端部10から、送信部141により所定の処理を施されたデジタルのエコー信号を受ける。エコー信号は、信号処理部 (Bモード信号処理部107、ドプラ信号処理部108) に送信される。

40

【0057】

(信号処理部・Bモード信号処理部)

信号処理部はBモード信号処理部107およびドプラ信号処理部108を有する。Bモード信号処理部107は受信信号を受信部106から受けて、受信信号の振幅情報の映像化を行う。具体的には、Bモード信号処理部107は、受信ビーム信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。これにより、Bモード信号処理部107は、Bモード画像のRAWデータを生成する。

【0058】

50

(信号処理部・ドプラ信号処理部)

ドプラ信号処理部108は、ドプラ処理として、受信ビーム信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、高速フーリエ変換（FFT処理；Fast Fourier Transform）を施すことにより、受信ビーム信号（ドプラ信号）の周波数解析を行ってドプラ偏移を抽出する。ドプラ偏移を用いることで、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したドプラ画像のRAWデータを生成する。

【0059】

またドプラ信号処理部108は、カラードプラ処理を行う構成としてもよい。カラードプラ処理により血流情報の映像化が行われる。血流や組織の運動情報には、速度、分布、またはパワーなどの情報がある。例えばドプラ信号処理部108は、受信ビーム信号を処理し、関心領域内のカラーフローマッピング（CFM）画像のRAWデータを生成する。具体的には、ドプラ信号処理部108は、受信部106からの受信ビーム信号を直交検波する。次にドプラ信号処理部108は、直交検波されたエコー信号を自己相関法により周波数解析する。周波数解析によりドプラ信号処理部108は、サンプルの各点において血流の平均速度値や分散値を算出する。そしてドプラ信号処理部108は、算出された平均流速値や分散値をカラーで表現するカラーフローマッピング画像のRAWデータを生成する。また、ドプラ信号処理部108は、直交検波された受信ビーム信号に基づいて血流のパワー値を算出する。そしてドプラ信号処理部108は、算出されたパワー値をカラーで表現するカラーフローマッピング画像のRAWデータを生成する。

【0060】

これらの信号処理部は、信号処理が施されたRAWデータ（超音波ラスタデータ）を生成部109に送信する。なお、本実施形態に係るBモード信号処理部107およびドプラ信号処理部108は、2次元のエコーデータおよび3次元のエコーデータの双方について処理可能である。

【0061】

(生成部)

次に生成部109の処理を図6および図7を参照して説明する。図6は、第1実施形態における生成部109により生成されたBモード画像の一例を示す概略図である。図7Aは、第1実施形態における生成部109により生成されたドプラスペクトラム画像の一例を示す概略図である。図7Bは、図7Aのドプラスペクトラム画像と生体情報計測部120から受けた心電波形Wを並行して表示した状態の一例を示す概略図である。図8は、食道からのアプローチにより図6に示すBモード画像の断面を得るための位置関係を示す概略画面データ図である。

【0062】

生成部109は、信号処理部（Bモード信号処理部107、ドプラ信号処理部108）から出力された信号処理後のRAWデータに基づいて超音波画像データを生成する。生成部109は、例えばDSC（Digital Scan Converter：デジタルスキャンコンバータ）を有する。生成部109は、走査線の信号列で表される信号処理後のRAWデータを、直交座標系で表される画像データに変換する（スキャンコンバージョン処理）。例えば生成部109は、Bモード処理部によって信号処理が施されたRAWデータにスキャンコンバージョン処理を施すことにより、被検体の組織の形態ごとの信号強度を輝度で表現するBモード画像データを生成する（図6参照）。なお図8に示すように、図6は、食道からのアプローチによる四腔断面像である。図6には、左房LA、超音波の送信方向L1および僧房弁Mが示されている。また、図6には心電波形Wも表示されている。

【0063】

また、生成部109は、カラードプラ処理またはドプラ処理を受けたRAWデータに座標変換を施し、表示部103に表示することができるカラーフローマッピング画像のデータ、ドプラ画像のデータを生成する。例えば生成部109は、ドプラ信号処理部108に

よるドプラ信号（エコー信号）のFFT（Fast Fourier Transform）による周波数解析の結果に基づき、移動体の速度情報（血流の速度情報や組織の速度情報）を時系列に沿って描画したドプラスペクトラム画像を生成する（図7A参照）。

【0064】

なお、図7Aにおいては、縦軸に周波数 f （速度 v ）、横軸が時間 t としてスペクトラムの表示が行われている（FFT表示）。また、この波形表示において線幅は速度の大きさを示し、輝度はドプラスペクトラムの強度（ドプラ信号のパワーに相当する）を表している。なお、図7Aは図の見易さを優先して階調を反転して表示している（図7Bにおいて同じ）。

【0065】

先端部10を通じて経時的に超音波の送受信が行われると、上述の工程を経て生成部109によりドプラスペクトラム画像が順次生成される。表示部103が生成された画像を順次表示していくことにより、周波数 f （対象物体の速度 v ）が刻々と変化する様子がパターンとして表示される。

【0066】

また生成部109は、受信部106および主制御部104を介して、本体部101に接続された生体情報計測部120から心電波形を取得することが可能である。生成部109は、取得された心電波形に基づき、図7Bに示すように、ドプラスペクトラム画像と心電波形を同期させて並行して表示可能な画像を生成する。

【0067】

また、例えば生成部109は、カラーフローマッピング画像のRAWデータから移動体情報（血流情報や組織の移動情報）を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラーフローマッピング画像を生成する。また生成部109は、Bモード画像、カラーフローマッピング画像およびドプラ画像から、任意の画像同士を合成して合成画像を生成してもよい。例えばBモード画像（またはMPR画像）上に血流や組織の運動情報に基づくカラー表示をしてカラーフローマッピング画像を生成するとともに、パルスドプラモードによるドプラスペクトラム画像を生成し、さらに生体情報計測部120から取得した心電波形に基づき、カラーフローマッピング画像とドプラスペクトラム画像と心電波形とを並行して表示可能な画像を生成することも可能である。

【0068】

また、本体部101の信号処理部において図示しないボリュームデータ処理部を有している場合には、生成部109はボリュームレンダリング画像やMPR画像を表示することも可能である。この場合、信号処理部は、超音波トランスデューサ12が受信したエコー信号に基づき、被検体内の組織の3次元的な形状等を表すボリュームデータを生成する。また信号処理部は、例えば、そのボリュームデータにボリュームレンダリング処理を施しRAWデータを生成する。生成部109は、信号処理部からボリュームレンダリング後のRAWデータを取得してボリュームレンダリング画像を生成する。また生成部109は、ボリュームデータからMPR（Multi-Planar Reconstruction）画像を生成することも可能である。

【0069】

（方向設定部）

方向設定部110は、先端部10における超音波トランスデューサ12による超音波の送信方向を設定する。送信方向の設定は、操作部102を介した操作者の操作または後述する探索部111から送信方向データを受けることに基づいて行われる。方向設定部110は、先端部10の送受信制御部14または方向制御部16に設定した送信方向データを送信する。また方向設定部110は、図示しない記憶部を備えており、サンプルボリュームや送信方向データを記憶する。

【0070】

超音波の送信方向の設定に関して方向設定部110が受ける操作としては、走査モードの選択操作、サンプルボリュームの設定操作、超音波トランスデューサ12の回転操作／

10

20

30

40

50

傾動操作等が挙げられる。また方向設定部 110 は、走査モード（連続波ドプラモード等）に応じて先端部 10 の超音波トランスデューサ 12 において駆動信号が印加される素子（またはチャンネル）を設定する。探索部 111 からの送信方向データを受けた送信方向の設定処理については、探索部 111 の説明において記載する。

【0071】

走査モードの選択操作、サンプルボリュームの設定操作に応じた超音波の送信方向の設定情報（駆動する素子、超音波放射面に対する角度／方向等）は、送信部 105 を介して先端部 10 の送受信制御部 14 に送られる。超音波トランスデューサ 12 の回転操作／傾動操作に応じた超音波の送信方向の設定情報（超音波トランスデューサ 12 の傾動角度、回転量等）は、先端部 10 の方向制御部 16 に送られる。なお、方向設定部 110 は、「変更部」の一例に該当する。また、方向設定部 110 は、先端部 10 の方向制御部 16 および駆動部 18 との組み合わせにおいて「変更部」の一例に該当する。また、方向設定部 110 は、送信部 105 および先端部 10 の送受信制御部 14 との組み合わせにおいて「変更部」の一例に該当する。

【0072】

（探索部）

探索部 111 は、超音波診断装置 100 により超音波画像を得るための超音波の送受信をしているとき、検査部位の位置と超音波の送信方向との調整を行うため、超音波の送信方向の探索を行う。探索は、ドプラモードでの超音波の送受信により得られたドプラ信号に基づく。すなわち、ドプラ信号における超音波の送信方向（またはサンプルボリューム）が、血流を生じる所望の観察対象に適応しているかを判断することにより行われる。なお、前提として探索部 111 による当該調整機能を実施する場合、主制御部 104 は、操作者により選択された走査モードがいずれの走査モードであっても、超音波画像の取得と並行してドプラ信号を取得するように先端部 10 を制御する。なお、ドプラ信号とは、上記ドプラモードにより得られたエコー信号、または信号処理部により信号処理が施された後のドプラ画像の RAW データを示すものであり、説明の便宜上、以下においても同様の記載をすることがある。また、ドプラモードとはパルスドプラモード、連続波ドプラモード、カラードプラモード、パワードプラモード等、血流情報を取得するための走査モードのいずれかを示すものであり、説明の便宜上、以下においても同様の記載をすることがある。

【0073】

例えば、B モードが選択されて B モード画像が生成される場合において、主制御部 104 は、表示された B モード画像上にサンプルボリュームを設定するように促す制御を行う。操作者によりサンプルボリュームが設定されると、先端部 10 は、送信部 105 から受けた制御信号にしたがい、B モードのスキャンと、パルスドプラモードによるドプラ信号の取得を交互に繰り返す。探索部 111 は、取得したドプラ信号に基づき、検査部位の位置と超音波の送信方向との調整のための探索を行う。例えば心臓駆出率のモニタリングにおいて超音波トランスデューサ 12 における超音波の送信方向の探索に用いることが可能である。

【0074】

探索部 111 の第 1 の態様としては、経時的に得られたドプラ信号の強度を示す信号強度情報それぞれを比較し、信号強度が最大となる超音波の送信方向を求める。探索部 111 による探索処理の一例は、次の通りである。

【0075】

《超音波の送信開始》

前提として、被検体内に先端部 10 が挿入され、かつ操作者により走査モードが選択され、超音波の送信が開始されると、本体部 101 の受信部 106 は当該走査モードに基づくエコー信号を経時的に取得する。このエコー信号に基づいて信号処理部、生成部 109 等により、走査モードに応じた超音波画像が生成され、表示部 103 は、適宜この超音波画像を表示する。なお、選択された走査モードがドプラモードである場合には、選択され

た走査モードに基づくエコー信号のみが取得される。つまり走査モードの切り替え処理が行われない。

【0076】

《探索の開始》

走査モードがBモードである場合、Bモード信号処理部107はエコー信号に基づくRAWデータを生成部109に送り、かつドプラ信号処理部108はドプラ信号を探索部111に送る。また本体部101の送信部105は、探索部111の探索処理のためドプラモードによる超音波の送信を実施させる。すなわち送信部105は、上記送信開始時点から起算して、所定時間（設定された任意の時間）が経過することを契機として、先端部10にドプラモードによる超音波の送信を実施させる。このとき、方向設定部110は、最初に超音波を送信した方向だけでなく、先端部10に送信方向を順次変更させた上で超音波を送信させる。なお、探索処理を行う時間間隔は、任意に設定することが可能である。

10

【0077】

《心電波形に基づく超音波送信》

探索処理において、送信方向を変更して超音波を送信する間隔は、操作者が設定した任意の時間間隔ごととすることが可能である。例えば、探索部111は生体情報計測部120から受けた心電波形に基づき、主制御部104が所定の心時相（拡張期等）を求める。さらに探索部111は、求めた心時相ごとに送信部105に超音波の送信タイミングにかかる制御信号を送ってもよい。所定の心時相とは、拡張期もしくは収縮期、または収縮早期、収縮中期、収縮末期、拡張早期、拡張中期もしくは拡張末期等である。なお、探索処理において、主制御部104が所定の心時相において超音波の送信タイミングにかかる制御信号を送信する構成に限られない。他の例として主制御部104は、生体情報計測部120から受けた心電波形から所定の心時相を求め、順次得られたドプラ信号のうち、当該所定の心時相に対応したドプラ信号について、後述の信号強度を求める構成であってもよい。

20

【0078】

なお、探索部111による探索処理を行う場合においても、ドプラモードの初期設定が必要となる。例えば選択された走査モードが開始されること、またはそれに前後して、主制御部104により、サンプルボリュームを設定することを促す報知がなされる。例えば表示部103に所定の文字列を表示させる処理、音声のガイダンスを出力する処理等が報知にあたる。所定時間が経過すると、方向設定部110は送信部105を介して、まず初期設定に応じた方向を送信方向として先端部10に超音波を送信させる。次に、方向設定部110は、送信部105を介して初期設定の送信方向の周囲、例えば初期設定の方向と隣接する方向へ超音波を送信させる。

30

【0079】

《信号強度情報の算出》

受信部106は、ドプラモードにおける、送信方向が異なるドプラ信号それぞれを順次取得していく。このドプラ信号は、ドプラ信号処理部108に送信される。ドプラ信号処理部108はドプラ信号を探索部111に送信する。探索部111は、信号処理部から順次得られたドプラ信号を超音波の送信方向の情報とともに図示しない記憶部に記憶させる。また、探索部111は記憶された送信方向がそれぞれ異なるドプラ信号から信号の強度を示す信号強度情報を取得する。信号強度情報は、例えばパルスドプラモードにおける血流速度情報であり、この場合、ドプラスペクトラム画像に示された波形における振幅値または輝度値等を血流速度情報とすることができる。なお、探索部111はドプラ信号を取得するごとに当該ドプラ信号から信号強度情報を求めてもよい。この場合、探索部111は順次求められた信号強度情報と超音波の送信方向の情報とを図示しない記憶部に記憶させる。

40

【0080】

《信号強度の比較》

また探索部111は、例えば所定の心時相に対応した、異なる方向におけるドプラ信号そ

50

れぞれを比較し、より信号強度の大きいドプラ信号を求める。信号強度の比較において最大の信号強度を示すドプラ信号については、対応する超音波の送信方向の情報とともに記憶される。なお、探索部 111 により信号強度が求められるタイミングは、探索部 111 がドプラ信号を取得するごとでもよい。また、次に記載する探索処理の終了後に、探索部 111 が各時点のドプラ信号から最大の信号強度を求める構成であってもよい。

【0081】

《探索の終了》

方向設定部 110 の制御にしたがった、超音波の送信およびこれに応じたドプラ信号の取得の処理は、所定の条件が満たされるまで継続される。所定の条件は、例えば所定送信回数の完了、所定の範囲（音源からの所定角度範囲）における送信完了、または所定時間の経過が挙げられる。探索部 111 は、このサイクルにおいて最後に取得されたドプラ信号を受けると、このサイクルの終了とし、その信号強度情報を求める。すなわち探索部 111 は、それより前の最大の信号強度を有するドプラ信号と比較する。探索部 111 は、この比較を行うことにより、探索処理の 1 サイクル分を完了し、最大の信号強度を有するドプラ信号と対応する超音波の送信方向の情報を確定させる。探索部 111 は、確定された超音波の送信方向の情報を方向設定部 110 に送信する。

【0082】

《方向設定の更新》

方向設定部 110 は、上記探索処理を実行する前の超音波の送信方向と、探索部 111 から受けた超音波の送信方向の情報を比較する。これらの間に差異があれば、方向設定部 110 は、探索部 111 から受けた超音波の送信方向の情報に基づき、超音波の送信方向の設定を更新する。また方向設定部 110 は、更新された設定に基づき、先端部 10 の送信部 141 か、あるいは方向制御部 16 および駆動部 18 によって超音波の送信方向を新たな方向に変更する。なお、本実施形態における方向設定部 110 および探索部 111 は、「制御部」の一例に該当する。

【0083】

以上が、探索部 111 の探索処理の一例である。なお他の例として、操作者によって最初に連続波ドプラモードが選択されている場合には、上記のように所定時間の経過を待たず、超音波の送信の開始に応じて、ドプラ信号の信号強度を求めてもよい。この場合、順次得られたドプラ信号に基づいて同一送信方向における信号強度の変化を継続して求めてもよい。ただし、連続波ドプラモードにおいては超音波の送信と受信が連続して実行されるため、上記のように信号強度に基づく送信方向の探索のように超音波の送信方向を変更して、超音波の送信方向を探索することは、やはり所定時間間隔ごとに実行されることが好ましい。

【0084】

被検体の呼吸、拍動、体動、咽喉反射、嘔吐反応等により、超音波診断装置による観測の対象と、超音波の送信方向とがずれてしまう場合がある。特に、超音波の送信方向における深さ方向へのズレでなく、その方向から外れる方向（直交方向等）にずれた場合は、超音波診断装置におけるモニタリングの継続が困難となる。したがって、ズレが生じる度に、先端部 10 における超音波トランスデューサ 12 の回転、傾動や、超音波のフォーカス、送信方向等を調整、またはサンプルボリュームを調整しなければならない。

【0085】

しかし操作者が継続してズレの観察をし、またこれらの調整をすることは非常に煩雑である。操作者にこれらの作業を負担させると、超音波診断装置による被検体内のモニタリングの作業効率が低下するおそれがある。さらには、また長期のモニタリングの場合、操作者が常に超音波の送信方向が適当であることを監視し続けることは困難であり、モニタリングの実現に支障をきたす。この点、上記のような探索部 111 を備える超音波診断装置 100 であれば、定期的に超音波の送信方向の調整を実施するので、これらの問題が解消する。つまり、被検体内のモニタリングにおいて操作者に煩雑な処理を強わず、作業効率が向上する、また、長期のモニタリングにも対応することが可能となる。

【0086】

(生体情報計測部)

図5において生体情報計測部120は、本体部101に接続されている。生体情報計測部120は、生体信号等の被検体の状態を示す情報を生成し、生成した情報を本体部101に送信する。生体情報計測部120としては、生体電気器具（心電計、脳波計、筋電計など）、呼吸器系器具（呼吸流量計、電子式呼吸計（スパイロメータ）、呼吸抵抗計など）および、医用監視装置（単数監視装置（ベッドサイドモニタ）、複数監視装置（セントラルモニタ））等が該当する。医用監視装置は、心電図・血圧・呼吸数・体温・脈拍・血中酸素飽和度・呼気ガス分圧などのバイタルサインを監視するものである。

【0087】

10

例えば生体情報計測部120が心電計である場合、主制御部104は、受信部106等を介して生体情報計測部120から心電波形を受ける。図5において生体情報計測部120は、本体部101の外部に設けられているが、一部が本体部101側の内部に含まれ、計測の処理を本体部101において行ってもよい。

【0088】

<動作>

次に、この実施形態においてBモード画像、ドプラスペクトラム画像および心電波形を並列表示しつつ、所定時間ごとに探索処理を実行する制御のフローについて図9～図11を参照して説明する。図9～11は、第1実施形態にかかる超音波診断装置100の動作の概略を示すフローチャートである。

20

【0089】

(ステップ01)

操作者により、操作部102を介して走査モードの選択操作や初期設定（送信フォーカス点、SV設定等）がなされると主制御部104は、本体部101の送信部105、先端部10のI/F15を介して走査モードに応じた超音波トランスデューサ12の駆動制御にかかる制御信号を先端部10の送受信制御部14に送る。なお、このときに、主制御部104が受信部106等を介して生体情報計測部120から心電波形を取得する構成であってもよい。さらに表示部103が心電波形も表示させてもよい。

【0090】

(ステップ02)

30

送受信制御部14は、一例において送信波形発生部141bにより遅延されたレートパルスに基づくタイミングで送信駆動パルスを発生する。送信駆動パルスは送信アンプ141cにより増幅され切替部143に送られ所定の超音波振動子12aが駆動される。このようにして超音波トランスデューサ12から所定の超音波が放射される。走査モードがBモードである場合、受信部106は先端部10から受けたエコー信号をBモード信号処理部107に送る。Bモード信号処理部107は信号処理を行いRAWデータを生成する。生成部109は、このRAWデータに基づいてBモード画像を生成し、Bモード画像は適宜、表示部103に表示される。

【0091】

(ステップ03)

40

主制御部104は、選択された走査モードに基づく超音波の送信が開始された時点から所定時間が経過したかについて判断する。S03において所定時間（例えば操作者が設定した任意の時間）が経過していないと判断した場合（S03；No）、主制御部104はこの判断を繰り返す。

【0092】

(ステップ04)

S03において所定時間が経過したと判断した場合（S03；Yes）、主制御部104は送信部105を介して、探索処理にかかる先端部10の超音波の送受信を開始させる。また表示部103にBモード画像BIが表示されている場合（図6参照）、主制御部104は、ここでサンプルボリュームの指定を促す報知を行ってもよい。操作者により、操

50

作部102を介してBモード画像上の任意の領域がサンプルボリュームとして指定される。図6においては左房LAから僧帽弁Mを抜けて左室へ至る線であって左心系の中央付近を通る送信方向が破線L1により示されている。指定されたサンプルボリュームは、方向設定部110に送られ、方向設定部110により送信部105を介して、音源からの超音波の送信方向にかかる情報が先端部10に送信される。なお、サンプルボリュームの指定は、S04より前に設定される構成であってもよい。

【0093】

(ステップ05)

先端部104は、S01において選択された走査モードがドプラモードであるかについて判断する。

10

【0094】

(ステップ06)

S05の判断の結果、走査モードがドプラモードでないと判断した場合(S05;No)、主制御部104は探索処理の開始のため、走査モードをドプラモードに切り替える。

【0095】

(ステップ07)

探索処理のため、主制御部104は送信部105を介して先端部10にドプラモードによる超音波の送信を実施させる。S01において選択された走査モードがドプラモード以外の走査モード(Bモード等)である場合、ドプラモードと交互に切り替わる。

20

【0096】

(ステップ08)

受信部106は、先端部10からドプラモードに基づくエコー信号を受ける。これに基づき、ドプラ信号処理部108はドプラ信号を探索部111に送信する。探索部111は、所定の心時相に対応するドプラ信号に基づいて信号強度情報を生成する。探索部111により生成された信号強度情報は超音波の送信方向の情報とともに図示しない記憶部に記憶される。

【0097】

(ステップ09)

主制御部104は、生体情報計測部120から受けた心電波形に基づいて、探索処理における次の超音波の送信のタイミングを計る。主制御部104は、当該次のタイミングが到来するまで(S09;No)この処理を繰り返す。

30

【0098】

(ステップ10)

S09において心電波形に基づいて次の超音波の送信タイミングが到来と判断した場合(S09;Yes)、主制御部104は方向設定部110に、先端部10の超音波送信方向を、初期設定の方向からその周囲の方向へ変更させて超音波を送信させる。なお、初期設定における走査モードがドプラモードでない場合、主制御部104は、超音波の送信タイミングが到来したときに、ドプラモードへ切り替えてから方向設定部110による超音波送信方向を変更させる。

40

【0099】

(ステップ11)

受信部106は、送信方向を変更して送信された超音波にかかるエコー信号を受け、ドプラ信号処理部108に送る。探索部111は、ドプラ信号処理部108から受けたドプラ信号に基づいて信号強度情報を生成し、対応する超音波の送信方向の情報とともに図示しない記憶部に記憶させる。なお、主制御部104は、生体情報計測部120から受けた心電波形から所定の心時相を求め、順次得られたドプラ信号のうち、当該所定の心時相に対応して信号強度を求める。

【0100】

(ステップ12)

主制御部104は、所定送信回数の完了、所定の範囲(音源からの所定角度範囲)にお

50

ける送信完了、または所定時間の経過等の探索処理の終了条件を満たしたかについて判断する。S 1 2において条件を満たしていないと判断した場合（S 1 2；N o）、主制御部1 0 4はS 0 9～S 1 2の処理を繰り返す制御を行う。

【0 1 0 1】

（ステップ1 3）

S 1 2において探索処理の終了条件を満たしたと判断した場合（S 1 2；Y e s）、探索部1 1 1は図示しない記憶部から信号強度情報それぞれを読み出し対比する。なお、S 0 9から順次信号強度情報が得られるごとに、前の信号強度情報と対比をする構成であってもよい。この場合には、暫定的な最大信号強度が既に求められているので、最後に得られた信号強度とその前の時点での暫定的な最大信号強度とを対比する。

10

【0 1 0 2】

（ステップ1 4）

探索部1 1 1は、S 1 3の対比の結果、信号強度が最大である超音波送信方向を確定する。

【0 1 0 3】

（ステップ1 5）

探索部1 1 1は、確定した超音波送信方向の情報を方向設定部1 1 0に送信する。

【0 1 0 4】

（ステップ1 6）

方向設定部1 1 0は、あらかじめ設定された方向と、S 1 5で受けた送信方向の情報とを比較し、これらの間に差異があるか判断する。

20

【0 1 0 5】

（ステップ1 7）

S 1 6の判断の結果、差異があると判断した場合（S 1 6；Y e s）、方向設定部1 1 0は、S 1 5で受けた超音波の送信方向の情報に基づき、超音波の送信方向の設定を更新する。

【0 1 0 6】

（ステップ1 8）

方向設定部1 1 0は、更新された設定に基づき、方向制御部1 6および駆動部1 8によって超音波トランスデューサ1 2を回転または傾動させる必要があるか判断する。超音波の送信方向を新たな方向に変更する。

30

【0 1 0 7】

（ステップ1 9）

S 1 8において超音波トランスデューサ1 2を回転または傾動させる必要があると判断した場合（S 1 8；Y e s）、方向設定部1 1 0は方向制御部1 6および駆動部1 8によって、超音波トランスデューサ1 2を回転または傾動させる。ただし、2次元アレイの超音波トランスデューサ1 2の場合には、この判断がなされない場合がある。

【0 1 0 8】

（ステップ2 0）

方向設定部1 1 0は、先端部1 0の送信部1 4 1により、超音波の送信方向を新たな方向に変更して超音波の送信を行う。S 1 8において超音波トランスデューサ1 2を回転または傾動させる必要がないと判断した場合（S 1 8；N o）、方向設定部1 1 0はS 1 9を行わずに、この処理を行う。

40

【0 1 0 9】

S 1 6の判断の結果、差異がないと判断した場合（S 1 6；N o）、方向設定部1 1 0はS 1 7～2 0を行わずに、処理を終了する。

【0 1 1 0】

<作用・効果>

以上説明した本実施形態にかかる超音波診断装置の作用および効果について説明する。

【0 1 1 1】

50

本実施形態における超音波診断装置１００は、所定時間ごとにあらかじめ設定された超音波送信方向とその周囲の方向に超音波を送信し、異なる送信方向に対応する複数のドプラ信号を得る。また、探索部１１１は、異なる送信方向に対応する複数のドプラ信号の信号強度情報を対比して信号強度が最大となる超音波の送信方向を探索する。方向設定部１１０は先端部１０における超音波送信方向をその送信方向に変更する。したがって、被検体の呼吸、拍動、体動、咽喉反射、嘔吐反応等により、被検体内の先端部１０が変位してしまい、観測の対象と、超音波の送信方向とがずれてしまったとしても、操作者に煩雑な処理を強いずに、上記変位に応じて追従するように超音波の送信方向がされ、被検体内のモニタリングを継続することが可能である。さらに長期のモニタリングを行うとしてもその作業効率が損なわれる事態を回避できる。

10

【０１１２】

また、本実施形態における超音波診断装置１００は、一例としてカプセル状の収容部１０ａに超音波トランスデューサ１２を収容した構成の先端部１０を有する。このような先端部１０が被検体内に挿入される。これに対して、一般的な経食道超音波プローブが食道に挿入された場合、把持部から先端部までの導中管部が食道に留置された状態となる。例えば食道の所定位置から心臓に超音波を送受信する場合、少なくとも超音波を送受信している間は、導中管部も食道に留置される。しかしながら、心臓等の検査部位を継続して観察している間は、常に被検体の食道に導中管部から先端部までが留置された状態となる。

【０１１３】

経食道超音波プローブの導中管部および先端部は、超音波トランスデューサと信号のやりとりをする信号線、電源等だけでなく先端部を曲げるためのワイヤーを内部に備えている。つまり被検体は、ワイヤー等を内蔵する導中管部等が食道に留置された状態で耐え続けることになる。しかしながら、観察する時間が長期間になった場合、被検体の状態によっては負担となるおそれがある。その結果、経食道超音波プローブを検査部位の継続的な観察に用いることができない場合がある。この問題を避けるために体外から超音波を送受信する場合は、超音波の送受信方向に存在する組織の影響を考慮しなければならない。本実施形態のようにカプセル型で、ケーブル１１の内部に通される線も電源線と信号線程度で最小限に抑える構成であれば、経食道超音波プローブを用いる場合と比較して被検体の負担を軽減することが可能となる。また、中心軸に沿って貫通された、中空を有する円筒状の支持体を用いれば、一定箇所先端部１０が長期間留置されても食道の機能を維持できる。

20

30

【０１１４】

〈変形例１〉

次に、第１実施形態の変形例１について図１２Ａおよび図１２Ｂを参照して説明する。図１２Ａは、第１実施形態における超音波トランスデューサ１２の変形例１を示す概略斜視図である。図１２Ｂは、図１２Ａの概略Ｃ－Ｃ'断面図である。図１２Ａおよび図１２Ｂに示すように、この変形例１にかかる超音波トランスデューサ１２は、超音波振動子１２ａの支持体１２ｋが軸方向の一端面から他端面へ向かって径が漸次大きくなり、裾野が広がっていくように形成されている。

【０１１５】

この構成においては、収容部１０ａの長軸（先端部１０の挿入方向の軸）に対して超音波振動子１２ａが傾いて設置される。すなわち、上記実施形態のように超音波トランスデューサ１２をアクチュエータ等によって傾動させなくても、例えば食道中部付近に挿入された先端部１０の超音波トランスデューサ１２の超音波放射面に対して仰ぎ見るような位置関係にある心臓等をＲＯＩに含めることが可能となる。

40

【０１１６】

したがって、駆動部１８の駆動制御が不要となり、収容部１０ａの内部の省スペース化を図ることが可能となる。

【０１１７】

また、この変形例１においても、観測の対象と、超音波の送信方向とがずれてしまった

50

としても、操作者に煩雑な処理を強いずに、上記変位に応じて追従するように超音波の送信方向がされ、被検体内のモニタリングを継続することが可能である。

【0118】

〈変形例2〉

次に、第1実施形態の変形例2について説明する。この変形例では、上記のように先端部10における送信部141、受信部142の機能の大半を、本体部101の送信部105、受信部106が実行する。これにより、収容部10aの内部の構成を簡素化することが可能となる場合がある。送信部105および受信部106の機能は例えば以下の通りである。

【0119】

(送信部－変形例2)

本体部101の送信部105は、主制御部104によって制御されるクロック発生回路、送信遅延回路およびパルサ回路（不図示）等を含んで構成される。クロック発生回路は、超音波の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。例えばクロック回路は送信遅延回路に基準クロック信号を与える。送信遅延回路は、所定の遅延時間が付与された駆動信号をパルサ回路に供給する。なお、所定の遅延時間については超音波の送信フォーカス点から決定される。またパルサ回路は、各超音波振動子12aに対応した個別経路（チャンネル）に相当する個数のパルサを内蔵し、送信駆動パルスを発生する回路である。

【0120】

すなわち、パルサ回路は、所定の繰り返し周波数（PRF）の送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延回路は、レートパルスに送信方向および送信フォーカスにかかる遅延時間を与える。そして各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで送信駆動パルスが発生される。この発生された送信駆動パルスは、ケーブル11を介して先端部10に送信され、送受信制御部14を介して超音波トランスデューサ12における各超音波振動子12aに供給される。供給された送信駆動パルスは各圧電素子を励振する。このように送信遅延回路がパルサ回路に遅延を与えることにより、超音波の送信フォーカスが実施され、超音波がビーム状に集束される。それにより超音波の送信指向性が決定される。さらに送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、超音波放射面からの超音波送信方向を制御する。

【0121】

(受信部－変形例2)

本体部101の受信部106は、主制御部104に制御され被検体により反射された超音波に応じたエコー信号を受ける。受信部106は、先端部10が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延・加算処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相された（つまり受信ビームフォームされた）デジタルのデータに変換する。具体例は次のとおりである。

【0122】

受信部106は、例えば図示しないプリアンプ回路と、A/D変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波トランスデューサ12から受信したエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。デジタル信号に変換されたエコー信号はデジタルメモリに記憶される。なお、デジタルメモリはチャンネル（または各素子）毎に設けられており、エコー信号は対応するメモリに記憶される。また、エコー信号は、そのエコー信号の受信時刻に応じたアドレスに記憶される。

【0123】

受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。この受信遅延時間は素子毎に計算される。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。エコー信号は、計算された必要な遅延時間に基づいて適宜読みだされ加算される。受信フォーカス位置を送信ビーム上に沿って変更しながら

10

20

30

40

50

らこの加算処理が繰り返される。加算処理によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。受信部106により処理された受信ビーム信号は、信号処理部（Bモード信号処理部107、ドプラ信号処理部108）に送信される。

【0124】

〔第2実施形態〕

次に、第2実施形態にかかる超音波診断装置100について説明する。第2実施形態においては、第1実施形態と比較して探索部111の処理内容が異なる。その他の部分は第1実施形態にかかる超音波診断装置100と同様である。以下、これらの相違点のみについて説明する。

【0125】

第1実施形態においては、探索部111がドプラ信号における信号強度に基づいて最適な超音波の送信方向を求める構成である。これに対して、第2実施形態における超音波診断装置100では、探索部111における探索処理が、生成部109によって生成された血流情報を示す波形に基づいて実行される。

【0126】

《探索部の概要》

例えばあらかじめ記憶されたドプラ信号に基づく波形と、探索処理において順次得られたドプラ信号に基づく波形（例えば図7A）とを対比してもよい。対比するドプラ信号の波形同士は、心時相を同期させた所定の期間（例えば1心周期）単位で比較するのが好適である。対比の結果、あらかじめ記憶されたドプラ信号に基づく波形との類似度が最大となる方向を求めることにより超音波の送信方向を求める構成であってもよい。前述の実施例においては、ドプラ信号のパワーに基づいて送信方向を求める例を説明した。ここで、パルスドプラの場合には、サンプルボリュームが筋肉組織や弁に当たると受信信号が飽和して、血流から信号が得られる場合と比べてドプラ信号のパワーが突出して大きくなる場合がある。このような場合に備えて、ドプラ信号のパワーの期待値に上限値を設けておき、期待値の範囲内でパワーの最大値を得る方向を探索するのが好適である。また、ここで後述するように、所定の期間内におけるドプラ波形の類似度が最大となる方向を探索することで、飽和の影響を軽減しながら精度の高い送信方向の推定が可能となる。なお、あらかじめ記憶されたドプラ信号に基づく波形（基準の波形）について、以下、「第2の波形」と記載することがある。また、探索処理により順次得られたドプラ信号に基づく波形を「第1の波形」と記載することがある。また、第2の波形と第1の波形は、「波形パターン」の一例に該当する。

【0127】

《基準の波形データの生成》

第2の波形にかかる第2の波形データは、図示しない記憶部に記憶されている。第2の波形は、探索処理において第1の波形との比較対象とされる。この第2の波形データは、例えば選択された走査モードにおける超音波の送受信の開始時から所定時間経過後までに得られる。この場合において、操作者により選択された走査モードがBモードであれば、主制御部104は送信部105を介して、Bモードに応じた超音波トランスデューサ12の電子走査の制御と、ドプラモードに応じた超音波送受信の制御とが交互に繰り返されるように先端部10を制御する。この制御の切り替えは、所定時間が経過するまで繰り返される。このときのドプラモードにおける超音波の送信方向は、初期設定において設定された方向である。初期設定は、超音波の送信の開始タイミングまたはそれに前後して操作者により行われる。なお、第2の波形の生成においては、探索処理と異なり、送信方向の変更は行われず、設定された方向において超音波が送信される。

【0128】

また主制御部104は、第2の波形データを生成するために、所定の心時相（拡張期等）においてドプラ信号を取得するように先端部10の送受信制御部14を制御する。そのため、主制御部104は、生体情報計測部120から心電波形を受ける。生成部109はドプラ信号に基づいてドプラモードにおける波形を示す画像（ドプラスペクトラム画像等

10

20

30

40

50

）を生成する。

【0129】

探索部111は、波形を示す画像から心電波形における所定の心時相に対応する波形をとらえる。探索部111は、その波形を第2の波形として記憶部に記憶させる。なお、上記のような第2の波形データの生成処理を行わずに、あらかじめ取得された波形を示すデータを第2の波形データとして記憶させておいてもよい。一例として、被検体の状態に応じた標準的な波形を示す波形データを用いることも可能である。また他の例として、過去に同一の被検体から取得されたドプラ信号に基づく波形から、現在の被検体の状態を参照して特定の波形を抽出し、第2の波形として利用することも可能である。

【0130】

《探索の開始》

また本体部101の送信部105は、探索部111の探索処理に用いる第1の波形を得るためドプラモードによる超音波の送信を実施させる。すなわち送信部105は、上記第2の波形の取得時点から起算して、所定時間が経過することを契機として、先端部10にドプラモードによる超音波の送信を実施させる。なお、探索処理を行う時間間隔は、任意に設定することが可能である。

【0131】

《心電波形に基づく超音波送信》

探索処理において、送信方向を変更して超音波を送信する間隔は、第2の波形における心時相に対応して設定される。すなわち主制御部104は、生体情報計測部120から心電波形を受ける。また、主制御部104は、心電波形から第2の波形における心時相（例えば拡張期）に対応する心時相を求める。また主制御部104は、当該心時相に基づいて、送信部105に超音波の送信タイミングにかかる制御信号を送る。なお、探索処理において、主制御部104が所定の心時相において超音波の送信タイミングにかかる制御信号を送信する構成に限られない。他の例として主制御部104は、生体情報計測部120から受けた心電波形から所定の心時相を求め、順次得られたドプラ信号のうち、当該所定の心時相に対応して後述の第1の波形を生成する構成であってもよい。

【0132】

《波形画像の生成》

ドプラ信号処理部108は、受信部106から受けたエコー信号に第1実施形態と同様の信号処理を行い、ドプラスペクトラム画像のRAWデータを生成部109に送る。生成部109は、RAWデータに基づいてドプラスペクトラム画像を順次生成する。

【0133】

《第1の波形の生成》

このとき、主制御部104は生体情報計測部120から受けた心電波形から、第2の波形の心時相に対応する心時相を求め、探索部111に送る。探索部111は、生成部109により生成された波形画像から、第2の波形の心時相に対応する心時相に対応する波形を抽出する。探索部111は、この波形を第1の波形とする。

【0134】

《波形の類似度の算出》

また、探索部111は、記憶された第2の波形と、探索処理において順次生成された第1の波形それぞれとの類似度を求める。類似度は、例えば相互相関演算により求められる。探索部111は、第1の波形および第2の波形との相互相関係数値に基づいて、2つの波形の類似度を求める。求められた類似度情報は、探索部111により、超音波の送信方向の情報とともに図示しない記憶部に記憶される。

【0135】

《類似度の比較》

また探索部111は、異なる方向における第1の波形それぞれを比較し、より第2の波形との類似度が高い第1の波形を求める。類似度の比較において類似度が最高となる第1の波形については、対応する超音波の送信方向の情報とともに記憶される。なお、類似度

10

20

30

40

50

が最高となる第1の波形は、「類似波形パターン」の一例に該当する。

【0136】

<動作>

次に、この実施形態においてドプラスペクトラム画像および心電波形を並列表示しつつ、所定時間ごとに探索処理を実行する制御のフローについて図13～図15を参照して説明する。図13～図15は、第2実施形態にかかる超音波診断装置100の動作の概略を示すフローチャートである。

【0137】

なお、ドプラスペクトラム画像および心電波形を並列表示することにより、例えば図6のように左室流入血流の収縮期のピーク値のモニタリングが行われる。この際、心電波形を得ることで、ドプラ波形に対する心時相（収縮期や拡張期）の区別が可能となる。ここで、図7Bのように拡張期に生じる左室流入血流を観察する場合、血流の方向を示す波形の極性が負（図の下側）として検出される。これが、図7Bで示すように収縮期に逆向き（正方向（図の上側））の成分が検出される場合には、僧帽弁逆流（図7B；MR）が存在することを意味する。ただし、波形の極性のみで判断を行うと、左室流入血流（観測の対象）に対し、先端部10が変位し、超音波の送信方向がずれることで、収縮期に同じ正の（図の上側）の極性を有する大動脈駆出血流に対するドプラ信号を受信して僧帽弁逆流MRとして誤検出する可能性がある。このような誤検出を防ぐために、心時相を加味した探索処理をこのモニタリングにおいて実行することが重要である。

【0138】

（ステップ31）

操作者により、操作部102を介して走査モードの選択操作や初期設定（送信フォーカス点、SV設定等）がなされると主制御部104は、本体部101の送信部105、先端部10のI/F15を介して走査モードに応じた超音波トランスデューサ12の駆動制御にかかる制御信号を先端部10の送受信制御部14に送る。なお、このときに、主制御部104が受信部106等を介して生体情報計測部120から心電波形を取得する構成であってもよい。さらに表示部103が心電波形も表示させてもよい（例えば図7B）。

【0139】

（ステップ32）

送受信制御部14により、超音波振動子12aが駆動され所定の超音波が放射される。走査モードがパルスドプラモードである場合、受信部106は先端部10から受けたエコー信号をドプラ信号処理部108に送る。ドプラ信号処理部108は信号処理を行いRAWデータを生成する。生成部109は、このRAWデータに基づいてドプラスペクトラム画像を生成し、この画像は適宜、表示部103に表示される。

【0140】

（ステップ33）

先端部104は、S01において選択された走査モードがドプラモードであるかについて判断する。

【0141】

（ステップ34）

S05の判断の結果、走査モードがドプラモードでないと判断した場合（S05；No）、主制御部104は探索処理の開始のため、走査モードをドプラモードに切り替える。

【0142】

（ステップ35）

探索処理のため、主制御部104は送信部105を介して先端部10にドプラモードによる超音波の送信を実施させる。そしてエコー信号は、受信部106を介して先端部10から本体部101に送信され、ドプラ信号処理部108により信号処理される。生成部109は、ドプラ信号処理部108からRAWデータを受けドプラスペクトラム画像を生成する。探索部111は、当該画像に示される波形から、心電波形における所定の心時相に対応した波形をとらえる。探索部111は、その波形を第2の波形として記憶部に記憶さ

せる。

【0143】

(ステップ36)

主制御部104は、選択された走査モードに基づく超音波の送信が開始された時点、または第2の波形の生成時点から起算して、所定時間が経過したかについて判断する。S36において所定時間が経過していないと判断した場合(S36; No)、主制御部104はこの判断を繰り返す。

【0144】

(ステップ37)

S37において、所定時間が経過したと判断した場合(S36; Yes)、主制御部104は、送信部105を介して探索処理にかかる先端部10の超音波の送受信を開始させる。主制御部104は、S31において選択された走査モードがドプラモードでない場合、探索処理の開始のため、走査モードをドプラモードに切り替える。

10

【0145】

(ステップ38)

受信部106は、先端部10からドプラモードに基づくエコー信号を受ける。これに基づき、ドプラ信号処理部108は信号処理を施したドプラ信号を生成部109に送信する。生成部109は、波形を示す波形画像を生成する。

【0146】

(ステップ39)

探索部111は、波形画像から所定の心時相に対応する第1の波形データを生成する。探索部111により第1の波形データは超音波の送信方向の情報とともに図示しない記憶部に記憶される。

20

【0147】

(ステップ40)

主制御部104は、生体情報計測部120から受けた心電波形に基づいて、次の超音波送信のタイミングを計る。主制御部104は、当該次のタイミングが到来するまで(S40; No)この処理を繰り返す。

【0148】

(ステップ41)

S40において心電波形に基づいて次の超音波送信のタイミングが到来と判断した場合(S40; Yes)、主制御部104は方向設定部110に、先端部10の超音波送信方向を初期設定の方向からその周囲の方向へ変更させて超音波を送信させる。初期設定における走査モードがドプラモードでない場合、主制御部104は、走査モードをドプラモードへ切り替えてから超音波の送信を行う。

30

【0149】

(ステップ42)

受信部106は、送信方向を変更して送信された超音波にかかるエコー信号を受け、ドプラ信号処理部108に送る。生成部109は、ドプラ信号処理部108が処理したドプラ信号に基づいて波形画像を生成する。探索部111は、生成部109から受けた波形画像から、第2の波形の心時相に対応する第1の波形を抽出し、第1の波形データを生成する。第1の波形データは、対応する超音波の送信方向の情報とともに図示しない記憶部に記憶される。

40

【0150】

(ステップ43)

主制御部104は、所定送信回数の完了、所定の範囲(音源からの所定角度範囲)における送信完了、または所定時間の経過等の探索処理の終了条件を満たしたかについて判断する。S42において条件を満たしていないと判断した場合(S42; No)、主制御部104はS40～S42の処理を繰り返す制御を行う。

【0151】

50

(ステップ44)

S42において探索処理の終了条件を満たしたと判断した場合(S42; Yes)、探索部111は図示しない記憶部から第1の波形それぞれを読み出し対比する。対比の結果、第1の波形それぞれと、第2の波形との類似度が求められる(相互相関演算等)。さらに探索部111は、第1の波形それぞれのうち、最も第2の波形との類似度が高いものを求める。

【0152】

なお、S39の時点から、探索部111が第1の波形データを生成するごとに、第2の波形データと順次対比をし、類似度を求めておく構成であってもよい。さらにこの構成において、前の時点までに求められた類似度のうち、最も類似度が高い第1の波形データを暫定的に定めておく構成であってもよい。このような構成の場合、最後に得られた第1の波形の類似度と、その前に求められた最高値の類似度とを対比する。

【0153】

(ステップ45)

探索部111は、S44の対比の結果、最も類似度が高い第1の波形データが求められたら、その第1の波形データに対応する超音波送信方向を確定する。

【0154】

(ステップ46～50)

なお、方向設定部110による送信方向の更新の有無の判断(S46, S47)、超音波の送信方向の設定更新(S48)、超音波トランスデューサ12の回転等の要否の判断(S49)、超音波トランスデューサ12の回転等の制御(S50)、超音波の送信方向の変更の制御(S51)については、第1実施形態と同様であるので説明を割愛する。

【0155】

<作用・効果>

以上説明した本実施形態にかかる超音波診断装置の作用および効果について説明する。

【0156】

本実施形態における超音波診断装置100は、所定時間ごとにあらかじめ設定された超音波送信方向とその周囲の方向に超音波を送信し、異なる送信方向に対応する複数のドプラ信号を得る。また、探索部111は、異なる送信方向に対応する複数の第1の波形それぞれと、あらかじめ記憶しておいた第2の波形(基準の波形)とを対比する。対比の結果、第2の波形との類似度を求める。探索部111は、求められた類似度のうち、最も類似度が高い第1の波形を定める。探索部111はその第1の波形に対応する超音波の送信方向を方向設定部110に送る。方向設定部110は、超音波の送信方向をその送信方向に変更する。したがって、被検体の呼吸、拍動、体動、咽喉反射、嘔吐反応等により、被検体内の先端部10が変位してしまい、観測の対象と、超音波の送信方向とがずれてしまったとしても、操作者に煩雑な処理を強わずに、上記変位に応じて追従するように超音波の送信方向がされ、被検体内のモニタリングを継続することが可能である。さらに、長期のモニタリングを行うとしてもその作業効率が損なわれる事態を回避できる。

【0157】

また、第2実施形態においても、第1実施形態と同様に、カプセル状の先端部10を採用し、なおかつケーブル11の内部に通される線を電源線と信号線程度として最小限に抑えれば、経食道超音波プローブを用いる場合と比較して被検体の負担を軽減することが可能となる。

【0158】

[第3実施形態]

次に、第3実施形態について説明する。第2実施形態においては、基準となる第2の波形と、定期的に生成される第1の波形とを対比して類似度が最も高くなる超音波の送信方向を求める構成である。これに対し、第3実施形態において探索部111は、第2実施形態の探索処理だけでなく、それと並行して第1実施形態にかかる探索処理も実行する。その他の部分は、第2実施形態にかかる超音波診断装置100と同様である。以下、これら

の相違点のみについて説明する。

【0159】

第2実施形態におけるドプラ信号処理部108は、第1の波形の生成のためにドプラモードにおけるエコー信号に基づいて、波形画像のRAWデータを生成する。第3実施形態においては、このRAWデータまたはエコー信号を探索部111に送る。探索部111では、第1の波形の類似度の演算と並行して信号強度を求める。また第3実施形態においては、類似度に重み付けをし、さらに信号強度にも、類似度の重み付けに対応する重み付けをする。したがって類似度の高低と、信号強度の大小とを関連付けて評価することが可能である。探索部111は、類似度および信号強度の重みに基づいて、超音波の送信方向ごとに評価を行う。探索部111は、当該評価に基づいて最適な超音波の送信方向を定め、方向設定部110に送信する。

10

【0160】

<作用・効果>

以上説明した本実施形態にかかる超音波診断装置の作用および効果について説明する。

【0161】

本実施形態においては、類似度および信号強度の双方を取り込んで最適な超音波の送信方向を探索する構成であるため、超音波の送信方向の探索の精度を向上させることが可能である。

【0162】

[第4実施形態]

20

次に、第4実施形態にかかる超音波診断装置100について説明する。第4実施形態においては、第1実施形態、第3実施形態と比較して探索部111による探索処理の開始タイミングが異なる。その他の部分は第1実施形態にかかる超音波診断装置100と同様である。以下、これらの相違点のみについて説明する。

【0163】

第1実施形態においては、探索部111が所定時間ごとに探索処理を行う構成である。これに対して、第3実施形態における超音波診断装置100では、探索部111において所定の超音波の送信方向における信号強度を継続的または断続的に求める。なお、以下において、探索部111が所定の超音波の送信方向における信号強度を継続的または断続的に求めることを、「信号強度を監視する」または単に「監視する」と記載することがある。また探索部111は、監視により得られた信号強度があらかじめ記憶された閾値を下回った場合に、探索処理を開始する。

30

【0164】

<動作>

次に、この実施形態において信号強度の監視により探索処理を実行する制御のフローについて図16を参照して説明する。図16は、第4実施形態にかかる超音波診断装置100の動作の概略を示すフローチャートである。なお、操作者が走査モード等の初期設定をして、選択された走査モードにより超音波が送信される処理については第1実施形態と同様であるため、説明を割愛する。

【0165】

40

(ステップ61)

先端部104は、初期設定において選択された走査モードがドプラモードであるかについて判断する。

【0166】

(ステップ62)

S61の判断の結果、走査モードがドプラモードでないと判断した場合(S61; No)、主制御部104は監視処理の開始のため、走査モードをドプラモードに切り替える。

【0167】

(ステップ63)

S62においてドプラモードに切り替わるか、またはS61において初期設定において

50

選択された走査モードがドプラモードであると判断された場合（S 6 1；Y e s）、監視処理が行われる。すなわち、主制御部 1 0 4 は送信部 1 0 5 を介して先端部 1 0 にドプラモードによる超音波の送信を実施させる。初期設定において選択された走査モードがドプラモード以外の走査モード（Bモード等）である場合、ドプラモードでの送信の後、当該走査モードに切り替わる。この切替は交互に行われる。

【0 1 6 8】

（ステップ 6 4）

受信部 1 0 6 は、先端部 1 0 からドプラモードに基づくエコー信号を受ける。これに基づき、ドプラ信号処理部 1 0 8 はドプラ信号を探索部 1 1 1 に送信する。探索部 1 1 1 は、所定の心時相に対応するドプラ信号に基づいて信号強度情報を生成する。

10

【0 1 6 9】

（ステップ 6 5）

生成された信号強度情報は、探索部 1 1 1 により、あらかじめ記憶された閾値と対比される。信号強度情報における信号強度が閾値以上である場合は（S 6 5；Y e s）、S 6 3 から S 6 5 の対比までの処理を繰り返す。

【0 1 7 0】

（ステップ 6 6）

S 6 5 の対比の結果、探索部 1 1 1 により、信号強度が閾値を下回ったと判断された場合は（S 6 5；N o）、主制御部 1 0 4 は、送信部 1 0 5 を介して探索処理にかかる先端部 1 0 の超音波の送受信を開始させる。

20

【0 1 7 1】

探索処理による超音波の送信方向の選定、および超音波の送信方向の設定の更新については、第 1 実施形態または第 3 実施形態と同様である。その後、主制御部 1 0 4 は、上記 S 6 2～S 6 6 の処理を繰り返す。

【0 1 7 2】

<作用・効果>

以上説明した本実施形態にかかる超音波診断装置の作用および効果について説明する。

【0 1 7 3】

本実施形態における超音波診断装置 1 0 0 は、選択された走査モードにおける超音波の送受信が開始されると、所定方向における信号強度の監視を行う。また探索部 1 1 1 は、信号強度が閾値を下回ると、探索処理を開始する。探索処理において探索部 1 1 1 は、異なる送信方向に対応する複数のドプラ信号の信号強度情報を対比して信号強度が最大となる超音波の送信方向を探索する。方向設定部 1 1 0 は先端部 1 0 における超音波送信方向をその送信方向に変更する。したがって、被検体の呼吸、拍動、体動、咽喉反射、嘔吐反応等により、被検体内の先端部 1 0 が変位してしまい、観測の対象と、超音波の送信方向とがずれてしまったとしても、操作者に煩雑な処理を強いずに被検体内のモニタリングを継続することが可能である。さらに長期のモニタリングを行うとしてもその作業効率が損なわれる事態を回避できる。

30

【0 1 7 4】

また、第 4 実施形態においても、第 1 実施形態と同様に、カプセル状の先端部 1 0 を採用し、なおかつケーブル 1 1 の内部に通される線を電源線と信号線程度として最小限に抑えれば、経食道超音波プローブを用いる場合と比較して被検体の負担を軽減することが可能となる。

40

【0 1 7 5】

また、第 4 実施形態においては、必要に応じて探索処理を実行するので、適切なタイミングで超音波の送信方向の修正を行うことができる。したがって、観測対象と超音波の送信方向のズレが生じた状態をより防止することができる。また不要な超音波の送受信を抑制することが可能である。

【0 1 7 6】

[第 5 実施形態]

50

次に、第5実施形態にかかる超音波診断装置100について説明する。第5実施形態においては、第2実施形態、第3実施形態と比較して探索部111による探索処理の開始タイミングが異なる。その他の部分は第2実施形態にかかる超音波診断装置100と同様である。以下、これらの相違点のみについて説明する。

【0177】

第2実施形態においては、探索部111が所定時間ごとに探索処理を行う構成である。これに対して、第5実施形態における超音波診断装置100では、探索部111において所定の超音波の送信方向におけるドプラ信号に基づく波形（以下、「第3の波形」と記載することがある）を継続的または断続的に生成する。また、探索部111は、第3の波形とあらかじめ記憶された第2の波形との類似度を求める。なお、以下において、探索部111が所定の超音波の送信方向における類似度を継続的または断続的に求めることを、「類似度を監視する」または単に「監視する」と記載することがある。また探索部111は、監視により得られた類似度があらかじめ記憶された閾値を下回った場合に、探索処理を開始する。

10

【0178】

<動作>

次に、この実施形態において信号強度の監視により探索処理を実行する制御のフローについて図17を参照して説明する。図17は、第5実施形態にかかる超音波診断装置100の動作の概略を示すフローチャートである。なお、操作者が走査モード等の初期設定をして、選択された走査モードにより超音波が送信される処理については第2実施形態と同様であるため、説明を割愛する。また、第2の波形が生成されて記憶される処理についても第2実施形態と同様であるため、説明を割愛する。

20

【0179】

（ステップ71）

先端部104は、初期設定において選択された走査モードがドプラモードであるかについて判断する。

【0180】

（ステップ72）

S71の判断の結果、走査モードがドプラモードでないと判断した場合（S71；No）、主制御部104は監視処理の開始のため、走査モードをドプラモードに切り替える。

30

【0181】

（ステップ73）

S72においてドプラモードに切り替わるか、またはS71において初期設定において選択された走査モードがドプラモードであると判断された場合（S71；Yes）、監視処理が行われる。すなわち、主制御部104は送信部105を介して先端部10にドプラモードによる超音波の送信を実施させる。初期設定において選択された走査モードがドプラモード以外の走査モード（Bモード等）である場合、ドプラモードでの送信の後、当該走査モードに切り替わる。この切替は交互に行われる。

【0182】

（ステップ74）

受信部106は、先端部10からドプラモードに基づくエコー信号を受ける。これに基づき、ドプラ信号処理部108はドプラ信号に基づく波形画像（ドプラスペクトラム画像等）のRAWデータを生成部109に送信する。生成部109はRAWデータに基づく波形を生成する。探索部111は、監視処理において生成部109により生成された波形から、第3の波形データを生成する。

40

【0183】

（ステップ75）

また探索部111は、第3の波形とあらかじめ記憶された第2の波形との類似度を求める。

【0184】

50

(ステップ 76)

求められた類似度は、探索部 111 により、あらかじめ記憶された閾値と対比される。第 3 の波形における類似度が閾値以上である場合は (S 76 ; Yes)、S 73 から S 76 の対比までの処理を繰り返す。

【0185】

(ステップ 77)

S 65 の対比の結果、探索部 111 により、類似度が閾値を下回ったと判断された場合は (S 76 ; No)、主制御部 104 は、送信部 105 を介して探索処理にかかる先端部 10 の超音波の送受信を開始させる。

【0186】

探索処理による超音波の送信方向の選定、および超音波の送信方向の設定の更新については、第 2 実施形態または第 3 実施形態と同様である。その後、主制御部 104 は、上記 S 73 ~ S 77 の処理を繰り返す。

【0187】

<作用・効果>

以上説明した本実施形態にかかる超音波診断装置の作用および効果について説明する。

【0188】

本実施形態における超音波診断装置 100 は、選択された走査モードにおける超音波の送受信が開始されると、所定方向における第 3 の波形と第 2 の波形との類似度の監視を行う。また探索部 111 は、類似度が閾値を下回ると、探索処理を開始する。探索処理において探索部 111 は、異なる送信方向に対応する複数の第 1 の波形それぞれと、第 2 の波形との類似度を求める。探索部 111 は、これらの類似度のうち、類似度が最も高い第 1 の波形に対応する超音波の送信方向を定める。方向設定部 110 は先端部 10 における超音波送信方向をその送信方向に変更する。したがって、被検体の呼吸、拍動、体動、咽喉反射、嘔吐反応等により、被検体内の先端部 10 が変位してしまい、観測の対象と、超音波の送信方向とがずれてしまったとしても、操作者に煩雑な処理を強いずに被検体内のモニタリングを継続することが可能である。さらに長期のモニタリングを行うとしてもその作業効率が損なわれる事態を回避できる。

【0189】

また、第 5 実施形態においても、第 1 実施形態と同様に、カプセル状の先端部 10 を採用し、なおかつケーブル 11 の内部に通される線を電源線と信号線程度として最小限に抑えれば、経食道超音波プローブを用いる場合と比較して被検体の負担を軽減することが可能となる。

【0190】

また、第 5 実施形態においては、必要に応じて探索処理を実行するので、適切なタイミングで超音波の送信方向の修正を行うことができる。したがって、観測対象と超音波の送信方向のズレが生じた状態をより防止することができる。また不要な超音波の送受信を抑制することが可能である。

【0191】

[第 6 実施形態]

次に、第 6 実施形態について説明する。第 5 実施形態においては、所定方向における第 3 の波形と第 2 の波形との類似度の監視を行い、その結果、類似度が閾値を下回ると、探索処理を開始する構成である。これに対し、第 6 実施形態において探索部 111 は、第 5 実施形態の探索処理だけでなく、それと並行して第 4 実施形態にかかる監視処理も実行する。その他の部分は、第 5 実施形態にかかる超音波診断装置 100 と同様である。以下、これらの相違点のみについて説明する。

【0192】

第 5 実施形態における探索部 111 は、選択された走査モードにおける超音波の送受信が開始されると、所定方向における第 3 の波形と第 2 の波形との類似度の監視を行う。第 6 実施形態においては、この第 3 の波形と第 2 の波形との類似度の監視と並行して、所定

10

20

30

40

50

方向のドプラ信号における信号強度の監視を行う。ここでの「所定方向」とは、第3の波形における超音波の送信方向と同じ方向である。また第6実施形態においては、探索部111は類似度および信号強度の一方または双方が、それぞれの閾値を下回ったときに探索処理を開始する、なお、探索処理は、第1実施形態～第3実施形態のいずれの方法であってもよい。

【0193】

<作用・効果>

以上説明した本実施形態にかかる超音波診断装置の作用および効果について説明する。

【0194】

本実施形態においては、類似度および信号強度を監視することにより、探索処理の開始のタイミングを計る構成である。したがって、適切なタイミングで超音波の送信方向の修正を行うことができる。したがって、観測対象と超音波の送信方向のズレが生じた状態をより防止することができる。また不要な超音波の送受信を抑制することが可能である。

【0195】

[第7実施形態]

次に、第7実施形態について説明する。第1～第6実施形態においては、探索部111が上述のいずれかの探索処理により、最適な超音波の送信方向を探索する構成である。この構成については、第7実施形態も同様である。ただし、第7実施形態においては、探索部111は、適切な超音波の送信方向が探索されなかった場合に対応して、エラーの報知、超音波によるモニタリング（超音波の送受信）の終了等の処理を実行する。その他の部分は、第1～第6実施形態にかかる超音波診断装置100と同様である。以下、これらの相違点のみについて説明する。

【0196】

（探索処理－信号強度）

第7実施形態における探索部111は、信号強度の閾値を記憶している。探索部111は、探索処理において、最大信号強度を確定すると、その信号強度を当該閾値と対比する。探索部111は、信号強度が閾値を下回った場合、適切な超音波の送信方向が探索できなかったとして、図示しない報知部を介して操作者が認識可能なエラー情報を通知する。報知部は、例えば表示部103にエラーメッセージを表示させる。また報知部は、図示しない音声出力部に所定の音声を出力させる。また探索部111は、この場合、超音波の送信方向の情報を方向設定部110に送らない。

【0197】

また、探索部111の他の処理として、探索部111は、信号強度が閾値を下回った場合、適切な超音波の送信方向が探索できなかったとして、主制御部104にその旨の情報を送る。主制御部104はその情報を受けて先端部10による超音波の送信を中止させる。なお、適切な超音波の送信方向が探索できない場合として、先端部10の変位が大きい場合が挙げられる。この場合、方向設定部110による超音波トランスデューサ12の回転・傾動や電子走査による超音波の送信方向の変更によっても観測対象がROIに含まれない状態となっている可能性がある。

【0198】

（探索処理－類似度）

第7実施形態における探索部111は、類似度の閾値を記憶している。探索部111は、探索処理において、類似度が最も高い超音波の送信方向を確定すると、その類似度を当該閾値と対比する。探索部111は、類似度が閾値を下回った場合、適切な超音波の送信方向が探索できなかったとして、図示しない報知部を介して操作者が認識可能なエラー情報を通知する。報知部については、上記と同様である。また、主制御部104が先端部10による超音波の送信を中止させる構成も上記と同様である。

【0199】

第3実施形態のように、探索処理において信号強度および類似度の双方を用いる場合、探索部111は、上記の処理の組み合わせを実行する。

【0200】

<作用・効果>

以上説明した本実施形態にかかる超音波診断装置の作用および効果について説明する。

【0201】

本実施形態においては、適切な超音波の送信方向が探索できなかった場合に、エラーの報知、超音波の送信等を実行する構成である。例えば、超音波トランスデューサ12の回転・傾動や電子走査による超音波の送信方向の変更によっても観測対象がROIに含まれない状態においては、操作者はまずその状態を認識する必要がある。また、その状態においては先端部10を移動させる必要がある。この点、本実施形態においては、操作者は、被検体に対する先端部10の変位が大きい場合に適切な対処を行うことが可能である。

10

【0202】

[使用例]

次に、第1～第7実施形態における超音波診断装置100の使用例について説明する。超音波診断装置100により心臓駆出率のモニタリングを実施する使用例について説明する。

【0203】

(Bモード画像の表示)

心臓駆出率のモニタリングを実施するにあたり、心臓のBモード画像を表示部103に表示させる。この処理については例えば次の通りである。まず、操作者により操作部102を介してBモードが走査モードとして選択され初期設定がなされる。送信部105は初期設定に応じてBモードにかかる超音波トランスデューサ12の駆動制御信号を先端部10に送信する。先端部10の送信部141により超音波トランスデューサ12が駆動され、被検体に超音波が送信される。

20

【0204】

先端部10は受信部142等を介してエコー信号を本体部101に送る。本体部101は、受信部106等を介してBモード信号処理部107にエコー信号を送る。Bモード信号処理部107はエコー信号に信号処理を施し、Bモードのエコー信号にかかるRAWデータを生成する。生成部109は、Bモード信号処理部107からRAWデータを受け、Bモード画像データを生成する。生成部109はBモード画像データに基づき表示部103にBモード画像を表示させる。次いで、操作者により先端部10が被検体内に挿入される。操作者は、Bモード画像を参照しながら、先端部10を被検体内に挿入する。

30

【0205】

(輪郭線の設定)

操作者により先端部10が被検体の食道の所定の位置まで挿入され、さらに超音波トランスデューサ12の位置の調整(回転、傾動等)が行われ、または超音波ビーム角が調整されることにより、ROIに心臓が含まれる。それによって、表示部103に心臓の断層像を表すBモード画像が表示される。さらに、心臓を表すBモード画像上において、主制御部104により心筋と心腔との境界(以下、「心筋/心腔境界」と記載する。)に輪郭線が設定される。一例として主制御部104は、操作者による手動的な設定かACT(Automated-Contour-Tracking)法などの自動的な手法を用いて、心内腔の境界位置に相当する輪郭線を抽出する。この輪郭線は、心臓駆出率を算出するための心腔内容積をmodified-Simpson法やArea-Length法などを用いて求める際に用いられる。

40

【0206】

この輪郭線の具体的な設定例について図19を参照して説明する。図19は、心尖二腔断面上において設定された輪郭線と操作点を示す概略図である。図19に示すように、操作者は操作部102を介して、断層像上に示される心腔内における所定位置に閉曲線B1を設定する。主制御部104は、図19に示すように、設定された閉曲線上に複数の操作点R1、R2、R3...RNを所定間隔で配置する。また主制御部104は、この操作点の各々を心筋に向かって放射状に移動させる。主制御部104は、例えば閉曲線B1に

50

おける各操作点 R 1、R 2、R 3... R N の法線方向 C 1、C 2、C 3... C N に沿って操作点を移動させる。

【0207】

主制御部 104 は、操作点 R 1、R 2、R 3... R N を放射状に移動させながら、各操作点 R 1、R 2、R 3... R N の位置に対応した断層画像データにおける画素値を継続的に求めていく。そして、主制御部 104 は、画素値が急激に変化する位置を心筋と心腔との境界として検出する。さらに主制御部 104 は、検出した複数の境界位置を接続することによって輪郭データを生成する。この輪郭データの生成方法では、主制御部 104 が心腔内を放射状に移動する操作点 R 1、R 2、R 3... R N の位置に対応した画像データの画素値を順次読み出すことによって画素値の変化量を求める。また主制御部 104 は、この変化量に基づいて超音波の反射が少ない心腔内と反射が比較的大きい心筋との境界（心筋／心腔境界）を検出する。

10

【0208】

（サンプリングゲートの設定）

さらに、操作部 102 を介して操作者は、心臓を表す B モード画像上において、サンプリングゲートが設定される。図 6 においてはサンプリングゲートの図示を省略しているが、パルスドプラにおける超音波の送信方向（音源からのビーム角）が示されている。例えば、操作者は図 6 の破線 L 1 の線上においてサンプリングゲートを設定する。なお、当該破線 L 1 は、断層像に示される左房 L A から僧帽弁 M を抜けて左室へ至っており、左心系の中央付近を通っている。また、サンプリングゲートは例えば僧帽弁 M 付近の左室腔内の領域に設定される。この方向は血流の強度が大きく検出されやすい方向である。

20

【0209】

（心腔内容積の計測）

図 20A および図 20B は、主制御部 104 によって行なわれる心腔内容積計測の具体例を示したものである。操作部 102 により選択操作を受け、主制御部 104 は、図示しない記憶部に記憶された時系列的な B モード画像データの中から、所望期間 T 0 に相当する M 枚の画像データ P 1 乃至 P M を選択して別途記憶させる。また主制御部 104 は、画像データ P 1 乃至 P M の各々に対して生成した輪郭データから弁輪部を検出し、この弁輪部の位置を基準に心臓の長軸 F L を設定する。さらに、長軸 F L を間隔 Δh で J 分割した分割点 h_j （ $j = 1$ 乃至 J）から長軸 F L に対して垂線を引き、この垂線が輪郭データ E と交わる 2 つの交点 f_1j 及び f_2j の間の長さ X_j （ $j = 1$ 乃至 J）を算出する（図 20A 参照）。

30

【0210】

次いで、上記手順によって求めた長さ X_1 乃至 X_j を直径、予め設定された Δh を高さとした微小円柱の和で体積を近似する、いわゆる Modified-Simpson 法を適用して各時相における心腔内容積を計測する（図 20B 参照）。そして計測された各時相の心腔内容積は、その時相を付帯情報として主制御部 104 の図示しない記憶回路に記憶される。

【0211】

（心臓駆出率の計測）

40

さらに主制御部 104 は、主制御部 104 の記憶回路に記憶された心腔内容積データの中から、収縮末期における心腔内容積 V_{xs} と拡張末期における心腔内容積 V_{xd} を読み出し、下式（1）に基づいて心臓駆出率 Z_x を算出する。

$$Z_x = (V_{xd} - V_{xs}) / V_{xd} \times 100 \quad (\%) \quad \cdots (1)$$

なお、このような心臓駆出率の計測は、操作者により終了されるか、設定されたモニタリングの時間が経過するまで継続して行われる。

【0212】

（監視処理）

主制御部 104 は、第 1～第 6 実施形態のいずれかにおける、探索処理の開始タイミングで探索処理を開始する。例えば超音波診断装置 100 において、探索部 111 により、

50

図6の上記方向における第3の波形が順次求められる。探索部111は、第3の波形と第2の波形との類似度の監視を行う。例えば蠕動運動により、被検体の食道に対し先端部10が相対的に変位してしまった場合、探索部111は、監視に係る第3の波形と第2の波形の類似度が閾値を下回る。それにより、超音波診断装置100による探索処理が開始される。

【0213】

(探索処理)

探索処理において先端部10は、送信部105から受けた制御信号に基づいて、設定されたサンプリングゲートを通る超音波の送信方向と、その送信方向に所定角度だけ隣接する周囲の方向において、超音波を送信する。探索部111は、異なる送信方向に対応する複数の第1の波形それぞれと、第2の波形との類似度を求める。探索部111は、これらの類似度のうち、類似度が最も高い第1の波形に対応する超音波の送信方向を定める。また探索部111は、最も高い類似度が、設定された閾値を下回っていないか判断する。適切な超音波の送信方向が探索された場合、方向設定部110はその超音波の送信方向の情報に基づいて、超音波のビーム角を変更する。または方向設定部110は、先端部10の方向制御部16を介して駆動部18を駆動させ、超音波トランスデューサ12の回転／傾動等を実施させる。あるいは更に、サンプリングゲートの深さを変えながら波形の類似度を比較することで最も類似度の高いサンプリングゲートの深さを得て、サンプリングゲートの深さを変更しても良い。

【0214】

(エラー処理)

探索部111は、適切な超音波の送信方向が探索されなかった場合、例えば表示部103において「送信方向エラー」等のエラーメッセージを表示させ、さらにエラーを示す音声を出力する。さらに探索部111は、設定により、適切な超音波の送信方向が探索されなかった場合、主制御部104にエラーの信号を送信する。主制御部104はそれを受けて超音波によるモニタリングを終了させる。操作者は、エラーの報知により先端部10が変位してしまったことを認識でき、ケーブル11により手動で先端部10の位置を調整することが可能である。また操作者は、操作部102により駆動部18を駆動させて超音波トランスデューサ12を回転／傾動させて心臓がROIに含まれるように超音波法斜面の操作をすることが可能である。

【0215】

なお、心臓駆出率だけでなく、心腔内容積（左室容積、左房容積等を含む）や僧帽弁近傍の左室流入血流や僧帽弁逆流のモニタリングを行うことも可能である。また、操作者が超音波画像を閲覧して明らかに位置ずれが生じていることを認識する場合も考えられ、探索処理を操作部102等の操作を介して即時実施させる構成とすることも可能である。

【0216】

[効果]

以上説明した第1～第7実施形態にかかる超音波診断装置100によれば、被検体の呼吸、拍動、体動、咽喉反射、嘔吐反応等により、被検体内の先端部10が変位してしまい、観測の対象と、超音波の送信方向とがずれてしまったとしても、操作者に煩雑な処理を強わずに被検体内のモニタリングを継続することが可能である。さらに長期のモニタリングを行うとしてもその作業効率が損なわれる事態を回避できる。

【0217】

また、上述した第1実施形態～第7実施形態は、適宜組み合わせることが可能である。またカプセル状の先端部10を採用する構成だけでなく、経食道超音波プローブに適用することも可能である。

【0218】

この発明の実施形態を説明したが、上記の実施形態は例として提示したものであり、発明の範囲を限定することを意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換

え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

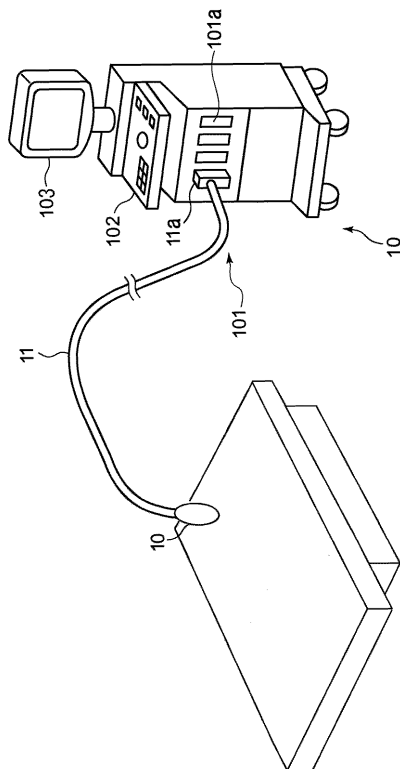
【0219】

- 100 超音波診断装置
- 10 先端部
- 10a 収容部
- 11 ケーブル
- 11a コネクタ
- 12a 超音波振動子
- 12d フレキシブルプリント基板
- 12f オフセット
- 12k 支持体
- 101 本体部
- 103 表示部
- 104 主制御部
- 107 Bモード信号処理部
- 108 ドプラ信号処理部
- 109 生成部
- 110 方向設定部
- 111 探索部
- 120 生体情報計測部

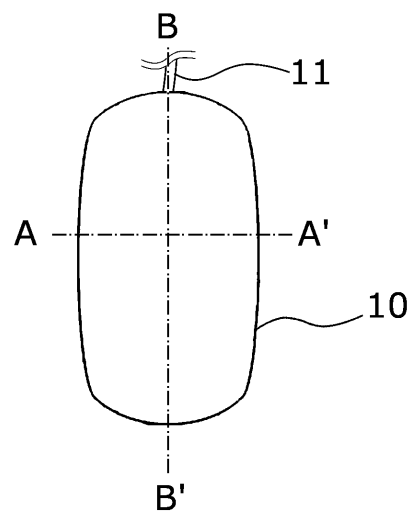
10

20

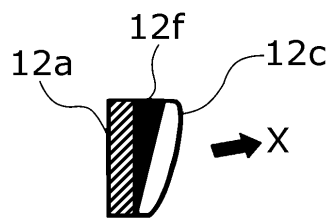
【図1】



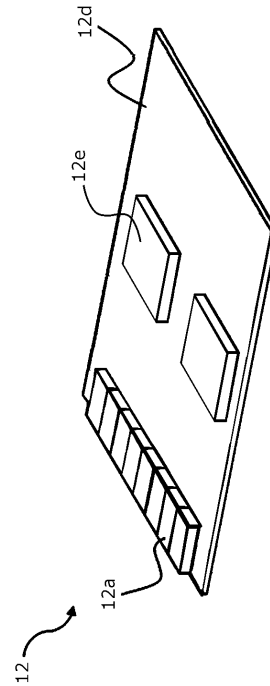
【図2A】



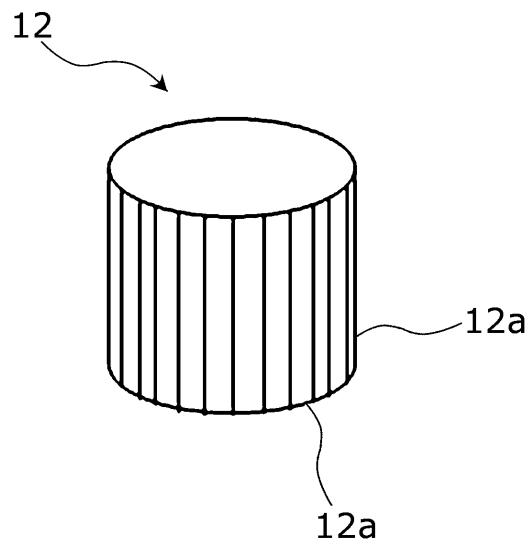
【図 2 C】



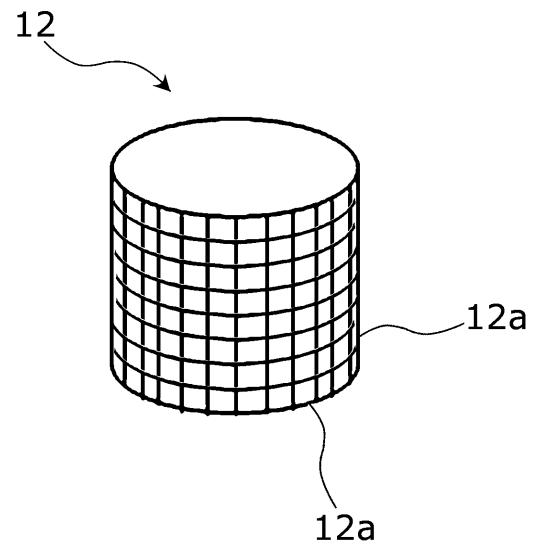
【図 2 D】



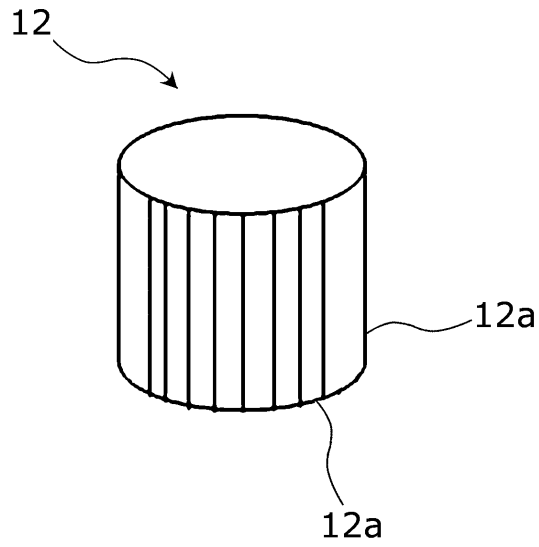
【図 3 A】



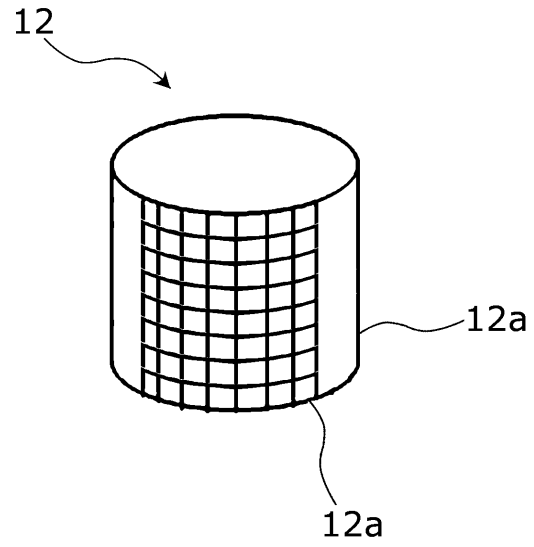
【図 3 B】



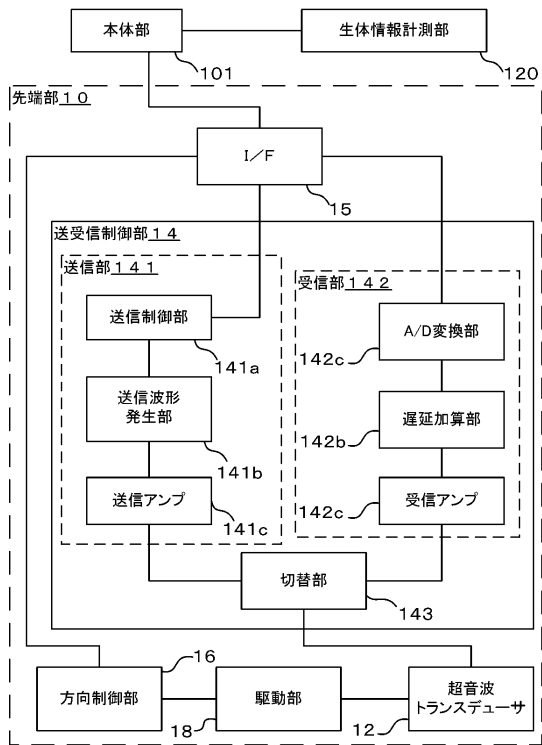
【図 3 C】



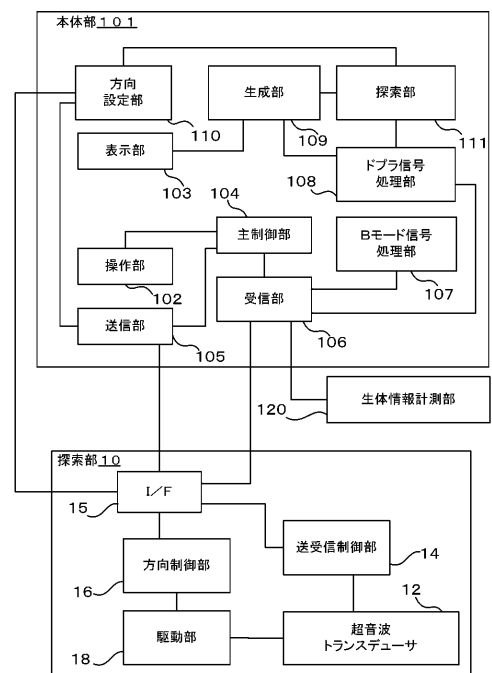
【図 3 D】



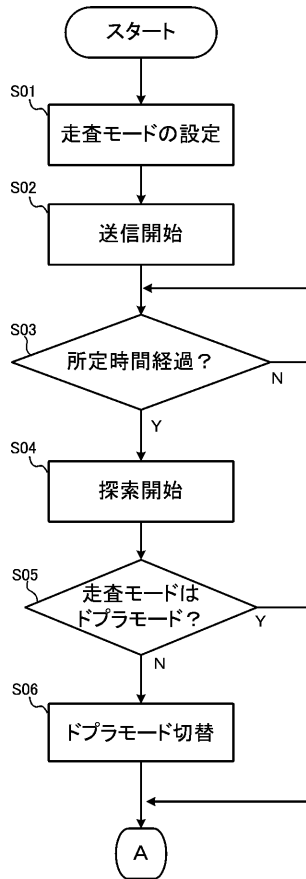
【図 4】



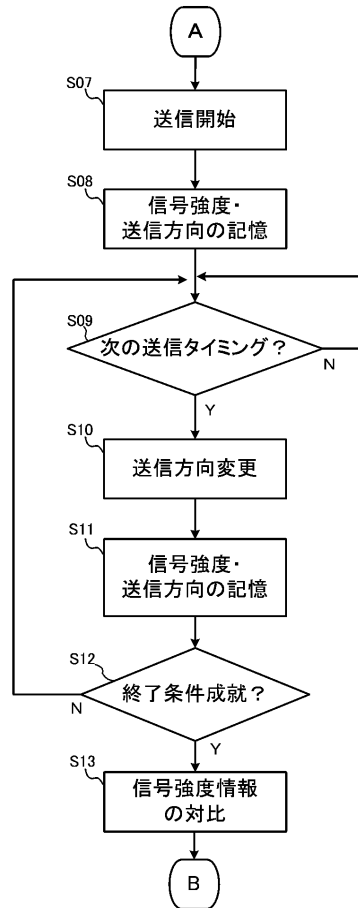
【図 5】



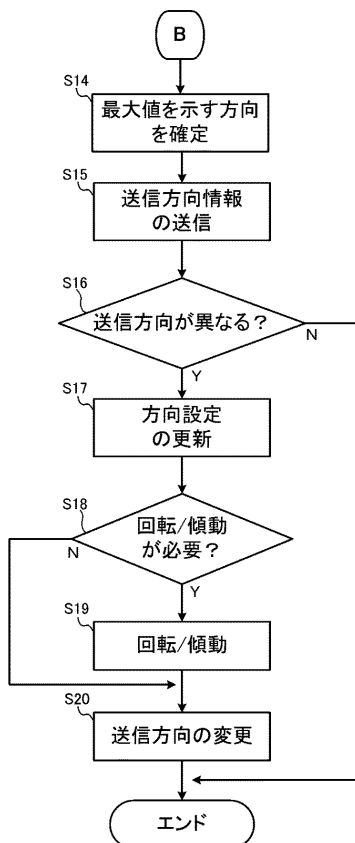
【図 9】



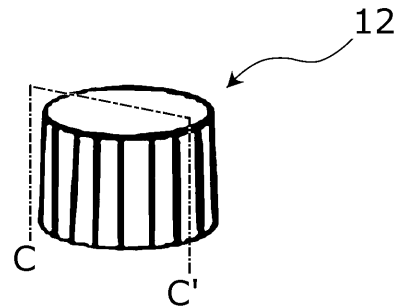
【図 10】



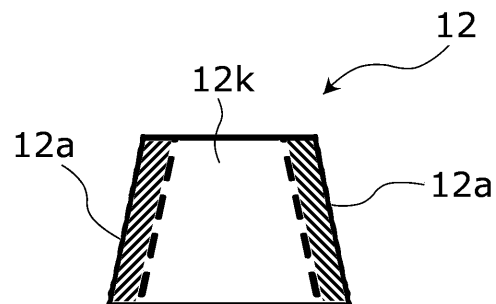
【図 11】



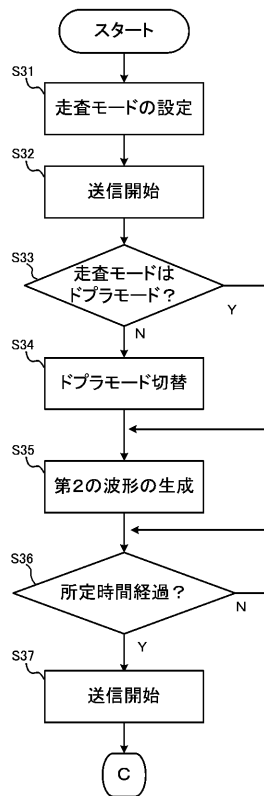
【図 12 A】



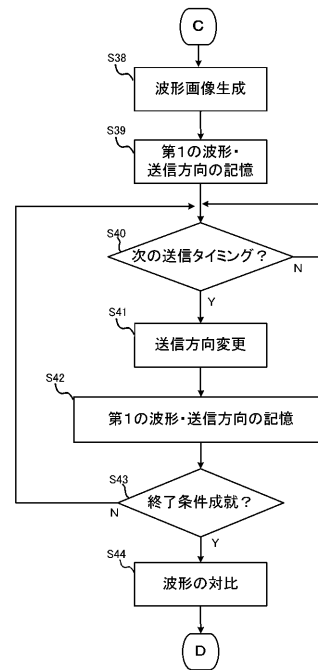
【図 12 B】



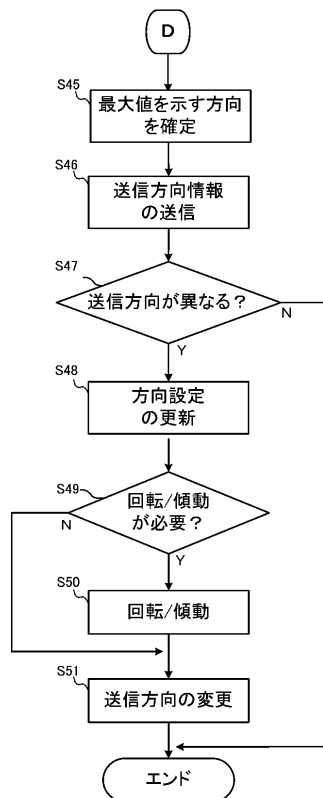
【図 13】



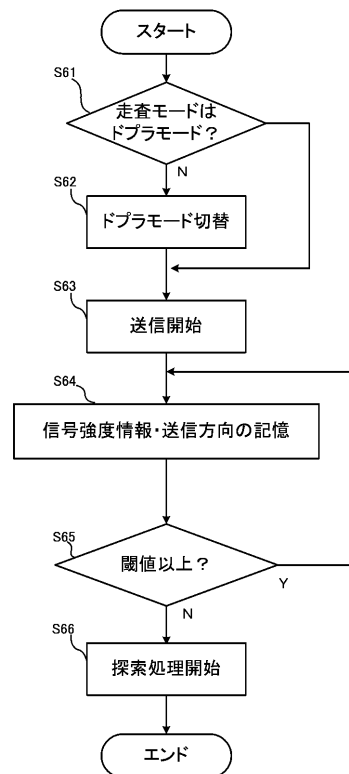
【図 14】



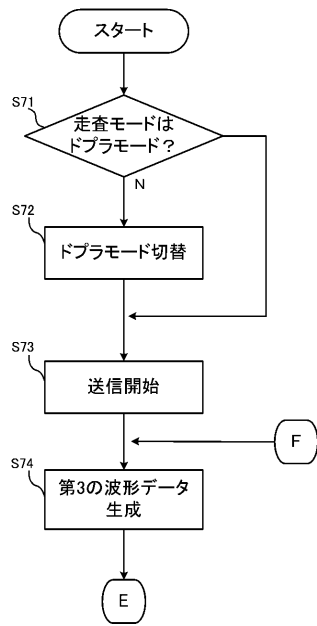
【図 15】



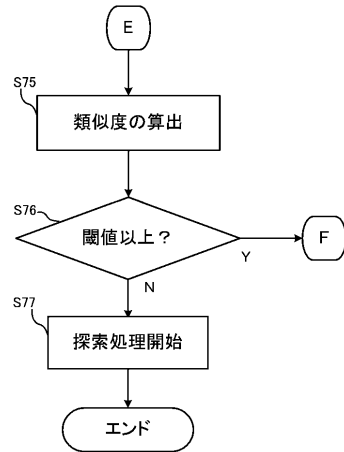
【図 16】



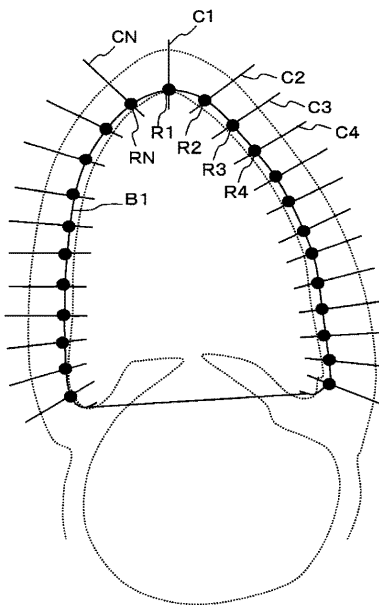
【図 17】



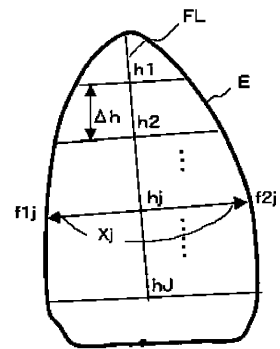
【図 18】



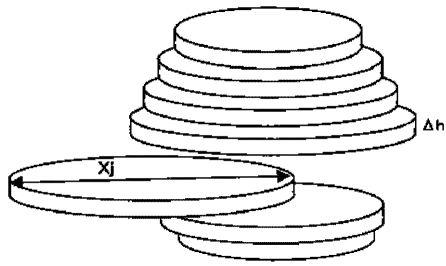
【図 19】



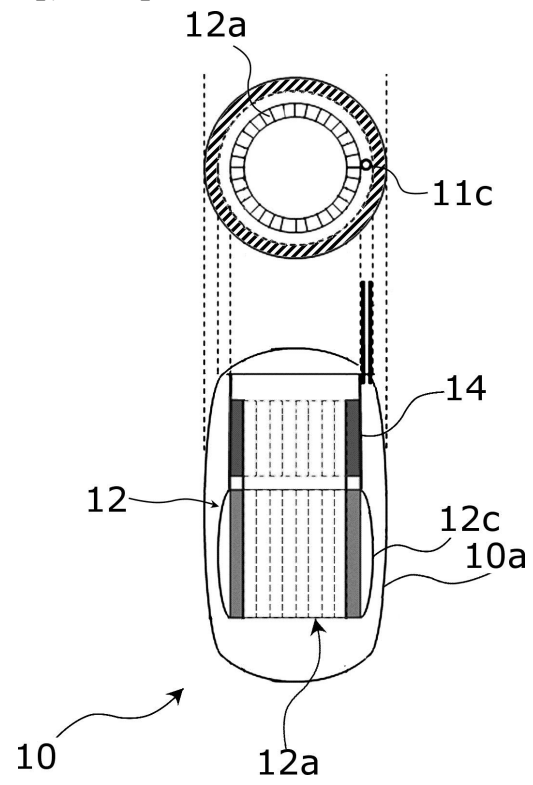
【図 20 A】



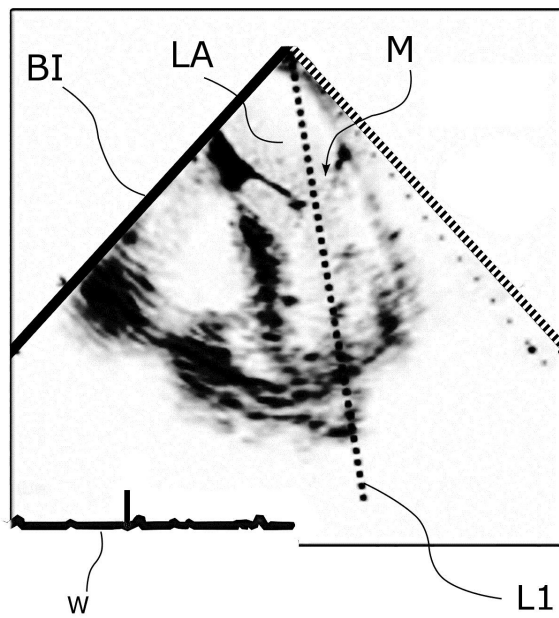
【図 20 B】



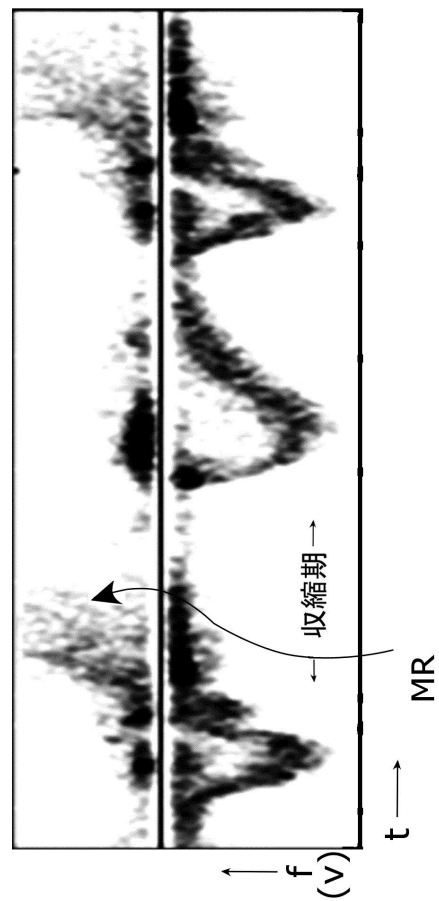
【図 2 B】



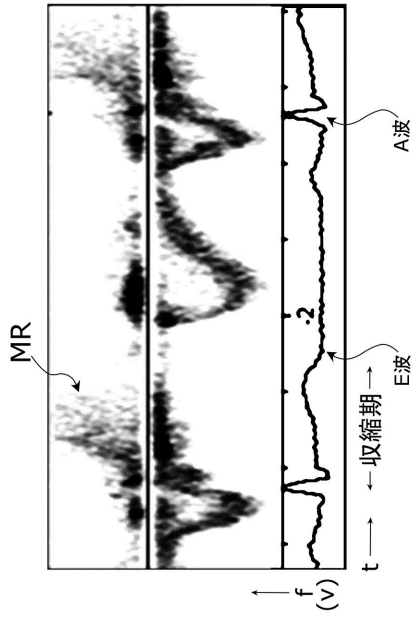
【図 6】



【図 7 A】



【図 7 B】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-279506 (JP, A)
特開2002-306485 (JP, A)
特開2006-150053 (JP, A)
特開2012-081362 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6084424B2	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	JP2012222590	申请日	2012-10-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5292 A61B8/54 A61B8/543 A61B8/065		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE20 4C601/FE01 4C601/FE08 4C601/FF08 4C601/GA01 4C601/GA40 4C601/GB05 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB22 4C601/HH31 4C601/JC23 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK17 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36		
其他公开文献	JP2014073272A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：在连续观察组织的情况下减少图像观察者的负担，并提高超声诊断设备检查的效率。解决方案：超声波诊断设备包括：具有变化部分的超声波发射/接收部分;和控制部分。超声波发送/接收部分将超声波发送到在插入样本的状态下设置的方向，以便获得样本的规定部分的生物信息。改变部分可以改变超声波的传输方向。控制部分基于如此获得的生物信息获取朝向规定部分的方向。此外，控制部分控制改变部分，以使超声波的传输方向指向所获取的方向。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6084424号 (P6084424)	
(45) 発行日 平成29年2月22日 (2017.2.22)		(24) 登録日 平成29年2月3日 (2017.2.3)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/06 (2006.01)		F 1 A 6 1 B 8/06			
請求項の数 16 (全 44 頁)					
(21) 出願番号 特願2012-222590 (P2012-222590) (22) 出願日 平成24年10月4日 (2012.10.4) (65) 公開番号 特開2014-73272 (P2014-73272A) (43) 公開日 平成26年4月24日 (2014.4.24) 審査請求日 平成27年9月28日 (2015.9.28)		(73) 特許権者 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 110000866 特許業務法人三澤特許事務所 (72) 発明者 阿部 康彦 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 審査官 宮川 晋伸			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置					