

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/077087

発行日 平成29年1月5日 (2017.1.5)

(43) 国際公開日 平成26年5月22日 (2014.5.22)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

出願番号 特願2014-535437 (P2014-535437)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/078429
(22) 国際出願日 平成25年10月21日 (2013.10.21)
(11) 特許番号 特許第5620620号 (P5620620)
(45) 特許公報発行日 平成26年11月5日 (2014.11.5)
(31) 優先権主張番号 特願2012-252427 (P2012-252427)
(32) 優先日 平成24年11月16日 (2012.11.16)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

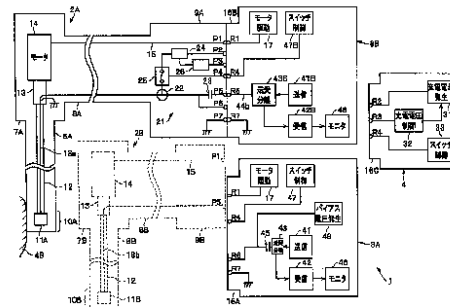
(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(74) 代理人 100101661
弁理士 長谷川 靖
(74) 代理人 100135932
弁理士 篠浦 治
(72) 発明者 小室 雅彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB14 BB24 FE01 GA12 GB16
GB18 GD15 HH01

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイアス電圧発生装置及び超音波診断システム

(57) 【要約】

バイアス電圧発生装置は、静電容量型振動子を用いて被検体との間で超音波の送受信を行うために送信信号を発生する送信回路と受信信号に対する処理を行う受信回路とを内蔵した超音波観測装置と共にその外部に配置されて使用され、静電容量型振動子に印加するバイアス電圧を生成するための充電可能な二次電池を備え、バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路と、超音波観測装置の外部に出力される送信信号と超音波観測装置の内部に入力される受信信号にバイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部と、を備える。



- 14 Motor driver
- 17 Motor
- 31 Charging-voltage generator
- 32 Charging-voltage controller
- 33, 47, 47B Switch controller
- 41, 41B Transmitter
- 42, 42B Receiver
- 43, 43B Transmission/reception separator
- 46 Monitor
- 49 Bias-voltage generator

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

静電容量型振動子を用いて被検体との間で超音波の送受信を行うために送信信号を発生する送信回路と受信信号に対する処理を行う受信回路とを内蔵した超音波観測装置と共に前記超音波観測装置の外部に配置されて使用されるバイアス電圧発生装置であって、

前記静電容量型振動子に印加するバイアス電圧を生成するための充電可能な二次電池を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路と、

前記超音波観測装置の外部に出力される前記送信信号と前記超音波観測装置の内部に入力される前記受信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部と、

を備えることを特徴とするバイアス電圧発生装置。

10

【請求項 2】

前記バイアス電圧発生装置は、前記静電容量型振動子を搭載した超音波プローブ内に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 3】

前記バイアス電圧発生装置は、前記静電容量型振動子を搭載した超音波プローブと前記超音波観測装置とに着脱自在に接続されることを特徴とする請求項 1 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 4】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記バイアス電圧用電源回路により発生した前記バイアス電圧の前記バイアス電圧重畳部への重畳の ON / OFF を行うスイッチと、前記スイッチの ON / OFF の制御を、外部から行う制御端子とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載のバイアス電圧発生装置。

20

【請求項 5】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記バイアス電圧用電源回路を構成する前記二次電池の充電レベルを検出する充電レベル検出部と、

前記充電レベル検出部により検出した充電レベル情報を通知する充電レベル通知部と、を備えることを特徴とする請求項 4 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 6】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記充電レベル検出部により検出した充電レベル情報に基づいて、前記受信信号のゲインを増大するゲイン可変アンプを備えることを特徴とする請求項 5 に記載のバイアス電圧発生装置。

30

【請求項 7】

前記バイアス電圧用電源回路は、前記二次電池と、前記二次電池の直流電圧を昇圧して前記バイアス電圧を生成する DC / DC コンバータとを有することを特徴とする請求項 5 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 8】

前記バイアス電圧発生装置は、前記プローブにおける前記超音波観測装置に着脱自在に接続されるコネクタ内に配置されることを特徴とする請求項 2 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 9】

40

前記バイアス電圧発生装置は、前記超音波観測装置のコネクタ受けの複数のコネクタ受け端子に着脱自在に接続される複数のコネクタ端子を有すると共に、前記二次電池を充電する充電電圧を発生する充電器のコネクタ受けのコネクタ受け端子に着脱自在に接続される複数のコネクタ端子を有することを特徴とする請求項 2 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 10】

前記バイアス電圧発生装置は、更に該バイアス電圧発生装置に着脱自在に接続され、前記二次電池を充電する充電電圧を発生する充電器を有し、前記充電器は、該充電器が前記バイアス電圧発生装置に接続された場合、前記制御端子を介して前記スイッチを OFF に設定するスイッチ制御回路を有することを特徴とする請求項 4 に記載のバイアス電圧発生

50

装置。

【請求項 1 1】

静電容量型振動子を搭載した超音波プローブと、

前記静電容量型振動子に超音波を発生させるための送信信号を発生する送信回路、超音波の受信により前記静電容量型振動子から出力される受信信号に対する信号処理を行う受信回路、及び前記送信信号と前記受信信号との分離を行う送受分離回路を内蔵した超音波観測装置と、

前記超音波プローブに内蔵又は着脱自在に接続され、前記静電容量型振動子に印加するバイアス信号を生成するための充電可能な二次電池を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路、及び前記超音波観測装置の外部に出力される前記送信信号と前記超音波観測装置の内部に入力される前記受信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部、を備えるバイアス電圧発生装置と、

を備えることを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 1 2】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記バイアス電圧用電源回路により発生した前記バイアス電圧の前記バイアス電圧重畳部への重畳の ON / OFF を行うスイッチと、前記スイッチの ON / OFF の制御を、前記バイアス電圧発生装置の外部から行う制御端子とを備えることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 3】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記バイアス電圧用電源回路の充電レベルを検出する充電レベル検出部と、

前記充電レベル検出部により検出した充電レベル情報を通知する充電レベル通知部と、を備えることを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 4】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記充電レベル検出部により検出した充電レベル情報に基づいて、前記受信信号のゲインを増大するゲイン可変アンプを備えることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 5】

更に、前記バイアス電圧発生装置により発生された前記バイアス電圧が重畳された受信信号が入力される前記超音波観測装置の他に、

前記スイッチに対して、前記バイアス電圧の重畳を OFF にするスイッチ制御信号を発生するスイッチ制御回路と、前記静電容量型振動子に超音波を発生させるための第 2 の送信信号を発生する第 2 の送信回路と、前記静電容量型振動子から出力される受信信号に対する信号処理を行う第 2 の受信回路と、前記第 2 の送信回路による送信信号及び前記第 2 の受信回路に入力される前記受信信号に重畳させる第 2 のバイアス電圧を発生し、かつ重畳させるバイアス電圧回路とを内蔵した第 2 の超音波観測装置を有することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 6】

前記バイアス電圧用電源回路は、前記二次電池と、前記二次電池の直流電圧を昇圧して前記バイアス電圧を生成する DC / DC コンバータとを有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 7】

更に前記バイアス電圧発生装置に着脱自在に接続され、前記二次電池を充電する充電電圧を発生する充電器を有し、前記充電器は、該充電器が前記バイアス電圧発生装置に接続された場合、前記制御端子を介して前記スイッチを OFF に設定するスイッチ制御回路を有することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 8】

前記超音波プローブは、前記静電容量型振動子による超音波の走査を機械的に行う機械走査方式の超音波プローブにより構成されることを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断システム。

10

20

30

40

50

【請求項 19】

前記超音波プローブは、前記静電容量型振動子として複数からなる静電容量型振動子アレイを有し、前記静電容量型振動子アレイを駆動して超音波の走査を電子的に行う電子走査方式の超音波プローブにより構成されることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は静電容量型振動子を用いて超音波観測を行うためのバイアス電圧発生装置及び超音波診断システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内に挿入部を挿入して、患部等に対して超音波を送受信する超音波プローブを備えた超音波診断システムが広く用いられるようになってきている。

また、超音波を送受信する振動子として、圧電素子を用いた超音波プローブの他に、静電容量型振動子を用いた超音波プローブも採用されるようになってきている。圧電素子を搭載した超音波プローブの場合、送信信号発生手段と受信信号処理手段とは超音波観測装置側に設けられる。

【0003】

静電容量型振動子を用いた場合には、圧電素子を用いた場合には不必要であった、高電圧の直流バイアス電圧を送信信号と受信信号に重畳することが必要になる。このため、静電容量型振動子を搭載した超音波プローブと共に使用される超音波観測装置は、圧電素子用の超音波観測装置の場合の構成において、さらに直流バイアス電圧を発生する直流バイアス電圧発生回路を内蔵する。

20

これに対して、日本国特開 2007-97760 号公報の従来例には、半導体基板に静電容量型振動子を形成すると共に、直流バイアス電圧を発生する直流バイアス電圧手段を設け、さらに送信信号（駆動信号）を発生する送信信号発生手段を内蔵した超音波プローブ装置が開示され、この装置を小型化できるようにしている。

【0004】

しかしながら、上記従来例は、圧電素子を搭載した超音波プローブを接続して（超音波診断に）使用する超音波観測装置に、接続できるようなコネクタを採用してもその超音波観測装置と共に使用することができない。つまり、従来例は、上記超音波プローブ装置専用の超音波観測装置が必要になる。

30

従って、従来例は、圧電素子を用いた振動子を搭載した超音波プローブと共に使用される既存の超音波観測装置の他に、専用の超音波観測装置が必要になる欠点がある。

このため、圧電素子用の超音波観測装置を用いた場合にも超音波診断に利用できる等、広い適用性を有する装置が望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、圧電素子用の超音波観測装置を用いても静電容量型振動子を搭載した超音波プローブによって超音波診断を行うことができるバイアス電圧発生装置及び超音波診断システムを提供することを目的とする。

40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一態様に係るバイアス電圧発生装置は、静電容量型振動子を用いて被検体との間で超音波の送受信を行うために送信信号を発生する送信回路と受信信号に対する処理を行う受信回路とを内蔵した超音波観測装置と共に前記超音波観測装置の外部に配置されて使用されるバイアス電圧発生装置であって、前記静電容量型振動子に印加するバイアス電圧を生成するための充電可能な二次電池を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路と、前記超音波観測装置の外部に出力される前記送信信号と前記超音波観測装置の内部に入力される前記受信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部

50

と、を備える。

【 0 0 0 6 】

本発明の一態様に係る超音波診断システムは、静電容量型振動子を搭載した超音波プローブと、前記静電容量型振動子に超音波を発生させるための送信信号を発生する送信回路、超音波の受信により前記静電容量型振動子から出力される受信信号に対する信号処理を行う受信回路、及び前記送信信号と前記受信信号との分離を行う送受分離回路、を内蔵した超音波観測装置と、前記超音波プローブに内蔵又は着脱自在に接続され、前記静電容量型振動子に印加するバイアス信号を生成するための充電可能な二次電池を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路、及び前記超音波観測装置の外部に出力される前記送信信号と前記超音波観測装置の内部に入力される前記受信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部、を備えるバイアス電圧発生装置と、を備える。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 7 】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態の超音波診断システムの全体構成を示す図。

【図 2】図 2 は静電容量型振動子を搭載した超音波プローブの内部に設けられたバイアス電圧発生装置をバイアス電圧充電器に接続して充電を行う構成を示す図。

【図 3】図 3 は静電容量型振動子を搭載した超音波プローブを静電容量型振動子用の観測装置に接続して超音波の送受信を行う構成を示す図。

【図 4】図 4 は静電容量型振動子を搭載した超音波プローブを圧電素子を搭載した超音波プローブ用の観測装置に接続して超音波の送受信を行う構成を示す図。

20

【図 5】図 5 は第 1 の実施形態の動作を説明するタイミングを示す図。

【図 6】図 6 は本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例の超音波診断システムの全体構成を示す図。

【図 7】図 7 は第 1 変形例の動作を説明するタイミングを示す図。

【図 8】図 8 は第 1 の実施形態の第 2 変形例におけるバイアス電圧発生装置等の構成を示す図。

【図 9】図 9 は第 1 の実施形態の第 3 変形例におけるバイアス電圧発生装置等の構成を示す図。

【図 10】図 10 は本発明の第 2 の実施形態を構成する第 1 の超音波プローブの主要部の構成を示す図。

30

【図 11】図 11 は図 10 を用いた動作を説明するタイミング図。

【図 12】図 12 は第 2 の実施形態の変形例の電子走査方式の第 1 の超音波プローブの主要部の構成を示す図。

【図 13】図 13 は図 10 の第 1 の超音波プローブの変形例の第 1 の超音波プローブの主要部の構成を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 8 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の超音波診断システム 1 は、機械走査方式で、静電容量型振動子 (c - M U T と略記) を搭載した第 1 の超音波プローブ 2 A と、機械走査方式で、圧電素子を用いた振動子を搭載した第 2 の超音波プローブ 2 B と、第 1 の超音波プローブ 2 A が着脱自在に接続され、超音波断層像を生成する第 1 の超音波観測装置 (第 1 の観測装置) 3 A と、第 1 及び第 2 の超音波プローブ 2 A、2 B が着脱自在に接続可能で、超音波断層像を生成する第 2 の超音波観測装置 (第 2 の観測装置) 3 B と、第 1 の超音波プローブ 2 A 内に設けられたバイアス電圧用電源回路 2 4 を充電するバイアス電圧充電器 4 とを有する。なお、図 1 においては、第 1 の超音波プローブ 2 A を第 2 の観測装置 3 B に接続した状態で示している。

40

【 0 0 0 9 】

第 1 及び第 2 の超音波プローブ 2 I (I = A , B) は、それぞれ細長の挿入部 6 I と、

50

その後端（基端）に設けられた把持部（操作部）７Ｉと、把持部７Ｉから延出されたケーブル部８Ｉとを備え、ケーブル部８Ｉの端部にはコネクタ９Ｉが設けてある。

第１の超音波プローブ２Ａにおける挿入部６Ａの先端部１０Ａ内には、ｃＭＵＴ１１Ａが収納され、ｃＭＵＴ１１Ａは、例えば中空のフレキシブルシャフト１２及びスリップリング１３を介して把持部７Ａ内のモータ１４に連結されている。

また、モータ１４は、ケーブル部８Ａ内の信号線１５の一端と接続され、この信号線１５の他端はコネクタ９Ａのコネクタ端子（接点）Ｐ１に接続され、コネクタ９Ａが着脱自在に接続されるコネクタ受け１６Ａ又は１６Ｂを介して観測装置３Ｉ内のモータ駆動回路１７に接続される。

【００１０】

モータ駆動回路１７から出力されるモータ駆動信号がモータ１４に印加されることにより、モータ１４は回転駆動する。そして、モータ１４の回転と共に、スリップリング１３及びフレキシブルシャフト１２を回転し、フレキシブルシャフト１２の先端に取り付けたｃＭＵＴ１１Ａを回転駆動することができるようにしている。

また、ｃＭＵＴ１１Ａの電極は、中空のフレキシブルシャフト１２内を挿通された信号線１８ａの一端に接続され、フレキシブルシャフト１２内を挿通された信号線１８ａは、スリップリング１３のロータ側接点と接触するステータ側接点を経てスリップリング１３外部の信号線１８ａと電氣的に導通する。信号線１８ａは、コネクタ９Ａ内部に配置したバイアス電圧発生装置２１を構成するバイアス電圧重畳回路２２及びコンデンサ２３を介して、コネクタ端子Ｐ５に接続されると共に、バイアス電圧重畳回路２２を介して、コネクタ端子Ｐ６に接続される。

【００１１】

バイアス電圧発生装置２１は、ｃＭＵＴ１１Ａに印加するバイアス電圧を充電可能で生成するバイアス電圧用電源回路２４を備え、このバイアス電圧用電源回路２４の入力端は充電用コネクタ端子Ｐ２と接続され、バイアス電圧用電源回路２４の出力端はバイアス電圧の印加のＯＮ／ＯＦＦを行うスイッチとしてのバイアススイッチ２５を介してバイアス電圧重畳回路２２に接続される。

また、バイアス電圧用電源回路２４は、バイアス電圧の充電レベルが充電レベル検出回路２６により検出され、検出された充電レベルを出力する信号線は、充電レベル端子として機能するコネクタ端子Ｐ３に接続される。

また、上記バイアススイッチ２５は、このバイアススイッチ２５の２接点のＯＮ／ＯＦＦの制御を行うスイッチ制御端子が信号線を介してコネクタ端子Ｐ４に接続される。そして、このコネクタ端子Ｐ４に外部から、例えば２値のスイッチ制御信号を印加することにより、バイアススイッチ２５の２接点のＯＮ／ＯＦＦの制御を行うことができるようにしている。つまり、コネクタ端子Ｐ４は、外部からバイアス電圧重畳回路２２においてのバイアス電圧の印加のＯＮ／ＯＦＦの制御を行う制御端子を形成する。

【００１２】

なお、ｃＭＵＴ１１Ａにおけるグラウンド側の電極に接続された信号線は、コネクタ端子Ｐ７のグラウンド端子に接続される。

一方、第２の超音波プローブ２Ｂは、挿入部６Ｂの先端部１０Ｂ内に、ｃＭＵＴ１１Ａの代わりに圧電素子で形成された振動子１１Ｂが収納され、振動子１１Ｂは、例えば中空のフレキシブルシャフト１２及びスリップリング１３を介して把持部７Ｂ内のモータ１４に連結されている。

また、振動子１１Ｂに接続され、フレキシブルシャフト１２内に挿通された信号線１８ｂは、スリップリング１３を介してその外部の信号線１８ｂに接続され、この信号線１８ｂはコネクタ９Ｂのコネクタ端子Ｐ５に接続される。第２の超音波プローブ２Ｂにおけるその他の構成は、第１の超音波プローブ２Ａと同じであり、図１において同じ符号で示している。

【００１３】

図２は、第１の超音波プローブ２Ａが着脱自在に接続されるバイアス電圧充電器４の構

10

20

30

40

50

成を示す。

バイアス電圧充電器 4 は、バイアス電圧用電源回路 2 4 を充電する充電電圧を発生する充電電圧発生回路 3 1 と、充電レベル検出回路 2 6 により検出される充電レベルをモニタして、充電電圧発生回路 3 1 による充電動作を制御する充電電圧制御回路 3 2 と、バイアススイッチの ON / OFF を制御するスイッチ制御回路 3 3 とを有する。

また、バイアス電圧充電器 4 は、第 1 の超音波プローブ 2 A のコネクタ端子 P 2 , P 3 , P 4 がそれぞれ接続されるコネクタ受け端子 R 2 , R 3 , R 4 を有するコネクタ受け 1 6 C を有する。

【 0 0 1 4 】

具体的には、コネクタ受け端子 R 2 , R 3 , R 4 は、充電電圧発生回路 3 1 の出力端、充電レベル検出回路 2 6 の入力端、スイッチ制御回路 3 3 の出力端にそれぞれ接続されている。

また、充電電圧発生回路 3 1 は、商用の AC 電源からバイアス電圧用電源回路 2 4 内の充電可能な二次電池 2 4 a を充電するための DC 電圧を発生する AC / DC コンバータ 3 1 a と、AC / DC コンバータ 3 1 a の出力端に設けられたスイッチ 3 1 b とを有する。そして、この DC 電圧を二次電池 2 4 a に印加して二次電池 2 4 a を充電する。なお、二次電池 2 4 a は、例えば 5 V 程度から 1 0 V 程度の DC 電圧を発生するリチウム電池や、鉛電池などにより構成される。

【 0 0 1 5 】

バイアス電圧用電源回路 2 4 は、二次電池 2 4 a と、この二次電池 2 4 a の DC 電圧により、1 0 0 V 以上のバイアス電圧に昇圧する DC / DC コンバータ 2 4 b とを有する。

また、二次電池 2 4 a の DC 電圧は、充電レベル検出回路 2 6 に供給され、充電レベル検出回路 2 6 はこの DC 電圧を動作電源に利用して、二次電池 2 4 a の DC 電圧をモニタし、充電レベルを検出する。なお、充電レベル検出回路 2 6 は、DC / DC コンバータ 2 4 b から出力されるバイアス電圧のレベルから充電レベルを検出するようにしても良い。

充電レベル検出回路 2 6 により検出された充電レベルは、充電電圧制御回路 3 2 に入力され、充電電圧制御回路 3 2 は、充電レベルの電圧と、基準となる電圧 3 2 a とを比較することにより、充電完了状態に達したか否かを判定する。

【 0 0 1 6 】

そして、充電電圧制御回路 3 2 は、充電レベルの電圧が、基準となる電圧 3 2 a に達した場合に、スイッチ 3 1 b を OFF にして、充電動作を終了させる制御を行う。なお、充電完了の際に図示しない LED を点灯又は点灯状態の LED を消灯させる等して、充電完了状態をユーザに告知するようにしても良い。また、後述するように充電レベル検出回路 2 6 に充電レベル通知回路 7 2 を接続して、充電レベルをユーザに通知することができるようにも良い。

また、スイッチ制御回路 3 3 は、バイアススイッチ 2 5 を OFF となるように制御するスイッチ制御信号を出力することが（手動操作などで）できるように切替設定が可能なスイッチ 3 3 a と、このスイッチ 3 3 a に接続された抵抗 R b , R c とから構成される。

【 0 0 1 7 】

本実施形態においては、抵抗 R c を介してコネクタ受け端子 R 4 をローレベル（L レベル）に設定することにより、コネクタ受け端子 R 4 が接続されるコネクタ端子 P 4 を介してバイアススイッチ 2 5 を OFF にする。なお、バイアススイッチ 2 5 は、バイアス制御端子に印加される電圧が、例えばローレベルであると OFF , ハイレベル（H レベル）であると ON するスイッチである。

また、図 2 に示すように送信信号と受信信号とにバイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部としてのバイアス電圧重畳回路 2 2 は、例えばバイアススイッチ 2 5 に直列に接続される抵抗 R a を用いて、信号線 1 8 a の接続点 P c にバイアス電圧を重畳するように構成される。

10

20

30

40

50

図 3 は第 1 の超音波プローブ 2 A を第 1 の観測装置 3 A に接続した状態の主要部の構成を示す。

【 0 0 1 8 】

第 1 の観測装置 3 A は、c M U T 1 1 A を用いて被検体との間で超音波の送受信を行うために送信信号を発生する送信信号発生部としての送信回路 4 1 と、c M U T 1 1 A で受信した受信信号に対する処理を行う受信回路 4 2 と、送信信号と受信信号に重畳するためのバイアス電圧を発生するバイアス電圧発生回路 4 9 とを有する。バイアス電圧発生回路 4 9 で発生したバイアス電圧は、信号線 4 9 a を介して送信信号と受信信号を送受信するための信号線 4 4 との接続点 P において、送信信号又は受信信号に重畳される。バイアス電圧発生回路 4 9 によるバイアス電圧の発生と、接続点 P でのバイアス電圧の重畳を含めた機能をバイアス電圧回路と定義しても良い。

10

また、第 1 の観測装置 3 A は、送信信号と受信信号を送受信するための信号線 4 4 の途中にコンデンサ 4 5 を介挿し、信号線 4 4 に重畳されたバイアス電圧が送受分離回路 4 3 と共に送信回路 4 1 と、受信回路 4 2 に入力されるのを保護している。なお、送受分離回路 4 3 は、共通の信号線 4 4 を用いて送信信号と受信信号とを分離する。この送受分離回路 4 3 は、図 4 に示す送受分離回路 4 3 B と同じ構成である。

信号線 4 4 は、コネクタ受け端子 R 6 を介して、コネクタ端子 P 6 に接続され、コネクタ受け端子 R 7 は、コネクタ端子 P 7 に接続される。また、受信回路 4 2 により生成された超音波断層像の映像信号は、モニタ 4 6 に出力され、モニタ 4 6 の表示面には c M U T 1 1 A による超音波の送受により生成された被検体の超音波断層像が表示される。

20

【 0 0 1 9 】

また、第 1 の観測装置 3 A に設けたスイッチ制御回路 4 7 は、コネクタ受け端子 R 4 を介して、コネクタ端子 P 4 に接続される。このスイッチ制御回路 4 7 は、図 2 に示したスイッチ制御回路 3 3 と同じ構成としても良い。つまり、図 3 に示すようにスイッチ制御回路 4 7 は、バイアススイッチ 2 5 を O F F にするスイッチ制御信号を出力するように設定される。

そして、この場合には、コネクタ 9 A 内のバイアス電圧用電源回路 2 4 によるバイアス電圧は超音波の送受信には使用されない状態となる。

図 3 の構成の場合、第 1 の観測装置 3 A は、送信信号に重畳されたバイアス電圧と共に送信信号をコネクタ 9 A 側に出力する。そして、c M U T 1 1 A には、バイアス電圧が重畳された送信信号が印加され、超音波を送信する。c M U T 1 1 A は、モータ 1 4 により回転駆動されるため、図 1 に示すように先端部 1 0 A の外周面が接触している被検体 4 8 側に超音波を送信する。

30

【 0 0 2 0 】

被検体 4 8 側に送信された超音波は、音響インピーダンスが変化している部分で反射され、その一部が c M U T 1 1 A で受信され、電気信号に変換される。この場合、c M U T 1 1 A に所定のバイアス電圧を印加しているので、効率良く変換した受信信号を生成することができる。

c M U T 1 1 A で受信した受信信号は、第 1 の観測装置 3 A 内のバイアス電圧発生回路 4 9 で発生したバイアス電圧が重畳された状態でコネクタ 9 A から第 1 の観測装置 3 A 内に入力される。そして、受信信号は、コンデンサ 4 5 、送受分離回路 4 3 を経て、受信回路 4 2 に入力し、受信回路 4 2 により映像信号が生成され、映像信号がモニタ 4 6 に入力されることによりモニタ 4 6 の表示面に超音波断層像が表示される。

40

図 4 は第 1 の超音波プローブ 2 A を第 2 の観測装置 3 B に接続した状態の主要部の構成を示す。

【 0 0 2 1 】

第 2 の観測装置 3 B は、超音波プローブ 2 B が接続された場合には、圧電素子の振動子 1 1 B を用いて被検体との間で超音波の送受信を行うために送信信号を発生する送信回路 4 1 B と、振動子 1 1 B で受信した受信信号に対する処理を行う受信回路 4 2 B と、第 2 の観測装置 3 B 内において共通の信号線 4 4 b を用いて送信する送信信号と受信信号とを

50

分離する送受分離回路 4 3 B とを有する。本実施形態においては、図 4 に示すように超音波プローブ 2 A が接続された場合には、送信回路 4 1 B は c M U T 1 1 A に対して送信信号を生成し、受信回路 4 2 B は c M U T 1 1 A で受信した受信信号に対する信号処理を行う。また、送受分離回路 4 3 B は送信信号と受信信号とを分離する。

送受分離回路 4 3 B は、図 4 に示すように信号線 4 4 b の分岐点から受信回路 4 2 B の入力端側に延出される信号線 4 4 b ' 中に配置されたダイオードブリッジ D 1 ~ D 4 と、ダイオード D 1 , D 3 のアノードを電源端 V d d に接続する抵抗 R e と、ダイオード D 2 , D 4 のカソードを電源端 V s s に接続する抵抗 R f とから構成される。ダイオードブリッジ D 1 ~ D 4 は、受信信号のように微弱な信号（例えば 1 V p p 以下の信号）の場合には O N となり、受信回路 4 2 B に入力されるが、送信信号（例えば 1 0 0 V p p 程度）のように過大な信号の場合にはダイオード D 1 又は D 2 が O N し、それによってダイオード D 3 又は D 4 を O F F にして、受信回路 4 2 B に過大な信号が印加されることを防止する。

【 0 0 2 2 】

なお、日本国特開 2 0 1 1 - 2 2 9 6 3 0 号公報に記載のようにダイオード D 1 , D 2 を逆回復時間（リカバリー時間）が送信信号の周期に比較して短く、かつダイオード D 3 , D 4 が受信信号の周期に比較して長い特性のものを用いるようにしても良い。

この他に、日本国特開 2 0 1 0 - 2 0 1 1 6 3 号公報の図 2 に開示されているようにダイオードブリッジ D 1 ~ D 4 と、送信時と受信時に負電源と正電源とを切り替えるスイッチ S W 1 , S W 2 を用いて構成にし、送信時にはダイオードブリッジ D 1 ~ D 4 を非導通状態にして、高圧の送信信号が受信回路 4 2 B に入力されないように保護し、受信時にはダイオードブリッジ D 1 ~ D 4 を導通状態にして受信信号が受信回路 4 2 B に入力されるようにしても良い。

【 0 0 2 3 】

本実施形態においては、上記のように送信回路 4 1 B と受信回路 4 2 B は、c M U T 1 1 A に対しても送信信号を生成する送信回路と、受信信号に対する信号処理を行う受信回路として（兼用して）使用できるようにしている。

また、第 2 の観測装置 3 B のコネクタ受け 1 6 B は、コネクタ端子 P 1 , P 4 , P 5 , P 7 にそれぞれ接続されるコネクタ受け端子 R 1 , R 4 , R 5 , R 7 を有する。

また、受信回路 4 2 B により生成された超音波断層像の映像信号は、モニタ 4 6 に出力され、モニタ 4 6 の表示面には振動子 1 1 B 又は c M U T 1 1 A による超音波の送受により生成された被検体の超音波断層像が表示される。

また、第 2 の観測装置 3 B に設けたスイッチ制御回路 4 7 B は、コネクタ受け端子 R 4 を介して、コネクタ端子 P 4 に接続される。

このスイッチ制御回路 4 7 B は、図 2 に示したスイッチ制御回路 3 3 と同じ構成であるが、スイッチ 3 3 a はプルアップ抵抗 R b を介して電源端 V d d に接続され、コネクタ受け端子 R 4 及びコネクタ端子 P 4 には H レベルのスイッチ制御信号が印加されるように設定される。

【 0 0 2 4 】

つまり、図 4 に示すようにスイッチ制御回路 4 7 B は、バイアススイッチ 2 5 を O N にするように制御する。

そして、この場合には、送信回路 4 1 B からの送信信号は、送受分離回路 4 3 B を経てコネクタ 9 A 内に送信され、コネクタ 9 A 内のコンデンサ 2 3 を経た後のバイアス電圧重畳回路 2 2 において、コネクタ 9 A 内に設けたバイアス電圧用電源回路 2 4 によるバイアス電圧が重畳されて c M U T 1 1 A に印加される。

また、c M U T 1 1 A により超音波を受信した受信信号にもコネクタ 9 A 内に設けたバイアス電圧用電源回路 2 4 によるバイアス電圧が重畳されており、この受信信号はコンデンサ 2 3 においてバイアス電圧がカットされた後、第 2 の観測装置 3 B 内入力する。第 2 の観測装置 3 B 内において、受信信号は送受分離回路 4 3 B を経て受信回路 4 2 B に入力され、受信回路 4 2 B は受信信号に対する信号処理を行い映像信号を生成してモニタ 4 6

10

20

30

40

50

に出力する。

【 0 0 2 5 】

この様な構成の超音波診断システム 1 は、静電容量型振動子としての c M U T 1 1 A を搭載した超音波プローブとしての第 1 の超音波プローブ 2 A と、前記静電容量型振動子に超音波を発生させるための送信信号を発生する送信回路 4 1 B、超音波の受信により前記静電容量型振動子から出力される受信信号に対する信号処理を行う受信回路 4 2 B、及び前記送信信号と前記受信信号との分離を行う送受分離回路 4 3 B、を内蔵した超音波観測装置としての第 2 の観測装置 3 B と、前記第 2 の観測装置 3 B の外部の前記超音波プローブに内蔵され、前記静電容量型振動子に印加するバイアス信号を生成するための充電可能な二次電池 2 4 a を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路 2 4 及び前記超音波観測装置の外部に出力される前記送信信号と前記超音波観測装置の内部に入力される前記受信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部としてのバイアス電圧重畳回路 2 2、を備えるバイアス電圧発生装置 2 1 と、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 2 6 】

また、第 1 の超音波プローブ 2 A 内に設けたバイアス電圧発生装置 2 1 は、静電容量型振動子としての c M U T 1 1 A を用いて被検体との間で超音波の送受信を行うために送信信号を発生する送信回路 4 1 B と受信信号に対する処理を行う受信回路 4 2 とを内蔵した超音波観測装置としての第 2 の観測装置 3 B と共に前記第 2 の観測装置 3 B の外部に配置されて使用されるバイアス電圧発生装置 2 1 であって、前記静電容量型振動子に印加するバイアス電圧を生成するための充電可能な二次電池 2 4 a を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路 2 4 と、前記超音波観測装置から出力される前記送信信号と前記超音波観測装置に入力される前記受信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部としてのバイアス電圧重畳回路 2 2 と、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 2 7 】

なお、上述した構成においては、バイアス電圧発生装置 2 1 は、c M U T 1 1 A を搭載した第 1 の超音波プローブ 2 A の内部に配置された構成を示しているが、後述する図 8 の構成においては c M U T 1 1 A を搭載した第 1 の超音波プローブ 2 A " の外部で、この第 1 の超音波プローブ 2 A " に着脱自在となる構成となる。

次に本実施形態の動作を説明する。第 1 の超音波プローブ 2 A を用いて超音波診断を行う前に、図 2 に示すようにバイアス電圧発生装置 2 1 のバイアス電圧用電源回路 2 4 をバイアス電圧充電器 4 に接続して二次電池 2 4 a を充電された状態にする。

30

本実施形態においては、バイアス電圧発生装置 2 1 は、第 1 の超音波プローブ 2 A 内に設けているので、図 2 に示すように第 1 の超音波プローブ 2 A をバイアス電圧充電器 4 に接続して、第 1 の超音波プローブ 2 A 内に設けたバイアス電圧発生装置 2 1 のバイアス電圧用電源回路 2 4 の二次電池 2 4 a を充電する。

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すように接続してバイアス電圧用電源回路 2 4 を充電し、L E D の点灯などにより充電を完了させることができる。このように充電が完了後に、第 1 の超音波プローブ 2 A を第 2 の観測装置 3 B に接続して超音波の送受信を行い、超音波診断を行うことができる。具体的には図 1 又は図 4 に示すように第 1 の超音波プローブ 2 A を第 2 の観測装置 3 B に接続する。

40

この場合、送信回路 4 1 B の送信信号は、送受分離回路 4 3 B を経て、コネクタ 9 A 内のコンデンサ 2 3 を通り、バイアス電圧重畳回路 2 2 において、バイアス電圧用電源回路 2 4 から出力されるバイアス電圧が重畳されて、c M U T 1 1 A の電極に印加される。

【 0 0 2 9 】

c M U T 1 1 A は、空洞に対向する両側の電極間にバイアス電圧が重畳された状態で送信信号が印加されることにより、空洞に対向する一方の膜が振動して、被検体 4 8 (図 1 参照) 側に超音波を送信する。また、被検体 4 8 側で反射され、c M U T 1 1 A で受信した受信信号は、バイアス電圧用電源回路 2 4 からのバイアス電圧が重畳された状態でコンデンサ 2 3 を経て第 2 の観測装置 3 B 内に入力する。

50

第 2 の観測装置 3 B 内において受信信号は、送受分離回路 4 3 B を経て受信回路 4 2 B に入力され、受信回路 4 2 B は受信信号に対する信号処理を行い映像信号を生成してモニタ 4 6 に出力し、モニタ 4 6 の表示面には超音波断層像が表示される。術者は、超音波断層像を観察して、患部等を診断する。

【 0 0 3 0 】

図 5 は、タイミング図を示し、横軸は t を示す。第 1 の超音波プローブ 2 A を第 2 の観測装置 3 B に接続して、バイアス電圧発生装置 2 1 の図示しない電源スイッチを ON すると共に、第 2 の観測装置 3 B の図示しない電源スイッチを ON することにより、バイアス電圧用電源回路 2 4 は、図 5 (A) に示すようなバイアス電圧 V_{bias} を出力し、このバイアス電圧 V_{bias} はバイアス電圧重畳回路 2 2 により信号線 1 8 a に印加される。

10

また、第 2 の観測装置 3 B 内の送信回路 4 1 B は、図 5 (B) に示すようなパルス状の送信信号を短い送信期間 T_s 出力し、この送信信号はバイアス電圧重畳回路 2 2 によりバイアス電圧 V_{bias} が重畳された状態で c M U T 1 1 A に印加され、超音波を送信する。

【 0 0 3 1 】

図 5 (C) に示すよう送信期間 T_s 後の受信期間 T_r になると、受信回路 4 2 B が動作状態となり、c M U T 1 1 A で受信した受信信号に対する信号処理を行う。

なお、c M U T 1 1 A は、モータ 1 4 の回転に同期して機械的に回転駆動されるため、超音波が送受信される方向が順次変化する。このように送信と受信を繰り返すことにより、受信回路 4 2 B は、ラジアル走査した場合の 1 フレーム分の画像データを取得する。そして、1 フレーム分の画像データから生成される超音波断層像がモニタ 4 6 で表示される。

20

第 1 の超音波プローブ 2 A を、圧電素子用の第 2 の観測装置 3 B に接続して、超音波を送受信する動作を説明したが、図 3 において説明したように第 1 の超音波プローブ 2 A を、第 1 の観測装置 3 A に接続して、超音波を送受信することもできる。

従って、本実施形態によれば、圧電素子用の超音波観測装置（つまり、第 2 の観測装置 3 B ）を用いた場合にも超音波診断（又は超音波観測）に利用できるバイアス電圧発生装置及び超音波診断システムを提供できる。

【 0 0 3 2 】

上述の構成は、機械走査方式の超音波診断システム 1 に関して説明したが、以下のように電子走査方式の超音波診断システム 1 ' を構成することもできる。

30

図 6 は、第 1 の実施形態の第 1 変形例の電子走査方式の超音波診断システム 1 ' の構成を示す。この超音波診断システム 1 ' は、図 1 の超音波診断システム 1 において以下のように一部を変更した構成にしている。

本変形例における第 1 及び第 2 の超音波プローブ 2 A ' , 2 B ' は、図 1 の第 1 及び第 2 の超音波プローブ 2 A , 2 B においてモータ 1 4 , フレキシブルシャフト 1 2 , スリップリング 1 3 を有しない。また、第 1 の超音波プローブ 2 A ' は、図 1 における 1 つの c M U T 1 1 A の代わりに、先端部 1 0 A の内周面に沿って配置された複数の c M U T 1 1 - 1 , 1 1 - 2 , ... , 1 1 - m を有する C M U T アレイ 1 1 ' を有し、各 c M U T 1 1 - j (j = 1 , 2 , ... , m) (の電極) は、その近傍に配置された振動子選択手段としてのマルチプレクサ 5 1 に接続されている。

40

【 0 0 3 3 】

マルチプレクサ 5 1 は、このマルチプレクサ 5 1 に印加される選択信号により、信号線 1 8 a と接続される c M U T 1 1 - j を順次選択することができるようになっている。

第 1 の観測装置 3 A ' 内の制御回路 5 3 又は第 2 の観測装置 3 B ' 内の制御回路 5 3 B は選択信号を出力し、該選択信号は、コネクタ受け端子 R 1 ' 、コネクタ端子 P 1 ' を経て第 1 の超音波プローブ 2 A ' 内に挿通された信号線 5 4 を経てマルチプレクサ 5 1 の振動子選択端子に印加される。

また制御回路 5 3 は、選択信号に同期して第 1 の観測装置 3 A ' 内の送信回路 4 1 , 受信回路 4 2 の動作を制御する。

【 0 0 3 4 】

50

また、第2の超音波プローブ2B'は、図1の1つの圧電素子により構成される振動子11Bの代わりに、先端部10Bの内周面に沿って配置された複数の振動子11B-1, 11B-2, ..., 11B-mを有するcMUTアレイ11B'を有し、各振動子11B-j (j=1, 2, ..., m) (の電極)は、その近傍に配置された振動子選択手段としてのマルチプレクサ51Bに接続されている。マルチプレクサ51Bは、このマルチプレクサ51Bに印加される選択信号により、信号線18bと接続される振動子11B-jを順次選択することができるようになっている。

第2の超音波プローブ2B'を第2の観測装置3B'に接続した場合、第2の観測装置3B'内の制御回路53Bは選択信号を出力し、該選択信号を、第2の超音波プローブ2B'内に挿通された信号線54Bを経てマルチプレクサ51Bの振動子選択端子に印加する。

10

【0035】

また、制御回路53Bは、選択信号に同期して第2の観測装置3B'内の送信回路41B, 受信回路42Bの動作を制御する。

また、第1の超音波プローブ2A'を第2の観測装置3B'に接続した場合、第2の超音波プローブ2B'を接続した場合と同様に、制御回路53Bは、選択信号を出力する。なお、図6に示すように第1の観測装置3A'及び第2の観測装置3B'は、モータ駆動回路17を有しない。その他の構成は、図1に示した構成と同様の構成である。

本変形例の動作は、図5に示すタイミングにおいて、さらに選択信号により、送受信に使用されるcMUTが順次切り替わるものとなる。つまり、本変形例のタイミングは図7に示すようになる。なお、図7(A)-図7(C)は、図5(A)-図5(C)と同様である。

20

【0036】

第2の観測装置3B'内の制御回路53Bは、図7(D)に示すように最初となる第1の送信期間Ts及び第1の受信期間Trにおいては、第1のcMUT11-1を選択する選択信号Se1を出力し、第1のcMUT11-1は、第1の送信期間Ts及び第1の受信期間Trにおいて送受信に使用される。なお、図7に示すように選択信号Se1、Se2等を出力するタイミングを送信期間Ts(送信信号)より僅かに先行させても良い。

制御回路53Bは、第1の送信期間Ts及び第1の受信期間Trが終了すると、次となる第2の送信期間Ts及び第2の受信期間Trにおいては、第2のcMUT11-2を選択する選択信号Se2を出力し、第2のcMUT11-2は、第2の送信期間Ts及び第2の受信期間Trにおいて送受信に使用される。

30

【0037】

このような動作が繰り返され、受信回路42Bは、電子走査(電子ラジアル走査)した場合の1フレーム分の画像データを取得する。そして、1フレーム分の画像データから生成される超音波断層像がモニタ46で表示される。本変形例は、第1の実施形態と同様の効果を有する。

なお、上述した第1の実施形態においては、バイアス電圧発生装置21を第1の超音波プローブ2Aの内部に設けた構成を示したが、図8に示すように第1の超音波プローブ2Aが着脱自在となる筐体60内部にバイアス電圧発生装置21Aを設ける構成にしても良い。

40

図8に示す第2変形例においては、例えば図4に示したコネクタ9Aにおいて、このコネクタ9Aの基端側で2体に分離して超音波プローブ2A'側のコネクタ9Cと、このコネクタ9Cが着脱自在のコネクタ受け60Aを有するバイアス電圧発生装置21Aを内蔵した筐体60に分離している。

【0038】

この筐体60は、図4に示したコネクタ9Aにおいて、その基端側の構成以外は、実質的にコネクタ9Aと同じ構成となる。

つまり、モータ14に接続される信号線15は、コネクタ9C側のコネクタ端子P8と、該コネクタ端子P8が接触することにより導通する筐体60のコネクタ受け60Aのコ

50

ネクタ受け端子 R 8 とで着脱自在となる。

また、c M U T 1 1 A に接続される信号線 1 8 a は、超音波プローブ 2 A " 側のコネクタ 9 C 側のコネクタ端子 P 9 と、該コネクタ端子 P 9 が接触することにより導通する筐体 6 0 のコネクタ受け 6 0 A のコネクタ受け端子 R 9 とで着脱自在となる。

【 0 0 3 9 】

なお、筐体 6 0 におけるコネクタ端子 P 1 - P 7 が第 1 又は第 2 の観測装置 3 A、3 B のコネクタ受け 1 6 A、1 6 B や、バイアス電圧充電器 4 に接続される構造は、第 1 の実施形態で説明した構造と同じである。

なお、図 8 は、第 1 の実施形態に適用した場合のバイアス電圧発生装置 2 1 B の場合の構成を示しているが、図 6 の構成に対しても第 2 変形例を適用することもできる。図 9 は、図 6 に示した電子走査方式の場合に適用した場合の第 3 変形例のバイアス電圧発生装置 2 1 B の構成を示している。

図 9 は、図 8 において信号線 1 5 を信号線 5 4 に置換した構成と同じとなる。なお信号線 5 4 の先端は、コネクタ受け端子 R 8 と接触して導通するコネクタ端子 P 8 を経てマルチプレクサ 5 1 に接続され、信号線 5 4 の後端はコネクタ端子 P 1 ' と接触して導通するコネクタ受け端子 R 1 ' を経て、第 2 の観測装置 3 B 内の制御回路 5 3 B に接続される。

図 8 又は図 9 の構成の場合には、バイアス電圧発生装置を有しない c M U T 1 1 A 又は c M U T 1 1 ' を搭載した超音波プローブ 2 A " に対しても、該超音波プローブ 2 A " と第 2 の観測装置 3 B との間にバイアス電圧発生装置 2 1 A を内蔵した筐体 6 0 を用いることにより、超音波の送受信による超音波診断又は超音波観測が可能になる効果を有する。

【 0 0 4 0 】

(第 2 の実施形態)

次に本発明の第 2 の実施形態を説明する。本実施形態の超音波診断システムは、図 1 の超音波診断システム 1 において、さらに図 1 0 に示す第 1 の超音波プローブ 2 D を備えた構成となる。本実施形態においては、充電レベル検出回路 2 6 の充電レベルの検出信号 (検出情報) に基づいて、受信信号を増幅するゲインを可変するゲイン可変アンプと、充電レベルを通知する充電レベル通知部とを備えた構成にしている。

この第 1 の超音波プローブ 2 D は、図 1 における第 1 の超音波プローブ 2 A において、そのコネクタ 9 A 内部に設けられた (例えば図 4 に示す) バイアス電圧発生装置 2 1 とは異なるバイアス電圧発生装置 2 1 D を設けたコネクタ 9 D を有する。

【 0 0 4 1 】

このバイアス電圧発生装置 2 1 D は、図 4 に示すバイアス電圧発生装置 2 1 において、さらに充電レベル検出回路 2 6 の充電レベルの検出信号によりゲインが可変されるゲイン可変アンプとしてのプリアンプ 7 1 及び充電レベル通知回路 7 2 と、信号線 1 8 a 上に設けた 2 つの送受分離回路 7 3 A、7 3 B とを設けた構成となっている。なお、プリアンプ 7 1 は、2 つの送受分離回路 7 3 A、7 3 B の間に配置され、送受分離回路 7 3 A を経て受信信号が入力された場合に、その受信信号をゲイン 1 以上で増幅し、送受分離回路 7 3 B を経て、送受信端子となるコネクタ端子 P 6 又は P 5 側に出力する。また、2 つの送受分離回路 7 3 A、7 3 B は、例えば図 4 の送受分離回路 4 3 B と同じ構成としても良い。

【 0 0 4 2 】

本実施形態の充電レベル検出回路 2 6 は、第 1 の実施形態において説明した充電レベルの検出機能の他に、バイアス電圧用電源回路 2 4 から出力されるバイアス電圧が予め設定された適正なバイアス電圧範囲の下限値 V_{t1} 未満になったか否かを第 1 の比較回路 2 6 a を用いて検出すると共に、この下限値 V_{t1} よりもさらに低い第 2 の電圧値 V_{t2} 以下になったか否かを検出する第 2 の比較回路 2 6 b を有する。なお、第 1 の比較回路 2 6 a は、図 1 1 (C) に示すように下限値 V_{t1} と比較して下限値 V_{t1} 以上の場合には H レベルに対応する信号 (例えばレベル V_c の信号) を出力すると共に、下限値 V_{t1} 未満となった場合には、下限値 V_{t1} 未満のバイアス電圧に比例したレベル V_d の第 1 の検出信号を出力する。

10

20

30

40

50

また、この充電レベル検出回路 2 6 は、コネクタ端子 P 4 に印加される信号レベルが H , L のいずれであるか否か、換言するとバイアススイッチ 2 5 を ON する H レベルで有るか否か（またはコネクタ 9 C が第 2 の観測装置 3 B に接続されているか否か）を判定する第 3 の比較回路 2 6 c を有する。

【 0 0 4 3 】

そして、コネクタ端子 P 4 に印加される信号レベルが H レベルの場合（つまり、コネクタ 9 C に第 2 の観測装置 3 B に接続されている場合）のみ、プリアンプ 7 1 の動作を制御する。コネクタ端子 P 4 に印加される信号レベルが L レベルの場合には、プリアンプ 7 1 の動作の制御を行わない。

バイアス電圧用電源回路 2 4 から出力されるバイアス電圧が予め設定された適正なバイアス電圧範囲の下限値 V_{t1} 未満になると、c M U T 1 1 A により受信して生成する受信信号の感度が適正なバイアス電圧範囲の場合よりも低下する。

このため、本実施形態においては充電レベル検出回路 2 6 は、バイアス電圧用電源回路 2 4 から出力されるバイアス電圧が下限値 V_{t1} 未満になった場合には、適正なバイアス電圧範囲の場合のゲイン 1 よりも、プリアンプ 7 1 のゲインを 1 より大きくなるようにゲイン制御端子に印加する電圧を変化させる。そして、本実施形態は、バイアス電圧の適正な範囲以下に低下した場合の受信信号に対する感度低下を、プリアンプ 7 1 のゲイン増大で補うようにしている。

【 0 0 4 4 】

また、充電レベル検出回路 2 6 は、バイアス電圧用電源回路 2 4 の充電レベルの検出信号を充電レベル通知回路 7 2 に出力し、充電レベル通知回路 7 2 は、充電レベルを表示器で表示することにより、ユーザに充電レベルを通知する。

また、充電レベル検出回路 2 6 は、バイアス電圧用電源回路 2 4 から出力されるバイアス電圧が第 2 の電圧値 V_{t2} 以下になった場合には、第 2 の検出信号を充電レベル通知回路 7 2 に出力する。充電レベル通知回路 7 2 は、第 2 の検出信号が入力されると、充電レベルの表示と共に、充電を促す内容を表示して、ユーザに充電を促す内容を通知する。

なお、本実施形態においては、コネクタ 9 D が第 1 の観測装置 3 A に接続された場合には、第 1 の観測装置 3 A のバイアス電圧発生回路 4 9 は常時適正な範囲内のバイアス電圧を出力するため、プリアンプ 7 1 による感度補正を行わない構成にしている。

【 0 0 4 5 】

その他の構成は、上述した第 1 の実施形態と同様である。次に本実施形態の動作を説明する。本実施形態は、第 1 の超音波プローブ 2 A を用いた場合には、第 1 の実施形態と同様の動作となるためその説明を省略し、第 1 の超音波プローブ 2 D を用いた場合の主要な動作を説明する。また、第 1 の超音波プローブ 2 D を第 2 の観測装置 3 B に接続して超音波の送受信を行う場合を説明する。

図 1 1 はこの場合における動作説明用のタイミング図を示す。図 1 1 における横軸は時間 t を示し、バイアス電圧発生装置 2 1 D 等の動作が時間 t_0 において開始したとする。

【 0 0 4 6 】

図 1 1 (A) に示すようにコネクタ端子 P 4 は、時間 t_0 以降、H レベルとなり、バイアススイッチ 2 5 が ON すると共に、充電レベル検出回路 2 6 は、プリアンプ 7 1 と充電レベル通知回路 7 2 の動作を制御する動作を行う。

バイアス電圧用電源回路 2 4 が図 1 1 (B) に示すように適正な範囲のバイアス電圧を出力している期間 T_1 においては、充電レベル検出回路 2 6 の第 1 の比較回路 2 6 a は、図 1 1 (C) に示すように一定レベル V_c の第 1 の検出信号をプリアンプ 7 1 のゲイン制御端に印加する。この状態においては、図 1 1 (D) に示すようにプリアンプ 7 1 のゲインは 1 に設定される。

この状態においては、第 1 の超音波プローブ 2 A が第 2 の観測装置 3 B に接続された第 1 の実施形態の場合と実質的に同じ動作となる。

【 0 0 4 7 】

また、充電レベル通知回路 7 2 は、図 1 1 (F) に示すように充電レベルを通知するた

10

20

30

40

50

めに充電レベルを表示器で表示する。

バイアス電圧用電源回路 24 の充電レベルが低下し、バイアス電圧用電源回路 24 から出力されるバイアス電圧が適正な範囲のバイアス電圧の下限值 V_{t1} 未満になる（その時間 t_1 ）と、第 1 の比較回路 26 a は、図 11（C）に示すように下限値 V_{t1} からの低下の割合に比例して変化するレベル V_d の第 1 の検出信号をプリアンプ 71 のゲイン制御端に印加（出力）する。

そして、プリアンプ 71 は、一定レベル V_c からの変化量に比例して大きくなる（1 より大きい）ゲインで受信信号を増幅する動作状態となる。

【0048】

さらにバイアス電圧用電源回路 24 から出力されるバイアス電圧が低下し、第 2 の電圧値 V_{t2} 以下になる（その時間 t_2 ）と、第 2 の比較回路 26 b が図 11（E）に示すように第 2 の検出信号（例えば H レベル）を充電レベル通知回路 72 に出力する。

充電レベル通知回路 72 は第 2 の検出信号が入力されると、バイアス電圧用電源回路 24 の充電レベルが、充電を要する程度に低下したことを表示器で警告表示し、ユーザに充電を促すように通知する。つまり、図 11（F）に示すように充電レベル通知回路 72 は、警告表示による通知を行う。この警告表示により、ユーザは、充電すべき状態となったことを認識する。

なお、第 1 の超音波プローブ 2 D を第 1 の観測装置 3 A に接続して超音波の送受信を行う場合には、プリアンプ 71 は動作しないで、上記の説明と同様に充電レベル通知回路 72 が動作する。

【0049】

このように動作する本実施形態によれば、第 1 の実施形態と同様の効果の他に、バイアス電圧用電源回路 24 から出力されるバイアス電圧が適正な範囲のバイアス電圧の下限值 V_{t1} 未満になった場合にも、受信信号の感度低下を補正することができる。

なお、本実施形態の超音波診断システムは、図 1 の超音波診断システム 1 において、さらに超音波プローブ 2 D を設けた場合で説明した。図 6 に示した超音波診断システム 1 B においても図 10 に示したバイアス電圧発生装置 21 D を設けた電子走査方式の超音波プローブを設けることが可能となる。

図 12 は第 2 の実施形態の変形例の超音波診断システムにおける電子走査方式の第 1 の超音波プローブ 2 E の主要部の構成を示す。本変形例の超音波診断システムは、図 6 に示す超音波診断システム 1 B において、さらに図 12 に示す電子走査方式の第 1 の超音波プローブ 2 E を備える。

【0050】

この電子走査方式の第 1 の超音波プローブ 2 E は、図 10 の超音波プローブ 2 D において、信号線 15 を信号線 54 に置換し、コネクタ 9 D をコネクタ 9 E に置換している。この信号線 54 の先端は、マルチプレクサ 51 に接続され、後端はコネクタ端子 P1' に接続される。その他は、図 10 において説明した構成と同様である。そして、本変形例は、第 2 の実施形態と超音波の走査方式が異なることを除けば、第 2 の実施形態とほぼ同様の作用効果を有する。

また、図 10 では、超音波プローブ 2 D のコネクタ 9 D 内に、バイアス電圧発生装置 21 D を設けた構成で示しているが、図 4 の構成を図 8 のように変形したのと同様の変形により、バイアス電圧発生装置 21 D を超音波プローブ 2 D のコネクタが着脱自在となる構成にすることができる。また、図 12 の超音波プローブ 2 E においても同様に適用することができる。

【0051】

なお、上述した実施形態等においては、第 1 の観測装置 3 A の超音波送受端子となるコネクタ受け端子 R6 と、第 2 の観測装置 3 B の超音波送受端子となるコネクタ受け端子 R5 とにそれぞれ着脱自在となるコネクタ端子は、共通ではなく、2 つのコネクタ端子 P6 と P5 となる構成の場合で説明した。これに対して、図 13 に示すように、切替スイッチ 81 を設けることにより、コネクタ端子 P5、P6 を共通化した 1 つのコネクタ端子 P5

10

20

30

40

50

6にしても良い。図13は図10の超音波プローブ2Dの変形例の超音波プローブ2Fの構成例を示す。

この超音波プローブ2Fは、図10の超音波プローブ2Dのコネクタ9Dにおいて、コネクタ端子5と送受分離回路73bとの間に信号線上に切替スイッチ81を設けて、コネクタ端子5をコネクタ端子56とするコネクタ9Fを有する。

【0052】

また、コネクタ端子56を切替スイッチ81の共通接点cに接続し、送受分離回路73Bと、バイアス電圧重畳回路22とコンデンサ23との接続点から(図10における)コネクタ端子P6に至る信号線を接点aと接点bとにそれぞれ接続し、コネクタ端子P4の信号レベルによって切替スイッチ81の切替を制御する。

10

具体的には、コネクタ端子P4に印加される信号レベルがバイアススイッチ25をONするHレベル、つまり、コネクタ9Fに第2の観測装置3Bが接続される状態であると、共通接点cを接点aと導通させ、コネクタ端子P4に印加される信号レベルがLレベルである、つまり、コネクタ9Fに第1の観測装置3Aが接続される状態であると、共通接点cを接点bと導通させる。

【0053】

また、図13においてはコネクタ端子6を有しない。また、コネクタ端子P56には、図1又は図4等にした第2の観測装置3Bのコネクタ受け端子R5が着脱自在に接続されると共に、図1又は図3等にした第1の観測装置3Aのコネクタ受け端子R6が着脱自在に接続される。

20

その他の構成は、図10等において説明した構成と同様である。本変形例によれば、共通化したコネクタ端子56を、第1の観測装置3A及び第2の観測装置3Bの各超音波受信端子に接続することができる。従って、コネクタ端子数を削減できる。なお、図13は、図10の構成の場合に適用しているが、第1の実施形態及び第2の実施形態等にも同様に適用することができる。

【0054】

なお、上述した変形例の場合を含む実施形態における構成は、図示した構成の場合に限定されるものでない。また、図1,図6等において説明した超音波診断システム1,1Bにおいて、必要に応じて、構成要素を削減した構成の場合も本発明に属する。例えば、図1に示した超音波診断システム1において、第2の超音波プローブ2Bを有しない構成で超音波診断システム1を構成することもできる。

30

また、図1に示した超音波診断システム1において、第1の観測装置3Bを有しない構成で超音波診断システム1を構成することもできる。図1の構成の場合に述べたが、図6の構成においても、同様である。

また、上述した構成例においては、超音波プローブ2A'、2B'等、超音波プローブ内部にマルチプレクサ51及び51Bを設けた場合で説明したが、超音波プローブ内部に設ける代わりに観測装置3A',3B'等の観測装置内部に設けるようにしても良い。この場合には、バイアス電圧用電源回路24によるバイアス電圧を(スイッチ制御信号でON/OFF制御される)バイアススイッチ25を介して各c-MUT11-jにそれぞれ接続される信号線に重畳する構成にすれば良い。

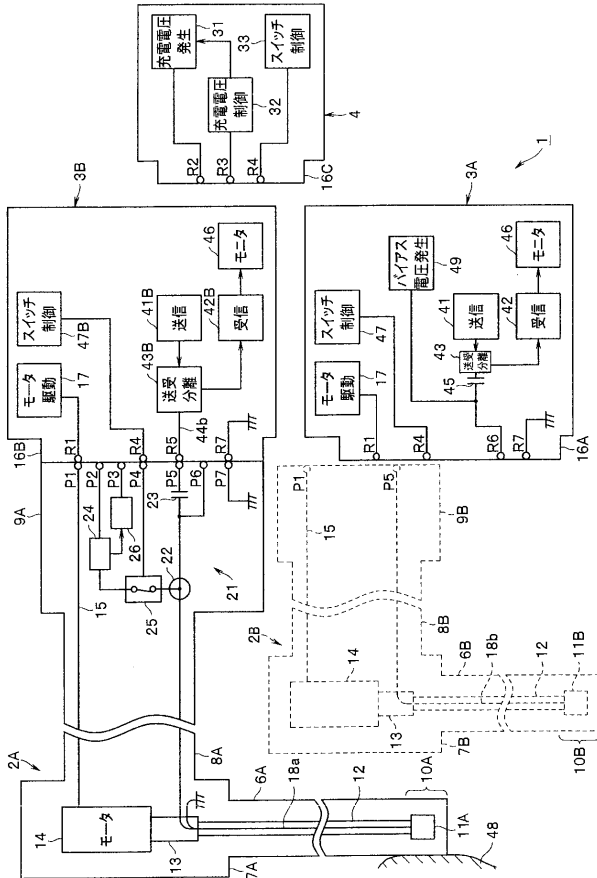
40

また、上述した実施形態及び変形例を部分的に組み合わせて構成される実施形態等も本発明に属する。

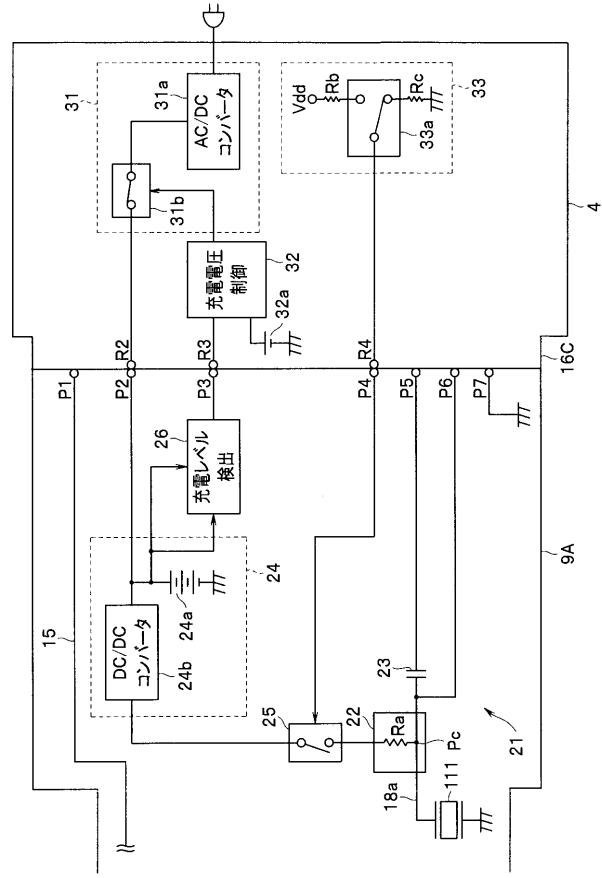
【0055】

本出願は、2012年11月16日に日本国に出願された特願2012-252427号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

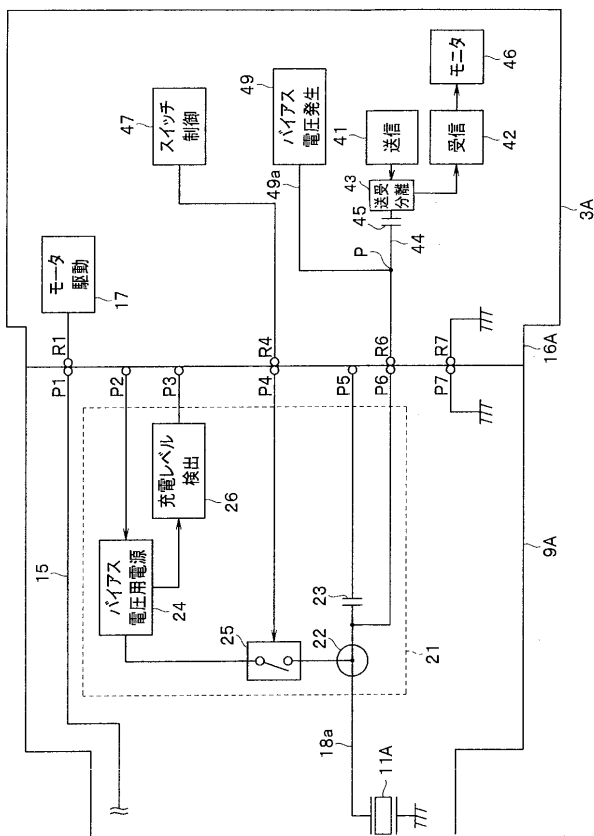
【図 1】



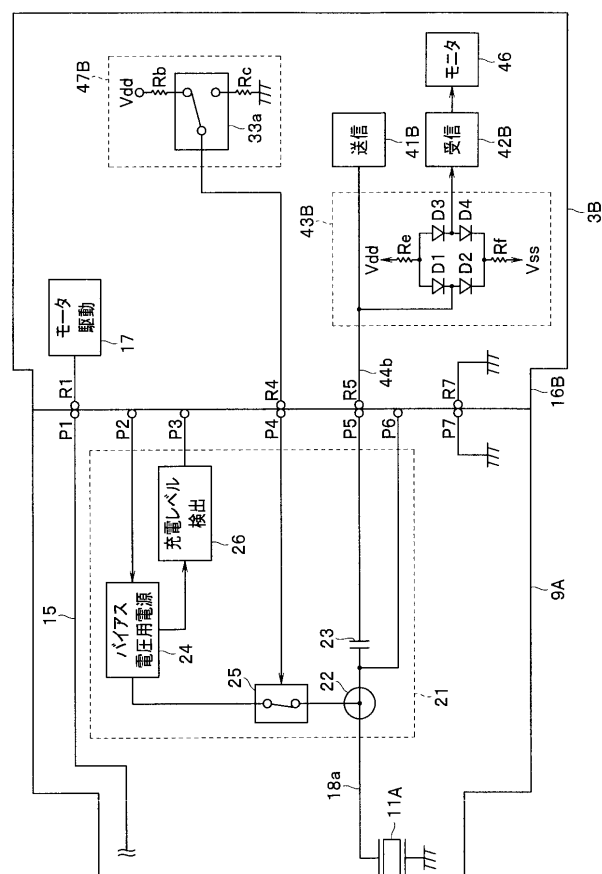
【図 2】



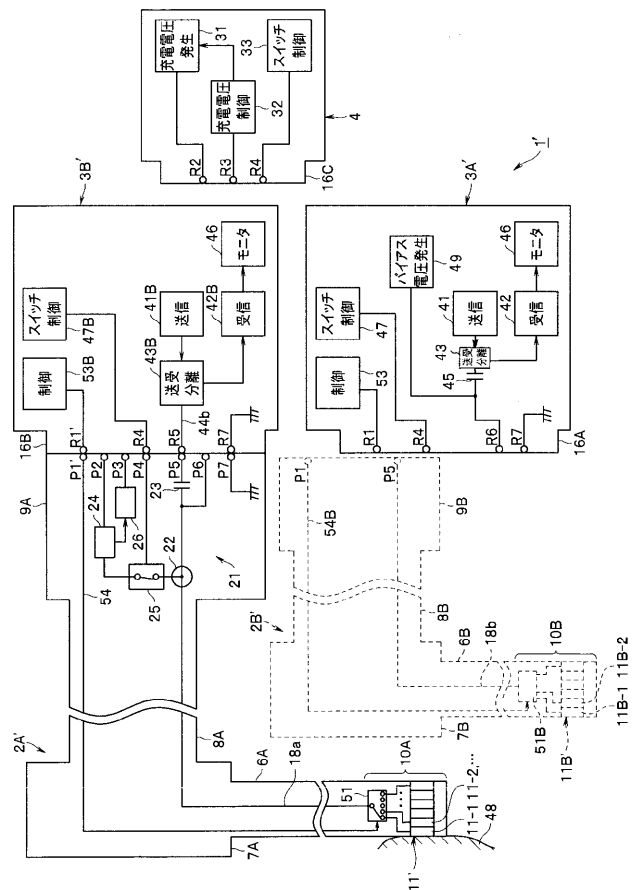
【図 3】



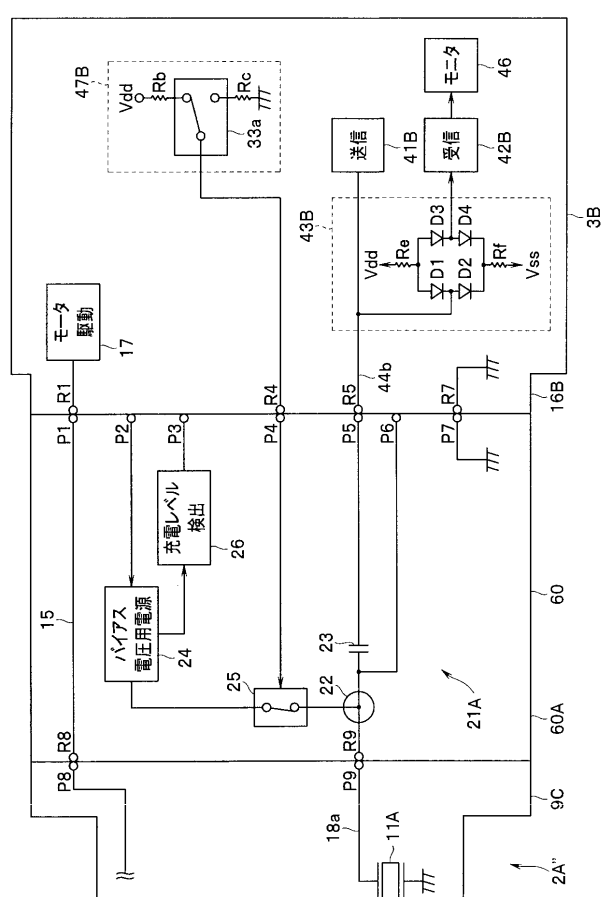
【図 4】



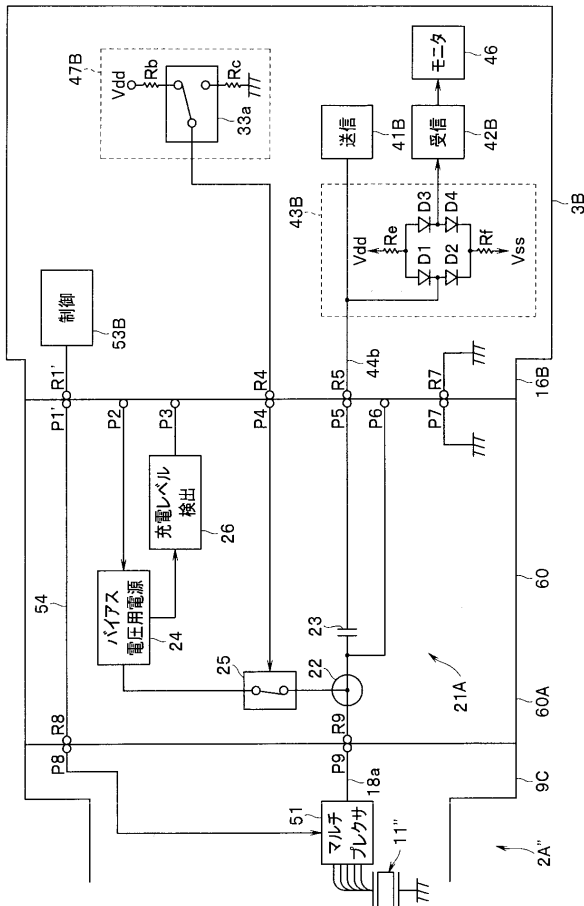
【 図 6 】



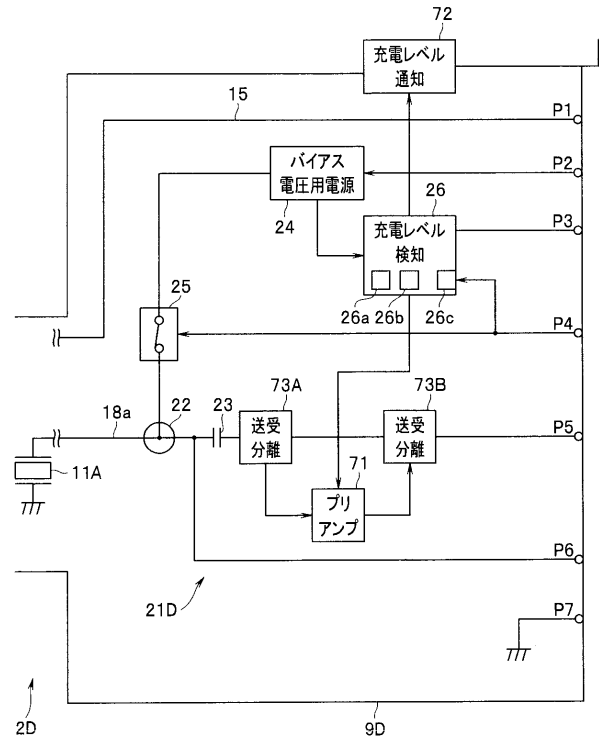
【 図 8 】



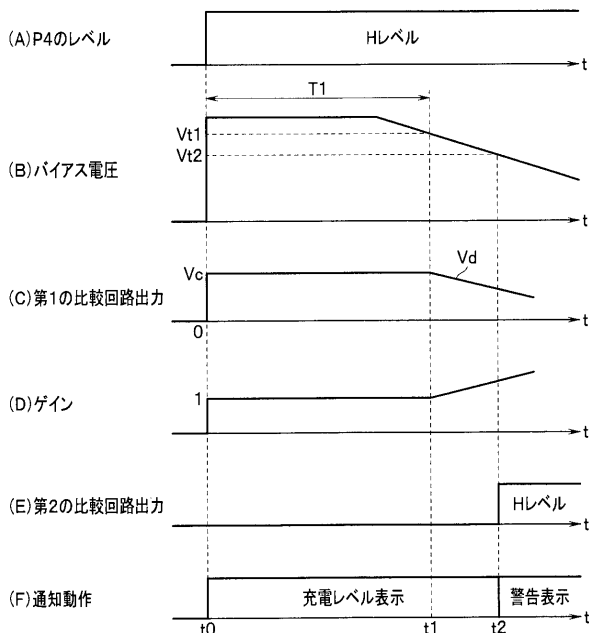
【図 9】



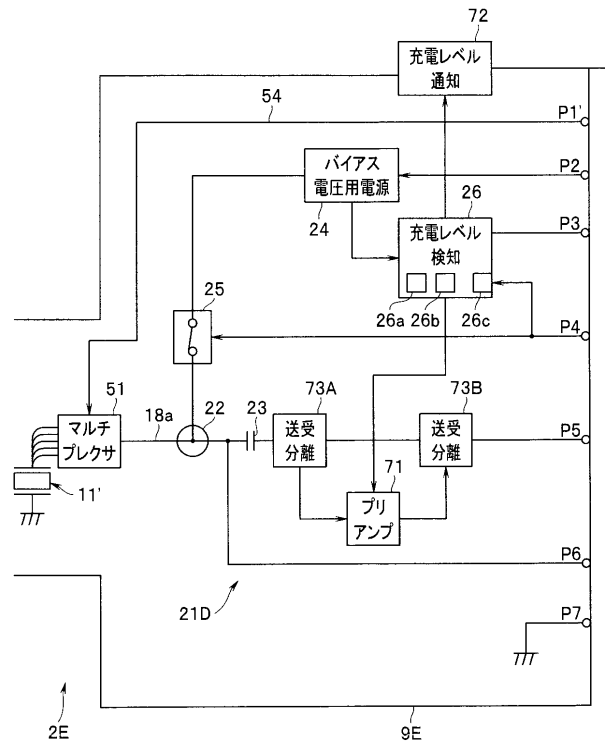
【図 10】



【図 11】



【図 12】



[illegible]

【 0 0 0 5 】

【 0 0 0 6 】

本発明の一態様に係る超音波診断システムは、静電容量型振動子を搭載した超音波プローブと、前記静電容量型振動子に超音波を発生させるための送信信号を発生する送信回路

、超音波の受信により前記静電容量型振動子から出力される受信信号に対する信号処理を行う受信回路、及び前記送信信号と前記受信信号との分離を行う送受分離回路、を内蔵した超音波観測装置と、前記超音波プローブに内蔵又は着脱自在に接続され、前記静電容量型振動子に印加するバイアス信号を生成するための充電可能な二次電池を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路、及び前記超音波観測装置の外部に出力された前記送信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部、を備えるバイアス電圧発生装置と、前記バイアス電圧用電源回路を構成する前記二次電池の充電レベルを検出する充電レベル検出部と、前記充電レベル検出部により検出した充電レベルに基づいて、前記受信信号のゲインを増大するゲイン可変アンプと、を備える。

【手続補正３】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項１】

静電容量型振動子を用いて被検体との間で超音波の送受信を行うために送信信号を発生する送信回路と受信信号に対する処理を行う受信回路とを内蔵した超音波観測装置と共に前記超音波観測装置の外部に配置されて使用されるバイアス電圧発生装置であって、

前記静電容量型振動子に印加するバイアス電圧を生成するための充電可能な二次電池を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路と、

前記超音波観測装置の外部に出力された前記送信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部と、

前記バイアス電圧用電源回路を構成する前記二次電池の充電レベルを検出する充電レベル検出部と、

前記充電レベル検出部により検出した充電レベルに基づいて、前記受信信号のゲインを増大するゲイン可変アンプと、

を備えることを特徴とするバイアス電圧発生装置。

【請求項２】

前記バイアス電圧発生装置は、前記静電容量型振動子を搭載した超音波プローブ内に配置されることを特徴とする請求項１に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項３】

前記バイアス電圧発生装置は、前記静電容量型振動子を搭載した超音波プローブと前記超音波観測装置とに着脱自在に接続されることを特徴とする請求項１に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項４】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記バイアス電圧用電源回路により発生した前記バイアス電圧の前記バイアス電圧重畳部への重畳のＯＮ／ＯＦＦを行うスイッチと、前記スイッチのＯＮ／ＯＦＦの制御を、外部から行う制御端子とを備えることを特徴とする請求項１に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項５】

前記バイアス電圧用電源回路は、前記二次電池と、前記二次電池の直流電圧を昇圧して前記バイアス電圧を生成するＤＣ／ＤＣコンバータとを有することを特徴とする請求項１に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項６】

前記バイアス電圧発生装置は、前記プローブにおける前記超音波観測装置に着脱自在に接続されるコネクタ内に配置されることを特徴とする請求項２に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項７】

前記バイアス電圧発生装置は、前記超音波観測装置のコネクタ受けの複数のコネクタ受

け端子に着脱自在に接続される複数からなる第 1 のコネクタ端子を有すると共に、前記二次電池を充電する充電電圧を発生する充電器のコネクタ受けのコネクタ受け端子に着脱自在に接続される複数からなる第 2 のコネクタ端子を有することを特徴とする請求項 2 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 8】

前記バイアス電圧発生装置は、更に該バイアス電圧発生装置に着脱自在に接続され、前記二次電池を充電する充電電圧を発生する充電器を有し、前記充電器は、該充電器が前記バイアス電圧発生装置に接続された場合、前記制御端子を介して前記スイッチを OFF に設定するスイッチ制御回路を有することを特徴とする請求項 4 に記載のバイアス電圧発生装置。

【請求項 9】

静電容量型振動子を搭載した超音波プローブと、

前記静電容量型振動子に超音波を発生させるための送信信号を発生する送信回路、超音波の受信により前記静電容量型振動子から出力される受信信号に対する信号処理を行う受信回路、及び前記送信信号と前記受信信号との分離を行う送受分離回路を内蔵した超音波観測装置と、

前記超音波プローブに内蔵又は着脱自在に接続され、前記静電容量型振動子に印加するバイアス信号を生成するための充電可能な二次電池を備え、前記バイアス電圧を生成するバイアス電圧用電源回路、及び前記超音波観測装置の外部に出力された前記送信信号に前記バイアス電圧を重畳するバイアス電圧重畳部、を備えるバイアス電圧発生装置と、

前記バイアス電圧用電源回路を構成する前記二次電池の充電レベルを検出する充電レベル検出部と、

前記充電レベル検出部により検出した充電レベルに基づいて、前記受信信号のゲインを増大するゲイン可変アンプと、

を備えることを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 10】

前記バイアス電圧発生装置は、さらに前記バイアス電圧用電源回路により発生した前記バイアス電圧の前記バイアス電圧重畳部への重畳の ON / OFF を行うスイッチと、前記スイッチの ON / OFF の制御を、前記バイアス電圧発生装置の外部から行う制御端子とを備えることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断システム。

【請求項 11】

更に、前記バイアス電圧発生装置により発生された前記バイアス電圧が重畳された受信信号が入力される前記超音波観測装置の他に、

前記スイッチに対して、前記バイアス電圧の重畳を OFF にするスイッチ制御信号を発生するスイッチ制御回路と、前記静電容量型振動子に超音波を発生させるための第 2 の送信信号を発生する第 2 の送信回路と、前記静電容量型振動子から出力される受信信号に対する信号処理を行う第 2 の受信回路と、前記第 2 の送信回路による送信信号及び前記第 2 の受信回路に入力される前記受信信号に重畳させる第 2 のバイアス電圧を発生し、かつ重畳させるバイアス電圧回路とを内蔵した第 2 の超音波観測装置を有することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断システム。

【請求項 12】

前記バイアス電圧用電源回路は、前記二次電池と、前記二次電池の直流電圧を昇圧して前記バイアス電圧を生成する DC / DC コンバータとを有することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断システム。

【請求項 13】

更に前記バイアス電圧発生装置に着脱自在に接続され、前記二次電池を充電する充電電圧を発生する充電器を有し、前記充電器は、該充電器が前記バイアス電圧発生装置に接続された場合、前記制御端子を介して前記スイッチを OFF に設定するスイッチ制御回路を有することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断システム。

【請求項 14】

前記超音波プローブは、前記静電容量型振動子による超音波の走査を機械的に行う機械走査方式の超音波プローブにより構成されることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断システム。

【請求項 15】

前記超音波プローブは、前記静電容量型振動子として複数からなる静電容量型振動子アレイを有し、前記静電容量型振動子アレイを駆動して超音波の走査を電子的に行う電子走査方式の超音波プローブにより構成されることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/078429												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01) i														
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/12														
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013														
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X/Y/A</td> <td>JP 2007-125225 A (Hitachi Medical Corp.), 24 May 2007 (24.05.2007), (Family: none)</td> <td>1, 2, 11, 16/ 3-5, 7-10, 12, 13, 15, 17-19/ 6, 14</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2003-10177 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 14 January 2003 (14.01.2003), (Family: none)</td> <td>3, 5, 13</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2007-97760 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 April 2007 (19.04.2007), & US 2008/0269614 A1 & EP 1932479 A1 & WO 2007/040211 A1</td> <td>4, 5, 7, 10, 12, 13, 15, 17-19</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X/Y/A	JP 2007-125225 A (Hitachi Medical Corp.), 24 May 2007 (24.05.2007), (Family: none)	1, 2, 11, 16/ 3-5, 7-10, 12, 13, 15, 17-19/ 6, 14	Y	JP 2003-10177 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 14 January 2003 (14.01.2003), (Family: none)	3, 5, 13	Y	JP 2007-97760 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 April 2007 (19.04.2007), & US 2008/0269614 A1 & EP 1932479 A1 & WO 2007/040211 A1	4, 5, 7, 10, 12, 13, 15, 17-19
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X/Y/A	JP 2007-125225 A (Hitachi Medical Corp.), 24 May 2007 (24.05.2007), (Family: none)	1, 2, 11, 16/ 3-5, 7-10, 12, 13, 15, 17-19/ 6, 14												
Y	JP 2003-10177 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 14 January 2003 (14.01.2003), (Family: none)	3, 5, 13												
Y	JP 2007-97760 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 April 2007 (19.04.2007), & US 2008/0269614 A1 & EP 1932479 A1 & WO 2007/040211 A1	4, 5, 7, 10, 12, 13, 15, 17-19												
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family														
Date of the actual completion of the international search 13 November, 2013 (13.11.13)		Date of mailing of the international search report 26 November, 2013 (26.11.13)												
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer												
Facsimile No.		Telephone No.												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/078429

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-339708 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 02 December 2003 (02.12.2003), (Family: none)	8, 9
Y	JP 62-22638 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 30 January 1987 (30.01.1987), (Family: none)	8, 9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 8 4 2 9	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/12			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X/ Y / A	JP 2007-125225 A（株式会社日立メディコ）2007.05.24, （ファミリーなし）	1, 2, 11, 16/ 3-5, 7-10, 12, 13, 15, 17-19/ 6, 14	
Y	JP 2003-10177 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・ テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2003.01.14, （ファミリーなし）	3, 5, 13	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 13.11.2013		国際調査報告の発送日 26.11.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 宮澤 浩 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9407

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 8 4 2 9

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2007-97760 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.04.19, & US 2008/0269614 A1 & EP 1932479 A1 & WO 2007/040211 A1	4, 5, 7, 10, 12, 13, 15, 17-19
Y	JP 2003-339708 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバ ル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2003.12.02, (ファミリーなし)	8, 9
Y	JP 62-22638 A (松下電器産業株式会社) 1987.01.30, (ファミリーなし)	8, 9

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	偏压发生器和超声诊断系统		
公开(公告)号	JPWO2014077087A1	公开(公告)日	2017-01-05
申请号	JP2014535437	申请日	2013-10-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	小室雅彦		
发明人	小室 雅彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4461 A61B8/5207 A61B8/56 H02J2207/20 B06B1/0215 B06B2201/51		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/FE01 4C601/GA12 4C601/GB16 4C601/GB18 4C601/GD15 4C601/HH01		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012252427 2012-11-16 JP		
其他公开文献	JP5620620B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

偏置电压产生器包括：发送电路，其产生用于使用电容性换能器向超声波收发超声波的发送信号；以及对接收信号进行处理的接收电路。通过设置在声波观测装置的外部，使用用于产生偏置电压的偏置电压电源电路，该偏置电源电路包括用于产生要施加到电容式振荡器的偏置电压的二次电池。偏置电压叠加单元将偏置电压叠加在输出到超声观测设备外部的发射信号和输入到超声观测设备内部的接收信号上。

