

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6096459号  
(P6096459)

(45) 発行日 平成29年3月15日(2017.3.15)

(24) 登録日 平成29年2月24日(2017.2.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 13 (全 38 頁)

|           |                              |           |                     |
|-----------|------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-222591 (P2012-222591) | (73) 特許権者 | 594164542           |
| (22) 出願日  | 平成24年10月4日(2012.10.4)        |           | 東芝メディカルシステムズ株式会社    |
| (65) 公開番号 | 特開2014-73273 (P2014-73273A)  |           | 栃木県大田原市下石上1385番地    |
| (43) 公開日  | 平成26年4月24日(2014.4.24)        | (74) 代理人  | 110000866           |
| 審査請求日     | 平成27年9月3日(2015.9.3)          |           | 特許業務法人三澤特許事務所       |
|           |                              | (72) 発明者  | 山形 仁                |
|           |                              |           | 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     |
|           |                              | (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】

被検体内に挿入された状態で超音波を送受信することにより被検体の所定部位の生体情報を得る超音波送受信部と、

前記被検体の心電波形を解析する心電計と、

前記心電計の解析の結果、異常な心電波形が検出されたことに応じて出力されたトリガ信号を受けることによって、間欠的に、前記所定部位の動作の周期に基づく複数周期にわたって前記超音波送受信部に超音波を送信させる制御部と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記トリガ信号は、前記所定部位の非周期的な動作に基づいて求められ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3】

心音モニタまたは呼吸モニタを含み、

前記制御部は、

前記心音モニタまたは呼吸モニタから、前記所定部位の非周期的な動作に基づく前記トリガ信号を受け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】

前記制御部は、

前記心音モニタまたは前記呼吸モニタから前記トリガ信号を受け、かつ前記所定部位の

10

20

周期的な動作に基づく周期情報を受け、

前記トリガ信号を受けたときに、前記周期情報に基づく複数の周期にわたって前記超音波送受信部に超音波を送信させ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】

前記超音波送受信部を収容する収容部と、

前記収容部に収容され、前記所定部位の周期的または非周期的な動作に基づく振動を検出する振動センサを備えた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6】

前記トリガ信号には、前記振動センサから受けた前記振動にかかる振動情報が含まれ、前記制御部は、

前記トリガ信号を処理して、前記振動情報を、被検体の心音に基づく心音情報と、被検体の呼吸に基づく呼吸情報に分け、

前記心音情報から前記非周期的な心音を検出して前記超音波送受信部に前記超音波の送信を実行させ、

前記呼吸情報から前記非周期的な呼吸を検出して前記超音波送受信部に前記超音波の送信を実行させること、を特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記制御部は、前記トリガ信号に基づき、あらかじめ設定された心時相を求め、該心時相に応じて前記超音波送受信部に前記超音波を送信させること、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】

前記トリガ信号は、前記所定部位の周期的な動作に応じて設定された、複数周期の経過にかかる時間情報であり、

前記制御部は、前記時間情報における第1の時間の経過に応じ、該第1の時間より短い第2の時間だけ前記超音波送受信部に超音波を送信させること、を特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記時間情報は、前記所定部位の動作に基づく、心拍、脈拍または心音に基づいて求められること、を特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記超音波送受信部は、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、

前記制御部は、

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、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こと、を特徴とする請求項1～9のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項11】

少なくとも前記超音波送受信部を収容するカプセル状の収容部と、

本体部と、

前記超音波送受信部と、前記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1～4または7～10のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記収容部はカプセル状に形成されており、

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5または6に記載の超音波診断装置。

【請求項13】

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し、前記本体部と、

10

20

30

40

50

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11または12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。

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。

30

【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。

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

50

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】

超音波診断装置における超音波トランスデューサは、超音波を送受信することにより温度が上昇することがある。例えば圧電素子は印加された電圧を超音波に変換するときの内部損失に起因して発熱する。被検体内の状態を一定期間モニタリングするとすれば、温度上昇の問題により継続が困難となるおそれがある。上記の通り、被検体内に超音波の送受信部が挿入される場合もあり、過度の温度上昇を抑制することが望まれる。

10

【0010】

この実施形態は、超音波診断装置において、所定期間、体内組織の状態を観察することを可能とす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、超音波送受信部と、心電計と、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超音波を送受信することにより被検体の所定部位の生体情報を得る。心電計は、被検体の心電波形を解析する。制御部は、心電計の解析の結果、異常な心電波形が検出されたことに応じて出力されたトリガ信号を受けることによって、間欠的に、所定部位の動作の周期に基づく複数周期にわたって超音波送受信部に超音波を送信させる。

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。

30

【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。

【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本体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。

50

【図 1 0】第 3 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 1】第 5 実施形態にかかる超音波診断装置の本体部の機能構成の一例を示す概略ブロック図である。

【図 1 2】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 3】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 4】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。

10

【発明を実施するための形態】

【0013】

図 1～図 1 4 を参照して、第 1 実施形態～第 6 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 1 0 0 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 1 0 0 の概略構成を示す外観図である。第 1 実施形態にかかる超音波診断装置 1 0 0 は、生体情報測定部 1 2 0 から生体情報（心電波形等）の設定に応じた解析結果を受け、間欠撮像を行う。

20

【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 1 0 0 は、本体部 1 0 1、先端部 1 0 等を有する。先端部 1 0 と本体部 1 0 1 とはケーブル 1 1 を介して接続される。図 1 の例においては、ケーブル 1 1 の端部に形成されたコネクタ 1 1 a が接続されており、本体部 1 0 1 にはこのコネクタ 1 1 a を受ける接続部 1 0 1 a が設けられている。また、本体部 1 0 1 には超音波診断装置 1 0 0 の操作に用いられる操作部 1 0 2 と、超音波診断装置 1 0 0 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 1 0 3 が設けられている。なお、図 1 は、超音波診断装置 1 0 0 の例示である。したがって、本体部 1 0 1 の構成、ケーブル 1 1、操作部 1 0 2、表示部 1 0 3 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 1 0 1 でなく、本体部 1 0 1 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。

30

【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 1 0 の構成について説明する。図 2 A は、先端部 1 0 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 1 1、方向制御部 1 6 および駆動部 1 8 の図示を省略している。図 3 A は、超音波振動子 1 2 a 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 1 2 を示す概略斜視図である。

【0017】

40

（先端部の概要）

図 1 および図 2 A 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 1 0 が用いられる。図 2 B に示すように先端部 1 0 は、楕円体状に形成された収容部 1 0 a の内部に超音波トランスデューサ 1 2、送受信制御部 1 4 および I/F 1 5（図 4 参照）等を備えて構成される。なお、収容部 1 0 a の内部には方向制御部 1 6 および駆動部 1 8 を備える場合があるが、図 2 B においてはその図示を省略している。

【0018】

また、図 2 B に示すように楕円体状の上の先端部 1 0 の場合、例えば収容部 1 0 a の長軸方向の一端側にはケーブル 1 1 が接続されており、ケーブル 1 1 内の信号線や電源線が

50

収容部 10 a 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 10 a 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 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／ $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$ ）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、可撓性があるため先端部 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（ $\text{BaTiO}_3$ ）、PZNT（ $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$  -  $\text{PbTiO}_3$ ）単結晶、PMNT（ $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$  -  $\text{PbTiO}_3$ ）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】

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。

10

## 【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、超音波パルスを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。

20

## 【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。

30

## 【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。

## 【0027】

40

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

50

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）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。

10

#### 【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。

20

#### 【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）

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。

30

#### 【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。

40

#### 【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

50



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（送受信部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。

#### 【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；

10

20

30

40

50

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 $\times n$ 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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【0047】

50

### ＜生体情報計測部の構成＞

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。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。

10

#### 【0048】

また第1実施形態において、本体部101は、生体情報測定部120から生体情報（心電波形等）の解析結果を受ける構成である。すなわち、生体情報測定部120は設定に応じて生体情報の解析をリアルタイムに実行し、その解析結果を本体部101に送信する構成である。以下、生体情報が心電波形であり、生体情報測定部120が心電波形をリアルタイムに解析する例について説明する。なお、生体情報測定部120は、例えば被検体と接触する電極等、被検体から心電波形を直接取得する手段を備える。また他の例として、生体情報測定部120は、外部の心電計から心電波形を取得して専ら解析を実行するものであってもよい。

#### 【0049】

20

生体情報測定部120は、解析装置によって個々の心拍波形の特徴や隣接する心拍の間隔等に応じて自動分類を行う。また、心拍波形毎に通し番号、分類や前心拍とのR-R間隔（R波の時間間隔）等の情報を付加して保存する。具体例として、生体情報測定部120は、被検体から心電信号を受け、フィルタ処理を行う。フィルタ処理は、心電信号に対するノイズの除去、基線変動の除去といった波形整形処理を含む。フィルタ処理が行われたすべての心電波形は、その記憶部等に記憶される。

#### 【0050】

また生体情報測定部120は、記憶されたすべての心拍に対応する心電波形から既知の方法でQRS波形を検出し、または前の心拍に対するR-R間隔の演算等の処理を行う。また、生体情報測定部120は、波形の分類に利用される標準的な波形データをあらかじめ記憶している。標準的な波形データは、分類ごとに複数設定されており、所望の分類（正常心拍、上室期外収縮等）が選択されると、選択に応じた標準的な波形データが読み出される。生体情報測定部120は、標準的な波形データに基づいて、記憶された全心拍との類似度を求める。類似度が閾値以上であれば、その類似度が高い部分の波形が、選択された分類に該当する波形として抽出される。

30

#### 【0051】

標準的な波形データの一例として、典型的な異常波形のモデルとなる標準的な波形データがある。この異常波形の波形データとの対比において、類似度が閾値より高いと判定された波形は、選択された当該典型的な異常波形として抽出される。また、R-R間隔の変動率が所定の割合（例えば10%）以上でありP波が認識できない場合を異常（心房細動）と解析してもよい。生体情報測定部120は、解析により当該異常波形を抽出した場合、主制御部104に心電波形でなく異常を検出した旨を示すトリガ信号を送信してもよい。なお、以下において異常を検出した旨を示すトリガ信号を「異常検出トリガ」と記載することがある。

40

#### 【0052】

以上のように、第1実施形態における生体情報測定部120はいずれかの方法により、心電計から被検体の心電波形をリアルタイムに受け、特定の心電波形を抽出して、本体部101に送信する。主制御部104は、生体情報計測部120により抽出された特定の心電波形を受ける。この特定の心電波形は1種類に限られない。なお以下においては、主に、この特定の心電波形により被検体内の組織の異常が示されている状況を例にして説明す

50

る。さらにその場合の特定の心電波形を「異常を示す心電波形」と記載することがある。また、上記生体情報測定部120による解析処理を実行する機能を本体部101が有していてもよい。その場合、生体情報測定部120が上記の解析機能を有さず単に、心電波形を本体部101に送信するだけでもよい。

#### 【0053】

＜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。

10

#### 【0054】

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、送受信部105、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を有する。なお、生体情報計測部120は、超音波診断装置100の構成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。

20

#### 【0055】

（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

#### 【0056】

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。また操作者は、操作部102を介して、後述の間欠撮像の制御において何心拍分の撮像を行うかの設定を行うことが可能である。この設定情報は、送受信部105における図示しない記憶部に記憶される。また、操作部102を介して、超音波の走査モード等の初期設定実行可能である。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

#### 【0057】

（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（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EL（OELD；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。

#### 【0058】

50

## (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。

## 【0059】

## (送受信部／送信部)

本体部101の送受信部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。ただし、この駆動信号は、生体情報測定部120により抽出された特定の心電波形または異常検出トリガを受けた場合に対応して送信される。例えば、まず主制御部104が生体情報測定部120から特定の心電波形を受ける。主制御部104は、特定の心電波形または異常検出トリガを受けることに応じて送受信部105にトリガ信号を送る。なお、本体部101において特定の心電波形だけでなく、心電波形をリアルタイムに取得して表示部103に表示している場合もある。したがって、主制御部104は、特定の心電波形を受けた場合に送受信部105にトリガ信号を送る。

10

## 【0060】

また送受信部105の送信部は、主制御部104からトリガ信号を受けると、あらかじめ定められた心拍数分の超音波画像が得られるように超音波トランスデューサ12の駆動にかかる信号を先端部10に送信する。あらかじめ定められた心拍数は、超音波診断装置100による被検体のモニタリングの開始タイミングで、またはそれに前後して操作者等により設定されるものである。送受信部105は、設定された心拍数分の撮像を行うために、生体情報測定部120からリアルタイムに心電波形を取得する。

20

## 【0061】

なお、特定の心時相において撮像を行う場合には、主制御部104は生体情報測定部120が抽出した特定の心時相における心電波形を受ける。主制御部104はその特定の心時相の心電波形に基づき、送受信部105にトリガ信号を送る。また、モニタリングを開始した時点については、主制御部104からのトリガ信号の有無に関わらず、所定心拍数分の超音波の送信を実行させてもよい。

30

## 【0062】

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は送受信部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。

40

## 【0063】

## (送受信部／受信部)

本体部101の送受信部105において受信部は、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。

## 【0064】

## (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

50

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。

#### 【0065】

(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。

10

#### 【0066】

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や組織の運動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。

20

#### 【0067】

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。

#### 【0068】

(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BI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BI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。生成部109は、あらかじめ設定された心拍数分のエコー信号に基づくRAWデータを受け、当該心拍数分の超音波画像データを生成する。

30

#### 【0069】

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および僧帽弁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

40

50

いる。

#### 【0070】

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）。

#### 【0071】

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）。

#### 【0072】

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。

#### 【0073】

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。

#### 【0074】

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BI（図6参照）、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BI（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。

#### 【0075】

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（Multiplanar Reconstruction）画像を生成することも可能である。

#### 【0076】

（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11

10

20

30

40

50

0 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。

#### 【0077】

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。

#### 【0078】

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、送受信部 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、送受信部 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。

#### 【0079】

<動作>

次に、この実施形態における間欠撮像の制御のフローについて図 9 を参照して説明する。図 9 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。

#### 【0080】

（ステップ 01）

操作者により初期設定がなされると、体内組織のモニタリングが開始される。初期設定とは、操作部 102 を介した走査モードの選択、送信フォーカス点やサンプルボリュームの設定等が含まれる。また生体情報測定部 120 により被検体の生体情報が取得可能な状況になることが含まれる。例えば心電計の設定、生体情報測定部 120 の解析部の設定等である。また先端部 10 が被検体内に挿入され、かつ観察対象組織と先端部 10 の位置合わせがなされることが含まれる。また操作者により、間欠的な超音波撮像を行う際の基準となる心拍数の設定が行われる。

#### 【0081】

（ステップ 02）

生体情報測定部 120 により心電波形の計測が開始されると、主制御部 104 に生体情報測定部 120 から心電波形が送信される。また、あらかじめ生体情報測定部 120 において設定することにより、生体情報測定部 120 が取得した心電波形を解析して抽出した特定の心電波形（R 波・T 波等）が主制御部 104 に送信される場合がある。

#### 【0082】

（ステップ 03）

主制御部 104 は、生体情報測定部 120 から異常を示す心電波形（異常検出トリガ）を受信したかについて判断する。S03 において所定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。

#### 【0083】

（ステップ 04）

S03 において異常な波形が受信されたと判断した場合（S03；Yes）、主制御部 104 は送受信部 105 にトリガ信号を送る。トリガ信号を受けて、送受信部 105 は、あらかじめ設定された間欠撮像を行う心拍数のデータを図示しない記憶部から読み出す。送受信部 105 は心拍数のデータを読み出すと、さらに主制御部 104 から生体情報測定

10

20

30

40

50



部120から受信したリアルタイムの心電波形を受信する。送受信部105はリアルタイムの心電波形に基づいて、特定の波形（R波等）を示すタイミングにしたがい先端部10に超音波の送受信を開始させる。

**【0084】**

（ステップ05）

S04において先端部10による超音波の送受信が開始されると、受信部によりエコー信号が受信され、複数の信号処理を経て生成部109による超音波画像が生成される。送受信部105は、超音波の送信を開始するとともに、心電波形の受信を開始すると、これらの時点から間欠撮像の終了のタイミングを計り始める。すなわち、送受信部105はあらかじめ設定された心拍数分の撮像を終了したかについて、例えばリアルタイムに受信した心電波形に基づいて判断する。S05において、未だ設定された心拍数分の撮像が終了していないと判断された場合（S05；No）、送受信部105は、この判断を継続する。

10

**【0085】**

他の例として、主制御部104においてリアルタイムに受信している心電波形から一心拍分の経過時間を求める構成であってもよい。すなわち、主制御部104は、一心拍分の経過時間に基づいて、設定された複数心拍分の撮像時間を求める。主制御部104は、設定された心拍数分の撮像が終了したと判断した場合、送受信部105に撮像終了のトリガを送信する。

**【0086】**

20

送受信部105により間欠撮像が終了したと判断された場合（S05；Yes）、先端部10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せず、間欠撮像を終了させる。

**【0087】**

<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。

**【0088】**

本実施形態における超音波診断装置100は、操作者により初期設定がされ、体内組織のモニタリングが開始されても、直ちに主制御部104からトリガ信号（異常検出トリガ）が送られず、送受信部105から先端部10へ超音波トランスデューサ12の駆動にかかる信号が送られない。本実施形態において体内組織の撮像が開始されるのは、生体情報測定部120から特定の心電波形または異常検出トリガを主制御部104が受信したときである。また、超音波の送信が開始された後、本体部101の送受信部105は、あらかじめ設定された心拍数分の撮像が完了すると、間欠撮像を一旦、終了させる。このような構成によれば、常に超音波が被検体内で送信され続けることを防止することができる。したがって、長期間の超音波の送信に基づく発熱の問題を回避することができる。

30

**【0089】**

さらに生体情報測定部120から被検体の状態が変化した時など、撮像すべきタイミングを図って超音波画像を取得する構成である。つまり被検体の状態が長期間変わらないにもかかわらず超音波画像を取得し続けることを回避することができる。その結果、モニタリングによる超音波画像の閲覧者は、不要な画像の閲覧を強いられないことがないため、閲覧者の負担を軽減することが可能である。さらには、超音波検査の効率化を図ることが可能となる。

40

**【0090】**

また、本実施形態における超音波診断装置100は、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、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

50

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。

#### 【0091】

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。

10

#### 【0092】

##### 〈変形例1〉

次に、第1実施形態の変形例1について説明する。上記第1実施形態にかかる超音波診断装置100においては、特定の心電波形や波形の異常に基づいて間欠撮像のタイミングを計っている。しかし第1実施形態は、このような構成に限られない。例えば、超音波検査によるモニタリングを開始するとともに、心音モニタによる被検体の心音のモニタリングを並行して実行する構成であってもよい。心音モニタは、心音計と解析部等を有する。心音計は、体導音センサやマイクロフォンで心音を拾って電気信号に変え、波形として記録する。この構成において、主制御部104は、生体情報測定部120としての心音モニタから、例えば心疾患に起因して発生する各種の過剰心音や心雑音等に基づく波形データや異常検出トリガを受信する。または主制御部104は、心音モニタから、I音とII音との間の時間間隔や、II音とI音との間の時間間隔の大きな変化等に基づく異常検出トリガを受信する。このように主制御部104は、心音モニタからの異常波形、または異常検出トリガ等を受信することにより、送受信部105にトリガ信号を送る。

20

#### 【0093】

送受信部105は、あらかじめ設定された心音から推定される心拍数分だけ超音波画像を取得するように先端部10を制御する。なお、この変形例1と、心電計を利用する上記実施形態を組み合わせることも可能である。

30

#### 【0094】

##### 〈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。上記第1実施形態にかかる超音波診断装置100においては、特定の心電波形や波形の異常に基づいて間欠撮像のタイミングを計っている。しかし第1実施形態は、このような構成に限られない。例えば、超音波検査によるモニタリングを開始するとともに、呼吸モニタによる被検体の呼吸のモニタリングを並行して実行する構成であってもよい。呼吸モニタは、被検体の呼吸による動きを捉え、その呼吸モニタ信号を出力する。この呼吸モニタは、例えば被検体の腹部等を囲うように取り付け可能なバンド状の圧力センサが該当する。また他の例としては、被検体の呼吸の流量を測定するエアフローセンサが該当する。あるいは被検体の観察部位をカメラ等により撮影し、撮影した動画像等において被検体の観察部位の動きを解析することにより、被検体の呼吸による観察部位の外形上の運動状態を求める装置であってもよい。

40

#### 【0095】

呼吸モニタは、被検体の呼吸に基づく呼吸モニタ信号に基づき、呼吸波形を生成する。呼吸波形は、横軸が時間、縦軸が呼吸の深さを示す呼吸レベルを示す波形である。例えば、この波形では、縦軸の上方向が吸気レベルの高さ、下方向が呼気レベルの高さとして示される。吸気レベルの最大値と呼気レベルの最大値との中間値は、呼気と吸気とが切り替わる境界値となる。

#### 【0096】

この構成において、主制御部104は、生体情報測定部120としての呼吸モニタから

50

、  
さまざまな呼吸に関する情報を受信する。例えば、呼吸回数の異常（無呼吸（呼吸停止を含む）、徐呼吸、頻呼吸）、換気量の異常、呼吸の周期的な異常（Cheyne-Stokes呼吸）、不規則な異常等に基づく異常検出トリガを受信する。主制御部104は、異常検出トリガ等を受信することにより、送受信部105にトリガ信号を送る。

#### 【0097】

送受信部105は、あらかじめ設定された呼吸の複数周期分だけ超音波画像を取得するように先端部10を制御する。なお、この変形例1、および心電計を利用する上記実施形態の一方あるいは双方を組み合わせることも可能である。

#### 【0098】

##### 〈変形例3〉

次に、第1実施形態の変形例3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の送受信部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。送受信部105および受信部106の機能は例えば以下の通りである。

#### 【0099】

##### （送信部－変形例3）

本体部101の送受信部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

#### 【0100】

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。

#### 【0101】

##### （受信部－変形例3）

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。

#### 【0102】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0103】

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、ドプラ信号処理部108）に送信される。

10

#### 【0104】

##### 〔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1実施形態では、間欠撮像を行うトリガとなる情報を、被検体の生体信号を直接的に検出する装置（心電計）から受信していた。これに対し第2実施形態においては、先端部10から間欠撮像を行うトリガとなる情報を受信する。さらに間欠撮像を行うトリガとなる情報を受信した後、当該情報にフィルタ処理を行なって情報を複数に分類する処理を行う点においても第1実施形態と異なる。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。

#### 【0105】

20

被検体の呼吸、拍動等に基づいて被検体内には振動が生じる。第2実施形態における超音波診断装置100では、先端部10の内部に設けられた振動センサ（不図示）によって被検体内に生じる振動を検出する。例えば呼吸、拍動等にもなって他の体内組織（食道等）に振動が生じる。振動センサはこの振動を検出する。第2実施形態においては、@10はこの検出動作を繰り返す。

#### 【0106】

##### 《振動センサ》

振動センサには、3軸加速度センサを用いることが可能である。例えば収容部10aをカプセル状に形成する場合、小型であることが望まれる。さらに間欠撮像のトリガとするために、分解能も求められる。その観点から3軸加速度センサが用いられる場合がある。3軸加速度センサは、X軸、Y軸、Z軸の3軸それぞれに関して振動に関する信号情報を検出する。

30

#### 【0107】

##### 《先端部》

先端部10には、第1実施形態と同様の超音波送受信系が設けられている他、振動センサと、振動センサによって検出された検出信号の処理（増幅、A/D変換等）を行う処理部とが設けられる。本体部101への検出信号の送信には、I/F15を介して超音波の送受信に用いられる信号線が利用されてもよい。また、検出信号の送信に用いられる超音波系とは別の信号線を利用してもよい。

#### 【0108】

40

##### 《フィルタリング》

ケーブル11内を介して本体部101に至った検出信号は、主制御部104によりフィルタ処理される。すなわち、主制御部104は、フィルタ処理を行い検出信号におけるノイズを除去する。また主制御部104は、フィルタ処理により、ノイズが除去された検出信号から、心音に基づく体内組織の振動に起因する成分と、呼吸音に基づく体内組織の振動に起因する成分とを抽出する。

#### 【0109】

##### 《心音について》

主制御部104は、抽出した心音についての検出信号のデータに基づいて、波形データを求める。また主制御部104は、さらにこの波形から、I音とII音との間の時間間隔や

50

、II音とI音との間の時間間隔の大きな変化等に基づく異常検出トリガを求める。主制御部104は、検出信号から求められた異常波形、または異常検出トリガ等が求められることに応じて、送受信部105にトリガ信号を送る。送受信部105は、あらかじめ設定された心音から推定される心拍数分だけ超音波画像を取得するように先端部10を制御する。

#### 【0110】

##### 《呼吸について》

主制御部104は、抽出した心音についての検出信号のデータに基づいて、波形データを求める。また主制御部104は、さらにこの波形から、主制御部104は、被検体の呼吸による動きを求める。例えば、呼吸回数の異常（無呼吸（呼吸停止を含む）、徐呼吸、頻呼吸）、換気量の異常、呼吸の周期的な異常（Cheyne-Stokes呼吸）、不規則な異常等に基づく異常検出トリガを受信する。主制御部104は、異常検出トリガ等を受信することにより、送受信部105にトリガ信号を送る。

10

#### 【0111】

送受信部105は、あらかじめ設定された呼吸の複数周期分だけ超音波画像を取得するように先端部10を制御する。

#### 【0112】

##### <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。

#### 【0113】

本実施形態における超音波診断装置100は、操作者により体内組織のモニタリングが開始される操作があっても、直ちに主制御部104からトリガ信号が送られず、送受信部105から先端部10へ超音波トランスデューサ12の駆動にかかる信号が送られない。本実施形態において体内組織の撮像が開始されるのは、先端部10の振動センサからの検出信号を受信し、異常検出トリガが、主制御部104により求められたときである。また、超音波の送信が開始された後、本体部101の送受信部105は、あらかじめ設定された分の撮像が完了すると、間欠撮像を一旦、終了させる。このような構成によれば、常に超音波が被検体内で送信され続けることを防止することができる。したがって、長期間の超音波の送信に基づく発熱の問題を回避することができる。

20

#### 【0114】

さらに生体情報測定部120から被検体の状態が変化した時など、撮像すべきタイミングを図って超音波画像を取得する構成である。つまり被検体の状態が長期間変わらないにもかかわらず超音波画像を取得し続けることを回避することができる。その結果、モニタリングによる超音波画像の閲覧者は、不要な画像の閲覧を強いられないことがないため、閲覧者の負担を軽減することが可能である。さらには、超音波検査の効率化を図ることが可能となる。

30

#### 【0115】

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。

40

#### 【0116】

##### [第3実施形態]

次に、第3実施形態について説明する。第1実施形態および第2実施形態においては、生体信号に基づく情報の周期的な変化や、生体信号に基づく情報から特異な情報が取得されたことにより、主制御部104が送受信部105に超音波送信にかかるトリガ信号を送信する構成である。これに対し第3実施形態にかかる超音波診断装置100では、主制御部104は生体情報測定部120から受けた周期的な情報に基づき、定期的に超音波の送信にかかるトリガ信号を送受信部105に送信する。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。

50

## 【0117】

第3実施形態における主制御部104は、生体情報測定部120から生体信号に基づく波形のうち、周期的に発生する特徴的な波形の情報を受信する。以下において、生体情報測定部120が心電計である例について説明する。この例において、生体情報測定部120において、P波、Q波、R波、S波、T波等が心電波形に示されるごとに、主制御部104にトリガ信号が送信される。

## 【0118】

<動作>

また、主制御部104は、あらかじめ設定された心時相における超音波画像（ドプラスペクトラム画像、カラーフローマッピング等を含む）を生成するように、超音波診断装置100の各部を制御する。次に、上記の例において、この実施形態における間欠撮像の制御のフローについて図10を参照して説明する。図10は、第3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。

10

## 【0119】

（ステップ11）

操作者により初期設定がなされると、体内組織のモニタリングが開始される。初期設定には、第1実施形態で説明した項目の他、心臓をモニタリングする場合、生成したい超音波画像における所望の心時相の設定を含むものとする。以下の説明においては、心臓のモニタリングであって、あらかじめ拡張期におけるドプラスペクトラム画像を取得するように設定されているものとする。また、間欠的な超音波撮像を行う際の基準となる心拍数の設定については、20心拍ごとに2心拍の撮像が行われる設定がされているものとする。

20

## 【0120】

（ステップ12）

生体情報測定部120により心電波形の計測が開始されると、生体情報測定部120は、設定された心時相、すなわち拡張期の超音波画像を取得可能なように、特定の波形が示されるタイミングで主制御部104にトリガ信号を送信する。例えば生体情報測定部120は、リアルタイムに取得された心電波形においてR波、T波が示されるタイミングで、主制御部104にトリガ信号を送信する。

## 【0121】

（ステップ13）

主制御部104は、S01におけるモニタリングの開始時点から、生体情報測定部120から特定の波形（R波等）に基づくトリガ信号を受け、トリガ信号に基づいて被検体の心拍数を求める。また、第3実施形態においては、初期設定において間欠撮像を行う間隔として所定の心拍数が設定されている。主制御部104は、被検体の心拍数が設定された心拍数に到達したかについて判断する。S11の例では、20心拍に設定されているので、主制御部104は、モニタリングの開始時点からトリガ信号に基づいて被検体の心拍数をカウントしていき、20心拍をカウントするまでは（S13；No）、このS12、S13の判断を繰り返す。

30

## 【0122】

（ステップ14）

S13の判断の結果、設定された心拍数である20心拍に到達したと判断されると（S13；Yes）、主制御部104は、生体情報測定部120から例えばR波に応じたトリガ信号およびT波に対応するトリガ信号を受信する。主制御部104は、設定された心時相の超音波画像、すなわち拡張期のパルスドプラモードにおけるドプラスペクトラム画像を取得するように、送受信部105にトリガ信号を送信する。

40

## 【0123】

（ステップ15）

トリガ信号を受けて、送受信部105は、あらかじめ設定された間欠撮像を行う心拍数のデータを図示しない記憶部から読み出す。送受信部105は、心拍数のデータを読み出すと、さらに主制御部104から受信した、R波に応じたトリガ信号、T波を示すトリガ

50

信号に基づいて、先端部 10 に超音波の送受信を実行させる。

#### 【0124】

(ステップ 16)

S15において先端部 10 による超音波の送受信が開始されると、受信部によりエコー信号が受信され、複数の信号処理を経て生成部 109 による超音波画像が生成される。送受信部 105 は、超音波の送信を開始するとともに、心電波形の受信を開始すると、これらの時点から間欠撮像の終了のタイミングを計り始める。すなわち、送受信部 105 はあらかじめ設定された心拍数分の撮像を終了したかについて、例えばリアルタイムに受信した心電波形に基づいて判断する。S16において、未だ設定された心拍数分の撮像が終了していないと判断された場合 (S16; No)、送受信部 105 は、この判断を継続する。

10

#### 【0125】

他の例として、主制御部 104 においてリアルタイムに受信している心電波形から一心拍分の経過時間を求める構成であってもよい。すなわち、主制御部 104 は、一心拍分の経過時間に基づいて、設定された複数心拍分の撮像時間を求める。主制御部 104 は、設定された心拍数分の撮像が終了したと判断した場合、送受信部 105 に撮像終了のトリガを送信する。

#### 【0126】

送受信部 105 により間欠撮像が終了したと判断された場合 (S16; Yes)、先端部 10 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せず、間欠撮像を終了させる。

20

#### 【0127】

<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。

#### 【0128】

本実施形態における超音波診断装置 100 は、操作者により体内組織のモニタリングが開始される操作があっても、直ちに主制御部 104 からトリガ信号が送られず、送受信部 105 から先端部 10 へ超音波トランスデューサ 12 の駆動にかかる信号が送られない。本実施形態における撮像は、生体情報測定部 120 から受けた周期的な情報に基づき、定期的に超音波の送信にかかるトリガ信号を送受信部 105 に送信することに応じて実行される。また、超音波の送信が開始された後、本体部 101 の送受信部 105 は、あらかじめ設定された分の撮像が完了すると、間欠撮像を一旦、終了させる。このような構成によれば、常に超音波が被検体内で送信され続けることを防止することができる。したがって、長期間の超音波の送信に基づく発熱の問題を回避することができる。

30

#### 【0129】

さらに生体情報測定部 120 から被検体の状態が変化した時など、撮像すべきタイミングを図って超音波画像を取得する構成である。つまり被検体の状態が長期間変わらないにもかかわらず超音波画像を取得し続けることを回避することができる。その結果、モニタリングによる超音波画像の閲覧者は、不要な画像の閲覧を強いられないことがないため、閲覧者の負担を軽減することが可能である。さらには、超音波検査の効率化を図ることが可能となる。

40

#### 【0130】

また、第 3 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。

#### 【0131】

[第 4 実施形態]

次に、第 4 実施形態について説明する。第 3 実施形態においては、生体情報測定部 120 から受けた周期的な情報に基づき、定期的に超音波の送信にかかるトリガ信号を送受信

50

部 105 に送信する構成である。これに対し第 4 実施形態にかかる超音波診断装置 100 では、主制御部 104 は、被検体の一心拍分の時間を求め、その時間と、あらかじめ設定された撮像の時間間隔に基づいて間欠撮像を行う。その他の部分は、第 3 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。

#### 【0132】

第 4 実施形態においても、操作者により初期設定がなされると、体内組織のモニタリングが開始される。初期設定には、第 1 実施形態で説明した項目の他、間欠撮像を行う時間間隔の設定が含まれる。例えば、間欠的な超音波撮像を行う際の基準となる時間間隔は、20 秒と設定される。さらに初期設定において、撮像を行う時間の設定も行われる。これらの設定により、第 4 実施形態では、例えば 20 秒間に 2 秒の撮像を実行する設定がなされる。設定時間は、図示しない記憶部に記憶される。

10

#### 【0133】

主制御部 104 は、モニタリングの開始時点から、設定された時間が経過したかを判断する。主制御部 104 は、設定された時間が経過すると、超音波の送信を開始するためのトリガ信号を送受信部 105 に送信する。送受信部 105 は、トリガ信号を受けると初期設定に基づいて、先端部 10 における超音波の送信を開始させる制御を行う。さらに送受信部 105 は、設定された撮像時間のデータを読み出し、超音波の開始から設定時間が経過したかを判断する。

#### 【0134】

撮像時間が経過すると、送受信部 105 は、先端部 10 における超音波の送信を停止させる。撮像が終了すると、主制御部 104 は再度次の撮像までの時間をカウントする。第 4 実施形態においては、超音波診断装置 100 自体に生体信号に基づくトリガ信号を生成する機能がない場合、および超音波診断装置 100 にトリガ信号を生成する機能を有する装置が接続されていない場合においても、間欠撮像を行うことが可能である。

20

#### 【0135】

##### [第 5 実施形態]

次に、第 5 実施形態について図 11～図 14 を参照して説明する。図 11 は、第 5 実施形態にかかる超音波診断装置の本体部の機能構成の一例を示す概略ブロック図である。図 5 に示すように第 5 実施形態における本体部 101 には、探索部 111 が設けられている。

30

#### 【0136】

##### (方向設定部)

本実施形態における方向設定部 110 は、第 1 実施形態の機能の他、探索部 111 からの送信方向データを受け、送信方向の設定を行う。詳細は、以下の探索部 111 の説明において記載する。

#### 【0137】

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、送受信部 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。

40

#### 【0138】

##### (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

50



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。

#### 【0139】

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BI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、送受信部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。

10

#### 【0140】

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。

#### 【0141】

##### 《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。

20

#### 【0142】

##### 《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の送受信部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。すなわち送受信部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。

30

#### 【0143】

##### 《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受信部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

40

50

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。

#### 【0144】

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は送受信部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、送受信部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

#### 【0145】

##### 《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。

20

#### 【0146】

##### 《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。

30

#### 【0147】

##### 《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。

40

#### 【0148】

##### 《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

50

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。

#### 【0149】

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

#### 【0150】

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。

#### 【0151】

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えず、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。

20

#### 【0152】

<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 12～図 14 を参照して説明する。図 12～14 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。

30

（ステップ 21）

操作者により、操作部 102 を介して初期設定がなされると、主制御部 104 は上記実施形態における間欠撮像の制御を行う。

#### 【0153】

（ステップ 22）

主制御部 104 は、モニタリング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。S22 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（S22；No）、主制御部 104 はこの判断を繰り返す。

40

#### 【0154】

（ステップ 23）

S22 において所定時間が経過したと判断した場合（S22；Yes）、主制御部 104 は送受信部 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 BI 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

50

、方向設定部 110 に送られ、方向設定部 110 により送受信部 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、S23 より前に設定される構成であってもよい。

**【0155】**

(ステップ 24)

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。

10

**【0156】**

(ステップ 25)

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 (S25 ; No) この処理を繰り返す。

**【0157】**

(ステップ 26)

S25 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 (S25 ; 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 より超音波送信方向を変更させる。

20

**【0158】**

(ステップ 27)

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。

30

**【0159】**

(ステップ 28)

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。S28 において条件を満たしていないと判断した場合 (S28 ; No)、主制御部 104 は S25 ~ S28 の処理を繰り返す。

**【0160】**

(ステップ 29)

S28 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 (S28 ; 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、S25 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。

40

**【0161】**

(ステップ 30)

探索部 111 は、S29 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。

**【0162】**

(ステップ 31)

50

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。

【0163】

(ステップ 32)

方向設定部 110 は、あらかじめ設定された方向と、S31 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。

【0164】

(ステップ 33)

S32 の判断の結果、差異があると判断した場合 (S32 ; Yes)、方向設定部 110 は、S31 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。

10

【0165】

(ステップ 34)

方向設定部 110 は、更新された設定に基づき、方向制御部 16 および駆動部 18 によって超音波トランスデューサ 12 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。

【0166】

(ステップ 35)

S34 において超音波トランスデューサ 12 を回転または傾動させる必要があると判断した場合 (S34 ; Yes)、方向設定部 110 は方向制御部 16 および駆動部 18 によって、超音波トランスデューサ 12 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 12 の場合には、この判断がなされない場合がある。

20

【0167】

(ステップ 36)

方向設定部 110 は、先端部 10 の送信部 141 により、間欠撮像によるモニタリングの超音波の送信方向を新たな方向に変更する。S34 において超音波トランスデューサ 12 を回転または傾動させる必要がないと判断した場合 (S34 ; No)、方向設定部 110 は S35 を行わずに、この処理を行う。

【0168】

S32 の判断の結果、差異がないと判断した場合 (S32 ; No)、方向設定部 110 は S33 ~ 36 を行わずに、処理を終了する。

30

【0169】

〈変形例 1〉

次に、第 5 実施形態の変形例 1 について説明する。上記第 1 実施形態にかかる超音波診断装置 100 においては、探索処理により得られた信号強度に基づいて最適な超音波の送信方向を探索する構成である。しかし第 5 実施形態は、このような構成に限られない。例えば、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てもよい。

【0170】

《基準の波形データの生成》

図示しない記憶部に基準となる第 2 の波形データが記憶されている。第 2 の波形は、探索処理において順次生成される第 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、例えばモニタリングの開始時点またはそれに前後してあらかじめ生成される。この第 2 の波形データは所定の心時相に対応する。

40

【0171】

《探索の開始》

また本体部 101 の送受信部 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。すなわち送受信部 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。

50

## 【0172】

## 《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。

## 【0173】

## 《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5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。波形は、Mモード画像（Mモードで収集された画像）に基づく波形であってもよい。ただし、第1の波形と第2の波形は、同様の走査モードで取得されたものとする。

10

## 【0174】

## 《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。

## 【0175】

## 《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の波形の重なり面積がピークの時を、類似度が高い時とし、その時の2つの波形の位相差を求める。探索部111は、この位相差に基づいて、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

## 【0176】

## 《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。

30

## 【0177】

この変形例では、上記のようにして最適な超音波の送信方向を探索する。この送信方向の情報にかかる方向設定部110の処理は上記第5実施形態と同様である。なお、この変形例1と、上記第5実施形態を組み合わせることも可能である。

## 【0178】

## &lt;作用・効果&gt;

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。

## 【0179】

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、ドプラ信号に基づいて、最適な超音波の送信方向を探索する。方向設定部110は、位置ずれが生じていれば、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。

40

## 【0180】

## [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、探索部111が探索

50

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。それについては、第6実施形態も同様である。ただし、第6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。

#### 【0181】

（探索処理－信号強度）

第6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つたとして、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放置する。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

#### 【0182】

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つたとして、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。

20

#### 【0183】

（探索処理－類似度）

第6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つたとして、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放置する。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。

30

#### 【0184】

<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。

#### 【0185】

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つた場合に、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。

40

#### 【0186】

[効果]

以上説明した第1～第6実施形態にかかる超音波診断装置100によれば、被検体の体内組織の周期的な動作または状態に応じて、間欠的に撮像を行う。このような構成によれば、常に超音波が被検体内で送信され続けることを防止することができる。したがって、長期間の超音波の送信に基づく発熱の問題を回避することができる。

#### 【0187】

また、上述した第1実施形態～第6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。

50

## 【0188】

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】

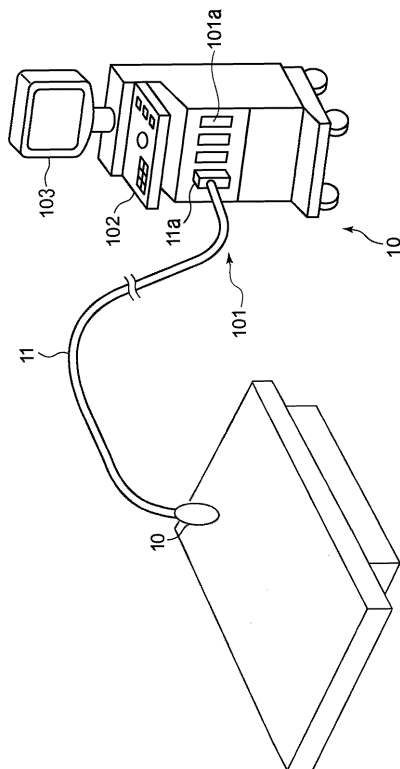
## 【0189】

- 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
- 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

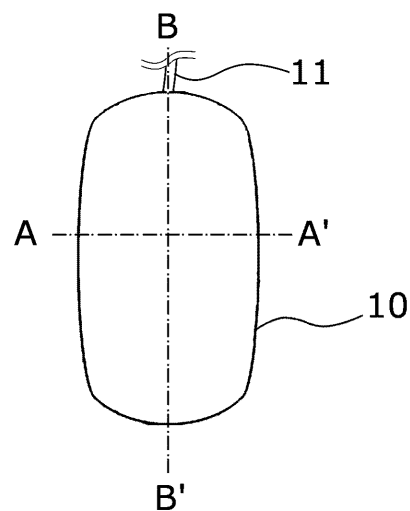
10

20

【図1】

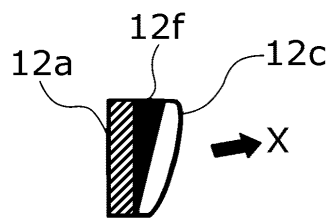


【図2A】

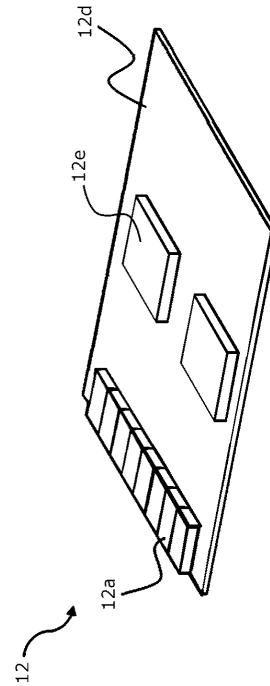




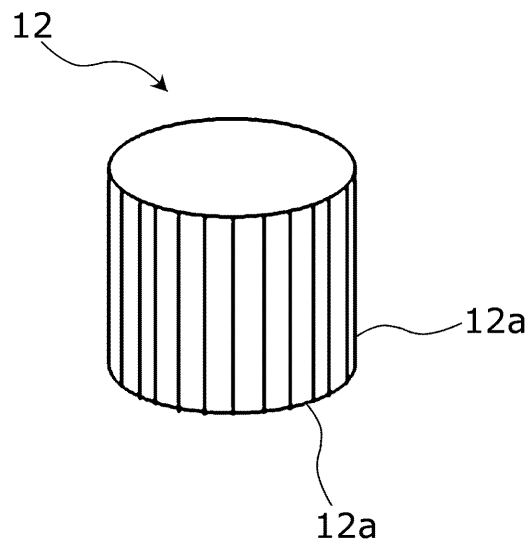
【図 2 C】



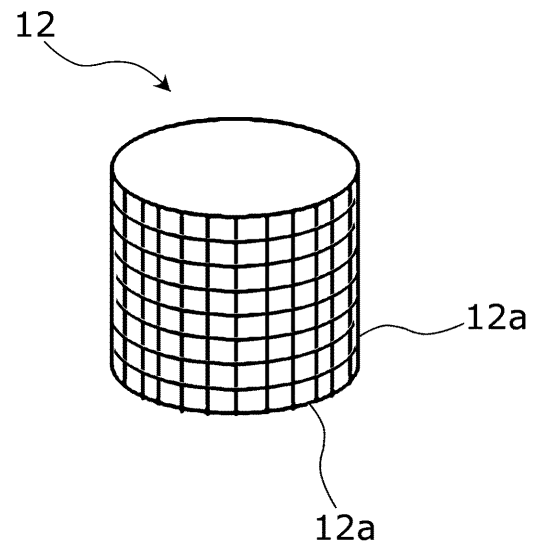
【図 2 D】



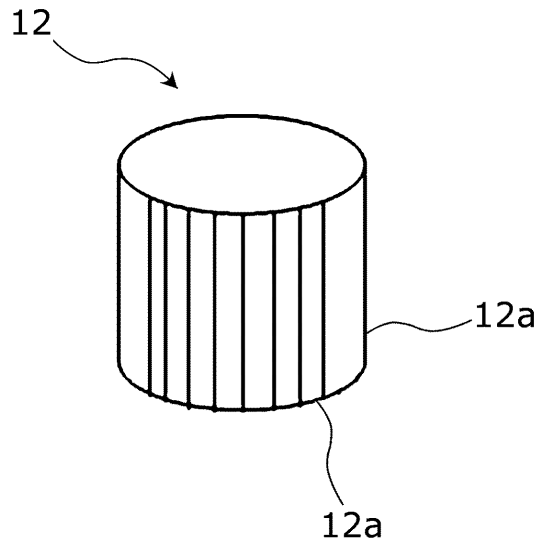
【図 3 A】



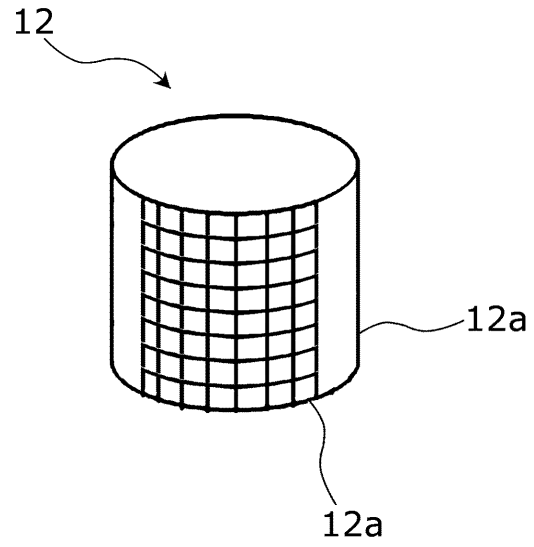
【図 3 B】



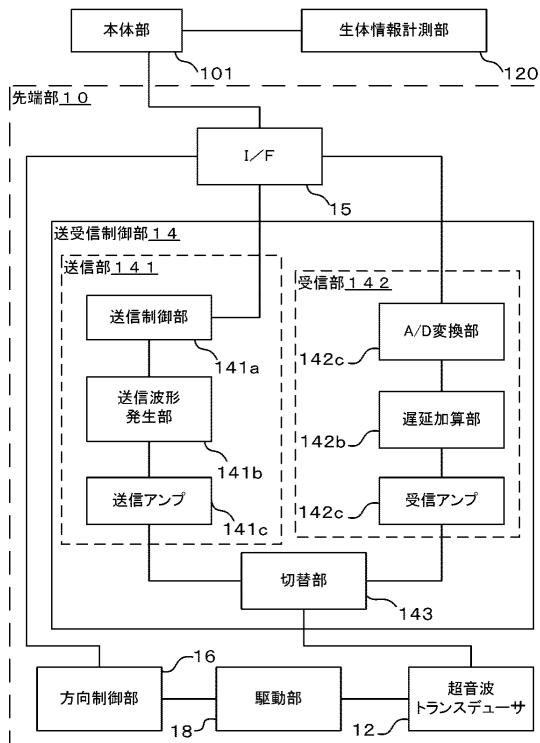
【図 3 C】



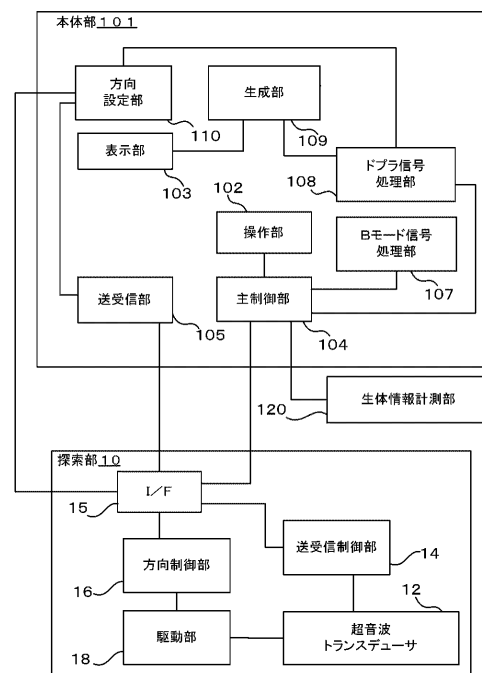
【図 3 D】



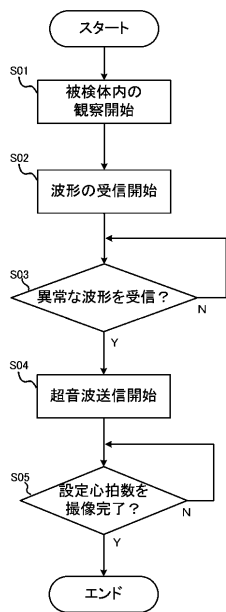
【図 4】



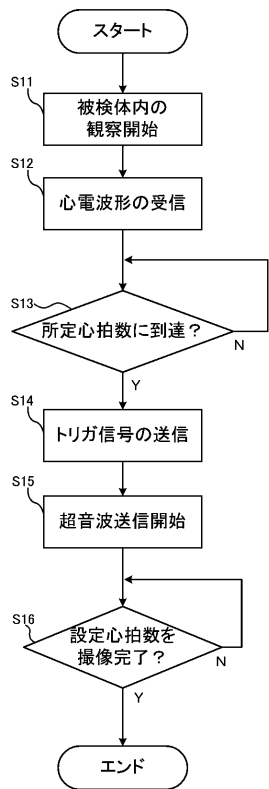
【図 5】



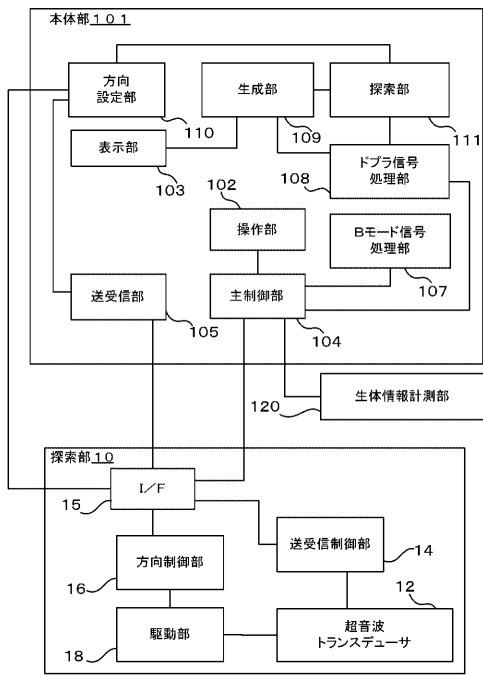
【図 9】



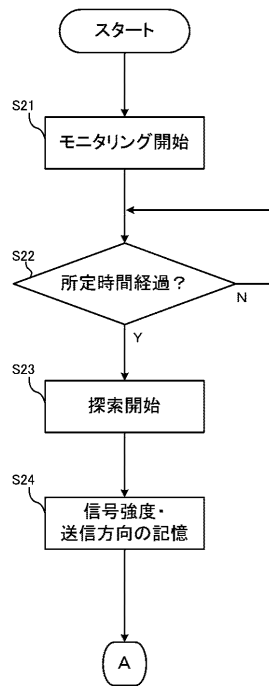
【図 10】



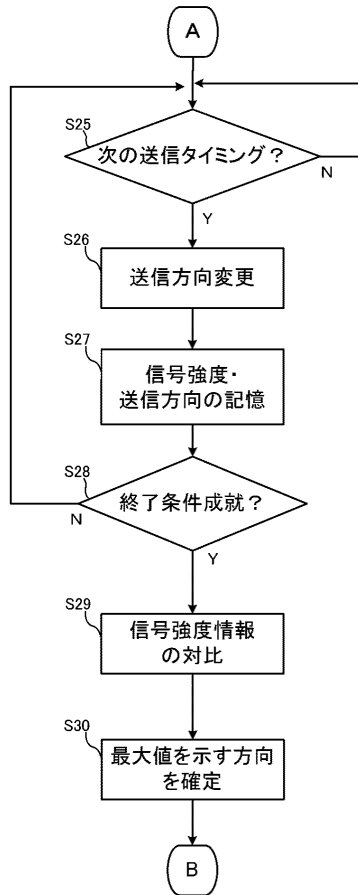
【図 11】



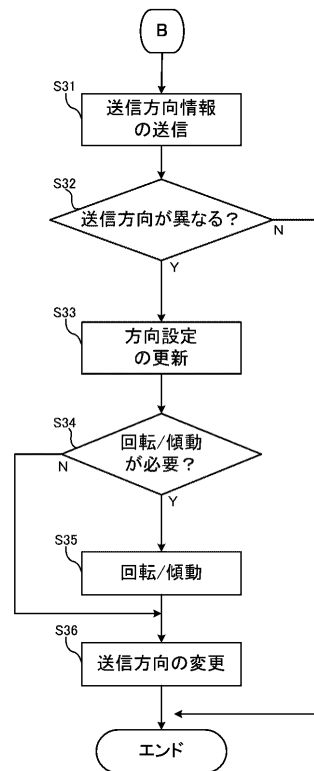
【図 12】



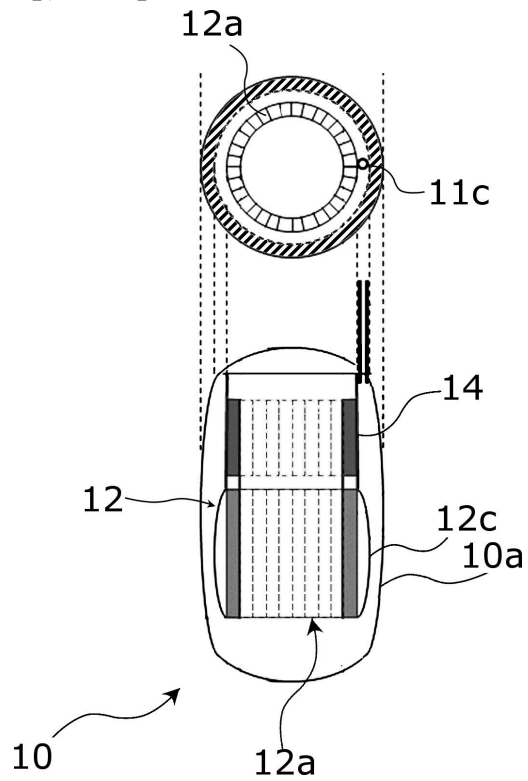
【図 1 3】



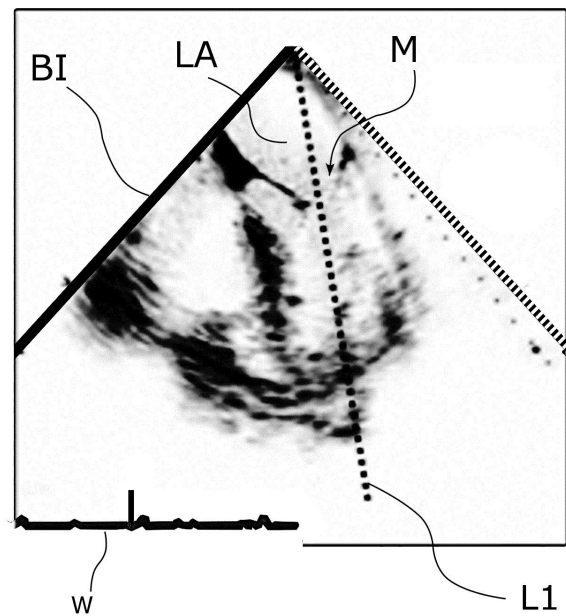
【図 1 4】



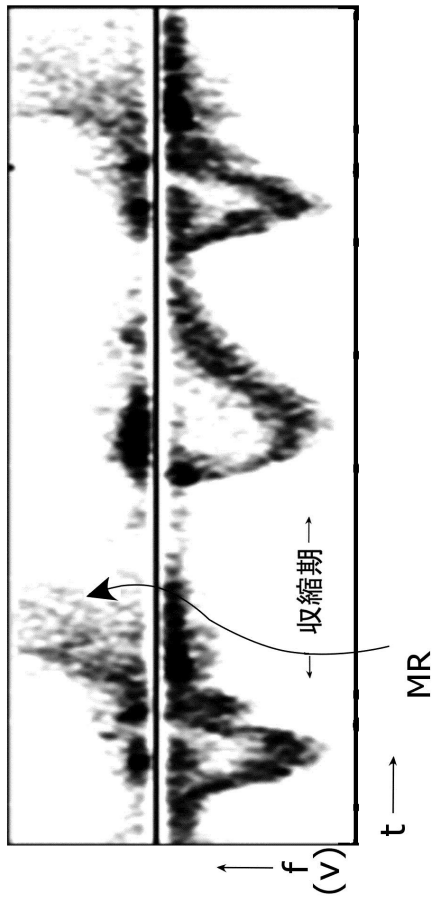
【図 2 B】



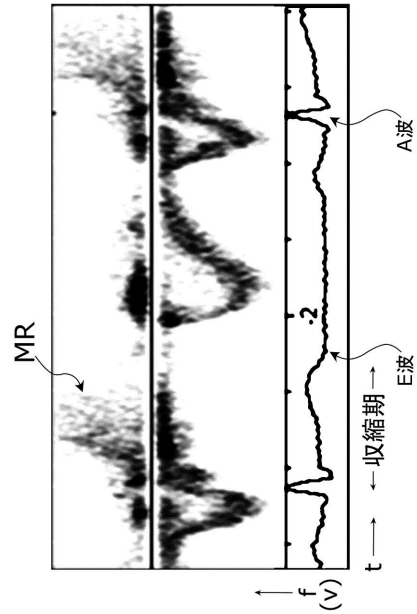
【図 6】



【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2011-045472 (JP, A)  
特開2010-005322 (JP, A)  
特開2009-254904 (JP, A)  
特表2002-530143 (JP, A)  
特表平07-500506 (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        | <a href="#">JP6096459B2</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 公开(公告)日 | 2017-03-15 |
| 申请号            | JP2012222591                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 申请日     | 2012-10-04 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>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         | 山形仁<br>阿部康彦                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| 发明人            | 山形 仁<br>阿部 康彦                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/543 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/0456 A61B5/046 A61B5/0468 A61B5/0472 A61B5/0816<br>A61B5/7264 A61B5/7282 A61B5/7292 A61B7/04 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8<br>/12 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/466 A61B8/483<br>A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/5292 A61B8/54 A61B2562/0204 A61B2562/0247 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/12                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE19 4C601/FE01 4C601/FF08 4C601/HH12                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| 其他公开文献         | JP2014073273A                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |

## 摘要(译)

摘要：要解决的问题：在超声波诊断设备中观察组织状态一段规定的时间。解决方案：超声波诊断设备包括：超声波发射/接收部分;和控制部分。超声波发送/接收部分在插入样本的状态下发送和接收超声波，以便获得样本的规定部分的生物信息。控制部分间歇地使超声波发送/接收部分基于根据循环操作的规定部分设置的触发信号或根据状态获取的触发信号在基于循环的多个循环中发送超声波。操作。

|                                                                                                                                                                                           |  |                                                                                                                                                                                                                                                 |  |                                        |  |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--|----------------------------------------|--|
| (19) 日本国特許庁 (JP)                                                                                                                                                                          |  | (12) 特 許 公 報 (B2)                                                                                                                                                                                                                               |  | (11) 特許番号<br>特許第6096459号<br>(P6096459) |  |
| (45) 発行日 平成29年3月15日 (2017. 3. 15)                                                                                                                                                         |  | (24) 登録日 平成29年2月24日 (2017. 2. 24)                                                                                                                                                                                                               |  |                                        |  |
| (51) Int. Cl.<br>A 6 1 B 8 / 12 (2006. 01)                                                                                                                                                |  | F 1<br>A 6 1 B 8 / 12                                                                                                                                                                                                                           |  |                                        |  |
| 請求項の数 13 (全 38 頁)                                                                                                                                                                         |  |                                                                                                                                                                                                                                                 |  |                                        |  |
| (21) 出願番号 特願2012-222591 (P2012-222591)<br>(22) 出願日 平成24年10月4日 (2012. 10. 4)<br>(65) 公開番号 特開2014-73273 (P2014-73273A)<br>(43) 公開日 平成26年4月24日 (2014. 4. 24)<br>審査請求日 平成27年9月3日 (2015. 9. 3) |  | (73) 特許権者 594164542<br>東芝メディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地<br>(74) 代理人 110000866<br>特許業務法人三澤特許事務所<br>(72) 発明者 山形 仁<br>栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社内<br>阿部 康彦<br>(72) 発明者 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社内<br>審査官 宮川 賢伸 |  |                                        |  |
| 最終頁に続く                                                                                                                                                                                    |  |                                                                                                                                                                                                                                                 |  |                                        |  |
| (54) 【発明の名称】 超音波診断装置                                                                                                                                                                      |  |                                                                                                                                                                                                                                                 |  |                                        |  |