

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/129326

発行日 平成25年7月18日 (2013. 7. 18)

(43) 国際公開日 平成23年10月20日 (2011. 10. 20)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

<p>出願番号 特願2011-535830 (P2011-535830)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/059080</p> <p>(22) 国際出願日 平成23年4月12日 (2011. 4. 12)</p> <p>(11) 特許番号 特許第4855558号 (P4855558)</p> <p>(45) 特許公報発行日 平成24年1月18日 (2012. 1. 18)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2010-91672 (P2010-91672)</p> <p>(32) 優先日 平成22年4月12日 (2010. 4. 12)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進</p> <p>(72) 発明者 奥野 喜之 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</p> <p>Fターム(参考) 4C601 EE16 GB14 HH01 HH02</p>
---	---

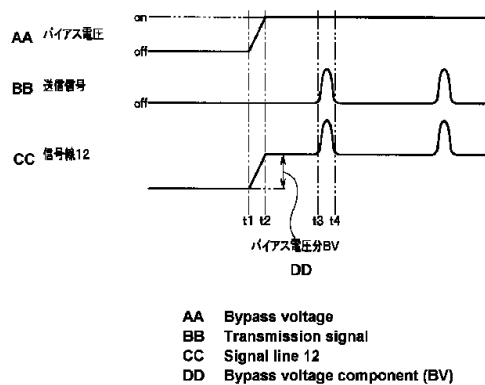
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置 1 は、印加するバイアス電圧に応じて感度の制御が可能な c - M U T 素子 2 を有する超音波プローブ 2 X を接続可能なもので、 D C バイアス出力部 5 と、送信信号出力部 7 と、操作部 1 1 と、制御部 1 0 とを有する。そして、前記制御部 1 0 は、前記操作部 1 1 から送信開始を指示する指示信号が入力された場合、前記バイアス電圧を印加した後、超音波送信信号を出力し、前記操作部 1 1 から送信停止を指示する指示信号が入力された場合、前記超音波送信信号の出力を停止してから、前記バイアス電圧の印加を停止するように前記 D C バイアス出力部 5 と前記送信信号出力部 7 とを制御する。

【図3】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

印加するバイアス電圧に応じて感度の制御が可能な静電容量型超音波振動子を有する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置において、

前記静電容量型超音波振動子に印加する前記バイアス電圧を可変可能なバイアス電圧出力部と、

前記静電容量型超音波振動子に超音波送信信号を出力する送信信号出力部と、

前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを含む前記超音波診断装置を指示する指示信号を出力する操作部と、

前記操作部からの指示信号に基づいて、前記バイアス電圧及び前記送信信号の出力タイミングを制御するもので、前記バイアス電圧を出力してから前記超音波信号を出力し、或いは前記超音波信号の出力を停止してから前記バイアス電圧の出力を停止するように前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを制御する制御部と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置

10

【請求項 2】

前記操作部は、少なくとも前記送信信号出力部による前記超音波送信信号の送信開始及び送信停止を指示する指示信号を出力するものであって、

前記制御部は、前記操作部から送信開始を指示する指示信号が入力された場合、前記バイアス電圧を出力した後、前記超音波送信信号を出力し、前記操作部から送信停止を指示する指示信号が入力された場合、前記超音波送信信号の出力を停止してから、前記バイアス電圧の出力を停止するように前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記制御部は、前記超音波診断装置の電源投入時に、前記バイアス電圧を印加しないように前記バイアス電圧出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記操作部から送信開始を指示する指示信号が入力されたときに、前記静電容量型超音波振動子が接続されていない場合には、前記バイアス電圧を印加しないように前記バイアス電圧出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記超音波診断装置は、バイアス電圧制御を必要としない圧電型超音波振動子の接続が可能であって、前記静電容量型超音波振動子により受信した受信信号に基づく超音波画像を表示する表示部を有し、

前記制御部は、前記圧電型超音波振動子と前記静電容量型超音波振動子のどちらかが接続されているのかを示す接続状態を前記表示部に表示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 6】

前記静電容量型超音波振動子から超音波を送信している間、前記静電容量型超音波振動子に印加しているバイアス電圧が規定値であることを監視するためのバイアス電圧検出部を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記制御部は、前記バイアス電圧出力部による前記バイアス電圧の出力状態を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 5 の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、静電容量型超音波振動子を有する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

従来、超音波振動子では、電気信号を超音波に変換させる圧電素子としてセラミック圧電材PZT（ジルコン酸チタン酸鉛）が使用されてきたが、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン半導体基板を加工した静電容量型超音波振動子（Capacitive Micro-Machined Ultrasonic Transducer（以下、c-MUT素子と称す））が注目を集めている。

【0003】

このc-MUT素子は、シリコン基板上に平面状の第1の電極を設けるとともに、この第1の電極に対向するように所定の空洞（キャビティ）を隔てて平面状の第2の電極を設けて構成されている。

10

【0004】

前記c-MUT素子を有する超音波プローブを用いて超音波診断画像を生成する超音波診断装置においては、前記c-MUT素子は、前記2つの電極間にバイアス電圧を印加しつつ、一方の電極に駆動信号を印加することで、空洞上部の膜（第2の電極を構成するメンブレン）をゆらして超音波を送信し、帰ってきたエコー信号を、前記空洞上部の膜で検出するようにして超音波の送受信を行っている。

【0005】

つまり、前記c-MUT素子は、超音波を発生するためのRF信号である駆動信号だけでなくバイアス電圧が送信時、受信時ともに必要とされている。そのため、前記c-MUT素子は、印加するバイアスレベルを変化させることで感度を制御できる。

20

【0006】

しかしながら、c-MUT素子への過度のバイアス電圧の印加は、該c-MUT素子において短絡状態を引き起こし、結果として過電流状態となりc-MUT素子の破損につながってしまう。

【0007】

このような、過度のバイアス電圧の印加によるc-MUT素子の破損を防ぐために、過電圧検出手段をc-MUT素子側の電極とバイアス電源との間に設け、該過電圧検出手段により過度のバイアス電圧の印加を検出したときにはバイアス電圧の印加を停止するようにしている（例えば、特開2007-29259号公報参照）。

30

【0008】

また、c-MUT素子の電極間に印加するバイアス電圧の大きさが所定の範囲を超えると、電極間に挟み込まれた太鼓状の犠牲層が潰れた状態、すなわち、Collapse状態となる。このCollapse状態時に、被検体に超音波の過大出力を防止するために、DCバイアス電圧を検出し、検出されたDCバイアス電圧が閾値を超えると、スイッチによって、DCバイアス回路と超音波振動子との電気的接続を遮断するように構成した保護回路を有する超音波振動子及び超音波診断装置がある（例えば、特開2008-136725号公報参照）。

【0009】

また、他の従来技術としては、例えば、国際公開第2005/120130号に示すように、送信時に、着脱式超音波プローブの超音波振動子に、RF信号、つまり駆動信号をDCバイアス発生回路から出力されるDCバイアス電圧に重畳する超音波プローブ装置がある。

40

【0010】

しかしながら、特開2007-29259号公報及び特開2008-136725号公報の従来技術では、c-MUT素子に、バイアス電圧を印加しない状態で、正負の両極性の駆動信号を送信した場合、過電圧検出手段及び保護回路等の保護手段を設けているにも拘わらず、c-MUT素子が破損してしまう虞れがある。

【0011】

また、国際公開第2005/120130号に記載の超音波プローブにおいても、この

50

ような問題が生じてしまう虞れがある。

【0012】

そこで、本発明は前記問題点に鑑みてなされたもので、c-MUT素子の破損を防止することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の超音波診断装置は、印加するバイアス電圧に応じて感度の制御が可能な静電容量型超音波振動子を有する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置において、前記静電容量型超音波振動子に印加する前記バイアス電圧を可変可能なバイアス電圧出力部と、前記静電容量型超音波振動子に超音波送信信号を出力する送信信号出力部と、前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを含む前記超音波診断装置を指示する指示信号を出力する操作部と、前記操作部からの指示信号に基づいて、前記バイアス電圧及び前記送信信号の出力タイミングを制御するもので、前記バイアス電圧を出力してから前記超音波信号を出力し、或いは前記超音波信号の出力を停止してから前記バイアス電圧の出力を停止するように前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを制御する制御部と、を具備したことを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

20

【図2】図1の制御部の制御例を示すフローチャート。

【図3】第1の実施の形態に係る超音波診断装置の作用を説明するためのタイムチャート

。

【図4】第1の実施の形態に係る超音波診断装置の作用を説明するためのタイムチャート

。

【図5】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図6】第2の実施の形態に係る超音波診断装置の電源起動時以降のバイアス電圧と送信信号の変化を示すタイムチャート。

【図7】第2の実施の形態に係る超音波診断装置のフリーズ要求があった場合のバイアス電圧と送信信号の変化を示すタイムチャート。

30

【図8】本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図9】図8の制御部の制御例を示すフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0016】

(第1の実施の形態)

図1から図4は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本実施の形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0017】

図1に示す本実施の形態に係る超音波診断装置1は、静電容量型超音波振動子(c-MUT素子)2を有する超音波プローブ2Xと、この超音波プローブ2Xが接続可能であり、前記c-MUT素子2を駆動するとともにこのc-MUT素子2により得られたエコー信号の受信処理を行う超音波観測装置3と、この超音波観測装置3から出力される超音波画像データが入力されることにより、c-MUT素子2により超音波ビームで走査した被検体の超音波断層像を表示するモニタ4とを有して構成される。

40

【0018】

前記超音波プローブ2Xのc-MUT素子2は、シリコン基板2A上に平面状の第1の電極2Bを設けるとともに、この第1の電極2Bに対向するように、所定の空洞(キャビティ)2Cを隔てて平面状の第2の電極2Dを設けて構成されている。なお、図示はしな

50

いが、前記第2の電極2Dは、超音波を送信するとともにエコー信号を検出するためのメンブレンを有して構成されている。

【0019】

そして、図1に示す構成では、前記c-MUT素子2の一方の第1の電極2Bに、前記超音波観測装置3からのDCバイアス電圧（以下、単にバイアス電圧と称す）とRF信号の駆動信号である送信信号とが印加されるようになっている。

【0020】

つまり、前記第1の電極2Bは、信号線12によって前記超音波観測装置3の接続端子3aに接続されている。また、前記第2の電極2Dは、接地している。なお、少なくとも前記c-MUT素子2及び信号線12は、図示はしないが前記超音波プローブ2Xの、湾曲部及び可撓管部を有する挿入部内に設けられている。

10

【0021】

超音波観測装置3は、前記接続端子3aと、DCバイアス出力部5と、バイアス成分カット用コンデンサ6と、送信信号出力部7と、受信信号用アンプ8と、受信信号処理部9と、制御部10と、操作部11と、を有して構成されている。

【0022】

前記超音波観測装置3の内部において、前記接続端子3aは、信号線13を介してDCバイアス出力部5と、バイアス成分カット用コンデンサ6を介して送信信号出力部7とに接続される。

【0023】

DCバイアス出力部5は、前記c-MUT素子2の駆動に必要なバイアス電圧を生成し、この生成したバイアス電圧を、信号線13、接続端子3a、信号線12を介してc-MUT素子2の第1の電極2Bに出力する。このDCバイアス出力部5は、c-MUT素子2に印加する前記バイアス電圧を可変可能に構成される。なお、DCバイアス出力部5の他端は接地している。

20

【0024】

また、送信信号出力部7は、前記c-MUT素子2の駆動に必要なRF信号、つまり駆動信号である送信信号を生成し、この生成した送信信号を、信号線13、接続端子3a、信号線12を介してc-MUT素子2の第1の電極2Bに出力する。なお、送信信号出力部7の他端は接地している。

30

従って、図1に示す構成では、c-MUT素子2の第1の電極2Bに、バイアス電圧と送信信号とが印加されるようになっており、またこの場合、バイアス電圧が送信信号に重畳された形で印加されるようになっている。

【0025】

また、前記バイアス成分カット用コンデンサ6と送信信号出力部7との間の信号線13の中点は、該信号線13により、受信信号用アンプ8を介して受信信号処理部9に接続される。

【0026】

バイアス成分カット用コンデンサ6は、前記DCバイアス出力部5と前記送信信号出力部7との間に設けられている。そして、このバイアス成分カット用コンデンサ6は、バイアス電圧のDC成分が前記送信信号出力部7及び受信信号処理部9を含む送受信回路系に侵入しないようにする。

40

【0027】

バイアス電圧及び送信信号の印加によるc-MUT素子2の駆動によって得られた受信信号（エコー信号）は、バイアス成分カット用コンデンサ6を通り、受信信号用アンプ8によって増幅された後、受信信号処理部9に入力される。

【0028】

受信信号処理部9は、入力された受信信号に信号処理を施して超音波画像データを生成し、生成した超音波データを出力端子3bに出力する。この出力端子3bには、信号線14を介してモニタ4が接続されており、出力端子3bに出力された超音波画像データは、

50

該モニタ 4 によって表示される。

【 0 0 2 9 】

また、前記制御部 1 0 には、操作部 1 1 が接続される。この操作部 1 1 は、例えば、フリーズ解除キーやフリーズキー、送信開始 / 送信停止キーを含む各種操作キーを有して構成される。そしてこの操作部 1 1 は、この操作部 1 1 の各種操作キーによる操作により生成された操作信号である指示信号が供給される。例えば、操作部 1 1 は、フリーズ解除又はフリーズ開始を指示する指示信号、送信開始を指示する指示信号、及び送信停止を指示する指示信号等を前記制御部 1 0 に出力する。

【 0 0 3 0 】

前記制御部 1 0 は、この供給された指示信号に基づき、前記 D C バイアス出力部 5 と、前記送信信号出力部 7 と、前記受信信号処理部 9 とを制御が可能である。つまり、制御部 1 0 は、c - M U T 素子 2 に印加するバイアス電圧及び送信信号の出力（送信）タイミングと、該 c - M U T 素子 2 により得られた受信信号の処理のタイミングとを制御する。

10

【 0 0 3 1 】

次に、本実施の形態の超音波診断装置の作用について図 2 から図 4 を用いて説明する。

【 0 0 3 2 】

本実施の形態の超音波診断装置 1 では、前記制御部 1 0 は、前記操作部 1 1 から送信開始を指示する指示信号が入力された場合、バイアス電圧を出力した後、送信信号を出力し、前記操作部 1 1 から送信停止を指示する指示信号が入力された場合、前記送信信号の出力を停止してから、前記バイアス電圧の出力を停止するように前記 D C バイアス出力部 5 及び前記送信信号出力部 7 を制御する。

20

【 0 0 3 3 】

また、前記制御部 1 0 は、超音波診断装置 1 の電源投入時に、前記バイアス電圧を印加しないように前記 D C バイアス出力部 5 を制御する。

【 0 0 3 4 】

このような制御部 1 0 の装置起動時からの具体的な制御例を示すフローチャートを図 2 に示す。

【 0 0 3 5 】

いま、本実施の形態の超音波診断装置を用いて被検体の診断・診察を行うために図示しない電源スイッチをオンして電源を投入したとする。

30

【 0 0 3 6 】

すると、該超音波診断装置 1 の制御部 1 0 は、電源起動後、制御部 1 0 により図示しないメモリから図 2 に示す処理を行うためのプログラムを読み出して実行し、同時にフリーズモードを実行するように制御する。

【 0 0 3 7 】

このとき、超音波観測装置 3 は、電源起動後、フリーズモードが実行されるので、D C バイアス出力部 5 からのバイアス電圧が c - M U T 素子 2 に供給されない状態となる。すなわち、制御部 1 0 は、前記超音波診断装置 1 の電源投入時に、バイアス電圧を c - M U T 素子 2 に印加しないように D C バイアス出力部 5 を制御する。

40

【 0 0 3 8 】

そして、制御部 1 0 は、図 2 に示す処理を行うためのプログラムを実行すると、ステップ S 1 の判断処理にて、操作部 1 1 から供給される指示信号に基づき、該操作部 1 1 のフリーズ解除キーの操作（或いはフリーズキーの操作であっても良い）によってフリーズモードが解除されたか否かを判断する。

【 0 0 3 9 】

操作部 1 1 の操作によってフリーズモード解除が指示された場合、制御部 1 0 は、続くステップ S 2 で c - M U T 素子 2 が接続されていることを確認した後、ステップ S 3 の処理で c - M U T 素子 2 にバイアス電圧を出力するように D C バイアス出力部 5 を制御し、その後、ステップ S 4 の処理で、送信信号を出力するように送信信号出力部 7 を制御する。

50

【 0 0 4 0 】

なお、前記ステップ S 2 の c - M U T 素子 2 の接続の有無の判断は、例えば、c - M U T 素子 2 に流れる電流値を検出し、検出結果に基づき接続の有無を判断する、または、c - M U T 素子 2 を超音波プローブ形状に組み付け、このプローブに装置と接続するコネクタピンを設け、このピンのオープン/ショート状態により接続の有無を判断するような公知の技術等を用いて行えば良い。

【 0 0 4 1 】

このような電源起動時以降のバイアス電圧、送信信号の変化を図 3 に示す。なお、図 3 において、図 3 に示すバイアス電圧は D C バイアス出力部 5 の出力であるバイアス電圧を示し、図 3 に示す送信信号は送信信号出力部 7 の出力である送信信号を示し、図 3 に示す信号線 1 2 は c - M U T 素子 2 に接続した信号線 1 2 を介して印加する重畳信号を示している。

10

【 0 0 4 2 】

図 3 に示すように、例えば時刻 t 1 にてフリーズ解除がなされたとすると、制御部 1 0 により、D C バイアス出力部 5 がオンされる。すると、この D C バイアス出力部 5 は、図 3 のバイアス電圧に示すように、時刻 t 1 から時刻 t 2 までの間で、徐々にバイアス電圧値を上昇させ、時刻 t 2 にて予め設定された所定値となるようにバイアス電圧を出力する。

【 0 0 4 3 】

この時刻 t 1 から時刻 t 2 までの期間において、c - M U T 素子 2 の第 1 の電極 2 B に接続される信号線 1 2 を介して印加される信号のレベル変化は、図 3 の信号線 1 2 に示すように、ゼロのラインから、前記バイアス電圧の上昇分（図 3 のバイアス電圧参照）と同じ電圧分上昇したバイアス電圧分 B V まで上昇する。

20

【 0 0 4 4 】

その後、前記ステップ S 4 により送信信号を出力する場合、送信信号出力部 7 は、図 3 の送信信号に示すように、時刻 t 3 にて立ち上がり、時刻 t 4 にて立ち下がるようなタイミングで送信信号を出力する。

【 0 0 4 5 】

すると、このようなタイミングで送信信号を出力すると、前記信号線 1 2 には、図 3 の信号線 1 2 に示すように、時刻 t 3 と時刻 t 4 との間でバイアス電圧分 B V に前記送信信号を重畳した形の送信信号が出力される。

30

【 0 0 4 6 】

以降、このような図 3 の信号線 1 2 に示す送信信号が信号線 1 2 を介して c - M U T 素子 2 に出力することにより、該 c - M U T 素子 2 は第 2 の電極 2 D のメンブレンにより超音波を発生し、そして帰ってきたエコー信号を前記第 2 の電極 2 D のメンブレンにより検出し、前記超音波観測装置 3 へと出力する。これにより、入力された受信信号であるエコー信号は、超音波観測装置 3 の受信信号処理部 9 によって処理されることにより超音波画像データに変換され、その後モニタ 4 によって表示される。

【 0 0 4 7 】

再び、図 2 に戻り、制御部 1 0 は、前記ステップ S 4 の処理での送信信号の出力の継続中に、続くステップ S 5 による判断処理を行う。このステップ S 5 の判断処理では、操作部 1 1 から供給される指示信号に基づき、該操作部 1 1 のフリーズキーの操作によってフリーズモード実行の要求があったか否かを判断する。

40

【 0 0 4 8 】

操作部 1 1 の操作によってフリーズモード実行の要求の指示があった場合、制御部 1 0 は、続くステップ S 6 で送信信号の出力を停止するように送信信号出力部 7 を制御し、その後、ステップ S 7 の処理で c - M U T 素子 2 に出力しているバイアス電圧の出力を停止するように D C バイアス出力部 5 を制御する。

【 0 0 4 9 】

このようなフリーズモード実行時以降のバイアス電圧、送信信号の変化を図 4 に示す。

50

なお、図 4 において、図 4 に示すバイアス電圧は DC バイアス出力部 5 の出力であるバイアス電圧を示し、図 4 に示す送信信号は送信信号出力部 7 の出力である送信信号を示し、図 4 に示す信号線 1 2 は c - M U T 素子 2 に接続した信号線 1 2 を介して印加する重畳信号を示している。

【 0 0 5 0 】

図 4 に示すように、例えば、時刻 t 1 3 より前にフリーズモードが実行されたとすると、前記ステップ S 6 の処理により、出力していた送信信号の出力を停止するように送信信号出力部 7 が制御される。すると、この時刻 t 1 3 以降、図 4 の送信信号に示すように、送信信号は出力されない。

【 0 0 5 1 】

その後、ステップ S 7 の処理により、時刻 t 1 3 にて、DC バイアス出力部 5 がオフされる。すると、この DC バイアス出力部 5 は、図 4 のバイアス電圧に示すように、時刻 t 1 3 から時刻 t 1 4 までの間で、徐々にバイアス電圧分 B V を下降させ、時刻 t 1 4 にてゼロとなるようにバイアス電圧の出力を停止 (オフ) させる。

【 0 0 5 2 】

この時刻 t 1 3 から時刻 t 1 4 までの期間において、c - M U T 素子 2 の第 1 の電極 2 B に接続される信号線 1 2 を介して印加される信号のレベル変化は、図 4 の信号線 1 2 に示すように、バイアス電圧に重畳されていた送信信号 (図 4 の送信信号参照) が無くなり、そして、重畳されていたバイアス電圧分 B V 下降してゼロとなるようにバイアス電圧が無くなるという信号変化となる。

【 0 0 5 3 】

このようにして制御部 1 0 はフリーズモードを実行し、以降、処理をステップ S 1 に戻して再度、前記ステップ S 1 の判断処理を継続する。

【 0 0 5 4 】

以上説明したように制御部 1 0 は、フリーズモードが解除されると、バイアス電圧を印加してから、送信信号を出力し、そしてフリーズモードが実行されると、前記フリーズモードの解除とは逆の手順で、送信信号を停止してから、バイアス電圧の出力を停止する。すなわち、このような制御部 1 0 による処理手順により、c - M U T 素子 2 に対し DC バイアス電圧を印加しない状態で送信信号が出力されることを防止することができる。

【 0 0 5 5 】

従って、本実施の形態によれば、c - M U T 素子 2 に、バイアス電圧を印加しない状態では、正負の両極性の送信信号が送信されることはないので、上記したような簡単な制御により、c - M U T 素子 2 の破損を防止することができる。

【 0 0 5 6 】

(第 2 の実施の形態)

図 5 は本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。なお、図 5 に示す超音波診断装置は、前記第 1 の実施の形態の超音波診断装置と同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

前記第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 では、c - M U T 素子 2 の一方の電極、つまり第 1 の電極 2 B にバイアス電圧と送信信号とを印加するように構成したが、第 2 の実施の形態の超音波診断装置 1 A は、c - M U T 素子 2 の第 1 の電極 2 B にバイアス電圧を供給し、第 2 の電極 2 D に送信信号を供給するように構成している。つまり、c - M U T 素子 2 にバイアス電圧を供給する電極と送信信号を供給する電極とが別の場合の構成でも、前記第 1 の実施の形態と同様に適用できる。

【 0 0 5 7 】

具体的な構成を図 5 に示す。

【 0 0 5 8 】

図 5 に示す本実施の形態の超音波診断装置 1 A は、前記第 1 の実施の形態と同様の構成要素、すなわち、c - M U T 素子 2 を有する超音波プローブ 2 X と、超音波観測装置 3 A と、モニタ 4 とを有しているが、前記超音波プローブ 2 X の前記 c - M U T 素子 2 と超音

10

20

30

40

50

波観測装置 3 A との接続構成と、該超音波観測装置 3 A の内部構成が異なっている。

【 0 0 5 9 】

具体的には、図 5 に示すように、前記 c - M U T 素子 2 の一方の第 1 の電極 2 B に、前記超音波観測装置 3 からのバイアス電圧が印加され、他方の第 2 の電極 2 D には、送信信号が印加されるようになっている。

【 0 0 6 0 】

つまり、前記第 1 の電極 2 B は、信号線 1 2 によって前記超音波観測装置 3 の接続端子 3 a に接続されている。また、前記第 2 の電極 2 D は、新たに設けられた信号線 1 5 によって前記超音波観測装置 3 の接続端子 3 c に接続されている。

【 0 0 6 1 】

また、超音波観測装置 3 A は、前記第 1 の実施の形態と同様の構成要素を有して構成されているが、前記したように新たに接続端子 3 c を設けて構成されている。

【 0 0 6 2 】

前記超音波観測装置 3 A の内部において、前記接続端子 3 a は、信号線 1 3 を介して D C バイアス出力部 5 に接続される。また、前記接続端子 3 c は、信号線 1 3 A、受信信号用アンプ 8 を介して受信信号処理部 9 と、送信信号出力部 7 とに接続される。

【 0 0 6 3 】

D C バイアス出力部 5 は、前記 c - M U T 素子 2 の駆動に必要なバイアス電圧を生成し、この生成したバイアス電圧を、信号線 1 3、接続端子 3 a、信号線 1 2 を介して c - M U T 素子 2 の第 1 の電極 2 B に出力する。

【 0 0 6 4 】

また、送信信号出力部 7 は、前記 c - M U T 素子 2 の駆動に必要な R F 信号、つまり駆動信号である送信信号を生成し、この生成した送信信号を、信号線 1 3 A、接続端子 3 c、信号線 1 5 を介して c - M U T 素子 2 の第 2 の電極 2 D に出力する。

【 0 0 6 5 】

このような構成において、c - M U T 素子 2 の第 1 の電極 2 B 側からバイアス電圧を印加した状態で、第 2 の電極 2 D 側に送信信号を印加する。そして、得られたエコー信号（受信信号）は、受信信号用アンプ 8 により増幅されて、受信信号処理部 9 に入力される。

【 0 0 6 6 】

受信信号処理部 9 は、入力された受信信号に信号処理を施して超音波画像データを生成し、この生成した超音波画像データを出力端子 3 b に出力する。この出力端子 3 b には、信号線 1 4 を介してモニタ 4 が接続されており、出力端子 3 b に出力された超音波画像データは、該モニタ 4 によって表示される。

【 0 0 6 7 】

本実施の形態の超音波診断装置 1 A においても、c - M U T 素子 2 に印加するバイアス電圧及び送信信号の出力タイミングは、制御部 1 0 によって制御される。

【 0 0 6 8 】

前記制御部 1 0 には、前記第 1 の実施の形態と同様に操作部 1 1 が接続され、該制御部 1 0 は、この供給された指示信号に基づき、前記 D C バイアス出力部 5 と、前記送信信号出力部 7 と、前記受信信号処理部 9 とを制御する。

【 0 0 6 9 】

そして、前記制御部 1 0 は、前記第 1 の実施の形態と同様に、c - M U T 素子 2 に印加するバイアス電圧及び送信信号の送信タイミングと、該 c - M U T 素子 2 により得られた受信信号の処理のタイミングとを制御する。

【 0 0 7 0 】

すなわち、本実施の形態においても、c - M U T 素子 2 に印加するバイアス電圧及び送信信号の送信タイミングは、前記第 1 の実施の形態と同様に、前記制御部 1 0 によって制御される。

【 0 0 7 1 】

図 5 における電源起動時以降のバイアス電圧と送信信号の変化を図 6 に示す。c - M U T

10

20

30

40

50

素子 2 の第 1 電極 2 B に供給されるバイアス電圧供給用の信号線 1 2 の波形を図 6 のバイアス電圧に、一方、c - MUT素子 2 の第 2 電極 2 D に供給される送受信信号用の信号線 1 5 の波形を図 6 の送信信号に示す。操作部 1 1 により図 2 のステップ S 1 でフリーズ解除され、ステップ S 2 で c - MUT素子 2 が接続されていることを認識すると、ステップ S 3 で、制御部 1 0 より、DC バイアス出力部 5 がオンされ、図 6 のバイアス電圧に示すように、時刻 t 1 から時刻 t 2 にてあらかじめ設定した所定のバイアス電圧になるよう出力する。そして、図 2 のステップ S 4 で送信信号を出力することで、図 6 の送信信号に示すように、時刻 t 3 で立ち上がり、時刻 t 4 で立ち下がるような送信信号を出力する。

【0072】

一方、フリーズ要求があった場合のバイアス電圧と送信信号の変化を図 7 に示す。図 2 のステップ S 6 で送信信号を停止することで、図 7 の送信信号に示すように、送信信号が t 1 2 以降は出力されなくなる。そして図 2 のステップ S 7 のバイアス出力停止を図 7 のバイアス電圧に示すように、時刻 t 1 3 から時刻 t 1 4 までの間で、バイアス電圧を下降させ、時刻 t 1 4 でゼロになるようにバイアス電圧の出力を停止する。

10

【0073】

その他の構成・作用は、前記第 1 の実施の形態と同様である。

【0074】

従って、本実施の形態によれば、c - MUT素子 2 の第 1 の電極 2 B にバイアス電圧を供給し、第 2 の電極 2 D に送信信号を供給するように構成した場合でも、前記第 1 の実施の形態と同様に、c - MUT素子 2 に、バイアス電圧を印加しない状態で、送信信号が送信されることはないので、c - MUT素子 2 の破損を防止することができる。

20

【0075】

(第 3 の実施の形態)

図 8 及び図 9 は、本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 8 は第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図、図 9 は、図 8 の制御部の制御例を示すフローチャートである。なお、図 8 に示す超音波診断装置及び図 9 に示すフローチャートは、前記第 1 の実施の形態の超音波診断装置と同様の構成要素及び同一処理については同一の符号及びステップ S 番号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0076】

前記第 1 及び第 2 の実施の形態の超音波診断装置 1、1 A では、供給先である c - MUT素子 2 の動作状況に拘わらず、バイアス電圧を印加するために、状況によっては、超音波観測装置 3、3 A の回路側に負荷がかかる可能性がある。

30

【0077】

そこで、本実施の形態の超音波診断装置 1 B は、超音波観測装置 3 B の回路側に負荷がかかるのを防止するために、c - MUT素子 2 に印加するバイアス電圧を監視するためのバイアス電圧検出部 2 0 を設けて構成している。

【0078】

具体的な構成を図 8 に示す。

【0079】

図 8 に示す本実施の形態の超音波診断装置 1 B は、前記第 1 の実施の形態と同様の構成要素、すなわち、c - MUT素子 2 を有する超音波プローブ 2 X と、超音波観測装置 3 A と、モニタ 4 とを有しているが、前記超音波観測装置 3 A の内部に前記バイアス電圧検出部 2 0 が設けられている。

40

なお、前記バイアス電圧検出部 2 0 以外の構成は、前記第 1 の実施の形態と同様である。すなわち、c - MUT素子 2 及び前記超音波観測装置 3 B は、前記第 1 の実施の形態と同様に構成され、また同様に接続されている。

【0080】

そして、本実施の形態では、前記バイアス電圧検出部 2 0 入力端が、図 8 に示すように、DC バイアス出力部 5 の出力端に接続されるとともに、該バイアス電圧検出部 2 0 の出力端が前記制御部 1 0 に接続される。

50

【 0 0 8 1 】

このバイアス電圧検出部 20 は、前記 DC バイアス出力部 5 の出力であるバイアス電圧値を検出し、検出したバイアス電圧値を前記制御部 10 に出力する。

【 0 0 8 2 】

本実施の形態の超音波診断装置 1B においても、c - MUT 素子 2 に印加するバイアス電圧及び送信信号の出力タイミングは、前記第 1 の実施の形態と同様のタイミングとなるように制御部 10 によって制御される。

【 0 0 8 3 】

また、制御部 10 は、内部に図示はしないがメモリを有し、このメモリには、予め設定された DC バイアス電圧規定値（閾値）が記憶されている。この DC バイアス電圧規定値は、c - MUT 素子 2 が正常に動作するのに好適な電圧値である。勿論、使用する c - MUT 素子 2 の種類に応じて、前記 DC バイアス電圧規定値を自在に設定変更可能である。

10

【 0 0 8 4 】

本実施の形態において、前記制御部 10 は、前記 c - MUT 素子 2 に DC バイアス電圧を印加している間、前記バイアス電圧検出部 20 からの検出結果と、正常に動作させるための前記バイアス電圧規定値との比較を行い、前記バイアス電圧検出部 20 からの検出結果が前記バイアス電圧規定値を超えた場合にはこの旨を示すエラーメッセージ等の表示をモニタ 4 に表示させるように制御する。

このようにして、c - MUT 素子 2 に正常な DC バイアス電圧が出力されていることを監視するようにしている。

20

【 0 0 8 5 】

次に、本実施の形態超音波診断装置の作用について図 9 を用いて説明する。

【 0 0 8 6 】

本実施の形態における制御部 10 の装置起動時からの具体的な制御例を示すフローチャートを図 9 に示す。

【 0 0 8 7 】

いま、本実施の形態の超音波診断装置 1B を用いて被検体の診断・診察を行うために図示しない電源スイッチをオンして電源を投入したとする。

すると、該超音波診断装置 1B の制御部 10 は、電源起動後、制御部 10 により図示しないメモリから図 9 に示す処理を行うためのプログラムを読み出して実行し、同時にフリーズモードを実行するように制御する。

30

【 0 0 8 8 】

このとき、超音波観測装置 3 は、電源起動後、フリーズモードが実行されるので、DC バイアス出力部 5 からのバイアス電圧が c - MUT 素子 2 に供給されない状態となる。すなわち、制御部 10 は、前記超音波診断装置 1 の電源投入時に、ステップ S 10 の処理により、バイアス電圧を c - MUT 素子 2 に印加しないように DC バイアス出力部 5 を制御する。

【 0 0 8 9 】

そして、制御部 10 は、前記第 1 の実施の形態と同様にステップ S 1 の判断処理にて、操作部 11 から供給される指示信号に基づき、該操作部 11 のフリーズ解除キーの操作（或いはフリーズキーの操作であっても良い）によってフリーズモードが解除されたか否かを判断する。

40

【 0 0 9 0 】

操作部 11 の操作によってフリーズモード解除が指示された場合、制御部 10 は、続くステップ S 2 で c - MUT 素子 2 が接続されていることを確認した後、ステップ S 3 の処理で c - MUT 素子 2 にバイアス電圧を出力するように DC バイアス出力部 5 を制御し、その後、処理をステップ S 11 の判断処理に移行する。

【 0 0 9 1 】

前記ステップ S 2 の判断処理で、c - MUT 素子 2 が接続されてないと判断した場合、制御部 10 は、続くステップ S 12 の処理で、c - MUT 素子 2 が接続されてない旨を示

50

す表示をモニタ4の画面に表示した後、処理を前記ステップS1に戻す。

【0092】

なお、本実施の形態の超音波診断装置は、c-MUT素子2以外の圧電型超音波振動子の接続も可能である。このため、前記ステップS2の処理でc-MUT素子2と圧電型超音波振動子とのどちらかが接続されているのかを検出し、前記ステップS12の処理で、いずれかの超音波振動子が接続されているのかを示す接続状態を前記モニタ4の画面に表示させても良い。

【0093】

ステップS11の判断処理では、制御部10は、前記バイアス電圧検出部20からの検出結果と、正常に動作させるための前記バイアス電圧規定値との比較を行い、前記バイアス電圧検出部20からの検出結果が正常であるか否かを判断する。

10

【0094】

この場合、前記バイアス電圧検出部20からの検出結果が前記バイアス電圧規定値と同じあるいは以下である場合には正常であると判断し、逆に、超えた場合には正常でないものと判断する。

【0095】

この場合、前記バイアス電圧検出部20からの検出結果が正常でないものと判断した場合には、制御部10は、前記ステップS12の処理にて、DCバイアス電圧が前記バイアス電圧規定値よりも大きく正常でない値であることを示すエラーメッセージ等の表示をモニタ4の画面に表示させるように制御した後、処理を前記ステップS1に戻す。

20

【0096】

一方、前記バイアス電圧検出部20からの検出結果が正常であると判断した場合には、制御部10は、続くステップS4の処理で、送信信号を出力するように送信信号出力部7を制御する。

【0097】

そして、制御部10は、前記ステップS4の処理での送信信号の出力の継続中に、続くステップS5による判断処理を行う。このステップS5の判断処理では、操作部11から供給される指示信号に基づき、該操作部11のフリーズキーの操作によってフリーズモード実行の要求があったか否かを判断する。

【0098】

操作部11の操作によってフリーズモード実行の要求の指示があった場合、制御部10は、続くステップS6で送信信号の出力を停止するように送信信号出力部7を制御し、その後、ステップS7の処理でc-MUT素子2に出力しているバイアス電圧の出力を停止するようにDCバイアス出力部5を制御する。

30

【0099】

なお、c-MUT素子2に印加するバイアス電圧及び送信信号の出力タイミングは、前記第1の実施の形態と同様に制御される。

【0100】

このようにして制御部10はフリーズモードを実行し、以降、処理をステップS1に戻して再度、前記ステップS1の判断処理を継続する。

40

【0101】

なお、このフローチャートには示していないが、DCバイアス電圧検出部20は、c-MUT素子2にバイアス電圧を印加している間の他に、c-MUT素子2により超音波を発生している間(走査中)に動作させても良い。それによって、バイアス電圧規定値を超えるまたは設定値とは異なるDCバイアス電圧となった場合は、モニタ4の画面にエラーメッセージを表示し、フリーズモード要求と同様に、送信出力の停止後、DCバイアス電圧を下げて停止させるという制御手順で、フリーズモードを実行しても良い。

【0102】

また、前記制御部10の制御によって、DCバイアス電圧検出部20からの検出結果とバイアス電圧規定値との比較結果に基づき、エラーメッセージなどの表示をモニタ4の画

50

面に表示させていたが、これに限定されることはない。

例えば、制御部10は、前記DCバイアス電圧検出部20からの検出結果に基づき、前記DCバイアス出力部5によるバイアス電圧の出力状態を、常に前記モニタ4の画面に表示させるように制御して、c-MUT素子2に印加するバイアス電圧の監視を行うようにしても良い。

【0103】

従って、本実施の形態によれば、前記第1の実施の形態と同様の効果が得られる他に、c-MUT素子2に印加するバイアス電圧を監視するためのバイアス電圧検出部20を設けて構成したことにより、バイアス電圧の印加により、超音波観測装置3Bの回路側に負担がかかるのを防止することができる。

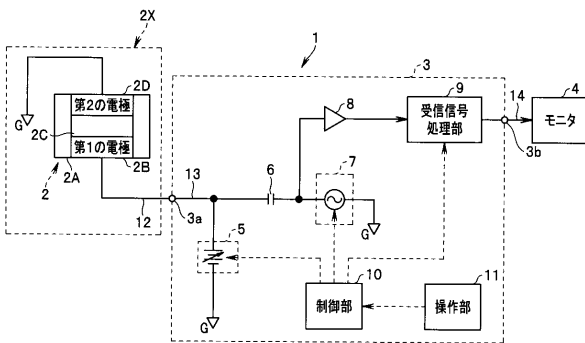
【0104】

本発明は、上述した実施の形態及び変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

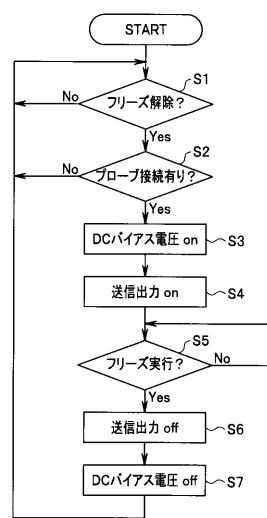
【0105】

本出願は、2010年4月12日に日本国に出願された特願2010-91672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、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

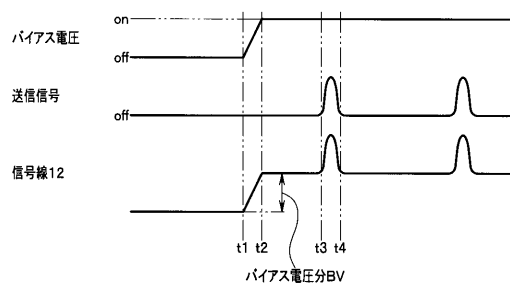
【図1】



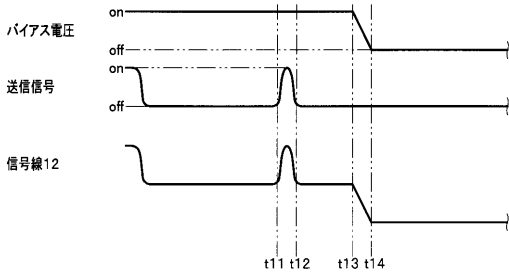
【図2】



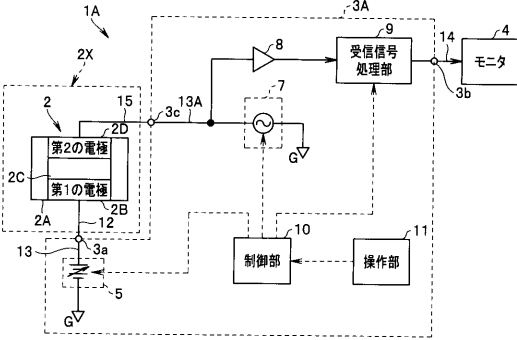
【図3】



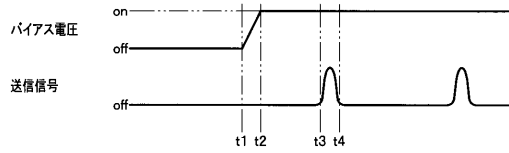
【 図 4 】



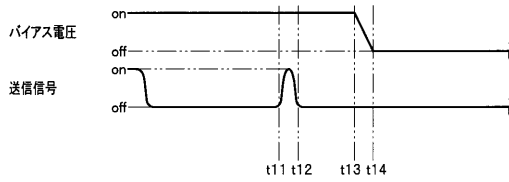
【 図 5 】



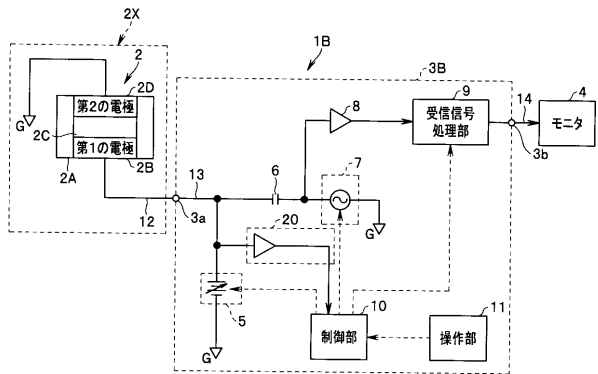
【 図 6 】



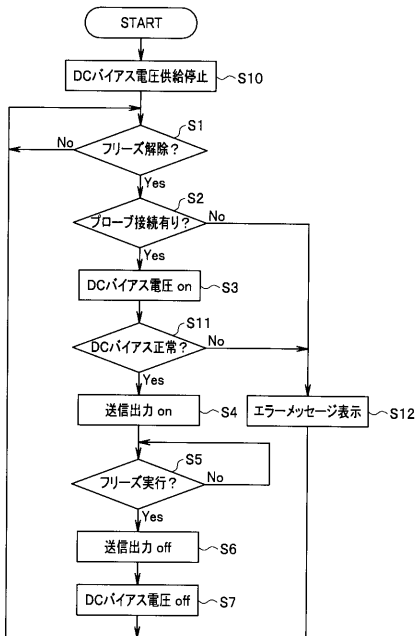
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【手続補正書】

【提出日】平成23年8月23日(2011.8.23)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

本発明の一態様の超音波診断装置は、印加するバイアス電圧に応じて感度の制御が可能な静電容量型超音波振動子を有する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置において、前記静電容量型超音波振動子に印加する前記バイアス電圧を可変可能なバイアス電圧出力部と、前記静電容量型超音波振動子に超音波送信信号を出力する送信信号出力部と、前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを含む前記超音波診断装置を指示する指示信号を出力する操作部と、前記操作部からの指示信号に基づいて、前記バイアス電圧及び前記送信信号の出力タイミングを制御するもので、前記バイアス電圧を出力してから前記超音波信号を出力し、或いは前記超音波信号の出力を停止してから前記バイアス電圧の出力を停止するように前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを制御する制御部と、を具備し、前記超音波診断装置は、バイアス電圧制御を必要としない圧電型超音波振動子の接続が可能であって、前記静電容量型超音波振動子により受信した受信信号に基づく超音波画像を表示する表示部を有し、前記制御部は、前記圧電型超音波振動子と前記静電容量型超音波振動子のどちらかが接続されているのかを示す接続状態を前記表示部に表示させる。

【手続補正2】

【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】

印加するバイアス電圧に応じて感度の制御が可能な静電容量型超音波振動子を有する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置において、

前記静電容量型超音波振動子に印加する前記バイアス電圧を可変可能なバイアス電圧出力部と、

前記静電容量型超音波振動子に超音波送信信号を出力する送信信号出力部と、

前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを含む前記超音波診断装置を指示する指示信号を出力する操作部と、

前記操作部からの指示信号に基づいて、前記バイアス電圧及び前記送信信号の出力タイミングを制御するもので、前記バイアス電圧を出力してから前記超音波信号を出力し、或いは前記超音波信号の出力を停止してから前記バイアス電圧の出力を停止するように前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを制御する制御部と、

を具備し、

前記超音波診断装置は、バイアス電圧制御を必要としない圧電型超音波振動子の接続が可能であって、前記静電容量型超音波振動子により受信した受信信号に基づく超音波画像を表示する表示部を有し、

前記制御部は、前記圧電型超音波振動子と前記静電容量型超音波振動子のどちらかが接続されているのかを示す接続状態を前記表示部に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記操作部は、少なくとも前記送信信号出力部による前記超音波送信信号の送信開始及び送信停止を指示する指示信号を出力するものであって、

前記制御部は、前記操作部から送信開始を指示する指示信号が入力された場合、前記バイアス電圧を出力した後、前記超音波送信信号を出力し、前記操作部から送信停止を指示する指示信号が入力された場合、前記超音波送信信号の出力を停止してから、前記バイアス電圧の出力を停止するように前記バイアス電圧出力部と前記送信信号出力部とを制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記超音波診断装置の電源投入時に、前記バイアス電圧を印加しないように前記バイアス電圧出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記操作部から送信開始を指示する指示信号が入力されたときに、前記静電容量型超音波振動子が接続されていない場合には、前記バイアス電圧を印加しないように前記バイアス電圧出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記静電容量型超音波振動子から超音波を送信している間、前記静電容量型超音波振動子に印加しているバイアス電圧が規定値であることを監視するためのバイアス電圧検出部を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記バイアス電圧出力部による前記バイアス電圧の出力状態を前記表示部に表示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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/059080
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(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) A61B8/00 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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2006-319713 A (Olympus Medical Systems Corp.), 24 November 2006 (24.11.2006), paragraphs [0111] to [0122]; fig. 15 (Family: none)	1-4 6 5,7
Y	JP 2008-136725 A (Hitachi Medical Corp.), 19 June 2008 (19.06.2008), paragraph [0029] (Family: none)	6
A	JP 2009-279033 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraph [0039] (Family: none)	1-7
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 27 May, 2011 (27.05.11)		Date of mailing of the international search report 07 June, 2011 (07.06.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/059080									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(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 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011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 2006-319713 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.11.24, 段落 111-122、図 15 (ファミリーなし)	1-4 6 5,7									
Y	JP 2008-136725 A (株式会社日立メディコ) 2008.06.19, 段落 29 (ファミリーなし)	6									
A	JP 2009-279033 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2009.12.03, 段落 39 (ファミリーなし)	1-7									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> 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 27.05.2011		国際調査報告の発送日 07.06.2011									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 富永 昌彦	2Q 4461								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

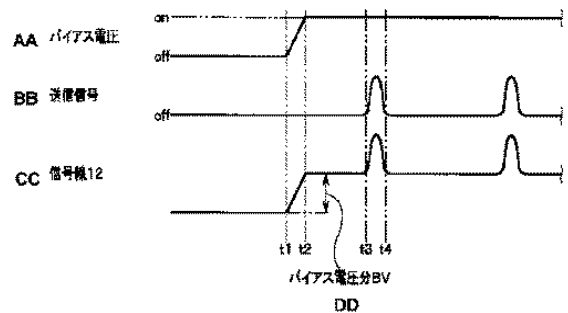
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2011129326A1	公开(公告)日	2013-07-18
申请号	JP2011535830	申请日	2011-04-12
[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	奥野喜之		
发明人	奥野 喜之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/00 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/54 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE16 4C601/GB14 4C601/HH01 4C601/HH02		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010091672 2010-04-12 JP		
其他公开文献	JP4855558B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置1能够连接具有能够根据施加的偏压来控制灵敏度的c-MUT元件2的超声波探头2X，DC偏压输出部5以及发送信号。它具有输出单元7，操作单元11和控制单元10。然后，当从操作单元11输入用于指示发送开始的指示信号时，控制单元10在施加偏置电压之后输出超声发送信号，并停止从操作单元11进行发送。当输入要指示的指令信号时，控制DC偏置输出单元5和发送信号输出单元7，使得停止超声发送信号的输出，然后停止施加偏置电压。

【図3】



- AA Bypass voltage
- BB Transmission signal
- CC Signal line 12
- DD Bypass voltage component (BV)