

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5087722号
(P5087722)

(45) 発行日 平成24年12月5日(2012.12.5)

(24) 登録日 平成24年9月14日(2012.9.14)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-529838 (P2012-529838)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成23年11月16日(2011.11.16)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2011/076391</p> <p>(87) 国際公開番号 W02012/090611</p> <p>(87) 国際公開日 平成24年7月5日(2012.7.5)</p> <p>審査請求日 平成24年6月28日(2012.6.28)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2010-293550 (P2010-293550)</p> <p>(32) 優先日 平成22年12月28日(2010.12.28)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 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4番2号</p> <p>(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進</p> <p>(72) 発明者 小室 雅彦 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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>審査官 宮澤 浩</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【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が接続可能な超音波観測装置であって、

前記静電容量型超音波振動子に対して超音波を送信させるための送信信号を出力する信号処理を行う送信部と、

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対して超音波画像として表示するための信号処理を行う受信部と、

前記静電容量型超音波振動子に印加するバイアス電圧を変更可能に出力するバイアス電圧出力部と、

前記静電容量型超音波振動子の超音波の走査に対応した超音波画像を表示する画像モードの指示設定を行う画像モード設定部と、

前記送信信号又は前記受信信号の信号処理に対するパラメータの指示設定を行うパラメータ設定部と、

前記画像モード設定部及び前記パラメータ設定部とを含み、前記画像モード及び前記パラメータの指示設定に対応した指示信号を出力する操作部と、

前記操作部からの前記指示信号に基づいて、前記バイアス電圧を制御する制御部と、を具備し、

前記画像モードは、前記受信信号の位置及び振幅に対応した輝度を画像化して表示するBモード、又はドップラ現象を利用したドップラ画像として表示するドップラモードを指

示設定するものであって、

前記パラメータ設定部は、前記パラメータとして、前記受信信号に対するゲイン、前記超音波画像が表示される表示レンジ、前記静電容量型超音波振動子から送信する超音波がフォーカスする焦点距離、前記ドップラモードで送信する場合の前記送信信号の波数、前記超音波プローブの走査方式の種類、前記超音波プローブが電子走査方式の場合における同時に駆動する前記静電容量型超音波振動子の素子数における少なくとも1つの指示設定を行うものであって、

前記制御部は、前記画像モード設定部から指示された画像モード、及び前記パラメータ設定部からの前記パラメータの指示設定に応じて、前記送信信号に同期して前記バイアス電圧を制御し、

10

更に前記制御部は、前記ドップラモードが指示設定された場合には、前記静電容量型超音波振動子からの距離が近距離から遠距離に至る受信期間において一定の値となるように前記バイアス電圧を制御し、前記画像モード設定部から前記Bモードが指示設定された場合には、近距離から遠距離になるに従い、前記受信期間における前記バイアス電圧の値を大きくするように可変制御することを特徴とする超音波観測装置。

【請求項2】

前記制御部は、前記画像モード設定部から前記ドップラモードが指示設定された場合、前記パラメータ設定部からの前記送信信号の波数のパラメータの指示設定に応じて、前記バイアス電圧を可変設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項3】

20

前記制御部は、前記画像モード設定部から前記ドップラモードが指示設定された場合、前記パラメータ設定部からの前記送信信号の波数のパラメータの指示設定における前記受信信号の波数が小さい程、前記受信期間における前記バイアス電圧の値を大きくするように可変制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項4】

前記制御部は、前記パラメータ設定部から前記焦点距離のパラメータが指示設定された場合には、前記焦点距離を含む該焦点距離付近に対応した受信期間においては、該焦点距離付近以外の受信期間よりも前記バイアス電圧の値を大きくするように制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項5】

30

前記制御部は、前記パラメータ設定部から前記焦点距離のパラメータが指示設定された場合には、前記焦点距離を含む該焦点距離付近に対応した受信期間においては、該焦点距離付近以外の受信期間よりも前記バイアス電圧の値を大きくするように制御することを特徴とする請求項3に記載の超音波観測装置。

【請求項6】

前記パラメータ設定部は、前記パラメータとして、さらに前記送信信号の周波数の指示設定を行い、前記制御部は、前記指示設定された周波数に応じて前記送信信号に同期して前記バイアス電圧を可変制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項7】

前記パラメータ設定部は、前記パラメータとして、さらに前記送信信号の周波数の指示設定を行い、前記制御部は、前記指示設定された周波数に応じて前記送信信号に同期して前記バイアス電圧を可変制御することを特徴とする請求項3に記載の超音波観測装置。

40

【請求項8】

超音波による観測対象組織としての複数の臓器又は生体部位と、対応する超音波特性とを関連付けて記憶する記憶部を更に有すると共に、前記操作部は実際に超音波による観測を行う臓器又は生体部位を選択する選択部を更に有し、前記制御部は、前記選択部から選択された前記臓器又は前記生体部位の超音波特性に応じて前記送信信号に同期して前記バイアス電圧を可変制御することを特徴とする請求項7に記載の超音波観測装置。

【請求項9】

前記制御部は、指示設定された周波数が高い程、前記受信期間における前記バイアス電

50

圧の値を大きくするように可変制御することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記制御部は、表示レンジが指示設定された場合、前記指示設定された表示レンジ内部に対応した受信期間においては、前記表示レンジの外部に対応した受信期間よりも前記バイアス電圧の値を大きくするように可変制御することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

さらに、前記静電容量型超音波振動子を有する機械走査方式の超音波プローブと、複数の前記静電容量型超音波振動子を有する電子走査方式の超音波プローブとを選択的に着脱自在に接続する第 1 の接続部及び第 2 の接続部を有し、

前記送信部は、機械走査方式の前記超音波プローブに設けられた前記静電容量型超音波振動子に対する前記送信信号を生成する第 1 送信部と、電子走査方式の前記超音波プローブに設けられた前記複数の静電容量型超音波振動子に対する前記送信信号を生成する第 2 送信部と、

前記受信部は、機械走査方式の超音波プローブに設けられた前記静電容量型超音波振動子による前記受信信号に対する信号処理を行う第 1 受信部と、電子走査方式の超音波プローブに設けられた前記複数の静電容量型超音波振動子による前記受信信号に対する信号処理を行う第 2 受信部とを有することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記第 2 送信部は、前記複数の静電容量型超音波振動子の全素子数以下となる所定数の静電容量型超音波振動子を同時に駆動可能とする所定数の送信信号を発生する所定数の送信回路を有すると共に、

前記第 2 受信部は、前記複数の静電容量型超音波振動子の全素子数以下となる所定数の静電容量型超音波振動子により受信した所定数の受信信号に対する信号処理を同時に可能とする所定数の受信回路を有することを特徴とする請求項 11 に記載の超音波観測装置。

【請求項 13】

前記受信信号に対する 1 を超えるゲインが指示設定された場合、前記受信信号を増幅するアンプによる利得の増大よりも、前記バイアス電圧の許容範囲内において前記バイアス電圧による感度の増大を優先して行う感度優先設定部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 14】

前記受信信号に対する 1 を超えるゲインが指示設定された場合、前記受信信号を増幅するアンプによる利得の増大よりも、前記バイアス電圧の許容範囲内において前記バイアス電圧による感度の増大を優先して行う感度優先設定部を有することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波観測装置。

【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用いて超音波画像を生成する超音波観測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波振動子を有する超音波プローブを用いて、体腔内における患部等に対する超音波画像を表示することができる超音波観測装置又は超音波診断装置が広く用いられるようになった。

また、電子・電気機器における特定有害物質の使用制限についての欧州連合(EU)による指令としての RoHS に対応がし易く、かつ広帯域の特性を有する静電容量型超音波振動子(C-MUT という)が注目されるようになっている。

例えば、第 1 の従来例としての WO 2006/041114 号公報の超音波観測装

10

20

30

40

50

置においては、送信時には基準感度を与えるDCバイアス電圧を印加し、受信時にはDCバイアス電圧を時間経過と共に可変制御することが開示されている。なお、以下ではDCバイアス電圧が時間的に変化するため、単にバイアス電圧を用いた記載とする。

【0003】

また、第2の従来例としての日本国特開2006-122344号公報の超音波観測装置では、受信期間における近距離から遠距離に従ってバイアス電圧を漸次高く可変制御する内容が開示されている。

また、第3の従来例としての米国特許6,795,374号公報では、超音波の走査に対応した画像モードの機能に応じて、バイアス電圧を可変制御する内容が開示されている。

10

【0004】

しかしながら、上述した3つの従来例は、バイアス電圧の可変制御に関しては、パラメータのより詳細な設定に適切に対応することを開示していない。

超音波観測装置においては、超音波の走査に対応した画像モードの他にゲイン、表示レンジ、焦点距離（焦点深さ）等のパラメータが可変設定される。このため、これらのパラメータの設定にも対応して、より適切にバイアス電圧を可変制御することが望まれるが、上述した従来例においては、このような詳細な設定を開示していない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、超音波の走査モードに対応した画像モードの他に、各種のパラメータの設定に対応してバイアス電圧を可変制御して超音波画像を生成することができる超音波観測装置を提供することを目的とする。

20

【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超音波観測装置は、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が接続可能な超音波観測装置であって、前記静電容量型超音波振動子に対して超音波を送信させるための送信信号を出力する信号処理を行う送信部と、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対して超音波画像として表示するための信号処理を行う受信部と、前記静電容量型超音波振動子に印加するバイアス電圧を変更可能に出力するバイアス電圧出力部と、前記静電容量型超音波振動子の超音波の走査に対応した超音波画像を表示する画像モードの指示設定を行う画像モード設定部と、前記送信信号又は前記受信信号の信号処理に対するパラメータの指示設定を行うパラメータ設定部と、前記画像モード設定部及び前記パラメータ設定部とを含み、前記画像モード及び前記パラメータの指示設定に対応した指示信号を出力する操作部と、

30

前記操作部からの前記指示信号に基づいて、前記バイアス電圧を制御する制御部と、を具備し、前記画像モードは、前記受信信号の位置及び振幅に対応した輝度を画像化して表示するBモード、又はドップラ現象を利用したドップラ画像として表示するドップラモードを指示設定するものであって、前記パラメータ設定部は、前記パラメータとして、前記受信信号に対するゲイン、前記超音波画像が表示される表示レンジ、前記静電容量型超音波振動子から送信する超音波がフォーカスする焦点距離、前記ドップラモードで送信する場合の前記送信信号の波数、前記超音波プローブの走査方式の種類、前記超音波プローブが電子走査方式の場合における同時に駆動する前記静電容量型超音波振動子の素子数における少なくとも1つの指示設定を行うものであって、前記制御部は、前記画像モード設定部から指示された画像モード、及び前記パラメータ設定部からの前記パラメータの指示設定に応じて、前記送信信号に同期して前記バイアス電圧を制御し、更に前記制御部は、前記ドップラモードが指示設定された場合には、前記静電容量型超音波振動子からの距離が近距離から遠距離に至る受信期間において一定の値となるように前記バイアス電圧を制御し、前記画像モード設定部から前記Bモードが指示設定された場合には、近距離から遠距離になるに従い、前記受信期間における前記バイアス電圧の値を大きくするように可変制御する。

40

50

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態を備えた超音波診断装置の全体を示す図。

【図2】図2は図1における超音波プローブ及び超音波観測装置の内部構成を示す図。

【図3】図3は送信信号に同期してゲイン及び表示レンジに応じて設定されるバイアス電圧の波形例を示す図。

【図4】図4は送信信号に同期して焦点距離に応じて設定されるバイアス電圧の波形例を示す図。

【図5】図5は本発明の第2の実施形態を備えた超音波診断装置の構成を示す図。

【図6】図6は電子走査方式における送信信号と、送信信号に同期して素子数に応じて設定されるバイアス電圧の波形例を示す図。 10

【図7】図7はドップラモードが選択された場合のB - モードの送信信号と共に、ドップラモードの送信信号の波数に応じてバイアス電圧が可変設定される場合の波形例を示す図。

【図8】図8は図5における一部の構成を変形した変形例における観測装置の一部を示す図。

【図9】図9はアンプによる利得よりも感度を優先した場合のゲイン制御の処理内容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】

【0007】 20

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の実施形態を備えた超音波診断装置1は、体腔内等に挿入される機械走査方式の超音波プローブ2と、この超音波プローブ2が着脱自在に接続される超音波観測装置(以下、単に観測装置)3と、超音波画像を表示するモニタ4とを有する。

超音波プローブ2は、体腔内等に挿入される細長の挿入部5と、この挿入部5の後端に設けられ、術者等の操作者が把持する把持部6と、この把持部6から延出されたケーブル部7とを有し、このケーブル部7の端部には、観測装置3のコネクタ受け8a(図2参照)に着脱自在に接続されるコネクタ7aが設けられている。 30

この挿入部5の先端部5aの内部には、印加する直流(DC)の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(以下C - MUTと略記)9が配置されている。このC - MUT9は、挿入部5内を挿通された可撓性の中空シャフト11の先端に取り付けられ、この中空シャフト11の後端は把持部6内に配置された、回転駆動する回転駆動部12に連結されている。

【0008】

図2に示すようにこのC - MUT9は、例えばシリコンの基板を用いて空洞が形成され、空洞に対向する2つの基板面にはそれぞれ電極13, 14が設けられており、一方の基板面に、両電極13, 14間の静電気力により振動する膜を形成することにより、この一方の基板面は超音波を送信及び受信する送受信面となる。 40

また、この送受信面の上に、音響レンズ15が取り付けられ、この送受信面から送信される超音波は、この音響レンズ15によってC - MUT9から所定の距離、つまり焦点距離においてフォーカスするように設定される。

なお、音響レンズ15によりフォーカスする焦点距離は、超音波プローブ2の種類に応じて設定される。また、各超音波プローブ2における例えばコネクタ7a内には、各超音波プローブ2を識別する固有の識別情報(ID)を発生する識別情報発生部としてのID部16が設けられている。

【0009】

上記回転駆動部12の回転と共に中空シャフト11も回転し、中空シャフト11の先端に取り付けられたC - MUT9も回転し、C - MUT9は中空シャフト11を回転の中心 50

軸として送受信面及び音響レンズ15を経て超音波を放射状に送信すると共に、送信された超音波を受信する。このため、本実施形態の超音波プローブ2は、C-MUT9が機械的に回転駆動されることにより超音波をラジアル走査する機械的走査方式の超音波プローブとなる。

なお、図2に示すように中空シャフト11の後端付近には、C-MUT9の両電極13、14と接続されて、中空シャフト内を挿通された(C-MUT9と共に)信号線17a、17bに電氣的に接続された回転される接点(ロータ側接点)を、回転されない接点(ステータ側接点)に電氣的に接続するためのスリプリング部18が設けてある。

【0010】

また、図2に示すように観測装置3は、C-MUT9に対して、このC-MUT9から超音波を送信させるための送信信号を出力する信号処理を行う送信部21と、C-MUT9による受信により生成された受信信号としての超音波エコー信号を増幅するアンプ22と、増幅された受信信号に対して超音波画像として表示するための信号処理を行う受信信号処理部としての受信部23とを有する。なお、図2では受信部23が、アンプ22を含まない例で示しているが、受信部23がアンプ22を含む構成であっても良い。

また、この観測装置3は、C-MUT9に対して超音波の送受信を行う場合、C-MUT9に対して印加する(単極性の)バイアス電圧を出力(又は発生)するバイアス電圧出力部24と、上記回転駆動部12を電氣的に駆動する回転駆動信号を生成する駆動信号生成部25とを有する。

【0011】

また、この観測装置3は、送信部21、アンプ22、受信部23、バイアス電圧出力部24、駆動信号生成部25の動作を制御する制御部26と、操作者が走査モードに対応した画像モードと、パラメータの指示設定(指示入力)とを行う操作部27と、ID部16の固有の識別情報(ID)を検出するID検出部30とを有する。操作部27からの指示信号と、ID検出部30のID検出信号は制御部26に入力される。

また、この観測装置3には、基準のクロックを発生するクロック発生部31が設けてあり、クロック発生部31は、観測装置3内の送信部21、受信部23、駆動信号生成部25、制御部26等の各部にクロックを供給し、各部はクロックに同期して動作する。

操作部27には、走査モードに対応した超音波画像を表示する画像モードの指示設定を行う画像モード設定部28と、受信信号に対するゲインの設定等の各種のパラメータの指示設定を行うパラメータ設定部29とが設けてある。

【0012】

画像モード設定部28には、受信信号の位置及び振幅に対応した輝度を画像化して表示するBモードを指示設定するBモード設定部28aが設けてある。本実施形態においては、機械走査方式の超音波プローブ2に対する観測装置3であるため、画像モード設定部28には、Bモード設定部28aのみが設けてある。

後述する第2の実施形態で説明するように電子走査方式にした場合の観測装置3Bでは、Bモード設定部28aの他に、血液部分のように動きを有する観測対象部分からの受信信号における周波数変化(つまりドップラ現象)部分に対応した超音波画像をドップラ画像として表示するドップラモードの指示設定するドップラモード設定部28bを備える。

また、パラメータ設定部29には、アンプ22等による受信信号に対するゲイン(利得)、超音波画像を表示する範囲としての表示レンジ、C-MUT9から送信した超音波がフォーカスする距離としての焦点距離、送信信号の送信パルスの波数、超音波プローブの種類、をそれぞれ指示設定するゲインパラメータ設定部29aと、表示レンジパラメータ設定部29bと、焦点距離パラメータ設定部29cと、(送信信号)波数パラメータ設定部29dと、超音波プローブ種類パラメータ設定部29eとが設けてある。

【0013】

そして、制御部26は、操作部27からの指示信号に対応して、送信部21、アンプ22、受信部23、バイアス電圧出力部24、駆動信号生成部25の動作を制御する。この

10

20

30

40

50

場合、制御部 26 は、操作部 27 における画像モード設定部 28 から少なくとも 1 つの画像モードと、パラメータ設定部 29 による少なくとも 1 つのパラメータとに応じて、バイアス電圧出力部 24 によるバイアス電圧と、送信信号の出力タイミングに同期してバイアス電圧の出力タイミングとを制御する。

また、制御部 26 は、ID 部 16 の固有の識別情報により、観測装置 3 に実際に接続された超音波プローブ 2 の種類（換言するとこの超音波プローブ 2 に搭載（内蔵）されている C - M U T 9 の種類と、機械走査方式であるか電子走査方式であるか等の情報）を、ID 検出部 30 を介して取得する。

【0014】

そして、制御部 26 は、取得した情報に応じて、駆動信号生成部 25 の動作と送信部 21 及び受信部 23 の動作を制御する。具体的には、制御部 26 は、超音波プローブ 2 に搭載（内蔵）されている C - M U T 9 のサイズや超音波の送受信特性（つまり C - M U T 9 の種類）に応じて、バイアス電圧出力部 24 によるバイアス電圧及び出力タイミングを制御する。また、機械走査方式であるか電子走査方式であるかの場合にも、C - M U T のサイズなどに応じて、バイアス電圧出力部 24 によるバイアス電圧及び出力タイミングを制御する。

上記送信部 21 の一方の出力端は、観測装置 3 内の信号線 32，超音波プローブ 2 内の信号線 17a を経て C - M U T 9 の一方の電極 13 に印加される。送信部 21 の他方の出力端は、グラウンドに接続される（図示略）。また、C - M U T 9 の他方の電極 14 に接続された信号線 17b は、観測装置 3 内のグラウンド G に接続される。

【0015】

また、信号線 32 は、バイアス電圧出力部 24 の一方の出力端に接続され、他方の出力端はグラウンド G に接続される。なお、バイアス電圧出力部 24 の一方の出力端が接続された信号線 32 は途中でバイアス電圧をカットするコンデンサ 33 が配置され、バイアス電圧出力部 24 で発生したバイアス電圧が送信部 21 に印加されるのを防止している。

また、この信号線 32 は、送信部 21 と並列接続のアンプ 22 の入力端に接続され、この場合にも上記コンデンサ 33 は、バイアス電圧出力部 24 で発生したバイアス電圧がアンプ 22 に印加されるのを防止している。

上記送信部 21 は、クロック発生部 31 のクロックに同期して、連続波（正弦波）の基準信号を発生する基準信号発生部 21 1 と、この基準信号をバースト波形の送信信号として出力するように波形整形する波形整形部 21 2 とを有する。

【0016】

この波形整形部 21 2 は、ゲート回路等を用いて形成され、制御部 26 からのゲート幅（又は波数）を指示する制御信号の印加により、ゲート幅に対応する波数の基準信号のみを送信信号として波形整形して出力する。つまり、この波形整形部 21 2 は、制御部 26 からの制御信号に応じて、バースト波形の送信信号の波数（バースト波の波数ともいう）が可変調整する。

また、アンプ 22 の出力信号が入力される受信部 23 は、B モードでの超音波画像を生成する B モード処理部 23 1 を有する。B モード処理部 23 1 も制御部 26 からの制御信号により、輪郭強調等の処理を制御することができる。

【0017】

このような構成の観測装置 3 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としての C - M U T 9 を有する超音波プローブ 2 が接続可能な超音波観測装置であって、前記静電容量型超音波振動子に対して超音波を送信させるための送信信号を出力する信号処理を行う送信部 21 と、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対して超音波画像として表示するための信号処理を行う受信部 23 と、を有する。

また、この観測装置 3 は、前記静電容量型超音波振動子に印加するバイアス電圧を変更可能に出力するバイアス電圧出力部 24 と、前記静電容量型超音波振動子の走査モードに対応した超音波画像を表示する画像モードの指示設定を行う画像モード設定部 28 と、前

10

20

30

40

50

記送信信号又は前記受信受信信号の信号処理に対するパラメータの指示設定を行うパラメータ設定部29と、を有する。

また、この観測装置3は、前記画像モード設定部28及び前記パラメータ設定部29とを含み、前記画像モード及び前記パラメータの指示設定に対応した指示信号を出力する操作部27と、前記操作部27からの前記指示信号に基づいて、前記バイアス電圧を制御する制御部26と、を具備することを特徴とする。

【0018】

次に本実施形態による動作を説明する。術者等の操作者は、図2に示すように超音波プローブ2を観測装置3に接続し、かつ観測装置3に超音波画像の表示手段としてのモニタ4を接続する。

そして、術者等の操作者は、超音波プローブ2を患者の体腔内に挿入して、超音波プローブ2に内蔵したC-MUT9に対して送信部21から送信信号を、バイアス電圧に重畳して印加することによりC-MUT9から体腔内に向けて超音波を送信する。

この場合、操作者は、通常、画像モード設定部28により、画像モードとしてBモードを指示設定する。Bモードの画像モードの指示設定された場合においては、制御部26は、図3(A)に示すように送信部21が、例えば1波数の送信信号を出力する。

【0019】

また、操作者がパラメータ設定部29(のゲインパラメータ設定部29a)により、ゲイン小又はゲイン大の指示設定を行った場合には、その指示設定に対応して、制御部26はバイアス電圧を図3(B)又は図3(C)にそれぞれ示すように制御する。

なお、制御部26は、ゲイン小又はゲイン大の指示設定に対応して、アンプ22のゲイン値も制御する。

制御部26は、上記送信信号に同期して、バイアス電圧出力部24が図3(B)又は図3(C)に示すようにバイアス電圧を出力するようにバイアス電圧の値及びタイミングを制御する。図3の横軸は時間の経過を示し、縦軸は図3(A)では振幅、図3(B)、図3(C)では電圧レベルを示す。なお、符号Taは、送信部21による送信期間を示し、送信期間Ta後に、アンプ22及び受信部23が超音波を受信する受信期間Tbとなる。他の図4においても同様である。なお、送信期間Ta後の受信期間Tbは、C-MUT9が受信信号を受信する観察対象組織までの距離に相当する。

【0020】

図3(B)及び図3(C)から分かるように、送信時(送信期間Ta)においては、バイアス電圧は小さい(例えばD1)。また、受信時(受信期間Tb)においては、指示設定のゲインが大きい程、バイアス電圧のピーク値(最大値)を大きくなるように(制御部26がバイアス電圧出力部24)制御する。図示例では、小さい指示設定のゲインの場合には、バイアス電圧のピーク値はD2であり、大きい指示設定のゲインの場合には、バイアス電圧のピーク値はD2よりも大きいD3(>D2)に設定される。

このように制御することにより、操作者がゲインの大小の指示設定をした場合、その指示設定に対応して受信時におけるバイアス電圧を可変制御する。例えば、操作者がゲインを大きく指示設定した場合程、受信時におけるバイアス電圧の値を大きくして、C-MUT9による受信信号に対する感度を向上する。

【0021】

従って、アンプ22のみによる感度調整の場合よりも、より有効な感度調整をすることができ、操作者の指示設定に、より適切に対応したバイアス電圧の可変制御ができる。また、操作者の指示設定に、より適切に対応した超音波画像の生成が可能になる。上記の例では、操作者によるゲインの指示設定に、より適切に対応した超音波画像の生成が可能になる。

【0022】

アンプ22により、ゲインを大きくすると、アンプ22に入力する受信信号中のノイズも、受信信号と共に増大するため、S/Nを向上することが困難になる。これに対して、C-MUT9のバイアス電圧を増大した場合には、C-MUT9の感度を増大するため、

10

20

30

40

50

アンプ 22 によりゲインを増大する場合に比較して、S/N を向上することができる利点を有する。このため、ゲインを増大した場合にも、S/N の良い良好な画質の超音波画像を生成することができる。

【0023】

操作者がパラメータ設定部 29 (の表示レンジパラメータ設定部 29 b) により、表示レンジの大小の指示設定を行った場合には、その指示設定に対応して、制御部 26 はバイアス電圧を図 3 (D) 又は図 3 (E) にそれぞれ示すように制御する。

図 3 (D) 及び図 3 (E) から分かるように、制御部 26 は、指示設定された表示レンジに対応する受信期間 R_b 、 R_c においては、バイアス電圧を大きくし、この受信期間 R_b 、 R_c 以外の受信期間 T_b ではバイアス電圧を小さくするように制御する。

10

【0024】

このように超音波画像を実際に表示する場合の表示範囲に該当する受信期間 R_b 、 R_c のみバイアス電圧を大きくするように制御することにより、表示範囲においては必要とされる感度を維持した良好な画質の超音波画像を取得できるように設定すると共に、表示に利用しない受信期間 T_b においてはバイアス電圧を小さくして省電力化することができる。

なお、図示例では表示レンジに対応する受信期間 R_b 、 R_c におけるバイアス電圧のピーク値 D_4 、 D_5 は、 $D_4 = D_5$ で示しているが、異なる値に設定しても良い。また、受信期間 R_b 、 R_c の全域において、バイアス電圧のピーク値 D_4 、 D_5 となるようにバイアス電圧をパルス形状に可変設定するようにしても良い。

20

また、操作者がパラメータ設定部 29 (の焦点距離パラメータ設定部 29 c) により、焦点距離を指定する指示設定を行った場合には、その指示設定に対応して、制御部 26 はバイアス電圧を図 4 (B) 又は図 4 (C) にそれぞれ示すように制御する。なお、図 4 (A) は、図 3 (A) と同じように送信信号を示している。

【0025】

なお、本実施形態においては、焦点距離パラメータ設定部 29 c から実際に観測装置 3 に接続された超音波プローブ 2 の場合の音響レンズ 15 に対応した焦点距離を指示設定することができるが、ID 検出部 30 を利用して音響レンズ 15 に対応した焦点距離を指示設定することもできる。

ID 検出部 30 を利用して音響レンズ 15 に対応した焦点距離を指示設定する場合には、操作者は、焦点距離パラメータ設定部 29 c から、例えば、焦点距離のパラメータを (自動検出の ON/OFF から) ON にするよう選択する。これにより、制御部 26 は、ID 検出部 30 により ID 検出から、その ID 検出に対応した超音波プローブ 2 の場合の音響レンズ 15 による焦点距離の値を検出する。そして、制御部 26 は、その焦点距離の値で焦点距離パラメータが指示設定された場合と同様の制御を行う。

30

【0026】

図 4 (B) 及び図 4 (C) は、例えば図 3 (D) のように表示レンジが小さく指示設定された場合と、図 3 (E) のように表示レンジが大きく指示設定された場合におけるバイアス電圧の波形を示す。焦点距離に対応する受信信号時間 t_{fb} (又は t_{fc}) 付近において、その付近の前後のバイアス電圧の値 D_4 (又は D_5) よりも大きなバイアス電圧の値 D_6 (又は D_7) となるように設定される (つまり、 $D_6 > D_4$ 、 $D_7 > D_5$) 。

40

従って、焦点距離付近においては、その付近において感度を高くした良好な画質の超音波画像が得られる。

【0027】

なお、図 4 (B) 及び図 4 (C) においては、焦点距離に対応する受信信号時間 t_{fb} 、 t_{fc} 付近におけるバイアス電圧の値 D_6 及び D_7 を図 3 (D) 及び図 3 (E) で示したバイアス電圧の値よりも大きくした例を示しているが、同じ値となるように設定できるようにしても良い。また、焦点距離を指定した場合、焦点距離付近で大きくするバイアス電圧の値の設定と、バイアス電圧を大きくする距離範囲の設定も行うことができるようにしても良い。

50

上述したように本実施形態によれば、超音波の走査モードに対応した画像モードの他に、各種のパラメータの設定それぞれに対応してバイアス電圧を適切に可変制御して、そのバイアス電圧の可変制御に対応した超音波画像を生成することができる。

また、本実施形態によれば、画像モード及びパラメータの設定に対応して、良好な画質の超音波画像を生成したり、省電力化した超音波画像を生成できる。

【0028】

(第2の実施形態)

次に図5を参照して本発明の第2の実施形態を説明する。図2に示した超音波プローブ2は機械走査方式の超音波プローブであり、本実施形態では、上記機械走査方式の超音波プローブ2の他に、電子走査方式の超音波プローブ2Bを選択的に接続して使用できるようにしている。

10

図5に示す超音波診断装置1Bは、機械走査方式の超音波プローブ2又は電子走査方式の超音波プローブ2Bが着脱自在に接続される接続部としてのコネクタ受け8a及び8bを備えた観測装置3Bを有する。

この観測装置3Bは、コネクタ受け8aに電氣的に接続された機械走査方式処理部41Aと、コネクタ受け8bに電氣的に接続される電子走査方式処理部41Bと、切替部42と、制御部26と、操作部27とを有する。

【0029】

機械走査方式処理部41Aは、図2において説明した駆動信号生成部25、バイアス電圧出力部24、送信部21、コンデンサ33、アンプ22、受信部23から構成される(図5ではその一部のみを示す)。

20

電子走査方式の超音波プローブ2Bは、機械走査方式の超音波プローブ2と同様に、体腔内等に挿入される細長の挿入部5と、この挿入部5の後端に設けられ、術者等の操作者が把持する把持部6と、この把持部6から延出されたケーブル部7とを有し、このケーブル部7の端部には、観測装置3Bのコネクタ受け8bに着脱自在に接続されるコネクタ7bが設けられている。

【0030】

超音波プローブ2Bにおける挿入部5の先端部5aには、この先端部5aにおける円筒面に沿って、上記C-MUT9を短冊状に複数個(例えばm個)形成したC-MUT9a, 9b, 9c, ... 9nからなるC-MUTアレイ10が配置されている。

30

このC-MUTアレイ10を構成するC-MUT9i(i=a, b, ... n)は、挿入部5内等を挿通された信号線43iを介してコネクタ7b内の接点に接続されている。

信号線43iに接続された各接点は、コネクタ受け8bの各接点に接続された信号線44iを介して観測装置3B内の電子走査方式処理部41Bを構成するマルチプレクサ51の各接点45iに接続される。

【0031】

なお、C-MUT9iは、図2で示したように音響レンズ15を設けた構成にしても良いし、音響レンズ15を設けない構成でも良い。以下の説明では、音響レンズ15を設けてない構成を想定して説明するが、音響レンズ15を備えた構成にした場合においても、電子フォーカスを利用して、音響レンズ15による焦点距離よりも短い焦点距離で超音波をフォーカスしたり、より長い焦点距離で超音波をフォーカスすることもできる。

40

また、超音波プローブ2Bにおける例えばコネクタ7b内には、この超音波プローブ2Bに固有の識別情報(ID)を発生するID部16が設けられている。そして、観測装置3B側に設けられたID検出部30により、ID部16で発生したIDを検出する。

制御部26は検出したIDから超音波プローブ2Bに用いられているC-MUTアレイ10、及びこのC-MUTアレイ10を構成するC-MUT9iの特性を識別できるようにしている。

【0032】

電子走査方式処理部41Bは、マルチプレクサ51と、上記全素子数mよりは少ない所定数となる複数個(例えば3個)の送信&アンプ部52j(j=a, b, c)と、合成処

50

理部 5 3 とから構成される。なお、送信 & アンブ部 5 2 j の数が所定数として例えば 3 個の場合に限定されるものでなく、2 個又は 4 個以上でも良い。

送信 & アンブ部 5 2 j は、送信部 2 1 j と、アンブ 2 2 j と、バイアス電圧出力部 2 4 j と、コンデンサ 3 3 j とから構成されている。なお、図 5 では送信 & アンブ部 5 2 a を構成する送信部 2 1 a などに対しては具体的に符号を付けて示し、他の送信 & アンブ部 5 2 b , 5 2 c に対しては簡略化のためその符号を省略している。

また、合成処理部 5 3 は、各アンブ 2 2 j で増幅された出力信号に対する受信処理を行う受信回路又は受信部（以下、受信部を用いる）2 3 j と、受信部 2 3 j の出力信号に対して合成処理を行う合成処理回路 5 3 - 1 とから構成される。なお、合成処理部 5 3 を受信回路の場合を含む受信部と、合成処理回路を含む合成処理部とからなる受信 & 合成処理部のように定義しても良い。

10

【 0 0 3 3 】

機械走査方式の超音波プローブ 2 の場合には、送信部 2 1 及び受信部 2 3 は B モードのみに対応した構成であったが、本実施形態では電子走査方式の超音波プローブ 2 B に対応して、B モードとドップラモードとに対応した構成となっている。

【 0 0 3 4 】

送信部 2 1 j は、B モードの送信信号とドップラモードの送信信号を発生（送信）する機能を備え、また受信部 2 3 j は、B モードでの超音波画像を生成する B モード処理部 2 3 j - 1 と、ドップラモードでのドップラ現象を利用した血流等の動きのある観測対象物の超音波画像（ドップラモードでの超音波画像、又はドップラ画像とも言う）を生成する

20

ドップラ処理部 2 3 j - 2 とを備えている。

なお、図 5 では、受信部 2 3 a に対する B モード処理部 2 3 a - 1、ドップラ処理部 2 3 a - 2 の符号を具体的に符号を付け、他の受信部 2 3 b、2 3 c に対しては簡略化のためその符号を省略している。

【 0 0 3 5 】

本実施形態においては、制御部 2 6 は、操作部 2 7 の画像モード設定部 2 8 と、パラメータ設定部 2 9 とによるパラメータの指示設定に基づいて、第 1 の実施形態と同様に機械走査方式処理部 4 1 A の送信部 2 1 などを制御すると共に、さらに電子走査方式処理部 4 1 B の各部を制御する。

具体的には、制御部 2 6 は、マルチプレクサ 5 1 の切替制御、送信 & アンブ部 5 2 j を構成する送信部 2 1 j、アンブ 2 2 j、バイアス電圧出力部 2 4 j の制御、合成処理部 5 3 の制御を行う。また、制御部 2 6 は、操作部 2 7 からの指示設定に基づき、合成処理部 5 3 内の B モード処理部 2 3 j - 1、ドップラ処理部 2 3 j - 2、合成処理回路 5 3 - 1 の動作を制御する。

30

【 0 0 3 6 】

また、本実施形態においては画像モード設定部 2 8 は、第 1 の実施形態における B モード設定部 2 8 a の他に、電子走査方式の場合におけるドップラ画像を表示するためのドップラモードの指示設定するドップラモード設定部 2 8 b を備える。

また、制御部 2 6 は、切替部 4 2 の切替を制御する。例えば、観測装置 3 B に機械走査方式の超音波プローブ 2 が接続された場合には、機械走査方式処理部 4 1 A により処理された映像信号をモニタ 4 に出力するように、制御部 2 6 は、切替の制御を行う。また、観測装置 3 B に電子走査方式の超音波プローブ 2 B が接続された場合には、電子走査方式処理部 4 1 B により処理された映像信号をモニタ 4 に出力するように、制御部 2 6 は、切替の制御を行う。なお、操作者が操作部 2 7 から切替部 4 2 による切替の指示設定を行った場合には、制御部 2 6 はこの指示設定に応じて切替の制御も行う。

40

【 0 0 3 7 】

上記マルチプレクサ 5 1 は、複数個、具体的には 3 個の切替接点 4 6 a , 4 6 b , 4 6 c それぞれを、m 個の接点 4 5 i における 1 つと選択的に接続することができる 3 接点の切替機能を備えたマルチプレクサである。3 個の場合に限定されるものでなく、送信 & アンブ部 5 2 が設けられた数に合わせて、例えば 2 ~ 1 0 個程度のいずれかを選択できる構

50

成にしても良い。なお、送信&アンプ部52が設けられた数以内において、実際に使用する場合の送信&アンプ部52の数を設定することもできる。

【0038】

切替接点46jは、送信&アンプ部52jと接続される。送信&アンプ部52jは、送信部21jによる送信信号をマルチプレクサ45を介してC-MUTアレイ10を構成するC-MUT9iに印加し、C-MUT9iから超音波を送信させると共に、反射された超音波を受信して受信信号に変換させ、さらに、アンプ22jにより増幅して合成処理部53に入力させる。

【0039】

制御部26は、焦点距離パラメータ設定部29cによる焦点距離パラメータの指示設定に対応して、3個の送信部21a~21cから送信信号を出力するタイミング(時間)を制御するタイミング制御部26aを有する。例えば、C-MUT9a, 9b, 9cに対して、送信部21a, 21b, 21cからそれぞれ送信信号を印加する場合、送信部21bから送信信号を出力させるタイミングよりも(焦点距離に対応して設定される)少し前のタイミングで送信部21a, 21cから送信信号を出力させるように制御部26のタイミング制御部26aは、送信信号の出力タイミングを制御する。

このように送信信号の出力タイミングを制御することにより、指示設定される焦点距離において、超音波を電子フォーカスさせることができる。

【0040】

合成処理部53は、例えば3個の受信部23a, 23b, 23cの出力信号を合成処理回路53-1で加算等して合成し、この合成処理部53を経て出力される映像信号は、切替部42を経てモニタ4に出力される。

また、本実施形態においては、電子走査方式の場合に限定されるが、超音波の送受信に用いる送信&アンプ部52jの数と、合成処理部53における受信部23jの数を選択して指示設定することもできるようにしている。つまり、殆ど同時に駆動するC-MUT9iの素子数、換言すると超音波画像として表示する場合の1画素の生成に同時に用いるC-MUT9iの素子数を選択することができるようにしている。このため、パラメータ設定部29には、第1の実施形態の場合のパラメータ設定部29において、さらに1画素の生成に使用するC-MUT9iの素子数としての、C-MUT素子数の指示設定を行う素子数パラメータ設定部29fが設けてある。

【0041】

そして、制御部26は、素子数が大きい設定の場合よりも小さい設定の場合には、バイアス電圧をより大きく設定するように制御する。

図6(A)及び図6(B)は、1つのC-MUTを順次駆動するように1つの送信&アンプ部52aのみで送受信を行った場合における送信信号及びバイアス電圧の波形を示す。なお、符号9a, 9b, 9c, ...は、それぞれC-MUT9a, 9b, 9c, ...による送信信号を示す。

また、図6(C)及び図6(D)は、隣接する2つのC-MUTを同時に駆動しながら、駆動するC-MUTを次変えて駆動するように2つの送信&アンプ部52a, 52bで送受信を行った場合における送信信号及びバイアス電圧の波形を示す。

【0042】

素子数が小さい場合には、(素子数が大きい場合に比較して)送信信号の振幅が小さくなるため素子数が大きい場合よりも、受信期間Tbにおいてバイアス電圧の値を大きくして感度を大きくし、良好な画質の超音波画像が得られるようにしている(但し、素子数を変えた場合においても送信信号の振幅を一定のままとした場合)。

【0043】

具体的には制御部26は、図6(B)に示す1素子数でのバイアス電圧のピーク値D11を、図6(D)に示す2素子数でのバイアス電圧のピーク値D12よりも大きくする(D11 > D12)ように制御する。なお、図6(B)と図6(D)は、同じゲインの指示設定の場合で示している(例えばゲインが小)。

10

20

30

40

50

換言すると、制御部 26 は、同時に駆動する素子数が大きい程、バイアス電圧の値を小さくするように制御する。素子数が大きいと、送信信号の振幅を素子数に応じて、より大きくできるので、バイアス電圧の値を小さくすることができる。つまり、1つの素子に印加するバイアス電圧の値を相対的に小さくできるため、高いバイアス電圧を印加した場合における特性の劣化を低減できたり、長寿命化することができる。

【0044】

また、受信期間 T_b におけるバイアス電圧の場合と同様に、図 6 (D) の場合の送信期間 T_a におけるバイアス電圧 D_1 は、図 6 (B) の場合よりも素子数が大きいため、図 6 (B) の場合の送信期間 T_a におけるバイアス電圧 D_1 よりも小さく設定される ($D_1 > D_1$)。なお、バイアス電圧 D_1 、 D_1 は、C - MUT 9 i のサイズ、超音波特性及び素子数に応じて設定される。

10

【0045】

なお、図 6 (C)、図 6 (D) は、2つの素子を同時に駆動した場合の例を示しており、例えば3つの素子を同時に駆動した場合における送信期間 T_a におけるバイアス電圧を D_1 とすると、 $D_1 > D_1 > D_1$ となるように設定される。また、3つの素子を同時に駆動した場合における受信期間 T_b におけるバイアス電圧のピーク値を $D_1 2$ とすると、 $D_1 1 > D_1 2 > D_1 2$ となるように設定される。

【0046】

本実施形態においては、電子走査方式の超音波プローブ 2 B を接続した場合における画像モード設定部 28 における B モードの指示設定を行った場合には、パラメータ設定部 29 によるパラメータの指示設定に対する制御部 26 によるバイアス電圧の可変制御に関しては、機械走査方式の超音波プローブ 2 B を用いた場合と類似している。

20

【0047】

例えば、ゲインを小又は大に設定した場合には、制御部 26 は、図 3 (B) 又は図 3 (C) のようにバイアス電圧を可変制御する。また、表示レンジを小又は大に設定した場合には、制御部 26 は、図 3 (D) 又は図 3 (E) のようにバイアス電圧を可変制御する。この場合、図 3 (A) の機械走査方式の場合の送信信号は例えば図 6 (A) の電子走査方式の送信信号のように置換される。

また、電子フォーカスによる焦点距離を小又は大に設定した場合には、制御部 26 は、図 4 (B) 又は図 4 (C) のようにバイアス電圧を可変制御する。この場合、図 4 (A) の機械走査方式の場合の送信信号は出力タイミングを変更した複数の C - MUT による送信信号に置換される。

30

また、電子走査方式の超音波プローブ 2 B を接続した場合には、操作者は、画像モード設定部 28 に設けたドップラモード設定部 28 b により、さらにドップラモードの指示設定を行うことができる。

【0048】

ドップラモードが指示設定された場合には、制御部 26 は、B モードの送信信号とドップラモードの送信信号とを組み合わせた走査モードを指示設定する。

ドップラモードの指示設定がされた場合には、制御部 26 は、例えば図 7 (A)、又は図 7 (C) に示すように送信部 21 a が B モード用の例えば波数が 1 の送信信号と、この送信信号と同じ周波数又は異なる周波数で複数の波数からなるドップラモード用の (パースト波形の) 送信信号とを、例えば交互に出力するように制御する。なお、交互に出力する場合に限らず、(簡略的に前者と後者の出力期間を 1 : 1 で表した場合、1 : 2 又は 2 : 1 のように) 両者を所定の周期を形成するように制御しても良い。

40

図 7 (A) 及び図 7 (C) では、ドップラモード用の送信信号の送信期間をそれぞれ T_a 、 T_a で示している。

このような送信信号に同期して、制御部 26 は、バイアス電圧出力部 24 が図 7 (B) 又は図 7 (D) に示すようにバイアス電圧を出力するように制御する。

【0049】

なお、図 7 (A) 及び図 7 (B) と、図 7 (C) 及び図 7 (D) とはパースト波形の送

50

送信信号の波数を大きくした指示設定の場合と、小さくした指示設定した場合に該当する。

図7(A)の送信信号は、電子走査による送信信号9a及びこの送信信号9aが8個繰り返された8波数の送信信号9a、次の送信信号9b及びこの送信信号9bが8個繰り返された8波数の送信信号9b...のようになる。

【0050】

なお、図7(A)の図示例においては、パースト波形の8波数の例えば送信信号9aは、1波の送信信号9aよりも周波数が高い状態の場合で示しているが、上述したように1波の送信信号9aと同じ周波数に設定しても良い。以下の図7(C)の場合でも同様である。

10

また、図7(C)の送信信号は、電子走査による送信信号9a及びこの送信信号9aが4個繰り返された4波数の送信信号9a、次の送信信号9b及びこの送信信号9bが4個繰り返された4波数の送信信号9b...のようになる。

【0051】

つまり、ドップラモードの場合の送信信号となるパースト波形の送信信号の波数を大きくした場合と、小さくした場合との波数パラメータの設定に応じて制御部26は、バイアス電圧を可変制御する。より具体的には、Bモードの受信期間Tbにおいては、制御部26は、図6(B)又は図6(C)の場合と同様に(遠距離側で感度が大きくなるように)バイアス電圧が大きくなるようにバイアス電圧を制御する。

これに対して、ドップラモードの受信期間Tbにおいては、制御部26は図7(B)又は図7(D)に示すようにバイアス電圧が時間的に変化しない一定値となるように制御すると共に、パースト波形の送信信号の波数が大きい場合のバイアス電圧の値D8に対して、パースト波形の送信信号の波数が小さい場合のバイアス電圧の値D10の方が大きくなるように制御する(D10 > D8)。

20

【0052】

なお、図7(A)ではパースト波形の送信信号の波数を8とした波数大の場合を示し、図7(C)ではパースト波形の送信信号の波数を4とした波数小の場合を示しているが、この場合の波数の値に限定されるものでない。また、図7(A)及び図7(C)に示すようにBモード用の送信信号とドップラモード用の送信信号とを交互に出力する場合に限定されるものでない。

30

また、Bモード用の超音波画像を生成する領域中の一部の領域を指定して、その一部の領域においてのみドップラモード用の送信信号によりドップラ画像を生成するようにしても良い。

図7(B)及び図7(D)から分かるように、パースト波形の送信信号の波数を変える場合においてもBモードの受信期間Tbにおいては、バイアス電圧のピーク値D9は、同じ値に設定している。

【0053】

ドップラモードの受信期間Tbにおいては、制御部26は、図7(B)又は図7(D)に示すようにバイアス電圧が時間的に変化しない一定値となるように制御する。さらに制御部26は、パースト波形の送信信号の波数が大きい場合よりも、パースト波形の送信信号の波数が小さい場合において、時間的に変化しないバイアス電圧の値を大きくなるように制御する。

40

このように、ドップラモードの受信期間Tbにおいては、制御部26は、図7(B)又は図7(D)に示すようにバイアス電圧が時間的に変化しない一定値となるように制御することにより、周波数変化を検出する場合、受信信号の信号幅等がバイアス電圧の時間的な変化に影響されないで、精度良く検出できる。

また、波数が小さい場合においては、(波数が大きい場合よりも)バイアス電圧の値を大きくして、C-MUT9による受信信号の感度をより大きくするので、波数が大きい場合のように周波数変化を検出することができる。従って、血流等の動きを精度良く反映した良好な画質のドップラ画像(ドップラモードでの超音波画像)を生成できる。

50

【 0 0 5 4 】

なお、ドップラモードの場合に対しても、例えばドップラモードによる超音波画像の表示レンジを変更した場合には、その表示レンジに対応してバイアス電圧の値を可変設定しても良い。

例えば、図7(C)の場合において、ドップラモードによる超音波画像の表示レンジを小さく設定した場合には、図7(E)に示すように、その表示レンジに対応する受信期間Rbのみバイアス電圧を大きな値(図示例ではD10)とするように制御し、その受信期間Rbから外れる受信期間Tbにおいては(例えばD1まで)小さくしても良い。このようにすると、表示レンジに対応した受信期間Rbのみバイアス電圧を大きくして所定の感度を確保でき、かつ、省電力化することができると共に、大きなバイアス電圧がC-MUT9jに印加される期間を短くできる。従って、長期の使用に対しても、大きなバイアス電圧の印加による特性の変化(又は劣化)を抑制できる。

10

【 0 0 5 5 】

なお、図7(E)では、近距離側に近い表示レンジの場合で示しているが、ドップラ画像として表示する表示レンジを指示設定できるようにしても良い。この場合には、この指示設定された表示レンジに対応する受信期間(上記Rbに相当)のみ、バイアス電圧を大きな値とするように制御しても良い。

また、上記のように電子走査方式の超音波プローブ2Bに対して制御した場合、第1の実施形態で説明した機械走査方式の超音波プローブ2の場合と同様の効果を有する。また、電子走査方式の超音波プローブ2Bに対して、さらにドップラモードを指示設定した場合には、その指示設定に対応したドップラモードでのパラメータの設定に適切に対応してバイアス電圧を可変制し、良好な画質の超音波画像を生成できる。

20

このように本実施形態によれば、機械走査方式の超音波プローブ2及び電子走査方式の超音波プローブ2Bのいずれに対しても使用でき、かつ超音波の走査モードに対応した画像モードの他に、各種のパラメータの設定にそれぞれ対応してバイアス電圧を可変制御して良好な超音波画像を生成することができる。

なお、上述した実施形態を部分的に変形しても良い。

【 0 0 5 6 】

例えば、第2の実施形態において、制御部26は、ドップラモードが指示設定された場合には、近距離から遠距離に対応する受信期間において一定の値となるように前記バイアス電圧を制御し、画像モード設定部からBモードが指示設定された場合には、近距離から遠距離になるに従い前記バイアス電圧を大きくするように可変制御するが、さらに電子走査方式で同時に駆動する素子数が大きい程、バイアス電圧の値を小さくするように制御しても良い。

30

この他に、超音波による観測対象組織、つまり超音波が送信される体腔内の患部等の臓器や生体部位を形成する生体組織における超音波特性に応じて、制御部26がバイアス電圧を可変制御するようにしても良い。図8はこのような場合に対応して図5における制御部26及び操作部27にさらに一部の機能を追加した変形例の観測装置3Cの一部の構成を示す。

【 0 0 5 7 】

図8に示すパラメータ設定部29は、図5のパラメータ設定部29の構成において、さらに送信信号の周波数を周波数パラメータとして指示設定(又は選択設定)する周波数パラメータ設定部29gを有する。

40

超音波による観測が行われる観測対象組織が生体組織の場合には、超音波(送信信号)の周波数が高い場合には、低い場合よりも生体組織伝搬中での超音波の減衰が大きい。

このため、上記周波数パラメータ設定部29gから超音波(送信信号)の周波数の指示設定がされた場合には、制御部26は、周波数が高い場合には周波数が低い場合よりもバイアス電圧を大きくする(そして、その減衰を補償する)ように制御する。

【 0 0 5 8 】

この場合、制御部26は、距離が大きくなる程、バイアス電圧を大きくするように制御

50

すると共に、前者の場合には後者の場合よりもその傾向を顕著となるように制御しても良い（具体的には、前者は、後者の場合よりも、距離が大きくなるに従い、バイアス電圧がより顕著に大きくする）。

このような制御を行うことにより、超音波（送信信号）の周波数を変更した場合においても、その周波数（による超音波の減衰）に適切に対応したバイアス電圧に自動的に設定でき、検査、又は診断等を行い易い良好な画質の超音波画像を生成することができる。

【0059】

また、Bモードの場合や、ドップラモードで使用する場合、それらの超音波（送信信号）の周波数を選択的に指示設定できるようにした場合には、指示設定された超音波の周波数の他に、観測対象組織としての臓器、生体部位の超音波特性を考慮し、臓器、生体部位の超音波特性に応じて制御部26がバイアス電圧を可変設定するように制御しても良い。

10

この制御を行うため、図8に示すように、例えば制御部26は、その内部に、複数の超音波（送信信号）それぞれにおいて、観測対象組織としての複数の臓器又は複数の生体部位と、各臓器又は生体組織それぞれに対応する超音波特性とを関連付けた関連データ（例えばテーブル）を予め記憶した記憶部としてのメモリ61を有する。

なお、メモリ61は、制御部26の内部の場合に限定されるものでなく外部に設けるようにしても良い。つまり、制御部26がメモリ61に記憶された関連データを参照できる構成であれば良い。また、このメモリ61として、不揮発性の特性を有すると共に、書き換え可能な例えばフラッシュメモリを用いるようにしても良い。

20

【0060】

また、図8に示すように操作部27は、図5の構成において、上記の超音波特性が調べられている複数の臓器及び生体部位から、実際に超音波による観測を行う臓器又は生体部位を選択又は設定する臓器/部位選択部（又は選択部）62をさらに備える。なお、この臓器/部位選択部62による臓器又は生体部位を選択する機能をパラメータ設定部29の内部に2点鎖線で示すように（臓器/部位のパラメータを設定する）臓器/部位パラメータ設定部29hのように含める構成にしても良い。

そして、制御部26は、操作者により実際に選択又は設定された臓器又は生体部位の超音波特性に応じて、対応する超音波特性を参照し、その超音波特性に応じて送信信号に同期してバイアス電圧を制御する。

30

このために、上記メモリ61には、上記関連データとして、さらにバイアス電圧も関連付けて記憶するようにしても良い。例えば、使用する周波数が設定された場合、その周波数において観測対象となる臓器又は生体部位の超音波特性の値に応じて、制御部26は対応するバイアス電圧の値ないしは距離に対する特性をメモリ61から読み出して、読み出した値又は特性でバイアス電圧を制御するようにしても良い。

【0061】

例えば、観測対象組織の超音波特性として、超音波の減衰率が大きいもの程、バイアス電圧を大きくして、超音波の減衰を補償できるように制御しても良い。

このように制御する構成とすることにより、操作者は、選択部62又は臓器/部位パラメータ設定部29hから実際に検査を行おうとする臓器又は生体部位を単に選択又は設定することにより、制御部26は、その場合の超音波（送信信号）の周波数におけるその臓器又は生体部位の超音波特性に応じて送信信号に同期して前記バイアス電圧を自動的に制御し、検査、又は診断等が行い易い良好な画質の超音波画像を得られるようになる。このため、操作性の良い観測装置を実現できる。

40

なお、本変形例を第2の実施形態に適用した例で説明したが、本変形例を第1の実施形態に適用しても良い。

また、上述した実施形態において以下に説明するように受信信号に対する1を超えるゲインの指示設定に対して、アンプ22によるゲイン（利得）増大よりも、バイアス電圧による受信信号に対する感度の増大を、バイアス電圧の許容範囲内において優先して行うようにしても良い。

50

【 0 0 6 2 】

具体的には、例えば図 2 又は図 5 のパラメータ設定部 2 9 内に点線で示すようにゲインパラメータに対する感度優先設定部 2 9 i を設ける。感度優先設定部 2 9 i をパラメータ設定部 2 9 の外部に設けるようにしても良い。

【 0 0 6 3 】

この感度優先設定部 2 9 i は、ゲインパラメータ設定部 2 9 a により、ゲインの指示設定に対して、許容範囲内のバイアス電圧による感度の増大を優先して行う設定となる。この感度優先設定部 2 9 i により、感度増大を優先する指示設定がされている場合には、制御部 2 6 は、ゲインの指示設定に対して、感度増大を優先し、バイアス電圧による感度増大において設定されたゲイン設定に足りない不足分をアンプ 2 2 によるゲイン増大（利得増大）でカバーするゲイン制御を行う。

10

【 0 0 6 4 】

なお、ゲインと感度とは、等価の概念ではないが、例えばアンプ 2 2 によるゲイン（利得）を 1 以上に増大した場合の受信信号の振幅が増大する特性と、バイアス電圧を増大して感度を増大させた場合における受信信号の振幅が増大する特性とを予め調べる。そして、例えば各 ID 部 1 6 に同じ振幅の受信信号となるゲイン値と、対応する感度値となるバイアス電圧値とを対応つける情報としてのゲイン - バイアス電圧情報を格納する。制御部 2 6 は、ID 部 1 6 から読み出したゲイン - バイアス電圧情報を参照して、ゲインの指示設定に対する感度を優先したゲイン制御を行う。なお、ゲイン - バイアス電圧情報を ID に対応付けて格納する格納部を観測装置 3 又は 3 B 内部に設けるようにしても良い。

20

【 0 0 6 5 】

上記感度を優先したゲイン制御の処理例を図 9 に示す。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 1 においてゲインパラメータ設定部 2 9 a により受信信号に対するゲイン G の指示設定が行われる。ステップ S 2 において制御部 2 6 は、ゲイン - バイアス電圧情報を参照して、ゲイン G が許容範囲内のバイアス電圧による感度でカバー可能か否かの判定を行う。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 2 の判定処理において、ゲイン G をバイアス電圧による感度でカバーできる判定結果の場合には、ステップ S 3 において制御部 2 6 は、バイアス電圧出力部 2 4 がゲイン G に対応する感度のバイアス電圧を出力するように制御する。

30

【 0 0 6 8 】

一方、ステップ S 2 の判定処理において、ゲイン G をバイアス電圧による感度でカバーできない判定結果の場合には、ステップ S 4 において制御部 2 6 は、バイアス電圧出力部 2 4 が許容範囲内で最大のバイアス電圧を出力（生成）するように制御し、不足するゲイン分をアンプ 2 2 によるゲイン増大（利得増大）でカバーするようにアンプ 2 2 のゲイン（利得）を制御する。

【 0 0 6 9 】

上述したように C - MUT 自体の感度を増大する方がアンプ 2 2 によるゲイン（利得）の増大よりも、S / N に関してよりメリットを有する。

40

【 0 0 7 0 】

従って、図 9 に示したようにゲイン制御を行うと、より S / N の良い超音波画像を取得することができる。

【 0 0 7 1 】

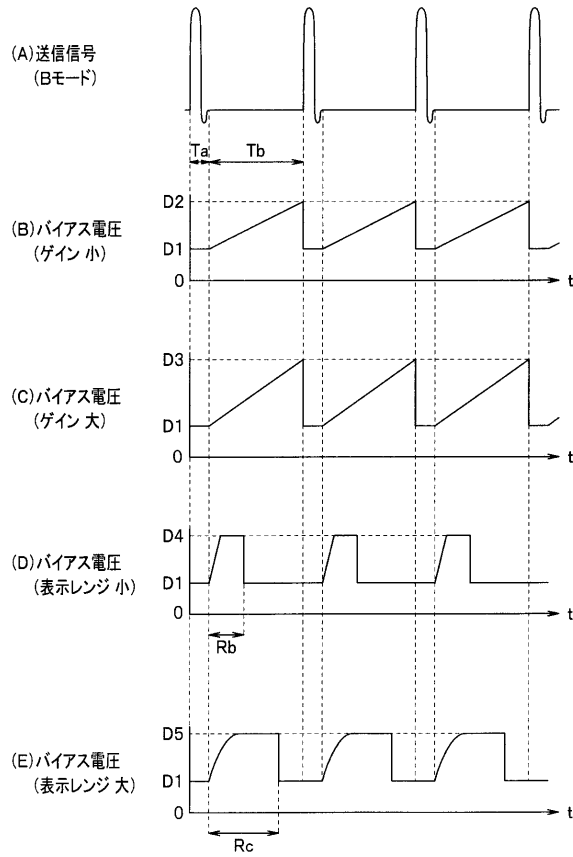
また、上述した実施形態又は変形例を部分的に組み合わせる等して異なる実施形態を構成したのも本発明に属する。例えば、第 2 の実施形態における観測装置 3 B において、電子走査方式の超音波プローブ 2 B に対応した部分から、電子走査方式の超音波プローブ 2 B のみに対応した観測装置を構成することもできる。

【 0 0 7 2 】

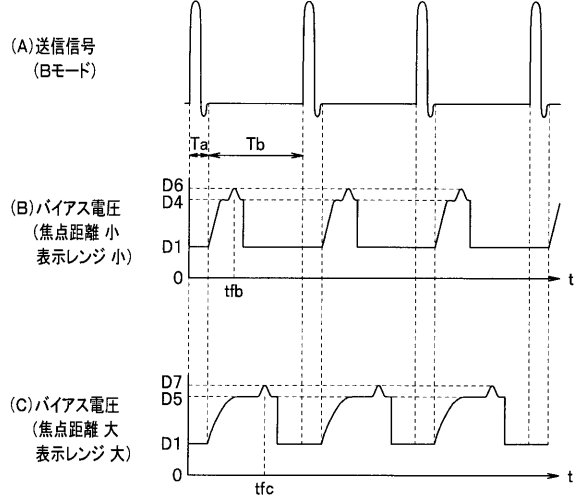
本出願は、2010年12月28日に日本国に出願された特願2010-293550

50

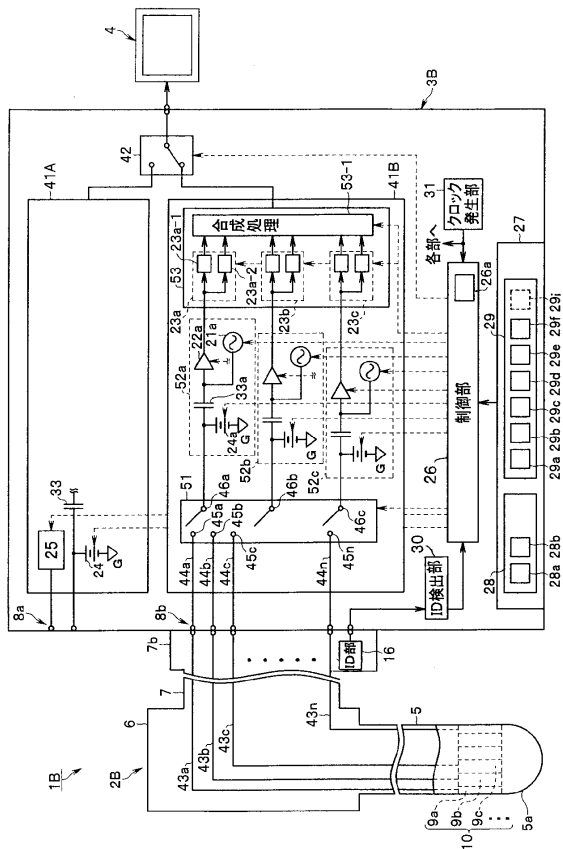
【図3】



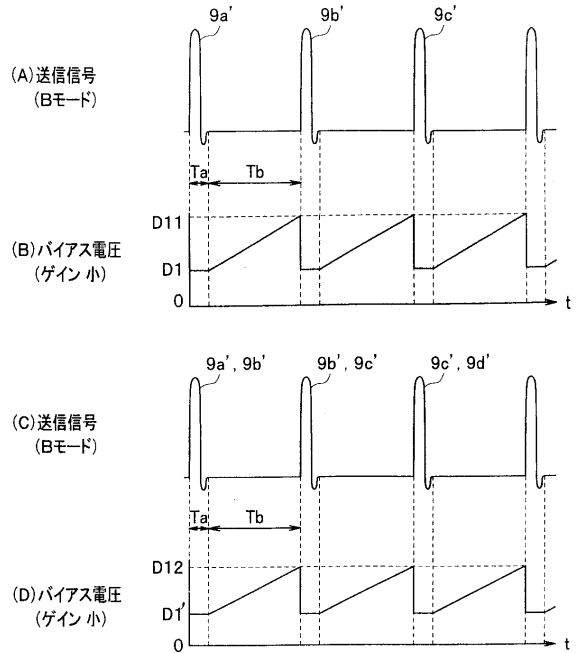
【図4】



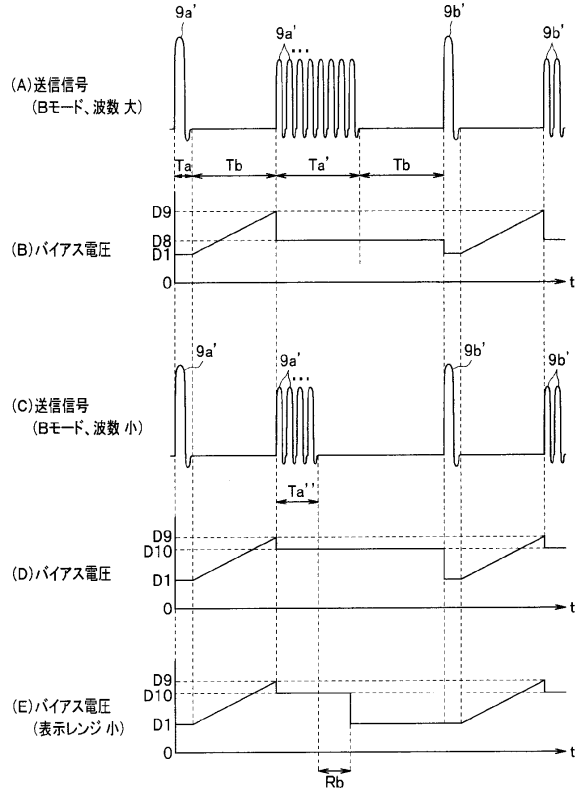
【図5】



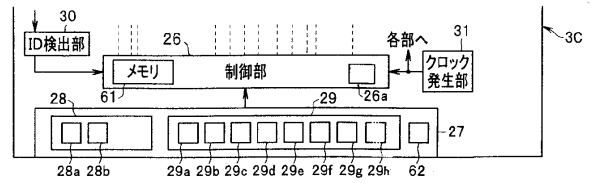
【図6】



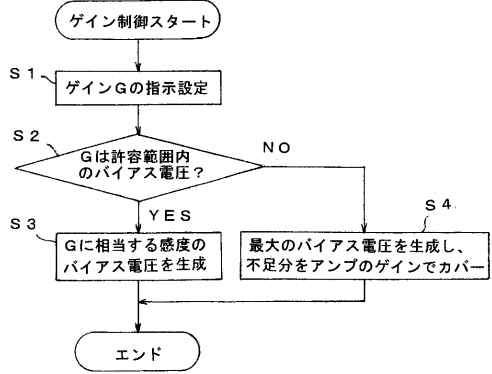
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0048698(US, A1)
特開平10-33533(JP, A)
国際公開第2009/042027(WO, A1)
特開2009-239976(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波观察装置		
公开(公告)号	JP5087722B2	公开(公告)日	2012-12-05
申请号	JP2012529838	申请日	2011-11-16
[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		
当前申请(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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/12 A61B8/4411 A61B8/4438 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/4488 B06B1/0215 B06B1/0292 G01S7/5202 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2010293550 2010-12-28 JP		
其他公开文献	JPWO2012090611A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可连接到具有电容式超声换能器的超声探头的超声波观察装置是输出用于发送超声波的发送信号的发送单元，该电容式超声换能器的灵敏度可根据要施加的偏置电压来控制。以及用于对接收信号执行信号处理的接收器，用于改变要施加的偏置电压的偏置电压输出单元，以及用于显示与超声波的扫描相对应的超声图像的图像模式的指令设置。图像模式设置单元；参数设置单元，被配置为由发送单元或接收单元设置用于信号处理的参数的指令；，包括：a。

【 图 2 】

