

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-121274

(P2017-121274A)

(43) 公開日 平成29年7月13日(2017.7.13)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2016-204 (P2016-204)
 (22) 出願日 平成28年1月4日(2016.1.4)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001689
 青稜特許業務法人
 (72) 発明者 勝部 勇作
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 矢崎 徹
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 五十嵐 豊
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 Fターム(参考) 4C601 EE04 EE13 EE15 GB18 JB11

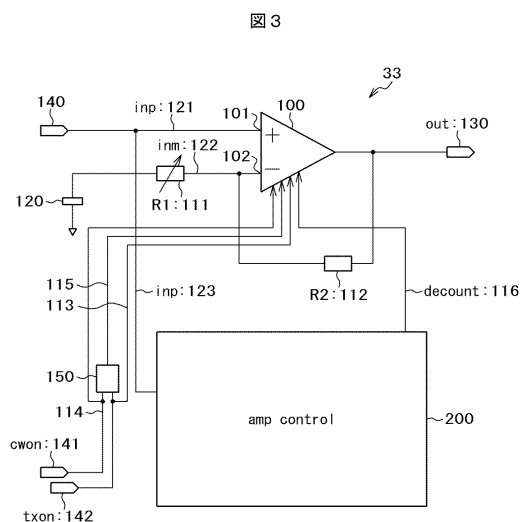
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及びそれを用いた超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】高画質化と低消費電力化と省面積化を両立し、発熱が少なく長時間診断により患者負担の少ない超音波プローブ、およびそれを用いた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】プローブ制御回路部と、このプローブ制御回路部と接続する複数のサブアレイとを備えた超音波プローブにおいて、サブアレイは、超音波振動子とこの超音波振動子に接続する素子回路ユニットとを複数備え、この素子回路ユニットは、超音波振動子を駆動する駆動信号を出力する送波回路サブユニット33を有し、この送波回路サブユニットは増幅回路部100と遅延回路部と判定回路部とを備え、増幅回路部の入力は遅延回路部の入力及び判定回路部の入力と接続され、遅延回路部の出力は判定回路部の入力に接続され、判定回路部の出力は増幅回路部に接続するように構成した。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

プローブ制御回路部と、
前記プローブ制御回路部と接続する複数のサブアレイと
を備えた超音波プローブであって、
前記サブアレイは、超音波振動子と前記超音波振動子に接続する素子回路ユニットとを
複数備え、
前記素子回路ユニットは、前記超音波振動子を駆動する駆動信号を出力する送波回路サ
ブユニットを有し、
前記送波回路サブユニットは、増幅回路部と遅延回路部と判定回路部とを備え、
前記増幅回路部の入力は、前記遅延回路部の入力及び前記判定回路部の入力と接続され
、
前記遅延回路部の出力は、前記判定回路部の入力に接続され、
前記判定回路部の出力は、前記増幅回路部に接続している
ことを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波プローブであって、前記送波回路サブユニットは、前記増幅回路
部にバイアス電流を印加するバイアス電流印加部を更に備え、前記素子回路サブユニット
から前記超音波振動子に前記駆動信号として連続波を出力するときとパルス波を出力する
ときとで前記バイアス電流印加部により前記増幅回路部に印加するバイアス電流を切替え
ることを特徴とする超音波プローブ。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波プローブであって、前記判定回路部の出力は、前記増幅回路部の
入力信号と前記遅延回路部の出力の値に応じて制御され、前記判定回路部の出力により、
前記増幅回路部がオフすることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 4】

請求項 3 記載の超音波プローブであって、前記増幅回路の入力と出力の間に直列に接続
されたスイッチを更に備え、前記素子回路部から前記超音波振動子に連続波を送信する信
号を受けて前記スイッチをオープンにすることを特徴とする超音波プローブ。

30

【請求項 5】

プローブ制御回路部と、
前記プローブ制御回路部と接続する複数のサブアレイと
を備えた超音波プローブであって、
前記サブアレイは超音波振動子と前記超音波振動子に接続する素子回路ユニットとを複
数備え、
前記素子回路ユニットは、増幅回路部と制御回路部と前記増幅回路部にバイアス電流を
印加するバイアス電流印加部とを有し、
前記プローブ制御回路部で前記超音波振動子を駆動する駆動信号をパルス信号と連続波
信号との間で切替えたときに、前記バイアス電流印加部は前記増幅回路部に印加するバイ
アス電流を切替える
ことを特徴とする超音波プローブ。

40

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波プローブであって、前記バイアス電流印加部は、前記超音波振動
子を駆動する信号としてパルス信号を印加するときに前記増幅回路部に印加するバイアス
電流値を、前記超音波振動子を駆動する信号として連続波信号を印加するときに前記増幅
回路部に印加するバイアス電流値よりも小さく設定することを特徴とする超音波プローブ
。

【請求項 7】

請求項 5 記載の超音波プローブであって、前記素子回路ユニットの制御回路部は、前記
プローブ制御回路部からの前記超音波振動子を駆動する駆動信号が連続波信号の時に前記

50

増幅回路部から前記超音波振動子へ出力する信号のオンとオフとを制御することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 8】

請求項 5 記載の超音波プローブであって、前記抵抗素子回路は、入力側と出力側の間にスイッチが接続されていることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 9】

請求項 5 記載の超音波プローブであって、前記プローブ制御回路に接続する温度センサを更に備え、前記プローブ制御回路は前記温度センサで検出した前記超音波プローブの内部の温度情報に基づいて前記バイアス電流印加部から前記増幅回路部に印加するバイアス電流を制御することを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 10】

本体インターフェース部と制御回路部と入力部とモニタとを備えた装置本体と、プローブ制御回路部と、前記プローブ制御回路部と接続する複数のサブアレイとを備えて前記装置本体と接続する超音波プローブと

を備えた超音波診断装置であって、

前記超音波プローブのサブアレイは、超音波振動子と前記超音波振動子に接続する素子回路ユニットとを複数備え、

前記素子回路ユニットは、前記超音波振動子を駆動する駆動信号を出力する送波回路サブユニットを有し、

前記送波回路サブユニットは、増幅回路部と遅延回路部と判定回路部とを備え、

20

前記増幅回路部の入力、前記遅延回路部の入力及び前記判定回路部の入力と接続され、

前記遅延回路部の出力は、前記判定回路部の入力に接続され、

前記判定回路部の出力は、前記増幅回路部に接続している

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の超音波診断装置であって、前記送波回路サブユニットは、前記増幅回路部にバイアス電流を印加するバイアス電流印加部を更に備え、前記素子回路サブユニットから前記超音波振動子に前記駆動信号として連続波を出力するときとパルス波を出力するときとで前記バイアス電流印加部により前記増幅回路部に印加するバイアス電流を切替

30

えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 10 記載の超音波診断装置であって、入出力手段を更に備え、前記増幅回路部に印加するバイアス電流を切替えることを、前記入出力手段に表示された条件の中から選択して設定することにより行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 10 記載の超音波診断装置であって、超音波診断を行う時間を設定する入力手段と、前記入出力手段で設定した超音波診断を行う時間に対応する参照画像を表示する参照画像表示手段とを更に備えたことを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブ及びそれを用いた超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、X線CT(Computed Tomography)装置やMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置等とともに、生体内を容易かつリアルタイムに観察することができる装置として広く利用されている。さらに、近年においては、従来の画像診断から、穿刺観察、造影剤観察などの治療支援への活用によりその用途を拡大しており、かかる背景からも、超音波診断装置では、従来にも増した高画質化が求められている。また、超音波診断

50

装置では、断層像を撮像するためにパルス波を送信するモードや、血流を測定するCW (Continuous Wave: 連続波) 波を送信するモードがある。

【0003】

本技術分野の背景技術として、特許文献1がある。この公報には、超音波診断装置用の送信回路として、リニア増幅回路を用いて、入力波形に従って所定の増幅度で増幅された任意の波形を送信する技術が記載されている。また、パルス波とCW波とで増幅回路の利得を切替える技術が記載されている。

【0004】

特許文献2には、パルス波とCW波用に別々の回路を設ける技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2000-152930号公報

【特許文献2】米国特許第6028484号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、超音波診断装置では、高画質化が求められている。そのため、超音波を発する超音波プローブ内に多量の振動子と振動子を駆動するICを設けて、振動子数を増やすことで高画質化が可能だが消費電力も増大している。加えて、CW波を送信する際には、増幅回路に流れるバイアス電流を増やして雑音を低減し、高画質化を図ると、消費電力がさらに増大する結果となる。消費電力が増加すると超音波プローブが発熱し、放熱するために診断の中断が必要となる可能性がある。この結果として、患者やユーザの負担が増加する問題がある。

【0007】

特許文献1では、増幅回路をパルス波とCW波を送信するモードで共用している。送信する区間である送信期間以外の電流を抑えることができるが、送信期間はバイアス電流が流れ回路が動作するために、さらなる消費電力の削減が困難であるという問題がある。

【0008】

特許文献2では、パルス波とCW波で別々の回路を設け、それぞれの消費電力を低減することはできるが、特許文献1に比べて回路面積が増える問題がある。

【0009】

そこで本発明は、上記した従来技術の課題を解決して、高画質化と低消費電力化と省面積化を両立させた超音波プローブ及びそれを用いた超音波診断装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本願は、上記課題の少なくとも一部を解決する手段を複数含んでいるが、その例を挙げるならば、以下の通りである。

【0011】

上記課題を解決すべく、増幅回路と遅延回路と判定回路とを備え、増幅回路の入力は、遅延回路の入力と、判定回路の入力に接続され、判定回路は増幅回路の入力信号と遅延回路で遅延された信号の値を検出し、増幅回路の入力信号の立上りと立下りをトリガとし、遅延回路で遅延させた期間だけ、増幅回路のパワーをオンする。

【0012】

また、他の解決手段では、本発明に係る超音波診断装置は、増幅回路と遅延回路と判定回路とスイッチとを備え、前記増幅回路の入力と出力の間に前記スイッチが直列に接続され、前記増幅回路の入力は、前記遅延回路の入力と、判定回路の入力に接続され、前記遅延回路の出力は、前記判定回路の入力に接続される。

10

20

30

40

50

【0013】

すなわち、上記した課題を解決するために、本発明では、プローブ制御回路部と、このプローブ制御回路部と接続する複数のサブアレイとを備えた超音波プローブにおいて、サブアレイは、超音波振動子とこの超音波振動子に接続する素子回路ユニットとを複数備え、この素子回路ユニットは、超音波振動子を駆動する駆動信号を出力する送波回路サブユニットを有し、この送波回路サブユニットは増幅回路部と遅延回路部と判定回路部とを備え、増幅回路部の入力には遅延回路部の入力及び判定回路部の入力と接続され、遅延回路部の出力は判定回路部の入力に接続され、判定回路部の出力は増幅回路部に接続するように構成した。

【0014】

また、上記した課題を解決するために、本発明では、プローブ制御回路部と、このプローブ制御回路部と接続する複数のサブアレイとを備えた超音波プローブにおいて、サブアレイは超音波振動子とこの超音波振動子に接続する素子回路ユニットとを複数備え、この素子回路ユニットは、増幅回路部と制御回路部と増幅回路部にバイアス電流を印加するバイアス電流印加部とを有し、プローブ制御回路部で超音波振動子を駆動する駆動信号をパルス信号と連続波信号との間で切替えたときに、バイアス電流印加部は増幅回路部に印加するバイアス電流を切替えるように構成した。

【0015】

更に、上記した課題を解決するために、本発明では、本体インターフェース部と制御回路部と入力部とモニタとを備えた装置本体と、プローブ制御回路部と、このプローブ制御回路部と接続する複数のサブアレイとを備えて装置本体と接続する超音波プローブとを備えた超音波診断装置において、超音波プローブのサブアレイは、超音波振動子と超音波振動子に接続する素子回路ユニットとを複数備え、この素子回路ユニットは、超音波振動子を駆動する駆動信号を出力する送波回路サブユニットを有し、送波回路サブユニットは、増幅回路部と遅延回路部と判定回路部とを備え、増幅回路部の入力には、遅延回路部の入力及び判定回路部の入力と接続され、遅延回路部の出力は、判定回路部の入力に接続され、判定回路部の出力は、増幅回路部に接続するように構成した。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、超音波プローブ及びそれを用いた超音波診断装置において高画質化と低消費電力化と省面積化を鼎立させることができ、患者やユーザの負担を軽減することができる。

【0017】

上記した以外の課題、構成、および効果は、以下の実施形態の説明により明らかにされる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施例1に係る超音波診断装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例1に係る超音波診断装置の素子回路の概略の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施例1に係る超音波診断装置の送波回路の概略の構成を示すブロック図である。

【図4】送信信号に含まれる雑音(位相雑音)とバイアス電流との関係を示すグラフである。

【図5】本発明の実施例1に係る超音波診断装置のパワー制御回路の概略の構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の実施例1に係る超音波診断装置の送波回路の動作タイミングの一例を示したタイミングチャートである。

【図7】本発明の実施例2に係る超音波診断装置の送波回路の概略の構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 8】本発明の実施例 2 に係る超音波診断装置のパワー制御回路の概略の構成を示すブロック図である。

【図 9】本発明の実施例 2 に係る超音波診断装置の送波回路の動作タイミングの一例を示したタイミングチャートである。

【図 10】本発明の実施例 3 に係る超音波診断装置の送波回路の概略の構成を示すブロック図である。

【図 11】本発明の実施例 3 に係る超音波診断装置の送波回路の動作タイミングの一例を示したタイミングチャートである。

【図 12】本発明の実施例 4 に係る超音波診断装置の設定モードとバイアス電流値の関係を示した図である。

10

【図 13】本発明の実施例 5 に係る超音波診断装置の診断時間とバイアス電流値と参照画像の関係を示した図である。

【図 14】本発明の実施例 5 に係る超音波診断装置の診断時間を設定するモニタ画面の一例である。

【図 15】本発明の実施例 6 に係る超音波診断装置の概略の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

本発明は、超音波診断装置の超音波プローブの送波回路において比較的大きな面積を占める増幅回路を、断層像を撮像するためにパルス波を送信するモードと、血流を測定する CW 波を送信するモードとで共有することを可能にして、パルス波を送信するモードと CW 波を送信するモードとで別の増幅回路を用いる場合と比べて占有する面積を小さくする省面積化を図ったものである。

20

【0020】

また、本発明は、断層像を撮像するためにパルス波を送信するモードと、血流を測定する CW 波を送信するモードとで増幅回路に印加するバイアス電流を切替えることで振動子を急速充放電できるようにして低雑音信号を出力できるようにしたものである。

【0021】

さらに、本発明は、振動子の充放電時間を制御することにより、バイアス電流を印加する時間を規制して、低消費電力の実現を図ったものである。

30

【0022】

以下では、本発明の増幅回路を、超音波診断装置の超音波プローブの送波回路に適用した例について説明する。

【0023】

以下、本発明の実施例を、図面を用いて説明する。ただし、本発明は以下に示す実施の形態の記載内容に限定して解釈されるものではない。本発明の思想ないし趣旨から逸脱しない範囲で、その具体的構成を変更し得ることは当業者であれば容易に理解される。

【0024】

以下に説明する発明の構成において、同一部分又は同様な機能を有する部分には同一の符号を異なる図面間で共通して用い、重複する説明は省略する。同様な機能を有する複数の部分がある場合、識別のために同一符号にハイフンおよび数字を付する場合がある。

40

【実施例 1】

【0025】

図 1 は、本発明の実施例 1 に係る超音波診断装置 1000 の構成を示した図である。図 1 に示すように、本実施例に係る超音波診断装置 1000 は、本体装置 10 と、超音波プローブ 21 とを有している。

【0026】

本体装置 10 は、本体 I F (I F : InterFace) 11、本体制御回路 12、モニタ 13、入力手段 14 とを有する。本体 I F 11 は、超音波プローブ 21 との間で超音波プローブにより超音波を送受信するための信号を通信する。

50

【 0 0 2 7 】

本体制御回路 1 2 は、例えば、当該超音波診断装置 1 0 0 0 の全体の制御を行う CPU (Central Processor Unit) 1 2 1 と、CPU 1 2 1 が実行するプログラム等を記憶した HDD (Hard Disk Drive) や処理するデータを一時記憶する RAM などの記憶装置 1 2 2 と、図示していない外部装置と通信するための通信 IF (IF: InterFace) 装置 1 2 3 と、超音波プローブ 2 1 からの信号を画像処理する画像処理回路 1 2 4 と、超音波プローブ 2 1 を制御するために超音波プローブ 2 1 との間で制御信号を通信する通信部 1 2 5 を有している。

【 0 0 2 8 】

モニタ 1 3 は、液晶ディスプレイ装置等の出力装置である。入力手段 1 4 は、ボタンやキーボードやマウス、タッチパネル等の入力装置である。

10

【 0 0 2 9 】

また、本体装置 1 0 は図示していないが、電源回路を有し、本体装置 1 0 と超音波プローブ 2 1 の各部に電源を供給する。

【 0 0 3 0 】

本体装置 1 0 は、例えば、底面に取り付けられたキャスト (図示せず) 等により、床面上を自在に移動可能な構造となっている。他にも、タブレット端末の形態や、据え置き型として超音波プローブ 2 1 とは高速の通信ケーブルや無線で繋がっていても良い。

【 0 0 3 1 】

超音波プローブ 2 1 は、サブアレイ 2 2 (2 2 a, 2 2 b, 2 2 c ...)、プローブ IF 2 5 (2 5 a, 2 5 b, 2 5 c ...)、プローブ制御回路 2 6 とを有する。プローブ IF 2 5 は、超音波プローブ 2 1 に複数あり、複数のサブアレイ 2 2 と接続され、本体装置 1 0 の本体 IF 1 1 と超音波プローブ 2 1 により超音波を送受信するための信号を通信する。プローブ IF 2 5 は、例えば、本体 IF 1 1 間との通信ケーブルを通して電圧波形が歪まないようなバッファ回路などを含む。プローブ制御回路 2 6 は、本体装置 1 0 の本体制御回路 1 2 からの制御信号に基づき、超音波プローブ 2 1 の各部を制御する。

20

【 0 0 3 2 】

サブアレイ 2 2 a は、複数の 1 素子回路 2 3 a, 2 3 b, 2 3 c ... と加算回路 2 4 を有する。1 素子回路 2 3 a, 2 3 b, 2 3 c ... は超音波を送受信する。加算回路 2 4 は、サブアレイ 2 2 a が含む各 1 素子回路 2 3 a, 2 3 b, 2 3 c ... により受信した超音波信号を加算し、プローブ IF 2 5 a へ出力する。サブアレイ 2 2 b, 2 2 c ... についても同様である。

30

【 0 0 3 3 】

図 2 に 1 素子回路 2 3 のブロック図の一例を示す。図 1 に示した 1 素子回路 2 3 a, 2 3 b, 2 3 c ... は何れも同じ回路構成を有しているので、図 2 においてはそれらを代表して 1 素子回路 2 3 として表示している。1 素子回路 2 3 は、素子回路部 3 0 と振動子 4 1 とが対になっており、素子回路部 3 0 は、受信回路 (Rx) 3 1、遅延制御回路 (Delay Cont.) 3 2、送波回路 (Tx) 3 3 を備えて構成されている。

【 0 0 3 4 】

遅延制御回路 3 2 は、プローブ制御回路 2 6 を介し、本体装置 1 0 の本体制御回路 1 2 からの制御信号に応じて送波回路 3 3 から出力される振動子 4 1 を駆動する駆動信号の出力タイミングを制御する。例えば、遅延制御回路 3 2 は、複数のサブアレイ 2 2 に含まれる複数の振動子 4 1 から出力される、複数の超音波のフォーカルポイント (超音波信号が強くなるポイント) を走査するように、送波回路 3 3 が出力する駆動信号の出力タイミングを制御する。また、遅延制御回路 3 2 は、例えば、複数のサブアレイ 2 2 に含まれる複数の振動子 4 1 が受信する複数の反射波から、ターゲットの適切な画像が得られるよう、受信回路 3 4 の受信信号を遅延し、加算回路 2 4 で加算するタイミングを制御する。

40

【 0 0 3 5 】

従って、本体装置 1 0 の画像処理回路 1 2 5 は、1 素子回路 2 3 にて送受信した信号を画像として表示できるように信号処理を行なうことで、ターゲットの超音波画像をモニタ

50

13に表示することができる。

【0036】

送波回路33は、遅延制御回路32から出力される信号を増幅して、振動子41を駆動する駆動信号を出力する。

【0037】

受信回路31は、振動子41によって受信された信号を増幅して、遅延制御回路32に出力する。

【0038】

1素子回路23に含まれる振動子41は、1D(Dimension)あるいは2Dアレイ状に配置され、送波回路33や受信回路31とはインターポーザなどを介して接続される構成でも良いし、半導体プロセス上で作成して、送波回路33や受信回路31と同一チップ上に実装される構成でも良い。

【0039】

振動子41は、高画質化の要求に応じて小型化され、その数が増加している。それに伴い、1素子回路23の数は、例えば、約1万個に達する。そのため、1素子回路23のサイズおよび消費電力の低減を図ることが重要となる。

【0040】

図3は、図2の送波回路33のブロック図の一例である。図3に示すように、送波回路33は、増幅回路100と、抵抗 $R1:111$ 、抵抗 $R2:112$ と、パワー制御回路200を有する。

【0041】

増幅回路100の非反転入力端子101は、信号線 $inp:121$ と接続されている。信号線 $inp:121$ は入力端子140を介して遅延制御回路32と接続され、また、分岐して信号線 $inp:123$ を介してパワー制御回路200に接続されている。従って、増幅回路100の非反転入力端子101には、遅延制御回路32から出力される信号が入力端子140を介して入力される。遅延制御回路32から出力される信号は、例えば、正弦波や方形波である。

【0042】

増幅回路100の反転入力端子102は、信号線122と接続されている。信号線122は、抵抗 $R1:111$ を介して定電圧源 120 と接続されている。従って、増幅回路100の反転入力端子102には、定電圧源 120 から出力される一定の定電圧(コモンモード電圧 V_{com})が抵抗 $R1:111$ を介して入力される。

【0043】

定電圧源120は、例えば、電源から、抵抗分圧によりコモンモード電圧 V_{com} を生成することができる。プローブIF25やプローブ制御回路26から供給しても良い。あるいは、コモンモード電圧 V_{com} は、グランド電圧(0V)であってもよいし、本体装置10から供給してもよい。増幅回路100は、遅延制御回路32から出力され信号線121を介して入力される信号を増幅して、出力端子130から出力する。

【0044】

増幅回路100の出力端子130からの出力は、振動子41と接続されている。増幅回路100は、遅延制御回路32から出力される信号を入力端子140から信号線121を介して入力して増幅し、駆動信号として、出力端子130から振動子41に出力する。

【0045】

コモンモード電圧 V_{com} を出力する定電圧源120と、増幅回路100の反転入力端子102との間には、抵抗 $R1:111$ が接続されている。増幅回路100の反転入力端子102と、増幅回路100の出力との間には、抵抗 $R2:112$ が接続されている。これにより、送波回路33のDC(Direct Current)利得は、送波回路33全体が非反転増幅回路を構成しているので、増幅回路100の利得が「 $R2/R1$ 」の比より十分大きいとすれば、「 $1+R2/R1$ 」となる。

【0046】

10

20

30

40

50

増幅回路100は、信号線113を介して送信オン信号txon:601と接続され、更に、信号線114を介してCWオン信号cwon:602と接続されている。更に、信号線113を介して送信オン信号txon:601と信号線114を介してCWオン信号cwon:602とは、バイアス電流回路150に入力される。バイアス電流回路150からの出力は、信号線115を介して増幅回路100に入力される。

【0047】

入力端子142から入力されて信号線113で送信される送信オン信号txon:601は、プローブ制御回路26を介し、本体装置10のCPU121からの制御に応じて、振動子41から超音波を出力する送信時にHigh状態を出力する。即ち、入力端子142から入力される送信オン信号txonは素子回路部30が送信状態(振動子41から超音波を出力可能な状態)であることを示す信号である。

10

【0048】

一方、入力端子141から入力されて信号線114で送信されるCWオン信号cwon:602は、プローブ制御回路26を介し、本体装置10のCPU121からの制御に応じて、振動子41からCW信号を送受信する時にHigh状態を出力する。即ち、入力端子141から入力されるCWオン信号cwon:602は1素子回路23がCW状態を示す信号である。

【0049】

増幅回路100は、入力端子142から入力されて信号線113で送信される送信オン信号txon:601がLow状態なら、パワーオフし、出力端子130から振動子41に出力される信号out:606のレベルはコモンモード電圧Vcomのレベルになる。

20

【0050】

また、入力端子141から入力されて信号線114で送信されるCWオン信号cwon:602の状態に応じて、バイアス電流回路150により増幅回路100のパワーがオンの状態における増幅回路100に印加するバイアス電流値を変える。例えば、入力端子141から入力されたCWオン信号cwon:602がHigh状態ならバイアス電流回路150から出力され信号線115を介して増幅回路100に印加されるバイアス電流はibcw:6072の値に設定し(図6参照)、CWオン信号cwon:602がLow状態ならバイアス電流:607をibbw:6071の値に設定する(図6参照)。

【0051】

1素子回路23がCW状態における血流計測では、血球からの反射波である受信信号と同時に、骨などから反射された大振幅の送信信号による反射波も同時に受信される問題がある。血球からの反射波に対し、骨からの反射波は非常に大きく、その反射波に含まれる送信信号に起因する雑音もまた大きい。雑音は周波数特性を持ち位相雑音として、血球からの反射波の周波数帯と重なる。このため、振動子41に対してCW波を送信する血流計測では、送信信号に含まれる雑音を低減することが、高画質化するために重要である。

30

【0052】

一方、送信信号に含まれる雑音(位相雑音)とバイアス電流との間には、図4に示すような関係があり、バイアス電流が増加すると位相雑音が減少する。従って、位相雑音はバイアス電流回路150から出力されて増幅回路100に印加されるバイアス電流を増やすことによって改善することが可能である。従って、バイアス電流回路150によるバイアス電流の設定値はibcw > ibbwとして(図6参照)、端子141から入力されるCWオン信号cwon:602がHigh状態のCW状態におけるバイアス電流をパルス波を送信するモードより大きくすることで、血流計測において連続波を送信する際の高画質化を行なう。

40

【0053】

パワー制御回路200の出力decout:605は、信号線:116で増幅回路100と接続される。入力端子142から入力された送信オン信号txon:601と入力端子141から入力されたCWオン信号cwon:602が両者ともHigh状態の場合、増幅回路100のパワーのオン・オフ制御は信号線116を伝わるパワー制御回路200

50

の出力 `decout` : 605 の値に従う。

【0054】

増幅回路100は、端子142から入力される送信オン信号 `txon` : 601と端子141から入力されるCWオン信号 `cwon` : 602が両者ともHigh状態以外では、パワー制御回路200から信号線116を介して出力される信号 `decout` : 605の値を無視してパワーのオン・オフが制御される。

【0055】

パワー制御回路200は、信号線121を流れる信号 `inp` : 603の値の立上りから一定の時間、信号線116を介して出力される信号 `decout` : 605により増幅回路100にHigh状態を出力し、信号線121を流れる信号 `inp` : 603の値の立下りから一定の時間、信号線116を介して出力される信号 `decout` : 605により増幅回路100にHigh状態を出力する。前記、一定の時間以外は信号線 `decout` : 116により増幅回路100にLow状態を出力する。

【0056】

従って、増幅回路100は、端子142から入力される送信オン信号 `txon` : 601と端子141から入力されるCWオン信号 `cwon` : 602が両者ともHigh状態では、信号線 `inp` : 121を流れる信号の立上りおよび立下りの一定時間の間、パワーがオンとなり、前記一定時間以外はパワーがオフとなるため、パワーをオフしている期間の間、増幅回路100の電力消費を落とすことができる。

【0057】

図5は、パワー制御回路200のブロック図の一例である。パワー制御回路200は、バッファ回路G1 : 201、G2 : 203、遅延回路210、判定回路220を含む。

【0058】

パワー制御回路200の入力は、信号線121から分岐した信号線123がバッファ回路G1 : 201と接続される。バッファ回路G1 : 201の出力は、遅延回路210を経由するルートと、信号線202を経由するルートの2つのルートで判定回路220に接続される。

【0059】

遅延回路210は、抵抗R10 : 211と容量C10 : 212で構成される。抵抗R10 : 211と容量C10 : 212は直列に接続され、抵抗R10 : 211の一端はバッファ回路G1 : 201の出力と接続され、もう一端はバッファ回路G2 : 203と容量C10 : 212の一端に接続される。容量C10 : 212のもう一端は、グラウンドに接続される。容量C10 : 212のもう一端の接続先は、グラウンド以外にも、電源でもコモンモードV_{cm}でも良いし、低インピーダンスで定電圧が供給されるノードなら良い。

【0060】

バッファ回路G2 : 203の出力は信号線204と接続される。信号線202と信号線204はそれぞれ判定回路220内のEXOR回路G3 : 221に接続される。EXOR回路G3 : 221の出力は、パワー制御回路200の出力として、信号線116に接続され、増幅回路100に繋がっている。

【0061】

バッファ回路G1 : 201は信号線121から分岐された信号線123を介して端子140から入力された遅延制御回路32からの出力信号を高インピーダンスで受け、電源・グラウンドレベルまで増幅することでデジタル値に変換する。高インピーダンス入力のため、遅延制御回路32のドライブ能力は少なくても済み、低消費電力化に繋がる。バッファ回路G1 : 201でデジタル値に変換された遅延制御回路32の出力信号は信号線202と同じ信号として遅延回路210に入力される。遅延回路210は抵抗R10 : 211と容量C10 : 212の時定数によって、容量の充放電電圧が決まる。すなわち、充放電にかかる時定数に基づいて、出力信号が遅延する。その遅延した出力信号をバッファ回路G2 : 203によってデジタル値に変換する。

【0062】

10

20

30

40

50

デジタル値に変換されて信号線 202 で送信される信号 `inp d : 604` と、その遅延信号である信号線 204 で送信される信号 `dec in` は、判定回路 220 内の EXOR 回路 G3 : 221 によって、信号線 202 で送信される信号 `inp d : 604` の立上りから、信号線 204 で送信される信号 `dec in` の立上りまでの間、High 状態を出力し、信号線 202 で送信される信号 `inp d : 604` の立下がりから、信号線 204 で送信される信号 `dec in` の立下がりまでの間、High 状態を出力する。

【0063】

図 6 に本実施例の超音波診断装置の送信時における送波回路 33 とパワー制御回路 200 の動作のタイミングチャートを示す。以下、図 6 を用いて、パルス波を送信して断層像を撮像する B モードと、CW 波を送信して血流計測を行なう CW モードの動作について説明する。

10

【0064】

T1 は断層像を撮像する B モード送信期間、T2 は B モード受信期間および、次の送信までのブランク期間、T3 は CW モード期間である。

【0065】

B モード送信期間 T1 では、送信オン信号 `tx on : 601` が High 状態となり、CW オン信号 `cw on : 602` は Low 状態となる。送信オン信号 `tx on : 601` が High のため、B モード時のバイアス電流回路 150 で発生させたバイアス電流 607 が電流値 `ib bw 6071` として増幅回路 100 に流れ、増幅回路 100 がオンする。遅延制御回路 32 から入力されて信号線 121 を流れる信号 `inp : 603` は、増幅回路 100

20

【0066】

信号線 121 を流れる信号 `inp : 603` のレベルが変化する期間 T10 において、パワー制御回路 200 の信号線 202 を流れる信号 `inp d` が、遅延制御回路 32 から入力されて信号線 121 を流れる信号 `inp : 603` に対して遅延して、デジタル変換される。

【0067】

信号線 121 を流れる信号 `inp : 603` の立上りと立下りから、信号線 202 を流れる信号 `inp d : 604` の立上りと立ち下がりとの一定期間だけ、信号線 116 を流れる信号 `dec out : 605` の値が High 状態となる。しかし、信号線 114 を流れる CW オン信号 `cw on : 602` が Low 状態のため、信号線 116 を流れる信号 `dec out : 605` の値によって、増幅回路 100 のパワーオン・オフが制御されることはなく、線形増幅が可能となる。

30

【0068】

B モード受信期間および、次の送信までのブランク期間 T2 では、送信しないため送信オン信号 `tx on : 601` は Low 状態となり、増幅回路 100 はバイアス電流 607 が流れずオフとなる。

【0069】

CW モード期間 T3 では、CW モードのため CW オン信号 `cw on : 602` が High 状態になるとともに、送信オン信号 `tx on : 601` が High 状態となる。増幅回路 100 に流れるバイアス電流は CW モードの設定である `ib cw : 6072` に設定される。

40

【0070】

パワー制御回路 200 により、遅延制御回路 32 から端子 140 を介して入力される信号線 123 を流れる信号 `inp : 603` の立上りで制御回路 200 から出力されて信号線 116 を介して増幅器 100 に入力される出力 `dec out : 605` が High 状態となり、増幅回路 100 がオンし、増幅回路 100 の出力端子 130 からの出力 `out : 606` の波形が立上る。その後、パワー制御回路 200 の信号線 202 を流れる信号 `inp d : 604` が、遅延制御回路 32 から入力された信号線 121 を流れる信号 `inp : 603` に対して、遅延して、デジタル変換される。

【0071】

50

信号線 121 を流れる信号 $inp : 603$ が遅延したデジタル信号である信号線 202 を流れる信号 $inp d : 604$ が立上るまでの一定期間 T_4 が経過した後、制御回路 200 の出力 $decout : 605$ が Low 状態となり、増幅回路 100 がオフとなる。

【0072】

次に、パワー制御回路 200 により、遅延制御回路 32 から入力される信号線 121 を流れる信号 $inp : 603$ の立下りで制御回路 200 の出力 $decout : 605$ が High 状態となり、増幅回路 100 がオンし、増幅回路 100 の出力 $out : 130$ の波形が立下がる。信号線 123 を流れる信号 $inp : 603$ が遅延したデジタル信号である信号線 202 を流れる信号 $inp d : 604$ が立下がるまでの一定期間 T_5 が経過した後、制御回路 200 の出力 116 から出力される信号 $decout : 605$ が Low 状態となり、増幅回路 100 がオフとなる。

10

【0073】

従って、増幅回路 100 は遅延制御回路 32 から入力される信号線 121 を流れる信号 $inp : 603$ の立上りから一定期間 T_4 の間オンとなり、立下りから一定期間 T_5 の間オンとなり、それ以外の期間はオフとなるため、増幅回路 100 の消費電力を削減することが可能となる。

【0074】

血流計測での高画質化のためバイアス電流回路 150 から増幅回路 100 に印加するバイアス電流 607 の電流値 $ibcw 6072$ をパルス波計測のモードの場合の電流値 $ibbw : 6071$ より大きくすると、消費電力が増大するが、CW波の立下りと立上りからの一定期間のみしか、増幅回路 100 がオンしないため、消費電力削減につながり、高画質化と低消費電力化の両立を行なうことができる。

20

【0075】

また、パワー制御回路 200 は、低耐圧の素子で構成することができるため、面積は増幅回路 100 に比べて非常に小さく、パルス波と CW 波を送信する両モードで増幅回路 100 を共用することができるため、各モードに対応して別々に増幅回路を備える場合と比べて省面積化することができる。

【実施例 2】

【0076】

本発明の実施例 1 では、図 6 におけるパルス波を送信する B モードの送信期間 T_1 中の期間 T_{10} において、パワー制御回路 200 の出力側の信号線 116 を流れる信号 $decout : 605$ が、遅延制御回路 32 の出力である信号線 121 を流れる信号 $inp : 603$ の値に応じて変化していた。即ち、この間、パワー制御回路 200 は動作しており、電力を消費する。本実施例 2 では、パルス波を送信する B モードでの消費電力を低減することを目的とする。

30

【0077】

図 7 に実施例 2 における、送波回路 33 - 1 のブロック図の一例を示す。図 3 で説明した実施例 1 における走波回路 33 と異なるのは、パワー制御回路 300 に端子 142 から送信オン信号 $txon : 601$ と CW オン信号 $cwon : 602$ が入力され、パワー制御回路 300 の構成が実施例 1 で説明したパワー制御回路 200 と異なる点である。

40

【0078】

図 8 に、実施例 2 におけるパワー制御回路 300 のブロック図の一例を示す。図 5 で説明したパワー制御回路 200 と異なる点は、信号線 301 と信号線 302 が入力として接続されたアンド回路 $G10 : 310$ が追加され、実施例 1 のバッファ回路 $G1 : 201$ が実施例 2 ではアンド回路 $G11 : 311$ になり、アンド回路 $G11 : 311$ の一方の入力が、アンド回路 $G10 : 310$ の出力に接続されている点である。

【0079】

即ち、遅延制御回路 32 からの出力である信号線 121 を流れる信号 $inp : 603$ は、アンド回路 $G10 : 310$ と $G11 : 311$ により、端子 142 から入力して信号線 301 を流れる送信オン信号 $txon : 601$ と端子 141 から入力して信号線 302 を流

50

れるCWオン信号 $cw_{on} : 602$ が共に(同時に) $High$ 状態のときのみデジタル値の $High$ 状態に変換され、遅延回路 210 と判定回路 220 に入力される。その他の状態では、デジタル値の Low 状態に変換され、アンド回路 $G11 : 311$ の出力である信号線 202 の信号 $inp_d : 614$ は Low 状態に保たれる。従って、送信オン信号 $tx_{on} : 601$ とCWオン信号 $cw_{on} : 602$ が共に(同時に) $High$ 状態以外では、パワー制御回路 300 は動作せず、Bモードで低消費電力化できる。

【0080】

図9に、実施例2の超音波診断装置の送信時における送波回路 $33 - 1$ とパワー制御回路 300 の動作のタイミングチャートを示す。以下、図9を用いて、パルス波を送信し、断層像を撮像するBモードとCW波を送信し血流計測を行なうCWモードの動作について説明する。

10

【0081】

期間 $T3$ 以外では、信号線 301 を流れる送信オン信号 $tx_{on} : 601$ と信号線 302 を流れるCWオン信号 $cw_{on} : 602$ の両者とも $High$ 状態ではないため、パワー制御回路 300 の入力のAND回路 $G11 : 311$ は、信号線 123 を流れる信号 $inp : 603$ の値によらず、 Low 状態の信号 $inp_d : 614$ を信号線 202 に出力する。従って、判定回路 220 内のEXOR回路 $G3 : 221$ から出力されて信号線 $116 - 1$ を流れる信号 $dec_{out} : 615$ の値も Low 状態に保たれ、パワー制御回路 300 の遅延回路 210 と判定回路 220 は動作せず、低消費電力化が可能となる。

20

【0082】

増幅回路 100 の出力端子 130 からの出力 $out : 616$ 、及びバイアス電流回路 150 から増幅回路 100 に印加するバイアス電流 617 は、実施例1で説明した出力 $out : 606$ 及びバイアス電流 607 と同じであるので、説明を省略する。

【0083】

本実施例においても、実施例1の場合と同様に、増幅回路 100 の消費電力を削減することが可能となり、高画質化と低消費電力化の両立を行なうことができる。また、パルス波とCW波を送信する両モードで増幅回路 100 を共用することができるため、各モードに対応して別々に増幅回路を備える場合と比べて省面積化することができる。

【実施例3】

【0084】

本発明の第1および第2の実施例では、CWモードにおいてパワーをオフしている期間中に送信振幅が低下することで、超音波信号が歪むため、画像が劣化する懸念がある。例えば、実施例1の図6において、期間 $T4$ と期間 $T5$ の間の送信振幅を考える。

30

【0085】

信号線 121 を流れる信号 $inp : 601$ は定電圧源 120 から出力されるコモンモード電圧 V_{com} に対して大きく、 $High$ 状態の振幅を振動子 41 に出力する必要がある。しかしながら、増幅回路 100 はオフなので、増幅回路 100 の出力はオープン状態となり電流が流れない状態となる。従って、振動子 41 に充電された電荷は抵抗 $R2 : 112$ と $R1 : 111$ を介し、定電圧源 120 へと放電される。従って、CWモードにおいて出力振幅は、パワーをオフしている間、低下してしまうのである。

40

【0086】

本実施例では、連続波を送信するCWモードにおいて、増幅回路 100 のパワーオフ時に振幅が低下しないようにすることを目的とする。

【0087】

図10に実施例3における、送波回路 $33 - 2$ のブロック図の一例を示す。図7で説明した実施例2における送波回路 $33 - 1$ の構成と異なるのは、抵抗 $R1 : 111$ と抵抗 $R2 : 112$ の間にスイッチ $SW1 : 117$ が直列に接続されている点である。

【0088】

スイッチ $SW1 : 117$ は、信号線 115 を流れるCWオン信号 $cw_{on} : 602$ によって制御され、CWオン信号 $cw_{on} : 602$ が $High$ 状態のときにオープン状態とな

50

り、CWオン信号 $cw_{on} : 602$ が Low 状態のときにクローズ状態となる。即ち、CW波を送信するCWモードでは、スイッチ $SW1 : 117$ がオープンになるため、振動子41に充電された電荷が抵抗 $R2 : 112$ を介して放電される電荷を殆ど無くすることができ、増幅回路100のパワーオフ時に振幅が低下しないようにすることができる。

【0089】

図11に、スイッチ $SW1 : 117$ の制御タイミングを含む、本実施例の超音波診断装置の送信時における送波回路33-2とパワー制御回路300の動作のタイミングチャートを示す。以下、図10を用いて、パルス波を送信し、断層像を撮像するBモードとCW波を送信し血流計測を行なうCWモードの動作について説明する。

【0090】

スイッチ $SW1 : 117$ の状態を示す $sw1 : 1101$ は、CWオン信号 $cw_{on} : 602$ が High 状態である期間 $T3$ において、オープン状態となる。また、それ以外の期間では、CWオン信号 $cw_{on} : 602$ が Low 状態となるため、クローズ状態となる。従って、CW波を送信するCWモードでは、スイッチ $SW1 : 117$ がオープンになるため、振動子41に充電された電荷が抵抗 $R2 : 112$ を介して放電される電荷は殆ど無くすることができ、増幅回路100のパワーオフで低消費電力化できると共に、振幅が低下しないようにすることができる。

【0091】

また、図示はしていないが、抵抗 $R2 : 112$ と並列にコンデンサを接続してもよい。これにより、増幅回路200あるいは増幅回路300の出力は、不要な高調波が抑えられる。

【0092】

信号線202を流れる信号 $in_{pd} : 624$ 及び信号線116-1を流れる信号 $dec_{out} : 615$ は実施例2で説明したものと同一であり、増幅回路100の出力端子130からの出力 $out : 626$ 、及びバイアス電流回路150から増幅回路100に印加するバイアス電流 627 は、実施例1で説明した出力 $out : 606$ 及びバイアス電流 607 と同一であるので、説明を省略する。

【0093】

本実施例においても、実施例1及び2の場合と同様に、増幅回路100の消費電力を削減することが可能となり、高画質化と低消費電力化の両立を行なうことができる。また、パルス波とCW波を送信する両モードで増幅回路100を共用することができるため、各モードに対応して別々に増幅回路を備える場合と比べて省面積化することができる。

【実施例4】

【0094】

本発明の第1から第3の実施例では、バイアス電流の設定値はCWモードでは $ib_{cw} : 6072$ の値として扱ったが、ユーザの要望によって変えてもよい。

【0095】

図12に本発明の実施例4における、バイアス電流設定値411とユーザが所望する設定モード412との関係をテーブル化した図を示す。このテーブル410は、本体制御回路12の内部の記憶領域に保存され、超音波診断装置メーカーなどが改変可能とする。

【0096】

実施例1で述べたとおり、バイアス電流を増やすと雑音が下がり、高画質化が可能となる。一方、バイアス電流を増やすと消費電力が上がり発熱が増加する。このため、高画質の画像を得ながら診断する場合、プローブ21を放熱させるために連続診断時間を短くしなければならなくなる可能性がある。

【0097】

そこで、本実施例においては、バイアス電流の値411は設定AとBを、プローブ制御回路26を介して本体制御回路12で設定可能な構成とした。設定Aと設定Bの関係性は、設定 $B >$ 設定 A とし、設定モード412が長時間設定モード413では、よりバイアス電流を低くした設定Aが選択され、高画質設定モード414では、よりバイアス電流を高

10

20

30

40

50

くした設定Bが選択されるように構成する。ユーザは入力手段14を介し、長時間設定モード413か高画質設定モード414かを選択する。

【0098】

選択の結果を、本体制御回路12に入力することで、本体制御回路12の内部の記憶領域に保存された図12のテーブルを参照し、対応付けられたバイアス電流の設定値を読み出し、プローブ制御回路26を介して、各1素子回路23の内部の増幅回路100のバイアス電流の設定値を変更する。

【0099】

従って、患者を長時間診断したい場合などは、長時間設定モード413にすれば、バイアス電流が低く設定され、結果として消費電力が抑えられ発熱が低くなり、長時間の撮像が可能となる。一方、不鮮明な画像で診断が困難な場合などは、高画質設定モード414を選択することにより、バイアス電流が高く設定され、結果として雑音が下がることで、高画質の撮像が可能となる。すなわち、ユーザの要望によって画質優先か診断時間優先かを選択することが可能となる。

【実施例5】

【0100】

本発明の実施例4では、バイアス電流を予め決められた設定モードと関連付け、ユーザにて選択可能にした。しかしながら、診断時間に対して、どの程度の画質が得られるか直感的にはわからず、場合によっては各設定モードにて、ユーザが画質を確認する必要がある。本実施例5では、連続診断時間と画質との関係性を、モニタ13に出力することで、ユーザが直感的に連続診断時間を設定できる手段を提供することを目的とする。

【0101】

図13は、連続診断時間551とバイアス電流の設定値552と得られる参考画像553の関係を示したテーブル550である。このテーブル550は、本体制御回路12の内部の記憶領域に保存され、超音波診断装置メーカーなどが改変可能とする。

【0102】

実施例1で述べたとおり、バイアス電流を増やすと雑音が下がり、高画質化が可能となる。一方、バイアス電流を増やすと消費電力が上がり発熱が増加する。このため、連続診断時間551が短くなる可能性がある。そこで、バイアス電流の設定値552は設定A1、A2、A3と、プローブ制御回路26を介して本体制御回路12で設定可能とする。

【0103】

バイアス電流の設定値552の設定A1と設定A2と設定A3はそれぞれ、連続診断時間551が10分、20分、30分の時間に対応しており、その関係性は、設定A1>設定A2>設定A3とする。即ち、連続診断時間551が長時間ほどバイアス電流の設定値552は小さくなる。また、設定A1と設定A2と設定A3はそれぞれ、参照画像553のpic1とpic2とpic3とに対応付けられているものとする。

【0104】

バイアス電流値の設定552は、予め連続診断時間551が10分、20分、30分前後になる値として、図13のテーブル550に超音波診断装置メーカーが実験や計算から求めて、保存する。また、連続診断時間551が10分、20分、30分前後の画像を、図13のテーブル550に超音波診断装置メーカーが実験や計算から求めて、保存する。

【0105】

図14にモニタ13に出力される、診断時間の設定画面510の一例を表示する。設定画面510は、診断時間インジケータ500と診断時間設定値501とイメージ画像502とOKボタン503とキャンセルボタン504から構成される。

【0106】

ユーザは、入力手段14を介し、モニタ13の設定画面510上に表示された診断時間インジケータ500で示される診断時間の範囲と所望の診断時間である診断時間設定値501を確認しながら、設定する。診断時間設定値501が変わると、設定された診断時間に対応した参照画像が図13のテーブルから呼び出され、イメージ画像502としてモニ

10

20

30

40

50

タ 1 3 に出力される。

【 0 1 0 7 】

また、診断時間設定値 5 0 1 が図 1 3 のテーブル 5 5 0 にない場合は、前後のテーブルの値から、対応する値を補完計算により求める。例えば、診断時間設定値 5 0 1 が 2 0 分の場合は、図 1 3 のテーブル 5 5 0 では、1 0 分と 2 0 分のデータを用いて、対応する値を補完することになる。例えば、対応する参照画像は、pic 1 と pic 2 の間の各画素を線形補完して、2 0 分に相当するイメージ画像 5 0 2 を計算し、モニタ 1 3 に出力する。

【 0 1 0 8 】

ユーザが診断時間設定値 5 0 1 と、対応するイメージ画像 5 0 2 をモニタ 1 3 にて同時に確認しながら設定できるため、直感的に連続診断時間を設定することが可能となる。ユーザは、診断時間設定値 5 0 1 と、対応するイメージ画像 5 0 2 の設定で診断したい場合は、OK ボタン 5 0 3 を入力手段 1 4 を介して選択し、診断時間設定値 5 0 1 を確定する。

10

【 0 1 0 9 】

本体制御回路 1 2 は、確定された診断時間設定値 5 0 1 の値を図 1 3 のテーブル 5 5 0 から読み出す。診断時間設定値 5 0 1 が図 1 3 のテーブル 5 5 0 にない場合は、前後のテーブルの値から、対応する値を補完計算により求める。例えば、診断時間設定値 5 0 1 が 2 0 分の場合は、図 1 3 のテーブル 5 5 0 では、1 0 分と 2 0 分のデータを用いて、対応する値を補完することになる。例えば、対応するバイアス電流設定値は、A 1 と A 2 の間の値を線形補完して、2 0 分に相当するバイアス電流値を計算し、プローブ制御回路 2 6 を介して、1 素子回路 2 3 内の増幅回路 1 0 0 のバイアス電流設定値を変更する。

20

【 0 1 1 0 】

一方、診断時間設定値 5 0 1 を破棄したい場合は、キャンセルボタン 5 0 4 を入力手段 1 4 を介して選択し、診断時間設定値 5 0 1 の変更は行わない。

【 0 1 1 1 】

以上に示したように、本実施の形態によれば、ユーザが連続診断時間と画質とを同時にモニタで見ながら設定できるため、設定してから画質を確認する等の作業が要らず効率的に診断できるため、ユーザの負担を軽減することが可能となる。

【 実施例 6 】

30

【 0 1 1 2 】

本発明の実施例 5 では、ユーザが直感的に連続診断時間を設定できる手段を提供したが、外部気温などにより設定時間以上に長時間の連続診断が可能になる場合がある。本実施例 6 では、長時間診断において、最適な画質を提供することを目的とする。

【 0 1 1 3 】

図 1 5 に、実施例 6 における、超音波診断装置 1 1 0 0 のブロック図の一例を示す。実施例 1 で説明した図 1 に示した構成に対して異なる箇所は、温度センサ 2 7 が追加され、温度センサ 2 7 はプローブ制御回路 2 6 - 1 に接続される点である。

【 0 1 1 4 】

温度センサ 2 7 は超音波プローブ 2 1 - 1 内部の温度を計測し、プローブ制御回路 2 6 - 1 に出力する。プローブ制御回路 2 6 - 1 では、温度センサ 2 7 の現在の出力値と予め設定した値とを比較し、温度が高いと、バイアス電流を下げるように、1 素子回路 2 3 内の増幅回路 1 0 0 を設定する。温度が低いと、バイアス電流を上げるように、1 素子回路 2 3 内の増幅回路 1 0 0 を設定する。バイアス電流を上げれば消費電力が増加するため、発熱が上昇し、雑音が増加する。一方、バイアス電流を下げれば消費電力が減少し、発熱が下降し雑音が増加する。

40

【 0 1 1 5 】

以上に示したように、本実施の形態によれば、温度センサ 2 7 により、超音波プローブ 2 1 - 1 の温度を計測し、温度が上昇すると、バイアス電流を下げ、温度が下降するとバイアス電流を上げるように制御されるため、長時間診察していても予め設定した値の温度

50

になるように、バイアス電流が制御され、最適な画質が得られる。

【0116】

本発明では、増幅回路は超音波プローブ内として説明したが、この限りではない。例えば、振動子のみを超音波プローブ内に入れた場合でも、本発明の技術は同様に適用可能である。また、Bモードにおいても、リニア増幅を行わずにパルス増幅を行なう場合は、本発明のCWモードと同様に、遅延制御回路の出力の立上りと立下りから一定期間のみ増幅回路をオンすることで低消費電力化可能となる。この場合、CWオン信号に関わらず、パワー制御回路の出力信号により、増幅回路のパワーをオン・オフするように変更すればよい。

【0117】

以上、本発明者によってなされた発明を実施例に基づき具体的に説明したが、本発明は前記実施例に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能であることは言うまでもない。すなわち、上記実施例で説明した構成の一部をそれと等価な機能を有する手段で置き換えたものも、または、実質的でない機能の一部を省略したものも本発明に含まれる。

【符号の説明】

【0118】

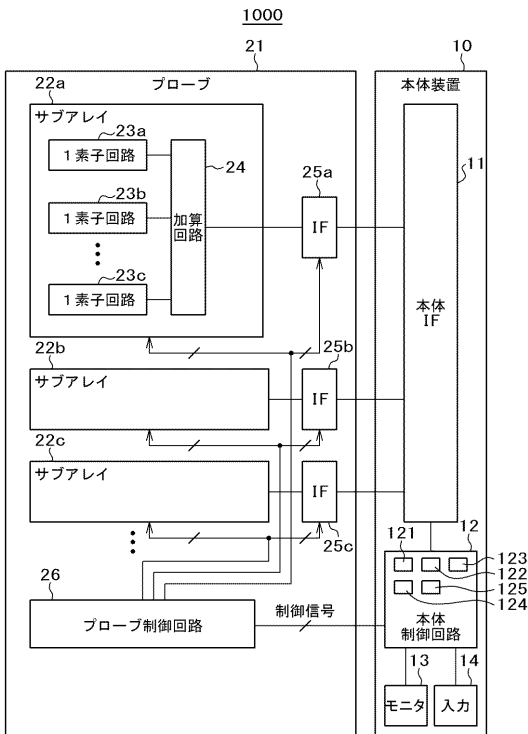
- 10 ... 本体装置
- 11 ... 本体IF
- 12 ... 本体制御回路
- 13 ... モニタ
- 14 ... 入力手段
- 21, 21 - 1 ... 超音波プローブ
- 22 ... サブアレイ
- 23 ... 1素子回路
- 24 ... 加算回路
- 25 ... プローブIF
- 26, 26 - 1 ... プローブ制御回路
- 30 ... 素子回路部
- 31 ... 受信回路
- 32 ... 遅延制御回路
- 33, 33 - 1, 33 - 2 ... 送波回路
- 41 ... 振動子
- 100 ... 増幅回路
- 111 ... 抵抗R1
- 112 ... 抵抗R2
- 117 ... スイッチSW1
- 200, 300 ... パワー制御回路
- 2 ... 遅延回路
- 220 ... 判定回路
- 1000, 1100 ... 超音波診断装置。

10

20

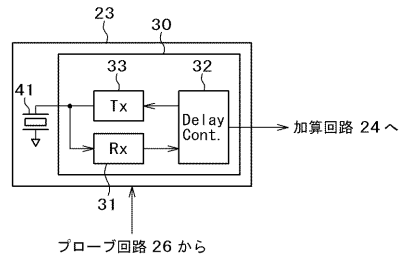
【図1】

図1



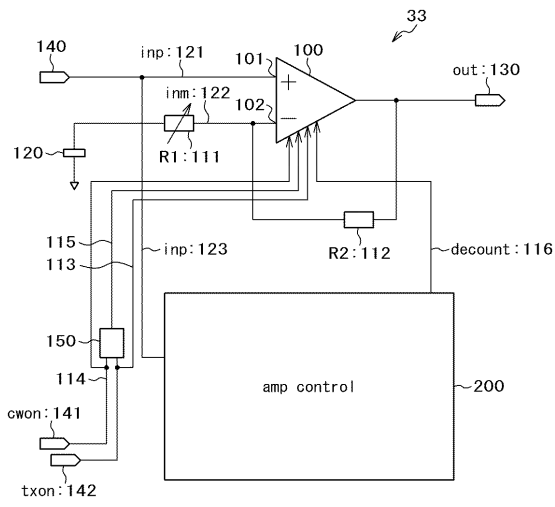
【図2】

図2



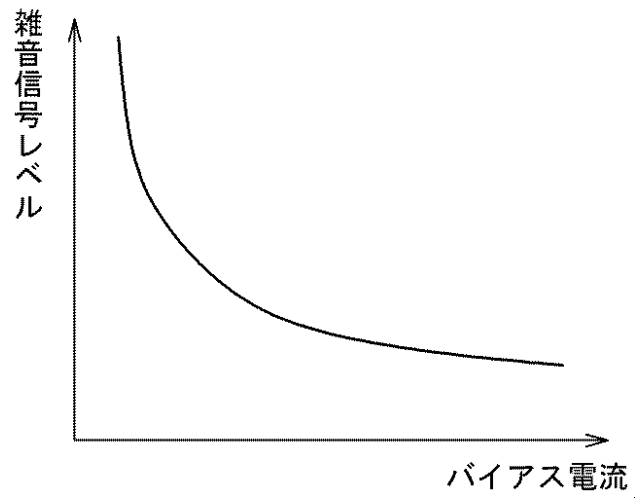
【 図 3 】

図 3



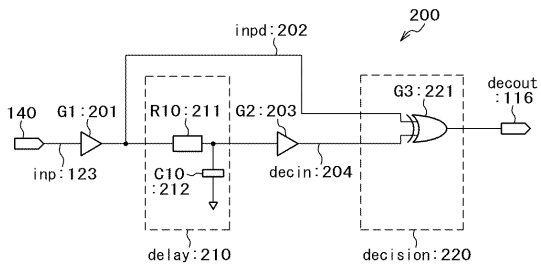
【 図 4 】

図 4



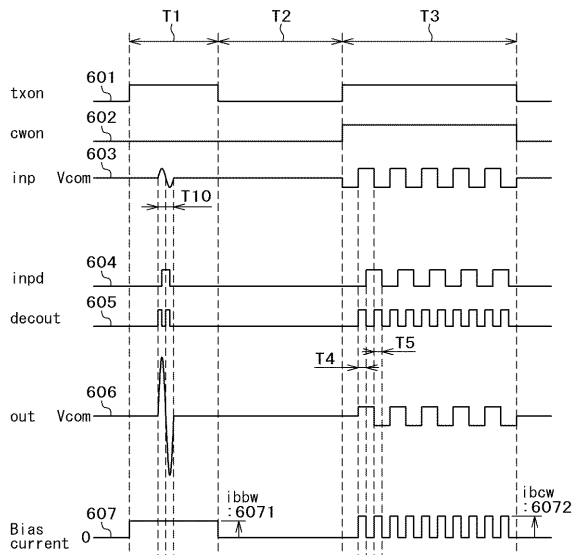
【 図 5 】

図 5



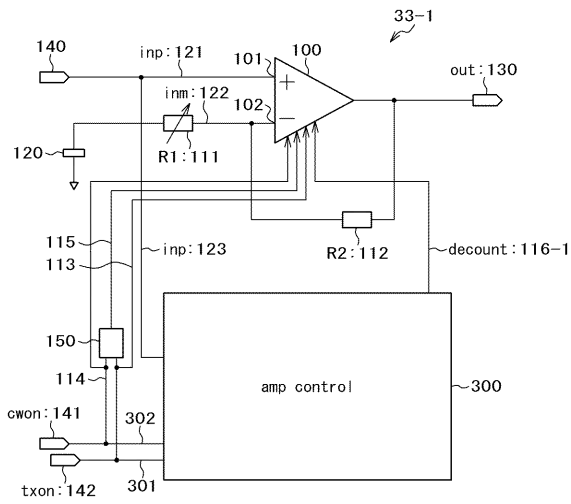
【 図 6 】

図 6



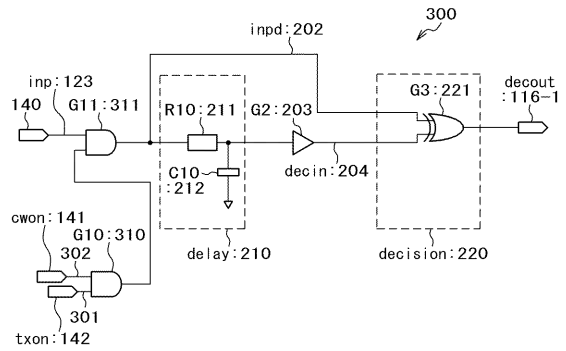
【 図 7 】

図 7



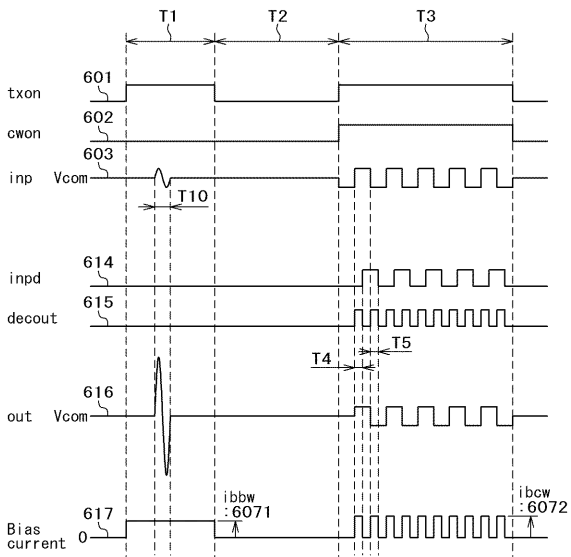
【 図 8 】

図 8



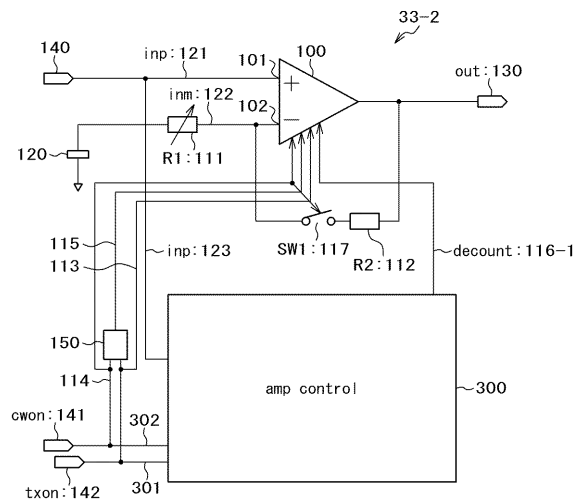
【 図 9 】

図 9



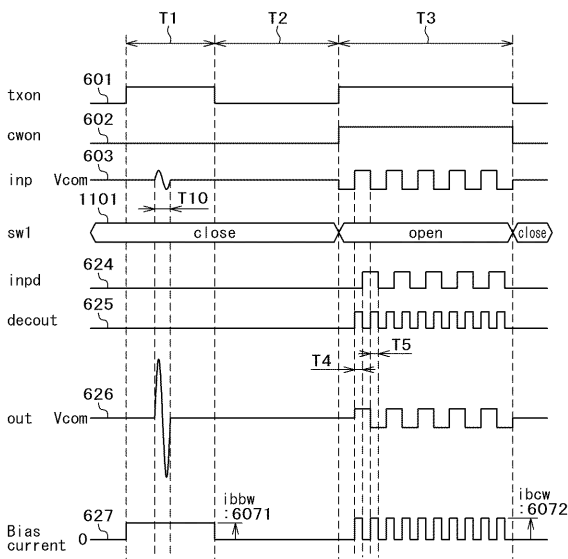
【 図 10 】

図 10



【図 1 1】

図 1 1



【図 1 2】

図 1 2

412	設定モード	バイアス電流値	411
413	長時間	A	
414	高画質	B	

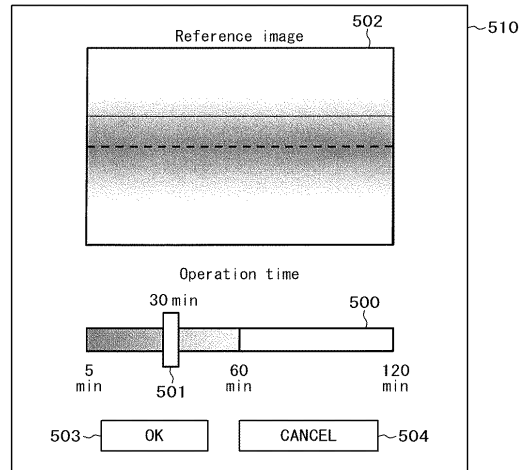
【図 1 3】

図 1 3

551	552	553	550
診断時間設定値	バイアス電流値	参照画像	
10min	A1	pic1	
20min	A2	pic2	
30min	A3	pic3	

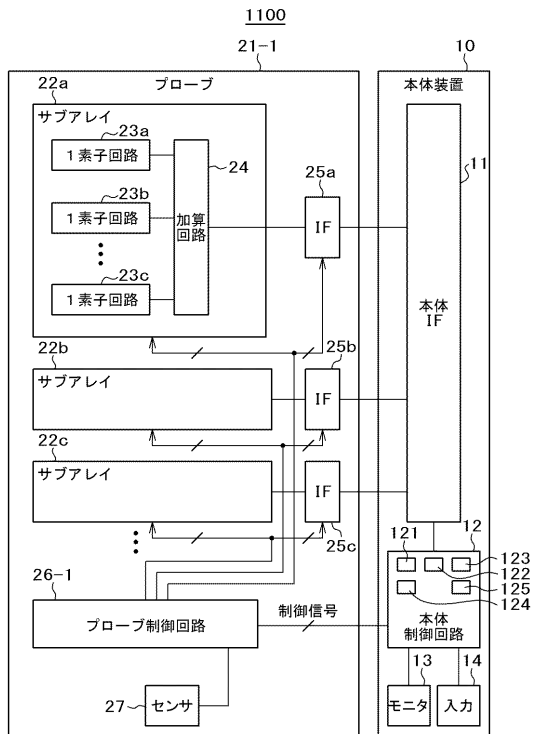
【図 1 4】

図 1 4



【図 1 5】

図 1 5



专利名称(译)	超声波探头和使用其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2017121274A	公开(公告)日	2017-07-13
申请号	JP2016000204	申请日	2016-01-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	勝部勇作 矢崎徹 五十嵐豊		
发明人	勝部 勇作 矢崎 徹 五十嵐 豊		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/EE15 4C601/GB18 4C601/JB11		
其他公开文献	JP6629597B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种兼容高图像质量，低功耗和面积节省，具有较少热量产生并且通过长期诊断减轻患者负担的超声波探头，以及使用该超声波探头的超声波诊断设备。 解决方案：在包括探针控制电路单元和连接到探针控制电路单元的多个子阵列的超声探头中，子阵列包括超声换能器，连接到超声换能器的元件电路单元，并且该元件电路单元具有超声波振动用于输出用于驱动儿童的驱动信号的发送电路子单元33，包括放大电路部分100的发送电路子单元，延迟电路部分和确定电路部分，以及放大电路部分的输入是延迟电路并且延迟电路部分的输出连接到判断电路部分的输入并且确定电路单元的输出连接到放大器电路单元。

图3

