

(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2014-73272
(P2014-73272A)

(43) 公開日 平成26年4月24日 (2014. 4. 24)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 48 頁)

(21) 出願番号	特願2012-222590 (P2012-222590)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年10月4日 (2012. 10. 4)		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	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
		Fターム(参考)	4C601 DD15 DE02 DE03 DE04 EE20
			FE01 FE08 FF08 GA01 GA40
			GB05 GB06 GB19 GB20 GB22
			HH31 JC23 JC26 JC33 KK17
			KK24 KK25 KK31 KK36

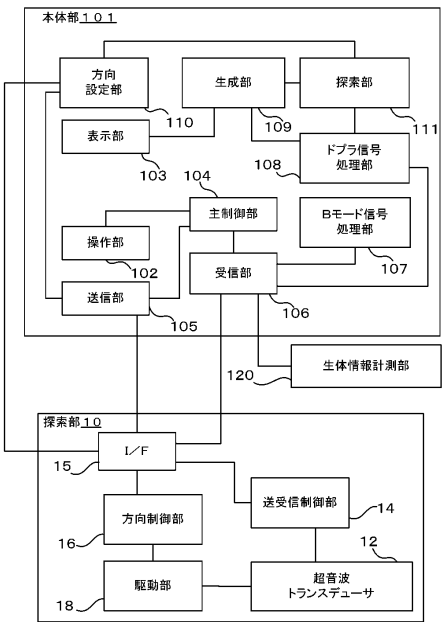
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】体内組織を継続して観察する場合においても、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。

【解決手段】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超音波を送信して被検体の所定部位の生体情報を得る。変更部は、超音波の送信方向を変更可能である。制御部は、得られた前記生体情報に基づき、前記所定部位へ向かう方向を求める。さらに制御部は前記超音波の送信方向が求めた方向へ向くように、前記変更部を制御する。

【選択図】図5



【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超音波を送信して被検体の所定部位の生体情報を得る超音波送受信部と、

得られた前記生体情報に基づき、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】

前記超音波送受信部は、継続的に、または所定間隔で繰り返し超音波を送受信することにより前記生体情報を取得し、

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。

【請求項 3】

前記生体情報には、前記被検体の血流に由来するドプラ信号が含まれ、

前記所定部位は、前記超音波の送信対象である血流の位置であり、

前記制御部は、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いて、前記所定部位へ向かう方向を求めること、を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波送受信部は、前記生体情報としての前記被検体の血流に由来するドプラ信号を取得し、

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 5】

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 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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か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 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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。

【請求項 8】

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 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

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 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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

10

20

30

40

50

ており、前記生体情報として前記左心室における前記ドブラ信号が得られることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

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ブラ信号を得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 1 2】

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 1 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

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 4 または 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

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 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記反射波に基づく情報には、前記被検体の血流に由来するドブラ信号が含まれ、
順次得られる前記ドブラ信号に基づき、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。

【請求項 1 6】

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 つに該当することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

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前記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 1 3 に記載の超音波診断装置。

【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。

【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 ; P i c t u r e A r c h i v i n g a n d C o m m u n i c a t i o n S y s t e m s ）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、医師等に閲覧される。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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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】

【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。

【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超音波を送信して被検体の所定部位の生体情報を得る。変更部は、超音波の送信方向を変更可能であ

10

20

30

40

50

る。制御部は、得られた前記生体情報に基づき、前記所定部位へ向かう方向を求める。さらに制御部は前記超音波の送信方向が求めた方向へ向くように、前記変更部を制御する。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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る。

30

【図11】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12A】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12B】図12Aの概略C—C'断面図である。

【図13】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14】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15】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。

40

【図16】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17】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18】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19】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20A】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。

50

【図 20B】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 20B 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。

10

【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 11a が接続されており、本体部 101 にはこのコネクタ 11a を受ける接続部 101a 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。

20

【0016】

< 先端部の構成 >

次に、図 2A、図 2B および図 3A を参照して先端部 10 の構成について説明する。図 2A は、先端部 10 を示す概略側面図である。図 2B は、図 2A 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 2B 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 3A は、超音波振動子 12a が支持体の外周面の全周にわたって設けられた 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。

30

【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/F 15 (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。

40

【0019】

50

また、先端部 10 における収容部 10 a を膨張させ、食道等、被検体の体内組織に収容部 10 a を密着させる構成であってもよい。体内組織に収容部 10 a 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 10 a が 2 重の袋状に構成される。収容部 10 a 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 10 a 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 11 c (図 2 B 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 10 a が膨張し、排出により収容部 10 a が収縮される。なお、先端部 10 における収容部 10 a の内部には超音波トランスデューサ 12 が設けられるが、その他、送受信制御部 14 や方向制御部 16、駆動部 18 等を先端部 10 に設けるかについては、超音波トランスデューサ 12 の構成(素子配列等)に応じて適宜変更される。

【0020】

(超音波トランスデューサの全体および各部の構成)

図 2 B の例における先端部 10 では、短冊状の超音波振動子 12 a 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 3 A 参照)。超音波トランスデューサ 12 において超音波振動子 12 a 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 12 a」と記載する。また、支持体、超音波振動子 12 a の群および音響レンズ 12 c 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 12 a 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 12 a 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 12 a 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 / $Pb(Zr, Ti)O_3$) が用いられる。ただし、P(VDF) (Polyvinylidene Difluoride / ポリフッ化ビニリデン / $(CH_2CF_2)_n$) を用いることも可能である。圧電素子として P(VDF) 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 12 a 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 ($Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O_3 - PbTiO_3$) 単結晶、PMNT ($Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O_3 - PbTiO_3$) 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。

【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 12 a 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】

各圧電素子の前面電極における音響レンズ 12 c 側に隣接して、音響整合層が設けられ

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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 次元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）

50

ion) 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 次元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。

10

【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 次元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）

20

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 IC 12e 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。

30

【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。

40

【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】

50

(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 wavedoppler)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。

【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 wavedoppler)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

10

20

30

40

50

スが印加されて圧電素子が駆動される。

【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。

【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、ドブラ信号処理部108)に送信される。

【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。

【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。

【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。

【0050】

また、例えば操作者が操作部 102 における終了ボタンや F R E E Z E 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。

【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。C R T（*Cathode Ray 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 E L（*OELD; Organic Electro-Luminescence*）、F E D（*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、C P U（*Central Processing Unit*）、R O M（*Read Only Memory*）、R A M（*Random Access Memory*）等で構成される。C P U が制御プログラムを適宜 R A M 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。

【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（*CD*

10

20

30

40

50

I ; C o l o r D o p p l e r I m a g i n g / または C F M ; C o l o r F l o w M a p p i n g)、組織ドプラモード (T D I ; T i s s u e D o p p l e r I m a g i n g)、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。

【 0 0 5 4 】

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 1 0 2 により任意の範囲を指定することにより、方向設定部 1 1 0 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。

【 0 0 5 5 】

10

また、探索部 1 1 1 における探索処理を実施する場合は、送信部 1 0 5 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 1 0 の送信部 1 4 1 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 1 1 1 の説明において記載する。

【 0 0 5 6 】

(受信部)

本体部 1 0 1 の受信部 1 0 6 は、先端部 1 0 から、送信部 1 4 1 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 1 0 7、ドプラ信号処理部 1 0 8) に送信される。

20

【 0 0 5 7 】

(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 1 0 7 およびドプラ信号処理部 1 0 8 を有する。B モード信号処理部 1 0 7 は受信信号を受信部 1 0 6 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 1 0 7 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 1 0 7 は、B モード画像の R A W データを生成する。

【 0 0 5 8 】

(信号処理部・ドプラ信号処理部)

ドプラ信号処理部 1 0 8 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 (F F T 処理 ; F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m) 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 R A W データを生成する。

30

【 0 0 5 9 】

またドプラ信号処理部 1 0 8 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 1 0 8 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 (C F M) 画像の R A W データを生成する。具体的には、ドプラ信号処理部 1 0 8 は、受信部 1 0 6 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 1 0 8 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 1 0 8 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 1 0 8 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 R A W データを生成する。また、ドプラ信号処理部 1 0 8 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 1 0 8 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 R A W データを生成する。

40

【 0 0 6 0 】

50

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。

10

【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。

20

【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）。

30

【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。

40

【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

50

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ブラ画像から、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、パルスドブラモードによるドブ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ブ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 / 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（連続波ドブラモード等）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、ドブラモードでの超音波の送受信により得られたドブラ信号に基づく。すなわち、ドブ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ブラ信号を取得するように先端部 10 を制御する。なお、ドブラ信号とは、上記ドブ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ブラ画像の 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、ドブラモードとはパルスドブラモード、連続波ドブラモード、カラードブラモード、パワードブラモード等、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】

10

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、パルスドブラモードによるドブラ信号の取得を交互に繰り返す。探索部 111 は、取得したドブラ信号に基づき、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】

20

探索部 111 の第 1 の態様としては、経時的に得られたドブ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ブ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。

30

【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、かつドブラ信号処理部 108 はドブラ信号を探索部 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ブ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 にドブ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。

40

【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

50

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、順次得られたドブラ信号のうち、当該所定の心時相に対応したドブラ信号について、後述の信号強度を求める構成であってもよい。

【0078】

なお、探索部 111 による探索処理を行う場合においても、ドブ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。

10

【0079】

《信号強度情報の算出》

受信部 106 は、ドブラモードにおける、送信方向が異なるドブラ信号それぞれを順次取得していく。このドブラ信号は、ドブラ信号処理部 108 に送信される。ドブラ信号処理部 108 はドブラ信号を探索部 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ブ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ブ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、例えばパルスドブラモードにおける血流速度情報であり、この場合、ドブ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 はドブラ信号を取得するごとに当該ドブ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。

20

【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ブラ信号それぞれを比較し、より信号強度の大きいドブラ信号を求める。信号強度の比較において最大の信号強度を示すドブラ信号については、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 がドブラ信号を取得するごとくてもよい。また、次に記載する探索処理の終了後に、探索部 111 が各時点のドブ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。

30

【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ブ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ブラ信号を受けると、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ブラ信号と比較する。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ブ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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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いず、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。

30

【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】

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。

40

【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。

【0089】

50

(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)

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。

10

【0091】

(ステップ03)

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。

20

【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。

30

【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ブラモードであるかについて判断する。

【0094】

40

(ステップ06)

S05の判断の結果、走査モードがドブ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、走査モードをドブ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にドブ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ブラモード以外の走査モード(Bモード等)である場合、ドブラモードと交互に切り替わる。

【0096】

(ステップ08)

50

受信部 106 は、先端部 10 からドブラモードに基づくエコー信号を受ける。これに基づき、ドブラ信号処理部 108 はドブラ信号を探索部 111 に送信する。探索部 111 は、所定の心時相に対応するドブ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。

10

【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ブ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、ドブラモードへ切り替えてから方向設定部 110 より超音波送信方向を変更させる。

【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、ドブラ信号処理部 108 に送る。探索部 111 は、ドブラ信号処理部 108 から受けたドブ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、順次得られたドブラ信号のうち、当該所定の心時相に対応して信号強度を求める。

20

【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。S12 において条件を満たしていないと判断した場合 (S12; No)、主制御部 104 は S09 ~ S12 の処理を繰り返す制御を行う。

30

【0101】

(ステップ13)

S12 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 (S12; Yes)、探索部 111 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、S09 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。

【0102】

(ステップ14)

探索部 111 は、S13 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。

40

【0103】

(ステップ15)

探索部 111 は、確定した超音波送信方向の情報を方向設定部 110 に送信する。

【0104】

(ステップ16)

方向設定部 110 は、あらかじめ設定された方向と、S15 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。

50

【 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。

10

【 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。

20

【 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 】

本実施形態における超音波診断装置 1 0 0 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ブラ信号を得る。また、探索部 1 1 1 は、異なる送信方向に対応する複数のドブ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。

30

【 0 1 1 2 】

また、本実施形態における超音波診断装置 1 0 0 は、一例としてカプセル状の収容部 1 0 a に超音波トランスデューサ 1 2 を収容した構成の先端部 1 0 を有する。このような先端部 1 0 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。

40

【 0 1 1 3 】

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

50

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、一定箇所に先端部 10 が長期間留置されても食道の機能を維持できる。

10

【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。

20

【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。

30

【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定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。

40

【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

50

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、ドブラ信号処理部 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 がドブ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ブ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ブラ信号に基づく波形（例えば図 7A）とを対比してもよい。対比するドブ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ブ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

10

20

30

40

50

例においては、ドブ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、パルスドブラの場合には、サンプルボリュームが心筋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ブ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、ドブ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ブ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ブ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ブ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。

10

【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、ドブ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。このときのドブ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。

20

【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）においてドブ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はドブラ信号に基づいてドブラモードにおける波形を示す画像（ドブラスペクトラム画像等）を生成する。

30

【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ブ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ブ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にドブ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。

40

【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

50

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、順次得られたドブラ信号のうち、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》

ドブラ信号処理部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、ドブ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ブラスペクトラム画像を順次生成する。

10

【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。

20

【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。

30

【0136】

<動作>

次に、この実施形態においてドブ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、ドブ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、ドブ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ブ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。

40

【0138】

(ステップ31)

50

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/F 15 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。

10

【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は判断した場合（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。

20

【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。

30

【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は判断した場合（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は判断した場合（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。

40

【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。

50

探索部 1 1 1 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。

【 0 1 4 7 】

(ステップ 4 0)

主制御部 1 0 4 は、生体情報計測部 1 2 0 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 1 0 4 は、当該次のタイミングが到来するまで (S 4 0 ; N o) この処理を繰り返す。

【 0 1 4 8 】

(ステップ 4 1)

S 4 0 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 (S 4 0 ; Y e s)、主制御部 1 0 4 は方向設定部 1 1 0 に、先端部 1 0 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ブラモードでない場合、主制御部 1 0 4 は、走査モードをドブラモードへ切り替えてから超音波の送信を行う。

10

【 0 1 4 9 】

(ステップ 4 2)

受信部 1 0 6 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、ドブラ信号処理部 1 0 8 に送る。生成部 1 0 9 は、ドブラ信号処理部 1 0 8 が処理したドブラ信号に基づいて波形画像を生成する。探索部 1 1 1 は、生成部 1 0 9 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。

20

【 0 1 5 0 】

(ステップ 4 3)

主制御部 1 0 4 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。S 4 2 において条件を満たしていないと判断した場合 (S 4 2 ; N o)、主制御部 1 0 4 は S 4 0 ~ S 4 2 の処理を繰り返す制御を行う。

【 0 1 5 1 】

(ステップ 4 4)

S 4 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 4 2 ; Y e s)、探索部 1 1 1 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 1 1 1 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。

30

【 0 1 5 2 】

なお、S 3 9 の時点から、探索部 1 1 1 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。

40

【 0 1 5 3 】

(ステップ 4 5)

探索部 1 1 1 は、S 4 4 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。

【 0 1 5 4 】

(ステップ 4 6 ~ 5 0)

なお、方向設定部 1 1 0 による送信方向の更新の有無の判断 (S 4 6 , S 4 7)、超音波の送信方向の設定更新 (S 4 8)、超音波トランスデューサ 1 2 の回転等の要否の判断 (S 4 9)、超音波トランスデューサ 1 2 の回転等の制御 (S 5 0)、超音波の送信方向

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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]

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

50

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 1 1 1 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 1 0 0 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。

【 0 1 6 3 】

第 1 実施形態においては、探索部 1 1 1 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 1 0 0 では、探索部 1 1 1 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 1 1 1 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 1 1 1 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。

10

【 0 1 6 4 】

< 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 1 6 を参照して説明する。図 1 6 は、第 4 実施形態にかかる超音波診断装置 1 0 0 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。

【 0 1 6 5 】

(ステップ 6 1)

先端部 1 0 4 は、初期設定において選択された走査モードがドブラモードであるかについて判断する。

20

【 0 1 6 6 】

(ステップ 6 2)

S 6 1 の判断の結果、走査モードがドブラモードでないと判断した場合 (S 6 1 ; N o)、主制御部 1 0 4 は監視処理の開始のため、走査モードをドブラモードに切り替える。

【 0 1 6 7 】

(ステップ 6 3)

S 6 2 においてドブラモードに切り替わるか、または S 6 1 において初期設定において選択された走査モードがドブ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 にドブ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ブラモード以外の走査モード (B モード等) である場合、ドブ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。

30

【 0 1 6 8 】

(ステップ 6 4)

受信部 1 0 6 は、先端部 1 0 からドブラモードに基づくエコー信号を受ける。これに基づき、ドブラ信号処理部 1 0 8 はドブラ信号を探索部 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ブラ信号に基づいて信号強度情報を生成する。

【 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。

40

【 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。

【 0 1 7 1 】

50

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104は、上記S62～S66の処理を繰り返す。

【0172】

<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。

【0173】

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、所定方向における信号強度の監視を行う。また探索部111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。

10

【0174】

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。

20

【0175】

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。

【0176】

[第5実施形態]

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。

30

【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。

40

【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

50

も第2実施形態と同様であるため、説明を割愛する。

【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ブ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、走査モードがドブ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、走査モードをドブラモードに切り替える。

【0181】

(ステップ73)

S72においてドブ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ブ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にドブ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ブラモード以外の走査モード(Bモード等)である場合、ドブ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からドブラモードに基づくエコー信号を受ける。これに基づき、ドブラ信号処理部108はドブラ信号に基づく波形画像(ドブ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。

【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】

(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(S76; Yes)、S73からS76の対比までの処理を繰り返す。

【0185】

(ステップ77)

S65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(S76; 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S73～S77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

10

20

30

40

50

形との類似度を求める。探索部 1 1 1 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 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。

【 0 1 8 9 】

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 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。

【 0 1 9 0 】

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。

【 0 1 9 1 】

[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 1 1 1 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 1 0 0 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。

【 0 1 9 2 】

第 5 実施形態における探索部 1 1 1 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 1 1 1 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。

【 0 1 9 3 】

< 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 9 4 】

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。

【 0 1 9 5 】

[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 1 1 1 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 1 1 1 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 1 0 0 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

【0202】

40

[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1

50

0 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。

【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。

10

【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 A C T (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。

20

【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 における各操作点 R1、R2、R3...RN の法線方向 C1、C2、C3...CN に沿って操作点を移動させる。

30

【0207】

主制御部 104 は、操作点 R1、R2、R3...RN を放射状に移動させながら、各操作点 R1、R2、R3...RN 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 R1、R2、R3...RN 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。

40

【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 L1 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 L1 は、断層像に示される左房 LA 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。

50

【 0 2 0 9 】

(心腔内容積の計測)

図 2 0 A および図 2 0 B は、主制御部 1 0 4 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 1 0 2 により選択操作を受け、主制御部 1 0 4 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 1 0 4 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 $f_1 j$ 及び $f_2 j$ の間の長さ X_j ($j = 1$ 乃至 J) を算出する (図 2 0 A 参照)。

10

【 0 2 1 0 】

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 2 0 B 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 1 0 4 の図示しない記憶回路に記憶される。

【 0 2 1 1 】

(心臓駆出率の計測)

さらに主制御部 1 0 4 は、主制御部 1 0 4 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。

20

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

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。

【 0 2 1 2 】

(監視処理)

主制御部 1 0 4 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 1 0 0 において、探索部 1 1 1 により、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 1 1 1 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 1 0 が相対的に変位してしまった場合、探索部 1 1 1 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 1 0 0 による探索処理が開始される。

30

【 0 2 1 3 】

(探索処理)

探索処理において先端部 1 0 は、送信部 1 0 5 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 1 1 1 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 1 1 1 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 1 1 1 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 1 1 0 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 1 1 0 は、先端部 1 0 の方向制御部 1 6 を介して駆動部 1 8 を駆動させ、超音波トランスデューサ 1 2 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。

40

【 0 2 1 4 】

(エラー処理)

50

探索部 1 1 1 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 1 0 3 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 1 1 1 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 1 0 4 にエラーの信号を送信する。主制御部 1 0 4 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 1 0 が変位してしまったことを認識でき、ケーブル 1 1 により手で先端部 1 0 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 1 0 2 により駆動部 1 8 を駆動させて超音波トランスデューサ 1 2 を回転 / 傾動させて心臓が R O I 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。

【 0 2 1 5 】

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 1 0 2 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。

【 0 2 1 6 】

[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 1 0 0 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 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。

【 0 2 1 7 】

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 1 0 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。

【 0 2 1 8 】

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 】

【 0 2 1 9 】

- 1 0 0 超音波診断装置
- 1 0 先端部
- 1 0 a 収容部
- 1 1 ケーブル
- 1 1 a コネクタ
- 1 2 a 超音波振動子
- 1 2 d フレキシブルプリント基板
- 1 2 f オフセット
- 1 2 k 支持体
- 1 0 1 本体部
- 1 0 3 表示部
- 1 0 4 主制御部
- 1 0 7 B モード信号処理部
- 1 0 8 ドプラ信号処理部
- 1 0 9 生成部
- 1 1 0 方向設定部
- 1 1 1 探索部

10

20

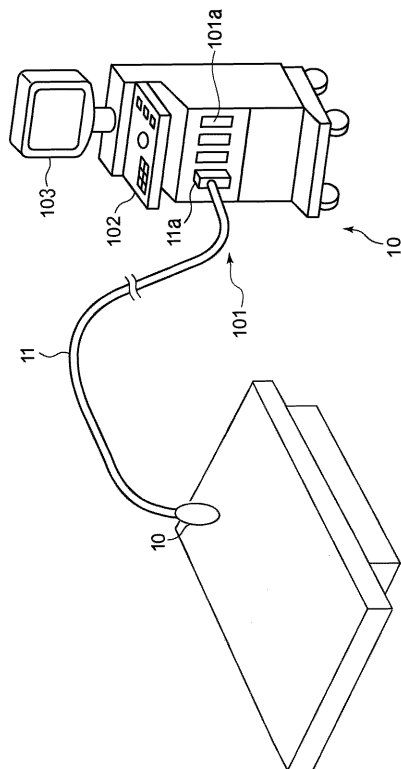
30

40

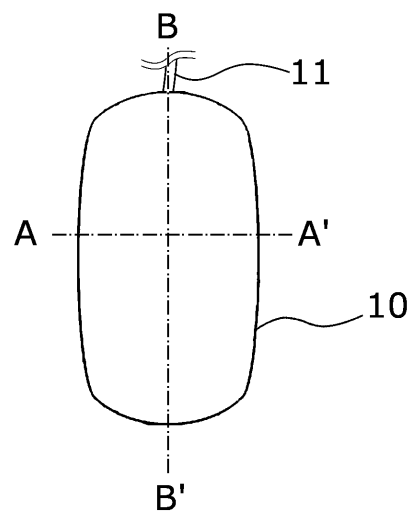
50

1 2 0 生体情報計測部

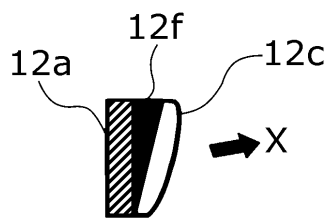
【図 1】



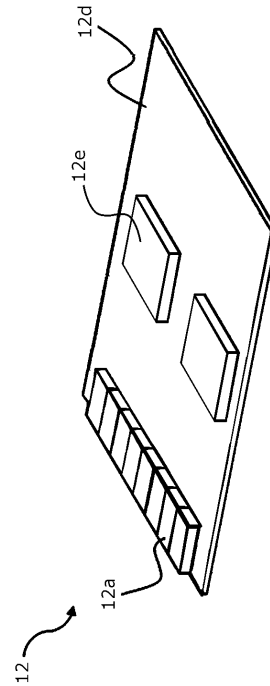
【図 2 A】



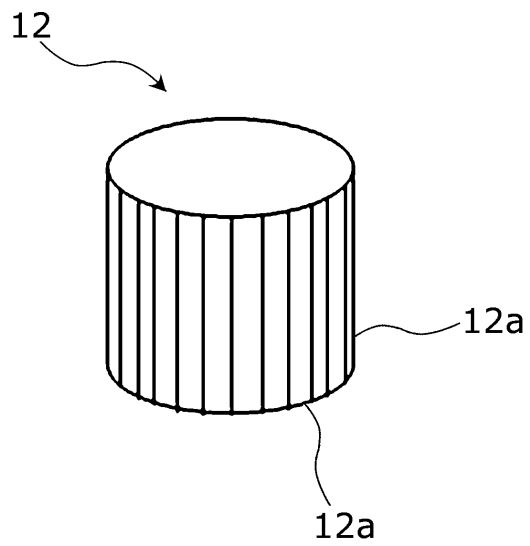
【図 2 C】



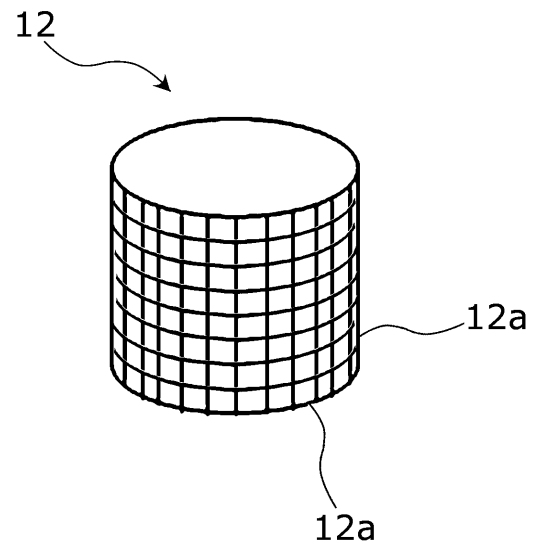
【図 2 D】



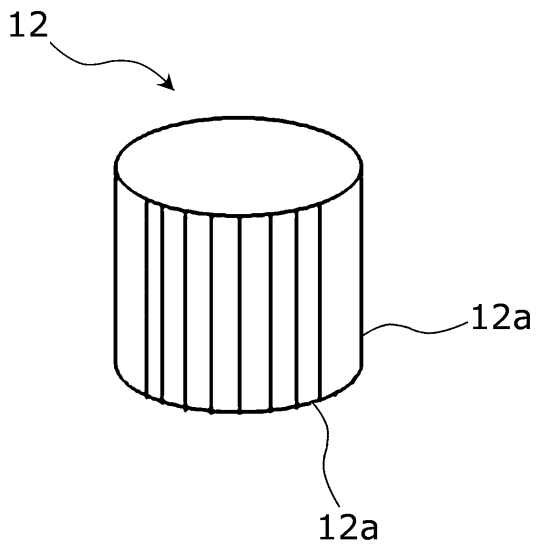
【図 3 A】



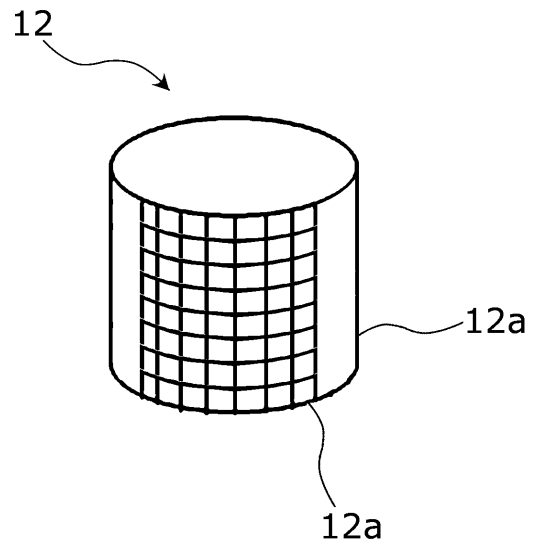
【図 3 B】



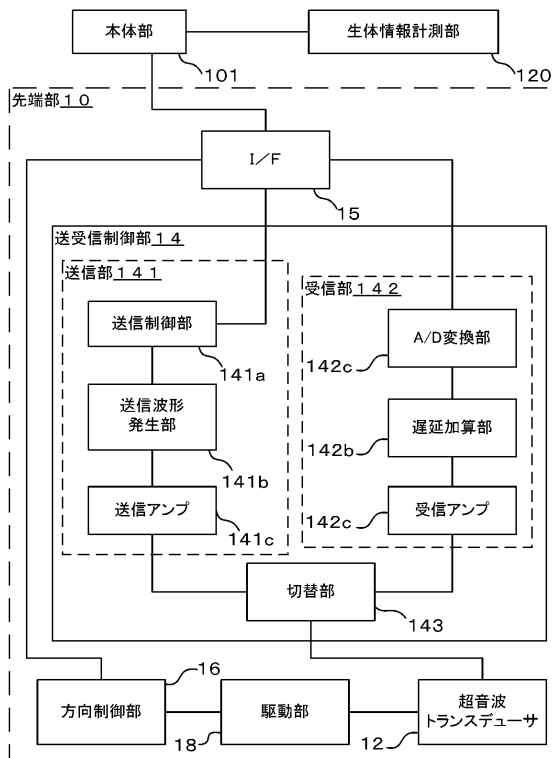
【図 3 C】



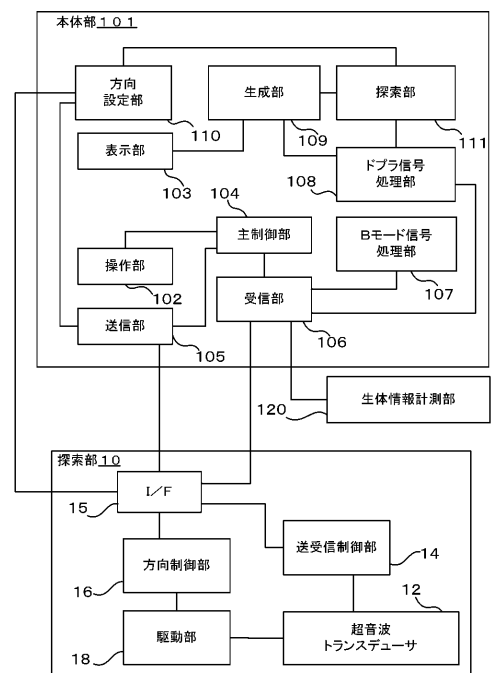
【図 3 D】



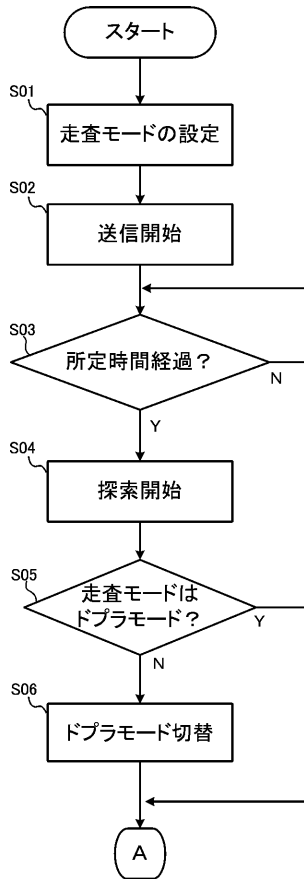
【図 4】



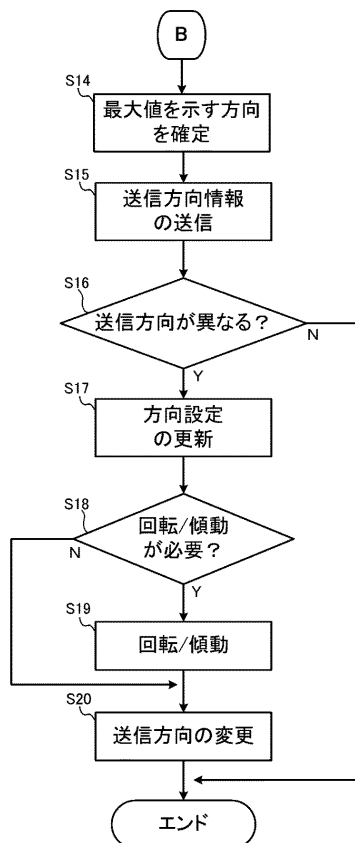
【図 5】



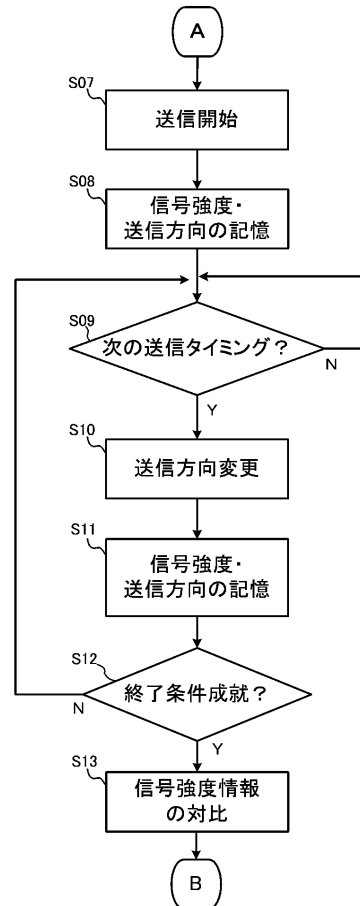
【図 9】



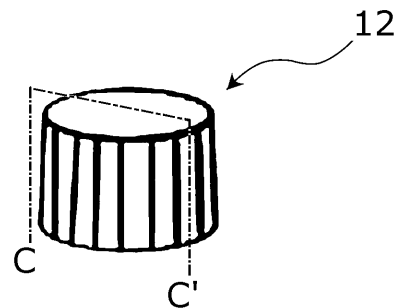
【図 1 1】



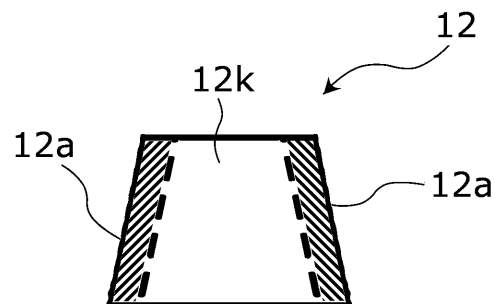
【図 1 0】



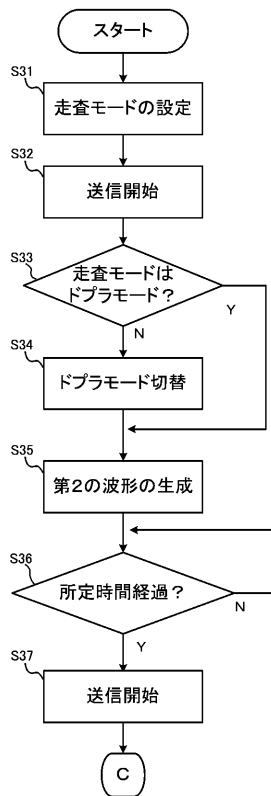
【図 1 2 A】



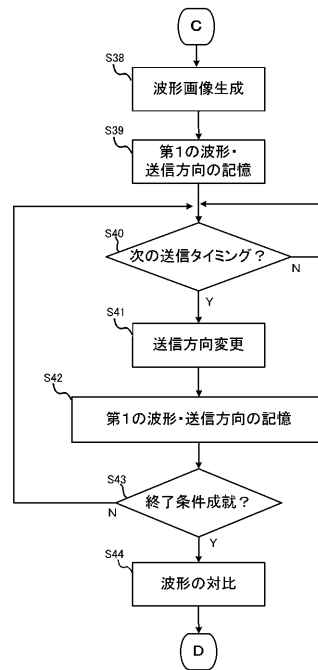
【図 1 2 B】



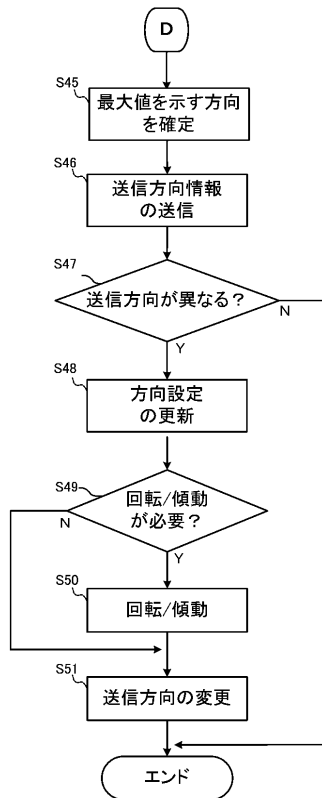
【図 13】



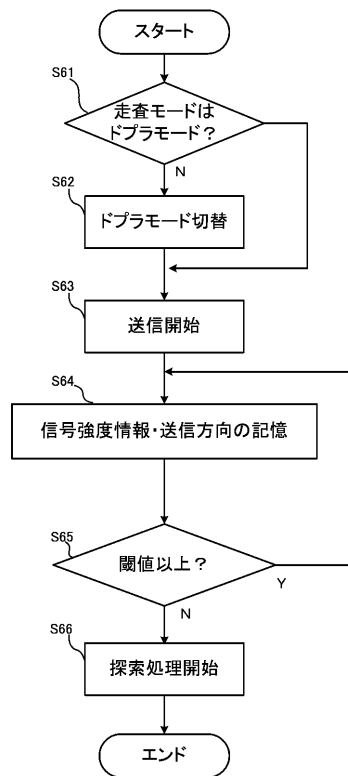
【図 14】



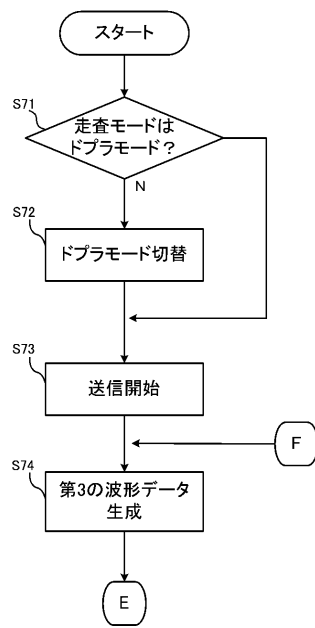
【図 15】



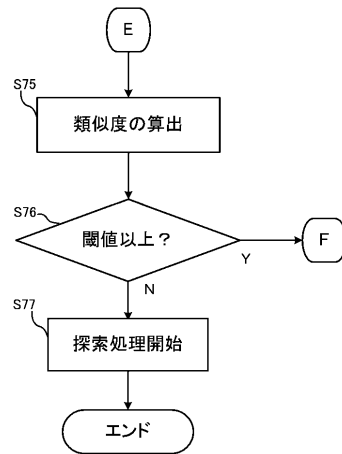
【図 16】



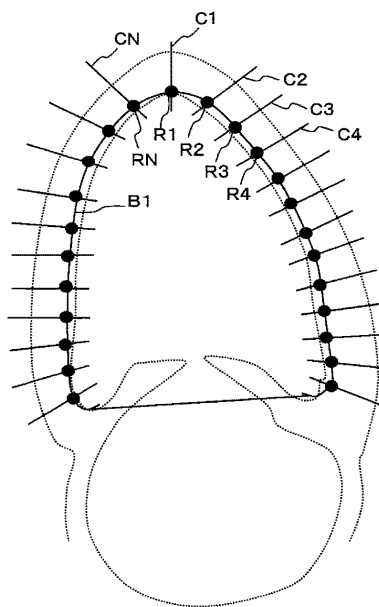
【図 17】



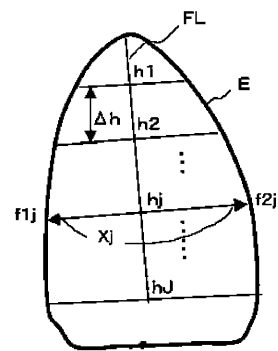
【図 18】



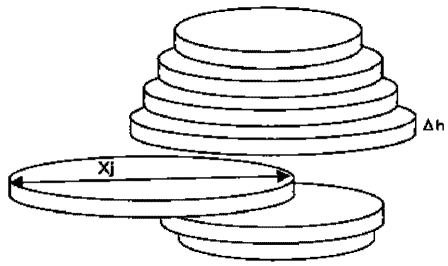
【図 19】



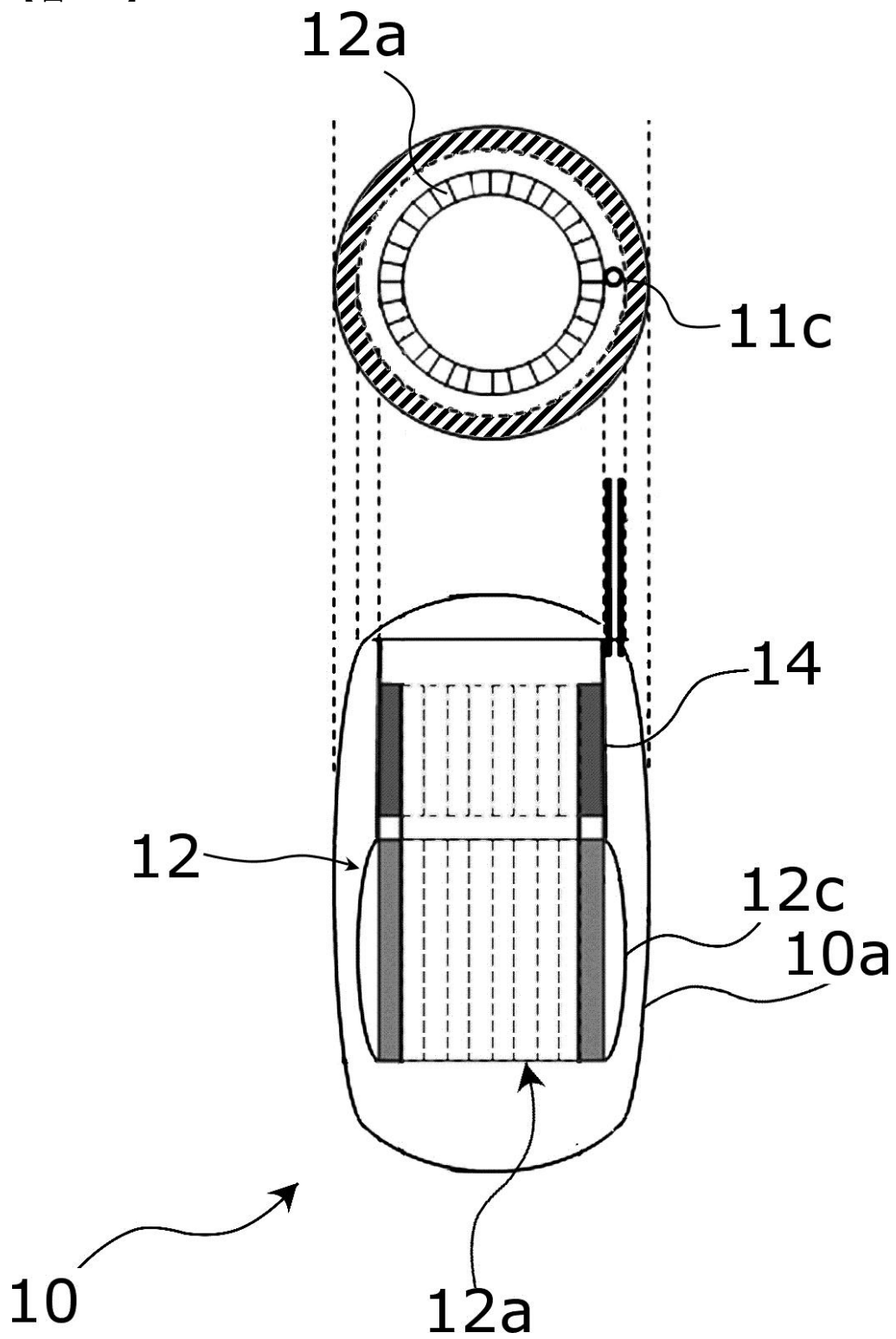
【図 20 A】



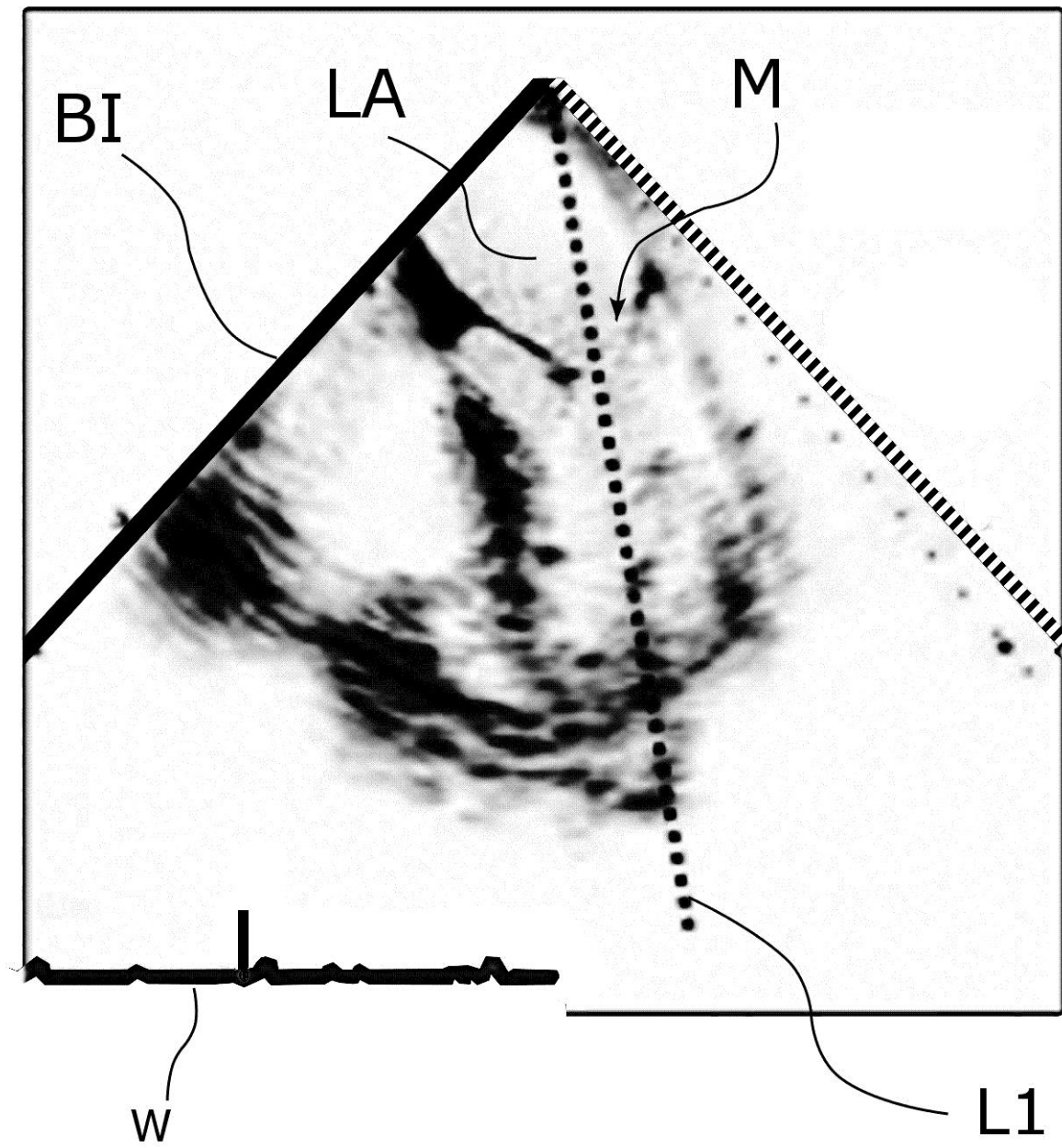
【図 20 B】



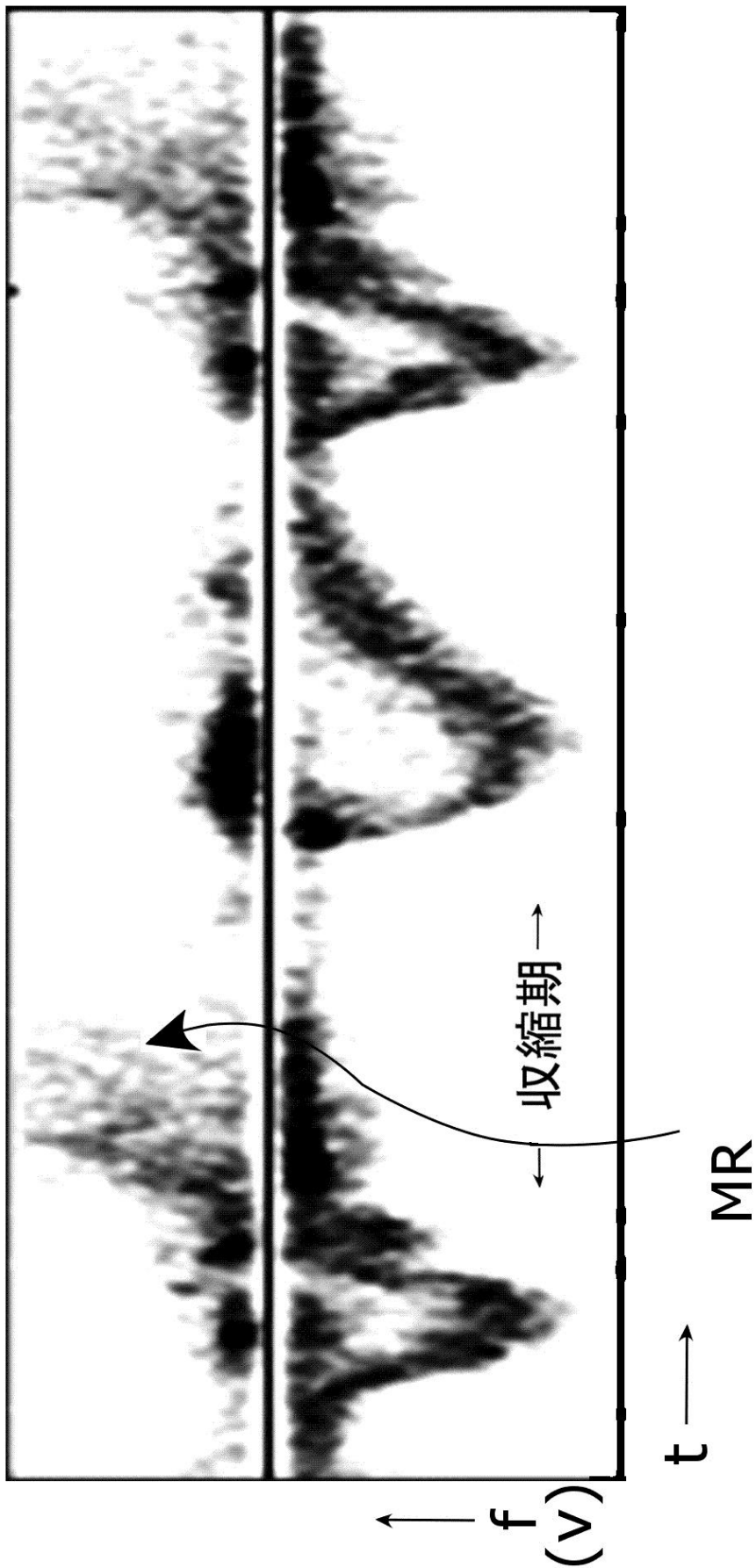
【図 2 B】



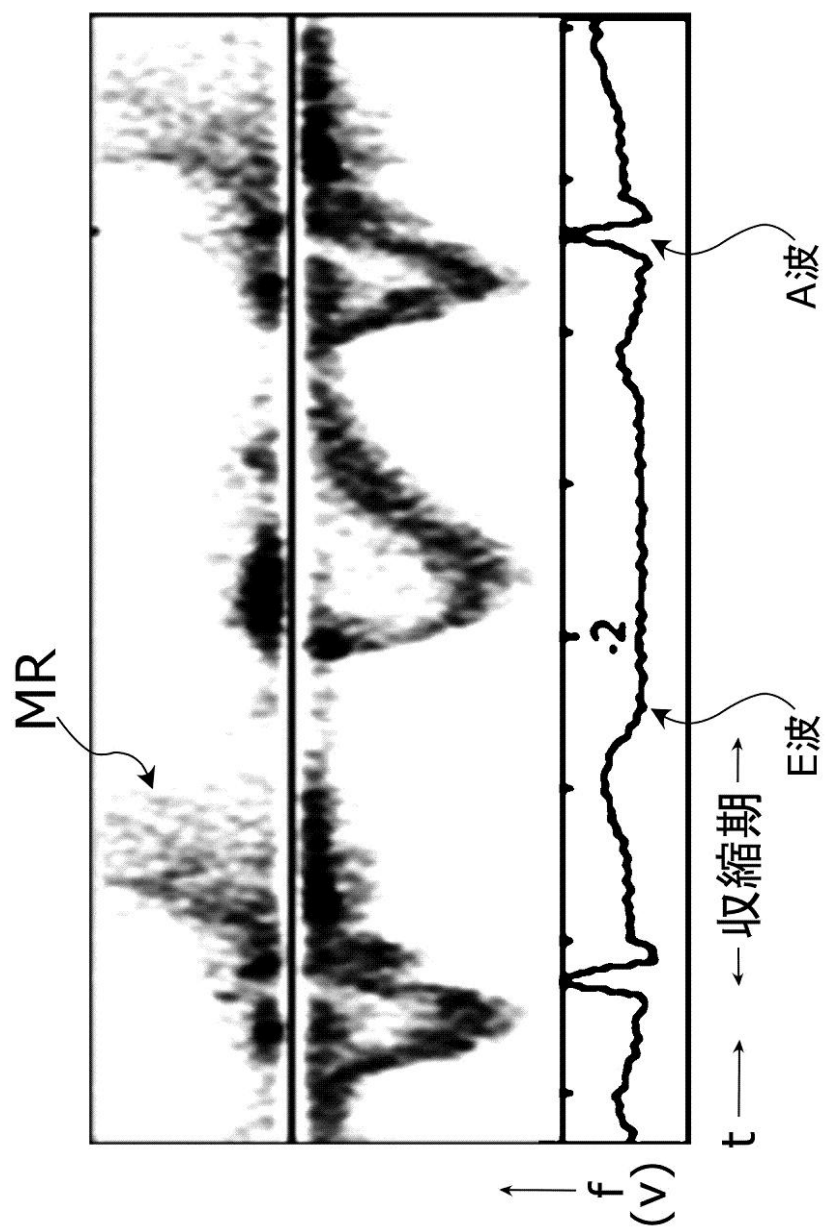
【図 6】



【図 7 A】



【図 7 B】



【図 8】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014073272A	公开(公告)日	2014-04-24
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		
[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	JP6084424B2		
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。

